

Φ DGMP

ISMRM | German
CHAPTER



Abstracts

www.dgmp-kongress.de

DGMP2022

53. JAHRESTAGUNG

der Deutschen Gesellschaft
für Medizinische Physik

24. JAHRESTAGUNG

der Deutschen Sektion der ISMRM

21.-24.09.2022

AACHEN



Monaco[®]

Comprehensive Treatment Planning

Monaco 6.1 is now available!



- ✓ Increase control over your planning process
- ✓ Enhance proton planning capabilities

Improve data management and simplify user access

Monaco 6.1 increases control over planning process with the ability to lock/unlock image registration, structures and couches.

This new release also allows concurrent access to patient data, with full control over the editor permission.

Besuchen Sie unser Lunchsymposium am 22. September 2022, 12:00–13:00h.

Monaco 6.1 is not available in all markets

LLFMON220415

© 2022 The Elekta Group. All rights reserved.

53. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik und 24. Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM

21.–24. September 2022

Eurogress Aachen | Monheimsallee 48 | 52062 Aachen

Tagungsleitung

Dr.-Ing. Uwe Heinrichs
Uniklinik RWTH Aachen
Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie

Dipl.-Phys. Eric Beckers
Gamma Knife Zentrum Krefeld

Tagungsleitung der DS-ISMRM

Prof. Dr.-Ing. Andreas Bitz
FH Aachen – University of Applied Sciences
Elektrotechnik und Informationstechnik

Programmkomitee

Markus Alber (Heidelberg)	Kerstin Jungnickel (Magdeburg)
Josefin Ammon (Nürnberg)	Florian Kamp (Köln)
Dimos Baltas (Freiburg im Breisgau)	Ralf-Peter Kapsch (Braunschweig)
Eric Beckers (Krefeld)	Sebastian Klüter (Heidelberg)
Christoph Bert (Erlangen)	Mark Ladd (Heidelberg)
Andreas Bitz (Aachen)	Erik Björn Mille (Oberschleißheim)
Oliver Blanck (Güstrow)	Christos Moustakis (Münster)
Andreas Block (Dortmund)	Samuel Peters (St. Gallen/CH)
Markus Borowski (Braunschweig)	Björn Poppe (Oldenburg)
Markus Buchgeister (Berlin)	Jürgen Reichenbach (Jena)
Sven Clausen (Heidelberg)	Bernhard Renger (München)
Wolfgang Enghardt (Dresden)	Bernhard Rhein (Heidelberg)
Martin Fiebich (Gießen)	Arnd Röser (Wuppertal)
Thorsten Frenzel (Hamburg)	Bernhard Sattler (Leipzig)
Robert Freudenberg (Dresden)	Daniela Schmitt (Göttingen)
Lili Geworski (Hannover)	Volker Steil (Mannheim)
Christian Gromoll (Stuttgart)	Daniela Thorwarth (Tübingen)
Oliver Großer (Magdeburg)	Nils Wegner (Stuttgart)
Felix Heinemann (Freiburg im Breisgau)	Tilo Wiezorek (Jena)
Uwe Heinrichs (Aachen)	Andreas Wirrwar (Krefeld)
Matthias Hey (Kiel)	Ulrich Wolf (Leipzig)
Ulrich Hoppe (Erlangen)	Karl Ziemons (Aachen)
Oliver Jäkel (Heidelberg)	Klemens Zink (Gießen/Marburg)

Herausgeber: Dr.-Ing. Uwe Heinrichs | Dipl.-Phys. Eric Beckers | Prof. Dr.-Ing. Andreas Bitz

Inhaltsverzeichnis

Session 1 | CEST-MRT und KI..... 10

V001 7T comprehensive CEST – a multi-B1-level CEST protocol.....10

V002 A blurring-free 3D snapshot readout for fast CEST- or relaxation-prepared MRI.....12

V003 7T CEST MRI provides voxel-wise insight on the age of the healthy human brain14

V004 DeepCEST – fast mapping of 7T CEST MRI parameters with uncertainty quantification16

V005 MR-double-zero – proof-of-concept for a framework to autonomously discover MRI contrast.....18

V006 Joint optimization of flip angle design and DenseNet parameters for reduced T2 blurring in TSE sequences.....20

V007 Myocardial scar segmentation on cardiac LGE images with reduced contrast agent dose using deep learning.....22

Session 2 | Klinische Dosimetrie in der Strahlentherapie..... 24

V008 Sensitivität und Spezifität der Portaldosimetrie für planspezifische Qualitätssicherung an einem O-Ring Beschleuniger24

V009 Die Verschiebung des effektiven Messpunkts von kompakten Ionisationskammern in Magnetfel25

V010 Bestimmung des Strahlenqualitätskorrekturfaktors k_q unter Nicht-Referenzbedingungen mit der Blei-Kappen-Methode.....26

V011 Optimization of PETsys TOFPET2 ASIC for prompt gamma timing (PGT) application27

V012 Experimentelle und Monte Carlo basierte Bestimmung von Outputfaktoren und Ansprechvermögen der Semiflex 3D 31021 in Magnetfeldern29

V013 Output-Korrekturfaktoren für kleine Felder bei 18MV.....31

Session 3 | Partikeltherapie 1 inkl. FLASH + GRID Therapie..... 33

V014 Einführung der MRT-basierten offline Kontrollbildgebung zur Qualitätssicherung der Partikeltherapie am Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT).....33

V015 Passive magnetische Abschirmung für 0,22T In-Beam-MR-Bildgebung bei Protonen-Pencil Beam Scanning Bestrahlung.....35

V016 Effekte der Strahl-Pulsstruktur auf Sauerstoff-Depletion in Ultra-hohen Dosisraten und die Bedeutung für den FLASH Effekt36

V017 Einfluss von inter-track Wechselwirkungen in radiobiologischen Monte-Carlo-Simulationen mit TOPAS-nBio zur Untersuchung des FLASH-Effekts37

V018 Commissioning of a commercial solution for independent dose calculation in proton therapy38

Audiologie I..... 40

V019 Sprachverstehen im Störgeräusch für die Evaluation von CI-Versorgungen.....40

V020 Optimierung des Sprachverstehens im Störschall bei CI aus Sicht des Audiologen.....41

V021 Vorschläge zur Test-Retest-Statistik der Lokalisation im horizontalen Vollkreis42

Session 4 | Advanced Radiation Treatment with MR-Guided Linear Accelerators: MR-LINAC 43

FS003 MR-linac – from anatomical to functional adaptive radiotherapy43

FS004 Cardiac treatments on an MR-linac44

Session 5 | Gorter Session 1 45

V022 Preconditioned water-fat total field inversion: application to spine quantitative susceptibility mapping (QSM)45

V023 Accelerated MRI at 9.4 T with electronically modulated time-varying receive sensitivities.....47

V024 Deep learning for an efficient and quantitative reconstruction of multidimensional magnetic resonance fingerprinting data.....49

Session 9 | Gorter Session 2 51

V025 Evaluation der Messpräzision in der Einzelvoxel-MR-Spektroskopie bei 7T – Bestimmung der minimal nachweisbaren Veränderungen der Metaboliten-Konzentrationen im menschlichen Gehirn in-vivo.....51

V026 Hyperpolarisierte Kontrastmittel in der Magnetresonanz53

V027 Wireless reference implant and mitigation of RF induced heating on realistic DBS lead trajectories using parallel transmission (pTx) MRI.....55

Session 6 Adaptive Therapie	57
V028 Erste Ergebnisse der adaptiven Strahlentherapie mit dem ETHOS-System.....	57
V029 Dosimetrische Untersuchung der Auswirkung von intrafraktionellen Änderungen auf das Adaptionsergebnis am MR-Linac.....	58
V030 Evaluierung einer cycleGAN-basierten low-dose Cone-Beam CT Bildkorrektur zur Dosisberechnung in der adaptiven Prostata-Strahlentherapie.....	59
V031 Differenz von Pseudo-Fluenzen – auf dem Weg zu einem fundamentalen Verständnis der für eine ad-hoc-Adaption notwendigen Leafbewegungen?.....	61
V032 Vollautomatische Rekonstruktion der applizierten Dosisverteilung aus Lamellenbewegungsprotokollen und CB-CTs..	63
Session 7 Partikeltherapie 2 inkl. FLASH + GRID Therapie	64
V033 Kann die Rekonstruktion der Gamma-Schwächung aus ToF-PET Daten zur Dosisberechnung in der Protonentherapie genutzt werden genutzt werden? Eine Phantomstudie.....	64
V034 Multivariate statistische Modellierung von Prompt Gamma-Ray Timing Verteilungen für die Behandlungsverifikation der Protonentherapie.....	65
V035 Development of proton bunch monitors for prompt gamma-ray timing based treatment verification.....	67
V036 Nicht-invasive Überwachung von anatomischen Veränderungen mittels geladener Kernfragmente in der Kohlenstoff-Ionentherapie.....	68
V037 Relative Reichweitenbestimmung eines Protonenstrahls durch ionoakustische Messungen in einem Abdominalphantom.....	69
Audiologie II	70
V038 Störschallmanagement im MED-EL Cocheaimplantat-System – Automatic Sound Management 3.0.....	70
V039 Störschallunterdrückung in Cochlear™ Nucleus® Systemen.....	71
V040 Binaural spatial enhancement improves speech intelligibility and localization in bimodal CI users.....	72
V041 Störschallmanagement mit dem Brain Hearing Konzept von Oticon Medical.....	73
Session 8 KI in der Dosimetrie	74
FS005 Wie man seine „künstliche Intelligenz“ so richtig dumm machen kann – QA in der KI.....	74
FS006 Model-based machine learning in the dosimetry.....	76
FS007 QA in radiotherapy meets AI.....	77
Audiologie III	78
V042 Effekt von Richtmikrofontechnologien und Rauschunterdrückungsalgorithmen auf das Sprachverstehen im Störschall bei bimodaler Versorgung.....	78
V043 End-to-end deep learning models as sound coding strategies for cochlear implants.....	79
V044 Multisensorische Sprachverstärkung.....	80
Session 10 Diffusions- und Fluss-MRT	81
V045 Signalgewinn durch Begleitphasenreduktion in MRT-Sequenzen mit doppelter Diffusionswichtung mittels Überlagerung der Gradientenpulse mit Oszillationen.....	81
V046 Kolloidale Zellimitate als Referenzsystem für Diffusions-MRT-Experimente.....	83
V047 Diffusionszeit- und Strukturabhängigkeit der diffusionsgewichteten Magnetresonanztomografie im skelettalen Muskel.....	85
V048 Diffusionsbildgebung von peripheren Nerven – optimierte b-Werte und die Rolle von Nicht-Gauß'scher Diffusion....	87
V049 4D flow and black blood MRI for diagnosis and treatment of intracranial aneurysms with patient-specific aneurysm models.....	89
V050 Schnelle, aber genaue Quantifizierung von Geschwindigkeiten mit 3D-Phasenkontrastbildern mit ultrakurzer TE.....	92
V051 Methode zur Optimierung von Bildbearbeitungsalgorithmen zur Reduktion des Pulsationsartefakts in flusskompensierten Diffusionsbildern der Leber am Beispiel einer gewichteten Mittelung.....	94
V052 T ₁ -basierte Perfusionsquantifizierung mittels FAIR-ASL – Welche Berechnungsmethode ist die beste?.....	96

53. Jahrestagung der DGMP und 24. Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM

Session 11 Dosisanalyse und -optimierung	98
V053 Auswertungen von Dosisdaten zur Projektionsradiographie aus Prüfungen der Ärztlichen Stelle Hessen mit Hilfe eines Dosismanagementsystems.....	98
V054 Radiation-dose reduction in CT Perfusion of the head through reduced temporal resolution	101
V055 Auswirkung der Patientenpositionierung auf Bildqualität und Dosis	103
V056 Implementation for the measurement of eye lens dose – recommendations for handling and experiences.....	105
V057 Entwicklung einer gerätspezifischen Simulationsumgebung für Mammographie-Daten in Python.....	106
Session 12 Big Data, Digitalisierung, KI und Anwendungen in Diagnostik und Therapie	108
V058 Development of a deep learning-based dose estimation approach in MR-guided RT.....	108
V059 Automatische Analyse des Volumens und der regionalen Verteilung von Fettgewebe im Bereich des Körperstamms aus der Ganzkörper-MRT.....	109
V060 Synthetische Bilddaten Augmentierung für DL-basierte Segmentierung mit einem biomechanischen, kinematischen Patientenmodell.....	111
V061 Einfluss KI-basierter Autosegmentierung auf die Bewertung der geplanten Energiedosisverteilung bei volumetrisch modulierten Rotationsbestrahlungen	113
V062 Entwicklung und Evaluation einer KI-basierten automatischen Konturierung für die pelvine MR-geführter Strahlentherapie.....	114
V063 Erklärbarkeit für KI zur Bildqualitätsbewertung in der Mammographie.....	116
Audiologie IV	117
V064 Einflussgrößen auf das Sprachverstehen bei Cochlea-Implantat-Tragenden	117
V065 Ökologisch valide Untersuchung des Sprachverstehens im Störschall	118
V066 Einfluss von Nachhall auf das Sprachverstehen von CI-Nutzern	119
Session 13 MR Poster Power Pitch	120
P001 On the influence of magnetization transfer on liver intravoxel incoherent motion (IVIM) imaging	120
P002 Entwicklung eines Exposimeters zur Bestimmung von dB/dt und $d\Phi/dt$ -Datenerhebung zu möglichen transienten oder kognitiven Auswirkungen auf das MR-Personal.....	122
P003 Über die Ursache von Pulsations- und Muskelkontraktionsartefakten in der pulsgetriggerten diffusionsgewichteten Magnetresonanztomographie der Wade	125
P004 Phase offset correction using higher-order least-squares fitting in 4D Flow MRI.....	127
P005 Hoch aufgelöste Black-Blood MRT bei 7T – Optimierung im 3D gedruckten Modell und Validierung in vivo	129
P006 Fast analytical simulation of pulseseq MRI sequence definitions.....	132
P007 Vergleich einer readout-segmentierten EPI (RESOLVE) mit einer DWI-Standardsequenz hinsichtlich ihrer Eignung als Registrationstarget für strukturelle MR-Aufnahmen des Nervus opticus zwischen Sehnervenkopf und Chiasma Opticum.....	134
P008 Simulationsstudie von doppelt gefalteten Dipolen als Sendeelemente für die 7-Tesla MRT	137
P009 Simulation einer rotierenden linear polarisierten Birdcage-Sendespule bei 3 Tesla zur SAR-Reduktion im Bereich von THS Elektroden	139
P010 Ortsauflösung auf einem Hochfeld MR-Mikroskopiesystem – Punkt-Verbreiterungsfunktion (PSF) und Modulations-Transfer-Funktion (MTF) an der Nyquist Grenze	140
P011 ComprehenCEST – a clinically feasible CEST protocol to cover all existing CEST preparation schemes by snapshot readout and reduction of overhangs.....	142
P012 Erste Evaluation der Nutzbarkeit eines neuen 0,55T MRTs für die Strahlentherapieplanung im Bereich des Kopfes ..	144
P013 Improving 3D Cartesian multi-echo readout for ^{23}Na Multi-Quantum Coherences MRI.....	145
P014 A study of GABA and high energy phosphates change induced by anodal tDCS in the primary motor cortex of healthy subjects using $1\text{H}/^{31}\text{P}$ MR spectroscopy.....	147
P015 Entwicklung einer Transceiver-Spule für die <i>in ovo</i> Bildgebung der Chorioallantoismembran bei 7T.....	149
P016 Einfluss von Undersampling auf eine radiale AFI-Sequenz.....	151
P017 Optimierung des Anregungsfeldes eines 8-Kanal Spulenarrays für die MRT der Halswirbelsäule bei 7T	153
P018 Accelerated ^{23}Na multi-quantum coherences MRI using low-rank matrix completion.....	155
P019 ^{19}F -Bildgebung in einem 7 T Ganzkörper-MRT-System mit räumlich aufgelöster Temperaturbestimmung	157

53. Jahrestagung der DGMP und 24. Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM

P020 Assessment of myocardial perfusion in a non-human primate model of myocardial infarction: semi-quantitative approach.....	159
P021 Investigation of the effects of exercise on quantitative MRI parameters of the lumbar spine muscles.....	161
P022 Respiratory sorting of interleaved $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ cardiac MRI at 7 Tesla	163
Session 14 Motion Management in Diagnostik und Therapie	165
V068 Experimentelle Kommissionierung eines externen auf der Patientenhautoberfläche basierten Atmungsüberwachungssystems zur Erfassung von 4DCTs – Tests mit Phantomen.....	165
V069 Ultraschallbasierte roboterassistierte Strahlentherapie – räumliche Verfolgung von Zielstrukturen im Ultraschallbild mittels Bildverarbeitung und Visual Servoing	166
V070 Monte-Carlo-Simulation der Unsicherheiten des RPS Exact, eine kamerabasierte Lösung zur Verbesserung der Genauigkeit isozentrischer Bestrahlung.....	167
V147 Charakterisierung eines C-RAD Positionierungsüberwachungssystems	169
Session 15 DGMP meets APT – Neuentwicklungen CT.....	170
FS013 DGMP meets APT – Neuentwicklungen CT.....	170
Session 16 Umgang mit Strahlenunfällen	171
FS015 Umgang mit Strahlenunfällen – Messtechnik der Feuerwehr Hamburg	171
FS016 Umweltdosimetrie und die Entwicklung neuer Technologien für das radiologische Notfallmanagement	172
Session 17 Towards online-adaptive particle therapy	173
FS020 Online-adaptive particle therapy – current status and vision for the future.....	173
Session 18 Hardware und Pulse.....	174
V071 Designstudie einer 64-Kanal- <i>ex-vivo</i> -Hirnschleife mit Feldmonitoringsystem für die diffusionsgewichtete MRT	174
V072 Die Herz-Vogel Kappe – ein tragbarer Hirnperfusions-scanner auf Grundlage von Magnetic Particle Spectroscopy ...	176
V073 Konzeption und Erprobung eines Parawasserstoffgenerators zur Anreicherung von Parawasserstoff mit bis zu 200 bar	178
V074 Identification of universal excitation k-space trajectory parameters for fat saturation with spectral-spatial pulses at 1.5 T	180
V075 Maßgeschneiderte und universelle kT-points Pulse für eine frequenzrobuste Anregung im menschlichen Herzen bei 7T	182
V076 <i>In-vivo</i> 3D-Leberbildgebung bei 7T mit einer 32-Tx-Kanal-Ganzkörperschleife und k_T -Punkt pTx Pulsen.....	184
V077 Automated z-shim gradient pulse calculations – implementation and comparison with manual approach.....	186
Session 19 Quantitative MRT	188
V078 T1-unabhängige Quantifizierung von Austauschraten mittels Phasensensitiver-Water-Exchange Spektroskopie	188
V079 Optimierung der Fett-Quantifizierung bei 3T und 7T durch NSA-basierte Echozeitwahl	190
V080 Magnetic Resonance Fingerprinting basierte absolute B_1^+ -Kartierung bei limitierter HF Leistung im Körperstamm bei 7T	192
V081 Analysis of radiation damping effects on T1-measurements of paramagnetic solutions at 3 Tesla	194
V082 Temperature dependence of oscillations in transverse relaxation decay of short T_2^* species.....	196
V083 Characterization of scanner and sequence specific magnetic field drift for MR thermometry	198
V084 Pilot results from exploratory study to access the brain-gut interactions in crohn's disease patients via neuroimaging at 7 Tesla ultra-high field magnetic resonance imaging.....	199
V085 The impact of a lithium-enriched diet on mice – a multinuclear magnetic resonance study.....	201
Session 20 MR-Linac	203
V086 Investigation of ionization chamber dose measurements in external magnetic fields in high-energy photon fields ..	203
V087 Patienten-spezifische Planverifikation am MR-Linac mittels eines flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammer-Arrays...	205
V088 Eine einfache und robuste „MR only“ strukturbasierte Dichteüberschreibungsmethode zur Herstellung synthetischer CTs in abdomineller MR geführter, adaptiver Strahlentherapie	206

53. Jahrestagung der DGMP und 24. Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM

V089 Dosisberechnung auf konturbasierten Elektronendichteverteilungen für die MR-geführte Strahlentherapie im Kopf-Hals-Bereich.....	208
V090 Überprüfung der Übereinstimmung von Laser-Isozentrum zu MR-Isozentrum an einem online MRT für die MR-geführten Ionentherapie.....	209
V091 Patientenspezifisches Transfer-Lernen zur Verbesserung Deep-Learning-basierter Autosegmentierung in der 0,35 T MR-geführten Strahlentherapie von Prostatakrebspatienten.....	210
V092 Offline und online LSTM Netzwerke für die Echtzeitvorhersage von Atembewegungen an einem 0.35 T MR-Linac...	212
Session 21 Bestrahlungsplanung und Dosisberechnung	214
V094 Überprüfung der Kommissionierung eines Bestrahlungsplanungssystem mit Monte Carlo Berechnungen	214
V095 Evaluation eines unabhängigen Monte-Carlo basierten Verifikationssystems.....	216
V096 Neue Sweeping-Beam-Technik ohne Zubehör und Aufsättigungsfelder für die Ganzkörperbestrahlung.....	217
V097 Schätzung volumetrischer Prädiktoren für strahleninduzierte späte rektale Toxizität bei der Behandlung von Prostatakrebs.....	218
V098 Rezidivanalyse von Glioblastom Patienten basierend auf Distanz- und Dosisinformationen.....	220
Session 22 DGMP meets APT – Dosismanagement	221
FS029 DGMP meets APT – Dosismanagement.....	221
Session 23 Young Investigator Forum	222
V100 Varianzbasierte Sensitivitätsanalyse zur Evaluierung von Marginkonzepten in der Strahlentherapie.....	222
V101 Vergleich der Genauigkeit von SGRT- und IGRT-basierter Patientenpositionierung in der kraniellen Radiochirurgie.....	224
V109 Feasibility imaging of small vessel stents using photon-counting CT – a phantom study.....	225
V103 End-to-End-Test für die Stereotaxie mittels eines multimodalen Phantoms nach DIN 6864-1.....	227
V104 Eine auf Monte-Carlo-Simulationen basierte Evaluierung einer Methode zur Beschleunigung der SPECT-Bildgebung mittels Deep Learning.....	228
V105 Iteratives Training robuster neuronaler Netze für k-Raum Interpolation zur verbesserten Bildrekonstruktion bei limitierten scan-spezifischen Trainingsdaten	230
Session 24 Radiologische Bildgebung – Computertomografie	233
V106 pCT setup optimisation with Allpix ²	233
V107 Multi-Energy Bildgebung an einem präklinischen Mikro-CT – Simulationen und Phantommessungen.....	234
V108 Entwicklung und Benchmark eines anpassungsfähigen Monte-Carlo-Modells für CT-Scanner.....	236
V110 Cone-beam CT Artefaktreduzierung mittels Satteltrajektorien implementiert auf einem mobilen, robotergestützten CBCT Scanner	238
Session 25 Brachytherapie und IORT.....	240
V111 Automatisierung der Katheterrekonstruktion mittels elektromagnetischen Trackings in der interstitiellen Brachytherapie der Brust	240
V112 Validierung des Monte-Carlo-Algorithmus im Radiance TM -Bestrahlungsplanungssystem auf der Grundlage eines in BEAMnrc/EGSnrc erstellten Modells des intraoperativen Linearbeschleunigers Mobetron [®] 2000.....	241
V113 Retrospektive Analyse mittels elektromagnetischen Tracking zur Evidenz von Behandlungsfehlern in der interstitiellen Brachytherapie der Brust.....	242
V114 Experimentelle Bestimmung der Radialen Dosisfunktion und Anisotropie Funktion einer Brachytherapie-192Ir-HDR-Quelle mit der Semiflex 3D Ionisationskammer.....	244
V115 Entwicklung einer grafischen Benutzeroberfläche für die Detektion potenzieller Behandlungsfehler in der HDR-Brachytherapie auf Basis von elektromagnetischem Tracking.....	246
Session 26 DGMP meets DPG.....	248
FS031 Phasenkontrast auf dem Weg in die Klinik	248
FS033 Grundlagen der Beschleunigerphysik und Anwendungspotential für FLASH-Strahlentherapie.....	249

Session 27 Stereotaxie	250
V117 Stereotaktische Radiochirurgie mit multiplen nonkoplanaren Rotationen in der volumenmodulierten Radiotherapie zur Behandlung singulärer Hirnmetastasen.....	250
V118 Radiochirurgie mit dem ZAP-X – erste Ergebnisse zu Genauigkeit, Stabilität und Selbstabschirmung.....	251
V119 Multi-Zentren Benchmark-Studien für Konturierungs-, Bestrahlungsplanungs- und Qualitätsprüfungen für die kardiale stereotaktische Strahlentherapie innerhalb des STOPSTORM.eu Konsortiums.....	253
Poster Session 1 Bestrahlungsplanung und Dosisberechnung	255
P045 Comparative performance tests of commonly-used Monte Carlo dose calculation algorithms.....	255
P046 Vergleich der Planqualität bei expliziter Schonung von Herzschrümmern – TrueBeam vs. Radixact	261
P047 Bestrahlungen der kraniospinalen Achse: Einfluss von Lagerungstoleranzen auf die Dosisverteilung bei VMAT- und IMRT-Planung.....	263
P048 Untersuchung verschiedener Detektoren zur Messung und Berechnung von Dosimetric Leaf Gaps und Transmission.....	265
P049 Palliative Radiotherapie eines metastasierten Mammakarzinoms mit Knochenmetastasen: ein klinischer Fall aus Nordhausen	266
P050 Uncertainty propagation model for radiation transport simulations of the gold nanoparticle radio-sensitization effect	267
Poster Session 2 Freie Themen.....	268
P051 Erstellung einer Computermodells zur Simulation mechanischer Betäubungsmethoden bei Fischen.....	268
P052 Ein Indikator für Planadaptationen (intensitätsmodulierter) Bestrahlungspläne – die Anisotropie in Abhängigkeit von kontrollierten Deformationen des PTV und OAR	270
P053 Entrauschen von EKG-Signalen anhand von Autoencodern mit hybriden verborgenen Neuronenschichten	272
Poster Session 3 Brachytherapie	274
P054 Konstruktion eines patientenindividuellen abgeschirmten Applikators für die HDR-Brachytherapie des Basalzellkarzinoms.....	274
P055 Quellenpositionierung eines Flexitron Ir-192 HDR Afterloaders mithilfe des Beamsan Wasserphantoms.....	275
P056 Refurbishment and re-licensing of a brachytherapy suite – from planning to resuming clinical service.....	277
Poster Session 4 Klinische Dosimetrie in der Nuklearmedizin	280
P057 GAMOS zur Dosisbestimmung in elektronischen Komponenten in einem LINAC-Off-Beam Szenario	280
P058 Time-integrated activity coefficients calculated using a physiologically based pharmacokinetic (PBPK) model and sampling schedules for [¹⁷⁷ Lu]Lu-PSMA radioligand therapy	281
P059 Reproducibility of the absorbed dose coefficient of the kidneys and GEP-NETs in patients treated with [¹⁷⁷ Lu]Lu-HA-DOTATATE	282
Poster Session 5 Klinische Dosimetrie in der Röntgendiagnostik.....	283
P060 Einflussfaktoren für die Schutzwirkung von Bleiglasbrille und Visier – Messungen am Phantom.....	283
P061 CT-ähnliche Dosisangabe an einem TwinRobotic CBCT System	285
P062 Wiederholte Scans bei CT-Untersuchungen – eine neuartige Software zur Quantifizierung des Problems und zur Bewertung der Auswirkungen auf die Klinik	287
Poster Session 6 Dosimetrie und Konstanzprüfung Strahlentherapie.....	289
P063 Winkelabhängige Korrektur der Gantry-Flex eines Halcyon-Linacs	289
P064 A web-based application simulating the DIN6800-2:2020-8 procedure for monitor calibration checks of a linear accelerator.....	290
P065 Vergleich zweier Methoden zur Schonung der Linse bei der Bestrahlung von Bindehautlymphomen mit Elektronen.....	291
P066 Phantom für die Überprüfung der Registrierung bei der bildgestützten stereotaktischen Bestrahlung am Gamma Knife Icon.....	293
Poster Session 7 Partikeltherapie inkl. FLASH + GRID Therapie	294
P067 Referenzdosimetrie von Protonentherapiefeldern – Vergleich verschiedener Dosimetrieprotokolle	294

53. Jahrestagung der DGMP und 24. Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM

P068 Linac basierte Bestrahlungsanlagen für die klinische Protonen- und Kohlenstoff-Minibeamtherapie.....	296
P069 Intensitätskorrektur von 4D-Conebeam Computertomographie Bildern zur Berechnung zeitaufgelöster Protonendosisverteilungen: erste Anwendung am Patienten	297
P070 Ein Überblick Monte Carlo berechneter f_Q Faktoren luftgefüllter Ionisationskammern in klinischen Protonenfeldern.....	299
P071 Entwicklung eines FPGA basierten Strahlsteuerungs- und Überwachungssystems für die SIRMIO Plattform	301
P072 Heterogene Dosisverteilung im Tumor für optimierte Protonen – Minibeam und FLASH Therapie	303
P073 Improving the detection of tissue boundaries in proton radiography images.....	304
Poster Session 8 Qualitätssicherung in Diagnostik und Therapie	306
P074 Considerations in the deployment of artificial intelligence systems in healthcare – a review of the quality control, risk management, and ethics	306
P075 Modellierung eines Linearbeschleunigers der Baureihe „Synergy“ mittels zweier wissenschaftlicher Monte-Carlo Programme	307
P076 Einfluss eines Komponententausches an einem <i>TomoTherapy</i> Gerät auf die Rekommisionierung von Mobius3D ...	309
P077 Integration der SunCHECK Machine QA Software am Halcyon anhand der Prüfung „Genauigkeit der Gantrywinkel“.....	311
P078 Eine Methode zur Patientenplanverifikation am ZAP-X mit dem OCTAVIUS 1600 SRS Detektorarray.....	314
Poster Session 9 Radiologische Bildgebung, Bildverarbeitung, Dosisoptimierung, Dosismanagement Teil 1.....	317
P080 Bildqualitätsmaßzahl aus klinischen Mammographieaufnahmen – eine Machbarkeitsstudie	317
P081 Improvements on a new approach and a corresponding prototype for Talbot-effect-based dark-field imaging	319
P082 Eine neue Maßzahl für das Rauschen in klinischen Röntgen-Bildern am Beispiel der Mammographie	320
Poster Session 10 Radiologische Bildgebung, Bildverarbeitung, Dosisoptimierung, Dosismanagement Teil 2.....	322
P083 Bildqualitätsmaßzahl aus klinischen CT-Bildern – eine Machbarkeitsstudie.....	322
P084 Development of a high spatial resolution cone-beam x-ray fluorescence imaging technique for <i>in-vivo</i> and <i>in-vitro</i> preclinical targeted studies	324
P085 Methoden der retrospektiven adaptiven Bestrahlungsplanung an der Tomotherapie® für Kopfhaltstumore.....	325
P086 Investigation of an adaptor containing an ultrasound reflector to combine ultrasound imaging and gamma scanning – a study of the quality of the ultrasound imaging through the adaptor.....	326
Session 28 Freie Themen	327
V120 <i>iMPI</i> – Strahlenfreie Echtzeitbildgebung für Intervention am menschlichen Bein	327
V121 Semantik – ein geschärfter Blick auf medizinische Bilder – fused imaging mit NIR-Laserscanner- und Röntgen-Bildgebung bei RA-Diagnostik.....	329
V122 Bedeutsame Vorkommnisse in der Medizin – Trends und Erfahrungen aus drei Jahren Vollzugspraxis.....	332
V123 Gottfried Spiegler – Medizinische Physik in Österreich 1922–1938	333
Session 29 Nachhaltigkeitssitzung	334
FS035 Aktivitäten des Arbeitsausschusses DGMP goes Green.....	334
FS036 Energieverbrauch von Großgeräten	335
FS037 DGMP goes Green – Vernetzung mit der DRG und Ausblick	337
Session 30 Qualitäts- und Risikomanagement/-analyse	338
V124 Prospektive Risikoanalyse des Verfahrens der online-adaptiven Strahlentherapie an einem O-Ring Beschleuniger ..	338
V125 Basisdatenmessungen für Bestrahlungsplanungssysteme – Risikoanalyse mittels FMEA.....	339
V126 Auftretende Fehler bei der perkutanen Bestrahlungsplanung – Untersuchungen über einen Zeitraum von 14 Monaten	340
V127 Risikoanalyse der Radionuklidtherapien XOFIGO und Lutathera nach FMEA und Risikomatrix	341
Session 32 Qualitätssicherung in Diagnostik und Therapie	342
V129 Hounsfield units to electron density conversion: inhomogeneous phantoms and their materials	342
V130 Qualitätssicherung eines neuartigen 3-in-1 Röntgensystems für Brachytherapie.....	344
V131 Einführung einer täglichen QA Routine zur Überprüfung der Monitorkalibrierung und Patientenpositionierungssysteme an einem ZAP-X System basierend auf dem RUBY Phantom	345

Session 31 Strahlenschutzdosimetrie in der Radiologie, Nuklearmedizin und Strahlentherapie.....	346
V132 Thermolumineszenzdosimetrie der Strahlenexposition des Personals bei Vorbereitung und Durchführung nuklearmedizinischer Therapien mit Lu-177-markierten Radiopharmaka.....	346
V133 Augenlinsendosimetrie mit dem Dosepix-Detektor.....	347
V134 Phantomstudien zur Augenlinsendosis am C-Bogen – Einfluss von Messgröße, Messort und Dosimeter	348
V135 Abschätzung der Extremitätendosis bei kardiologischen Interventionen mittels Phantommessungen und klinischer Daten	350
Session 33 Molekulare und funktionelle Bildgebung/Hybridsysteme	352
V136 High-throughput, accurate Monte Carlo simulations for PET using CPU hardware.....	352
V137 Hyperion III – a flexible PET detector platform for simultaneous PET/MRI	353
V138 The HYPMED PET/MRI insert for enhanced diagnosis of breast cancer	356
V139 MR-basierte Verzerrungskorrektur mit der optimierten HUGE Methode zur Verbesserung der Schwächungskorrektur in der PET/MR-Hybridbildgebung korpulenter Patienten	360
V140 Development of a novel in-beam spherical PET scanner for small animal proton irradiation.....	362
V141 Variance reduction in random coincidence estimation for PET using extended delayed windows	363
Session 34 Magnetic Nanoparticles in Biomedical Diagnostics and Therapy	364
FS041 Towards magnetorelaxometry imaging for diagnosis in humans.....	364
FS042 ACS, MPS, RDS & Co – Dynamic MNP spectroscopy for highly sensitive bioassays.....	365
FS043 Magnetic hyperthermia mediated drug delivery – How can we achieve higher effectivity with nanoclusters?	366
Session 35 Quantitative Bildgebung in Therapieplanung und Überwachung.....	367
V142 Quantitative Bildgebung in Therapieplanung und Überwachung.....	367
V143 Ein Baustein für die Hypoxiebildgebung mittels MRT	369
V144 Dual-Energy-Bildgebung für die präklinische Krebsforschung an Mäusen	370
V145 Entwicklung und Charakterisierung eines präklinischen Micromegas pCT-Systems.....	372
V146 Photon counting computed tomography for relative electron density, effective atomic number, and proton relative stopping power estimation	374

Session 1 | CEST-MRT und KI

V001 7T comprehensive CEST – a multi-B1-level CEST protocol

M. S. Fabian¹, L. Kamm¹, L. Hunger¹, A. B. Mennecke¹, M. Zaiss^{1,2}

¹Universitätsklinikum Erlangen, Institut für Neuroradiologie, Erlangen, Deutschland

²Max Plank Institut für Biologische Kybernetik, Hochfeld Magnetresonanz Zentrum, Tübingen, Deutschland

Introduction

Chemical exchange saturation transfer (CEST) MR imaging detects the signal of low concentrated molecules utilizing proton exchange and selective RF saturation. The CEST effect is dependent on the RF saturation scheme, more specifically on RF pulse type, shape, duration and B1 level. So far, 7T CEST measurements in vivo [1-3] focus only on saturation parameters selecting one specific exchange regime, e.g. either low B1, intermediate B1 or high B1 CEST sequences are used in different patient studies. Therefore, we establish a 7T snapshot CEST protocol, which labels all of these CEST effects simultaneously. Applying this comprehensive protocol to patients suffering from multiple sclerosis, brain tumor or stroke is expected to provide deeper insight into the CEST properties of these pathologies.

Methods

Measurements are conducted at a MAGNETOM Terra 7T scanner (Siemens Healthineers AG, Erlangen, Germany) with a 32Rx/8Tx-channel head coil (Nova Medical, Wilmington, MA), and are approved by the local ethics committee.

The CEST image readout was the 3D snapshot GRE MIMOSA CEST [4,5]. Low B1 CEST measurements for detection of Amide, NOE, Amine and MT pool were done according to [1]. Intermediate B1 CEST (GluCEST) is measured according to [2]. High B1 CEST is realized by adiabatic spin-lock pulses for hydroxyl CEST [3]. An overview regarding the saturation scheme of the measurements is shown in Figure 1.

Results & Discussion

Figure 2 shows that we could generate all desired CEST contrast of all different exchange and B1 regimes with similar homogeneity within one protocol. All contrast show few imperfection (Figure 2), which can still be improved using better B0/B1 mitigation/correction and less sensitive evaluation metrics. From the original sampling with a total scan time of about 40 minutes, we are able to shorten this comprehensive CEST protocol down to 15 minutes (data not shown). [6]

Conclusion

The proposed 7T snapshot CEST protocol is able to generate CEST contrasts of three different exchange and B1 saturation regimes simultaneously.

References

- [1] Mennecke, A. et al., NMR in Biomedicine, e4717.
- [2] O'Grady, K. P et al., Multiple Sclerosis Journal, 25(12), 1580-1592.
- [3] Herz, K. et al., Magnetic Resonance in Medicine, 81(1), 275-290.
- [4] Zaiss M et al., NMR in Biomedicine 2018;31:e3879 doi: 10.1002/nbm.3879
- [5] Liebert, A. et al., Magnetic Resonance in Medicine, 82(2), 693-705.
- [6] Glang, F. et al., NMR in Biomedicine, e4697. FIGURES

CEST effect(s) @ reconstructed B1	Pulse shape	B1 level [uT]	t_p [ms]	DC [%]	t_{sat} [ms]	evaluation	# offsets	acquisition time [s]
Slow exchange: Amides, Amines, NOE, MT @0.6 μ T	Gaussian	0.7, 1.0	15.36	60.56	3043.8	Lorentz fitting	2 x 55	2 x 402
Intermediate exchange: Amine+Glutamate weighting @2.0 μ T	rectangular	1.9, 2.5, 3.1	60.16	89.58	671.8	MTR asymmetry	3 x 26	3 x 329
Fast exchange: Hydroxyl @4.5 μ T	DGERho	4.5, 5.0, 5.5	120	100	120	MTR asymmetry	3 x 17	3 x 119

Fig. 1: Overview of the saturation scheme regarding the different CEST measurements of the fully sampled measurement protocol

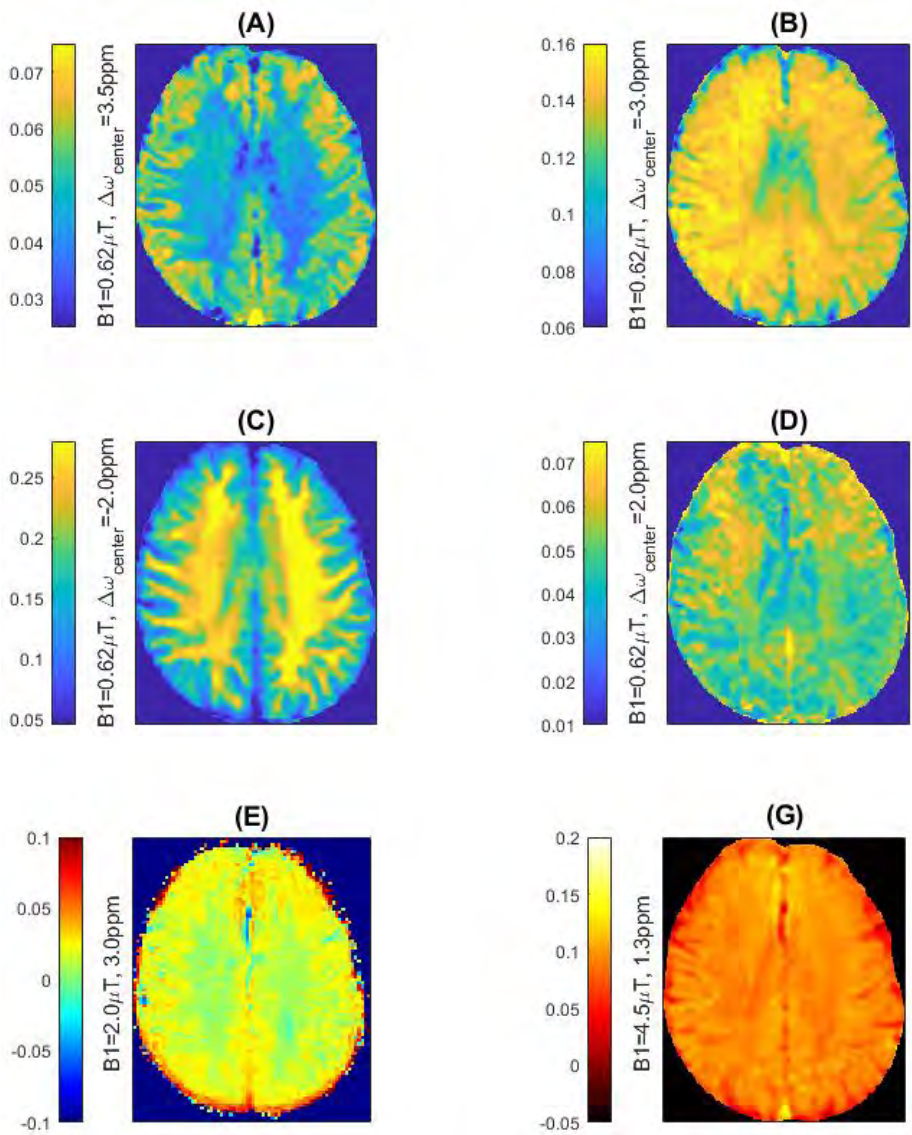


Fig. 2: CEST parameter maps and asymmetry maps from a healthy male volunteer (s.a. Fig. 1 for saturation scheme overview). Amide (A), NOE (B), MT (C) and Amine (D) Lorentz parameter amplitudes at $B1=0.6\mu T$. MTR asymmetry calculation at 3.0 ppm and $B1=2\mu T$ (E) from the Amine and Glutamate weighted protocol; analogously the asymmetry calculation (F) at 1.3ppm and $B1=4.5\mu T$ regarding hydroxyl protocol.

V002 A blurring-free 3D snapshot readout for fast CEST- or relaxation-prepared MRI

S. Weinmüller¹, H. N. Dang¹, J. Endres¹, F. Glang², A. Loktyushin², M. Zaiss¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Institute of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

²Max Plank Institute for Biological Cybernetics, Department High-Field Magnetic Resonance, Tübingen, Deutschland

Introduction

In quantitative MRI measurements, one challenge is to measure prepared longitudinal magnetization fast and precisely, but without influences of relaxation effects during the readout. For example in Chemical Exchange Saturation Transfer (CEST) MRI a fast acquisition sequence, a spiral-centric-reordered 3D snapshot, is used [1]. However, the prepared magnetization changes towards the steady state over the readout leading to T1 Look-Locker-induced image blurring affecting image intensity and contrast. To reduce this, we optimized a sequence with variable flip angles to achieve an exact estimation of the prepared magnetization state.

Methods

To create a contrast image similar to an amide CEST contrast the difference of two T1 prepared measurements (TI = 0.5 s and 4 s) with an inversion flip angle of 180° were used. The readout sequence is a spiral-centric-reordered 3D snapshot [1] (matrix: 64x64x4, spiral elongation=0.5, GRAPPA 2, FA=10°). The target for the optimization process is the difference of two ideal sequences, where each k-space line is prepared individually. Varying the flip angle should improve the measurement of the prepared magnetization. Signal simulations and optimization were performed using the Phase Distribution Graph (PDG) algorithm [2] implemented in the MRzero framework [3], using brain data acquired from the BrainWeb [4] database.

Results

The final training stage of the optimization process is shown in figure 1. (b) to (d) are the differences between the two T1 prepared sequences for the original flip angle choice, the optimized flip angle pattern, shown in (e), and a fully relaxed acquisition. (a) shows the minimization of the loss. By varying the flip angles over the repetition, the RMS error of the magnitude images between the original sequence with 10° excitation pulse and the fully relaxed sequence improves from 0.0564 to 0.0272, when using variable flip angles as excitation. The T1LL blurring is clearly reduced and the prepared magnetization state retrieved.

Conclusion

As has been shown previously, variable flip angles can reduce the signal alterations due to the readout. Here, we demonstrated the removal of T1LL-blurring by a flip angle optimization for a 3D GRE snapshot sequence as used for CEST measurements.

References

- [1] Zaiss et al, Snapshot-CEST: Optimizing spiral-centric-reordered gradient echo acquisition for fast and robust 3D CEST MRI at 9.4 T. NMR in Biomedicine 2017
- [2] Endres et al, Phase distribution graphs for differentiable and efficient simulations of arbitrary MRI sequences, In: ISMRM 2022
- [3] Loktyushin et al., Magn Reson Med. 2021; 86: 709– 724
- [4] <http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/>

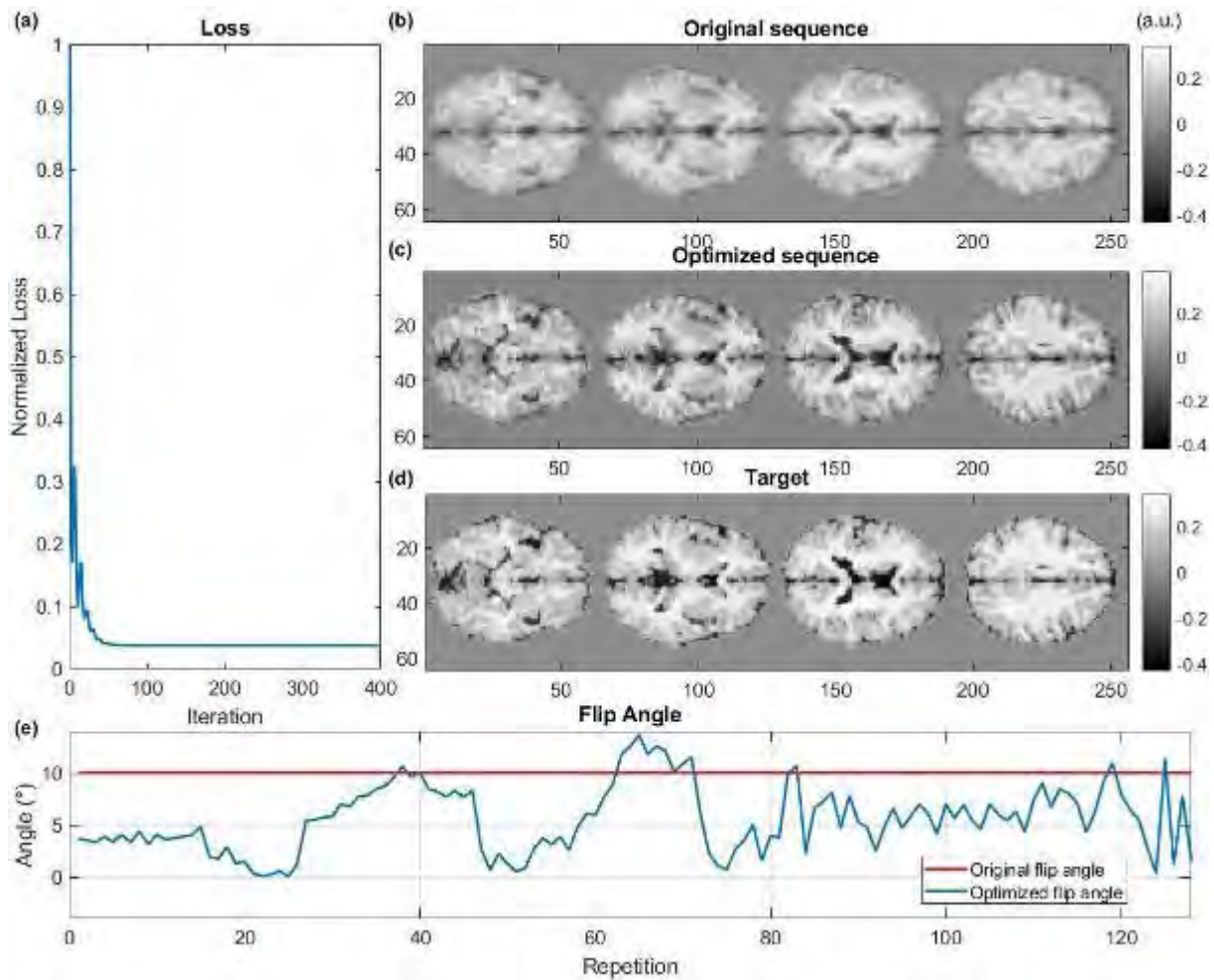


Fig. 1: (a) Loss curve. (b) - (d) Original, optimized and target difference image, respectively. (e) Final flip angle pattern. An animated version of the optimization process is available at: https://1drv.ms/u/s!Aq9eqAP140lcgpm_eBz3Q9Rzrq7HQ?e=y0G6Hb

V003 7T CEST MRI provides voxel-wise insight on the age of the healthy human brain

A. B. Mennecke¹, K. Khakzar¹, A. German¹, K. Herz^{2,3}, M. S. Fabian¹, A. Liebert⁴, A. M. Nagel⁴, F. B. Laun⁴, M. Schmidt¹, J. Winkler⁵, A. Dörfler¹, M. Zaiss¹

¹University Hospital Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Institute of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

²Max Planck Institute for Biological Cybernetics, Tübingen, Deutschland

³Universität Tübingen, Department of Biomedical Magnetic Resonance, Tübingen, Deutschland

⁴University Hospital Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

⁵University Hospital Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Clinic of Neurology, Erlangen, Deutschland

Introduction

When expanding the CEST research to non-focal effects as Alzheimer's, diffuse traumatic brain injuries and others, one potential nuisance parameter is the age of the subjects. We investigated the age effects of amide and rNOE CEST amplitudes (1).

Methods

Healthy subjects of two age cohorts (7 younger, M = 24.6, SD = 1.4 years; 14 older, M = 58.1, SD = 6.1 years) underwent MR scans with a CEST MRI protocol at 7T (2). CEST-postprocessing as optimized in (1). The amide CEST and rNOE amplitudes were averaged within brain gray and white matter segments. A linear regression was performed.

Results

Amide and rNOE CEST amplitudes showed significant negative correlations with age (figure 1, table 1).

The most prominent decrease in CEST amplitude was found regarding the amide CEST amplitude in gray matter ($F(1,19) = 130$, $p < 0.0001$) with an R^2 of 0.866. The difference in gray matter amide CEST amplitude is visibly detectable in figure 1a where the YHC gray matter appears more bright than the OHC gray matter.

Regarding the amide CEST amplitude in white matter, a significant regression equation was found ($F(1,19) = 10.4$, $p < 0.01$ with R^2 of 0.321. The participants' predicted CEST amplitude decreased by 0.09 % per year.

The rNOE CEST amplitude showed a significant negative correlation with age ($F(1,19) = 14.2$, $p < 0.01$) following the equation $0.14 - 1.5 \cdot 10^{-5} a$. The mean gray matter rNOE CEST amplitude decreased by 0.11 % per year.

Discussion

We found significant negative correlations between age of the subjects and the amide and rNOE CEST amplitudes. Most prominent correlation was found in gray matter for amide CEST. Presumable sources are the decrease of CEST – active proteins and aliphatic protons and others. CEST amplitudes are promising candidates for calculation of a metabolic brain age in contrast to morphometric MR measures (3).

References

- [1] Mennecke A, Khakzar KM, German A, Herz K, Fabian MS, Liebert A, Blümcke I, Kasper BS, Nagel AM, Laun FB, Schmidt M, Winkler J, Dörfler A and Zaiss M. 7 tricks for 7 T CEST: Improving the reproducibility of multipool evaluation provides insights into the effects of age and the early stages of Parkinson's disease. NMR Biomed 2022e4717.
- [2] Liebert A, Zaiss M, Gumbrecht R, Tkotz K, Linz P, Schmitt B, Laun FB, Doerfler A, Uder M and Nagel AM. Multiple interleaved mode saturation (MIMOSA) for B(1) (+) inhomogeneity mitigation in chemical exchange saturation transfer. Magn Reson Med 2019; 82: 693-705.
- [3] MacDonald ME and Pike GB. MRI of healthy brain aging: A review. NMR Biomed 2021; 34: e4564.

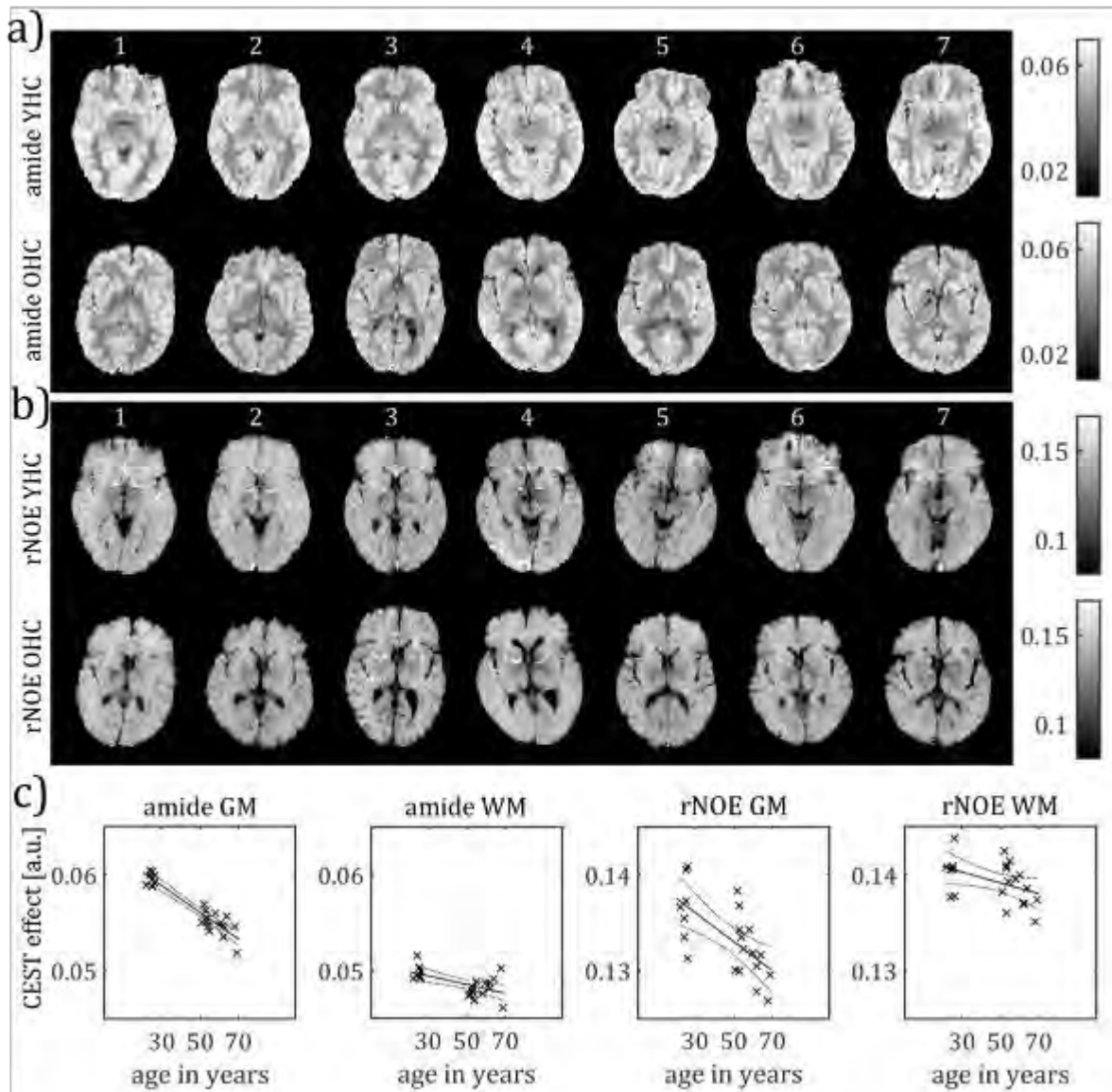


Fig. 1 : a) amide CEST and b) rNOE CEST maps of seven YHC and seven OHC (colorbar adjusted for visual comparison) c) The amide and rNOE CEST mean within grey matter (GM) and white matter (WM) as a function of age. The linear fit (solid line) and its 95 % confidence intervals (dotted curves) are added regarding to the statistical tests in table 1.

	Amide GM	Amide WM	NOE GM	NOE WM
intercept	0,063	0,051	0,14	0,14
slope	$-1.4 \cdot 10^{-4}$	$-4.5 \cdot 10^{-5}$	$-1.5 \cdot 10^{-5}$	$-5.7 \cdot 10^{-5}$
F (1, 19)	130	10.4	14.2	4.47
p	.000	.0044	.0013	.048
R ²	.866	.321	.398	.148
CoV within YHC [%]	1,2	2,6	1,7	1,5
CoV within OHC [%]	2,3	2,4	2,1	1,6
average decline per year [%]	0,22	0,09	0,11	0,04

Table 1. regression results of age dependence

V004 DeepCEST – fast mapping of 7T CEST MRI parameters with uncertainty quantificationL. Hunger¹, J. Rajput^{1,2}, M. S. Fabian¹, A. B. Mennecke¹, F. Glang³, M. Schmitt¹, A. Dörfler¹, A. Maier², M. Zaiss^{1,3}¹Universitätsklinikum Erlangen, Neuroradiologie, Erlangen, Deutschland²Friedrich Alexander University Erlangen, Pattern Recognition Lab, Erlangen, Deutschland³Max Planck Institute for Biological Cybernetics, High-field Magnetic Resonance, Tübingen, Deutschland**Introduction**

To make 7T CEST MRI more available for radiologists, we developed a deepCEST pipeline for 7T MRI that predicts CEST contrasts from just one scan with robustness against B1 inhomogeneities. The pipeline includes an uncertainty quantification and a confidence map to evaluate the quality of the predictions. The proposed approach results in a reduction of 50% of the measurement time and delivers the predicted CEST contrast with in 1 sec.

Methods

The input data for a neural network (NN) consisted of 7T in vivo raw Z-spectra of a single B1 level, and a B1 map. The 7T raw data was acquired using the 3D snapshot GRE MIMOSA CEST³ at a Siemens MAGNETOM 7T scanner. These inputs were mapped voxel-wise on target data consisting of Lorentzian amplitudes conventionally generated by 5-pool-Lorentzian fitting performed on normalized, denoised, B0- and B1-corrected Z-spectra. The network consisted of two fully connected hidden layers with RELU activation and was trained with Gaussian negative log likelihood loss. The output layer consisted of 10 nodes with linear activation to obtain the amplitudes and uncertainty of the 5-pool Lorentzian fit.

Results

Figure 1a, b, d and e shows the Lorentzian fit and the prediction of the amide and rNOE contrast in a tumor patient. Figure 1c, f shows the segmented uncertainty map over all contrasts with a threshold of 10%. The first row shows the predictions and uncertainty for the measurement made with a bad shim. Such a strong B0 shift was not part of the training distribution. Therefore, the predictions and fits do not match. Consequently, the NN outputs a high uncertainty for these voxels (Fig. 1c). In the second row of (Fig. 1), the Z-spectra of the patient was centered, resulting in NN predictions that agree well with the fit, and only a low uncertainty is yielded.

Discussion

The deepCEST approach has already shown very promising results for 3T, the clear advantage of 7T data is the better SNR and higher spectral resolution. The 7T deepCEST approach uses only one B1 level, this saves about 50% of scan time (now 6:42 min), but still predicts accurately with low uncertainty (Fig. 2) and provides both B0- and B1-corrected homogeneous CEST contrast.

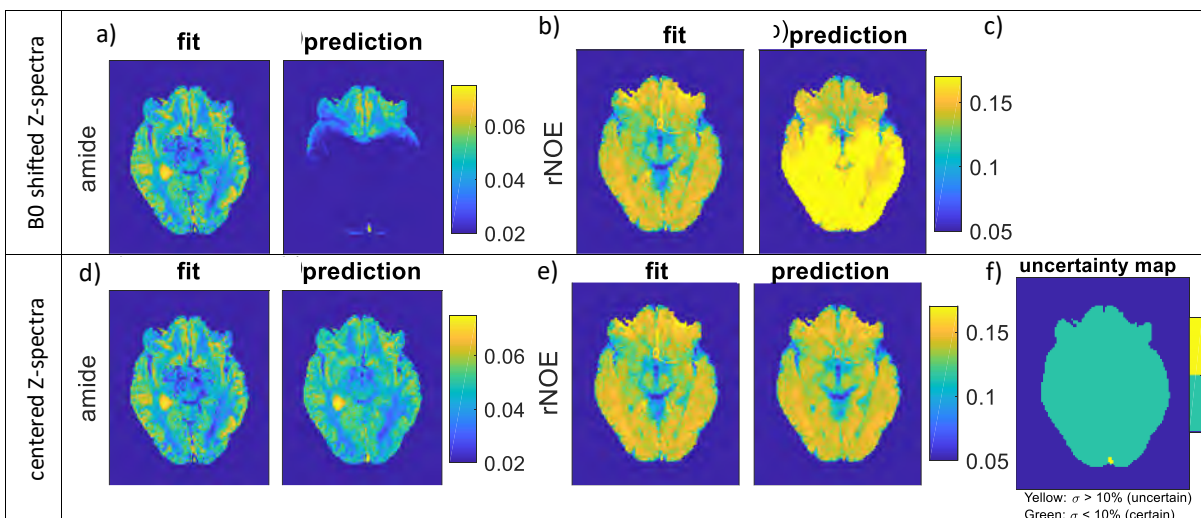


Fig. 1: Importance and practicability of uncertainty quantification: wrong predictions due to bad shim are detected. With centered Z-spectra the NN prediction is closer to the ground truth and only low uncertainty indicated.

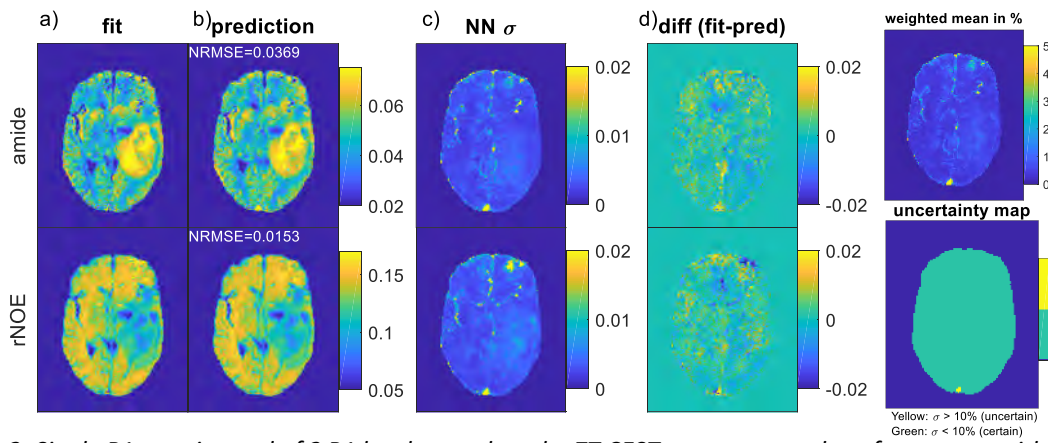


Fig. 2: Single B1 scan instead of 2 B1 levels speed up the 7T CEST measurement by a factor two, without loss of accuracy when compared to the two B1 level ground truth fit results. Again, low uncertainty for the prediction provides high confidence for the radiographer.

References

- [1] Mennecke et al NMR Biomed 2022 55.1:e4717
- [2] Glang et al MRM. 2020; 84: 450-466
- [3] Zaiss et al NRM Biomed 2018 31.4:e3879.

V005 MR-double-zero – proof-of-concept for a framework to autonomously discover MRI contrastS. Mueller^{1,2}, F. Glang¹, K. Herz^{1,2}, A. Loktyushin¹, K. Scheffler^{1,2}, M. Zaiss^{1,3}¹Max Planck Institute for Biological Cybernetics, High-field Magnetic Resonance Center, Tübingen, Deutschland²Eberhard Karls University Tuebingen, Department of Biomedical Magnetic Resonance, Tübingen, Deutschland³University Hospital Erlangen, Department of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

*Glang and Mueller contributed equally to this work

Introduction

The discovery of new MRI contrasts often happened hitherto by *trial-and-error*. Here we consider whether this can be formulated as an optimization problem, still making use of a real MR scanner. Whereas traditionally an analytical description of the contrast mechanism (a *model*) is required, thus having to make limiting assumptions, the presented approach requires neither a model nor human interaction with the scanner; thus, we call this approach *MR-double-zero* following the previously published model-based approach termed MR-zero [1].

Methods

Samples of different creatine concentrations ($c_{Cr}=0\dots120\text{mM}$) are created, T_1 and T_2 relaxation times are adjusted to in vivo like values [2] and glucose is added as a confounding CEST pool. The MR scanner is controlled by an optimizer using Pulseseq files [3] sent via network to the host PC (Fig. 1). Data flow back to the optimizer ([4] implemented in [5]) on a local PC for reconstruction. For each iteration the parameterized sequence gets updated by the optimizer and the data (*MRI*; up to 3 images) are mapped to the target ($T=c_{Cr}$) by linear regression as $T=[MRI, MRI^2, \dots]\cdot\beta$. Higher order powers of the pixel intensities (e.g. MRI^2) are included to enable more flexible mapping. The sequence consists of a 2D readout with an RF preparation pulse train parameterized by $B_{1,i}$, $\Delta\omega_i$ (off-resonance), $n_{p,i}$ (number of pulses) for $i=1\dots3$ images. Pulse duration $t_{p,i}$ and delays $t_{d,i}$ are fixed. It is pretended that relaxation effects are known but CEST is not.

Results

The proposed framework learned to map creatine concentration using off-resonant RF preparation. A direct mapping based on T_1 and T_2 is not possible but the optimizer makes use of the “unknown” CEST mechanism. Within as little as 300 iterations (duration $\sim 3\text{h}$), decent mapping independent of confounding glucose concentration is achieved by designing both acquisition ($B_{1,i}$, $\Delta\omega_i$, $n_{p,i}$) and mapping to the target (β coefficients) as shown in Fig. 2.

Discussion

In contrast to a previously published approach [6], both acquisition and evaluation are jointly optimized on a real MR scanner without any predetermined model or human interaction besides providing the target and suitable samples. The proposed method is intended as a paradigm shift towards autonomous, model-free and target-driven sequence design. Besides sequence design, the framework may be used to calibrate system imperfections or for testing hypotheses as to whether and how arbitrary targets could be accessed with MRI applied as a tool.

References

- [1] Loktyushin et al.; MRM 2021; doi: 10.1002/mrm.28727
- [2] Mueller et al.; NMRB 2021; doi: 10.1002/nbm.4403
- [3] Layton et al.; MRM 2017; doi: 10.1002/mrm.26235
- [4] Hansen et al.; IEEE 1996; doi: 10.1109/ICEC.1996.542381
- [5] Rapin et al.; 2018; GitHub.com/FacebookResearch/Nevergrad
- [6] Jin et al.; 2019; arXiv:1901.04547

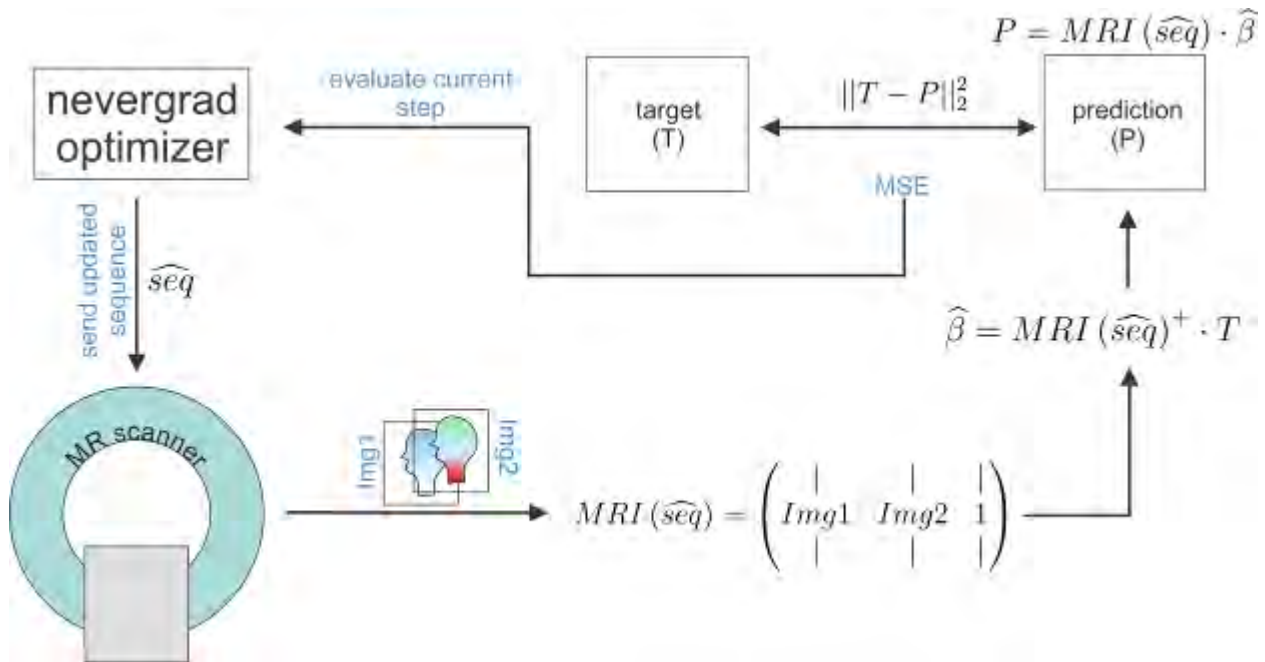


Fig. 2: Diagram of the proposed sequence development workflow termed MR-double-zero.

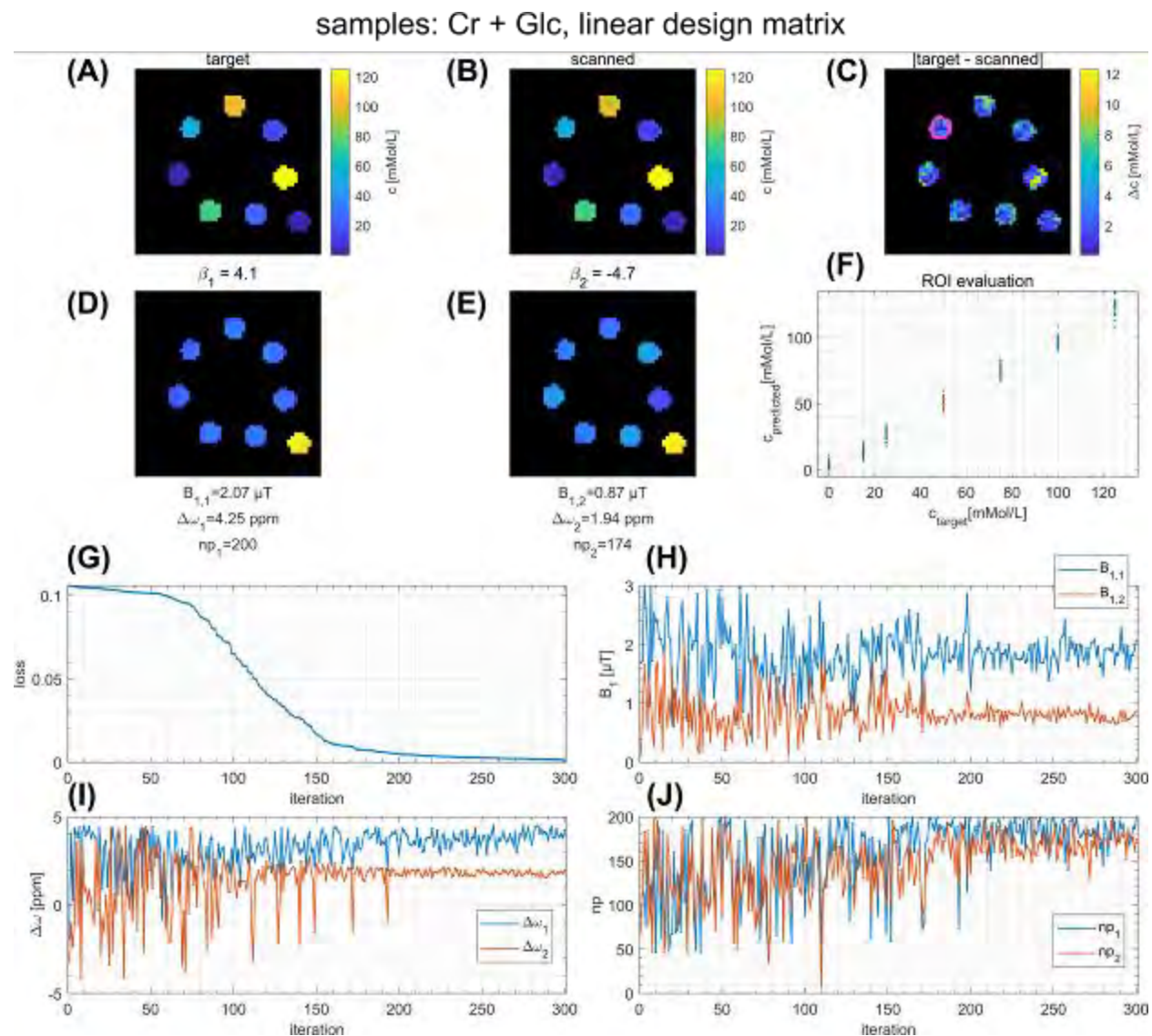


Fig. 2: Optimization process of a MR-double-zero sequence.

V006 Joint optimization of flip angle design and DenseNet parameters for reduced T2 blurring in TSE sequences

H. N. Dang¹, J. Endres¹, S. Weinmüller¹, F. Glang², A. Loktyushin², A. Dörfler³, A. Maier⁴, M. Zaiss^{2,1}

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Institute of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

²Max-Planck-Institute for Biological Cybernetics, Magnetic Resonance Center, Tübingen, Deutschland

³Universitätsklinikum Erlangen, Neuroradiologie, Erlangen, Deutschland

⁴Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Department of Computer Science, Erlangen, Deutschland

Introduction

In fast imaging techniques, like single-shot TSE sequences [1], the short T2 values of different tissues of interest are comparable to the echo-train duration, which results in significant T2 decay during the k-space acquisition. This leads to a voxel-T2-dependent k-space filter, which results in a complex relaxation-dependent blurring or ringing.

We propose an end-to-end optimization approach to reduce T2 blurring in TSE sequences by performing a joint optimization of Flip Angle (FA) design and deblurring CNN.

Methods

Signal simulation and optimization were performed using a Phase Distribution Graph algorithm [2] implemented in the MRzero framework [3]. For maximal blurring, a single-shot 2D TSE sequence (matrix:128x128, FOV:200mm, GRAPPA2, TE_{eff} = 11.8ms) was used with centric reordering. The forward simulation outputs TSE images (blurry: input to NN) and the transversal magnetization (sharp: target for NN), generated from synthetic brain samples. MRzero optimizes sequence parameters (refocusing FA magnitudes/phases) and DenseNet [4] parameters simultaneously. The final sequence was exported with Pulseseq [5] for *in vivo* measurements of a healthy subject at a Siemens Prisma 3T scanner using a 20ch head coil, comparing to a 16-shot TSE sequence (matrix:128x128, FOV:200mm, GRAPPA2, TR = 12s, TE_{eff} = 11.8ms).

Results & Discussion

The optimized FA deviate strongly from 180° refocusing FA train with a varying phase pattern (Fig. 2a). In vivo measurements of the final sequence with and without DenseNet processing are shown in Figure 2b and compared to a single-shot and 16-shot TSE sequence with 180° flip angle train, respectively. The T2 blurring in the phase encoding direction (anterior->posterior) is strongly reduced by optimized FA design and NN. Compared to a 16-shot TSE sequence with 3:12min acquisition time the optimized single shot sequence provides a similar contrast in below 1s. Still, some mismatches e.g. in the thalamus region are visible. Differences in FA trains compared to previous work [6] hints to a new optimal sequence design, when sequence and NN reco are optimized simultaneously.

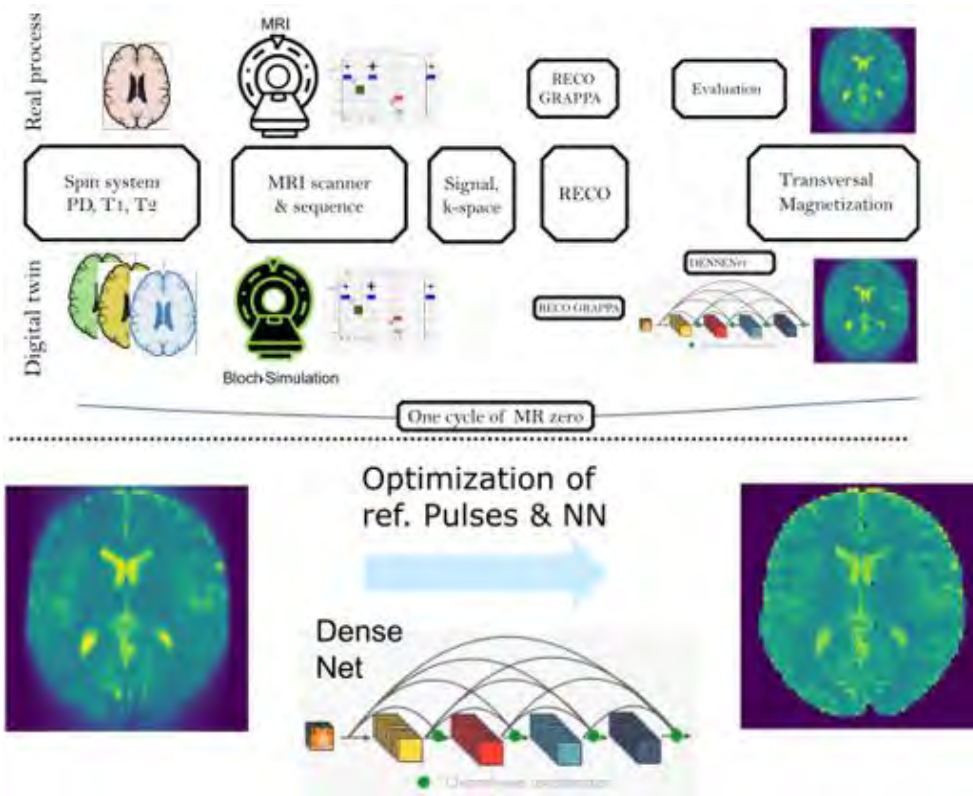


Fig. 1: The MR signal is simulated for given sequence and spin system; GRAPPA reconstruction and deblurring CNN are applied subsequently. The output is compared to the actual transverse magnetization at TE_{eff} and gradient descent is performed to update refocusing FA and NN parameters.

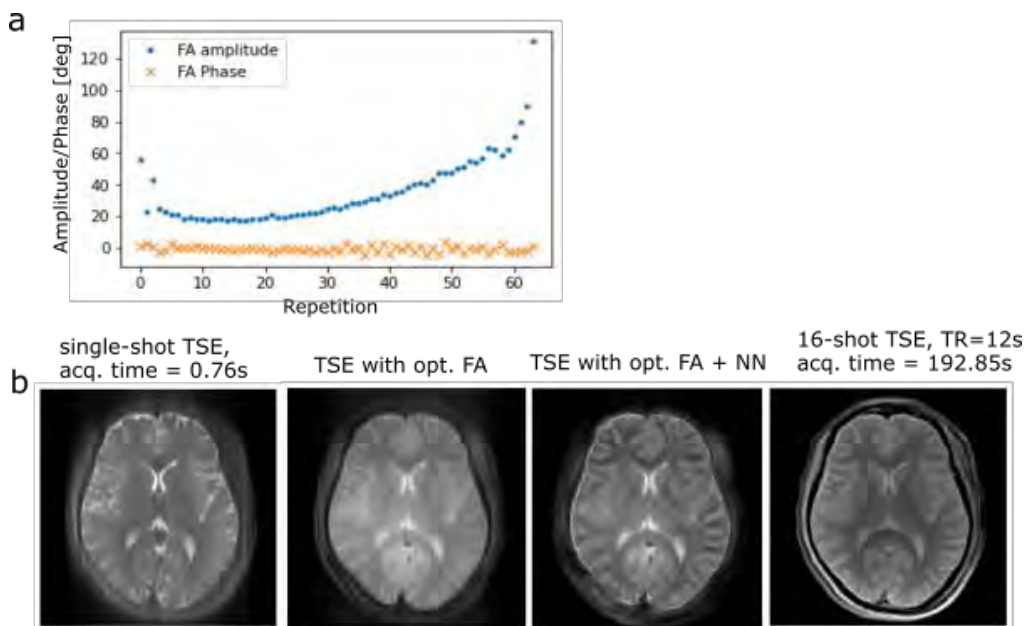


Fig. 2: Optimized FA Design is shown in a. In vivo measurement is compared to a single-shot and 16-shot TSE sequence consisting of a 180° FA train in b.

References

- [1] Hennig J et al., Magn Reson Med 1986; 3:823-33
- [2] Endres J. et al., Phase distribution graphs for differentiable and efficient simulations of arbitrary MRI sequences, In: ISMRM-ESMRMB 2022
- [3] Loktyushin et al., Magn Reson Med. 2021; 86:709– 724
- [4] Zhou F et al., Neurocomputing 2018; 290:34-42
- [5] <https://github.com/pulseseq/pulseseq/tree/master/matlab/demoSeq>
- [6] Zhao L et al., Magn Reson Med 2018; 80:1391-1401

V007 Myocardial scar segmentation on cardiac LGE images with reduced contrast agent dose using deep learning

M. Vornehm^{1,2}, M. Fenski³, E. Preuhs⁴, A. Maier⁴, J. Schulz-Menger³, J. Wetzl¹, D. Giese^{1,5}

¹Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland

²Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Computational Imaging Lab, Erlangen, Deutschland

³DZHK (German Centre for Cardiovascular Research), partner site Berlin, Charité University Medicine Berlin, Working Group on CMR, ECRC, MDC, HELIOS Klinikum Berlin Buch, Berlin, Deutschland

⁴Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Pattern Recognition Lab, Erlangen, Deutschland

⁵University Hospital Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

Introduction

Assessment of late gadolinium enhancement (LGE) in patients with myocardial infarction (MI) is a key biomarker for treatment and prognosis. Concerns about the safety of gadolinium-based contrast agents (GBCA) [1] have led to an interest in reducing GBCA doses while maintaining the clinical value of standard doses. We propose an approach for scar segmentation and quantification on LGE images with reduced GBCA dose.

Methods

Twenty-three patients with MI underwent LGE imaging on a 1.5T scanner (MAGNETOM AvantoFit, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). A low-dose LGE image in short axis view was acquired 3-5 minutes after injection of a first bolus of GBCA (0.1 mmol/kg Gadoteridol). A reference full-dose LGE image was obtained after additional injection of GBCA (0.05 mmol/kg Gadoteridol injected immediately after low-dose imaging, acquired 15-20 minutes after first injection). Each acquisition was reconstructed as magnitude inversion recovery (MagIR) and phase-sensitive inversion recovery (PSIR). Myocardial borders were contoured in the low- and full-dose images by a reader with three years of experience. Image registration was performed based on these contours. The scar area was determined using the full-width-at-half-maximum method on the full-dose image. The data set was supplemented with simulated images using an in-house MR physics simulator and the XCAT phantom [2]. A U-Net with Batch Normalization and the Dice loss function was trained to segment the scar area on the low-dose images. The network prediction was then restricted to be within the previously contoured myocardium. Of the 23 patients, ten were used for training the network (plus 340 simulated images), five for validation, and eight for testing. Augmented versions of the real patients' images were presented to the network repeatedly such that real and simulated images were presented equally often.

Results

The dice score on the unseen test images was 0.47 (± 0.20). The scores on individual images ranged from 0.03 to 0.78. In case of fully transmural scars (three patients), the average dice score was 0.66, and 0.35 otherwise. Visual inspection of the resulting segmentations (Fig. 2a) showed that the network correctly identified at least one of the affected AHA segments in seven out of eight patients, the eighth exhibiting a very small subendocardial scar only. Predicted and ground-truth scar sizes were correlated with a Pearson's r of 0.87 (Fig. 2b).

Discussion

The trained neural network was able to correctly locate and estimate the size of the myocardial scar in most test images with reduced GBCA dose. Difficulties were observed mainly in cases of small and subendocardial scars. This could be improved by expanding the data set. The presented method could ultimately be used to enable LGE-CMR with reduced GBCA dose.

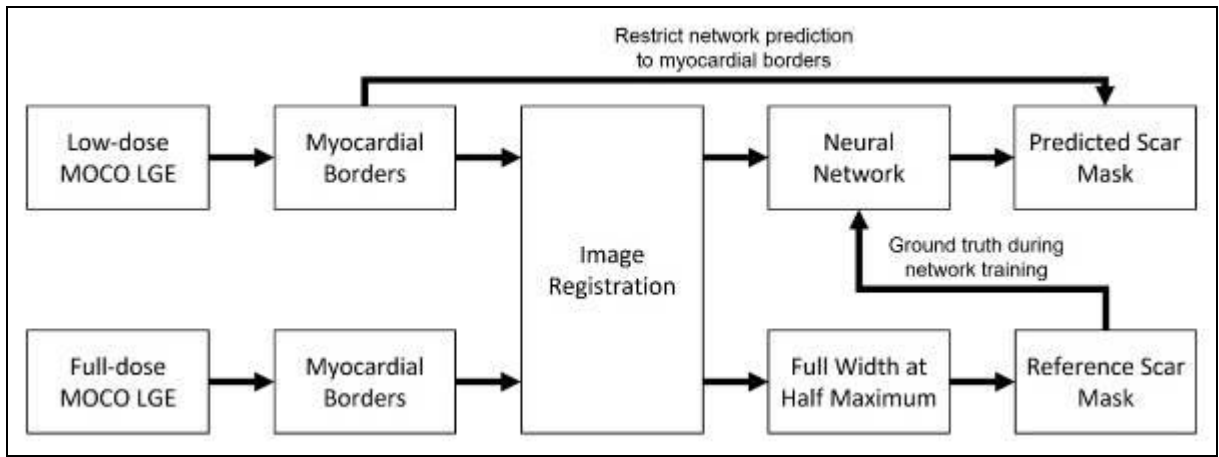


Fig. 1: Workflow

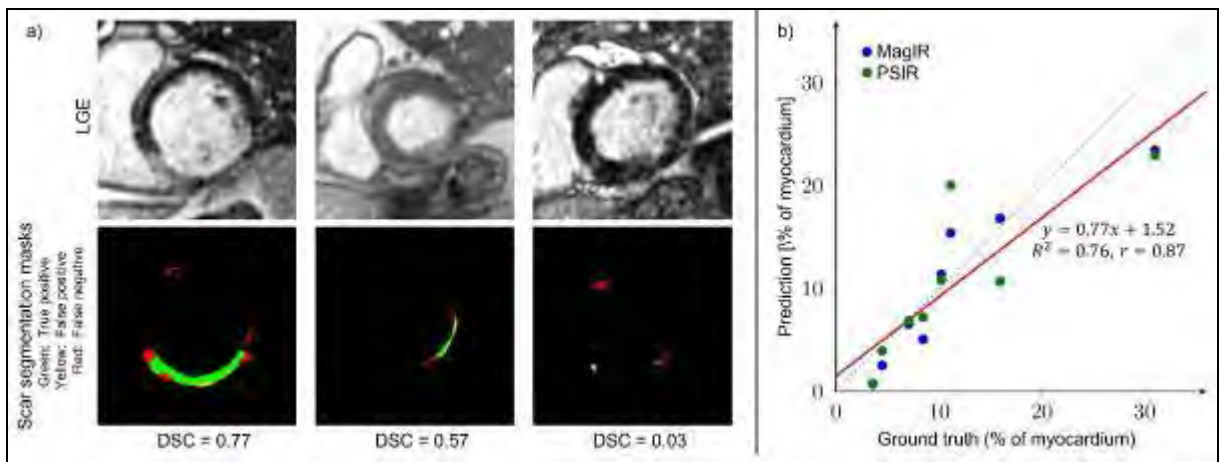


Fig. 2: Exemplary segmentation and quantification results

References

- [1] Kanda, 2014. DOI: 10.1148/radiol.13131669
- [2] Segars, 2010. DOI: 10.1118/1.3480985

Session 2 | Klinische Dosimetrie in der Strahlentherapie

V008 Sensitivität und Spezifität der Portaldosimetrie für planspezifische Qualitätssicherung an einem O-Ring Beschleuniger

G. Razinskas¹, R. Schindhelm¹, O. A. Sauer¹, S. Wegener¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Die Portaldosimetrie der Firma Varian wurde für die planspezifische Qualitätssicherung (QA) von Bestrahlungsplänen entwickelt und verspricht eine schnelle, hochaufgelöste und integrierte QA-Lösung vor Behandlungsbeginn. In dieser Studie wurde die Genauigkeit der Portaldosisvorhersage für die ersten 140 Patientenpläne nach klinischer Inbetriebnahme unseres Halcyon-Linearbeschleunigers (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) bestimmt. Darüber hinaus wurde die Fähigkeit der Erkennung von fehlerhafter Planapplikation evaluiert und mit Ergebnissen eines zweiten, in der Routine standardmäßig eingesetzten QA-Phantoms (ArcCHECK, Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, USA) verglichen. Auf Grundlage dieser Daten wurden Toleranzkriterien für die zukünftige Überprüfung klinischer VMAT-Pläne mittels Portaldosimetrie abgeleitet.

Material & Methoden

Alle Patienten- und zugehörigen Verifikationspläne wurden innerhalb des Bestrahlungsplanungssystems Eclipse erstellt. Eine fehlerhafte Planapplikation wurde exemplarisch anhand von vier Bestrahlungsplänen unterschiedlicher Behandlungsregionen (Prostata mit und ohne Lymphabflusswege, Rektum und HNO) simuliert. Die untersuchten Fehler umfassten sowohl systematische (Änderungen der Gesamt-MU) als auch zufällige Fehler (Weiteroptimierung unter moderater Anpassung der Optimierungsvorgaben). Die Evaluation von Portaldosis- und ArcCHECK-Messungen basiert auf Gamma-Analysen verschiedener absolut und global definierter Gamma-Passraten. Die Bewertung von Sensitivität und Spezifität verschiedener planspezifischer QA-Bewertungskriterien erfolgte durch Anwendung einer ROC-Analyse (Receiver Operating Characteristic).

Ergebnisse

Für klinische Pläne zeigte die gemessene Dosismatrix eine hohe Güte der Übereinstimmung mit der Portaldosisvorhersage (mittlere Gamma-Passraten von 99,89%, 96,70% und 91,91% für $\gamma_{2\%/2mm}$, $\gamma_{2\%/1mm}$ bzw. $\gamma_{1\%/1mm}$). Während die Korrelation der Gamma-Passraten klinischer Pläne zwischen Portaldosimetrie und ArcCHECK gering war, war sie bei Fehlerplänen offensichtlich. Für die Portaldosimetrie zeigte die ROC-Analyse eine große Detektionsfähigkeit von Fehlerapplikationen, welche die mit dem ArcCHECK-Phantom erzielte Sensitivität deutlich übertraf (siehe Abb. 1). Die Auswertung ergab optimale Entscheidungsschwellen von 99,6%, 94,5 % und 87,5% für obige Kriterien zur Bewertung der QA-Messungen.

Zusammenfassung

Aufgrund der hohen räumlichen Auflösung kann die Portaldosimetrie am Halcyon als zuverlässiges planspezifisches QA-Mittel zur Fehlererkennung mit hervorragender Sensitivität und Spezifität eingesetzt werden. In unserer Klinik wird die Portaldosimetrie-QA durch eine wöchentliche Stichprobenerhebung von mit dem ArcCHECK-Phantom gemessenen Bestrahlungsplänen ergänzt.

Anhang

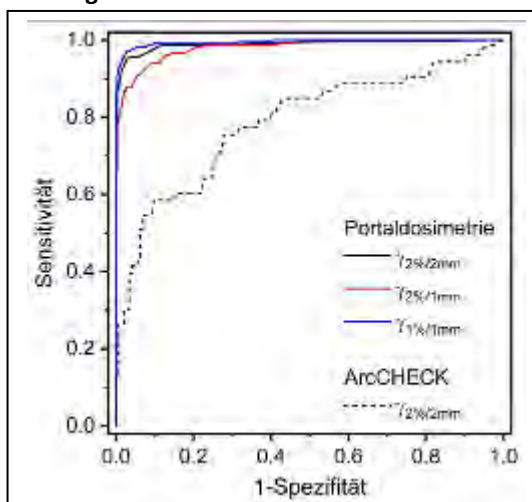


Abb. 1: ROC-Kurve für den Vergleich der QA-Messmittel Portaldosimetrie und ArcCHECK. Mit einer Fläche unter der Grenzwertoptimierungskurve nahe 1 besitzt die Portaldosimetrie eine große Fähigkeit Fehlerapplikationen zu detektieren.

V009 Die Verschiebung des effektiven Messpunkts von kompakten Ionisationskammern in Magnetfeld

T. Tekin¹, I. Blum¹, B. Delfs¹, B. Poppe¹, H. K. Looe¹

¹Pius Hospital, Medizinischer Campus Universität Oldenburg, Abteilung für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Oldenburg, Deutschland

Einleitung

Bei einem luftgefüllten Detektor, der im Wasserphantom am Messort positioniert ist, dringen die Elektronen aufgrund ihrer winkelabhängigen Verteilung aus unterschiedlichen Richtungen in den Detektor ein. Dies steht im Zusammenhang mit der Verschiebung des effektiven Messpunkts des Detektors. Außerdem führt die Anwesenheit des Magnetfeldes die Ablenkung der Elektronen, so dass sich ihre Winkelverteilung von der magnetfeldfreien Variante unterscheidet. Im Rahmen dieser Arbeit wurde aufgrund von Unterschieden in der Verteilung der Eintrittspunkte von Sekundärelektronen mit und ohne Magnetfeld die Verschiebungen in allen drei Raumrichtungen quantifiziert.

Material & Methode

Die EPOM-Verschiebung für zwei kompakte Ionisationskammern (Semiflex 3D 31021, PinPoint 3D 31022, beide von PTW Freiburg, Germany) wurde für vier geometrische Anordnungen durch Variation der Orientierungen des Magnetfelds und der Kammerachse bei Verwendung eines 6 MV und eines 10 x 10 cm² Photonenstrahls berechnet. Um das EPOM in jeder Raumrichtung (Δx , Δy und Δz) als Funktion des Magnetfeldes zu bewerten, wurde die Koordinaten aller Sekundärelektronen, die auf die Oberfläche des empfindlichen Volumens auftreffen, registriert. Basierend auf einem theoretischen Ansatz wurde die EPOM-Verschiebung als energiegewichtete Summe der Verschiebungen aller Eintrittspunkte (x_e , y_e und z_e) gegenüber dem Referenzpunkt der Kammer berechnet.

Die ermittelten Verschiebungen wurden auf Tiefendosiscurven entlang der Tiefenachse sowie auf laterale Dosisprofile angewendet und anschließend die Unterschiede nach der Verschiebung im Vergleich zur Referenzkurve, die mit einem Wasservoxel simuliert wurde, untersucht.

Ergebnisse

Im magnetfeldfreien Fall schwankt Δz zwischen $-0.35r$ und $-0.50r$, entsprechend dem Radius der Kammer. Bei Anwesenheit des Magnetfeldes verringert sich die Δz -Verschiebung um bis zu 54%. Dies bedeutet, das EPOM in einem Magnetfeld rückt entlang der Kammerachse näher an die Quelle heran. Zusätzlich konnte eine seitliche Verschiebung des EPOM (Δy) entgegen der Vorzugsrichtung der Lorentzkraft beobachtet werden, die mit dem Magnetfeld zunimmt. Durch eine laterale Verschiebung des Messprofils um Δy konnte eine Übereinstimmung seiner Feldmitte, definiert durch $(|+y_{50\%}| + |-y_{50\%}|)/2$, mit der des ungestörten Dosisprofils erzielt werden. Weiterhin hat sich gezeigt, dass der prozentuale Unterschied zwischen der relativen Tiefendosiskurve der Kammern nach Anwendung der Δz -Verschiebungen und der Referenzkurve in der Referenztiefe 0.6% beträgt.

Diskussion

Der Einfluss des Magnetfeldes auf das EPOM beider Ionisationskammern wurde bis zu 1.5 T untersucht. In Anwesenheit des Magnetfeldes verschieben sich die Eintrittspunkte zu einer Seite der Kammer, d.h. das EPOM nimmt in allen Raumrichtungen (Δx , Δy und Δz) eine vom Referenzpunkt abweichende Position ein, je nach Messaufbau sowie Vorzugsrichtung und Stärke der Lorentzkraft.

V010 Bestimmung des Strahlenqualitätskorrekturfaktors k_Q unter Nicht-Referenzbedingungen mit der Blei-Kappen-Methode

K. J. Dörner¹, R. P. Kapsch², B. Poppe³, S. Schulz¹

¹Allgemeines Krankenhaus Celle, Strahlentherapie, Celle, Deutschland

²Physikalisch Technische Bundesanstalt, 6.21 Dosimetrie für die Strahlentherapie, Braunschweig, Deutschland

³Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Fakultät VI - Medizin und Gesundheitswissenschaften, Oldenburg, Deutschland

Einleitung

Mit der Verbreitung moderner Bestrahlungstechniken wie z.B. IMRT nimmt die Bedeutung von Dosis-messungen unter „Nicht-Referenz-Bedingungen“ zu, bei denen die energieabhängigen Korrektur-faktoren k_Q zur Umrechnung des Anzeigewertes des Detektors in Energiedosis nach der Sonden-Methode exakt bestimmt werden müssen [1].

Die Idee des Projektes ist, den Nachteil der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens eines Detektors so weit zu übertreiben, dass eine spektrumsabhängige Messgröße abgeleitet werden kann.

Material & Methoden

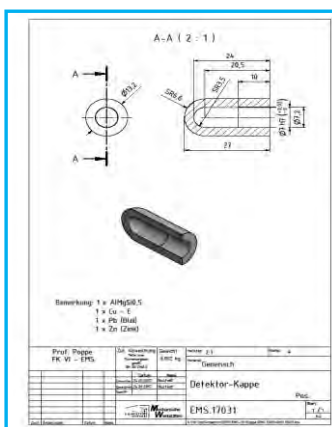


Abb. 1: Skizze Pb-Kappe

Im Wasserphantom am Linearbeschleuniger umschließt dafür eine Blei-Kappe mit einer Wandstärke von 3 mm eine Ionisationskammer (Semiflex M31002 / PTW), schwächt den Photonenstrahl und erzeugt Streustrahlung und Sekundärelektronen in unmittelbarer Umgebung des Kammervolumens.

Wird am gleichen Ort im Strahlenfeld der Quotient der Messungen mit und ohne Bleikappe gebildet, ergibt sich eine von der Strahlenqualität abhängige Größe.

Durch Messungen in bekannten Strahlenfeldern von zwei Beschleunigern der Physikalisch Technischen Bundesanstalt wird unter Referenzbedingungen eine Kalibrierkurve bei den nominellen Photonen-Strahlenenergien 4 MV, 6 MV, 8 MV, 10 MV, 15 MV und 25 MV aufgenommen.

Der Strahlenqualitätskorrekturfaktor $k_{Q,M}$ setzt sich zusammen aus dem im Referenzfeld ermittelten $k_{Q,R}$ und dem am Messort anzuwendenden $k_{NR,Q}$ (k_Q unter Nicht-Referenz-Bedingungen [andere Feldgröße, Tiefe...]), der mit der neuen Methode bestimmt werden kann.

Ergebnisse

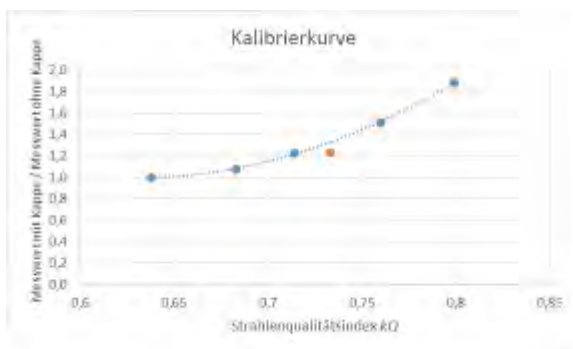


Abb. 2: Kalibrierkurve zur Bestimmung des Strahlenqualitäts-Korrekturfaktors $k_{Q,R}$ aus dem Quotienten der Messungen mit und ohne Bleikappe

Zunächst wird kontrolliert (z.B. Sättigung), dass durch die Pb-Kappe, die Funktionstüchtigkeit der Ionisationskammer nicht beeinträchtigt ist.

Aus den Kalibriermessungen an der PTB wird eine ein-eindeutige Zuordnung von Messwert-Quotient und Strahlenqualität gefunden.

Es werden Strahlquerprofile, Tiefendosiskurven, Virtuelle Keilfilter, Felder mit ausgleichfilterfreien Strahlen (FFF) und Felder mit geringen seitlichen Abmessungen untersucht.

Zusammenfassung

Es wird ein Verfahren vorgestellt, dass eine spektrums-abhängige Störung der Dosismessung durch eine Blei-Aufbaukappe nutzt, um auf einfache Art die benötigte energieabhängige Korrektur des Messsignals in Photonen-Strahlenfeldern in der Strahlentherapie mit Beschleunigern zu bestimmen.

Messungen bei Photonen-Tiefendosiskurven, Querprofilen, virtuellen Keilfiltern und bei FFF-Strahlenfeldern rechtfertigen die

bisherige Verwendung desselben Strahlenqualitätskorrekturfaktors k_Q für den gesamten Feldbereich bei Ionisationskammern.

Spannend sind Untersuchungen der Feldgrößenabhängigkeit und daraus erwachsende Impulse für die Klein-Feld-Dosimetrie.

Literatur

[1] DIN 6809-2; Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung, Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern; Beuth-Verlag 2000

V011 Optimization of PETSys TOFPET2 ASIC for prompt gamma timing (PGT) application

O. Novgorodova¹, A. Straessner¹, B. Lutz², D. Weinberger²

¹Technische Universität Dresden, Institut für Kern- und Teilchenphysik, Dresden, Deutschland

²Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Institute of Radiation Physics, Dresden, Deutschland

Introduction

For the Prompt Gamma (PG) Timing applications system solution with both good energy and time resolution in a wide range of 3-8 MeV are required. In the case of full acceptance solution a big problem is a high statistics of about 10^9 PG's per second, what can be handled by a smaller effective area of the detector by the size and distance to the detector. This work evaluates the performance comparison of different silicon photomultipliers (SiPMs) array samples coupled with CeBr3 scintillators of different sizes and read out by the TOFPET2 ASIC, released by PETSys Electronics.

Materials & Methods

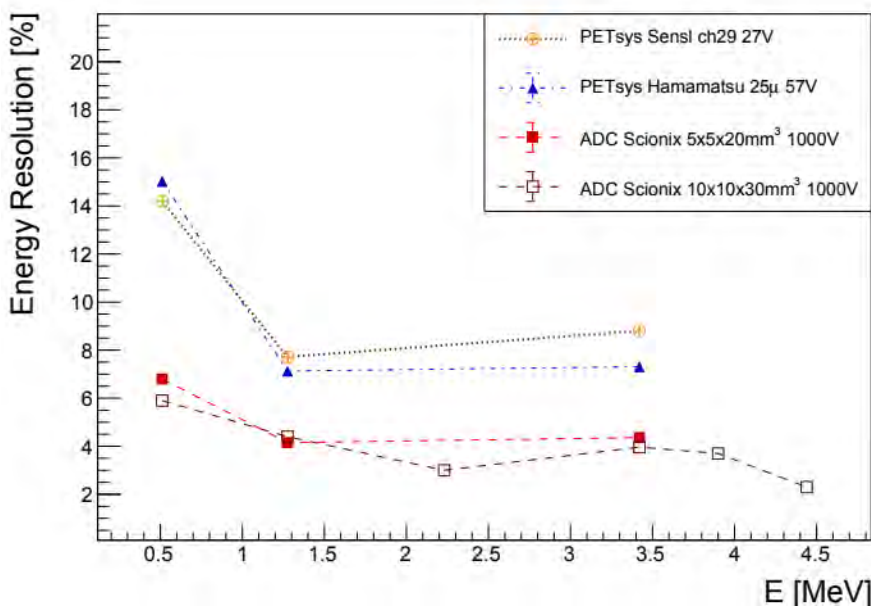
SiPM arrays fabricated by different vendors like SensL and Hamamatsu were tested with different sizes of CeBr3 scintillators in combination with the ASIC. Measurements were performed with sources with energies up to 4.4 MeV and in the ELBE test beam at Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf. Different scintillator sizes were considered and the TOFPET2 ASIC software parameters were optimized for the PG detection. The used setup was provided with the TOFPET2 ASIC evaluation kit by PETSys Electronics S.A. For the comparison an ADC setup with a photomultiplier was used for measuring energy resolution of scintillators.

Results

PETSys studies for an application for PG's measurements were not performed so far and are presented here. PETSys allows an optimization for higher energies and to build a multi-channel easy scalable system for PGT application. Energy resolution measured with PETSys in ideal case reached 7% FWHM, while for ACD setup 4.1% FWHM was achieved (Figure 1a). The time resolution was tested with Hamamatsu S13360-6050CS SiPM and CeBr3 scintillator and is below 100 ps (Figure 1b). High rate Co-60 and Cs-137 tests showed a limit of 14 Mcps.

Summary

To increase the statistics of detected PG's and operate without any collimator slits, reducing the size of scintillators is one of the options. A multi-channel system like PETSys can be optimized for higher energies of PG's with a small cost of timewalk corrections.



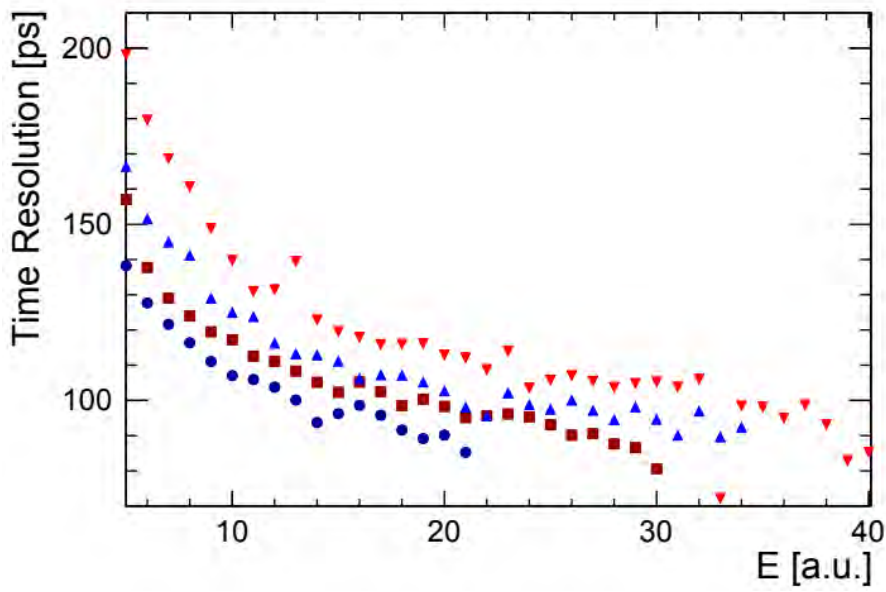


Fig. 1: a) Energy resolution in FWHM as a function of measured energy, b) Time resolution as a function of energy in PETsys units.

V012 Experimentelle und Monte Carlo basierte Bestimmung von Outputfaktoren und Ansprechvermögen der Semiflex 3D 31021 in Magnetfeldern

S. Frick^{1,2}, R. P. Kapsch²

¹Eberhard Karls Universität, Tübingen, Deutschland

²Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 6.21, Braunschweig, Deutschland

Einleitung

Die Magnetresonanz-geführte Strahlentherapie mit täglicher online Adaption des Bestrahlungsplans ist ein wichtiger Schritt in Richtung individualisierte Therapie [1]. Zur Kommissionierung von Bestrahlungsplanungssystemen für MR-Linacs ist die Dosimetrie in Magnetfeldern unter Kleinfeldbedingungen ein wichtiger Bestandteil. In dieser Arbeit wurde eine Ionisationskammer mit einem sensitiven Volumen von 0.07 cm^3 unter Kleinfeldbedingungen in Magnetfeldern untersucht.

Material & Methoden

Die Messungen wurden an zwei Elekta Precise™ Beschleunigern mit 6 MV und 8 MV sowie einem mobilen Elektromagneten (Bruker ER073W) mit einer magnetischen Flussdichte von bis zu $\pm 1.5 \text{ T}$ durchgeführt. Die Ionisationskammer PTW 31021 „Semiflex 3D“ wurde senkrecht zur Strahlachse und senkrecht zu den magnetischen Feldlinien mit ihrem Bezugspunkt in 10 cm Tiefe in einem Wasserphantom (SSD = 110 cm) zwischen den Polschuhen des Elektromagneten positioniert. Der Bezugspunkt der Kammer befand sich bei jeder Messung auf dem Zentralstrahl (CAX). Gemessen wurde bei verschiedenen quadratischen Feldgrößen und magnetischen Flussdichten mit Kammeranspannungen von $\pm 300 \text{ V}$. Es wurden relatives Ansprechvermögen, Outputfaktoren und Korrekturfaktoren für den Polaritätseffekt ermittelt. Der Beschleuniger sowie die Ionisationskammer inklusive Totvolumen wurden nach Herstellerangaben im Monte-Carlo-System EGSnrc modelliert und die entsprechenden Größen berechnet.

Ergebnisse

Das relative Ansprechvermögen im Magnetfeld hängt für quadratische Felder mit Seitenlängen $\geq 3 \text{ cm}$ bei beiden Energien nur unwesentlich von der Feldgröße ab (Abb. 1). Bei kleineren Feldgrößen ist eine Abnahme der Outputfaktoren im Magnetfeld gegenüber dem Fall ohne Magnetfeld zu beobachten, wobei diese Abnahme bei 8 MV und höheren magnetischen Flussdichten stärker ausfällt (Abb. 2). Die Korrekturfaktoren für den Polaritätseffekt zeigen nur eine vernachlässigbare Abhängigkeit von der Flussdichte. Das Ansprechvermögen im $1 \times 1 \text{ cm}^2$ -Feld und die Outputfaktoren bis zu Feldgrößen von $2 \times 2 \text{ cm}^2$ konnten per MC-Simulation auch für Kleinfeld-Bedingungen im Magnetfeld reproduziert werden (Abb. 1 und Abb. 2).

Zusammenfassung

Die Anwesenheit eines Magnetfeldes wirkt sich erst in kleinen Feldern auf die Outputfaktoren aus, was im gewählten Messaufbau hauptsächlich mit der lateralen Verschiebung des Querprofils zu begründen ist.

Anhang 1

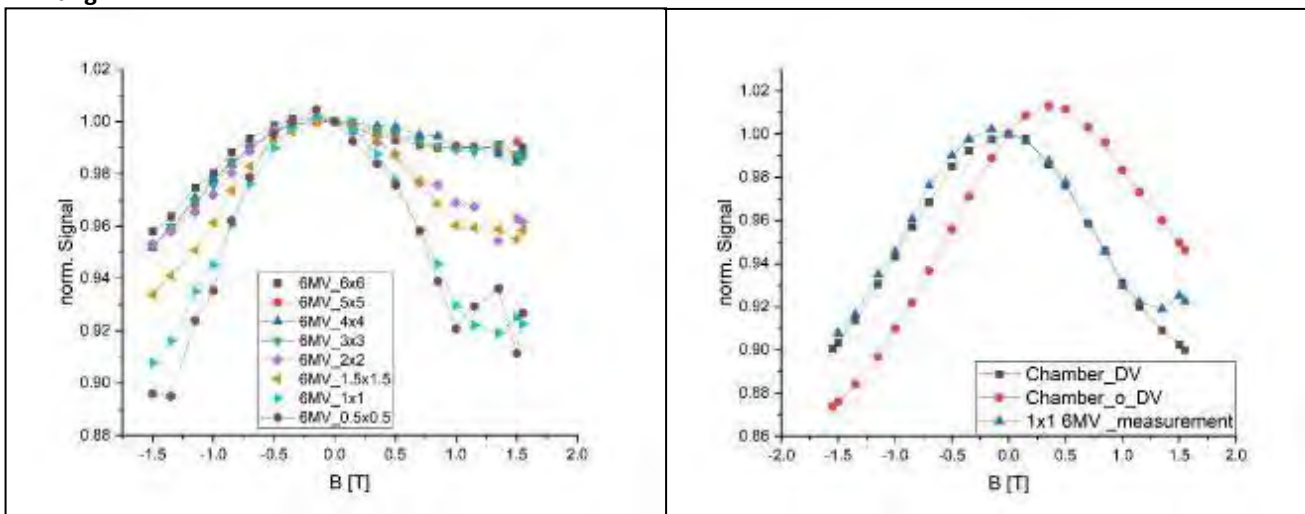
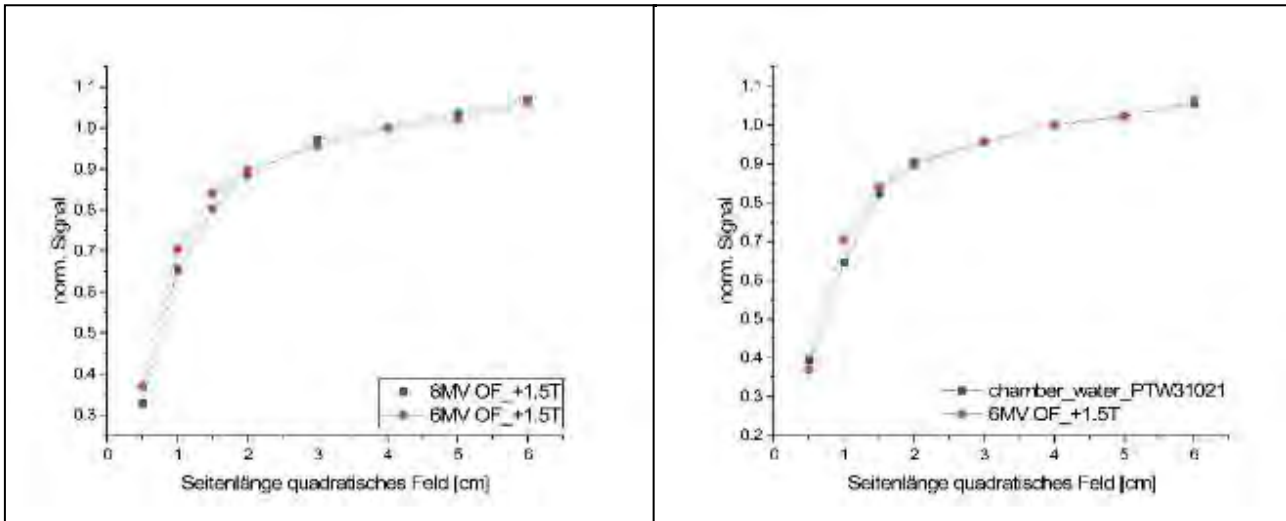


Abb. 1: Ansprechvermögen der PTW 31021 im Magnetfeld. Links: Gemessen mit verschiedenen quadr. Feldgrößen. Rechts: Vergleich von gemessenem (blau) und Monte-Carlo-simuliertem Ansprechvermögen in einem $1 \times 1 \text{ cm}^2$ -Feld mit (schwarz) und ohne (rot) Berücksichtigung des Totvolumens des Detektors.

Anhang 2

Abb. 2:



Outputfaktoren der PTW 31021 im +1.5T-Magnetfeld. Links: Gemessenen mit 6 MV (rot) und 8 MV (schwarz). Rechts: Gemessen (6 MV, rot) und MC-simuliert (schwarz).

Literatur

- [1] Corradini et al., MR-guidance in clinical reality: current treatment challenges and future perspectives, Radiation Oncology, 2019, DOI: <https://doi.org/10.1186/s13014-019-1308-y>

V013 Output-Korrektionsfaktoren für kleine Felder bei 18MV

J. Ringholz¹, S. Wegener¹, O. A. Sauer¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Das Ansprechverhalten verschiedener Detektoren im Energiebereich der Strahlentherapie ist insbesondere für die Energien 6MV und 10MV für kleine Felder erforscht und in *TRS-483* [1] zusammengefasst. Daten für Beschleunigerenergien über 10MV sind jedoch für viele Detektoren in der Literatur nicht vorhanden. Hier sollen die feldgrößenabhängigen Korrekturen bei 18MV für gängige Detektoren bestimmt werden.

Material & Methoden

Für die Messung wurde ein ELEKTA Versa HD Beschleuniger bei 18MV zusammen mit einem PTW MP3 Wasserphantom bei einer SSD von 90cm verwendet. Folgende Detektoren wurden untersucht: von PTW: Semiflex-3D-31021, PinPoint-31006, 60012, 60008 und MicroDiamond 60019, Sun Nuclear EDGE, iba PFD-3G-pSi und iba SFD, EXTRADIN Scintillator: W2-1x3 und Gafchromic EBT3 Film. Dabei wurde für jeden Detektor dreimal die Punktdosis in einer Tiefe von 10cm für quadratische Felder zwischen 0.5cm und 10cm Kantenlänge bestimmt. Als Referenz und zur Bestimmung der Größen kleiner Felder, diente die Messung mit Gafchromic EBT3 Film. Die Korrekturfaktoren wurden dabei nach dem TRS 483 Verfahren [1] bestimmt. Dabei wurden die Referenzdaten an eine analytische Dosis-Feldgrößenbeziehung nach [2] angepasst.

Ergebnisse

Der Szintillator zeigt die geringsten Abweichungen zur Filmmessung. Die abgeschirmten Dioden (PTW-60008, Sun Nuclear EDGE) zeigen das höchste Überansprechen bei kleinen Feldern, gefolgt von PFD, PTW MicroDiamond und den unabgeschirmten Dioden (PTW-60012, SFD). Die Ionisationskammern zeigen den bekannten Volumeneffekt, das heißt starkes Unteransprechen bei kleinen Feldern und Korrekturen von bis zu 13% für den PinPoint und bis zu 37% für den Semiflex 31021 Detektor.

Im Vergleich zu den 6MV und 10MV Daten nach *TRS-483* [1], setzt sich für die Detektoren PTW-60008 und SFD der Trend einer Korrekturerhöhung mit der Energie fort. Ebenso benötigen MicroDiamond und EDGE-Diode bei 18MV eine höhere Korrektur als bei 10MV. Die restlichen Detektoren zeigen keine signifikanten Anzeichen einer Energieabhängigkeit der Korrekturfaktoren.

Zusammenfassung

Es wurden Output-Korrektionsfaktoren für quadratische Feldgrößen zwischen 0.5cm und 10cm bestimmt. Die meisten Detektoren weisen dabei bei 18MV eine größere Korrektur als für 6MV und 10MV auf. Somit verbessert die Nutzung der Korrekturfaktoren die Genauigkeit von Messungen vor allem bei kleinen Feldern.

Anhang 1

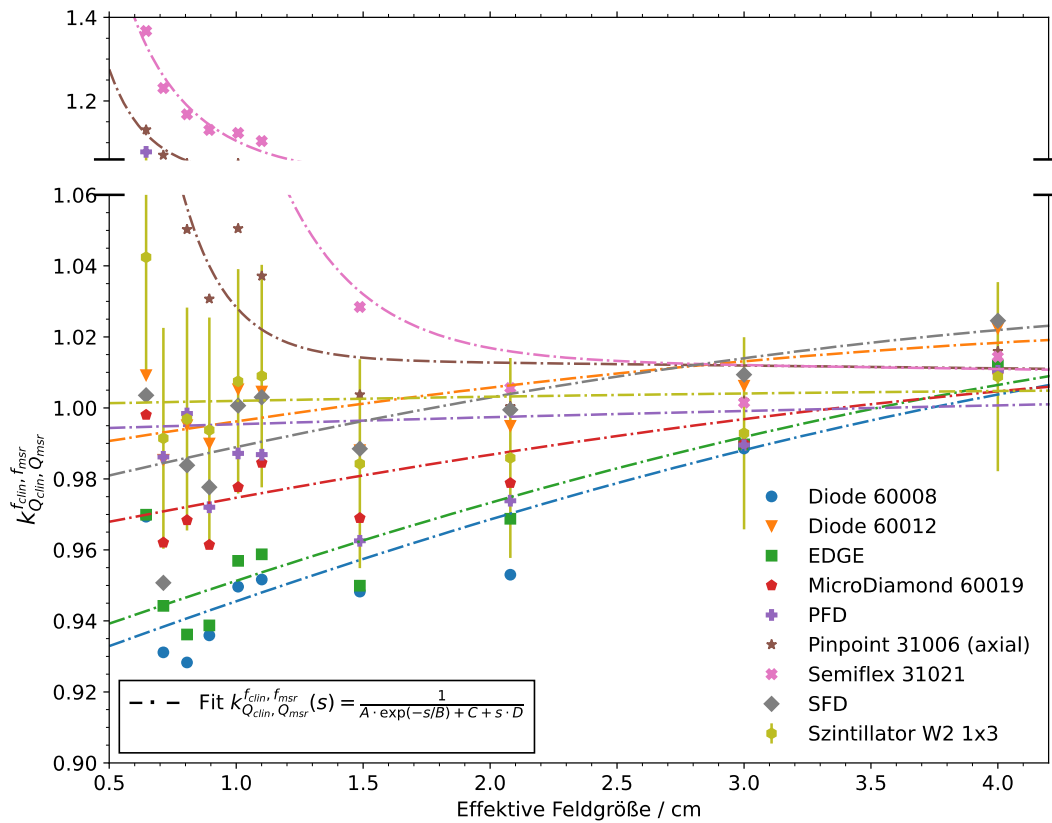


Abb. 1: Korrekturfaktoren in Abhängigkeit der Feldgröße für die Energie von 18MV zusammen mit 10MV Daten des TRS-483 [1] für dort vorhandene Detektoren zum Vergleich (gefüllte Symbole).

Literatur

- [1] International Atomic Energy Agency, Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 483, IAEA, Vienna (2017).
- [2] O. A. Sauer and J. Wilbert, Measurement of Output Factors for Small Photon Beams: Measurement of Output Factors for Small Photon Beams, Medical Physics 34, 1983–1988 (2007).

Session 3 | Partikeltherapie 1 inkl. FLASH + GRID Therapie

V014 Einführung der MRT-basierten offline Kontrollbildgebung zur Qualitätssicherung der Partikeltherapie am Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT)

P. A. Meder¹, K. Paul¹, J. Ristau^{1,2,3}, S. A. Körber^{1,2,3}, J. Debus^{1,2,4,3,5,6,7}, M. Alber^{1,2,4}, S. Klüter^{1,2}, J. Bauer^{1,2,3}

¹Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

²National Center for Radiation Research in Oncology (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Heidelberg, Deutschland

⁴Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät, Heidelberg, Deutschland

⁵Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

⁶Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Heidelberg, Deutschland

⁷Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Klinische Kooperationsseinheit Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung einer halbautomatischen Datenanalysepipeline für MRT-basierte offline Kontrollbildgebung am HIT. Hierfür soll ein diagnostischer MR-Scanner (MAGNETOM Sola, B=1.5T), der bereits neben den Behandlungsplätzen verfügbar ist, mit einem shuttlebasierten Patiententransfer kombiniert und so zur Kontrollbildgebung direkt vor der Protonenbestrahlung eingesetzt werden. Die Pipeline ermöglicht, die täglichen anatomischen Veränderungen im Patienten und ihre Auswirkungen auf den Therapieplan in Echtzeit zu beurteilen.

Material & Methoden

Die Pipeline wurde in einer Forschungsversion des klinischen Bestrahlungsplanungssystem RayStation (RS) entwickelt. Mittels deformierbarer Bildregistrierung (DIR) werden die täglichen MRT-Aufnahmen mit dem Planungs-CT korreliert und virtuelle tägliche CT-Bilder (vdCT) berechnet, die die aktuelle Anatomie des Patienten darstellen. Der Bestrahlungsplan wird auf dem jeweiligen vdCT neu berechnet und es wird bewertet, ob dieser an die festgestellten anatomischen Veränderungen angepasst werden muss.

Zur Validierung der Pipeline wurden sechs retrospektiv bearbeitete Datensätze verwendet, die vom Photonentherapiegerät MR-Linac in Heidelberg stammen und neben den Planungsdaten auch tägliche MRT-Bildgebung und validierte Organsegmentierung beinhalten. Es wurden sowohl Unsicherheiten der DIR beurteilt (Abb. 2), als auch die Plannachrechnungen im Hinblick auf kritische Strahlreichweitenunsicherheiten evaluiert. Hierfür wurden propagierte und tatsächliche Organsegmentierungen verglichen sowie Formerhalt, HU-Histogramme und Karten der wasseräquivalenten Weglänge beurteilt.

Ergebnisse

Der Workflow umfasst alle wichtigen Schritte für eine MR-basierte Kontrollbildgebung vor der Behandlung: Generierung des vdCT, Bewertung der DIR-Qualität, Neuberechnung des Plans anhand des dvCTs, sowie quantitative und qualitative Bewertung der täglichen Dosisverteilung (Abb. 2). Die DIR-Unsicherheit konnte in den wiederverwendeten MR-Linac-Datensätzen bewertet werden. Es wurden Unterschiede zwischen den beiden Registrierungsalgorithmen (RS/MR-Linac) beobachtet, wobei die RS-Algorithmen im Allgemeinen eine bessere Übereinstimmung mit den tatsächlichen Organsegmentierungen lieferten.

Zusammenfassung

Die beobachteten Auswirkungen der in den Validierungsdaten vorliegenden anatomischen Variationen auf simulierte Protonenbehandlungspläne unterstreichen die Bedeutung der MRT-basierten Kontrollbildgebung für die Partikeltherapie. Die hier entwickelte Datenanalysepipeline bildet die Grundlage für die weitere klinische Workflowimplementierung.

Anhang 1

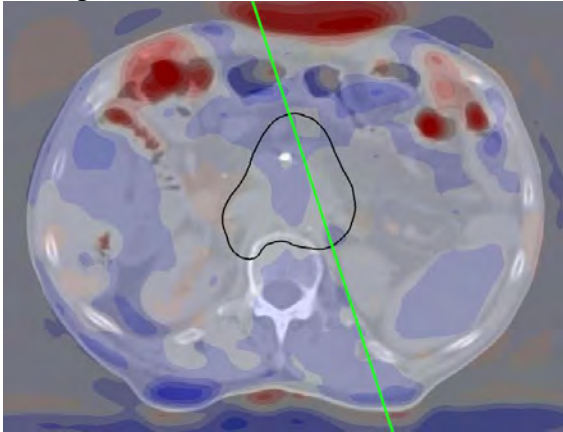


Abb. 1: Virtuelles tägliches CT-Bild überlagert mit Jacobideterminante des Vektorfelds der DIR zwischen initialem CT und täglichem MR. Ausgewählter Strahl für Abb. 2 in grün, PTV in schwarz.

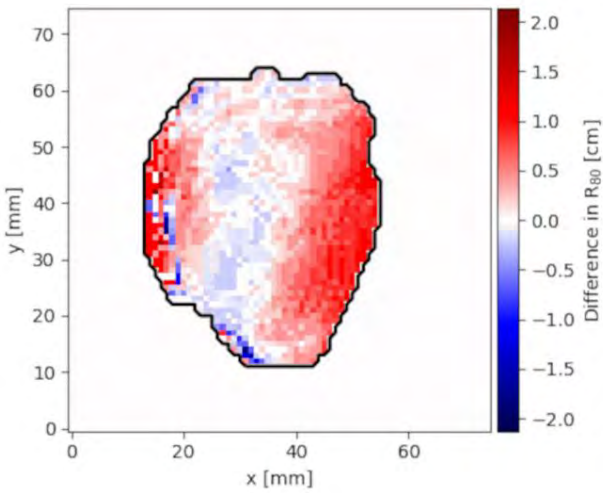


Abb. 2: Differenz der Strahlreichweiten (distaler Dosisabfall auf 80 % der Verschreibung) für grün markierten Strahl (Abb. 1) auf initialem bzw. vdCT-Bild. Rand des PTV in schwarz.

V015 Passive magnetische Abschirmung für 0,22T In-Beam-MR-Bildgebung bei Protonen-Pencil Beam Scanning Bestrahlung

E. Semioshkina¹, B. M. Oborn², A. L. Hoffmann^{1,3}

¹Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland

²University of Wollongong, Centre for Medical Radiation Physics, Wollongong, Australien

³Universitätsklinikum C. G. Carus Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

Einleitung

Zum ersten Mal wurde ein MR-Scanner (0,22 T) mit einer horizontalen Protonen Pencil Beam Scanning (PBS) Strahlführung integriert. Herausfordernd hierbei war die elektromagnetische Wechselwirkung zwischen magnetischen Streufeldern, erzeugt von Strahlsteuermagneten (SSM), und dem statischen Magnetfeld (B_0) des MR-Scanners. Diese führte zu Geisterbildartefakten in den MR-Bildern, wie in Abbildung 1 gezeigt [1]. Passive magnetische Abschirmung ist eine mögliche Lösung zur Beseitigung dieser Artefakte. In dieser Studie bestimmten wir den magnetischen Abschirmungsfaktor (MAF), der für eine artefaktfreie MR-Bildgebung während der PBS-Bestrahlung erforderlich ist. Außerdem untersuchten wir die Auswirkung von Design-Parametern einer passiven Abschirmung, die um die SSMs positioniert ist, auf die Reduzierung der Stärke ihrer Streufelder.

Material & Methoden

Eine Magnetfeldkamera (MFK) wurde im MR-Isozentrum positioniert um Änderungen vom B_0 -Feld (ΔB_0) aufgrund des Streufelds der SSMs zu messen. Variiert wurden dabei sowohl die Strahlfeldgröße als auch der Abstand zwischen MR- und PBS-Isozentrum. Für verschiedene Parameterkombinationen wurden Bilder des ACR Small Phantoms während der Bestrahlung aufgenommen. Die prozentuale Signal Ghosting Ratio (PSGR) wurde berechnet, um den maximalen ΔB_0 -Wert zu bestimmen, welcher das ACR-Kriterium $PSGR \leq 0,025$ noch erfüllte [2].

Finite-Elemente-Modell (FEM) Simulationen der PBS-Strahlführung wurden durchgeführt, um die von den SSMs erzeugten magnetischen Streufelder zu berechnen. Für eine magnetische Abschirmung wurden verschiedene Parameter untersucht, wie Geometrie, Materialdicke, Anzahl der Schichten und Größe dazwischenliegenden Luftspalts. Der MAF wurde an der Position des MR-Isozentrums berechnet.

Ergebnisse

MFK-Messungen ergaben, dass der maximale ΔB_0 -Wert 5,66 μT betrug. Der PSGR-Test wurde nur bei Feldgrößen von 1,2, 4 und 12 cm und bei Abständen von 0,3, 1,3 bzw. 2,3 m zwischen PBS- und MR-Isozentrum bestanden. In diesen Fällen betrug der maximale ΔB_0 -Wert 0,27 μT . Daher erforderte eine artefaktfreie MR-Bildgebung während der PBS-Dosisabgabe einen Mindestabschirmungsfaktor von 20,22.

Auf Grundlage der FEM-Simulationen ließe sich dieser MAF am effektivsten durch eine mehrschichtige zylindrische Abschirmung erreichen. Ein MAF von 21 wurde für zwei konzentrische, jeweils 10 mm dicke Schichten mit einem Luftspaltabstand von 10 mm erreicht.

Diskussion

Der magnetische Abschirmungsfaktor wurde experimentell für den 0,22-T-In-Beam-MR-Scanner Beamline bestimmt. Computersimulationen zeigten, dass dieser Abschirmungsfaktor mit einer passiven Abschirmung aus Kohlenstoffstahl in mehrschichtiger konzentrischer Geometrie erreicht werden kann.

Literatur

[1] S. Gantz et al. 2020 Phys. Med. Biol.

[2] Small Phantom Guide, American College of Radiology



Abb. 1: MR-Bilder des ACR-Phantoms, aufgenommen während der PBS-Dosisabgabe von 3, 17, 33 und 81 Dosispunkten.

V016 Effekte der Strahl-Pulsstruktur auf Sauerstoff-Depletion in Ultra-hohen Dosisraten und die Bedeutung für den FLASH Effekt

J. Jansen¹, E. Beyreuther^{2,3}, D. Garcia^{1,4}, L. Karsch^{2,5}, J. Knoll^{1,4}, J. Pawelke^{2,5}, J. Seco^{1,4}

¹Deutsches Krebsforschungszentrum, Biomedizinische Physik in der Radioonkologie (E041), Heidelberg, Deutschland

²OncoRay – National Center for Radiation Research in Oncology, Faculty of Medicine and University Hospital Carl Gustav Carus, TU Dresden and Helmholtz-Zentrum Dresden–Rossendorf, Dresden, Deutschland

³Helmholtz-Zentrum Dresden – Rossendorf (HZDR), Institute of Radiation Physics, Dresden, Deutschland

⁴Universität Heidelberg, Fakultät für Physik, Heidelberg, Deutschland

⁵Helmholtz-Zentrum Dresden – Rossendorf (HZDR), Institute of Radiooncology - OncoRay, Dresden, Deutschland

Einleitung

Bei der FLASH-Strahlentherapie (RT) wurde eine protektive Wirkung des gesunden Gewebes beobachtet, während die Tumorkontrolle vergleichbar mit der in der konventionellen RT bleibt. Eine mögliche Erklärung ist die Oxygen Depletion Hypothesis, bei der die Radiolyse von Wasser bzw. Zytoplasma Radikale entstehen lässt, die mit im Wasser bzw. Zytoplasma gelöstem O₂ reagieren. Dies würde zu einer Sauerstoffabnahme führen, was zu einem hypoxischen Strahlentarget und damit zu einer Strahlenschutzwirkung führt, basierend auf dem Oxygen Enhancement Ratio.

Material & Methoden

In einer früheren Studie[1] haben wir die O₂-Depletion mit einem optischen Sensor in versiegelten Wasserphantomen während der Bestrahlung mit hohen Dosisraten (<300 Gy/s) für Protonen, Kohlenstoffionen und Photonen gemessen und die O₂-Depletion als Abhängigkeit von der Dosisrate gemessen.

In der hier vorgestellten Studie wurde dieses Experiment bis zu ultrahohen Dosisraten (10⁹ Gy/s) mit Elektronen bei am ELBE-Beschleuniger weitergeführt, wo auch der Einfluss unterschiedlicher Pulsstrukturen auf die O₂-Depletion im Wasser getestet wurde.

Ergebnisse

Auch bei ultrahoher Dosisleistung und mit Elektronen konnten wir die Ergebnisse unserer vorangegangenen Studie bestätigen: Bei klinischen Dosen wurde nicht genug O₂ verbraucht, um einen FLASH-Effekt aufgrund einer strahleninduzierten Hypoxie zu erklären. Die pro Dosis abgereicherte O₂-Menge hängt von der Dosisleistung ab, und bei höheren Dosisraten wird etwas weniger O₂ abgebaut, was auf Radikal-Radikal-Reaktionen als möglichen Mechanismus des FLASH-Effekts hindeutet. Darüber hinaus zeigten unsere Ergebnisse in Bezug auf die Pulsstrukturen, dass die durchschnittliche Dosisrate die Pulsdosisrate in Bezug auf Radikalproduktion und O₂-Verarmung zu dominieren scheint. Der direkte Vergleich von den hier präsentierten Depletionsmessungen mit biologischen Experimenten an Zebrafish-Embryos aus einer anderen Studie zeigte außerdem, dass eine starke Korrelation von O₂-Depletion und biologischem Effekt vorlag. Die Ergebnisse betonen, dass der FLASH-Effekt in biologischem Gewebe wahrscheinlich zu einem Großteil durch veränderte effektive Radikalproduktionen zu erklären ist.

Zusammenfassung

Sauerstoff-Depletion wurde in Wasserphantomen gemessen unter Elektronen-Bestrahlung mit ultra-hohen Dosisraten. Verschiedene Strahl-Zeitstrukturen wurden getestet: Die mittlere Dosisrate hat den deutlichsten Effekt auf die O₂-Depletion. Depletionsmessungen zeigten deutliche Korrelation mit biologischen Daten, woraus sich FLASH-Effekte zu einem Großteil durch Änderungen in der Radikalproduktion erklären lassen.

Literatur

[1] Jansen, J., et al. "Does FLASH deplete oxygen? Experimental evaluation for photons, protons, and carbon ions." Medical physics 48.7 (2021): 3982-3990.

V017 Einfluss von inter-track Wechselwirkungen in radiobiologischen Monte-Carlo-Simulationen mit TOPAS-nBio zur Untersuchung des FLASH-Effekts

L. Derksen¹, V. Flatten², K. Zink^{1,2,3}, K. S. Baumann^{1,2,3}

¹Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

²Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

³Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

Einleitung

Obwohl die FLASH-Bestrahlung (Dosisraten ≥ 40 Gy/s) in Tierversuchen vielversprechende Ergebnisse bezüglich einer reduzierten Normalgewebstoxizität bei gleichbleibender Tumorkontrolle liefert, bleibt der Grund für diesen FLASH-Effekt unklar. Eine mögliche Erklärung könnten die inter-track Wechselwirkungen zwischen den bei der Radiolyse von Wasser entstandenen chemischen Molekülen sein. Das Ziel unserer Arbeit ist die Ausbeute an chemischen Molekülen (G-Wert) und Anzahl an DNA Schäden an einem Zellkernmodell mittels Monte Carlo Simulationen zu untersuchen, wobei Wechselwirkungen zwischen den chemischen Molekülen berücksichtigt wurden.

Material & Methoden

Im ersten Schritt wurde der Monte Carlo Code TOPAS-nBio verwendet um den G-Wert von Elektronen mit einer Energie von 60 eV in verschiedenen Quellgeometrien in Abhängigkeit der Dosisrate zu untersuchen. Die Realisierung unterschiedlicher Dosisraten erfolgt in diesem Fall durch eine unterschiedliche Anzahl N an möglichen inter-track Wechselwirkungen, welche häufiger auftreten je höher die Dosisrate ist. Weiterhin wurde der G-Wert in Simulationen mit Protonen einer Energie von 10 und 100 MeV untersucht. Dieselben Protonenquellen wurden verwendet um die DNA Schäden zu bestimmen.

Ergebnisse

Je höher die Dosisrate, also die Anzahl N an *inter-track*-Wechselwirkungen, ist, desto kleiner ist der G-Wert der Moleküle OH^\bullet , H_3O^+ und e_{aq}^- für alle Strahlungsquellen. Im Gegensatz dazu steigt der G-Wert von H_2O_2 , H_2 und OH^- mit zunehmendem N , also der Dosisrate, an. In Abbildung 1 ist der G-Wert in Abhängigkeit von N exemplarisch für eine 60eV isotropische Elektronenquelle gezeigt. Die Anzahl der indirekte DNA Schäden, die durch Wechselwirkungen von OH^\bullet mit der DNA entstehen, wurde als Folge des geringeren G-Werts für beide Protonenenergien verringert.

Zusammenfassung

Inter-track-Wechselwirkungen während der chemischen Phase der Strahlungswirkungskette führen zu einer Veränderung der Ausbeute an chemischen Teilchen und folglich zu einer Veränderung der Ausbeute an indirekten DNA Schäden und können somit eine Rolle in der Erklärung des FLASH-Effekts spielen. Um diese Hypothese zu verifizieren, werden zurzeit weitere Simulationen durchgeführt, um DNA-Schäden in Abhängigkeit der *inter-track*-Wechselwirkungen in Verbindung mit verschiedenen Sauerstoffpartialdrücken und biologischen Reparaturmechanismen zu klassifizieren.

Anhang 1

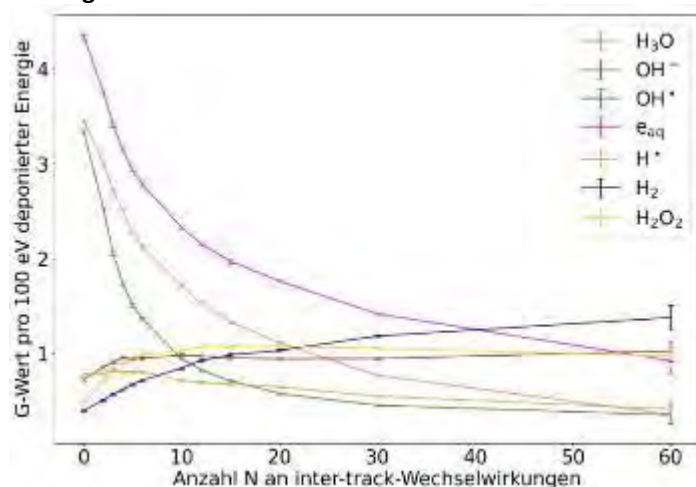


Abb. 1: G-Wert für eine 60eV isotropische Elektronenquelle in Abhängigkeit der Anzahl N an *inter-track*-Wechselwirkungen. Der G-Wert ist pro 100 eV deponierter Energie angegeben und wurde am Ende der chemischen Phase von $1 \mu\text{s}$ bestimmt.

V018 Commissioning of a commercial solution for independent dose calculation in proton therapy

M. Vüllings^{1,2,3}, J. Wulff^{1,2,3}, B. Koska^{1,2,3}, C. M. Bäcker^{1,2,3}, B. Timmermann^{1,2,3,4,5}

¹Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen (WPE), Essen, Deutschland

²Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland

³Westdeutsches Tumorzentrum (WTZ), Essen, Deutschland

⁴Klinik für Partikeltherapie, Essen, Deutschland

⁵Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Heidelberg, Deutschland

Introduction

Proton pencil beam scanning (PBS) is a complex mode of delivery. Measurement-based approaches for pre-treatment patient QA are work-intensive. Further, they may not be sensitive enough to determine significant changes between plan and delivery [1]. IBA has recently released myQAion, which provides independent Monte-Carlo based plan recalculation. Latter can further use delivery system log-files [2]. The first clinical version of myQAion (1.2) was commissioned and tested at WPE.

Material & Methoden

A failure-mode effect analysis identified the superiority of myQAion in the clinical workflow compared to measurement based approaches. The beam-model within the MC framework of myQAion was commissioned with the same measured beam- and CT-calibration data used for the planning system RayStation 10B [3]. As initial validation, simple cubic volumes were created in RayStation, recalculated in myQAion and compared to measurements (IBA MatriXXPT). The accuracy of log-file reconstruction of single pencil beams was investigated by measuring spot locations (IBA Lynx2D detector) in simple regular patterns at different energies (total 420 spots). Fifty clinical treatment plans covering typical cases were processed in myQAion, comparing original and recalculated 3D dose distributions in a gamma-test (3%/2 mm). Log-files for head&neck plans from different days (107 fields) were used for recalculation. Additionally, log-files for 224 irradiations of different plans were analyzed within myQAion in terms of spot-position deviations.

Results

Optimal workflow was identified with pre-treatment recalculation and a log-file based recalculation after the first treatment fraction. The basic beam-model parameters (energy, phase-space) agree well with RayStation. Cubic dose volumes agree with measurements within 2% & 1 mm. All investigated clinical plans show a gamma-passrate above 95% (average >99%). Analysis of spot positions recalculation from log-files shows up to 1.5 mm deviation compared to the measurements, with larger deviations in y-direction (see figure 1), in agreement with Toscano et al. [4]. On average, the total absolute deviation between Lynx-measured and reconstructed spot-positions is ~0.8 mm. Log-file based recalculation shows gamma-passrates >98%. Analysis of all clinical plans reveal a small fraction of spots >1.5 mm away from nominal position, applied during tuning of each PBS layer.

Conclusion

myQAion allows efficient and independent MC recalculation of PBS treatment plans. The log-file based recalculation adds another level of quality assurance for individual treatment plans. The accuracy of reconstructed spot-locations is well within 1 mm, allowing to identify significant deviations from the intended dose distribution.

References

- [1] Marmitt et al. Phys.Med. 70 (2020)
- [2] Matter et al. Phys.Med.Biol. 63 (2018)
- [3] Cohilis et al. Phys.Med. 95 (2022)
- [4] Toscano et al. Phys.Med.Biol. 64 (2019)

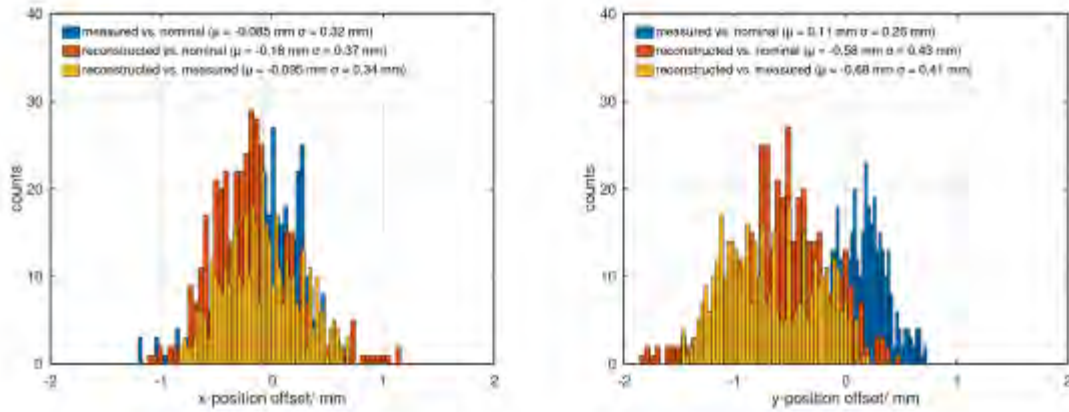


Figure 1: Histogram of all spot position offsets as determined by comparing measurement vs. nominal position, reconstructed (log-file) vs. nominal position and reconstructed vs. measurement. Analysis is given for x-direction (left) and y-direction (right) and includes all spots ($N=420$) of all measurements. The mean (μ) and standard-deviation (σ) of all distributions is provided in the legend.

Audiologie I

V019 Sprachverstehen im Störgeräusch für die Evaluation von CI-Versorgungen

U. Hoppe¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, HNO/Audiologische Abteilung, Erlangen, Deutschland

Das Sprachverstehen im Alltag ist für die meisten Menschen Sprachverstehen in Störgeräuschen. Auch werden störbehaftete Hörsituationen von den meisten Menschen als die schwierigsten angegeben. Daher liegt es nahe, die Überprüfung von technischen Hörsystemen nicht nur in Ruhe, sondern auch im Störgeräusch durchzuführen. Im Vergleich zur Messung in Ruhe ergeben sich jedoch weitere Freiheitsgrade, die empfindlich zu den Ergebnissen beitragen. Neben dem Sprachpegel ist auch die Art des Rauschsignals, das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) und die räumliche Anordnung der Schallquellen von Bedeutung. Dadurch lassen sich spezifische Vorteile von Störschallunterdrückungsverfahren sehr gut darstellen. Für eine Beurteilung des Erfolges einer CI-Versorgung sollten die Messungen jedoch insbesondere auch ein hohes Maß an ökologischer Validität aufweisen und daher alltagsrelevante Anordnungen, Signale und Signalpegel verwendet werden.

Im deutschsprachigen Raum werden sowohl Messungen mit festem SNR zur Bestimmung der prozentualen Verständlichkeit als auch mit adaptiven SNR zur Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle eingesetzt. Als Sprachmaterial werden sowohl Freiburger Einsilber als auch Göttinger und Oldenburger Sätze und Sätze des Hochmair-Schulz-Moser-tests (HSM-Test) verwendet. In dem Vortrag wird ein Überblick über verwendete Anordnungen und deren Spezifika vorgestellt. Insbesondere werden die Probleme der adaptiven und statischen Messungen bei der Evaluation von CI-Versorgungen beschrieben.

V020 Optimierung des Sprachverstehens im Störschall bei CI aus Sicht des Audiologen

S. Marcrum¹

¹Universitätsklinikum Regensburg, HNO, Regensburg, Deutschland

Einleitung

Cochlea-Implantate (CI) gelten aktuell als die erfolgreichsten Neuroprothesen der Geschichte, mit alltagsrelevanten Verbesserungen des Sprachverstehens und räumlichen Hörens bei Patienten im Kindes- bis Seniorenalter. Das Sprachverstehen mit Cochlea-Implantat ist jedoch variabel und wird von Lärm in der Hörumgebung negativ beeinflusst. Da alltägliche Hörsituationen häufig im Störgeräusch stattfinden, ist die Optimierung des Sprachverstehens im Störschall durch die Verwendung von CI-integrierter Signalverarbeitung von großer klinischer Bedeutung. Dieser Vortrag wird eine Übersicht zu diesem Thema aus Sicht der Audiologie bieten.

V021 Vorschläge zur Test-Retest-Statistik der Lokalisation im horizontalen Vollkreis

K. Schmidt^{1,2}, J. Seebacher³, A. Morsnowski⁴, P. Zorowka³, S. Maune⁴, K. Plotz^{1,2}

¹Jade Hochschule, Institut für Hörtechnik und Audiologie (IHA), Oldenburg, Deutschland

²paezo-Pädaudiologie in Oldenburg, Oldenburg, Deutschland

³Medizinische Universität Innsbruck, Univ.-Klinik für Hör-,Stimm- und Sprachstörung, Innsbruck, Deutschland

⁴Universität Witten/ Herdecke, Klinik für Hals-, Nasen-, Ohren-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie und Cochlear Implant Centrum der Kliniken der Stadt Köln gGmbH, Köln, Deutschland

Einleitung

Die Prüfung der Schalllokalisationsfähigkeit ist eine zentrale Fragestellung beim binauralen Hören und daher auch in den Leitlinien für die Versorgung von CI Patienten gefordert, ohne Standards für Schalllokalisations-test festzulegen.

Für Schalllokalisations-tests im vollständigen horizontalen Kreis wurden bereits Modellierungen vorgeschlagen [1]. Diese beinhalten einerseits eine Statistik basierend auf der Grundannahme einer gaußverteilten Schätzung der wahrgenommenen Richtung des Probanden um die vorgegebene Signalrichtung herum. Andererseits Individualstatistik basierend auf surrogaten Daten. Die Modellierungen wurden zur Verwendung im vorderen horizontalen Halbkreis modifiziert, vorgestellt bei der DGA-Jahrestagung 2022.

Material& Methoden

In einer trizentrischen Studie werden die Test-Retest-Statistiken von Schalllokalisations-tests im horizontalen Vollkreis untersucht - unter Berücksichtigung der Modifikationen der für Modellbildung für den vorderen horizontalen Halbkreis.

Damit werden Testantwortmöglichkeiten von einer diskreten Metrik (oftmals als Uhrzeit 1 bis 12 angegeben) auf den kontinuierlichen Fall beliebiger Antwortmöglichkeiten, also beliebiger Winkel, erweitert.

Zusätzlich werden die Modellierungen bezüglich der Signalrichtungsvorgaben kontinuierlich erweitert, d.h. es lassen sich Experimente mit (theoretisch bis zu beliebig vielen) virtuellen Schallquellen modellieren. Die dabei erforderlichen Kontinuitätsannahmen zwischen den Antwortverteilungen benachbarter Signalrichtungen werden diskutiert. Die Herausforderung bei virtuellen Schallquellen im Vollkreis ist, dass bei diesen Schalllokalisations-tests häufig die Anzahl der Wiederholungen pro Signalrichtung zugunsten der Anzahl der Signalquellen verringert werden. Die geringe Anzahl von Realisationen pro Lautsprecher beeinflusst insbesondere die Modellierung der surrogaten Daten.

Wir benutzen für die Modellierung der Test-Retest Statistik zunächst „klassische“ Daten einer Richtungshöranlage mit 12 Lautsprecher im horizontalen Vollkreis mit vorgegebenen 12 Antwortmöglichkeiten bei je 5 Wiederholungen pro Richtung. Der Stimulus war ein CCITT Rauschen von einer Sekunde Dauer.

Es wurden 20 Normalhörende mit 2 Wiederholungen untersucht und ferner die Schwierigkeit des Tests durch Verdeckung des Außenohrs zusätzlich erhöht durchgeführt (durch Aufsetzen von Mütze und einem Skihelm zur Modifikation des Kopfschatteneffekts).

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit soll durch den Transfer zwischen den unterschiedlichen Experimenten und durch eine mögliche Vereinheitlichung der Methoden zur Etablierung geeigneter Methoden und Maße für die klinische Routine beitragen.

Die drei Erstautoren teilen sich die Urheberschaft für diesen Diskussionsbeitrag gleichberechtigt.

Literatur

- [1] Morsnowski, A, Maune, S, Modeling the Test-Retest Statistics of a Localization Experiment in the Full Horizontal Plane. *Otol Neurotol*, 2016, 37(9): e391-9. doi: 10.1097/MAO.0000000000001174

Session 4 | Advanced Radiation Treatment with MR-Guided Linear Accelerators: MR-LINAC

FS003 MR-linac – from anatomical to functional adaptive radiotherapy

D. Thorwarth¹

¹Eberhard Karls Universität Tübingen, Sektion Biomedizinische Physik, Uniklinik f. Radioonkologie, Tübingen, Deutschland

Hybrid machines integrating magnetic resonance scanners and linear accelerators (MR-Linacs) have recently become available for clinical use in radiation oncology. Due to the excellent soft tissue contrast of the MR system in combination with the high spatial resolution, very promising first clinical results have been reported for online adaptive MR-guided radiotherapy (MRgRT). However, there is growing evidence that functional tissue information may provide important information about biological characteristics of tumor tissues in relation to radiation resistance. Thus, adaptive RT with respect to functional information may be a next step to improve clinical outcomes of adaptive MRgRT.

In this presentation, first results and challenges of anatomical adaptive MRgRT with the 1.5 T MR-Linac will be discussed. In a second part of the presentation, technical challenges for the implementation of quantitative functional MR measurements at the MR-Linac will be described. Results of phantom experiments investigating the reproducibility of functional diffusion-weighted (DW) MR imaging at the MR-Linac will be presented. Furthermore, first data obtained from a clinical test-retest study in head-and-neck cancer patients aiming to assess the repeatability of quantitative DW-MR imaging at the MR-Linac will be discussed.

Finally, an outlook towards future challenges and opportunities for functional adaptive MRgRT will be given.

FS004 Cardiac treatments on an MR-linac

L. Wilke¹

¹Universitätsspital Zürich, Zürich, Schweiz

Ventricular tachycardia (VT) is a heart rhythm disorder caused by a re-entry circuit within a ventricular substrate, which may degenerate into ventricular fibrillation and cardiac arrest. Substrate-related VT can occur due to coronary artery disease or other structural cardiomyopathies, including non-ischemic dilated cardiomyopathy [1]. Typical therapies of VT are Medication, Implantable cardioverter-defibrillators (ICD) or radiofrequency catheter ablation (RFA)[2].

Yet, for high-risk patients with incessant VT, RFA is associated with relevant VT recurrence rates and may carry a significant peri-procedural risk [2].

A phase I study gives preliminary evidence that Stereotactic ablative radiotherapy (SBRT) with single fraction radiosurgery might be an additional non-invasive treatment option for therapy-refractory sustained VT[3,4].

To limit planning target volume (PTV) margins accurate motion mitigation is necessary to account for breathing induced motion, and thereby reducing the irradiated volume. One possibility is continuous real-time imaging and tracking of the moving target during treatment with gated irradiation using MR-guided radiotherapy. I will report on our experience treating the first two patients with VT on an MR-Linac and outline the different aspects, which have to be taken into account for such treatments [5]. This will include the options for the respiratory and breathing motion as well as considerations that have to be made due to the patients ICDs.

References

- [1] Shivkumar, K: Catheter Ablation of Ventricular Arrhythmias: N Engl J Med, 380 (2019), S. 1555-1564
- [2] Priori, S.G. et al.: 2015 ESC Guidelines for the management of patients with ventricular arrhythmias and the prevention of sudden cardiac death: The Task Force for the Management of Patients with Ventricular Arrhythmias and the Prevention of Sudden Cardiac Death of the European Society of Cardiology (ESC). Endorsed by: Association for European Paediatric and Congenital Cardiology (AEPC): Eur Heart J, 36 (2015), S. 2793-2867
- [3] Cuculich, P.S. et al. : Noninvasive cardiac radiation for ablation of ventricular tachycardia, N Engl J Med, 377 (2017), S 2325-2336
- [4] Robinson, C.G. et al. : Phase I/II trial of electrophysiology-guided noninvasive cardiac radioablation for ventricular tachycardia, Circulation, 139 (2019), S 313-321
- [5] Mayinger, M. et al. : First magnetic resonance imaging-guided cardiac radioablation of sustained ventricular tachycardia, Radiother Oncol., 152 (2020), S 203-207

Session 5 | Gorter Session 1

V022 Preconditioned water-fat total field inversion: application to spine quantitative susceptibility mapping (QSM)

C. Böhm¹, N. Sollmann^{2,3,4}, J. Meineke⁵, S. Ruschke¹, M. Dieckmeyer², K. Weiss⁶, C. Zimmer^{2,3}, M. R. Makowski¹, T. Baum², D. C. Karampinos¹

¹Klinikum rechts der Isar, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, München, Deutschland

²Klinikum rechts der Isar, Institut für Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, München, Deutschland

³Klinikum Rechts der Isar, TUM-Neuroimaging Center, München, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Ulm, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Ulm, Deutschland

⁵Philips Research, Hamburg, Deutschland

⁶Philips Healthcare, Hamburg, Deutschland

Introduction

QSM in regions where both water and fat are present remains challenging for several reasons, including the improper separation of background- and local-fields induced by assumed approximations, incorrect modelling of voxels with low signal to noise ratio and streaking artifacts. In this work a water—fat total field inversion (wTTFI) method is developed and evaluated that directly estimates the susceptibility distribution from complex multiecho data. The advantages of wTTFI are demonstrated in the classification of patients with metastatic bone disease. In clinical routine, bone metastases are categorized to be predominantly osteoblastic/osteolytic based on CT images. The categorization can be important for several reasons, including the assessment of therapy response, fracture risk, or to support the search for an unknown primary tumor (1). Based on clinically acquired T1 and T2 weighted MR images a reliable delineation is not possible (2), while QSM is hypothesized to be sensitive to bone density (3).

Methods

wTTFI consists of three main steps. First, the multiecho images were separated based on the well established single R_2^* multi fat peak water—fat signal model into a water- and fat-image, fieldmap and R_2^* map. Second an initial susceptibility map was estimated based on the fieldmap only. Finally, the susceptibility map was estimated from the multiecho data by using the above water—fat signal model:

$$y = \arg \min_{y'} \sum_{j=1}^{N_{\text{echo}}} \|(\rho_w + c_n \rho_F) e^{-R_2^* t_j} e^{i2\pi t_j d * P y'} - s_j\|_2^2 + \lambda \|M_g \nabla P y'\|_1$$

$$c_n = \sum_{p=1}^{N_p} a_p e^{i2\pi \Delta f_p t_j}, \text{ with } \sum_{p=1}^{N_p} a_p = 1,$$

where ρ_w and ρ_F are the complex water and fat component, t_j are the echo times, d is the dipole kernel, P is the preconditioner, s_j is the complex signal, λ is a regularization parameter, M_g is an edge mask. The fat spectrum is assumed to have N_p spectral peaks with a corresponding relative amplitude a_p and chemical shift Δf_p . The final QSM map was computed as $\chi = P y$.

The method was applied in 10 scans of patients with metastatic bone disease and the diagnostic confidence to categorize the lesions was estimated in consensus like setting of 2 radiologists on a scale of 1 (low) to 3 (high). CT scans served as a reference.

Results

In a simulation, wTTFI was able to decrease the root means square error compared to formerly proposed QSM methods. In vivo, wTTFI showed reduced background field removal artifacts, noise amplification, and streaking artifacts. wTTFI provided a high diagnostic confidence of 2.8/3 for the MR based delineation of bone metastases.

Summary

The wTTFI method can minimize a plethora of artifacts present in formerly proposed QSM methods and thus allows for the reliable differentiation between osteoblastic and osteolytic changes in patients with metastatic disease.

Appendix 1

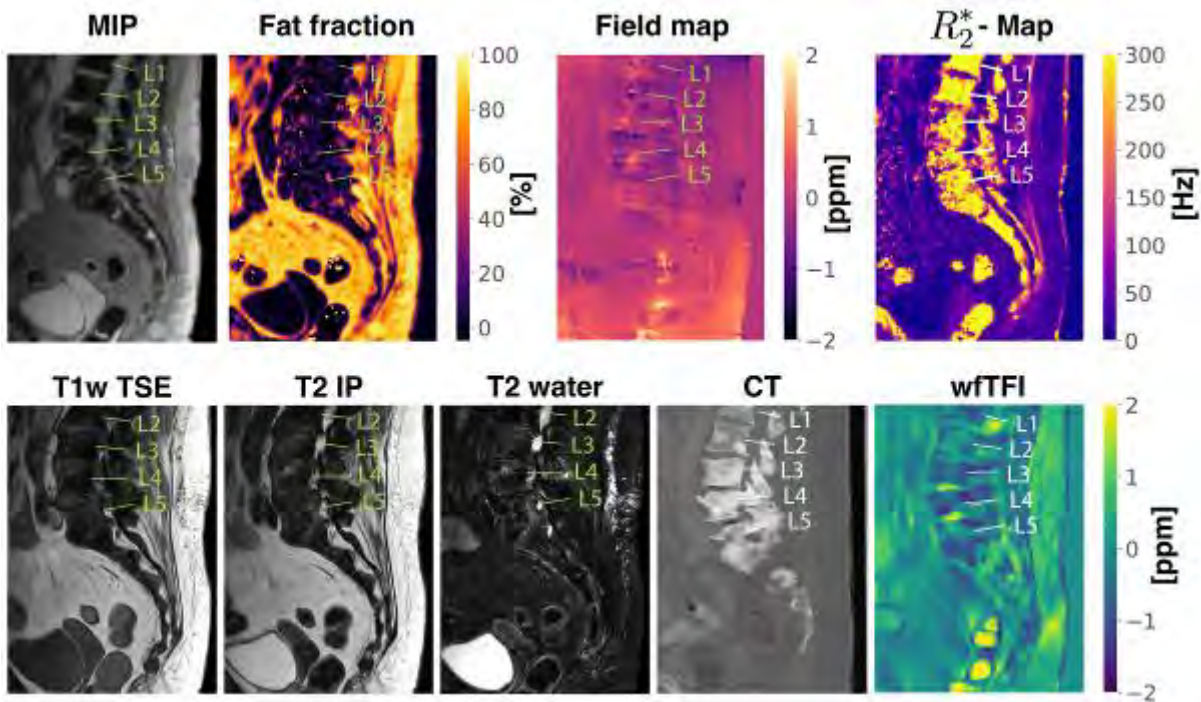


Fig. 1: Exemplary results of water—fat separation (first row), clinical T1w TSE, T2 IP, T2 water, CT, and QSM (second row) in a female patient diagnosed with breast cancer and mainly osteoblastic metastases. The osteoblastic components in L3-L5 show diamagnetic values in the QSM map and are in good agreement with the CT.

References

- [1] Yochum T, Rowe L. Rowe's Essentials of Skeletal Radiology. Philadelphia: Lippincott/Williams & Wilkins; 2005.
- [2] Lange MB et al. Diagnostic accuracy of imaging methods for the diagnosis of skeletal malignancies: a retrospective analysis against a pathology-proven reference. Eur J Radiol. 2016;85:61-67.
- [3] Wang Y, Liu T. Quantitative susceptibility mapping (QSM): decoding MRI data for a tissue magnetic biomarker. Magn Reson Med. 2014;73:82-101.

V023 Accelerated MRI at 9.4 T with electronically modulated time-varying receive sensitivities

F. Glang¹, A. V. Nikulin^{2,1}, J. Bause¹, R. Heule^{2,1}, T. Steffen¹, N. Avdievich¹, K. Scheffler^{2,1}

¹Max-Planck-Institut für Biologische Kybernetik, Hochfeld-Magnetresonanz, Tübingen, Deutschland

²Eberhard Karls Universität Tübingen, Biomedizinische Magnetresonanz, Tübingen, Deutschland

Introduction

Previously, we have shown in simulations how time-varying receive sensitivities can improve parallel imaging (PI) performance¹. Here, we present a novel 8ch reconfigurable Rx coil, for which rapid B_1^- modulation is realized by PIN diodes. With that, we investigate PI performance for in vivo measurements.

Methods

The head array consists of 8 rectangular loops arranged on a cylinder. Two receive sensitivity configurations (RSC) are formed by increasing capacitances in one side of a loop and decreasing them in the other and vice versa. This is done by switchable units consisting of a PIN diode, series capacitor (20pF), and small parallel capacitor (1.5pF-2.4pF, Fig. 1A). When the PIN diodes are negatively biased in one arm, the effective capacitance of the switchable units becomes ~ 2.5 pF. Simultaneously, the PIN diodes in the other arm are shorted such that the capacitance of these switchable units becomes ~ 22 pF and a working frequency of 400MHz is maintained. This results in non-uniform current distributions (Fig. 1B) and distinct sensitivity profiles for the RSCs (Fig. 1C).

Measurements are performed on a 9.4T human MR scanner (Siemens, Germany) using a spoiled GRE sequence. To capture RSC switching during k-space acquisition, 20-fold readout oversampling is applied for a real dwell time of 1 μ s. During ADC blocks, RSCs are switched every 10 μ s. From that, images of the RSC switching dynamics with a time resolution of 1 μ s are obtained, which allows multiplexing information from both RSCs. ESPIRIT² sensitivity maps from both RSCs are used to calculate retrospective SENSE reconstructions and g-factors³.

Results

Switching PIN diodes causes image artefacts, which can be strongly reduced by robust PCA⁴. We are currently investigating possible solutions on the hardware level. Up to an acceleration factor of $R=3$, there are low reconstruction errors for both static and switched RSCs. For $R \geq 4$, reconstructions from static RSCs show increased noise amplification and artifacts, which are less pronounced for the case of switched RSCs (Fig. 2).

Discussion

Fast RSC modulation during acquisition of oversampled k-space lines yields same g-factors as if sensitivities of all RSCs were virtually active at the same time¹. Similar observations were made in the context of rotating coils⁵. The main limitation of the presented approach is that sensitivity profiles of both RSCs are rather similar and thus yield only partially independent spatial information. Future work will focus on achieving stronger B_1^- modulations.

Appendix 1

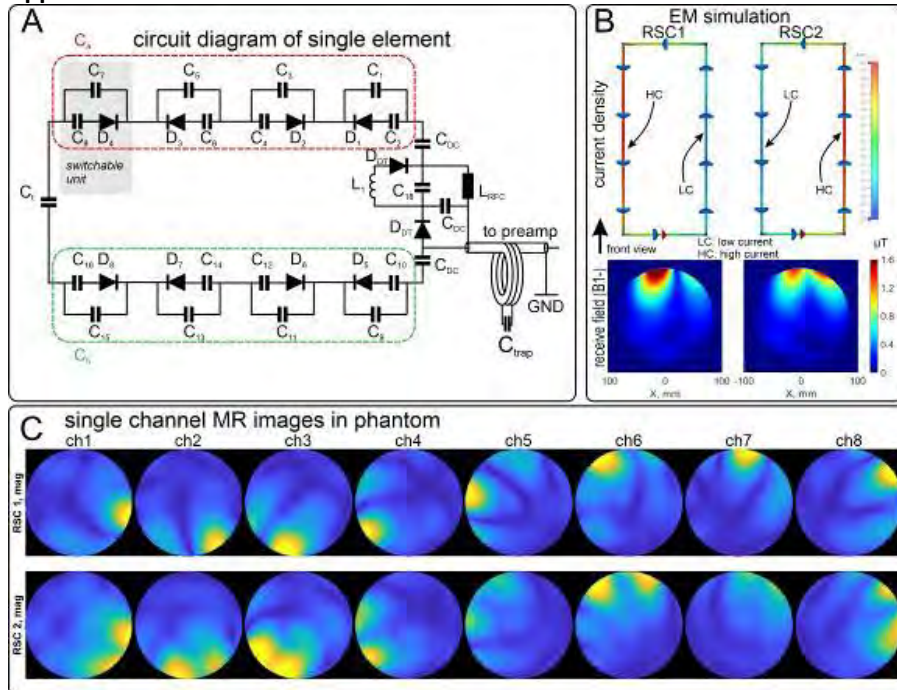


Fig. 1: (A) Circuit diagram, (B) simulation and (C) measurement results of the receive array

Appendix 2

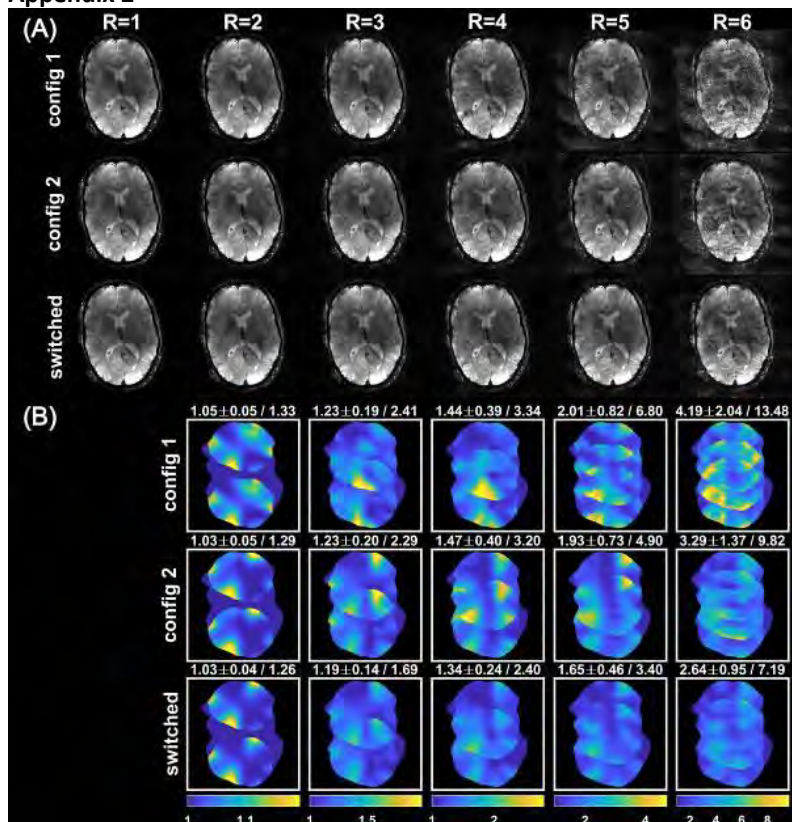


Fig. 2: (A) Reconstruction and (B) g-factor results for static and switched RSCs

References

- [1] Glang et al. *ISMRM 2021*, Program Number 0910
- [2] Uecker et al. *MRM* 2014, doi:10.1002/mrm.24751
- [3] Pruessmann et al. *MRM* 1999, PMID: 10542355
- [4] Candes et al., 2009, arxiv.org/abs/0912.3599
- [5] Trakic et al. *JMR* 2009, doi:10.1016/j.jmr.2009.09.009

V024 Deep learning for an efficient and quantitative reconstruction of multidimensional magnetic resonance fingerprinting data

E. Preuhs¹, F. Thamm¹, G. Kördörfer², C. Syben¹, F. Schirmmacher¹, M. Nittka², J. Pfeuffer², H. Meyer², A. Maier¹

¹Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Department of Computer Science, Pattern Recognition Lab, Erlangen, Deutschland

²Siemens Healthcare, MR Application Development, Erlangen, Deutschland

Introduction

To overcome the limitations of qualitative Magnetic Resonance Imaging (MRI), quantitative methods were proposed, e.g., MR Fingerprinting (MRF) [1]. It acquires multiple image contrasts of the same tissue, so-called fingerprints for each spatial position, which differ depending on the underlying quantitative relaxation values T1 and T2. While the acquisition is accelerated and ready for clinical use, the derivation of T1, T2 times from such fingerprints is based on dictionary matching (DM) [1] and is highly inefficient [2]. We use deep learning (DL) to automatically process the fingerprints and predict the T1, T2 times continuously.

Material & Method

Recurrent neural networks (RNNs) with spatial patches of fingerprints process the spatial and temporal correlations simultaneously (Fig. 1) [3]. From all predictions of a patch, finally the prediction for the central fingerprint is generated to compensate for noisy outliers.

For experiments, in-vivo brain slices from 8 volunteers were acquired with a prototypical MRF sequence [4] and a high undersampling factor of 48. Ground truth was generated using a high resolved dictionary with > 69000 combinations. Results were compared with previous studies on convolutional neural networks (CNNs) evaluated on simulated data [2] and the DM.

Results

Our results (Fig. 2) show that with CNNs, no clear distinction between tissues is reconstructed, as the artifacts resulting from strong undersampling are not removed. This issue is resolved with the RNN, reducing the errors up to 80% and delivering the smallest error compared to DM. Further, the DL methods achieve an accelerated reconstruction time up to a factor 100 compared to the DM [2].

Summary

The proposed DL method for the reconstruction of MR fingerprints provides an accurate and efficient reconstruction of high-detail quantitative relaxation maps for a subsequent quantitative analysis.

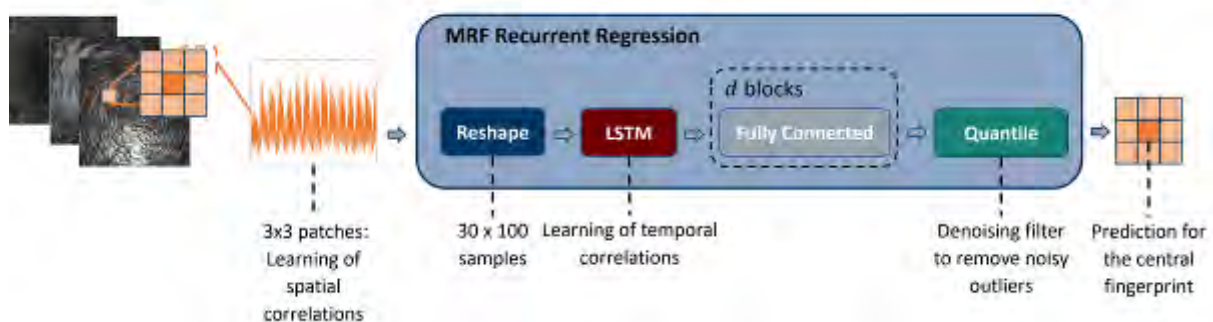


Fig. 1: Overview of proposed RNN. Particularly noteworthy are the long short-term memory (LSTM) unit for learning the temporal correlations, as well as the last denoising layer for noisy-free prediction of the central fingerprint.

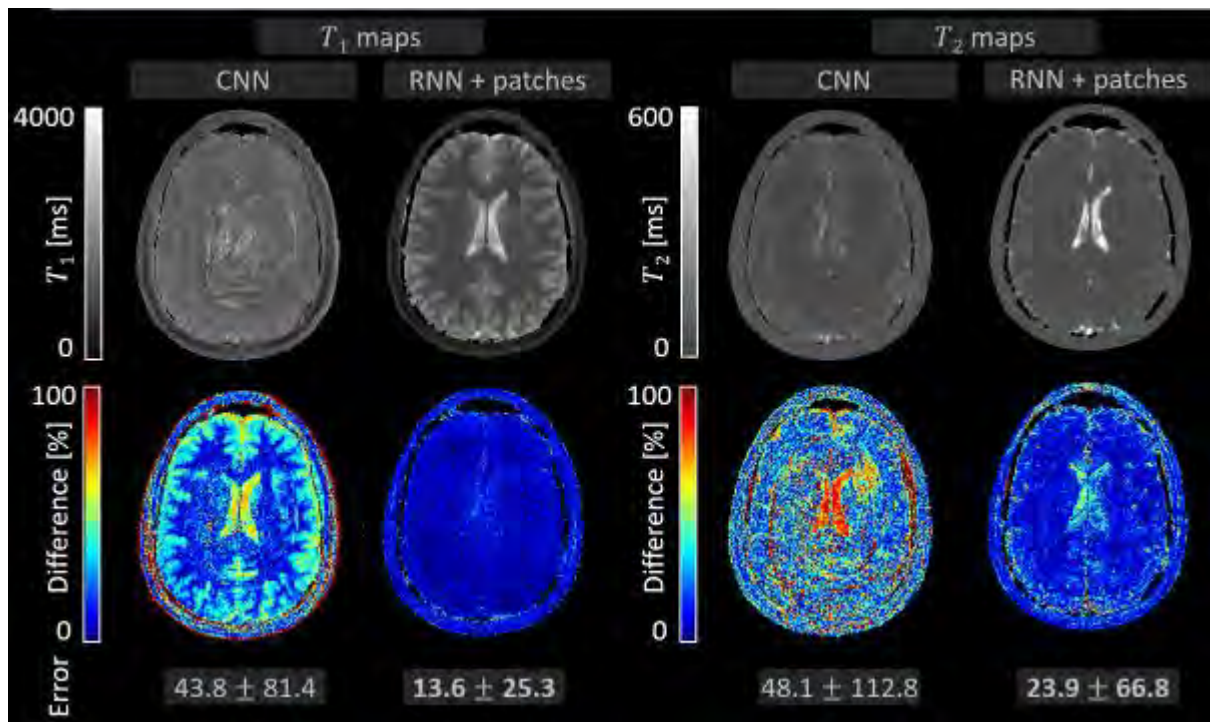


Fig. 2: Quantitative results of CNN (first, third column) and the proposed RNN with patches (second, fourth column). The first row shows reconstructed T_1 and T_2 maps for the different methods. The second row shows error maps in relation to the ground truth DM.

References

- [1] Ma D, et al. Magnetic resonance fingerprinting. *Nature*. 2013;495(7440):187-192.
- [2] Hoppe E, et al. Deep Learning for Magnetic Resonance Fingerprinting: A New Approach for Predicting Quantitative Parameter Values from Time Series. *Stud Health Technol Inform*. 2017;243:202-206.
- [3] Hoppe E, et al. RinQ fingerprinting: recurrence-informed quantile networks for magnetic resonance fingerprinting. *Proc. MICCAI*. 2019:92-100
- [4] Jiang Y, et al. MR fingerprinting using fast imaging with steady state precession (FISP) with spiral readout. *Magn Reson Med*. 2015;74(6):1621-1631.

Session 9 | Gorter Session 2

V025 Evaluation der Messpräzision in der Einzelvoxel-MR-Spektroskopie bei 7T – Bestimmung der minimal nachweisbaren Veränderungen der Metaboliten-Konzentrationen im menschlichen Gehirn in-vivo

L. T. Riemann¹, C. S. Aigner¹, S. L. R. Ellison², R. Brühl¹, R. Mekle³, S. Schmitter¹, O. Speck^{4,5}, G. Rose^{5,6}, B. Ittermann¹, A. Fillmer¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Berlin, Deutschland

²LGC Limited, Teddington Middx, Vereinigtes Königreich

³Charité - Universitätsmedizin Berlin, Center for Stroke Research, Berlin, Deutschland

⁴Otto-von-Guericke-Universität, Biomedizinische Magnetresonanz, Magdeburg, Deutschland

⁵Research Campus, STIMULATE, Magdeburg, Deutschland

⁶Otto-von-Guericke-Universität, Institut für Medizintechnik, Magdeburg, Deutschland

Einleitung

Es wird ein Studiendesign und ein statistischer Analyserahmen zur Bewertung der Wiederholbarkeit, Reproduzierbarkeit und der minimalen nachweisbaren Veränderungen (MDCs) von Metaboliten-Konzentrationen, die mittels in-vivo MRS bestimmt wurden, vorgestellt.

Material & Methoden

Um in-vivo MRS-Daten in verschiedenen Wiederholbarkeits- und Reproduzierbarkeitsszenarien zu erfassen, wurde ein verschachteltes Studiendesign gewählt. Dazu wurde in neun gesunden Probanden eine lokalisierte Spinecho-Sequenz (SPECIAL)¹ bei 7T unter Applikation von drei verschiedenen Inversionspulsen verwendet, nämlich einem klassischen Sekans-Hyperbolicus-Puls (HS)², sowie zwei Gradienten-modulierten Pulsen (GOIA² und WURST³). Ergebnis der Auswertung waren Metabolit-Konzentrationen und deren Variationskoeffizienten (CVs) sowie untere Cramér-Rao-Grenzen (CRLBs)⁴, die standardmäßig als Messunsicherheitsabschätzung verwendet werden. Es wurden sowohl eine Bland-Altman-Analyse⁵ als auch eine Restricted-Maximum-Likelihood-Estimation (REML)-Analyse durchgeführt, um die verschiedenen Varianzbeiträge zur Wiederholbarkeit und Reproduzierbarkeit der gemessenen Konzentration abzuschätzen. Zudem wurde eine Bland-Altman-Analyse der Form des Spektrums durchgeführt, um die Varianz des Spektrums auch unabhängig von den Einflüssen des Quantifizierungsmodells bewerten zu können.

Ergebnisse

Für den verwendeten Aufbau lagen die minimal nachweisbaren Veränderungen (MDCs) der Metabolitkonzentrationen im Gehirn zwischen 0,4 $\mu\text{mol/g}$ und 2,23 $\mu\text{mol/g}$, wobei die Beiträge der CRLBs zur Gesamtvarianz der Metabolitkonzentrationen zwischen 16% und 74% variieren. Die Anwendung von gradientenmodulierten Inversionspulsen in SPECIAL führte zu einer geringfügig verbesserten Wiederholbarkeit, aber die allgemeine Reproduzierbarkeit war hauptsächlich durch Unterschiede in der Positionierung, Kalibrierung und andere Schwankungen während der verschiedenen Aufnahmesessions begrenzt.

Zusammenfassung

Es wird ein Studiendesign und statistischer Analyserahmen zur Abschätzung der Präzision der Quantifizierung von Metaboliten-Konzentrationen eingeführt, die mittels In-vivo-MRS gemessen wurden. Zudem wurden für 13 Metaboliten-Konzentrationen kleinsten nachweisbaren Unterschiede ermittelt, die mit der verwendbaren Methode und Hardware erreichbar sind.

Literatur

- [1] Mekle et al., MRM, 2009
- [2] Tannús et al., NMR Biomed., 1997
- [3] Andronesi et al., J Magn Reson., 2011
- [4] Cavassila et al., NMR Biomed., 2001
- [5] Bland et al., Lancet, 1986

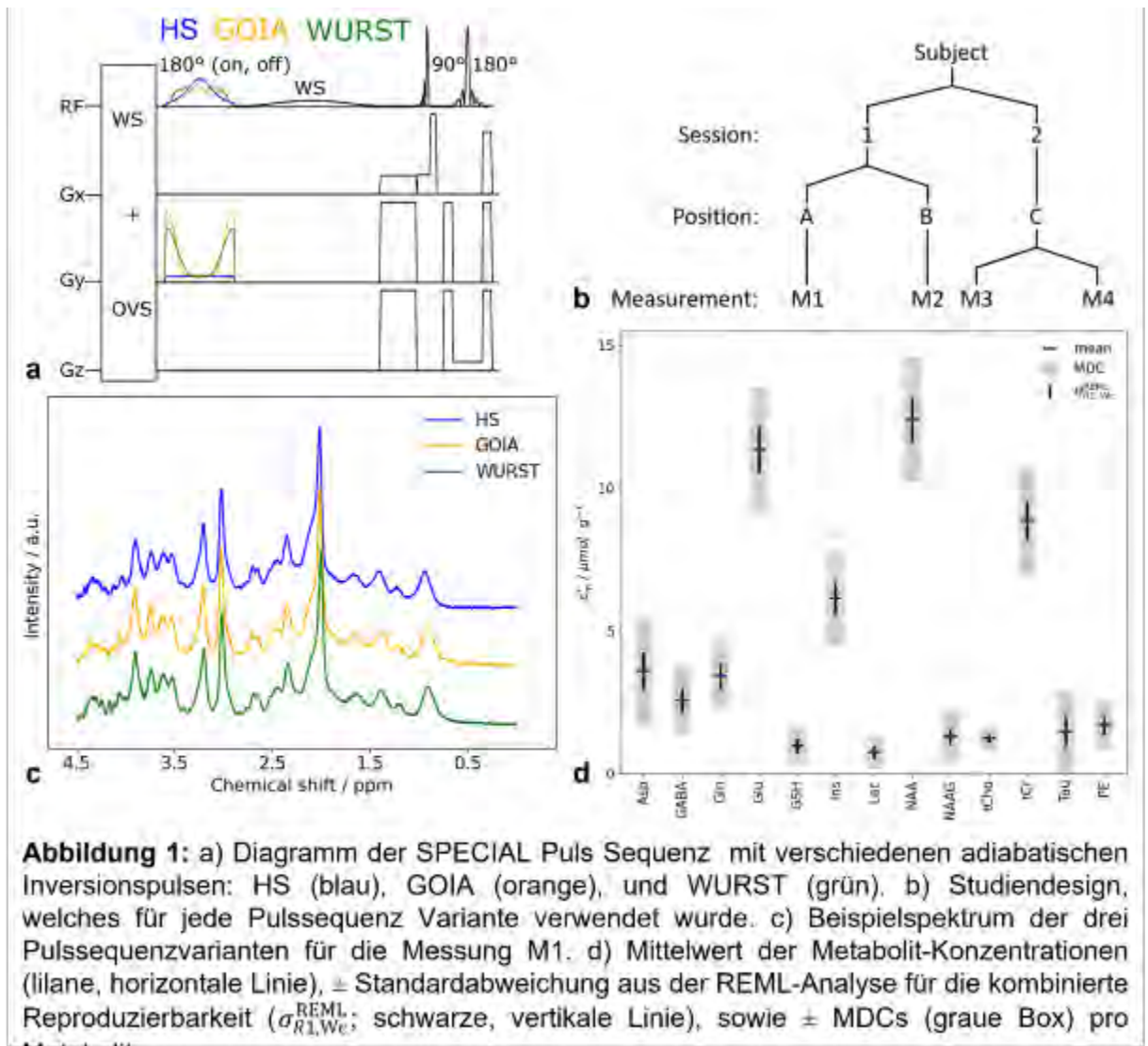


Abbildung 1: a) Diagramm der SPECIAL Puls Sequenz mit verschiedenen adiabatischen Inversionspulsen: HS (blau), GOIA (orange), und WURST (grün). b) Studiendesign, welches für jede Pulssequenz Variante verwendet wurde. c) Beispielspektrum der drei Pulssequenzvarianten für die Messung M1. d) Mittelwert der Metabolit-Konzentrationen ($\mu\text{mol g}^{-1}$), \pm Standardabweichung aus der REML-Analyse für die kombinierte Reproduzierbarkeit ($\sigma_{R1,We}^{REML}$, schwarze, vertikale Linie), sowie \pm MDCs (graue Box) pro Metabolit.

V026 Hyperpolarisierte Kontrastmittel in der Magnetresonanz

P. Saul¹, S. Mamone¹, S. Glögger¹, J. B. Hövener¹

¹Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Kiel, Deutschland

Einleitung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist ein wichtiges Werkzeug in der medizinischen Diagnostik. Ein Nachteil der Methode ist allerdings die geringe Sensitivität aufgrund der geringen Besetzungsdifferenz zwischen den beiden Zuständen, die von Kernspins innerhalb eines Magnetfeldes eingenommen werden. Die Hyperpolarisierung stellt eine Möglichkeit da diese Besetzungsdifferenz zu erhöhen und damit die Sensitivität zu steigern. Somit kann auch die direkte Beobachtung von für die medizinische Diagnostik relevanten Substanzen mittels MRT ermöglicht werden. Eine Möglichkeit hierzu ist die *para*-Wasserstoff induzierte Hyperpolarisation (PHIP), bei der *para*-Wasserstoff mit einer hohen Spinordnung zur Hydrierung von Doppelbindungen genutzt, und anschließend detektiert wird. In dieser Arbeit stellen wir eine Möglichkeit zur Synthese eines isotopenmarkierten Aminosäurederivates, sowie deren Hyperpolarisation mittels PHIP vor.

Methoden

Ausgehend von ¹⁵N-Glycin wurde über mehrere Stufen, zunächst durch selektiven Proton-Deuterium Austausch und durch anschließende Methylierung mittels einer Eschweiler-Clarke analogen Reaktion das perdeuterierte ¹⁵N-Dimethylglycin dargestellt. Dieses wurde nach anschließender Einführung einer Methyl-d₃-Schutzgruppe mit Allylbromid-d₅ zum Zielprodukt umgesetzt (Abbildung 1).

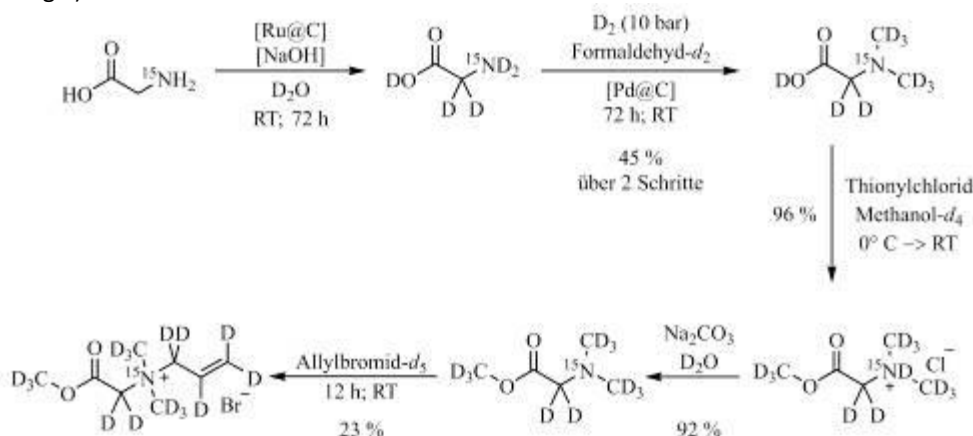


Abb. 1 Fünfstufige Synthese der Zielverbindung zur anschließenden Hyperpolarisation mittels PHIP

Das so erhaltene Aminosäurederivat wurde anschließend in einem automatisierten Aufbau im NMR-Spektrometer in perdeuterierter methanolischer Lösung und in Gegenwart des homogenen Rhodiumkatalysators [Rh(dppb)(COD)][BF₄] hydriert. Anschließend wurden in verschiedenen Experimenten sowohl Proton-NMR-spektren nach einem 45°-Puls als auch ¹⁵N-NMR-Spektren nach Polarisationstransfer mittels der ESOTHERIC-Sequenz^[1] aufgenommen und die Polarisations bestimmt.

Ergebnisse

Die nach erfolgreicher Synthese und anschließender Umsetzung mit *para*-Wasserstoff erhaltenen NMR Spektren zeigen eine deutliche Polarisations, sowohl im Protonenspektrum als auch im ¹⁵N-NMR-Spektrum. Es konnten Polarisationswerte von 0.25 % für Protonen, sowie nach dem Polarisierungstransfer auf ¹⁵N für diesen Kern eine Polarisierung von 0.18 % festgestellt werden (Abbildung 2).

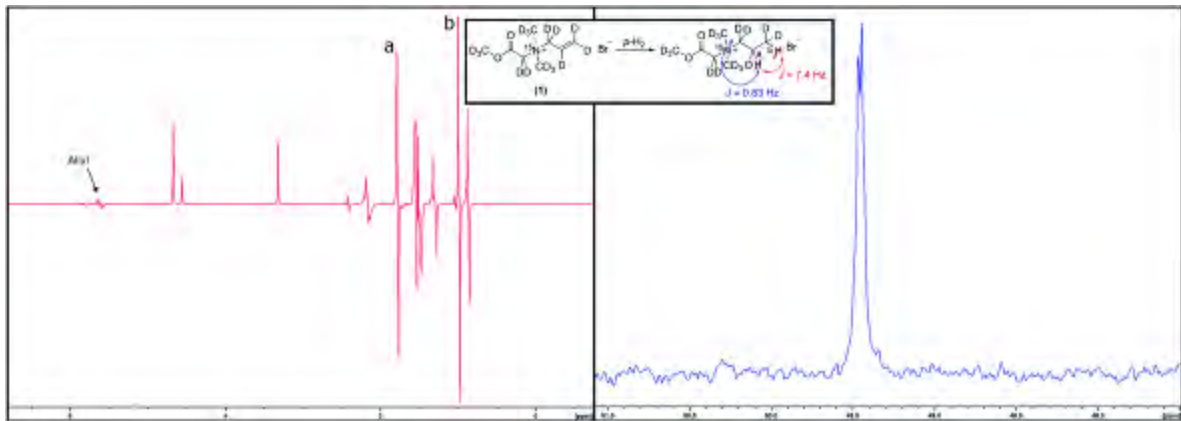


Abb. 2 links: hyperpolarisiertes Protonenspektrum nach Umsetzung des Aminosäurederivates mit *para*-Wasserstoff. Rechts: Nach Polarisationstransfer erhaltenes ^{15}N -NMR-Spektrum.

Diskussion

Die in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse stellen einen weiteren wichtigen Schritt in der Entwicklung hyperpolarisierter, direkt beobachtbarer Kontrastmittel für die MRT dar. So ist es erstmals gelungen das ^{15}N in einer Aminosäure mittels PHIP zu polarisieren. Diese Übertragung auf einen Heterokern ist von besonderer Bedeutung, da diese in der Regel lange Relaxationszeiten aufweisen und somit über längere Zeiträume beobachtet werden können, was einen Einsatz in der Beobachtung langsamer Prozesse ermöglicht, aber auch großes Potential für die Anwendung in der medizinischen Diagnostik, z.B. in der Untersuchung von Stoffwechselprozessen *in vivo*, hat.

Literatur

- [1] S. Korchak et al.: Pulsed Magnetic Resonance to Signal-Enhance Metabolites within Seconds by utilizing *para*-Hydrogen, *ChemistryOpen* 7 (2018) 344-348.

V027 Wireless reference implant and mitigation of RF induced heating on realistic DBS lead trajectories using parallel transmission (pTx) MRI

B. Silemek¹, F. Seifert¹, B. Ittermann¹, L. Winter¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) Braunschweig and Berlin, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Berlin, Deutschland

Introduction

RF-induced heating of implants can be reduced via parallel transmission (pTx) in MRI.¹ The feasibility of utilizing small rms sensors for mitigating RF heating and maintaining imaging quality was demonstrated in simple leads.² In this study, an implant with embedded sensors and wireless communication is introduced, which sends RF-safety information to MR scanner. This setup of a “smart” implant to improve RF safety was investigated at realistic deep brain stimulator (DBS) lead trajectories.

Methods

A wireless reference implant containing embedded sensors to assess RF safety was implemented. 8-channel pTx experiments were performed by using a testbed at 297MHz(7T)³ and a 3T MRI. The implant was connected to DBS lead trajectories¹. The Q_s ² was wirelessly acquired and mitigation was performed at multiple implant locations using orthogonal projection (OP)^{2,3} method. The RF-induced signals measured by the implant were compared to fiber optic temperature measurements.

Results

The results of 3 implant trajectories at 4 implant locations are shown in Figure 1. The induced voltages are between 43-473mV for the conventional circular polarization (CP) and <10mV for OP at all locations. The corresponding 1-minute temperature rises were 0.12-1.80K for CP and 0.04-0.25K for OP.

In MRI, induced voltages for pTx modes WC, CP and OP are 140, 80 and 30mV and induced temperature rises are 460, 140 and 50mK, respectively. The corresponding coronal images are shown in Figure 2. While OP shows ~3 times lower induced currents than CP, image quality is comparable.

Discussion & Conclusion

All information to assess and mitigate RF heating can be acquired in 20ms at low power (40mW). RF heating was mitigated, while imaging quality was maintained using sensor signals alone; suggesting a safety concept based on “smart” implants is feasible.

References

- [1] Guerin B et al. Parallel transmission to reduce absorbed power around deep brain stimulation devices in MRI: Impact of number and arrangement of transmit channels. *Magn Reson Med.* 2020;83(1):299-311
- [2] Silemek B et al. Rapid safety assessment and mitigation of radiofrequency induced implant heating using small root mean square sensors and the sensor matrix Q_s . *Magn Reson Med.* 2022;87(1):509-527
- [3] Winter L et al. Parallel transmission medical implant safety testbed: Real-time mitigation of RF induced tip heating using time-domain E-field sensors. *Magn Reson Med.* 2020;84(6):3468-3484#

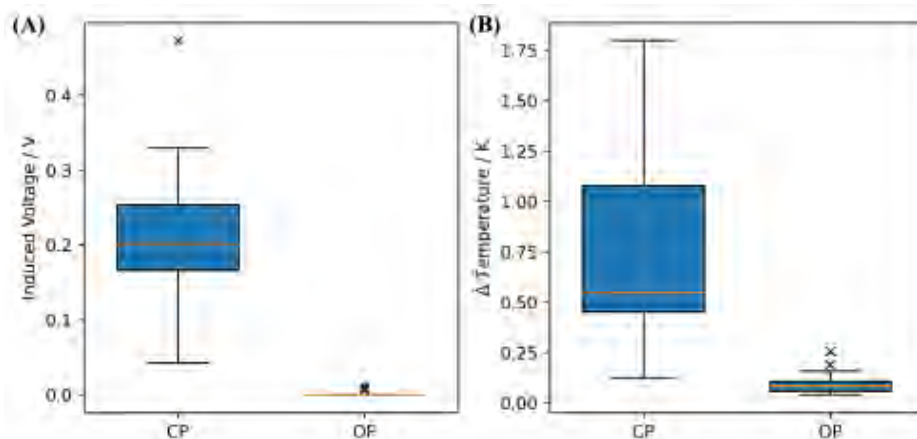


Fig. 3: Results of the testbed experiments. The RF induced voltages are 43-473mV for CP and <10mV for OP at all locations. The corresponding 1-minute temperature rises are 0.12-1.80K for CP and 0.04-0.25K for the OP.

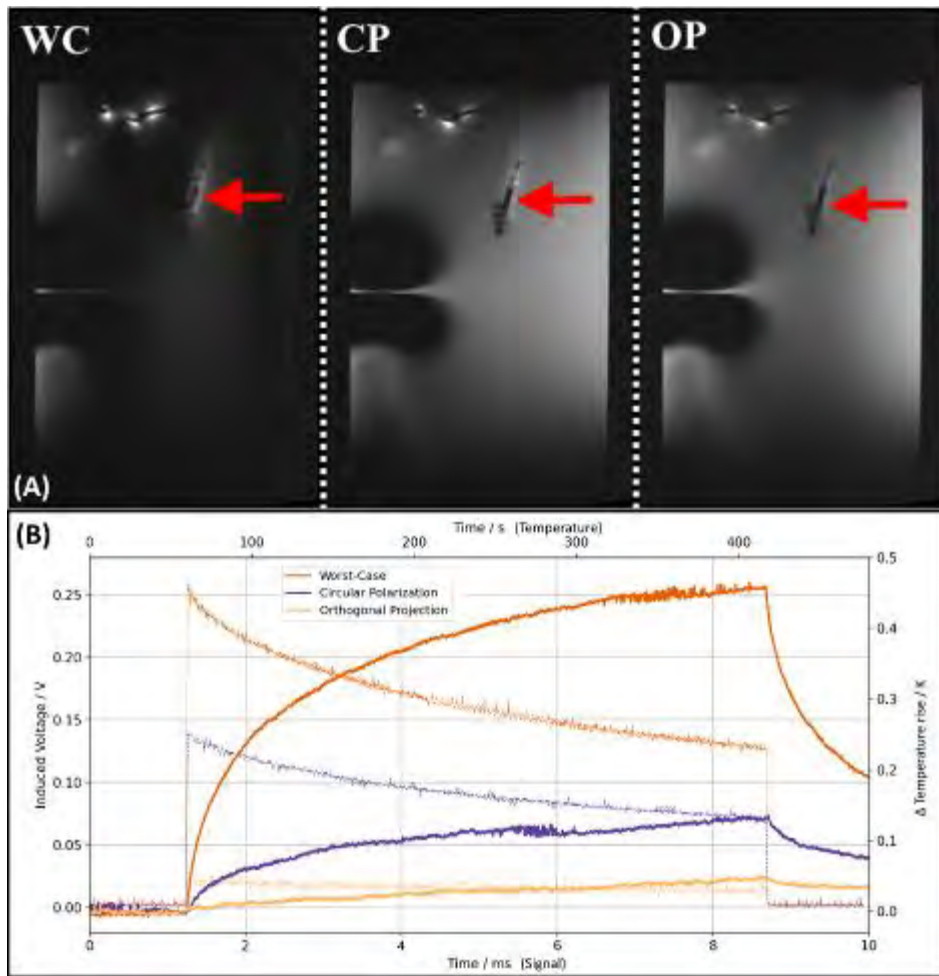


Fig. 4: (A)MRI of DBS leads. For WC and CP, induced currents on the lead show brighter MR signals around the tip, annotated with red arrows. While these are substantially reduced using OP as also confirmed by the sensor (dashed) and temperature measurements(solid) shown in (B). OP simultaneously maintains the reference(CP) imaging quality.

Session 6 | Adaptive Therapie

V028 Erste Ergebnisse der adaptiven Strahlentherapie mit dem ETHOS-System

N. Tremmel¹, S. J. Harr¹, N. Wegner¹, S. Staubus¹, M. Münster²

¹Klinikum Stuttgart, Abteilung für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Stuttgart, Deutschland

²Klinikum Stuttgart, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Stuttgart, Deutschland

Einleitung

Das Ethos-System (Varian, Palo Alto, USA) bietet die Möglichkeit zur adaptiven Strahlentherapie (ART). Basierend auf dem CBCT wird der primäre Bestrahlungsplan täglich an die aktuelle Anatomie des Patienten angepasst. Dabei werden die Zielvolumen sowie ausgewählte Risikoorgane, sog. Influencer, durch elastische Deformierung und automatisierte Konturierung (gestützt auf künstlicher Intelligenz) auf das CBCT übertragen. Anschließend können diese Strukturen durch eine(n) Arzt/Ärztin kontrolliert und ggf. optimiert werden. Auf dieser Grundlage werden durch das System täglich zwei Bestrahlungspläne berechnet und zur Auswahl gestellt. Zum einen der initiale Plan, Neuberechnet auf die aktuellen Strukturen (Scheduled Plan) und ein adaptiver, neu optimierter Plan (Adaptive Plan). Nach der Evaluierung dieser Pläne bzgl. festgelegter Zielparameter für Zielvolumina und Risikoorgane und einem Plancheck mittels Mobius (Varian, Palo Alto, USA) wird der Patient mit dem jeweils ausgewählten Plan bestrahlt.

Ziel dieser Arbeit war, beide Planversionen anhand ausgewählter Qualitätsparameter zu beurteilen und somit die ART mit der ausschließlich bildgestützten Strahlentherapie (IGRT) zu vergleichen. Weiterhin wurde untersucht, welche Entitäten am meisten vom adaptiven Prozess profitieren und welche Zeitspanne für eine adaptive Fraktion im Vergleich zu einer herkömmlichen Therapie benötigt wird.

Material & Methoden

Für eine Auswahl von 30 Patienten wurden verschiedene DVH-Parameter beider Planversionen retrospektiv über alle Fraktionen untersucht. Diese wurden entitätsbezogen gruppiert, um Aussagen über mögliche Präferenzen treffen zu können. Zusätzlich wurde die Gesamtzeit jeder Fraktion mittels der Review-Funktion ermittelt.

Ergebnisse

Beim Vergleich der Adaptive mit den Scheduled Plänen besteht ein deutlicher Unterschied in der Dosisabdeckung. Die Abdeckung des Planungszielvolumens (PTV; D98%) kann bei den Adaptive Plänen konstant auf dem Niveau des initialen Plans gehalten werden (initial $97,0\% \pm 2,0$; adaptiv $97,4\% \pm 1,4$), wobei sie bei den Scheduled Plänen zwischen den Fraktionen stark variiert ($90,3\% \pm 6,6$). Die Abdeckung des GTVs/CTVs zeigt eine geringere Differenz zwischen den beiden Planversionen (GTV; D98%; am Bsp. eines Patienten initial $98,8\%$; adaptiv $98,9\% \pm 0,1$; scheduled $98,4\% \pm 0,9$).

Wie zu erwarten war, nimmt der adaptive Prozess mehr Zeit in Anspruch als die herkömmliche IGRT, im Mittel ca. 24 Minuten (max. 47:55min, min. 14:08min) pro Fraktion (Zeitdauer von Start CBCT bis Beenden des letzten Strahls), vs. ca. 12 Minuten für eine durchschnittliche IGRT-Fraktion am selben Gerät. Der zeitliche Aufwand verdoppelt sich somit nahezu, wenn die Lagerung nicht berücksichtigt wird.

Die deutlich verbesserte Dosisabdeckung ist v.a. bei Zielgebieten erkennbar, deren Form durch variierende Organfüllungen oder -bewegungen, wie z.B. von Blase und Rektum, beeinflusst wird.

Zusammenfassung

Durch die ART wird eine erkennbar bessere Dosisabdeckung des Zielvolumens ermöglicht. Da diese besonders beim PTV verbessert wird, können kleinere Sicherheitssäume der Strukturen in Erwägung gezogen werden. Dies ist besonders bei den hohen Einzeldosen der Hypofraktionierung von Vorteil, bei welchen auch der höhere zeitliche Aufwand durch die geringere Anzahl an Fraktionen weniger ins Gewicht fällt. Ausgehend von unseren ersten Erfahrungen ist davon auszugehen, dass sich die Zeiten pro Fraktion noch weiter minimieren lassen.

V029 Dosimetrische Untersuchung der Auswirkung von intrafraktionellen Änderungen auf das Adaptionsergebnis am MR-Linac

C. Buchele¹, C. K. Renkamp¹, A. Miltner², T. Brechter², M. Bachmann², C. Rippke¹, J. Hörner-Rieber¹, J. Debus¹, M. Alber¹, S. Klüter¹

¹Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

²Deutsches Krebsforschungszentrum, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die Behandlung am MR-Linac ermöglicht es, Bestrahlungspläne täglich an Änderungen der Patienten-anatomie anzupassen. Dieser Adaptionprozess, von der ersten Bildgebung bis zur Bestrahlung, ist wegen vieler manueller Arbeitsschritte zurzeit sehr zeitaufwendig. Bisher wurden die daraus resultierenden intrafraktionellen Änderungen und die dosimetrischen Auswirkungen auf den adaptierten Plan wenig untersucht. Der vom Hersteller empfohlene Workflow sieht keine 3D-Bildgebung unmittelbar vor Bestrahlung zur Kontrolle der Lagerung und der Patienten-anatomie vor. Diese 3D-Bildgebung kann aber durchgeführt werden, um mögliche Änderungen erkennen und darauf reagieren zu können. Diese Bildgebung ermöglicht, die intrafraktionellen Änderungen retrospektiv zu bewerten. Ziel dieser Arbeit ist es eine Methode zu entwickeln, mit der die intrafraktionellen, dosimetrischen Änderungen automatisiert analysiert werden können.

Material & Methoden

Auf Basis der DICOM Daten eines Plans werden verschiedene dosimetrische und geometrische Parameter ermittelt, die einen Vergleich von Planvarianten ermöglichen. Dazu zählen beispielsweise Dosisgrenzwerte und der minimale Abstand von Risikoorganen (OAR) zu Zielvolumina (ZV). Für jede adaptierte Fraktion werden retrospektiv drei Planvarianten erstellt – der Grundplan berechnet auf der Bildgebung vor Adaption, der adaptierte Plan und der adaptierte Plan berechnet auf der Bildgebung vor Bestrahlung. Der Auswertungsprozess der Planvarianten ist teilautomatisiert und wird in einer ersten Untersuchung zur Analyse von vier Patienten mit Lebermetastasen (16 adaptierte Fraktionen) angewendet.

Ergebnisse

In den untersuchten Fraktionen war der Adaptionsgrund vorwiegend eine reduzierte Dosisabdeckung des Planning Target Volumes (PTV) und in vier Fraktionen auch eine zu hohe Dosis von OARs in direkter Nähe zum PTV. Sowohl PTV Coverage als auch OAR Dosis konnten durch Adaption verbessert werden, sodass alle Dosisvorgaben eingehalten werden konnten. Auch bei der Planvariante mit Bildgebung vor Bestrahlung ist dies der Fall. In dieser Planvariante steigt im Vergleich zum adaptierten Plan die OAR Dosis, insbesondere bei OARs mit größerem Abstand zum PTV, aber bleibt in allen Fällen innerhalb der zulässigen Grenzwerte.

Zusammenfassung

Die erste Untersuchung mit Patientendaten zeigt, dass es die teilautomatisierte Auswertung ermöglicht, in kurzer Zeit viele Datensätze zu analysieren. Bei den untersuchten Patienten ergaben sich intrafraktionell keine relevanten dosimetrischen Änderungen. Die Planadaption wird durch die längere Liegezeit des Patienten bis zur Bestrahlung nicht wesentlich beeinträchtigt. Dadurch erhöht sich die Sicherheit, dass dies auch bei der eigentlichen Bestrahlung der Fall ist. Allerdings lagen bei den untersuchten Patienten keine OARs mit erhöhter Mobilität wie der Darm in unmittelbarer Nähe zum ZV vor. Da wir in diesen Fällen größere Änderungen erwarten, wird sich unsere Analyse zukünftig vor allem darauf fokussieren.

V030 Evaluierung einer cycleGAN-basierten low-dose Cone-Beam CT Bildkorrektur zur Dosisberechnung in der adaptiven Prostata-Strahlentherapie

Y. C. I. Chan¹, M. Li¹, K. Parodi², C. Belka^{1,3}, G. Landry¹, C. Kurz¹

¹LMU Klinikum, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland

²Ludwig-Maximilians-Universität München, Abteilung für Medizinphysik, Fakultät für Physik, Garching, Deutschland

³Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland

Einleitung

Die tägliche Cone-beam CT (CBCT) Bildgebung während der fraktionierten Strahlentherapie kann die Patienten einer erheblichen Strahlendosis aussetzen. Um 1) die CBCT-Dosis zu reduzieren und 2) die Bildqualität für eine Dosisberechnung zu verbessern, haben wir die Möglichkeit einer low-dose CBCT (25 % der Projektionen) Korrektur mit Hilfe eines cycleGAN neuronalen Netzwerks untersucht.

Material & Methode

CBCTs von 41 Prostatakrebspatienten wurden von etwa 350 auf 90 Projektionen undersampled, um anschließend das original low-dose $CBCT_{LD}$ in ein CT-äquivalentes $CBCT_{LD_gan}$ umzuwandeln. Das ungepaarte Training des cycleGAN wurde mit einer vierfachen Cross-Validierung (33 Patienten) durchgeführt, um den Median der 4 Modelle als Ergebnis zu verwenden. Nach Abschluss des Trainings wurde der Generator G_{pCT} auf 8 Testpatienten zur $CBCT_{LD}$ -Korrektur angewandt.

Die Konturen von Ziel- und Risikostrukturen wurden mit deformierbarer Registrierung vom Planungs-CT (pCT) auf das tagesaktuelle CBCT übertragen und eine VMAT Dosisoptimierung auf Basis eines Referenz-korrigierten $CBCT_{cor}$ (aus einem validierten, nicht KI-basierten Korrekturansatz) durchgeführt. Zur dosimetrischen Evaluierung von $CBCT_{LD_gan}$ wurde der Plan auf diesem nachgerechnet und verglichen.

Ergebnisse

Die CBCTs eines repräsentativen Testpatienten und die HU Differenzen sind in Abb. 1 dargestellt. $CBCT_{LD_gan}$ entfernte Undersampling-Artefakte von $CBCT_{LD}$ und korrigierte die Bildintensitäten im Vergleich zu $CBCT_{LD}$. Der Mean Absolute Error von $CBCT_{LD_gan}$ im Vergleich zur Referenz ($CBCT_{cor}$) sank von 137 HU für $CBCT_{LD}$ auf 110 HU.

Die VMAT Dosisverteilungen eines repräsentativen Testpatienten sind in Abb. 2 (a-c) dargestellt. Es wurden nur geringe (unter 1%) Dosisunterschiede im Bereich des Planungszielvolumens (PTV) zwischen $CBCT_{LD_gan}$ und $CBCT_{cor}$ festgestellt. Abb. 2 (d-e) zeigt außerdem, dass die meisten Ziel- und Risikoorgan Dosis-Volumen-Histogramm (DVH)-Parameter innerhalb von 1Gy/1% lagen. Zudem war die Dosisgenauigkeit mit Pass-Rates von 99,5% und 98,0% bei 2% und 1% Dosisdifferenz-Tests hoch (Median, 10% Dosischwelle).

Die Berechnungszeit für $CBCT_{LD_gan}$ betrug ca. 10 s pro Patient.

Diskussion

Die Möglichkeit mit einem cycleGAN gleichzeitig Undersampling-Artefakte zu beseitigen und die Bildintensitäten eines low-dose $CBCT_{LD}$ mit nur 25 % der ursprünglichen Dosis so zu korrigieren, dass sich diese zur genauen Dosisberechnung eignen, wurde gezeigt. Es wurde eine hohe Dosisberechnungs- und HU-Genauigkeit erzielt, was den Weg zu einer low-dose CBCT-geführten adaptiven Strahlentherapie ebnet.

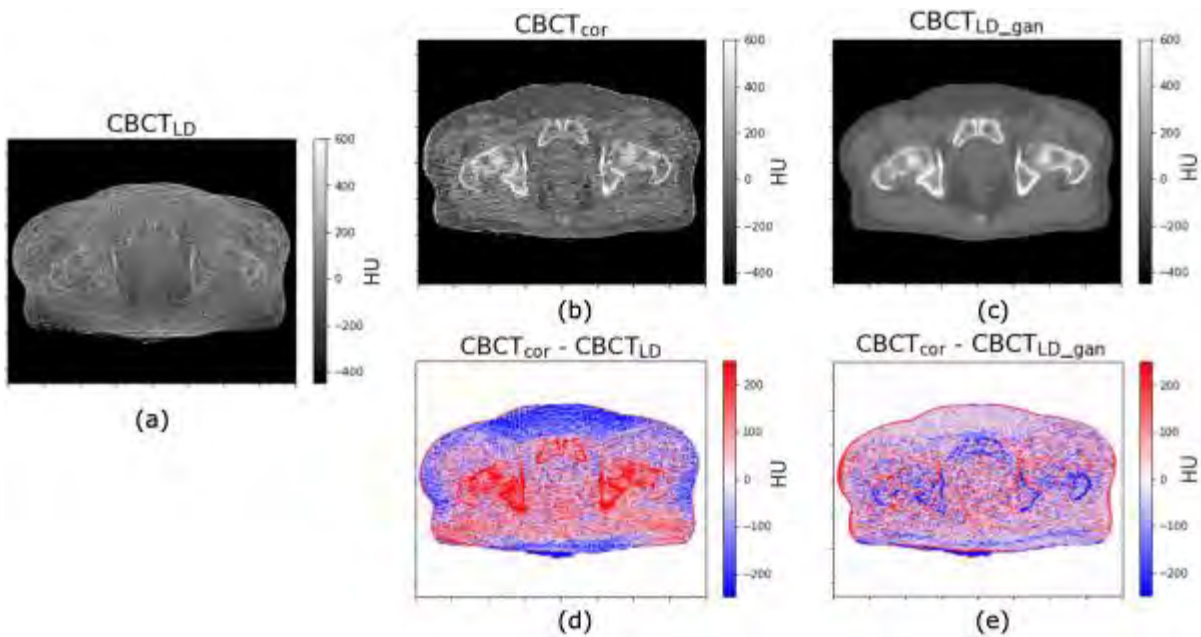


Abb. 1: CBCTs für einen Testpatienten: (a) CBCT_{LD}, (b) CBCT_{cor}, (c) CBCT_{LD_gan}. Die HU-Differenzen von (d) CBCT_{cor} und CBCT_{LD}, (e) CBCT_{cor} und CBCT_{LD_gan}, sind dargestellt.

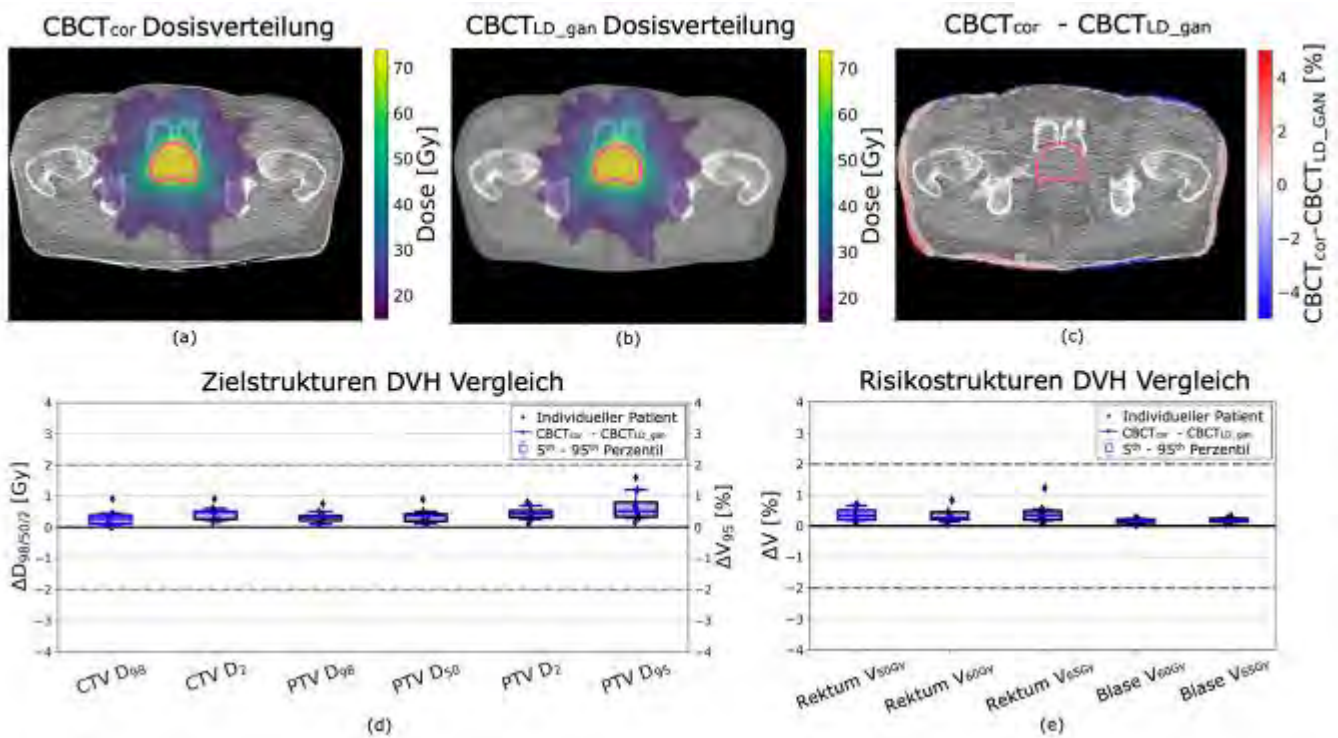


Abb. 2: Die auf dem (a) CBCT_{cor} optimierte und auf dem (b) CBCT_{LD_gan} berechnete VMAT-Dosis eines Testpatienten, sowie (c) deren Differenzen. PTV in rosa. DVH-Unterschiede für (d) Ziel- und (e) Risikostrukturen (bezogen auf Gesamtdosis).

V031 Differenz von Pseudo-Fluenzen – auf dem Weg zu einem fundamentalen Verständnis der für eine ad-hoc-Adaption notwendigen Leafbewegungen?

K. Bratengeier¹, P. Keßler¹, K. Kirschbaum¹

¹Universität Würzburg, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Würzburg, Deutschland

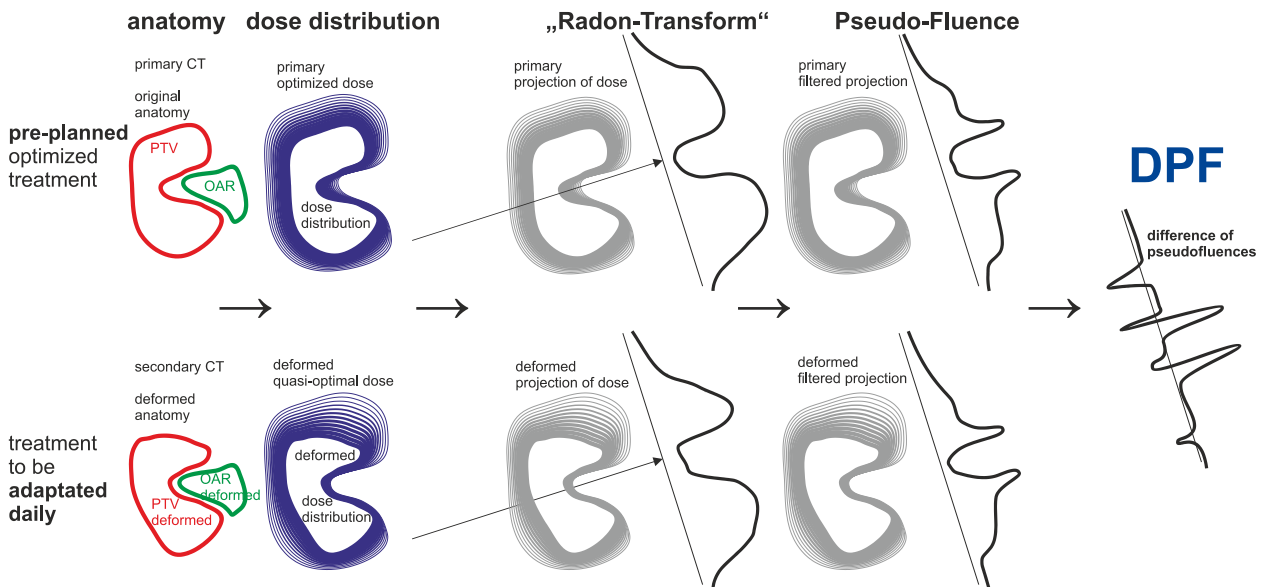
Einleitung

Ein neues Konzept für eine „ad-hoc“ VMAT-Planadaption: Die Originaldosisverteilung und die zusammen mit den Organen deformierte Dosisverteilung werden in eine „Pseudo-Fluenz“ transformiert, analog der gefilterten Radon-Transformation. Im Gegensatz zu Bortfeld, der so eine optimale Dosisverteilung erzielen wollte (Bortfeld et al. 1990), wird hier von einer realen Dosisverteilung ausgegangen, mit allen Kompromissen eines realisierbaren Plans. Die DFP wird in dieser Arbeit mit der Differenz der Multi-Leaf-Kollimator-Öffnungen (DMLC) korreliert, die sich aus der Weiter-Optimierung des Original-Bestrahlungsplan hin zur deformierten Situation ergeben.

Material & Methoden

Basierend auf den Originalstrukturen wird ein Bestrahlungsplan mit einem kommerziellen Planungssystem optimiert. Aus der dadurch gegebenen Dosisverteilung wird eine nach Deformation erwünschte Soll-Dosisverteilung generiert, indem die mit dem Verzerrungsgitter wandernden Punkte in den jeweiligen Organen ihre jeweilige Dosis mit sich ziehen. 2D-Pseudo-Fluenz-Daten werden aus einer vorhandenen 3D-Dosisverteilung generiert, indem analog zur Radontransformation aus jedem Einstrahlwinkel ein Linienintegral über die Dosis gebildet wird. Man erhält für jeden Winkel eine 2-D-Verteilung. Im Fourier-Raum wird der aus der CT bekannte Filter angewandt, nämlich der Betrag der Frequenz. Die Rücktransformation definiert die Pseudofluenz für die jeweilige Dosisverteilung. Die Differenz der Pseudofluenzen der Original-Dosisverteilung und der deformierten enthält Spitzenwerte in den Richtungen, in denen die Veränderungen der Dosisverteilung besonders groß waren; negativ bei Verkleinerungen, positiv bei Vergrößerungen des Hochdosisbereichs. Parallel dazu wird der VMAT-Plan anhand der deformierten Strukturen weiteroptimiert. Die Differenz der mit den Monitoreinheiten gewichteten Feldöffnungen (DMLC) wird mit der DPF per Kreuzkorrelation korreliert.

Die Untersuchung wird mit einem „Quasimodo“-Standardphantom (Bohsung et al. 2005) mit konkavem Zielvolumen durchgeführt, wobei Organe und Zielvolumina verschoben, vergrößert, verkleinert und verformt werden.

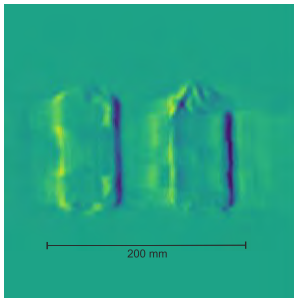


Ergebnisse

Die auf die Deformation hin weiteroptimierten Pläne unterscheiden sich in ihrer Dosisverteilung kaum von Plänen, die völlig neu optimiert wurden. Der Vergleich der DPF und der DMLC zeigt sowohl lokal als auch global eine starke Korrelation für die meisten Kontrollpunkte: Positive (negative) DPF-Peaks fallen regelmäßig mit Bereichen zusammen, in denen Blätter geöffnet (geschlossen) wurden.

Is DPF (difference of pseudo-fluences) a predictor for necessary beam shape corrections? Yes ...

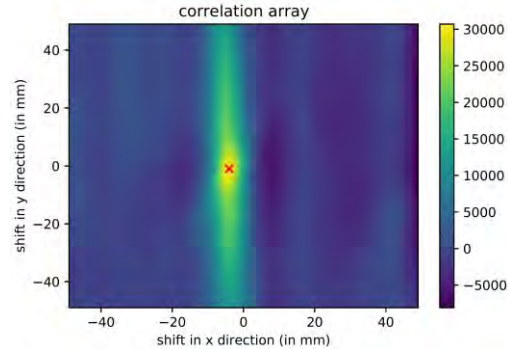
DPF: Prediction



DMLC: Optimization



DPF * DMLC cross correlation



yellow: open leaves, blue: close leaves

Openings of two arc segments at a gantry angle of 0° .

DMLC: Difference of leaf position shifts according to reoptimization of the original plan given the deformed anatomy.

Cross correlation is similar for any other gantry angle:
DPF is strongly correlated with DMLC, which indicates the necessary shape changes for treatment adaptation.

Zusammenfassung

Die starke Korrelation von DPF und DMLC deutet auf die Möglichkeit hin, künftig für eine Adaption notwendige Feldflächenänderungen - und damit Leaf-Verschiebungen - durch die Berechnung der DPF vorherzusagen. Damit sollten uns schnelle Fouriertransformationen zusammen mit Parallelverarbeitung in die Lage versetzen, die für die Adaption notwendigen neuen Leaf-Positionen deutlich unter einer Minute zu berechnen.

V032 Vollautomatische Rekonstruktion der applizierten Dosisverteilung aus Lamellenbewegungsprotokollen und CB-CTs

L. Lüdemann¹, S. Hindel¹

¹UK-Essen, Strahlenklinik, Essen, Deutschland

Einleitung

Für die perkutane Strahlentherapie werden in einem Bestrahlungsplanungs-CT Zielvolumen (CTV) und Risikostrukturen segmentiert. Zur Kompensation von Bewegungs- und Positionierungsunsicherheiten sowie einer tolerierten Positionsdifferenz von geplanter und realisierbarer Lamellenbewegung wird um das CTV ein Saum gelegt, der diese Unsicherheit kompensieren soll. Systematische Untersuchungen evaluieren in der Regel ein relativ homogenes Patientengut zur Abschätzung der Größe des Sicherheitssaumes aus, das eigentlich nur für das selektierte Kollektiv aussagekräftig ist. Eine individuelle Bestimmung des Saumes könnte das bestrahlte Volumen reduzieren und die Dosisabdeckung erhöhen.

Material & Methoden

In einer früheren Arbeit konnten wir bereits zeigen, dass der stochastische Fehler bereits bei Mittelung von drei bis max. fünf Therapien mit Bildgebung zur Positionierung weitgehend erfaßt werden kann. Der systematische Fehler kann durch Mittelung der Positionsabweichungen der ersten 3-5 bildgeführten Strahlentherapien weitgehend eliminieren.

Ergebnisse

Die Bildgebung zur Optimierung der Patientenpositionierung nimmt aufgrund der zunehmend komplexeren Bestrahlungstechniken kontinuierlich zu, was den ärztlichen Kontrollaufwand entsprechend erhöht. Demgegenüber stehen inzwischen bildverarbeitende Methoden zur individuellen Auswertung zur Verfügung. Die Ergebnisse einer vollautomatischen individuellen Auswertung werden präsentiert. Für die vollautomatische Auswertung (Prosoma, MedCom, Darmstadt) werden die am Bestrahlungsgerät vorgenommenen Positionierungskorrekturen auf die Therapiebildgebung übertragen und anschließend die Therapiebildgebung mit dem Planungs-CT elastisch koregistriert. Zur Dosisnachrechnung werden die HU-Werte vom Planungs-CT auf die Therapiebildgebung übertragen, so dass zusammen mit dem abgestrahlten Plan aus den Maschinenkontrolldateien der Tragarm-, Strahlerkopf- und Lamellenbewegung die effektive applizierte Dosis berechnet und Diskrepanzen erkannt werden.

Zusammenfassung

Mit dem vorliegenden Verfahren der Berechnung der effektiven Dosis steht eine neue Methode zur Evaluierung der Qualität der angewandten Bestrahlungstechnik zur Verfügung.

Literatur

- [1] Braß, E.: Konstruieren mit CATIA V5: Methodik der parametrisch-assoziativen Flächenmodellierung. 2. Aufl. München: Hanser, 2003 – ISBN 3-446-22380-0
- [2] Clauß, B.: Beitrag zur Kompaktierung von Halmgut, Diss., TU Chemnitz, 2002, S.10-25
- [3] Norm DIN 1313: Physikalische Größen und Gleichungen – Begriffe, Schreibweisen, Ausg. 4, 1978, Berlin: Beuth Verlag

Session 7 | Partikeltherapie 2 inkl. FLASH + GRID Therapie

V033 Kann die Rekonstruktion der Gamma-Schwächung aus ToF-PET Daten zur Dosisberechnung in der Protonentherapie genutzt werden genutzt werden? Eine Phantomstudie

C. Bäumer¹, C. M. Bäcker¹, W. Jentzen², S. Schmidt¹, J. Wulff¹, B. Timmermann¹

¹WPE, Essen, Deutschland

²Universitätsklinikum Essen, Klinik für Nuklearmedizin, Essen, Deutschland

Einleitung

In den vergangenen Jahren wurden PET Scanner, welche Flugzeitinformationen (time-of-flight/ToF) nutzen, derart verbessert, dass nun sogenannte Gamma-Strahl Schwächungs-CTs (γ CTs) rekonstruiert werden können [1]. Diese nutzen die 511 keV Photonen aus der im Patienten verteilten β^+ Aktivität als Strahlenquelle für die Bildgebung. In der Rekonstruktion sind die Schätzung von Aktivität und γ -Schwächung gekoppelt (Maximum Likelihood Estimation of Attenuation and Activity/MLAA). γ CTs eignen sich zur Dosisberechnung in der Protonentherapie, da sowohl die γ -Schwächung als auch die Abbremsung von Protonen in Näherung mit der Elektronendichte n_e skalieren [2].

Material & Methoden

Ein 10 L Torso Phantom wurde mit Zylindern aus Gewebeersatzmaterial bestückt und mit wässriger FDG-Lösung gefüllt. Ein PET Scan mit einer Zeitauflösung von 210 ps wurde durchgeführt. Die mittleren HU Werte der Zylinder, das Bildrauschen und die Ortsauflösung des γ CTs wurden bestimmt. Eine Dosisberechnung wurde auf der durch MLAA erzeugten Bildsequenz im Bestrahlungsplanungssystem durchgeführt und mit der üblichen Methode auf Basis von Röntgen-CTs (xCTs) verglichen.

Ergebnisse

Ein γ CT des Phantoms konnte erfolgreich rekonstruiert werden (s. Abb. 1). Die HU-Werte der Gewebeersatzmaterialien skalierten linear mit n_e . Die Standardabweichung betrug 0,018 (in Einheiten relativ zu Wasser). Trotz der schlechteren Ortsauflösung (6 mm FWHM) und des höheren Rauschens (2,8% Standardabweichung) im Vergleich zu xCTs, ergab sich die gleiche Dosisverteilung, wie durch eine Bestehensquote von 99,8% im 3D-Gamma-Index Test (2 mm/2%) demonstriert wurde. Damit können γ CTs in ihrer Funktion mit Bildern aus Dual-Energy CTs verglichen werden. Die Patienten-spezifische Prüfung der CT-Kalibrationskurve im Dichtebereich von Knochen und eine unabhängige Dosisberechnung sind klinische Anwendungsbeispiele.

Zusammenfassung

Die vollständige Kette der Bestrahlungsplanung in der Protonentherapie mittels Gamma-Strahl Schwächungs-CTs aus ToF-PET Scannern konnte demonstriert werden.

Anhang 1

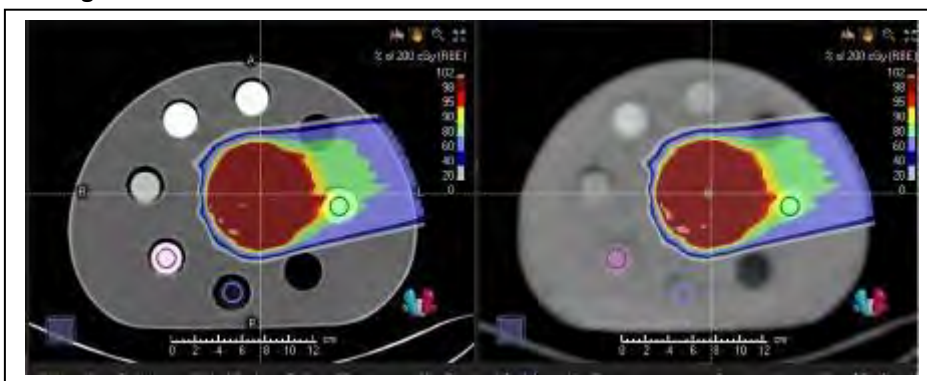


Abb. 1: Screenshot aus dem RayStation Bestrahlungsplanungssystem. Die Dosisverteilung (als colorwash überlagert) eines 1-Feld Protonen-Plans wurde auf einem Röntgen-CT (links) und einem γ CT (rechts) berechnet. Die HU-Werte der Gewebeersatzmaterialien wurden innerhalb der jeweiligen kreisförmigen Konturen ausgewertet.

Literatur

- [1] Wang, G.: PET-enabled dual-energy CT: image reconstruction and a proof-of-concept computer simulation study, Phys. Med. Biol. 65 (2020), S. 245028
- [2] Bäumer, C. et al.: Can a ToF-PET photon attenuation reconstruction test stopping power estimations in proton therapy? A phantom study, Phys. Med. Biol. 66 (2021), S. 215010

V034 Multivariate statistische Modellierung von Prompt Gamma-Ray Timing Verteilungen für die Behandlungsverifikation der Protonentherapie

S. M. Schellhammer^{1,2}, J. Wiedkamp², S. Löck^{2,3,4}, T. Kögler^{1,2}

¹Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Institute of Radiooncology – OncoRay, Dresden, Deutschland

²OncoRay – National Center for Radiation Research in Oncology, Faculty of Medicine and University Hospital Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Dresden, Deutschland

³German Cancer Consortium (DKTK), Partner Site Dresden, and German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

⁴Department of Radiotherapy and Radiation Oncology, Faculty of Medicine and University Hospital Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

Einleitung

Aufgrund der steilen Dosisgradienten und der Variabilität des Bremsvermögens kann die Präzision der Protonentherapie durch Bewegungen und anatomische Veränderungen stark kompromittiert werden. Hieraus resultiert ein hoher Bedarf für eine Online-Verifizierung der Behandlung. Als leichtes, kollimatorfreies System, das einfach in bestehende Anlagen integriert werden kann, ist die Prompt Gamma-Ray Timing (PGT) Methode eine vielversprechende Kandidatin für diese Anwendung. Die Entwicklung eines solchen Systems stellt jedoch eine Herausforderung dar, da die im Patienten applizierte Protonenreichweite mit hoher Genauigkeit aus der zeitlichen Verteilung einer limitierten Anzahl von Gammaquanten rekonstruiert werden muss. Bisher basierte diese Rekonstruktion auf dem arithmetischen Mittel und der Standardabweichung der Verteilung, aber die Genauigkeit dieser Methode erwies sich als begrenzt. Ziel dieser Studie war deshalb die Entwicklung multivariater statistischer Modelle auf Basis weiterer Verteilungsmerkmale und somit eine Optimierung der Verifikationsgenauigkeit der PGT-Methode.

Material & Methoden

Es wurden PGT-Verteilungen analysiert, die während einer statischen Pencil-Beam-Bestrahlung eines Acrylglasphantoms mit unterschiedlich dicken Lufthohlräumen aufgenommen wurden. Relevante Verteilungsmerkmale wurden aus den Empfehlungen der Image Biomarker Standardisation Initiative abgeleitet und automatisiert mittels Vorwärtsauswahl (Forward Selection) sowie der Least Absolute Shrinkage and Selection Operator (LASSO) Methode ausgewählt. Diese Merkmale wurden anschließend in multivariaten linearen Regressionsmodellen genutzt, um die Hohlraumdicke vorherzusagen. Die Güte der Modelle wurde anhand ihres Bestimmtheitsmaßes R^2 und ihres mittleren quadratischen Fehlers $RMSE$ an einem unabhängigen Datensatz bewertet. Abschließend wurde ein homogenes Bestrahlungsfeld im Pencil-Beam-Scanning-Verfahren appliziert und die Vorhersage der einzelnen Modelle anhand von zweidimensionaler Bildgebung miteinander verglichen.

Ergebnisse

Die neu entwickelten Modelle zeigen eine stark verbesserte Vorhersagekraft ($R^2 > 0,6$) im Vergleich zur bisherigen Methodik ($R^2 < 0,1$, s. Abbildung 1). Beide Selektionsmethoden erreichen eine ähnliche Vorhersagekraft. Die Modelle erzielten ihre maximale Vorhersagekraft ab etwa vier kombinierten Verteilungsmerkmalen, wobei sich insbesondere die robuste mittlere Abweichung und die Kurtosis als starke Prädiktoren erweisen. Die neu entwickelten Modelle ermöglichen die Identifizierung der eingebrachten Lufthohlräume im gescannten Bestrahlungsfeld (Abbildung 2).

Diskussion

Diese Ergebnisse zeigen, dass die statistische Modellierung ein wertvolles Instrument zur Optimierung der Prompt Gamma-Ray Timing Methode ist und demonstrieren ihr Potential zur Anwendung für die Behandlungsverifikation der Protonentherapie.

Anhang 1

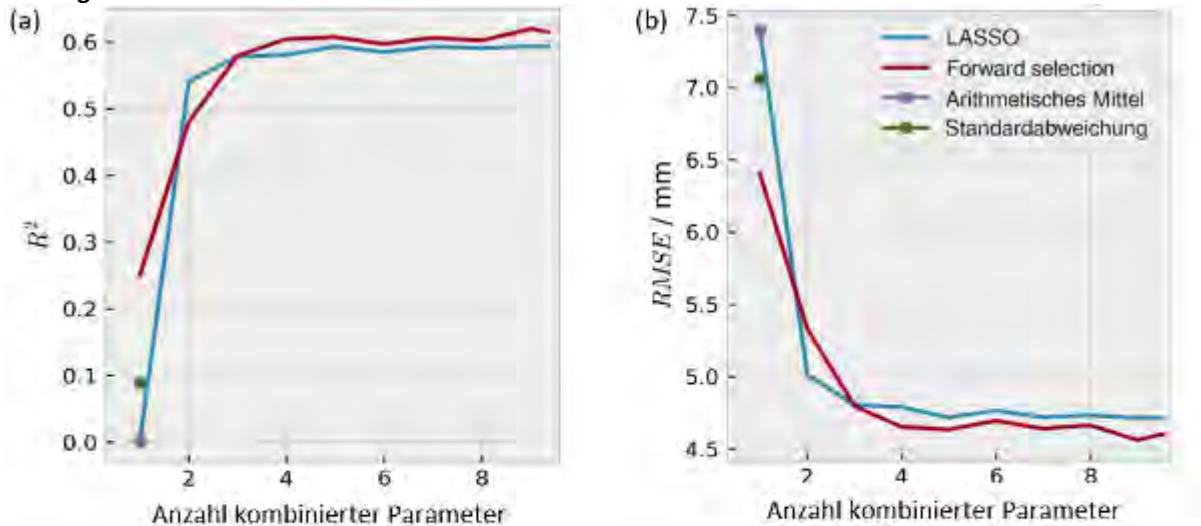


Abb. 1: Bestimmtheitsmaß R^2 (a) und mittlerer quadratischer Fehler $RMSE$ (b) zwischen vorhergesagter und tatsächlicher Hohlraumdicke für die zuvor verwendeten Methoden (violett, grün) und die neu entwickelten statistischen Modelle (rot, blau). Die Merkmalsauswahl und die multivariate Modellierung führen zu einer deutlichen Verbesserung der Vorhersagekraft.

Anhang 2

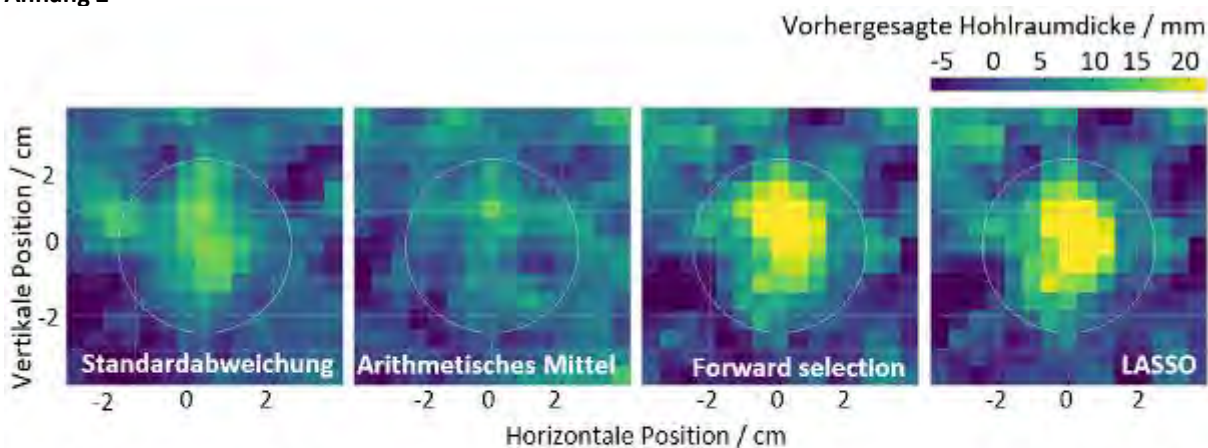


Abb. 2: Hohlraumdicke in einem gescanntem Behandlungsfeld, die aus gemessenen Prompt-Gamma-Ray Timing Spektren mit den bisher verwendeten Methoden (Standardabweichung, arithmetisches Mittel) und den neu entwickelten statistischen Modellen (Vorwärts- und LASSO-Auswahl) vorhergesagt wurde. Die tatsächliche Hohlraumdicke betrug 20 mm innerhalb des weißen Kreises und 0 außerhalb. Die Vorhersagen der neuen Modelle zeigen eine deutlich verbesserte Übereinstimmung mit der tatsächlichen Hohlraumgröße.

V035 Development of proton bunch monitors for prompt gamma-ray timing based treatment verification

K. Makarevich^{1,2}, A. Franke^{1,3}, G. Pausch^{4,1,2}, F. F. Permatasari¹, K. E. Römer⁵, S. M. Schellhammer^{1,2}, D. Stach⁵, J. Tiebel^{1,3}, A. Wagner⁵, D. Weinberger⁵, R. D. Werner^{1,6}, T. Kögler^{1,2}

¹OncoRay – National Center for Radiation Research in Oncology, Dresden, Deutschland

²Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Institute of Radiooncology – OncoRay, Dresden, Deutschland

³Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

⁴Target Systemelektronik GmbH & Co. KG, Wuppertal, Deutschland

⁵Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Institute of Radiation Physics, Dresden, Deutschland

⁶Klinikum Chemnitz gGmbH, Klinik und Praxis für Radioonkologie, Chemnitz, Deutschland

Introduction

Particle therapy emerged as a principal innovative technology for tumor treatment. However, it requires verification to exploit its full potential. Various approaches based on prompt gamma radiation were developed for range verification. Prompt gamma-ray timing (PGT), which determines the range of the therapeutic particles from time distributions of produced secondary gamma-rays, is a promising candidate for this as it is collimator-free and can be easily integrated into existing clinical beam deliveries [1]. However, phase instabilities between the accelerating radio frequency (RF) and the actual proton arrival time make phase monitoring indispensable [2]. In recent years, different concepts for proton bunch monitors (PBM) were developed [3,4]. The two most promising candidates are presented here.

Materials & Methods

A diamond detector with high radiation hardness and excellent time resolution was positioned close to the beam degrader. Protons scattered there were used to determine the phase correlation between RF and proton arrival time under realistic clinical conditions. The second monitor is a direct phasing tap on the low-level RF module of the IBA Proteus®C230 isochronous cyclotron. The correlation of both PBMs to the actual phase was checked in a scattering setup where protons from a pencil beam scattered in a thin polythene foil and then were coincidentally detected by CeBr₃-scintillators. The kinematics of this reaction makes the determination of the proton arrival time independent of the beam's bunch time spread.

Results

Both PBMs strongly correlate with the phase shift between the arrival time of the proton bunch and the RF. A model based on an over-damped, harmonic oscillator was able to describe the time-dependent change in the phase position and its correction by a control circuit with sufficient accuracy. Thus, the phase instabilities in the PGT data could be successfully corrected, enabling the improved measurement accuracy.

Summary

The phase instability of the proton bunch is the source of the greatest uncertainty of the PGT method [2]. Two PBMs were studied to correct these instabilities. PBM(s) complement the measurement setup, which should increase the sensitivity of the method and facilitate the translation of the PGT approach into clinical application.

References

- [1] C. Golinik et al.: Range assessment in particle therapy based on prompt γ -ray timing measurements, *Phys. Med. Biol.* 59 (2014) 5399.
- [2] T. Werner et al.: Processing of prompt gamma-ray timing data for proton range measurements at a clinical beam delivery, *Phys. Med. Biol.* 64 (2019) 105023.
- [3] F. Permatasari: Development of a Clinically Applicable Technique for Range Verification in Proton Therapy Based on the PGT Method, PhD thesis, TU Dresden, in preparation.
- [4] R.-D. Werner: Charakterisierung eines schnellen Diamantdetektors als PBM für die Reichweiteverifikation in der Protonentherapie, Masterarbeit, Universität Halle-Wittenberg, 2021.

V036 Nicht-invasive Überwachung von anatomischen Veränderungen mittels geladener Kernfragmente in der Kohlenstoff-Ionentherapie

L. Kelleter^{1,2,3}, R. Félix-Bautista^{1,2}, P. Ochoa-Parra^{1,2,4}, G. Echner^{1,2}, T. Gehrke^{1,2,5}, M. Winter^{2,6}, O. Jäkel^{1,2,3,6}, J. Debus^{2,3,5,6}, M. Martišíková^{1,2,3}

¹Deutsches Krebsforschungszentrum DKFZ, Abteilung fuer Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

²Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Heidelberg, Deutschland

⁴Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁶Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die Kohlenstoff-Ionentherapie ist eine Form der Strahlentherapie, die im Vergleich mit konventioneller Strahlentherapie mittels Röntgenstrahlen eine verbesserte Dosis-Konformität ermöglicht und außerdem eine erhöhte biologische Wirksamkeit aufweist. Aufgrund ihrer hohen Dosisgradienten ist die Kohlenstoff-Ionentherapie allerdings auch anfälliger gegenüber Veränderungen der Patientenanatomie zwischen einzelnen Bestrahlungsfractionen, zum Beispiel durch Auftreten von Lufteinschlüssen oder Größenveränderungen des Tumoren. Unsere Forschungsgruppe arbeitet daher an der Entwicklung einer Überwachung der Patientenanatomie mittels geladener Kernfragmente, die während der Bestrahlung im Patienten entstehen und diesen verlassen. Die vorgestellte Methode ist nicht-invasiv, interferiert nicht mit der Bestrahlung und führt zu keiner zusätzlichen Dosis.

Material & Methoden

In diesem Experiment wurde ein kugelförmiges Zielvolumen von 50 cm³ im Zentrum eines Plastik-Kopfphantoms mit einem realistischen Bestrahlungsplan von 1,5 Gy(RBE) am Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum bestrahlt. Die erzeugten geladenen Kernfragmente wurden von einem Teilchenspurendetektor bestehend aus zwei hybriden Silizium-Pixeldetektoren Timepix3 (Advacam s.r.o., Prag, Tschechische Republik) gemessen. Dabei wurden zylindrische Lufteinschlüsse verschiedener Größe (10 und 20 mm Durchmesser, 2 und 4 mm Dicke) im Kopfphantom an unterschiedlichen Stellen positioniert. Die gemessenen Verteilungen der Kernfragmente wurden anschließend mithilfe verschiedener statistischer Tests (Chi-Quadrat, Kolmogorov-Smirnov) mit einer Referenzmessung (Bestrahlungsfraction ohne Lufteinschluss) verglichen.

Ergebnisse

Die Präsenz der Lufteinschlüsse verschiedener Größe konnte in allen Fällen statistisch signifikant (p -Wert < 0.01) nachgewiesen werden. Alle mit Ausnahme des kleinsten Lufteinschlusses wurden in der transversalen Ebene lokalisiert. Zudem konnte die Position von sehr großen Lufteinschlüssen entlang der Strahlachse bestimmt werden.

Zusammenfassung

Die untersuchte Methode zur nicht-invasiven Überwachung mittels geladener Kernfragmente zeigt großes Potential die Wirksamkeit der Kohlenstoff-Ionentherapie zu verbessern, indem es ermöglicht inter-fractionelle anatomische Veränderungen im Patienten während oder direkt nach der Bestrahlung zu erkennen. Kurzfristig kann die gewonnene Information genutzt werden um bei großen beobachteten Abweichungen eine erneute Bestrahlungsplanung anzuregen. Langfristig sind Echtzeit-Anpassungen des Bestrahlungsplans denkbar. Aktuell ist die Planung einer klinischen Studie im Gange, in der die Effizienz der Methode am Patienten untersucht wird. Zudem wird an der Kombination der Daten von Detektoren in verschiedenen Positionen gearbeitet.

Literatur

- [1] L. Ghesquière-Diérickx, A. Schlechter, R. Félix-Bautista, T. Gehrke, G. Echner, L. Kelleter, M. Martišíková. Investigation of Suitable Detection Angles for Carbon-Ion Radiotherapy Monitoring in Depth by Means of Secondary-Ion Tracking. *Fonc* 11: 5047 (2021). DOI: 10.3389/fonc.2021.780221
- [2] L. Ghesquière-Diérickx, R. Félix-Bautista, A. Schlechter, L. Kelleter, M. Reimold, et al. Detecting perturbations of a radiation field inside a head-sized phantom exposed to therapeutic carbon-ion beams through charged-fragment tracking. *Med. Phys* 49: 1776–1792 (2022). DOI: 10.1002/mp.15480

V037 Relative Reichweitenbestimmung eines Protonenstrahls durch ionoakustische Messungen in einem Abdominalphantom

J. Schauer¹, H. P. Wieser², Y. Huang³, M. Würfl⁴, M. Vidal⁵, J. Herault⁵, J. Lascaud², V. Ntziachristos³, G. Dollinger¹, K. Parodi²

¹Universität der Bundeswehr München, Angewandte Physik und Messtechnik, Neubiberg, Deutschland

²Ludwig-Maximilians-Universität, Medizinische Physik, München, Deutschland

³Helmholtz Zentrum, Biologische und Medizinische Bildgebung, München, Deutschland

⁴Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, Garching, Deutschland

⁵Centre Antoine Lacassagne, Nizza, Frankreich

Einleitung

Die Reichweitenungenauigkeit bei der Tumorbestrahlung mit Protonen ist ein limitierender Faktor in der Dosiskonformität und führt zu einer Vergrößerung des zu bestrahlenden Gewebevolument (planning target volume PTV) gegenüber dem tatsächliche Tumorumfang (clinical target volume CTV). Die Ionoakustik ist ein vielversprechender Ansatz für eine in-situ Reichweitenverifizierung, die es ermöglichen würde, das PTV zu verkleinern: Die Energiedeposition am Bragg peak eines gepulsten Protonenstrahls führt zu einer lokalen Temperaturerhöhung, die eine akustische Druckwelle verursacht (Ionoakustik). Diese Druckwelle kann nach ihrer Propagation mittels geeigneter Sensoren detektiert werden. In Kombination mit einem stabilen Trigger, der den Ankunftszeitpunkt der Protonen markiert, kann durch eine Flugzeitmessung der Druckwelle der Abstand zwischen Bragg peak und Sensor ausgewertet werden.

Material & Methoden

Ein CIRS 3D Abdominalphantom wurde an einem klinischen Synchrozyklotron am Centre Antoine Lacassagne (CAL) in Nizza Frankreich mit 126 MeV Protonen bestrahlt. Die interne Pulsstruktur des Synchrozyklotrons lieferte eine Pulswiederholrate von 1 kHz bei einer Pulsdauer von 3.1 μ s. Akustische Signale wurden in axialer Messposition mit einem Cetacean C305X Hydrophone aufgenommen. Um das signal-to-noise ratio (SNR) zu erhöhen, wurden die ionoakustischen Messungen von mehreren Strahlpulsen gemittelt und anschließend mit einem Korrelationsfilter bearbeitet. Das Hydrophone wurde mit einem Ultraschallgerät (Interson GP-C01) mechanisch gekoppelt, so dass die Bragg peak Position im Ultraschallbild direkt markiert werden kann.

Ergebnisse

Die Verwendung eines Korrelationsfilters mit simulierten Filter Templates ermöglicht eine Auswertung bei Mittelung der Signale aus 50 Strahlpulsen, was einer Dosis von 0.75 Gy im Bragg peak entspricht. Die aus 24 solchen Messungen gewonnenen Abstände zwischen Bragg peak und Ultraschall-Sensor liefern einen Mittelwert von 79.7 mm. Die statistische Abweichung der Einzelmessung ergibt sich zu $\sigma = 0.6 \text{ mm}$. Gegenüber der ursprünglich geplanten Bestrahlungsposition ergibt sich eine systematische Abweichung von ca. 1.7 mm

Zusammenfassung

Die Messungen demonstrieren, dass es möglich ist, die Position des Bragg peaks eines klinischen Protonenstrahls in einem heterogenen Phantom mit einem statistischen Fehler kleiner 1 Millimeter zu bestimmen und direkt in einem Ultraschallbild darzustellen. Die dazu notwendige Dosis ist kleiner als diejenige, die für eine normale Bestrahlungs-Fraktion verwendet wird. Für die finale Qualifizierung der Methode sollen in Zukunft die systematischen Fehler reduziert werden, indem die Messungen in einem dosimetrischen Phantom wiederholt werden, bei dem die Bragg peak Position retrospektiv mit Sub-Millimeter Genauigkeit bestimmt werden kann.

Diese Arbeit wurde von der DFG (NR: 403225886), CALA und ATTRACT (EC-grant 777222) finanziert. Die Autoren danken den Mitarbeitern des Klinikum Großhadern.

Audiologie II

V038 Störschallmanagement im MED-EL Cocheaimplantat-System – Automatic Sound Management 3.0

P. Nopp¹

¹MED-EL, F&E, Innsbruck, Österreich

Einleitung

Das Sprachverständnis im Störschall mit Cochleaimplantaten (CI) variiert in einem weiten Bereich: Während die besten CI Nutzer Sprachverständnisschwellen (SVS) im negativen dB Bereich erreichen, zeigen andere Nutzer eine SVS in Bereich von +10 dB und darüber. Das MED-EL CI System bietet mit Automatic Sound Management 3.0 eine Reihe von Technologien zum besseren Sprachverständnis im Störschall an.

Material & Methoden

Die in Automatic Sound Management 3.0 enthaltenen Technologien werden kurz beschrieben.

Ergebnisse

Die Ergebnisse klinischer Studien zeigen eine signifikante Verbesserung des Sprachverständnisses im Störschall mit Automatic Sound Management 3.0.

Zusammenfassung

In diesem Vortrag werden Technologien beschrieben, Ergebnisse klinischer Studien diskutiert sowie derzeitige Beschränkungen und zukünftige Entwicklungsmöglichkeiten aufgezeigt.

V039 Störschallunterdrückung in Cochlear™ Nucleus® Systemen

T. Hocke¹, T. Wesarg²

¹Cochlear Dtl. GmbH & Co. KG, Hannover, Deutschland

²Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Mit heutigen Cochlea-Implantat (CI)-Systemen sind in Ruhe mittlere Werte für das Einsilberverstehen von bis zu 75% in der Basistherapie¹ und bis zu 95% in der Langzeitnachsorge² möglich. Hingegen berichten die Nutzer von CI-Systemen häufig über Schwierigkeiten beim Sprachverstehen in störschallbehafteter Umgebung. Zahlreiche Algorithmen der Signalvorverarbeitung sollen speziell in diesen schwierigen Hörsituationen zu einem verbesserten Sprachverstehen beitragen. Eine Charakteristik etablierter Algorithmen, z.B. Beamformer bei räumlicher Trennung von Sprache und Störgeräusch, ist, dass sie unter idealen Bedingungen, d.h. bei zeitlich und räumlich stationärem Störgeräusch, stark zur Verbesserung des Signal-Rausch-Abstandes und demzufolge des Sprachverstehens beitragen³. Jedoch sind sie bei Abweichungen von zeitlich und räumlich konstanten Bedingungen weniger wirksam^{4,5}. In Verbindung mit einer Klassifikation von Hörsituationen stellt eine für entsprechende Situationen vorteilhafte, feste Richtcharakteristik eine mögliche Lösung dar⁶. Neuere Algorithmen sind in der Lage, auch in komplexeren, zeitlich und räumlich veränderlichen Hörsituationen zur Verbesserung des Sprachverstehens beizutragen⁷. In diesem Review werden die verschiedenen Signalvorverarbeitungsalgorithmen in Cochlear™ Nucleus® Systemen vorgestellt und ihre Eignung für spezielle Hörsituationen anhand aktueller Studien^{1,7,8} diskutiert. Abschließend wird auf die damit verbundenen Herausforderungen für die weitere Entwicklung intelligenter CI-Systeme eingegangen.

Literatur

- [1] Hoppe, Hocke, Hast, Iro. Cochlear Implantation in Candidates With Moderate-to-Severe Hearing Loss and Poor Speech Perception. *Laryngoscope*. (2020); 131(3), E940-E945.
- [2] Hey, Böhnke, Mewes, Munder, Mauger, Hocke. Speech comprehension across multiple CI processor generations: Scene dependent signal processing. *Laryngoscope Invest Otolaryngol*. (2021); 6(4), 807-815.
- [3] Spriet, Van Deun, Eftaxiadis, Laneau, Moonen, van Dijk, et al.. Speech understanding in background noise with the two-microphone adaptive beamformer BEAM in the Nucleus Freedom Cochlear Implant System. *Ear Hear*. (2007); 28(1), 62-72.
- [4] Mauger, Arora, Dawson. Cochlear implant optimized noise reduction. *J Neural Eng*. (2012); 9(6), 1-3.
- [5] Weissgerber, Rader, Baumann,. Effectiveness of Directional Microphones in Bilateral/Bimodal Cochlear Implant Users- Impact of Spatial and Temporal Noise Characteristics. *Otol Neurotol*. (2017); 38(10), e551-e557.
- [6] Mauger, Jones, Nel, Del Dot. Clinical outcomes with the Kanso off-the-ear cochlear implant sound processor. *Int J Audiol*. (2017); 56(4), 267-276.
- [7] Hey, Hocke, Bohnke, Mauger. ForwardFocus with cochlear implant recipients in spatially separated and fluctuating competing signals - introduction of a reference metric. *Int J Audiol*. (2019); 58(12), 869-878.
- [8] Wesarg. Subjective listening effort and speech intelligibility in noise with different OTE processor technologies. In preparation. (2022)

V040 Binaural spatial enhancement improves speech intelligibility and localization in bimodal CI users

M. Kohl¹, R. Koning¹, J. Chalupper¹, V. Hamacher¹

¹Advanced Bionics GmbH, European Research Center, Hannover, Deutschland

Bimodal cochlear implant (CI) recipients using a contralateral hearing aid usually perform much poorer in experiments regarding sound perception in terms of intelligibility and localization than normal hearing listeners, bilateral hearing aid or CI users. This decrease in performance can be at least partially explained by a reduced spatial release from masking and limited ability to efficiently use interaural level (ILDs) and interaural time differences (ITDs) for localization. Often, there is only limited audible high frequency hearing in the contralateral ear and the envelope-based sound coding strategies effectively prevent ITD information from being used. By employing an interaural beamformer, artificial low-frequency ILDs are introduced that should improve localization and increase the head-shadow effect within a frequency range which is transmitted by both devices.

In various acute clinical studies, speech and localization performance with the binaural spatial enhancement beamformer were measured and compared to the baseline condition without the additional processing. The binaural spatial enhancement beamformer increased speech perception and sound localization significantly, hence the studies proved the potential of the interaural beamformer for bimodal CI users for speech intelligibility and sound localization improvements.

V041 Störschallmanagement mit dem Brain Hearing Konzept von Oticon Medical

F. Langner¹

¹Oticon Medical, Hamburg, Deutschland

Das Hören mit Cochlea Implantat (CI) in geräuschvollen Umgebungen wie im oft dargestellten Cocktail-Party Szenario ist und bleibt eine Herausforderung, die nur mit qualitativer Störgeräuschunterdrückung zu bewältigen ist. Das Neuro CI System von Oticon Medical nutzt mehrere Aspekte des Brain Hearing Konzeptes, um sich dieser Herausforderung zu stellen: detaillierte Vorverarbeitungsschritte, um den vollen Informationsgehalt zu präsentieren und die kognitive Last zu reduzieren. Dies wird zum einen mit dem großen Eingangsdynamikbereich geschafft, der während der Signalanalyse der Crystalis Kodierungsstrategie nicht reduziert wird, zum anderen helfen das Richtmikrofonmanagement „Free Focus“, die Störgeräuschunterdrückung „Voice Track“ und das Dynamikkompensationssystem „Voice Guard“ den Informationsgehalt der Sprache beizubehalten und das Sprachverstehen in Umgebungen mit negativem Signal-Rausch-Abstand zu verbessern. In diesem Vortrag werden alle hier vorgestellten Aspekte mit Studienergebnissen vorgestellt und in einen größeren Kontext übertragen.

Session 8 | KI in der Dosimetrie

FS005 Wie man seine „künstliche Intelligenz“ so richtig dumm machen kann – QA in der KI

M. Günther¹

¹Fraunhofer Institute for Digital Medicine, MEVIS, Bremen, Deutschland

Einleitung

In den vergangenen Jahren sind Verfahren des maschinellen Lernens auch im Bereich der medizinischen Bildgebung und Verarbeitung populärer geworden. Dazu hat insbesondere ein Verfahren namens „Deep Learning“ beigetragen, bei dem mit sogenannten mehrschichtigen künstlichen neuronalen Netzen (deep artificial neural networks, ANN) menschliche Gehirne nachgebildet werden sollen. Dies wird oft als „künstliche Intelligenz“(KI) bzw. „artificial intelligence“(AI) bezeichnet. Die Ergebnisse manch solcher ANNs sind beeindruckend und haben vielen Forschungsbereichen neuen Schwung verliehen, indem sie Aufgabenstellungen lösen, die vor 10 Jahren noch als nahezu unlösbar galten. Die hohe Verfügbarkeit solcher ANNs in Form von quelloffenen Softwarepaketen (wie z.B. keras/tensorflow [www.tensorflow.org] und pytorch [www.pytorch.org]) haben zu einer rasanten Verbreitung beigetragen. Deep Learning erfolgt normalerweise über ein daten-gestütztes Training, bei dem die ANNs „lernen“, Beispieldaten in der gewünschten Art und Weise zu interpretieren. Im Bereich der medizinischen Bilddaten kann dies zum Beispiel das Segmentieren von Organen und Strukturen in Computertomographie oder Magnetresonanztomographie Aufnahmen erleichtern und im Idealfall sogar vollständig automatisieren. Andere Beispiele beinhalten die Bildrekonstruktion unvollständiger Daten [1-3] oder den Bildkontrastübertrag von einer Modalität auf eine andere (z.B. pseudo-CT-Aufnahmen werden auf MRT-Aufnahmen berechnet [4]). Die Basis für das Training bilden in fast allen Fällen meist manuell erstellte („annotierte“ oder „gelabelte“) Referenzdaten: ein nicht zu unterschätzender Aufwand. Die zum Teil beeindruckenden Ergebnisse und die leichte Verfügbarkeit der Algorithmen dürfen nicht darüber hinwegtäuschen, dass es viele Stolpersteine geben kann und durch unsachgemäße Handhabung die „künstliche Intelligenz“ auch sehr „dumm“ sein kann. Es ist also notwendig, eine sehr sorgfältige Qualitätssicherung für diese Art der Algorithmik anzuwenden und sich der Gefahren und Probleme bewusst zu sein.

Material & Methoden

Insgesamt lässt sich feststellen, dass Deep Learning Ansätze in den meisten Fällen im Wesentlichen eine elegante Form von Interpolation und/oder Optimierung auf Basis der zum Training verwendeten Daten sind. In fast allen Fällen steht und fällt das Ergebnis daher mit der Verfügbarkeit von ausreichend annotierten, zuverlässigen und repräsentativen Referenzdaten. Repräsentativ bedeutet in diesem Zusammenhang charakteristisch für die Daten, die später automatisiert ausgewertet werden sollen. Und hier können sich sehr schnell Fehler einschleichen, wenn Daten z.B. nur von ausgewählten klinischen Zentren zur Verfügung stehen. Dies wird oft als „biased input“, also eine Art vorbestimmte Wichtung der Eingangsdaten, die für das Training verwendet werden. Solch ein Bias kann sehr offensichtlich sein (z.B. Messung von Bilddaten auf immer den gleichen Geräten eines Herstellers, zur Auswertung werden dann Bilder anderer Hersteller herangezogen) oder auch subtiler sein, wenn z.B. bestimmte Bevölkerungsgruppen nicht korrekt in den Eingangsdaten vertreten sind. Bei MRT-Daten gibt es oft große Unterschiede im Erscheinungsbild, die auf Messtechnik („MR-Sequenz“), Konfigurierung („MR-Protokoll“), Patientenlagerung und -positionierung oder auch Gerätehersteller zurückgeführt werden können. Generell wichtig ist es, sicherzustellen, dass die auszuwertenden Daten in möglichst allen Belangen den Daten möglichst ähnlich sind, die zum Trainieren des ANNs verwendet wurden. Insbesondere sollte auf eine sorgfältige Qualitätssicherung bei Bilddaten geachtet werden[5].

Fehler können auch bei der Erstellung der Referenzdaten vorkommen. Die ANNs lernen dann anhand „falscher“ Beispieldaten. Neben der Qualität der Trainingsdaten muss auch die Quantität der Daten ausreichend sein. Generell besteht die Gefahr, dass die künstlichen neuronalen Netzwerke (insbesondere bei zu wenigen Trainingsdaten) die Vielfalt der zugrundeliegenden Daten nicht in ihrer gesamten Variabilität kennenlernen. Sie lernen dann, perfekt die gewünschten Lösungen der wenigen Trainingsdaten zu reproduzieren, scheitern dann aber, wenn sie neue Daten prozessieren müssen (sog. „Overfitting“). Eine schwierige Frage ist, wann ein ANN ausreichend trainiert wurde (Konvergenz). Da der Trainingsprozess der bei weitem zeitaufwendigere Teil ist (die Auswertung neuer Daten mittels eines trainierten Netzwerkes geht meist sehr schnell), kann ein zu früh beendetes Training zwar Zeit sparen, aber reduziert meist auch die Leistungsfähigkeit des Netzwerkes. Hierbei spielt neben den Trainingsdaten auch die Architektur des Netzwerkes eine wichtige Rolle. Eine schier unübersichtliche Anzahl an ANNs ist verfügbar und täglich entstehen neue. Die verwendete Architektur sollte durch das zu lösende Problem bestimmt werden und auch die Größe (wie z.B. die Tiefe, d.h. die Anzahl an Schichten) hat großen Einfluss auf die Leistungsfähigkeit und die Dauer des notwendigen Trainings.

Zusammenfassung

Moderne Verfahren wie das Deep Learning, die heute oft als "Künstliche Intelligenz" bezeichnet werden, können leistungsfähige Unterstützungstools für wiederkehrende Tätigkeiten sein, wenn sie richtig angewandt werden. Sorgfältige Planung insbesondere der verwendeten Eingangsdaten ist notwendig, um verlässliche Ergebnisse erzielen zu können.

Literatur

- [1] den Otter, L.A., et al., Technical Note: 4D cone-beam CT reconstruction from sparse-view CBCT data for daily motion assessment in pencil beam scanned proton therapy (PBS-PT). *Med Phys*, 2020. 47(12): p. 6381-6387.
- [2] Leuschner, J., et al., Quantitative Comparison of Deep Learning-Based Image Reconstruction Methods for Low-Dose and Sparse-Angle CT Applications. *J Imaging*, 2021. 7(3).
- [3] Madesta, F., et al., Self-contained deep learning-based boosting of 4D cone-beam CT reconstruction. *Med Phys*, 2020. 47(11): p. 5619-5631.
- [4] Boulanger, M., et al., Deep learning methods to generate synthetic CT from MRI in radiotherapy: A literature review. *Phys Med*, 2021. 89: p. 265-281.
- [5] Sessions, V. and M. Valtorta, The Effects of Data Quality on Machine Learning Algorithms. 2006. 485-498.

FS006 Model-based machine learning in the dosimetry

H. K. Looe¹, I. Büsing¹, A. B. Schönfeld², T. Tekin¹, B. Delfs¹, B. Poppe¹

¹Carl von Ossietzky Universität, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

²Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Deutschland

Purpose

To propose a mathematical model-based framework to train artificial neural networks (NN) for the recovery of unperturbed dose profiles from measured signal profiles subject to detector perturbation in the presence of a magnetic field. This measurement-less approach eliminates the necessity of time- and labor-intensive acquisition of training data.

Material and Methods

2D dose deposition kernels $K_D(x, y)$ and detector lateral fluence response functions $K_M(x, y)$ of four detectors (Semiflex 3D 31021, PinPoint 3D 31022, microDiamond 60019 and microSilicon 60023, all from PTW Freiburg) have been simulated for $B = 0, 0.35$ and 1.5 T. By applying these convolution kernels, training data consisting of pairs of 2D dose profiles $D(x, y) = \psi(x, y) * K_D(x, y)$ and measured signal profiles $M(x, y) = \psi(x, y) * K_M(x, y)$ were generated for a set of 108 fluence profiles $\psi(x, y)$ covering different field sizes and penumbra widths. A three-layer feed-forward NN were trained individually for each detector and magnetic field. The resulted NN were tested with three independent datasets including profiles simulated using realistic Monte Carlo phase space files (PSF) and from measurements.

Results

The NN mean square errors (MSE) approached values of $1e-6$ or better during the training and validation with correlation coefficients R near to 1 indicating an excellent agreement between expected $D(x, y)$ and predicted $D_{pred}(x, y)$. All evaluated points in the test datasets profiles passed the gamma criteria of 1mm/1% global. Two verification approaches have been implemented that allow users to warrant the mathematical consistencies of the predicted results within the framework of the mathematical model.

Discussions & Conclusion

A model-based measurement-less approach has been successfully implemented and tested to train NN that can recover lateral dose profiles from distorted measurements with and without magnetic field. This approach overcomes the bottleneck faced in training data collection and at the meantime offers the opportunity for self-consistency verifications.

FS007 QA in radiotherapy meets AIR. P. Kapsch¹, A. B. Schönfeld¹¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Deutschland**Summary**

With the development of more complex modern treatment techniques, e.g., MR-guided radiotherapy (MRgRT), and the trend towards online adaptive radiotherapy, faster and novel procedures for patient and machine QA have to be evaluated. Several applications of deep learning techniques using different neural network architectures have recently shown promising results. In terms of machine QA, a deconvolution technique using neural networks to recover the true dose profiles of linear accelerators has been introduced and tested [1-6]. For patient QA, secondary dose engines based on neural networks have been implemented to calculate the patient plan dose. Xing et al. have therefore boosted a fast, less accurate dose calculation algorithm to the level of a more precise, but slow algorithm [7]. Kontaxis et al. [8] have used the patient CT and machine parameters as input to train their neural network and predict the patient dose. The number of publications on AI dose calculation has strongly increased in the recent years and the need to evaluate and compare these different neural networks becomes more urgent to establish AI-based QA into the clinical routine.

The talk gives an overview about the application of artificial intelligence (AI) for quality assurance in radiotherapy, especially in dosimetry. As an example, results are shown for the recovery of true dose profiles from measurements based on neural networks. An outlook is given to future possible applications of neural networks and AI methods in dosimetry and treatment planning.

References

- [1] Liu et al. (2018). Feasibility of photon beam profile deconvolution using a neural network. *Medical physics*, 45(12), 5586-5596.
- [2] Mund et al. (2020). Evaluation of a neural network-based photon beam profile deconvolution method. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 21(6), 53-62.
- [3] Mund et al. (2021). Reconstruction of volume averaging effect-free continuous photon beam profiles from discrete ionization chamber array measurements using a machine learning technique. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 22(10), 161-168.
- [4] Schönfeld et al. (2021). Corrections of photon beam profiles of small fields measured with ionization chambers using a three-layer neural network. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 22(12), 64-71.
- [5] Looe et al. (2022). Model-based machine learning for the recovery of lateral dose profiles of small photon fields in magnetic field. *Physics in Medicine & Biology*, 67(8), 085006.
- [6] Weidner et al. (2022). Artificial intelligence based deconvolving on megavoltage photon beam profiles for radiotherapy applications. *Physics in Medicine & Biology*, 67(6), 06NT01.
- [7] Xing et al. (2020). Boosting radiotherapy dose calculation accuracy with deep learning. *Journal of applied clinical medical physics*, 21(8), 149-159.
- [8] Kontaxis et al. (2020). DeepDose: towards a fast dose calculation engine for radiation therapy using deep learning. *Physics in Medicine & Biology*, 65(7), 075013.

Audiologie III

V042 Effekt von Richtmikrofontechnologien und Rauschunterdrückungsalgorithmen auf das Sprachverstehen im Störschall bei bimodaler Versorgung

T. Wesarg¹, A. Michels²

¹Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²Advanced Bionics GmbH, European Research Center, Hannover, Deutschland

Einleitung

Die Verwendung der in CI-Soundprozessoren implementierten Vorverarbeitungsstrategien wie Richtmikrofonen und Rauschunterdrückungsalgorithmen ermöglicht ein verbessertes Sprachverstehen im Störschall [1]. Ziel der vorliegenden Studie ist es, den Effekt der Richtmikrofontechnologie UltraZoom und der Rauschunterdrückungsalgorithmen ClearVoice und NoiseBlock auf das Sprachverstehen im Störschall bei bimodal versorgten Cochleaimplantat (CI)/Hörgerät (HG)-Nutzern für unilaterales Hören mit dem CI und dem HG sowie für bimodales Hören zu erfassen.

Material & Methoden

Bei zwölf erwachsenen bimodal versorgten Hörsystemnutzern wurde mit dem Oldenburger Satztest die Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) im Störschall (Oldenburger Rauschen) gemessen. Dabei wurde die Sprache von vorn und der Störschall gleichzeitig aus fünf bei $\pm 30^\circ$, $\pm 60^\circ$ und 180° platzierten Lautsprechern präsentiert.

Ergebnisse

Bei unilateraler Verwendung der Richtmikrofontechnologie UltraZoom mit dem CI erzielten die Hörsystemnutzer eine im Gruppenmedian um 3,8 dB SNR bessere SVS im Störschall im Vergleich zur Nutzung des vor dem Gehörgang platzierten Mikrofons T-Mic. Gegenüber der Verwendung des T-Mic mit dem CI und der Mikrofoneinstellung Real-Ear-Sound (RES) mit dem HG zeigte sich bei bimodaler Verwendung von UltraZoom eine Verbesserung der SVS im Störschall von 3,5 dB SNR. Die beiden Rauschunterdrückungsalgorithmen ClearVoice und NoiseBlock hatten weder bei unilateralem Hören mit dem CI (ClearVoice) noch bei bimodalem Hören mit dem CI (ClearVoice) und Hörgerät (NoiseBlock) einen Effekt auf das Sprachverstehen im Störschall.

Zusammenfassung

Die Richtmikrofontechnologie UltraZoom ermöglicht bimodal versorgten CI-Nutzern bei räumlich getrennter Präsentation von Sprache und Störschall eine Verbesserung des Sprachverstehens und sollte daher von diesen Hörsystemnutzern im Alltag bei 1:1-Gesprächen in störschallbehafteten Umgebungen verwendet werden.

Literatur

- [1] Carlyon, R.P., Goehring, T: Cochlear Implant Research and Development in the Twenty-first Century: A Critical Update. J. Assoc. Res. Otolaryngol. 22 (2021) 5, S. 481-508

V043 End-to-end deep learning models as sound coding strategies for cochlear implants

W. Nogueira¹

¹Hannover Medical School and Cluster of Excellence Hearing4all, Department of Otorhinolaryngology, Hannover, Deutschland

Cochlear implant (CI) users struggle to understand speech in noisy conditions. In this work, we propose a Deep learning end-to-end speech coding and denoising sound coding strategy that estimates the electrograms from the raw audio captured by the microphone. We term the end-to-end sound coding strategy DeepACE. We compared this approach to a classic Wiener filter and a state of the art Deep learning enhancement approach called TasNet to assess its potential benefits in terms of speech understanding for CI users.

The performance of the network is assessed by means of noise reduction performance (signal-to-noise-ratio improvement) and objective speech intelligibility measures. Furthermore, speech intelligibility was measured in 5 CI users to assess the potential benefits of each of the investigated algorithms. Speech understanding was measured using the HSM sentence test at a signal to noise ratio (SNR) resulting in 50% correct words using the the ACE sound coding strategy. Results suggest that DeepACE obtains the same performance as ACE in quiet conditions and that DeepACE provides clear improvements in speech understanding in noise with respect to ACE. The speech performance in noise of the tested group was better with DeepACE compared to the front-end speech enhancement algorithms (TasNet +ACE or Wiener+ACE). In this contribution, we also investigated generalization of DeepACE unseen background noises and speech materials and we provide insight for future improvements.

V044 Multisensorische Sprachverstärkung

T. Reichenbach^{1,2}, P. Guilleminot², E. Varano²

¹Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering, Erlangen, Deutschland

²Imperial College London, Department of Bioengineering, London, Vereinigtes Königreich

Einleitung

Hintergrundgeräusche können das Verstehen von Sprache sehr erschweren, insbesondere für Menschen mit Hörschäden. Trotz beachtlicher Forschungsanstrengungen verbessern derzeitige Hörhilfen das Sprachverstehen in Hintergrundrauschen immer noch wenig. Ein möglicher Weg zur Erhöhung des Sprachverstehens ist die Verwendung anderer sensorischer Modalitäten. Das Sehen des Gesichts eines Sprechers kann beim Sprachverstehen beispielsweise erheblich helfen. Haptische Signale können ebenso dazu beitragen, verschiedenen Sprachbestandteile voneinander zu unterscheiden. Um die visuelle oder somatosensorische Modalität für eine Verbesserung des Sprachverständnisses zu nutzen, müssen jedoch geeignete visuelle oder haptische Signale aus einem Sprachsignal konstruiert werden, um dann simultan dem Benutzer einer Hörhilfe präsentiert zu werden.

Material & Methoden

Wir zeigen hier, wie solche Konstruktionen durchgeführt werden können und dass sie in der Lage sind, das Sprachverstehen in Hintergrundrauschen zu verbessern. Zuerst zeigen wir, wie ein Generative Adversarial Network (GAN), ein Typ eines tiefen neuronalen Netzwerks, Gesichtsanimationen von einem Sprachsignal bilden kann. Zweitens konstruieren wir eine Serie von haptischen Pulsen, welche die perzeptuellen Zentren der Silben betonen.

Ergebnisse

Verständnis von Sprache unterstützen. Dabei bleibt die Verbesserung, die durch die künstlich erzeugten Gesichtsanimationen hervorgerufen wird, jedoch hinter der der natürlichen Gesichtsbewegungen zurück. Die haptischen Signale bewirken eine Unterstützung des Sprachverstehens durch eine Modulation der neuronalen Aktivität im auditorischen Kortex, die mit Sprachrhythmen verknüpft ist.

Zusammenfassung

Unsere Ergebnisse öffnen einen Weg, um visuelle und haptische Signale in Hörhilfen zu verwenden, und damit das Verstehen von Sprache in Hintergrundrauschen zu verbessern.

Session 10 | Diffusions- und Fluss-MRT

V045 Signalgewinn durch Begleitphasenreduktion in MRT-Sequenzen mit doppelter Diffusionswichtung mittels Überlagerung der Gradientenpulse mit Oszillationen

J. Rauch^{1,2}, F. B. Laun³, D. Ludwig¹, M. Zaitsev⁴, M. E. Ladd^{1,2,5}, P. Bachert^{1,2}, T. A. Kuder^{1,2}

¹German Cancer Research Center (DKFZ) Heidelberg, Division of Medical Physics in Radiology, Heidelberg, Deutschland

²Heidelberg University, Faculty of Physics and Astronomy, Heidelberg, Deutschland

³University Hospital Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

⁴Medical Center University of Freiburg, Medical Physics, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁵Heidelberg University, Faculty of Medicine, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die in der diffusionsgewichteten MRT üblicherweise verwendeten hohen Gradienten erzeugen ortsabhängige Maxwell- oder Begleitfelder, welche zu Signalauslöschungen oder verfälschten Messungen durch eine zusätzliche nichtlineare Begleitphase führen können¹.

Mittels Simulationen mit realistischen Parametern zeigen wir, wie durch die Addition von Oszillationen auf die ursprünglichen Gradientenpulse Signalverluste durch Begleitfelder in Sequenzen mit zwei Paaren bipolarer Diffusionsgradienten verringert werden können. Dies könnte beispielsweise eine genauere Bestimmung der mikroskopischen Anisotropie in Gewebe ermöglichen.

Material & Methoden

In den in silico-Experimenten wurde für 60 verschiedene Paare an Diffusionsrichtungen² der Einfluss der jeweils originalen und reduzierten Begleitphase auf das gemittelte Signal einer transversalen Schicht mit $FOV_{xy} = 300$ mm, einer Voxelgröße von $3 \times 3 \times 3$ mm und einer Distanz zum Isozentrum von 50 mm für $B_0 = 3$ T untersucht.

Die ursprünglichen bipolaren Gradienten mit je $b = 500$ s/mm² wurden dazu mit Oszillationen überlagert, welche unter minimaler Änderung des q- und b-Wertes der originalen Gradienten und Einhaltung einer maximalen Amplitude von 75 mT/m eine Minimierung des Signalverlusts durch Begleitfelder bewirken (Abb. 1).

Durch geeignete Anordnungen der Gradientenzüge kann der Einfluss von auftretenden Kreuztermen zwischen den Gradientenachsen verringert werden.

Ergebnisse

Die präsentierte Methode liefert einen erwarteten positiven relativen Signalgewinn zwischen den modifizierten und originalen Sequenzen für alle betrachteten Diffusionsrichtungspaare ohne beträchtliche Abweichungen (Abb. 2).

Der für die ersten Richtungspaare relative Signalgewinn von ca. 22 % fällt aufgrund des Einflusses der Kreuzterme für folgende Paare ab, bleibt aber dennoch positiv.

Zusammenfassung

Die hier vorgeschlagene Methode ermöglicht eine Reduzierung der Begleitphase bei gleichzeitiger Diffusionswichtung, ohne die ursprünglichen Sequenzparameter signifikant zu verändern.

Die Problematik hoher Anforderungen an die Anstiegszeit der Gradienten sowie peripherer Nervenstimulationen ließe sich mit lokalen Gradientenspulen³ verringern.

Mittels dieser Technik ist somit ein Signalgewinn ohne zusätzliche Refokussierungspulse möglich.

Anhang 1

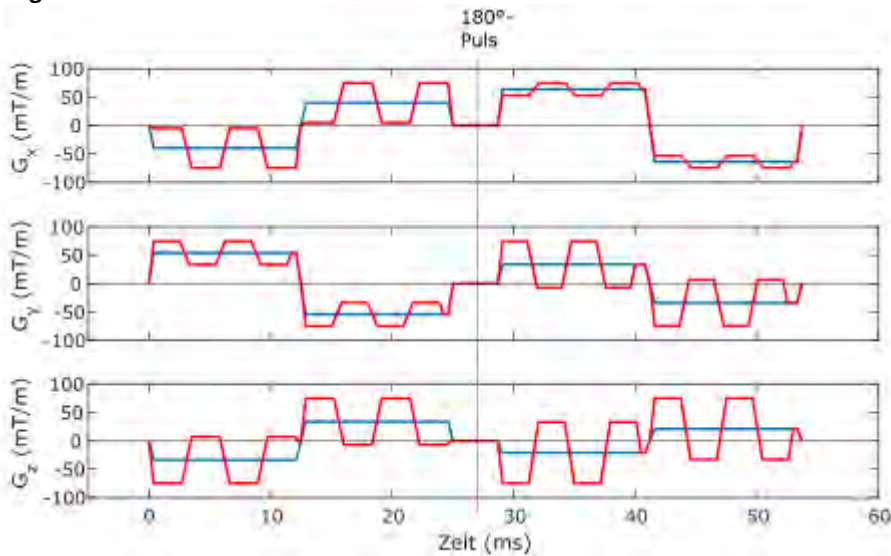


Abb. 1: Beispielhafte originale (blau) sowie mit Oszillationen überlagerte Sequenz (rot).

Anhang 2

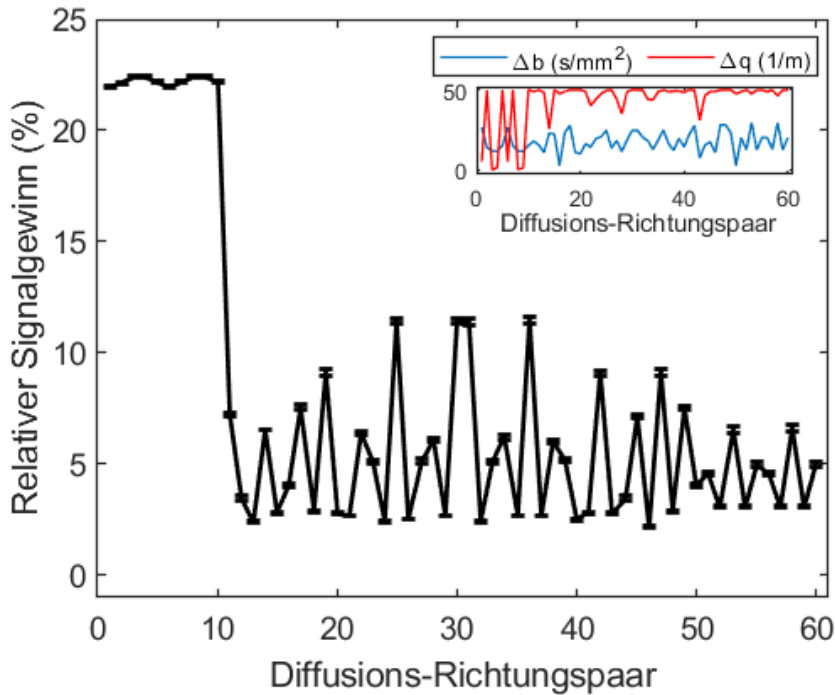


Abb. 2: Relativer Signalgewinn mit Standardfehler sowie maximale absolute Abweichung des q - und b -Wertes zwischen überlagerten und originalen Sequenzen. Richtungen wie in Ref. [2].

Literatur

- [1] Bernstein MA et al. Concomitant gradient terms in phase contrast MR: analysis and correction. Magn Reson Med. 1998;39
- [2] Jespersen SN et al. Orientationally invariant metrics of apparent compartment eccentricity from double pulsed field gradient diffusion experiments. NMR Biomed. 2013;26
- [3] Jia F et al. Design of a high-performance non-linear gradient coil for diffusion weighted MRI of the breast, J Magn Reson. 2021;331

V046 Kolloidale Zellimitate als Referenzsystem für Diffusions-MRT-Experimente

H. zu Jeddelloh^{1,2}, T. A. Kuder^{1,2}, J. Rauch^{1,2}, F. B. Laun³, M. E. Ladd^{1,2,4}, K. Klika¹, D. Ludwig^{1,2}

¹German Cancer Research Center (DKFZ) Heidelberg, Division of Medical Physics in Radiology, Heidelberg, Deutschland

²Heidelberg University, Faculty of Physics and Astronomy, Heidelberg, Deutschland

³University Hospital Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

⁴Heidelberg University, Faculty of Medicine, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Spezielle Diffusions-MRT-Messungen ermöglichen Einblicke in die mikroskopische Struktur von Zellen, zum Beispiel hinsichtlich der Zellgröße¹ und der Membranpermeabilität². Eine Verifizierung dieser Techniken ist jedoch häufig schwierig. Ziel dieser Arbeit war daher die Synthese eines wohldefinierten Referenzsystems, welches intra- und extrazelluläre Diffusion nachbilden kann.

Hierzu wurden polymerisierte mit einer wässrigen Lösung gefüllte Mikrokügelchen hergestellt³, deren Permeabilität durch Einbringung eines Lochs in die Membran modelliert werden kann.

Die Synthese der Zellimitate wurde mittels Rasterelektronenmikroskopie (SEM) sowie Diffusions-MR-Messungen überprüft, welche mit Monte-Carlo-Simulationen verglichen wurden.

Material & Methoden

Die Synthese von Zellimitaten erfolgte durch Zugabe von Tripropylenglykol-Monomethylether (TPM) zu Ammoniakwasser (pH \approx 10), wobei sich die TPM-Monomere vernetzen und zu Tropfen mit einem Durchmesser von ca. 2 μ m formen. Die Inflation der Tröpfchen erfolgte durch Zugabe einer starken 150 mmol NaOH-Lösung, wodurch eine Hydrolyse erfolgt. Der resultierende osmotische Druck führt zu einer Aufblähung der Tröpfchen auf einen Durchmesser von 4 – 6 μ m. Nach Zugabe eines Photoinitiators erfolgte eine UV-Polymerisation der äußeren Schale des Tröpfchens, so dass sich eine Hohlkugel bildet. Für Zellimitate mit Loch wurden negativ geladene Polystyrol(PS)-Teilchen als Nukleationskeime für die TPM-Tröpfchen hinzugegeben. Nach der UV-Polymerisation wurden die PS-Teilchen mit Toluol aufgelöst. Zur Verifikation der Zellimitate mit Loch wurden SEM-Aufnahmen durchgeführt.

Diffusionsgewichtete Messungen (DWI) erfolgten mit einem 9.4T-Kleintier-MRT (Bruker) mit $G_{\max} = 660$ mT/m, $\delta = 6$ ms, $\Delta = 11.84$ ms und b-Werten von 0 bis 15396 s/mm².

Ergebnisse

Die SEM-Aufnahme in Abb. 1 zeigt die erfolgreiche Synthese von Zellimitaten mit Loch. DWI-Messungen weisen für Mikrokugeln bei hohen b-Werten ein höheres Signal als Wasser auf (Abb. 2a). Der bi-exponentielle Signalverlauf mit sehr kleinem intrazellulärem Diffusionskoeffizienten beweist die erfolgreiche Generierung von Mikro-Hohlkugeln (Abb. 2b).

Zusammenfassung

Die Herstellung von Zellimitaten als Referenzsystem für Diffusionsmessungen konnte hiermit erfolgreich demonstriert werden. Das Einbringen der Löcher erfordert jedoch weitere Optimierung, vor allem bezüglich des Inflationsprozesses und der Auflösung der PS-Teilchen.

Anhang

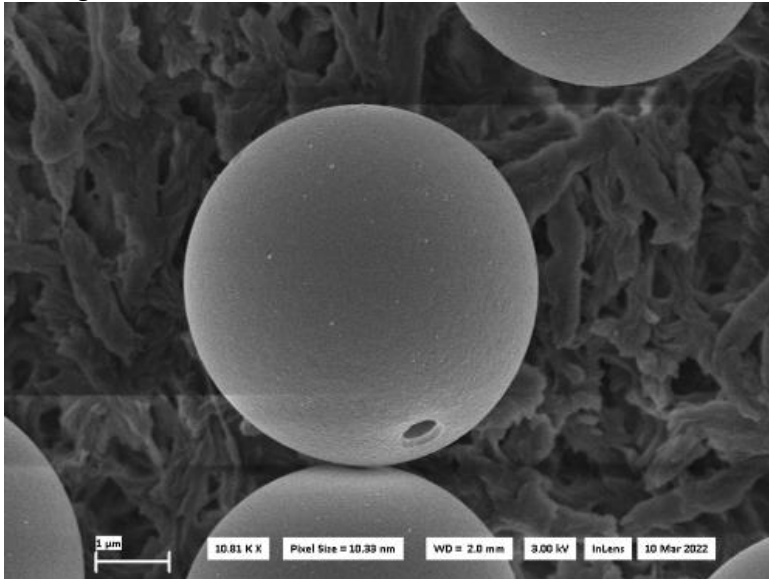


Abb. 1: SEM-Bild eines Zellimitates mit Loch.

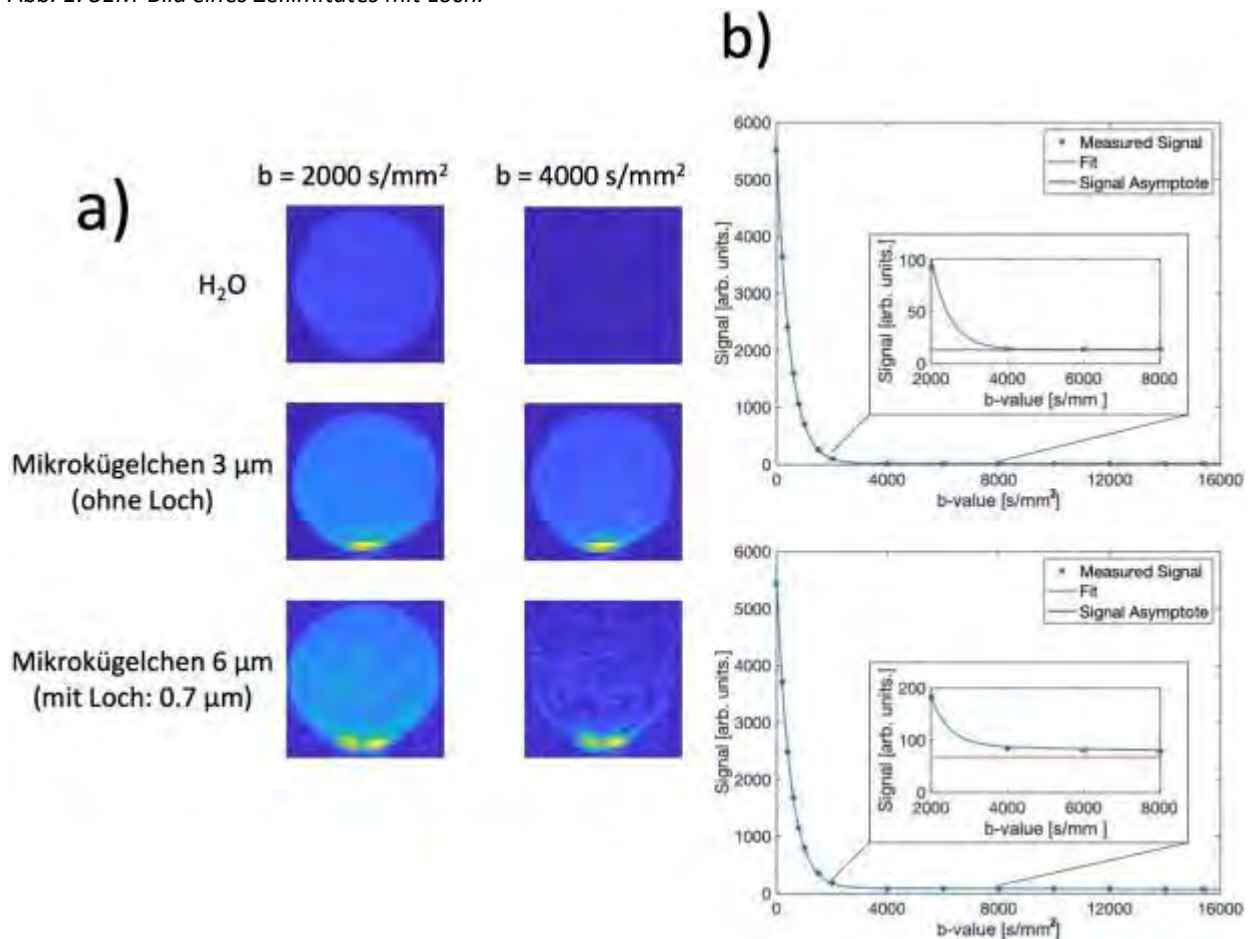


Abb. 2: (a) Diffusions-MRT für H₂O und für Mikrokügelchen-Suspensionen für 2 b-Werte. (b) DWI-Signal in Wasser (oben) und Mikrokügelchen (3 µm, ohne Loch, unten).

Literatur

- [1] Kuder et al., Diffusion Pore Imaging by Hyperpolarized Xenon-129 Nuclear Magnetic Resonance, Phys. Rev. Lett. (2013)
- [2] Lasič et al., Apparent Exchange Rate Mapping with Diffusion MRI, Magn. Reson. Med (2011)
- [3] Xu et al., Transmembrane transport in inorganic colloidal cell-mimics, Nature (2021)

V047 Diffusionszeit- und Strukturabhängigkeit der diffusionsgewichteten Magnetresonanztomografie im skelettalen Muskel

C. Stuprich¹, M. Loh¹, J. Martin¹, M. Uder¹, F. B. Laun¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Diffusionsgewichtete MR Bildgebung (DWI) erlaubt es die Mikrostruktur der Zellen nichtinvasiv zu untersuchen. Dabei wird die Zeit- und Strukturabhängigkeit der Diffusionsmessung ausgenutzt um das Gewebe zu charakterisieren [1,2].

In dieser Studie wird der Einfluss des Gradientenprofils auf Messungen der Mikrostruktur im Wadenmuskel in Experiment und Simulationen untersucht.

Methoden

Diffusionsgewichtete Bilder der Waden von 12 Probanden wurden an einem Magnetom Prisma fit (Siemens Healthineers, Erlangen) aufgenommen. Es wurde eine intern entwickelte Spin Echo Sequenz verwendet mit der sich beliebig geformte Diffusionsgradienten einstellen lassen [3]. Die in dieser Studie verwendeten Diffusionsgradienten sind in Abb. 1 dargestellt. Weitere Aufnahmeparameter waren TR/TE=2500/68 ms, $b=50,600 \text{ s/mm}^2$, Voxelgröße: $2 \times 2 \times 5 \text{ mm}^3$.

Zielregionen wurden in verschiedenen Muskelgruppen definiert (Gastrocnemius medialis und lateralis: gm, gl; Soleus: sl; tibialis anterior: ta, fibularis Gruppe: fib; jeweils rechts und links). Aus den aufgenommenen Daten wurde die axiale (AD) und radiale Diffusivität (RD) berechnet.

Zusätzlich wurden Monte Carlo Simulationen mit einem biophysikalischen Modell mit hexagonalen Muskelzellen für alle Gradientenprofile durchgeführt.

Ergebnisse

Abb. 2 zeigt die Abhängigkeit der untersuchten Parameter von dem verwendeten Gradientenprofil. Während AD kaum Veränderungen zeigt, sieht man bei RD eine starke Abhängigkeit vom Gradientenprofil.

Die Simulationsergebnisse reproduzieren die beobachtete Abhängigkeit. Weiterhin wird festgestellt, dass Membranpermeabilität einen maßgeblichen Einfluss auf die unterschiedliche Diffusivität bei den Gradientenprofilen hat. Die Modellparameter sind: Membranpermeabilität $0.2 \text{ } \mu\text{m/ms}$, Zelldurchmesser $55 \text{ } \mu\text{m}$, Zellabstand $1.5 \text{ } \mu\text{m}$, intra-/extrazellulärer Diffusionskoeffizient $1.68/2.20 \text{ } \mu\text{m}^2/\text{ms}$.

Zusammenfassung

Die in der Literatur beschriebene Zeitabhängigkeit [1,2] konnte in dieser Studie durch die unterschiedlichen Gradientenprofile reproduziert werden.

Genauere Aussagen über Parameterabhängigkeiten (Membranpermeabilität, Oberfläche/Volumen Verhältnis etc.) sollten in einer ausführlicheren Simulationsstudie untersucht werden.

Anhang 1

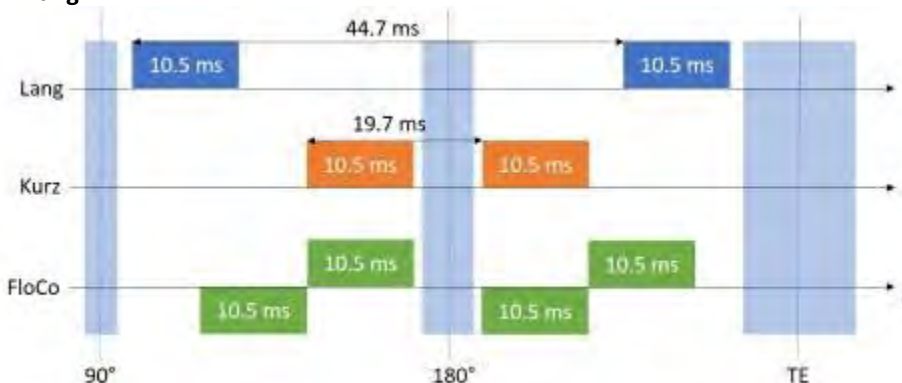


Abb. 1: Schematische Darstellung der verwendeten Gradientenprofile

Anhang 2

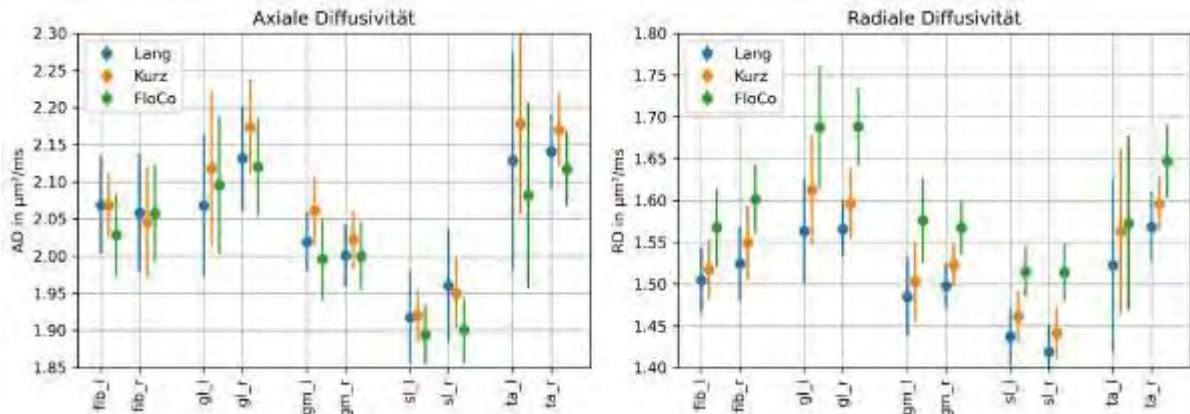


Abb. 2: Mit den unterschiedlichen Gradientenprofilen gemessene axiale und radiale Diffusivität in den untersuchten Muskelgruppen. Aufgetragen sind der Mittelwert und die dazugehörige Standardabweichung.

Literatur

- [1] Novikov, DS.: Quantifying brain microstructure with diffusion MRI: theory and parameter estimation. *NMR in biomed.* 2019; 32:e3998
- [2] Fieremans, E.: In vivo measurement of membrane permeability and myofiber size in human muscle using time-dependent diffusion tensor imaging and the random permeable barrier model. *NMR in biomed.* 2017;30:e3612
- [3] Martin J.: Contrast-to-noise ratio analysis of microscopic diffusion anisotropy indices in q-space trajectory imaging. *Zeitschrift für med. Physik.* 2020; 30,1 p:4-16

V048 Diffusionsbildgebung von peripheren Nerven – optimierte b-Werte und die Rolle von Nicht-Gauß'scher Diffusion

O. Fösleitner¹, A. Sulaj², V. Sturm¹, M. Kronlage¹, T. Godel¹, F. Preisner¹, P. P. Nawroth², M. Bendszus¹, S. Heiland¹, D. Schwarz¹

¹Universitätsklinikum Heidelberg, Abteilung für Neuroradiologie, Heidelberg, Deutschland

²Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Endokrinologie, Diabetologie, Stoffwechsel und Klinische Chemie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die Diffusionsbildgebung ermöglicht es, basierend auf Brown'scher Molekularbewegung nicht-invasiv Informationen über die Mikrostruktur von Gewebe zu erhalten. Primär für Untersuchungen des Gehirns entwickelt, wird sie zunehmend auch auf andere Regionen übertragen, so auch auf das periphere Nervensystem. Entscheidende Sequenzparameter wie etwa die Auswahl der b-Werte werden hierbei jedoch oft unkritisch aus Hirnstudien übernommen und so potenziell gewebespezifische Eigenschaften vernachlässigt. Ziel dieser Studie war es, gewebespezifische Diffusionseigenschaften von peripheren Nerven anhand des Signalabfalls über die b-Wert-Domäne zu definieren, infolgedessen ein optimiertes b-Wert-Schema vorzuschlagen sowie weiterführende Informationen über die Mikrostruktur des peripheren Nerven zu gewinnen.

Methodik

In dieser prospektiven Querschnittstudie wurde der Nervus ischiadicus am Oberschenkel von 16 gesunden Proband:innen und 12 Patient:innen mit diabetischer Neuropathie mittels MR-Neurographie bei 3 Tesla untersucht. Die Diffusionssequenz umfasste 16 b-Werte von 0-1500 s/mm² in axialer und radialer Diffusionsrichtung entlang der Nervenhauptachse. Die Signalreduktion wurde in Abhängigkeit des b-Wertes charakterisiert und die Güte des monoexponentiellen Standardmodells mit jener des Kurtosismodells und biexponentiellen Modells verglichen.

Ergebnisse

Nicht-Gauß'sches Diffusionsverhalten war bereits ab einem b-Wert von 600 bzw. 800 s/mm² in axialer bzw. radialer Diffusionsrichtung sowohl bei gesunden als auch erkrankten Nerven messbar. Entsprechend ergaben sich bei höheren b-Werten wesentliche Abweichungen des tatsächlich gemessenen Signals vom monoexponentiellen Standardmodell. Das Kurtosismodell zeigte die höchste Anpassungsgüte (Akaike-Informationskriterium >99,9%; Abbildung 1) und konnte mittels der abgeleiteten Parameter Dk und K zuverlässig zwischen Probanden und Patient:innen unterscheiden (repräsentative Beispielkarten in Abb. 2).

Diskussion

Diese Arbeit stellt die erste systematische Untersuchung des Diffusionsverhaltens in peripheren Nerven in Abhängigkeit des b-Wertes dar. Dabei zeigte sich Nicht-Gauß'sche Diffusion bei unerwartet niedrigen b-Werten, was auf die gegenüber Hirngewebe deutlich unterschiedliche Mikrostruktur zurückzuführen sein könnte. Diese Beobachtung führt uns zu der Empfehlung eines oberen b-Werts von 700 s/mm² für die konventionelle Diffusionsbildgebung peripherer Nerven, für die üblicherweise zwei b-Werte und das monoexponentielle Modell verwendet werden. Dieser Schwellenwert soll sowohl eine hohe Modellgenauigkeit als auch Diffusionswichtung ermöglichen. Die Ergebnisse unterstreichen allgemein die Notwendigkeit der gewebespezifischen b-Wert-Selektion bei jeglicher Diffusionsbildgebung außerhalb des Gehirns. Das in dieser Studie ebenso untersuchte Kurtosismodell erscheint als vielversprechender Ansatz für die klinische Anwendung neuer, sensitiverer Biomarker wie hier am Beispiel der diabetischen Neuropathie gezeigt.

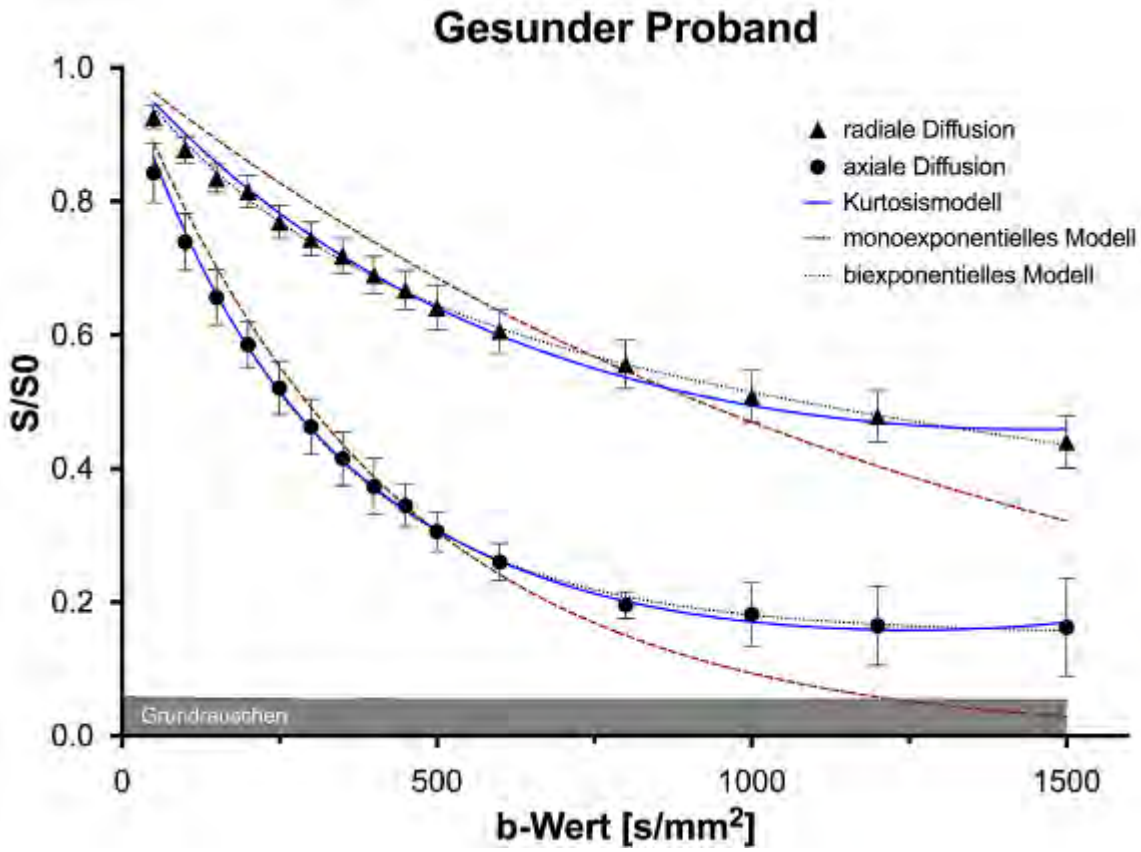


Abb. 1

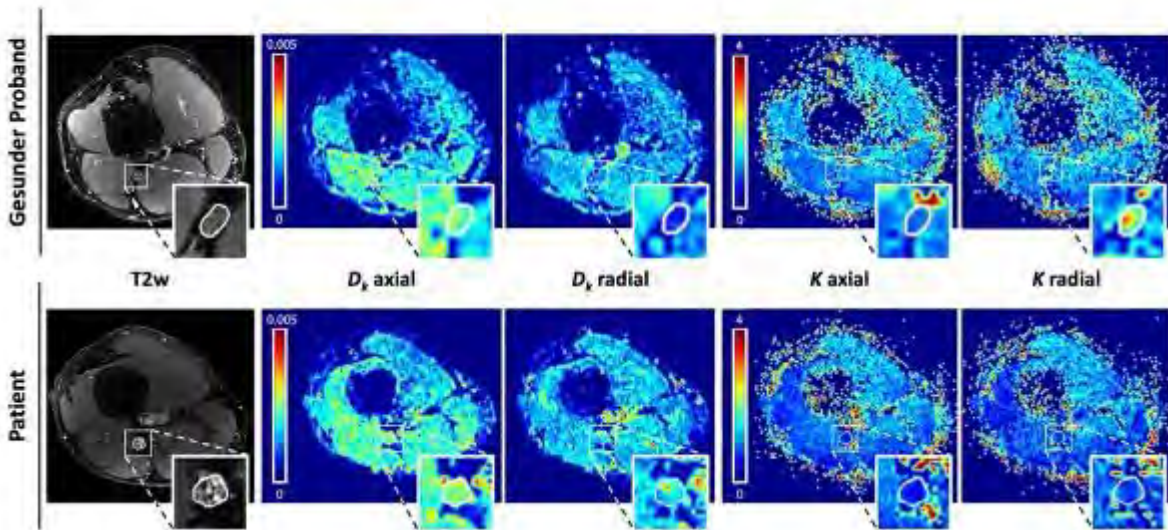


Abb. 2

V049 4D flow and black blood MRI for diagnosis and treatment of intracranial aneurysms with patient-specific aneurysm models

M. Pravdivtseva¹, P. Velvaluri², F. Gaidzik³, P. Berg³, E. Peschke¹, E. Quandt², M. Salehi Ravesh⁴, O. Jansen⁴, N. Larsen⁴, J. B. Hövener¹

¹Department of Radiology and Neuroradiology, University Medical Center Schleswig-Holstein (UKSH), Kiel, Germany, Department of Radiology and Neuroradiology, University Medical Center Schleswig-Holstein (UKSH), Kiel, Germany, Kiel, Deutschland

²Faculty of Engineering Kiel University, Kiel, Deutschland

³Department of Fluid Dynamics and Technical Flows, Research Campus STIMULATE, Magdeburg University, Magdeburg, Deutschland

⁴Department of Radiology and Neuroradiology, University Medical Center Schleswig-Holstein (UKSH), Kiel University, Kiel, Deutschland

Introduction

MRI is essential for diagnosis and follow-up of intracranial aneurysms (IA), a pathology that may result in life-threatening bleedings. 4D flow and black blood (BB) MRI can visualize and quantify flow and inflammation in IA, two rupture markers, non-invasively. But they are sensitive to MRI parameters and artifacts and *in vivo* validation is difficult. Thus, IA models are needed but aren't widely available.

This work aims to optimize and validate 4D flow and BB MRI for diagnosis and treatment evaluation of IA using patient-specific IA models.

Materials & Methods

Based on clinical data, IA models were 3D printed and supplied with realistic flow rates. 10 commercial and 2 new flow-modulation devices (FMDs) were analyzed.

A whole-body 3T MRI with a 32-ch coil was used (Philips). For BB MRI a T1-weighted (T1w), turbo spin-echo sequence with and without MSDE or Gd-contrast agent (vox. 0.5-0.9 mm³) was used; for 2D PC and 4D flow MRI, a T1w, spoiled gradient-echo with 0.5-1.5mm³ vox. and compressed sense (CS=2.5-13). A flow sensor and flow simulation was used to verify flow MRI.

Results

Developed IA models were geometrically accurate within 0.1mm, exhibited the same flow patterns as *in vivo*, and allowed FMDs placement.

4D flow and 2D PC MRI data were highly correlated ($p > 0.94$). For small vessel diameters, the accuracy of 4D flow depended more on the resolution, than acceleration, while in big diameters oppositely (Fig. 1a-c).

Commercial FMDs implanted in IA models reduced flow (Fig. 1d-e). Using IA models and 4D flow the development of a new FMD was supported. The peak flow was reduced from 11.6 (no FMD) to 2.43ml/s after 2nd iteration of FMD.

The role of slow-flow in assessing IA inflammation was investigated. A high BB signal in IA was observed in the same regions where slow flow was found on 4D flow (Fig. 2a-b). BB signal increased when Gd contrast was added and reduced when a higher flow and MSDE were applied (Fig. 2c).

Aware that high BB signal is colocalized with slow flow in IA, we proposed to visualize flow reduction by FMDs with BB MRI. Indeed, BB signal in IA models was increased after placing FMDs, showing the areas with reduced flow (Fig. 2d-e).

Discussion & Conclusion

Developed IA models were used to investigate 4D flow and BB MRI for diagnosis and treatment evaluation of IA. As a result, a few important clinical problems were solved such as standardized testing of FMDs, accuracy of flow measured with 4D flow, and its ability to support the development of new FMD; origin of false-positive findings on BB MRI, and its feasibility to visualize effect of FMDs.

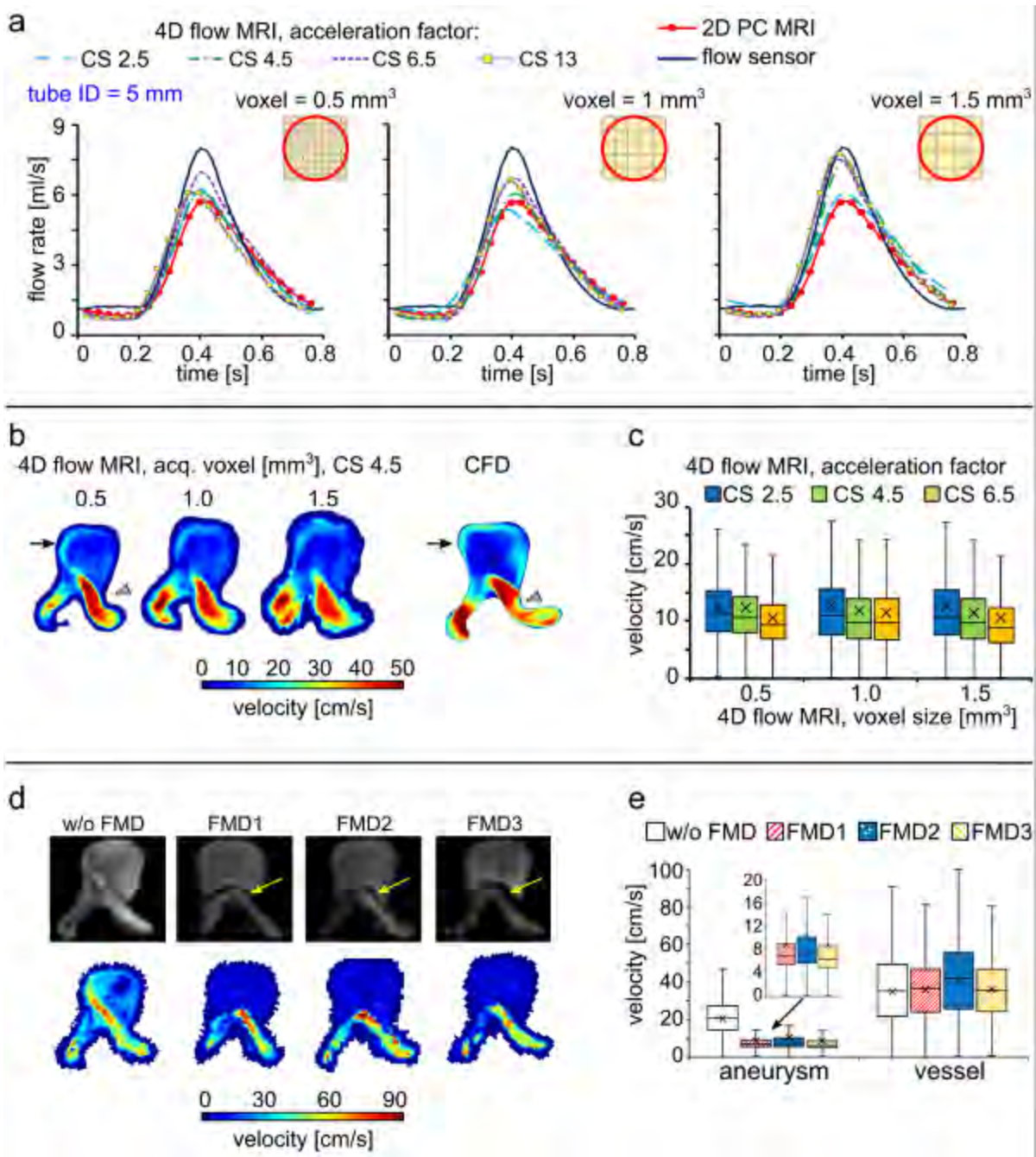


Fig. 1: Impact of voxel size and acceleration on flow in tube (a) and velocity in IA (b,c) measured with 4D flow. Optimized 4D flow revealed flow reduction by FMDs (d,e).

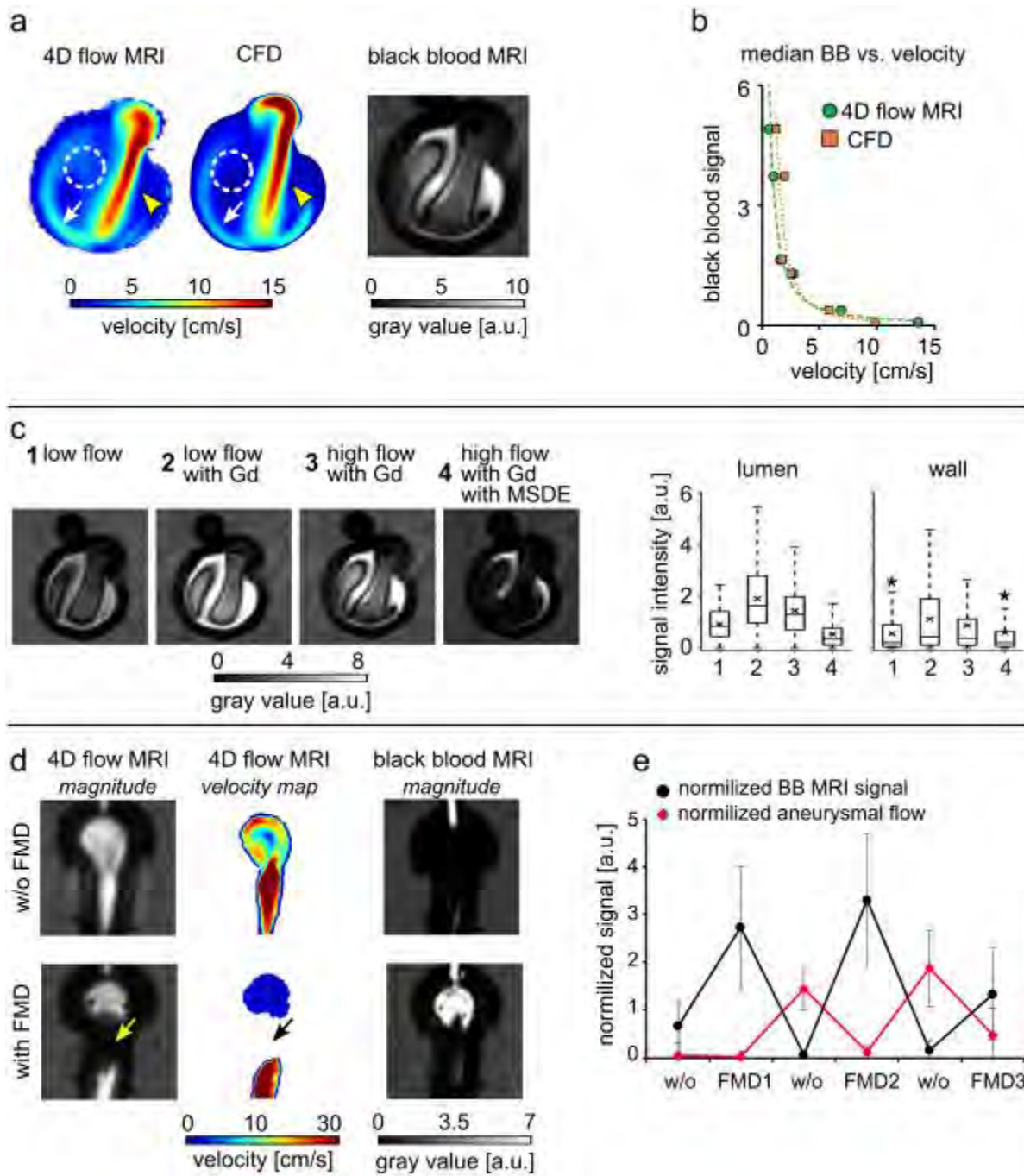


Fig. 2: High flow areas were colocalized with low BB signal (a,b). BB signal varies with MRI parameters (c). FMDs reduced flow and increased BB signal (d,e), caused metal artifacts on 4D flow (yellow arrow).

V050 Schnelle, aber genaue Quantifizierung von Geschwindigkeiten mit 3D-Phasenkontrastbildern mit ultrakurzer TE

K. Degenhardt¹, C. S. Aigner¹, S. Schmidt^{2,3}, F. J. Kratzer³, M. Müller⁴, A. M. Nagel⁴, J. Schulz-Menger^{5,6}, S. Schmitter^{1,2,3}

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig and Berlin, Deutschland

²Center for Magnetic Resonance Research, University of Minnesota, Minneapolis, MN, Vereinigte Staaten

³Division of Medical Physics in Radiology, German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

⁴Institute of Radiology, University Hospital Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Erlangen, Deutschland

⁵Department of Cardiology and Nephrology, Experimental and Clinical Research Center, a joint cooperation between the Charité Medical Faculty and the Max-Delbrueck Center for Molecular Medicine and HELIOS Hospital Berlin Buch, Berlin, Deutschland

⁶DZHK (German Center for Cardiovascular Research), partner site Berlin, Berlin, Deutschland

Einleitung

Die auf Phasenkontrast (PC) basierende Fluss Messung ist eine etablierte MRT Methode, die in der klinischen Routine¹ und in vitro zur Quantifizierung von Geschwindigkeitsvektorfeldern in Phantomen² eingesetzt wird. In der kartesischen PC-Fluss-MRT limitieren Verschiebungsartefakte die Messgenauigkeit, da Position und Geschwindigkeit nicht gleichzeitig kodiert werden³. Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung einer radialen 4D-Flow-Sequenz mit einer "Kooshball"⁴-Trajektorie zur Realisierung kurzer Echozeiten (UTE) und die Quantifizierung der Verschiebungsartefakte im Vergleich mit konventionellen Methoden in Flussphantommessungen.

Methoden

Ein zeitlicher Versatz ΔT ($\neq 0$) zwischen Orts- und Geschwindigkeitskodierung (Abb. 1) führt zu Verschiebungsartefakten $\Delta d = v \cdot \Delta T$ der sich bewegenden Spins. Die SYNC-SPI Methode⁵ verhindert diese, jedoch betragen die Scanzeiten dafür mehrere Stunden. Für die kartesische Sequenz⁶ ist ΔT abhängig von der Kodierungsrichtung. Die kartesische Sequenz wurde zweimal mit vertauschten Auslese-/Phasenkodierungsrichtungen gemessen (Cart A, Cart B). In der UTE-PC-Sequenz ist ΔT unabhängig von der Orientierung und kürzer als $\max(\Delta T)$ von Cart A/B. Um Wirbelstromeffekte zu reduzieren, wurde zwischen Flusskodierung und Auslesegradienten eine Lücke von 200 μs eingefügt, zusätzlich wurde die Auslesetrajektorie mit der Gradientenimpulsantwortfunktion (GIRF)⁷ korrigiert (Abb. 1b). Eine Flussphantomstudie wurde mit einem Stenose-Flussphantom⁸, einer Flusspumpe und einer konstanten Flussrate von 40 mL/s auf einem 3T-MR-System (Siemens Verio, Deutschland) durchgeführt.

Ergebnisse

Abb. 2 zeigt die Magnituden- und Geschwindigkeitsdaten des Phantomschans. Die SYNC-SPI weist qualitativ die höchste Bildqualität und Geschwindigkeitsgenauigkeit (Abb. 2a, b) auf. Cart A zeigt Signalauslöschungen an den Rändern des stenotischen Strahls und eine Verschiebung der Spitzengeschwindigkeit stromabwärts. Die UTE-Sequenz zeigt qualitativ weniger Signalauslöschung und geringere geometrische Verzerrungen im Magnitudenbild des Bogens. Quantifizierung des Verschiebungsartefakts innerhalb der Stenose ergab 6,0 mm (Cart A), 2,0 mm (Cart B) und 3,0 mm für UTE-PC. Die ΔT -Werte wurden für die kartesische Sequenz auf 3,3 ms (RO-Richtung) und 0,7 ms (PE-Richtung) und für UTE-PC auf 0,7 ms berechnet. Daraus ergeben sich theoretische Verschiebungen von 7,9 mm (Cart A), 1,5 mm (Cart B), 1,7 mm (UTE-PC), was mit den gemessenen Werten übereinstimmt.

Zusammenfassung

Diese Arbeit zeigt die erfolgreiche Reduzierung von Verschiebungsartefakten und Auslöschungen mit einer UTE-PC-Sequenz. Diese wird genauere in-vitro- 4D-Fluss Messungen ermöglichen, z. B. zur quantitativen Untersuchung von Turbulenzen.

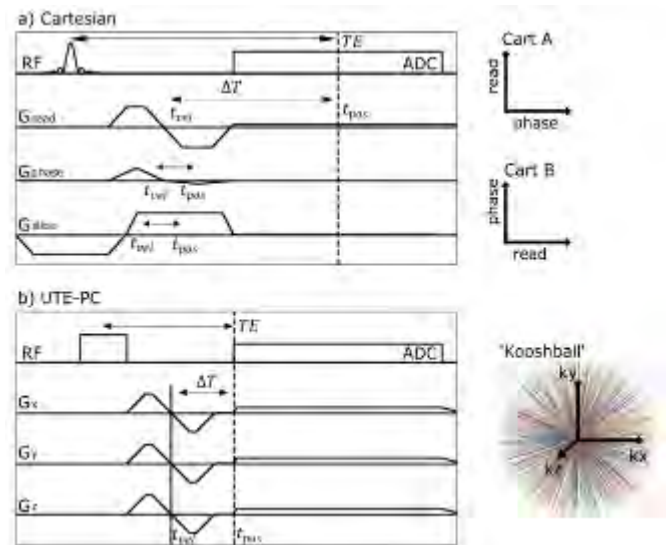


Abb. 1: Sequenzdiagramme für a) kartesische und b) UTE-PC-Sequenz. ΔT bezeichnet das Zeitintervall zwischen der Geschwindigkeit (t_{vel}) und Positionskodierung (t_{pos}).

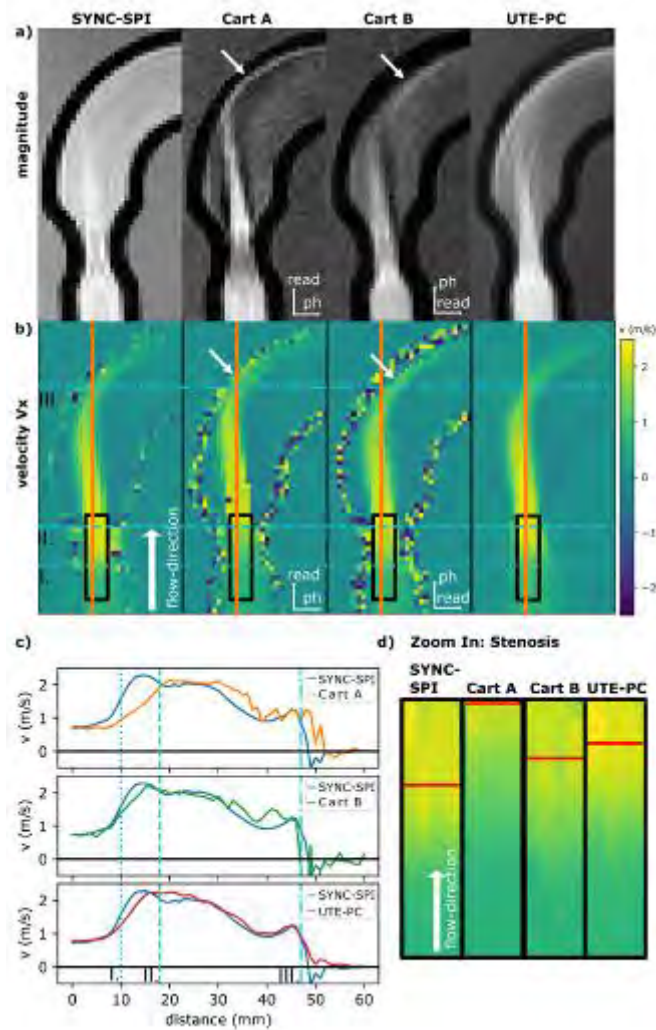


Abb. 2: a) Magnitudenbilder und b) Geschwindigkeitskarten mit der Referenzmethode (SYNC-SPI), kartesischer (CART A/B) und UTE-PC-Sequenz. Weiße Pfeile in a) weisen auf Verschiebungsartefakte hin. c) Geschwindigkeit entlang der orangenen Linie in b), I. und II. markieren den Bereich der Stenose, III. den Rand des Rohres. d) Geschwindigkeit innerhalb der Stenose. Rote Linien markieren die höchsten Geschwindigkeiten.

Literatur

- [1] Demir et al., 2021, JMRI
- [2] Mandell et al., 2021, JCMR
- [3] Nishimura et al., 1991, MRM
- [4] Nagel et al., 2009, MRM
- [5] Bruschewski et al., MRM 2019
- [6] Bernstein et al., 1992, JMRI
- [7] Vannesjo et al., 2016, MRM
- [8] Schmidt et al., 2021, MRM.

V051 Methode zur Optimierung von Bildbearbeitungsalgorithmen zur Reduktion des Pulsationsartefakts in flusskompensierten Diffusionsbildern der Leber am Beispiel einer gewichteten Mittelung

T. Führes¹, M. Saake¹, H. Seuss², M. Uder¹, F. B. Laun¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Institut für Radiologie, Erlangen, Deutschland

²Klinikum Forchheim - Fränkische Schweiz, Abteilung für Radiologie, Forchheim, Deutschland

Einleitung

Die diffusionsgewichtete MR-Bildgebung der Leber ist anfällig für Signalauslöschungen durch das Pulsationsartefakt des Herzens. Flusskompensierte Gradienten können hier in begrenztem Maße Abhilfe schaffen; komplett verhindern können sie es jedoch nicht¹. Um die Bildqualität dennoch zu verbessern, ist die Nachbearbeitung der Bilder ein gutes Mittel.

Viele Nachbearbeitungsalgorithmen haben verschiedene Parameter, deren Wahl die Bildqualität beeinflusst. Um diese Wahl objektiver zu gestalten, wird hier eine Methode vorgestellt, die anhand verschiedener Qualitätsmerkmale die optimalen Parameter für eine modifizierte gewichtete Mittelung von Einzelbildern findet.

Material & Methoden

Flusskompensierte Bilddaten von 40 Patienten mit Leberläsionen wurden verwendet. Die Bilder mit der Diffusionswichtung $b=800 \text{ s/mm}^2$ wurden in drei Diffusionsrichtungen und je vier Wiederholungen aufgenommen. Das Signal wurde daraus wie folgt berechnet²:

$$S = \sqrt[3]{\prod_{d=x,y,z} \frac{\sum_m w_{dm}^n S_{dm}}{\sum_m w_{dm}^n}}$$

wobei d die Diffusionsrichtungen und m die Mittelungen bezeichnet. Als Gewichtskarten w wurden die gaußgefilterten Originalbilder verwendet. Die Filtergröße ks des Gaußfilter und die Potenz n der Gewichtskarten wurde optimiert.

Die verwendeten Qualitätsmerkmale waren: Pulsationsartefakt, Dunkelheit der Blutgefäße, Kontrast-Rausch-Verhältnis von Läsionen und Datenkonsistenz. Die notwendigen Bereiche wurden in den betroffenen Schichten segmentiert. Für jede Parameterkombination wurden die 4 Werte berechnet, auf die Werte des Originalbildes normiert und über alle Segmentierungen gemittelt. Der Mittelwert der 4 Werte wurde als Gesamtwert (Q_{total}) verwendet.

Ergebnisse

Q_{total} ist stark von den verwendeten Parametern abhängig (Abb. 1). Das Maximum von 1.111 liegt bei $n = 4$ und $ks = 23 \text{ px}$ ($\approx 3.6 \text{ cm}$). In n -Richtung und in ks -Richtung gibt es einen Abfall beidseits des Maximums.

Mit den gefundenen optimalen Parametern verbessert der Algorithmus die Bildqualität deutlich. Das Pulsationsartefakt wird verringert und das CNR steigt, während die Gefäße dunkel bleiben und die Datenkonsistenz hoch ist.

Zusammenfassung

Die vorgestellte Methode ermöglicht es, den Algorithmus für die gewichtete Mittelung von Einzelbildern so zu optimieren, dass die bestmögliche Korrektur des Pulsationsartefaktes und eine hohe Läsionssichtbarkeit bei gleichzeitig dunklen Gefäßen und hoher Datenkonsistenz erreicht wird.

Anhang

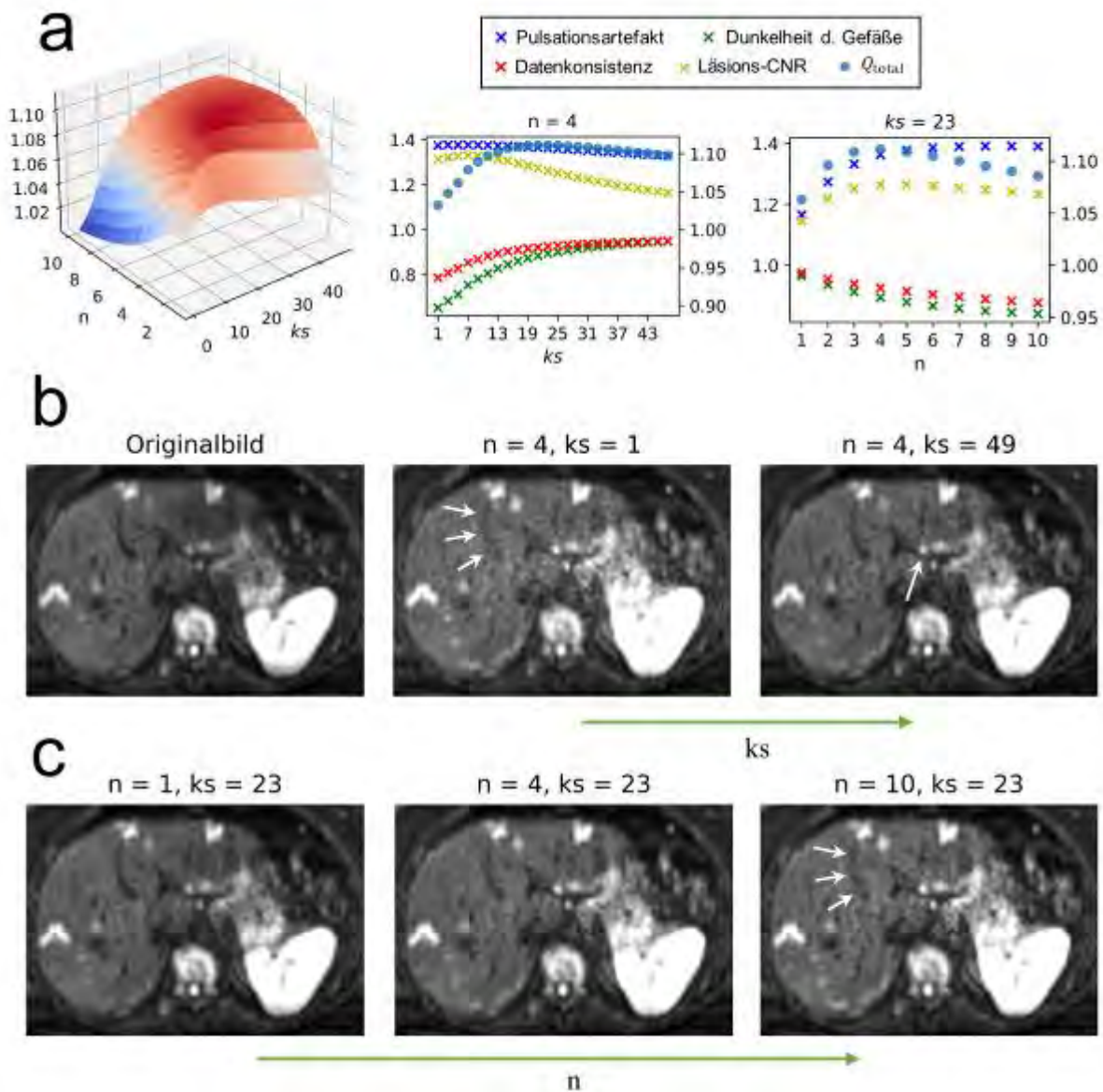


Abb. 1: a) (v.l.n.r.) Q_{total} in Abhängigkeit von n und ks , in Abhängigkeit von ks und in Abhängigkeit von n (rechte Achse: Q_{total}). b) Bilder bei verschiedenen Werten von ks . c) Bilder bei verschiedenen Werten von n . Pfeile: schlecht sichtbares Gefäß, Läsion.

Literatur

- [1] Rauh et al. A mixed waveform protocol for reduction of the cardiac motion artifact in black-blood diffusion-weighted imaging of the liver. Magn Reson Imaging 2020
- [2] Ichikawa et al. Improving the Quality of Diffusion-weighted Imaging of the Left Hepatic Lobe Using Weighted Averaging of Signals from Multiple Excitations. Magn Reson Med Sci. 2019

V052 T₁-basierte Perfusionsquantifizierung mittels FAIR-ASL – Welche Berechnungsmethode ist die beste?

T. Kampf¹, P. Vogel²

¹Uniklinik Würzburg, Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

²Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Die FAIR-ALS Methode [1] ist eine Methode für die Perfusionsquantifizierung ohne Kontrastmittelgabe welche bereits in Gehirn, Herz und Nieren angewendet wurde [2-5]. Sie nutzt dafür den Unterschied in der Signalentwicklung nach schichtselektiver und globaler Inversion. Zwei Methoden zur Auswertung des FAIR-ASL Experiments werden dabei in der Literatur beschrieben: ein bi-exponentielles Model des Signalunterschiedes [1] und eine mono-exponentielles Model mit effektivem T₁ [2-5]. Bei letzterem kommen mehrere Gleichungen zum Einsatz, die unterschiedlich die Perfusion aus dem effektiven T₁ berechnen.

Ziel dieser Arbeit ist es, diese Quantifizierungsmethoden zu vergleichen. Dabei wird der Einfluss der zur Berechnung von T₁ gemachten Annahmen in Simulationen genauer untersucht [2-4].

Material & Methoden

Es wurden verschiedene Signalverläufe nach globaler und schichtselektiver Inversion mit verschiedenen TR, Flipwinkel sowie Gewebeparameter simuliert und anschließend an $S(t) = A - B e^{-t/T_1}$ gefittet. Die so bestimmten Fitparameter ($m_\infty = A$, $m_0 = B - A$) wurden genutzt um entweder mittels der Korrektur $T_1 = m_0/m_\infty T_1^*$ [6] den Einfluss der Look-Locker (LL)-Sequenz auszugleichen [1,2] oder es wurden direkt der Einfluss der LL-Sequenz auf den Signalverlauf betrachtet [4,5]. Dabei wurden beide üblichen Methoden zur Bestimmung des effektiven T₁, Nonlinear Least Square (LSQ)-Fit [1] und Mean Relaxation Time Approximation (MRTA) [2,3,4,5], verwendet. Bisher wurde der LSQ-Methode nur ohne Einfluss der LL-Sequenz und unendlich langer Aufnahme ($t_{max} = \infty$) betrachtet. Dies wurde um die expliziten LL-Signalverläufe und Betrachtung von t_{max} erweitert.

Ergebnisse

Alle betrachteten Methoden unterschätzen die Perfusion. Bei Bestimmung des effektive T₁ mittels LSQ-Fit liefern die Methoden mit T₁-Korrektur vor Perfusionsberechnung die besten Ergebnisse [2,3]. Dabei ist die auf der LSQ-Methode beruhende Gleichung [2] etwas besser. Die MRTA-Methode, welche explizit die LL-Sequenz betrachtet [4,5], unterschätzt hingegen die Perfusion deutlich. Die Kombination aus LSQ-Fit mit $t_{max} = \infty$ und explizitem LL-Signalverlauf zeigt ebenfalls deutliche Abweichungen. Erst bei Einbeziehung der Aufnahmedauer wird die explizite Betrachtung der LL-Sequenz vorteilhaft und liefert dann die geringsten Abweichungen. Verwendet man hingegen die MRTA zur Auswertung der Experimente, kehrt sich das Bild um und die explizite Betrachtung der LL-Sequenz liefert die besseren Ergebnisse unabhängig davon ob MRTA oder LSQ-Fit.

Zusammenfassung

Es zeigt sich, dass die Wahl der Fitmethode in der theoretischen Untersuchung der im Experiment entsprechen sollte. Die berechnete Perfusion mittels LSQ-Fit und Betrachtung der LL-Sequenz reagiert empfindlich auf t_{max} . Bei Verwendung des MRTA-Fits ist die Betrachtung der LL-Sequenz entscheidend.

Anhang 1

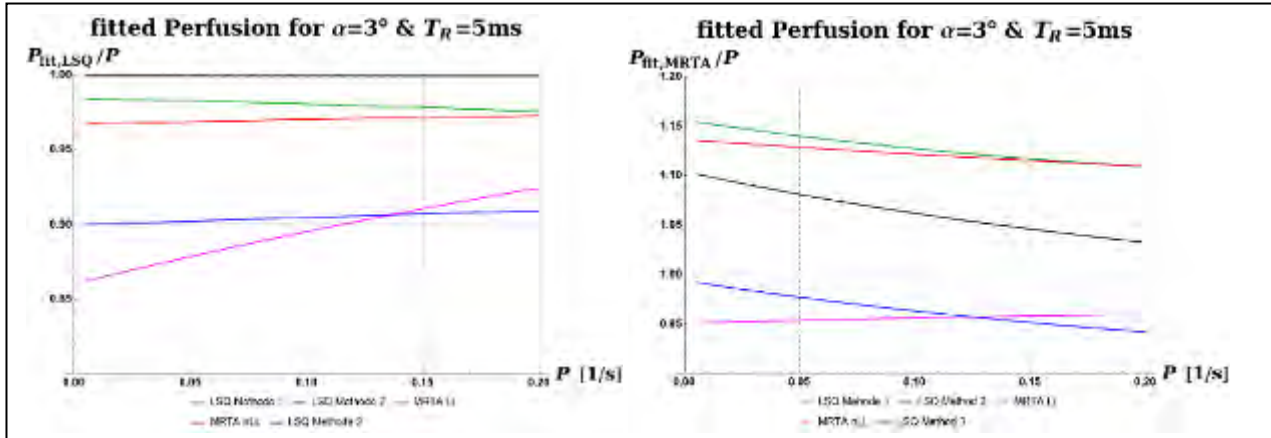


Abb. 1: Darstellung der Perfusionsquantifizierung **links**: LSQ-Fit der Daten, **rechts**: MRTA-Fit der Daten. (LSQ-Methode 1: LSQ-Methode ohne LL mit T1 Korrektur und $t_{max} = \infty$ [2], LSQ Methode 2: LSQ-Methode mit LL und $t_{max} = \infty$, LSQ Methode 3: LSQ-Methode mit LL und t_{max} , MRTA LL: MRTA-Methode mit LL und $t_{max} = \infty$ [4,5], MRTA nLL: MRTA-Methode ohne LL und $t_{max} = \infty$ [3])

Literatur

- [1] Kim, Magn Reson Med 34: 293, 1995
- [2] Schwarzbauer et al., Magn Reson Med 35: 540, 1996
- [3] Belle et al., Journ Magn Reson Imag 8: 1240, 1998
- [4] Kampf et al. Magn Reson Med 71: 1784,2014
- [5] Gutjahr et al. Z Med Phys 27: 334, 2017
- [6] Deichmann et al. Journ Magn. Reson.96: 608, 1992

Session 11 | Dosisanalyse und -optimierung

V053 Auswertungen von Dosisdaten zur Projektionsradiographie aus Prüfungen der Ärztlichen Stelle Hessen mit Hilfe eines Dosismanagementsystems

C. Chwalek¹, M. Fiebich¹, B. Madsack², M. Walz²

¹Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen, Deutschland

²Ärztliche Stelle Hessen (TÜV SÜD Life Service GmbH), Frankfurt am Main, Deutschland

Einleitung

Gemäß dem ALARA-Prinzip ist bei radiologischen Untersuchungen eine möglichst geringe Patientendosis anzustreben. Als Vorlage dienen dem Strahlenanwender für häufige oder dosisintensive Untersuchungen die Diagnostischen Referenzwerte (DRW), die vom Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) veröffentlicht werden und die im Mittel (zukünftig Median) einzuhalten sind. [1] Gleichzeitig sind nach StrlSchV regelmäßige Dosisauswertungen inkl. eines Vergleichs mit DRW vorgegeben und zur Qualitätsoptimierung sinnvoll. Im Rahmen dieser Studie werden Metadaten (insb. Dosisdaten wie DFP) aus Prüfungen der Ärztlichen Stelle Hessen (ÄSH) ausgewertet. Dabei liegt hier der Schwerpunkt auf der Projektionsradiographie mit Flachdetektoren und der anstehenden Aktualisierung der DRW.

Material & Methoden

Die Ergebnisse wurden anhand von Daten (in DICOM Headern oder Dosisprotokollen) aus Prüfungen der ÄSH mit Hilfe der Software IVEU (IT-gestütztes Verfahren zur Erfassung von Untersuchungsparametern) mit regelbasierter, automatischer Klassifikation der Untersuchungsarten erstellt. Die Daten stammen aus dem Zeitraum vom 01.01.2019 bis zum 31.10.2021 (von ca. 270 Geräten). Die Auswertung erfolgte zum größten Teil mit Excel und MATLAB anhand statistischer Kennzahlen (1. und 3. Quartile, Median und Mittelwert) sowie Verteilungsdiagrammen mit Plausibilitätsprüfungen und Registrierung von (z. B. terminologischen) Zuordnungsproblemen und -verbesserungsmöglichkeiten.

Ergebnisse

Die Diagnostischen Referenzwerte werden bei den meisten Untersuchungsarten gut eingehalten. Ausnahmen sind z. B. Untersuchungen der LWS AP und die Y-Aufnahme der Schulter (Tabelle 1). Bei allen Untersuchungsarten zeigen sich eine hohe Variabilität und Ausreißer (Abbildung 1). Als Maß für die Variabilität dient hier der Interquartilsabstand, der in Abbildung 1 (linke Grafik) bezogen auf den Median dargestellt ist. In der Abbildung ist zu erkennen, dass die Variabilität der Dosiswerte für die gewählten Untersuchungsarten unterschiedlich ausfällt. Die Variabilität und die Ausreißer sind wahrscheinlich in erster Linie auf unterschiedliche Patientenkonstitutionen zurückzuführen. Weitere Gründe umfassen die Zusammenfassung einzelner Aufnahmearten, die unterschiedliche Handhabung der Einblendung und nicht optimierte technische Einstellungen (z.B. bei Rippen, HWS AP oder Knie). Teilweise zeigten sich Ausreißer der DFP Werte, die z.B. bei Mischsystemen (2 unterschiedlichen Herstellern für strahlenerzeugendes System und Bildempfängersystem) händischen Eintragungen zuzuordnen sind.

Für eine weitergehende Analyse ist der Dosisindikator, insb. der Exposure Index nach DIN EN 62494-1:2010-05 hilfreich; bei dessen Anwendung zeigen sich aber ebenfalls Auffälligkeiten.

Zusammenfassung

Im Rahmen der Betrachtung von DICOM Header Daten radiologischer Untersuchungsarten mit und ohne DRW konnte festgestellt werden, dass die DRW im Allgemeinen gut eingehalten werden. Gleichzeitig wurden verschiedene Auffälligkeiten und Verbesserungsmöglichkeiten, auch bei Einsatz von Dosismanagementsystemen, erkannt, die diskutiert werden und zu denen weitere Studien sinnvoll sind.

Literatur

- [1] „Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendung,“ 2016. [Online]. Available: https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&v=9.

Anhang

Untersuchungsart	n	1. Quartil (dGycm ²)	Median (dGycm ²)	3. Quartil (dGycm ²)	Mittelwert (dGycm ²)	DRW (dGycm ²)	Abweichung Mittelwert vom DRW (%)
Thorax PA	768	0,54	0,76	1,09	1,19	1,5	-20,37
Thorax LAT	448	1,32	2,53	4,25	3,66	4	-8,49
Abdomen PA	69	4,76	9,38	18,65	14,25	23	-38,06
Abdomen AP	56	5,98	7,81	13,01	10,53	23	-54,22
Hüfte AP	317	2,66	4,28	6,31	6,87	11	-37,55
Hüfte LAT	321	2,40	3,86	6,07	6,60	11	-39,96
Becken AP	399	9,01	15,57	22,12	15,57	25	-37,74
BWS AP	274	5,99	11,1	22,51	23,71	25	-5,17
BWS LAT	236	2,68	4,34	8,91	7,96	11	-27,64
LWS AP	732	3,34	5,66	14,13	12,57	14	-10,2
LWS LAT	725	5,53	11,24	23,69	21,01	20	5,05
Schulter AP	375	10,45	19,71	33,29	29,31	35	-16,26
Schulter Y	110	0,60	1,09	1,92	1,63	2,5	-34,64

Tabelle 1: Dargestellt sind für Flachdetektorsysteme die ermittelten Dosiswerte für das DFP in dGycm² für Untersuchungsarten mit DRW und die prozentuale Abweichung des Mittelwerts vom DRW. Eine negative Abweichung bedeutet, dass der Mittelwert unterhalb des DRW liegt und der DRW demzufolge eingehalten wird.

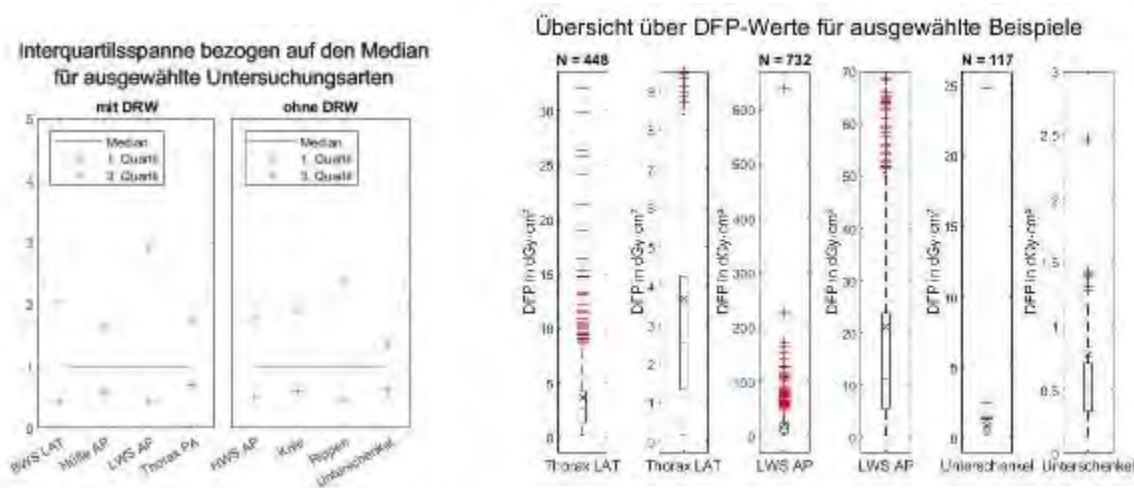
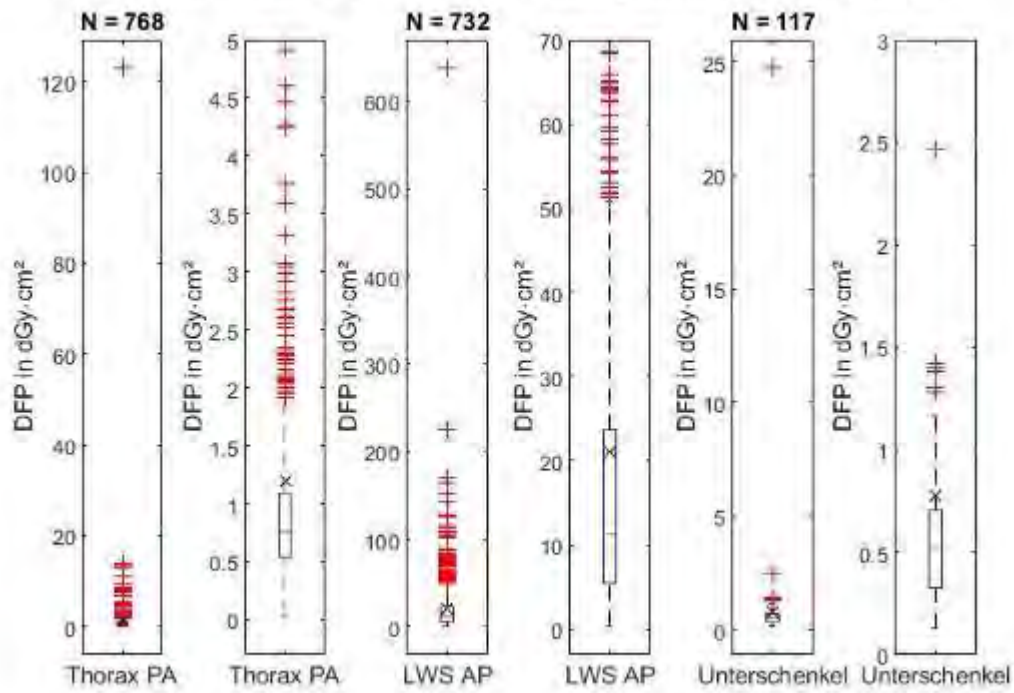


Abb. 1: linke Grafik: Interquartilsabstand ausgewählter Untersuchungsarten bezogen auf den Median rechte Grafik: Boxplotdarstellung des DFPs in dGycm² für ausgewählte Untersuchungsarten (bei Flachdetektoren). Da aufgrund der Ausreißer der Boxplots häufig nicht ausreichend zu erkennen ist, werden auf der jeweils rechten Seite der Untersuchungsarten Ausschnitte zur größeren Darstellung des Boxplots bereitgestellt.

Übersicht über DFP-Werte für ausgewählte Beispiele



V054 Radiation-dose reduction in CT Perfusion of the head through reduced temporal resolution

T. Stein¹, A. Rau^{1,2}, K. Müller-Peltzer¹, F. Bamberg¹, H. Urbach², E. Kellner^{2,3}

¹Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Neuroradiologie, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Radiologie, Medizinphysik, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Introduction

CT-Perfusion is a powerful tool in stroke imaging. However, the radiation dose of current default protocols is rather high. Several strategies for dose reduction have been proposed, including increasing the intervals between the dynamic scans [1]. In this study we investigate the impact of increasing the intervals from 1.5 seconds to 3.0 based on a large dataset from clinical routine.

Material & Methods

2590 perfusion scans were retrospectively included from our clinical routine dataset, 887 of those with suspected large vessel occlusion (LVO). All cases were processed using the perfusion software VEOcore with standard sampling of 1.5 sec, and reduced temporal resolution of 3.0 sec by leaving out each second timepoint and thus simulating a low-dose protocol. The resulting perfusion maps and segmented infarct volumes of core and penumbra were compared visually and quantitatively. Hypothetical decisions for mechanical thrombectomy (MT) following the DEFUSE-3 criteria [2] were compared for both schemes.

Results

Simulated reduced temporal resolution slightly decreased subjective image quality. Agreement between calculated volumes for core (ICC=0.99), hypoperfusion (ICC=0.99) and penumbra (ICC=0.98) was high. Out of the 1318 cases with LVO, only 15 cases would - hypothetically - not have been treated with mechanical thrombectomy when strictly applying the DEFUSE-3 criteria.

Summary

Our results indicate that the the diagnostic value of a typical neuroperfusion protocol is not hampered by reducing the sampling frequency from 1.5 to 3 sec. Such a reduced temporal resolution leads to a reduction of the radiation dose by a factor of 2, from 211mGy in 27 acquisitions to 109mGy in 14 acquisitions. This represents a tremendous improvement in patient safety and opens the possibility for broader application of perfusion imaging.

Appendix

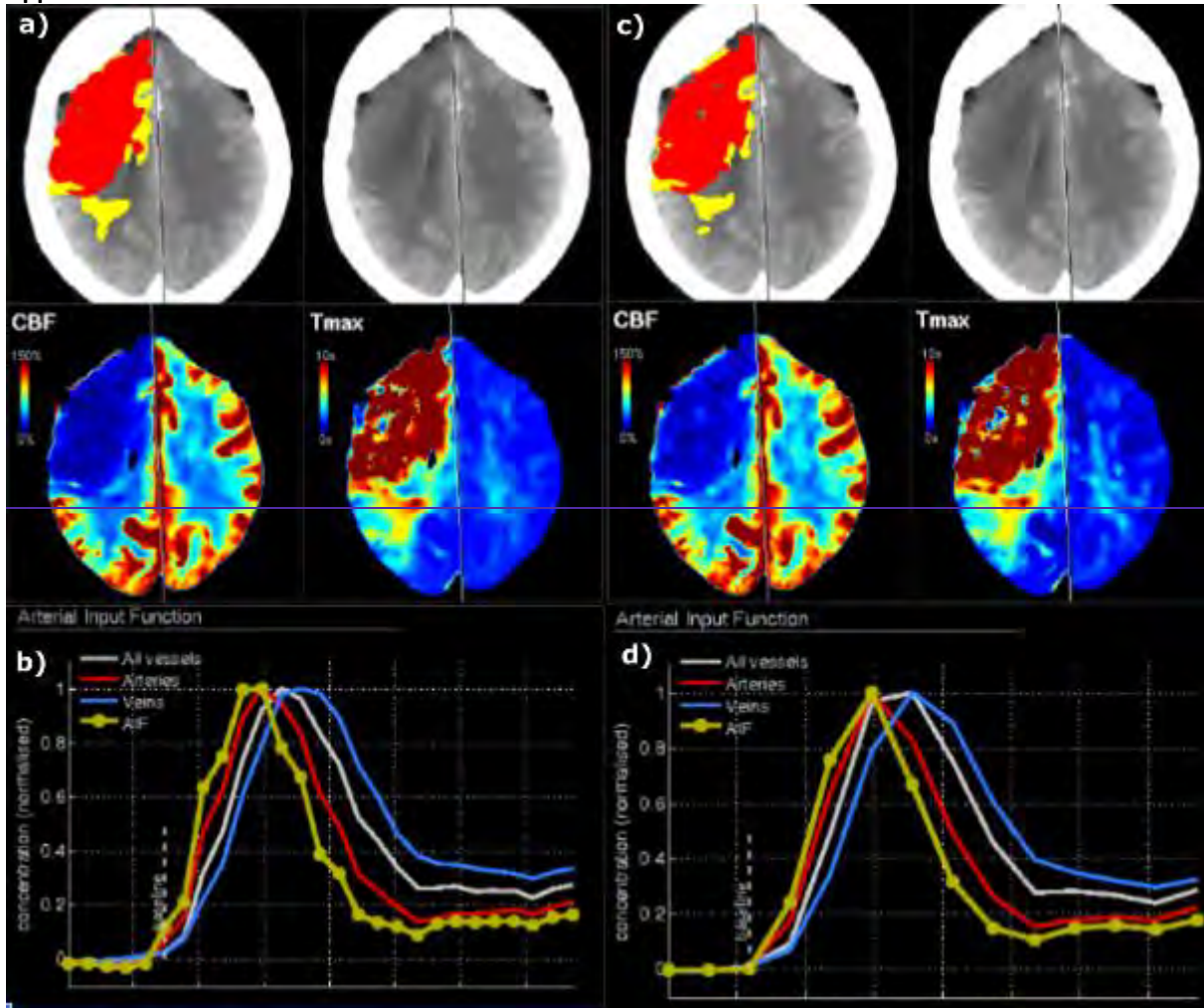


Fig. 1: Comparison of perfusion results. The image quality is slightly decreased when comparing 1.5 sec (a) vs. 3.0 sec(b). The perfusion time curves show increased sampling frequency (b and d)

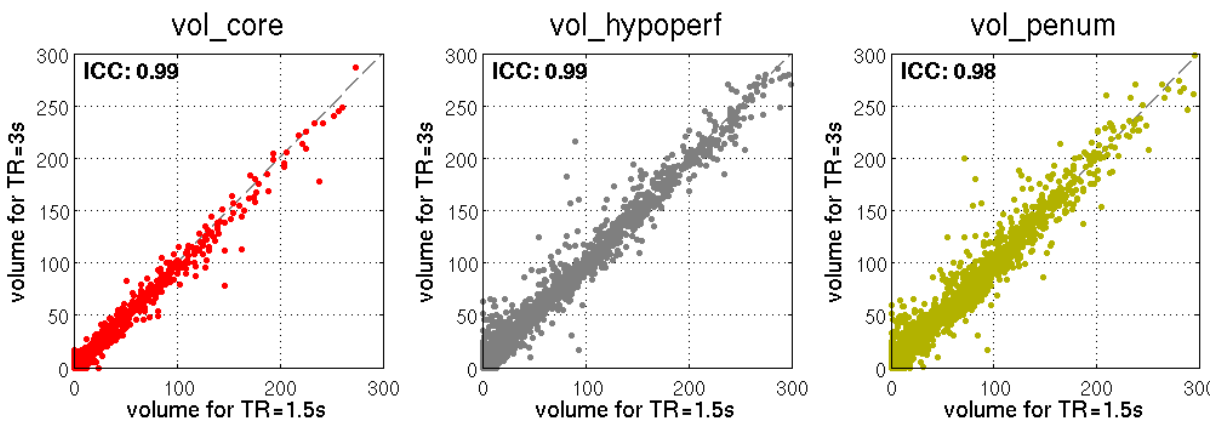


Fig. 2: Comparison of core-, hypoperfusion- and penumbra volume results for temporal resolution of 1.5 sec to 3 sec showing high intraclass-correlation (ICC).

References

- [1] Othman et al. Neuroradiol.; DOI: 10.1016/j.neurad.2015.06.003.
- [2] Albers et al. N Engl J Med DOI: 10.1056/NEJMoa1713973

V055 Auswirkung der Patientenpositionierung auf Bildqualität und Dosis

E. Bohrer¹, G. A. Krombach¹

¹Universitätsklinikum Gießen, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Kinderradiologie, Gießen, Deutschland

Einleitung

Bei CT Untersuchungen wird empfohlen, den Patienten möglichst mittig im Isozentrum der Gantry zu lagern. Die Tischhöhe bei der CT-Übersichtsaufnahme wirkt sich bei CT-Aufnahmen mit Belichtungsautomatik (automatic exposure control AEC) unmittelbar auf die Dosis des CT-Sacns aus [1]. Die Patientenlagerung beeinflusst auch die die Bildqualität. So ist bei Wirbelsäulenuntersuchungen nur die Bildqualität in diesem anatomischen Bereich von Interesse. Ziel der Arbeit war es daher zu untersuchen, wie sich eine dezentrierte Lagerung auf Dosis und Bildqualität auswirkt.

Material & Methoden

An einem Alderson Rando Phantom und einem Mindways QA Phantom Head wurden CT-Untersuchungen bei verschiedener Röhrenposition in der CT-Übersichtsaufnahme und verschiedener Tischhöhe mit einem Standard Wirbelsäulen-Protokoll durchgeführt. Es wurde ein CT-Scanner mit AEC (Siemens Somatom Definition AS, Siemens Healthineers, Erlangen) verwendet. Die mAs-Werte pro Schicht wurden ausgelesen und die Bildqualität wurde analysiert in dem z.B. Regions Of Interest (ROI's) an mehreren Positionen hinsichtlich des Signal-Rausch-Verhältnisses ausgewertet wurden.

Ergebnisse

In Abb. 1 sind die CT-Modulationen bei verschiedenen Einstellparametern dargestellt. Die Tischhöhe beeinflusste die CT-Modulation basierend auf einer lateralen Übersichtsaufnahme weniger als die bei Verwendung einer ap- oder pa-Übersichtsaufnahme. Das Signal-Rausch-Verhältnis war im zentralen Bildbereich bei Verwendung einer pa-Übersichtsaufnahme und einer dezentralen Positionierung von 4 cm Richtung Röntgenröhre besser, als bei den weiteren in Tab. 1 dargestellten Einstellungen. Der mittlere $CTDI_{vol}$ war hier zudem etwa 3% geringer als bei Isozentrischer Lagerung und einer ap-Übersichtsaufnahme.

Zusammenfassung

Die Patientenlagerung ist nicht trivial. Wird der Patient so gelagert, dass der Bereich im Isozentrum liegt, dessen Bildqualität von größtem Interesse ist, so kann dort die Bildqualität verbessert oder gleich gehalten und zeitgleich Dosis eingespart werden. Bei einer pa-Übersichtsaufnahme und einer Verschiebung des Isozentrums von der Röntgenröhre weg, wird zusätzlich durch die Tischschwächung die Strahlenexposition bei der Übersichtsaufnahme minimiert. Die laterale Übersichtsaufnahme verursachte hier zwar die geringste, wieß aber im zentralen Bereich vor allem in der Schulterregion des Alderson Phantoms auch eine geringere Bildqualität auf.

Anhang 1

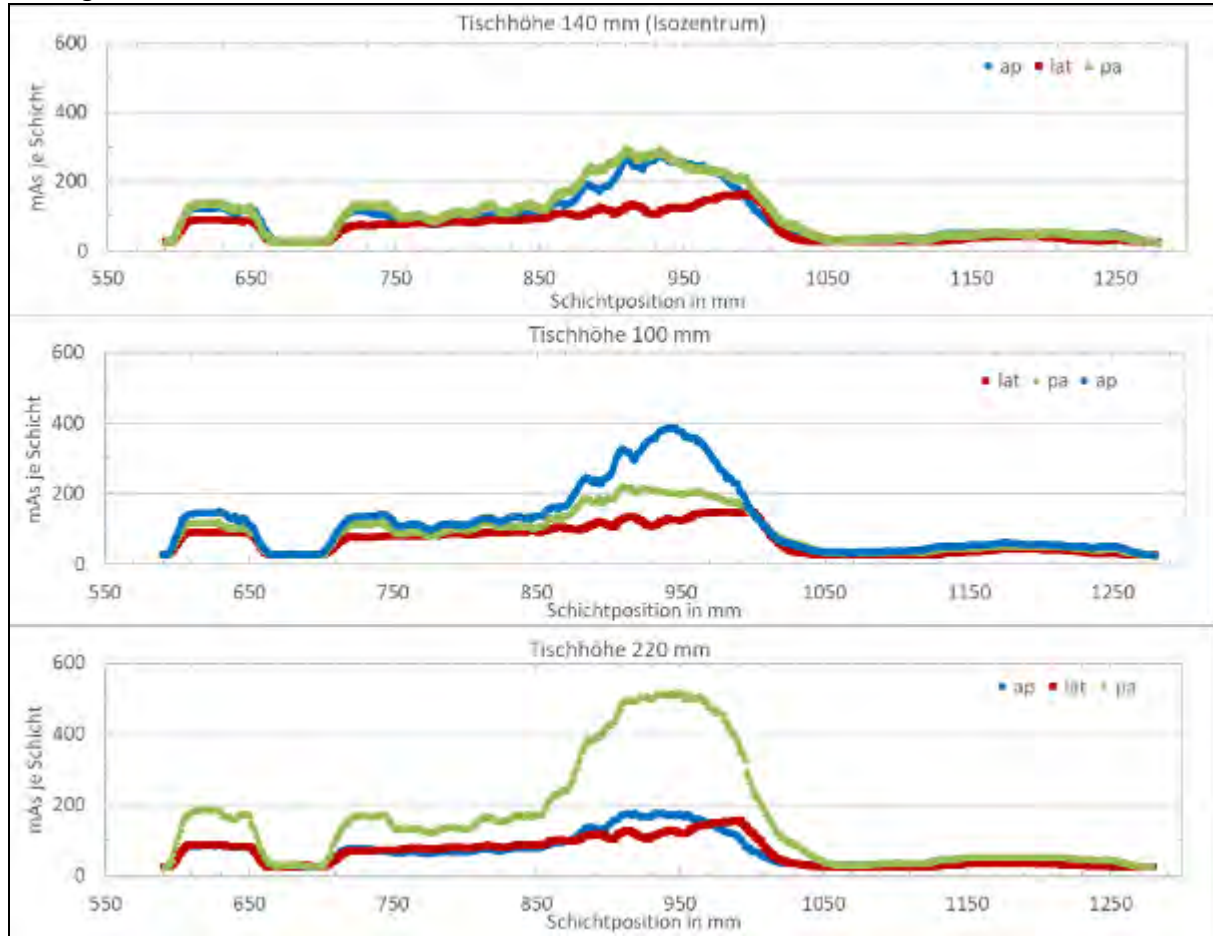


Abb. 1: Modulation (mAs je Schicht) bei CT-Scans mit verschiedenen Scanbedingungen (Übersichtsaufnahme, Tischhöhe).

Anhang 2

		SNR		
		Höhe 140 mm lat	Höhe 140 mm ap	Höhe 100 mm pa
QA Phantom	ROI 1	1,88	2,21	2,23
	ROI 2	0,24	0,29	0,26
	ROI 3	0,22	0,27	0,26
Alderson Phantom (Schulterbereich)	ROI 1	0,08	0,10	0,12
	ROI 2	0,05	0,08	0,02
	ROI 3	0,23	0,24	0,23

Tab. 1: Signal-Rausch-Verhältnis in ausgewählten Schichten im zentralen (ROI 1), seitlichen (ROI 2) und oberen (ROI 3) Bildbereich bei verschiedenen Scanbedingungen (Übersichtsaufnahme, Tischhöhe).

Literatur

[1] Paolicchi, F, Bastini L, Negri J, et al.: Effect of CT Localizer Radiographs on Radiation Dose Associated With Automatic Tube Current Modulation: A Multivendor Study. Current Problems in Diagnostic Radiology (2020) 49: 34-41.

V056 Implementation for the measurement of eye lens dose – recommendations for handling and experiences

A. L. Hißler¹, T. Stein¹, F. Bamberg¹, W. Uller¹

¹Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Introduction

In the course of the publication of the new Radiation Protection Regulation, the exposure limit for the eye lens dose for occupationally exposed personnel was reduced from 150 mSv/a to 20 mSv/a. According to §64 of the Radiation Protection Regulation, the exposure of persons who are in a radiation protection area must be determined by the radiation dose to the body. According to Annex 18 of the Radiation Protection Ordinance, the eye equivalent dose must be measured at a depth of 3 millimeters in the body at the carrying point of the dosimeter [$H_p(3)$] intended for the measurement. The aim of our study was to evaluate a concept and a recommended implementation and to present our results of the evaluation as well as the challenges.

Material & Methods

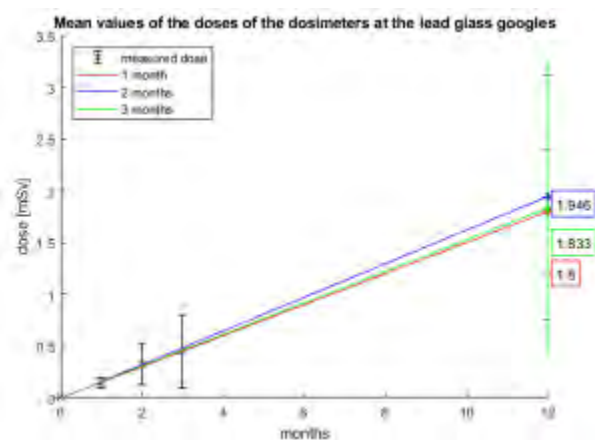
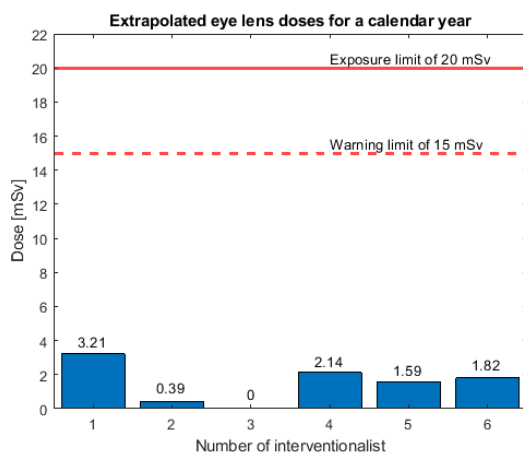
For a representative measurement of the eye lens dose, the officially approved eye lens dosimeters [$H_p(3)$] were attached to both the lead glass goggles and the collar of the thyroid protector at six performing physicians. In addition, the dose was monitored with a live dosimeter on the collar. The measurement took place over three months and was performed at the highest frequency angiography suite. In addition, phantom measurements were performed to verify the influence of the radiation shield and to validate whether a phantom measurement was sufficient for the measurement of the eye lens dose.

Results

The survey measurements over a three-month period resulted in an extrapolated maximum dose of 3.21 mSv per year for one interventionalist. This is well below the limit of 20 mSv. The mean dose measured for all investigators was 1.8 mSv. The measurements at the thyroid guard showed a mean difference of +22%. Using a retrospective data evaluation of the DFP, conclusions could be drawn about the applied ocular lens dose with only 17.9%, which makes this approach unsuitable for an estimation. In Phantom measurements we could recognize that the lead glass lowers the dose at the eye lens to 1/23.

Summary

The limit for the eye lens of 20mSv in a calendar year is clearly not exceeded for all interventionalists. The data collection measurement over one month is not a representative period. The measurements should be carried at least over a period of 2 months. The measurement site at the collar of the thyroid shield is a representative location for the measurement. No conclusions can be drawn about the ocular lens dose via the applied DPF. Using phantom measurements, retrospective measurements of the ocular lens dose are possible with a good data basis. The major factor influencing the reduction of the ocular lens dose is the use of radiation shields, in particular the ceiling-mounted lead glass. Proper use of radiation protection equipment protects not only the interventionalist performing the examination, but also all persons involved in the examination. Compliance with radiation protection principles and sensitivity to radiation are the basis for working in a radiation-reduced way.



V057 Entwicklung einer gerätspezifischen Simulationsumgebung für Mammographie-Daten in Python

F. Mauter^{1,2}, M. Pinto², N. Moriakov², M. Reginatto¹, R. van Engen³, M. Anton¹, I. Sechopoulos²

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Ionisierende Strahlung, Braunschweig, Deutschland

²Radboud University Medical Center, Nijmegen, Niederlande

³LRCB, Nijmegen, Niederlande

Einleitung

Für die Entwicklung neuer Verfahren in der Mammographie werden Simulationen von Mammogrammen mit unterschiedlichen Bildqualitätsmerkmalen benötigt. Besonders für Deep Learning Verfahren sind Datenbanken mit bekannter *ground truth* notwendig.

Bisherige Simulationsumgebungen sind unseres Wissens auf Monte Carlo Berechnungen zur Bestimmung der Streuung angewiesen [1], was zeitaufwendig und rechenintensiv ist. Wir stellen hier einen schnellen, Python-basierten Mammographie Simulator vor, der realistische *for processing* Bilder mithilfe eines neuronalen Netzes (NN) zur Erzeugung der Streuanteile liefert.

Material & Methoden

Eingangsdaten der Simulation sind ein digitales 3D-Phantom und ein Röntgenspektrummodell [2]. Messungen von Röhrenausbeute, Luftkerma-zu-mittlerem Signal Verhalten, Modulationstransferfunktionen (MTF), Rauschleistungsspektren (NPS) und Signalmittelwert-zu-Varianz-Beziehungen für jedes der modellierten Systeme gewährleisten die gerätspezifische Simulation der *for processing* Bilder. Für die Erzeugung des Primärbildes wird ein *ray-tracing*-ähnlicher CBCT-Projektor [3] verwendet. Das primäre Bild wird anschließend in Auflösung und Rauschcharakteristik dem gewählten System entsprechend angepasst [4]. Streuanteile werden durch eine modifizierte U-Net Struktur [5] unter Einbeziehung des *anti-scatter grids* gewonnen.

Rechenzeiten der Simulationsschritte für ein Gerät vom Typ *Siemens Mammomat Inspiration* wurden gemittelt für die Erzeugung von 20 Mammogrammen von virtuell komprimierten, realen Patienten-CT-Daten mit Brustdicken zwischen 3,9 und 6,8 cm.

Zur Validierung der Simulation wird die Bildqualität (MTF, NPS, SNR, SDNR) von realen und simulierten Aufnahmen von Brustphantomen mit und ohne enthaltene Testobjekte verglichen.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt ein simuliertes Primärbild mit Schnitt durch das zugehörige 3D Phantom (oben links). In Tab.1 sind die Rechenzeiten der Simulationsschritte aufgelistet. Eine vollständige Simulation benötigt ca. 4 Minuten.

Insgesamt ergibt sich damit eine zeitliche Mindesteinsparung von ca. 87 % verglichen mit [1].

Die Validierung mittels beschriebener Methoden ist derzeit in Arbeit.

Zusammenfassung

Die Verwendung eines NN zur Bestimmung der Streuanteile eines Mammogramms reduziert die Rechenzeit für die Simulation erheblich. Am Einsatz von GPUs, um die Berechnung der am Detektor einfallenden Luftkerma zu beschleunigen, wird derzeit gearbeitet.

Eine umfassende Validierung der Simulationsergebnisse ist ein nächster wichtiger Schritt, um verlässliche Daten für die Bildqualitätsbestimmung in der Mammographie zu generieren.

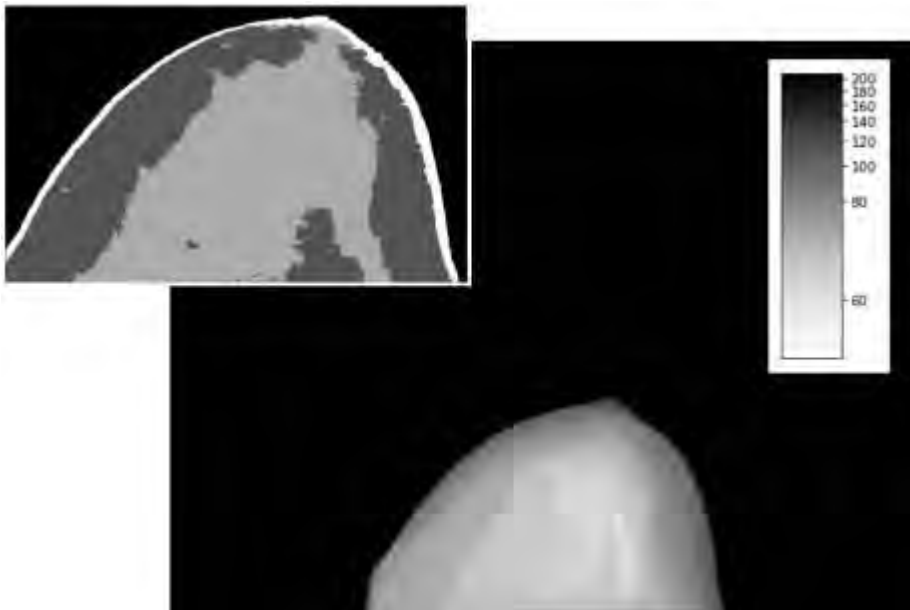


Abb. 1

Simulationsschritte	Benötigte Rechenzeit [s]
Primärbilderzeugung	228
Auflösungsanpassung	16
Rauschanpassung	4
Streuabschätzung	< 1

Tab. 1

Literatur

- [1] D Sharma, Med. Phys. 46 (9), Sept. 2019, doi: 10.1002/mp.13674
- [2] A Hernandez, Med. Phys. 44 (6), June 2017, doi: 10.1002/mp.12222
- [3] N Moriakov et al., LIRE: Learned Invertible Reconstruction for Cone Beam CT, (eingereicht bei Medical Image Analysis)
- [4] R Saunders, Med. Phys. 30 (11), Nov. 2003, doi: 10.1118/1.1621870
- [5] M Pinto, SPIE Med.Im., Conference 12031 (16), Feb. 2022

Session 12 | Big Data, Digitalisierung, KI und Anwendungen in Diagnostik und Therapie

V058 Development of a deep learning-based dose estimation approach in MR-guided RT

S. Gutwein¹, M. Schneider¹, M. Nachbar¹, D. Zips², C. Baumgartner³, D. Thorwarth¹

¹Universitätsklinikum Tübingen, FS biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland

²Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Tübingen, Deutschland

³Eberhard Karls Universität Tübingen, Cluster of Excellence "Machine Learning", Tübingen, Deutschland

Introduction

Monte-Carlo (MC) simulations are the current gold standard for dose calculation in radiotherapy. However, due to their particle wise simulation approach, they do not allow an accurate dose calculation in real time. Using Deep Learning (DL) techniques promises drastic reduction of computation time and thus opens new possibilities for adaptive radiotherapy. To evaluate the possibilities of this concept, we developed a DL framework to estimate dose distributions based on patient CT and radiation field information. The aim of this study was to test the performance of two neural networks which were trained using different training data sets against MC simulations.

Materials & Methods

The training data consisted of two datasets: (A) 40 primary prostate cancer patients and (B) 40 patients suffering either from prostate, mamma, head&neck or liver cancer (10 each). Both datasets had a similar size of ~2000 radiation segments. For ground truth training data, we simulated the dose distribution for every segment using the EGSnrc MC framework. Two 3D-U-Nets were trained for each dataset respectively to estimate the dose distribution for given field configurations. The trained models were then used to estimate the dose distribution for unseen radiotherapy treatment plans of (1) 5 primary prostate cancer patients, (2) 15 head&neck, mamma and liver cancer patients and (3) 15 cancerous lymph nodes. We used a 3%/3mm gamma criterion with a 40% dose cutoff to evaluate the plan-wise agreement of the DL based dose estimation with MC simulated data. Using a Wilcoxon signed-rank test, we checked for significant differences between the performance of the two models.

Results

Both models were successfully trained until convergence and allowed dose estimation based on CT and segment characteristics. Model A reached a median gamma pass rate (γ -PR) of 98.0% [range: 85.3-100%] evaluating dataset (1). In case of the other entities the median γ -PR decreased to 72.4% [53.8-91.6%] assessing dataset (2) and to 85.9% [63.8-98.2%] for dataset (3).

In contrast, model B reached median γ -PRs of 98.6% [92.9-100%], 92.9% [79.6-100%] and 94.2% [66.6-100%] for the datasets (1), (2), (3) respectively. The multi-entity training resulted in an improvement of 0,6% ($p=n.s.$), 20.5% ($p<0,001$) and 8.3% ($p=0,001$) for the three datasets.

Summary

This work showed that dose estimation for treatment plans using deep learning is possible with median gamma pass rates above 90% compared to gold standard MC simulations. An optimized dose estimation DL network might in the future be used for online dose verification or for primary dose calculation in an online adaptive MR-guided radiotherapy workflow. However, the use of diversified training data seems to be highly important, as unseen situations may significantly reduce the performance of the model. Therefore, we plan to increase the diversity of the training data by adding more entities as well as defining artificial segments and anatomies.

V059 Automatische Analyse des Volumens und der regionalen Verteilung von Fettgewebe im Bereich des Körperstamms aus der Ganzkörper-MRT

T. Haueise^{1,2}, F. Schick^{1,2}, C. L. Schlett³, F. Bamberg³, J. Machann^{1,2}

¹Universitätsklinikum Tübingen, Sektion für Experimentelle Radiologie, Tübingen, Deutschland

²Helmholtz Zentrum München, Institut für Diabetesforschung und Metabolische Erkrankungen, München, Deutschland

³Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Volumen und Verteilung von Fettgewebe (adipose tissue, AT) spielen eine wesentliche Rolle bei der Entstehung der Insulinresistenz, die mit dem Risiko von metabolischen Erkrankungen verbunden ist.[1,2] Die Analyse von AT-Kompartimenten mittels Ganzkörper(GK)-MRT ist etabliert und kann als Goldstandard für die Quantifizierung von AT-Kompartimenten angesehen werden.[3]

Ziel ist die Bewertung der Durchführbarkeit der Quantifizierung des Volumens verschiedener AT-Kompartimente (viszerales/VAT, abdominales/SAAT und thorakales subkutanes Fett /STAT) im Körperstamm in einer populationsbasierten Kohorte (NAKO Gesundheitsstudie)[4] mittels eines auf Deep Learning (DL) basierten Verfahrens.

Material & Methoden

3D-2-Punkt-VIBE-Dixon-Bilddatensätze von 11191 Probanden wurden mit 3T-GK-MRT-Systemen (Magnetom Skyra, Siemens Healthineers) axial (Schichtdicke:3mm, Voxelgröße:1,4x1,4mm, Repetitionszeit:4,36ms) von den Schultern bis zur Hüfte akquiriert (Abb. 1A). Die automatische Segmentierung der AT-Kompartimente (Abb. 1B und C: VAT, gelb und SAAT/STAT, grün) wurde mittels eines U-Net-Modells (nnUNet[5]) durchgeführt. nnUNet wurde mit einer stratifizierten zufälligen Stichprobe von n=30 Datensätzen 5-fach kreuzvalidiert für 1000 Epochen trainiert. Der Trainingsprozess wurde anhand des Dice-Koeffizienten und des volumetrischen Fehlers evaluiert.

Ergebnisse

Das kreuzvalidierte Training des Segmentierungsmodells führte zu hohen mittleren Dice-Koeffizienten für VAT (0,95±0,03), SAAT (0,98±0,01) und STAT (0,96±0,03). Das entspricht einer mittleren absoluten Abweichung des Volumens von -18ml, 27ml bzw. 20ml. Die abgeleiteten VAT-Körperprofile (Abb. 2) zeigen alters- und BMI-abhängige Unterschiede in der Verteilung.

Zusammenfassung

Die vorgestellte DL-basierte Bildsegmentierung kann in großen Kohortenstudien zur schnellen und robusten Volumetrie von AT-Kompartimenten aus MR-Tomogrammen eingesetzt werden und ermöglicht weitere, detailliertere Analysen.

Anhang 1

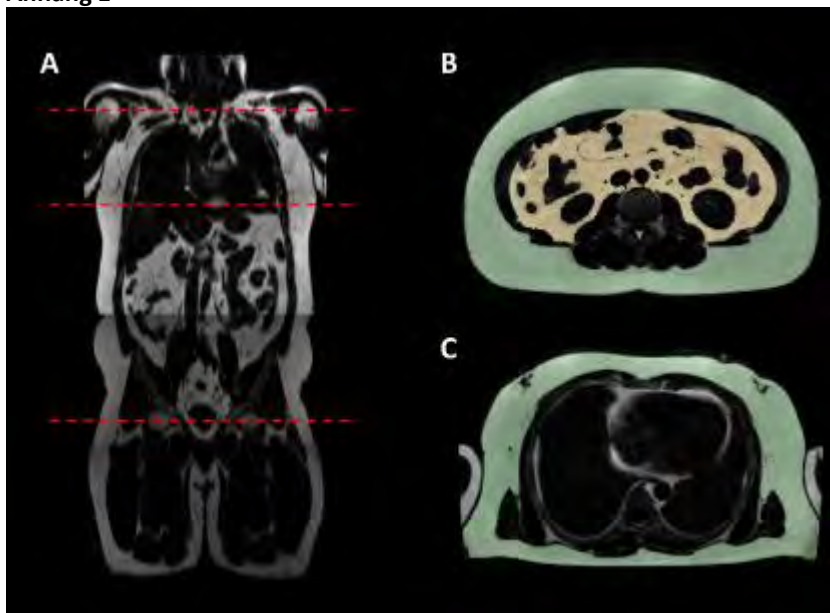


Abb. 1: Untersuchungsbereich(A) und axiale Segmentierungen von SAAT/STAT(grün) und VAT(gelb)(B, C)

Anhang 2

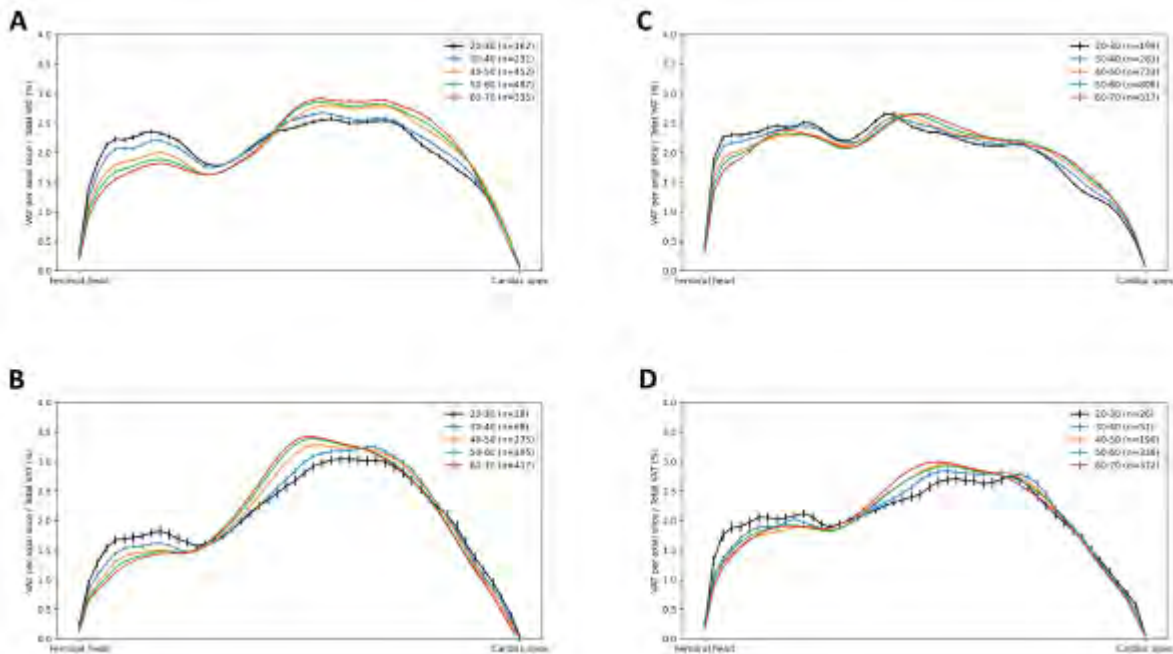


Abb. 2: Altersabhängige VAT-Verteilung entlang der kраниokaudalen Achse. (A:Männer, BMI <25kg/m²; B:Männer BMI >30kg/m²; C:Frauen BMI <25,0kg/m²; D:Frauen BMI >30,0kg/m²)

Literatur

- [1] Després et al. Abdominal obesity and metabolic syndrome. Nature 2006
- [2] Schlett et al. Association between abdominal adiposity and subclinical measures of left-ventricular remodeling in diabetics, prediabetics and normal controls without history of cardiovascular disease as measured by magnetic resonance imaging: results from the KORA-FF4 Study. Cardiovasc Diabetol 2018
- [3] Machann et al. Standardized assessment of whole body adipose tissue topography by MRI. J Magn Reson Imaging 2005
- [4] Bamberg et al. Whole-Body MR Imaging in the German National Cohort: Rationale, Design, and Technical Background. Radiology 2015
- [5] Isensee et al. nnU-Net: a self-configuring method for deep learning-based medical image segmentation. Nat Methods 2021

V060 Synthetische Bilddaten Augmentierung für DL-basierte Segmentierung mit einem biomechanischen, kinematischen Patientenmodell

C. J. Bauer^{1,2,3}, A. K. Yawson^{1,2,4}, K. Giske^{1,2}

¹DKFZ Heidelberg, Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

²Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie. (NCRO), Heidelberg, Deutschland

³Fakultät für Physik und Astronomie, Universität Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

⁴Fakultät für Medizin, Universität Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Automatische Segmentierung mittels Deep Learning zeigt vielversprechende Resultate, benötigt hierfür allerdings große Mengen an Trainingsdaten [1]. Im Bereich medizinischer Bildgebung liegen meist wenige Fallzahlen vor. Um zusätzliche Trainingsdaten zu erzeugen werden Standardaugmentierungsmethoden (SA) eingesetzt, die sich oftmals auf rigide Transformationen beschränken.

Wir stellen eine „BionicAugmentation“ (BA) mittels eines biomechanischen Patientenmodells [2] vor, die kinematisch realistische Bewegung des Patienten simuliert und sowohl das Bild als auch die Segmentierung konsistent deformiert. Erste Analysen zeigen, dass die neue Augmentierungsmethode weniger synthetische Daten benötigt, um die Segmentierung zu verbessern.

Material & Methoden

Um einzelne Knochen auf CTs abzugrenzen, wird ein 3-layer U-net auf 10 manuell segmentierten Kopf-Hals-Datensätzen trainiert. Als SA werden synthetische CTs mit rigiden Rotationen ($n=2$) um den CT-Mittelpunkt verwendet. Für BA wird ein mittels Gelenken artikuliertes Skelettmodell aus dem manuell segmentierten CT erstellt. Die Artikulation der Knochen und Gelenke wird durch die Mehrkörperphysik-Engine Simbody und inverser Kinematik modelliert, während die Weichteildeformation nachrangig durch einen Chainmail-basierten Algorithmus durch den gesamten Patienten propagiert wird [2].

Durch Verschiebung weniger Knochen wird eine biomechanisch konsistente neue Haltung des Skelettmodells erreicht. Mit dem so modellierten Vektorfeld werden sowohl das CT-Bild sowie die Knochenkontouren transformiert (siehe Abb. 1). Parallel zum SA werden 2 unterschiedliche zufällige Bewegungen des gesamten Skeletts generiert.

Ergebnisse

BA verbessert für 82% der vorhergesagten Knochen den DICE Koeffizienten (siehe Abb. 2). Für drei Rippen und das Zungenbein kann nur mittels BA eine Segmentierung erzielt werden. Im Schnitt verbessert sich der DICE score um 0.11 was einer Erhöhung um 15% entspricht. In den Wirbelkörpern erzielt SA für 33% der Wirbel einen höheren DICE Koeffizienten.

Zusammenfassung

Wir stellen zum ersten Mal eine biomechanisch motivierte Augmentierungsmethode für Bildsegmentierung mittels Deep Learning vor. Für eine geringe Menge an Trainingsdaten bewirkt BA eine verbesserte Segmentierung bereits bei einer geringen Zahl der synthetischen Daten. Dabei werden insbesondere Strukturen, die sonst schwerer erlernt werden, vom Netzwerk erkannt. Dies spricht für eine bessere Generalisierung der Verteilung durch BA. Untersuchungen mit höheren Augmentierungszahlen sind in Vorbereitung.

Anhang 1

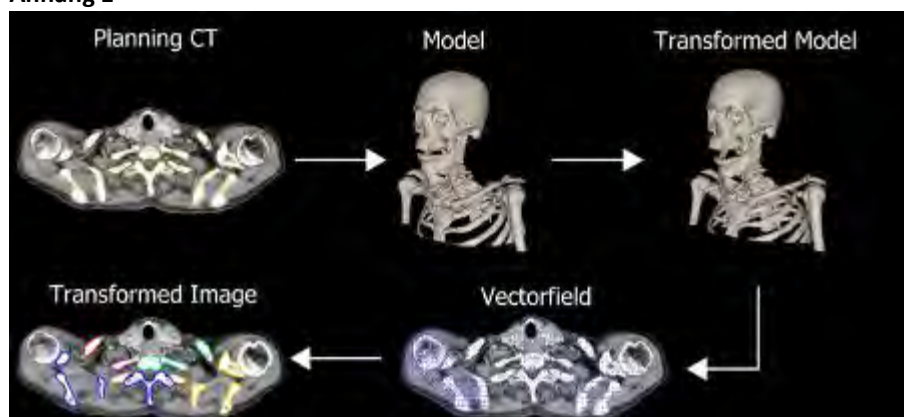
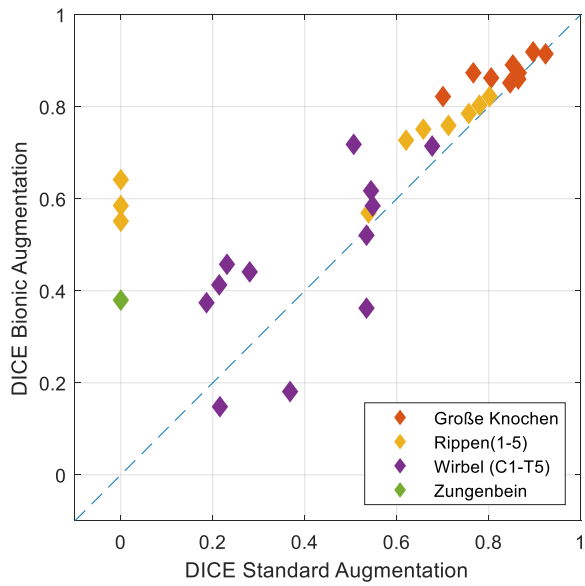


Abb. 1: Bionic Augmentation Methode der Datengenerierung



Anhang 2

Abb. 2: Vergleich BA und SA unter gleichen Bedingungen

Literatur

- [1] Belal, S., et al. (2019). Deep learning for segmentation of 49 selected bones in CT scans: first step in automated PET/CT-based 3D quantification of skeletal metastases. *European journal of radiology*, 113, 89-95.
- [2] Teske, H., et Al. (2017). Construction of a biomechanical head and neck motion model as a guide to evaluation of deformable image registration. *Physics in Medicine & Biology*, 62(12), N271.

V061 Einfluss KI-basierter Autosegmentierung auf die Bewertung der geplanten Energiedosisverteilung bei volumetrisch modulierten Rotationsbestrahlungen

F. Kugel¹, J. Layer¹, C. Schmeel¹, F. Röhner¹

¹Universitätsklinikum Bonn, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Die Segmentierung von Zielvolumen und Risikoorganen ist die Grundlage moderner Bestrahlungsplanung und beeinflusst somit die Qualität und das klinische Outcome der Therapie. Die klassische, manuelle Konturierung ist ein zeitaufwändiger Prozess, der sich nur schwer standardisieren, objektivieren und individuell reproduzieren lässt.^{1,2} Jüngste Fortschritte in der Entwicklung KI-basierter Auto-Segmentierungsalgorithmen versprechen eine Reduktion des Arbeitsaufwandes und der Interobserver-Variabilität.³ Für die klinische Bewertung unterschiedlicher Segmentierungsmethoden bietet sich dabei die Evaluation von etablierten Energiedosis-Limits auf den verschiedenen Struktursets an. Diese Volumen-Energiedosiswerte hängen dabei stark von der Lokalisation von Energiedosisgradienten im individuellen Bestrahlungsplan ab.

Das Ziel dieses Projektes ist ein Vergleich von manuell und automatisch generierten Risikoorgan-Segmentierungen anhand einer retrospektiven Analyse der Energiedosisverteilung von volumetrisch modulierte Rotationsbestrahlungen (VMAT).

Methode

Die Risikoorgane aus 75 abgeschlossenen VMAT-Serien (25 Prostata-Ca, 25 Mamma-Ca, 25 HNO-Ca) werden retrospektiv mit der KI-basierten Software Limbus Contour (Limbus AI Inc., Kanada) automatisch segmentiert und durch erfahrene Ärzt*innen auf grobe Abweichungen überprüft. Die manuelle und die automatische Segmentierung werden dann geometrisch und dosimetrisch miteinander verglichen indem sowohl die Dice-Koeffizienten^{4,5} berechnet als auch klinisch relevante Energiedosis-Limits auf beiden vorhandenen Struktursets ausgewertet werden. Hierfür werden die Energiedosisverteilungen der ursprünglichen Bestrahlungsplanung verwendet.

Ziel

Ziel der Untersuchung ist die Bewertung einer KI-basierten Konturierung in einem praxisnahen Kontext. Die zeitsparende, hybride Verwendung von voll automatisierter Segmentierung und manueller Revision durch Expert*innen wird mit der zunehmenden Nutzung von KI-basierten Segmentierungsalgorithmen zum klinischen Standard werden und sollte dabei anwendungsnah untersucht werden. Studien zur Bewertung von automatisch generierten Segmentierungen verwenden hierzu oft ausschließlich geometrische Kenngrößen wie den Dice-Koeffizienten und den Hausdorff-Abstand, obwohl diese nicht notwendigerweise eine bedeutsame Abweichung der Organ-Energiedosis anzeigen.⁴ Der Einfluss von KI-basierter Segmentierung auf die Bestrahlungsplanung und die berechnete Organ-Energiedosis wurde bisher nur selten untersucht.⁶ Im Fokus der vorliegenden Studie steht daher die Bewertung der geplanten Energiedosisverteilung und die damit verbundene Vorhersage von Nebenwirkungen.

Literatur

- [1] D. Lin et al., Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2020,107(4):827-835
- [2] S. K. Vinod et al., Radiother Oncol. 2016,121(2):169-179
- [3] L. Vandewinckele et al., Radiother Oncol. 2020,153:55-66
- [4] M. V. Sherer et al., Radiother Oncol. 2021,160:185-191
- [5] L. R. Dice, Ecology. 1945,26(3):297-302
- [6] N. T. C. Fung et al., Med Dosim. 2020,45(1):60-65

V062 Entwicklung und Evaluation einer KI-basierten automatischen Konturierung für die pelvine MR-geführter Strahlentherapie

M. Nachbar¹, P. Will¹, M. Lo Russo², S. Böke², D. Wegener², J. Boldt², S. Butzer², T. Roque³, N. Paragios³, D. Zips², D. Thorwarth¹

¹Eberhard Karls Universität Tübingen, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland

²Eberhard Karls Universität Tübingen, Universitätsklinik für Radioonkologie, Tübingen, Deutschland

³TheraPanacea, Paris, Frankreich

Einleitung

Durch eine tägliche Plananpassung eröffnet die MR-geführte adaptive Strahlentherapie (MRgRT) das Potential zur Verringerung von Sicherheitssäumen. Jedoch führt jede Zeitverzögerung während der Patientenbehandlung zu einer nicht korrigierbaren intrafraktionellen Bewegung. Ziel dieser Arbeit war es daher eine schnelle KI-basierte automatische MRT Konturierung zu entwickeln und die Evaluation für die Anwendung in der MRgRT.

Material & Methoden

Ein Trainingsdatensatz bestehend aus 235 T2w-MRTs von insgesamt 47 pelvinen Patienten wurde manuell segmentiert und für das Anlernen eines KI-basierten Modells verwendet. Hierbei wurden die folgenden Strukturen von erfahrenen MTRAs und Ärzten annotiert: Analkanal, Blase, Rektum, Prostata, Bulbus Penis, Samenbläschen, External, Femur Re/Li, Pelvis Re/Li und Sacrum.

Das entwickelte KI-Modell wurde auf 20 unabhängigen T2w-MRTs von 20 Patienten angewandt und die generierten Strukturen in MATLAB zu einem ärztlichen Goldstandard (GS) verglichen. Dabei wurden für die OARs, exklusive der Knochen und External, der surface dice similarity coefficient (sDSC) mit einer Toleranz von 1-4 mm nach Vaassen et al. [1] in einem cranio-caudalen Fenster von 4 cm zur Prostata bestimmt. Hierbei wurde, anstelle des Volumens, eine prozentuale Übereinstimmung der Konturoberfläche zzgl. der Toleranz zum GS kalkuliert.

Zusätzlich wurden für alle Strukturen die KI-generierten Datensätze von drei Radioonkologen auf deren Verwendbarkeit in der MRgRT bewertet. Die Bewertung wurde anhand einer 4 Punkte Lickert-Skala ausgeführt mit: (1) Keine Modifikationen notwendig, (2) kleine Modifikationen notwendig, (3) größere Modifikationen notwendig und (4) nicht verwendbar.

Ergebnisse

In der quantitativen Auswertung zeigte sich für das niedrigste Toleranzkriterium von 1 mm ein mittlerer sDSC von 44%, während dies bei einem Toleranzkriterium von 4 mm 86% entsprach (Abbildung 1). Bei diesem Kriterium zeigte der Analkanal mit 73.4% die kleinste und das Rektum 96.3% die größte mittlere Übereinstimmung zur GS Kontur. Das qualitative Scoring zeigte für Knochen und External eine schlechteste mittlere strukturspezifische Bewertung von 1.3. Über alle OARs wurde deren mittlere Anwendbarkeit mit maximal 1.9 bei der Prostata bewertet (Tabelle 1).

Tabelle 1: Mittelwert der beurteilten Strukturen über alle Observer und MRTs

Struktur	Mittelwert	Standardverteilung
Analkanal	1.0	0.0
Blase	1.3	0.5
Rektum	1.2	0.3
Samenbläschen	1.5	0.5
Prostata	1.9	0.5
Bulbus Penis	1.1	0.2
External	1.3	0.3
Femur Li	1.0	0
Femur Re	1.0	0
Pelvis Li	1.0	0.1
Pelvis Re	1.2	0.5
Sacrum	1.0	0.0

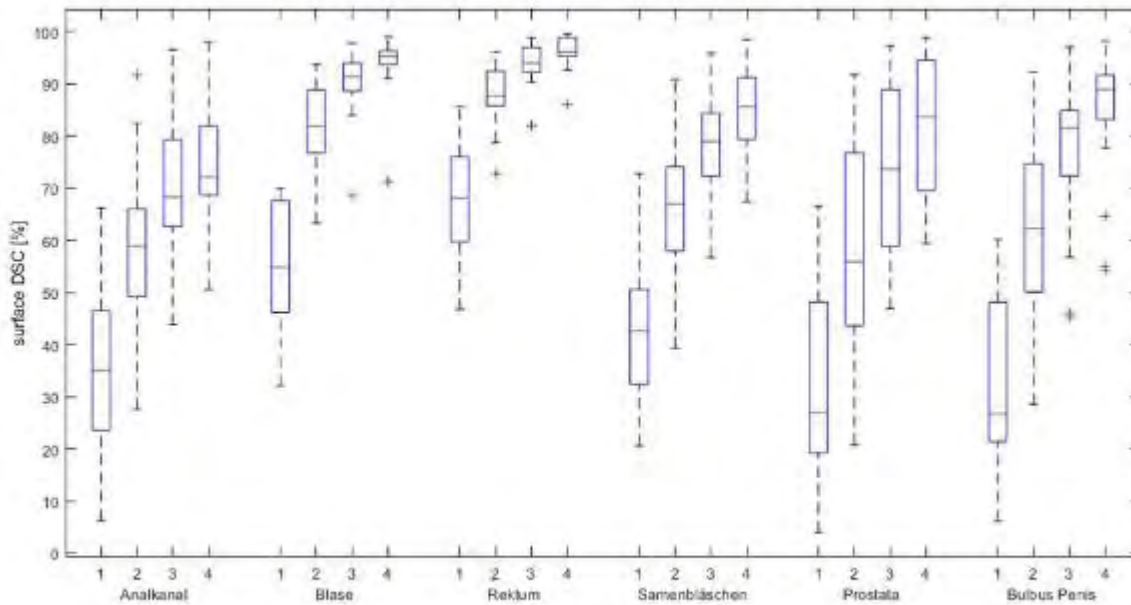


Abbildung 1: sDSC [%] für OARs bezüglich deren Toleranzkriterium [mm]

Zusammenfassung

Das KI-basierte Modell für die automatische MRT Konturierung zeigte eine hohe Akzeptanz in dem qualitativen Scoring. Die quantitative Auswertung zeigte hierbei durch die größte relative sDSC Erhöhung von 25% zwischen 1-2 mm, dass ein Großteil der Strukturen diese Diskrepanz zueinander aufweisen. Im Rahmen der quantitativen Auswertung ermöglicht dies eine Einschätzung der Annotationsunsicherheit, welche potenziell in der MRgRT über Sicherheitssäume kompensiert werden kann.

Literatur

- [1] Vaassen, F., et al., Physics and Imaging in Radiation Oncology, 2020. 13: p. 1-6
COI: Forschungsk Kooperation mit Therapancea, Elekta. DFG-Förderung (DFG ZI 736/2-1). Horizon grant No. 880314

V063 Erklärbarkeit für KI zur Bildqualitätsbewertung in der Mammographie

N. Amanova¹, J. Martin¹, C. Elster¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Berlin, Deutschland

Einleitung

Die Bildqualitätsbewertung spielt eine wichtige Rolle in verschiedenen Bildgebungsverfahren, insbesondere in medizinischen Anwendungen wie der Mammographie, wo die Bildqualität die Grundlage für die verwendete Röntgenstrahlendosis ist. Die von der europäischen Organisation EUREF [1] empfohlene Bildqualitätsbewertung in der Mammographie basiert auf der automatischen Bestimmung von Kontrast-Detail-Kurven (CDC), die die durch das Gerät minimal erkennbaren Objektgrößen charakterisieren. Das Verfahren verwendet aufgenommene Bilder eines technischen Phantoms und klassische Methoden der Datenanalyse. Neuronale Netze wurden als eine alternative Analyse-Methode für die CDC-Bestimmung vorgeschlagen [2], wobei nur ein Eingangsbild benötigt wird und gleichzeitig die Berechnung von Unsicherheiten möglich ist. Die trainierten neuronalen Netze haben allerdings Black-Box-Charakter [3], was das Verständnis ihres Verhaltens limitiert. Mittels Methoden der Erklärbarkeit lassen sich aber trainierte neuronale Netze und deren Verhalten verständlich machen.

Material & Methode

Es wird eine neue Methode für die Erklärbarkeit eines neuronalen Netzes zur Bildqualitätsbewertung in der Mammographie vorgeschlagen: „oriented, modified integrated gradients“ (OMIG). Die OMIG Methode ermöglicht es zu verstehen, welche Merkmale des Phantoms einen signifikanten Einfluss auf die vorhergesagte Bildqualität haben und hilft so, die Vertrauenswürdigkeit der Vorhersagen zu bewerten.

Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt Ergebnisse der vorgeschlagenen Methode. Im linken Teil der Abbildung ist ein Ausschnitt eines aufgenommenen Bildes des technischen Phantoms zu sehen; die OMIG Erklärbarkeitskarte im rechten Teil zeigt, welche Bildbereiche für die Vorhersage des neuronalen Netzes relevant sind.

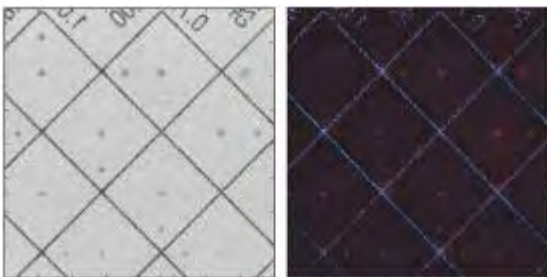


Abb. 2: Ausschnitte eines aufgenommenen Bildes (links) und Ergebnis der neuen OMIG Methode (rechts).

Diskussion

Der Vergleich mit anderen Verfahren zeigt, dass die OMIG Methode besonders ausdrucksstarke Erklärbarkeitskarten liefert. Ferner verdeutlichen die Ergebnisse, dass die durch die neuronalen Netze vermittelte Abbildung auf spezifischen, geometrischen Strukturen des Phantoms basiert. Die OMIG Methode im Zusammenhang mit der Verwendung neuronaler Netze kann auch dazu beitragen, die Entwicklung neuer, einfacherer technischer Phantome zu unterstützen.

Literatur

- [1] N. Perry et al. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. European Commission, 2013
- [2] T. Kretz et al. Mammography image quality assurance using deep learning. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2020.
- [3] N. Burkart, M. Huber. A survey on the explainability of supervised machine learning. Journal of Artificial Intelligence Research, 2021.

Audiologie IV

V064 Einflussgrößen auf das Sprachverstehen bei Cochlea-Implantat-Tragenden

A. Winkler^{1,2,3}, A. Schlüter^{2,3}, J. Müller^{1,3}, A. Radeloff^{1,3,4}, I. Holube^{2,3}

¹Universitätsklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde am Evangelischen Krankenhaus, Oldenburg, Deutschland

²Institut für Hörtechnik und Audiologie, Oldenburg, Deutschland

³Exzellenzcluster „Hearing4All“, Oldenburg, Deutschland

⁴Forschungszentrum Neurosensorik, Carl von Ossietzky Universität, Oldenburg, Deutschland

Einleitung

Im klinischen Alltag werden verschiedene Testverfahren eingesetzt, um das Sprachverstehen bei Cochlea-Implantat-(CI)-Tragenden zu erfassen. Diese unterscheiden sich in der Kalibrierung, Artikulation, Durchführung, Sprachmaterial, Sprechgeschwindigkeit und im standardmäßig verwendetem Störgeräusch.

Material & Methoden

Der Einfluss dieser Parameter auf das Sprachverstehen wurde exemplarisch mit dem Hochmair-Schulz-Moser-(HSM)-Satztest und dem Göttinger Satztest (GÖSA) untersucht. Beide Satztests bestehen aus Alltagsätzen, unterscheiden sich aber in der Sprechgeschwindigkeit, der Artikulation, im verwendeten Störgeräusch und in der Kalibrierung. Im Vergleich zum HSM wird der GÖSA für CI-Tragende oft als zu schwierig angesehen. Als Grund wird häufig die höhere Sprechgeschwindigkeit beim GÖSA (279 Silben/Minute) gegenüber dem HSM (222 Silben/Minute) angegeben. Die standardmäßig verwendeten Störgeräusche (CCITT-Rauschen beim HSM und ein sprachsimulierendes Rauschen GÖnoise beim GÖSA) bewirken eine unterschiedliche Verdeckung des Sprachmaterials. Um den Einfluss des Störgeräuschs und der Sprechgeschwindigkeit auf das Sprachverstehen bei CI-Tragenden zu erfassen, wurde eine Studie mit CI-Tragenden und einer Kontrollgruppe ohne Hörbeeinträchtigung mit dem HSM und dem GÖSA durchgeführt. Als Störgeräusche dienten in beiden Sprachtests das CCITT-Rauschen, das GÖnoise beim GÖSA und ein aus seinem Sprachmaterial generiertes sprachsimulierendes Rauschen beim HSM. Die Sprechgeschwindigkeit der Sprachmaterialien wurde so verändert, dass der HSM und der GÖSA jeweils eine Sprechgeschwindigkeit von 222 und von 279 Silben/Minute aufwiesen. Somit wurden die Schwellen für ein Sprachverstehen von 50 % (SRT) bei zwei verschiedenen Sprechgeschwindigkeiten und Störgeräuschen pro Sprachtest ermittelt.

Ergebnisse

Die SRT-Werte im GÖSA unterschieden sich für alle Konfigurationen weder für die CI-Tragenden noch für die Kontrollgruppe signifikant voneinander. Beim HSM hatten die Sprechgeschwindigkeit und das Störgeräusch einen signifikanten Einfluss auf das Sprachverstehen. Mit zunehmender Sprechgeschwindigkeit erhöhte bzw. verschlechterte sich der SRT. Das sprachsimulierende Rauschen führte im Vergleich zum CCITT-Rauschen zu niedrigeren bzw. besseren SRT-Werten bei den CI-Tragenden während sich die SRT-Werte für die Kontrollgruppe verschlechterten.

Zusammenfassung

Die SRT-Werte der Kontrollgruppe für den HSM mit erhöhter Sprechgeschwindigkeit im sprachsimulierenden Rauschen sind bei Verwendung derselben Kalibrierung nur mit den SRT-Werten des GÖSA im sprachsimulierenden Rauschen vergleichbar. Dies trifft jedoch nicht auf die CI-Tragenden zu, bei denen weitere Faktoren, wie z.B. der stimulierte Frequenzbereich, einen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Der Vortrag zeigt den Einfluss von Störgeräusch, Sprechgeschwindigkeit und Kalibrierung auf die Ergebnisse in Sprachtests und die Unterschiede in den Effekten für CI-Tragende und Personen ohne Hörbeeinträchtigung auf.

V065 Ökologisch valide Untersuchung des Sprachverstehens im Störschall

M. Hey¹, A. Mewes¹

¹UKSH, Kiel, Deutschland

Einleitung

Heutzutage zeigen CI-Patienten meistens ein gutes bis sehr gutes Verstehen in Ruhe, berichten jedoch immer wieder über Probleme bei der Kommunikation in alltäglichen Nebengeräuschen. Um die akustische Komplexität dieser realen Hörsituationen bei der apparativen Versorgung von schwerhörigen Patienten zu berücksichtigen, besteht ein Bedarf an ökologisch validen Messungen des Sprachverstehens. Im Rahmen der audiometrischen Untersuchungen soll ein möglichst realitätsnahes Abbild der alltäglichen Kommunikation geschaffen werden. Wichtige Merkmale von alltagsrelevanten Hörsituationen sind u.a. fließende Sprachpräsentation, realistische Sprachpegel, räumliche Trennung von Signal- und Störschallquellen, Nachhall, sowie konkurrierender Störschall mit akustischen Eigenschaften unterschiedlicher Sprecher.

Material & Methoden

Die hier präsentierten Untersuchungssettings zur Untersuchung des Verstehens im Störschall können den Grad der ökologischen Validität durch Berücksichtigung der Räumlichkeit der Störschallquellen und den zeitlichen Charakter des Störschalls erhöhen. Dies wurde zum einen erreicht durch die räumliche Trennung von Signal- und Störschallquelle und die Erhöhung der Anzahl der Störschallquellen auf bis zu drei. Zum anderen wurde das klinisch etablierte stationäre sprachsimulierende Rauschen durch ein fluktuierendes Rauschen ersetzt, welches die zeitliche und Frequenz-Charakteristik eines einzelnen Sprechers aufweist.

Ergebnisse

Unterschiedlich komplexe Untersuchungssetups werden bzgl. ihrer ökologischen Validität und der Relevanz der Spracherkennungsschwellen im Vergleich zu Normalhörenden verglichen. Es zeigt sich, daß stationärer Störschall die akustische Lebenswirklichkeit nicht so adäquat widerspiegelt, wie fluktuierender Störschall. Die Reduzierung von vier auf zwei Lautsprecher unter Beibehaltung des fluktuierenden Maskierers führt zu vergleichbaren audiometrischen Ergebnissen.

Zusammenfassung

Das eingesetzte komplexe Untersuchungssetup ist geprägt durch eine hohe ökologische Validität. Dabei tragen räumlich verteilte Signalquellen mit frontaler Sprachpräsentation und fluktuierender Störschall aus mehreren nicht-kohärenten Quellen der hinteren Hemisphäre zur Realitätsnähe bei.

V066 Einfluss von Nachhall auf das Sprachverstehen von CI-Nutzern

T. Weißgerber¹, A. Eichenauer¹, U. Baumann¹

¹Universitätsklinikum Frankfurt am Main, Audiologische Akustik, HNO, Frankfurt am Main, Deutschland

Einleitung

Das Sprachverstehen in Hörsituationen mit mehreren Störgeräuschquellen stellt eine besondere Schwierigkeit für Nutzer von Cochlea-Implantaten (CIs) dar. Darüber hinaus kann Nachhall das Sprachverstehen zusätzlich erschweren. Das Ziel dieser Studie war, das Sprachverstehen von CI-Nutzern in Hörumgebungen mit komplexen Störgeräuschen und im Nachhall zu untersuchen. Zusätzlich wurde der Einfluss einer Signalvorverarbeitungsstrategie (Forward Focus, FoFo) auf das Sprachverstehen untersucht.

Material & Methoden

19 einseitig und 14 bilateral versorgte CI-Nutzer (Sprachprozessor Cochlear CP1000) und eine normalhörende Gruppe (NH, n=12) nahmen an der Studie teil. Die Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) im Störgeräusch wurde für eine Testkondition mit zwei zeitlich modulierten Störgeräuschquellen im hinteren Halbraum jeweils im Freifeld (FF) und im Nachhall (Raumsimulation eines Klassenraums) bestimmt. Die Schalldarbietung erfolgte über ein Wiedergabesystem mit 128 Lautsprechern in der Horizontalebene. Bei der einseitig versorgten CI-Gruppe wurde das Gegenohr mit Ohrenstöpsel und zusätzlichem Kapselgehörschutz geblockt. Die CI-Nutzer wurden mit der Standardmikrofonrichtcharakteristik (Subniere) und mit der Signalvorverarbeitung FoFo getestet.

Ergebnisse

In der NH-Gruppe betrug die mittlere SVS im FF -19,9 dB SNR und verschlechterte sich im Nachhall auf -14,4 dB SNR. Die einseitige CI-Gruppe verschlechterte sich im Nachhall um 8 dB auf 4 dB SNR (FF: -4 dB SNR). In der bilateralen CI-Gruppe betrug die mittlere Verschlechterung durch Nachhall 5,5 dB (von -3,6 im FF auf 1,9 dB SNR im Nachhall). Der Einsatz von FoFo verbesserte in der einseitigen CI-Gruppe die SVS gegenüber des Standardmikrofons um 4,1 dB (FF) bzw. 2,6 dB (Nachhall). In der bilateralen CI-Gruppe wurden mittlere Verbesserungen von 5,9 dB (FF) bzw. 1,1 dB (Nachhall) erreicht.

Zusammenfassung

Der Einsatz von Signalvorverarbeitung kann das Sprachverstehen von CI-Nutzern in bestimmten Hörsituationen deutlich verbessern. Die Wirkung ist jedoch abhängig von Anzahl und spektralen sowie zeitlichen Eigenschaften der Störquellen sowie den räumlichen Bedingungen und der Raumakustik. Trotz Signalvorverarbeitungsalgorithmen bleibt das Sprachverstehen im modulierten Störgeräusch bei CI-Versorgung weiterhin gegenüber Normalhörenden deutlich verschlechtert, insbesondere im Nachhall.

Session 13 | MR Poster Power Pitch

P001 On the influence of magnetization transfer on liver intravoxel incoherent motion (IVIM) imaging

M. Loh¹, T. Führes¹, C. Stuprich¹, M. Uder¹, F. B. Laun¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

Introduction

Intravoxel incoherent motion (IVIM)^{1,2} is a method in diffusion-weighted imaging (DWI) which enables the separation of tissue and blood perfusion related signal. The mathematical description is often based on a biexponential signal decay²:

$$S(b)/S_0 = f \exp(-bD^*) + (1 - f) \exp(-bD),$$

with the diffusion coefficient D , the pseudodiffusion coefficient D^* and the perfusion fraction f .

Apart from saturation, which is negligible in IVIM studies³, magnetization transfer (MT) can influence IVIM parameters, in particular D .

MT is based on the excitation of bound protons by means of off-resonance pulses⁴. These saturated protons can be transferred to free water protons and affect the measured signal.

Methods

DW images of the liver of 15 healthy volunteers were acquired at 3T and 16 diffusion weightings for two slice settings.

The first setup consisted of four transversal slices and the second of four transversal and ten sagittal slices outside the subject's body. In the latter setup, MT is expected to play a larger role due to off-resonance excitations by the sagittal slices.

IVIM parameters were determined by a ROI-based analysis.

Statistical significance was assessed using the Wilcoxon signed-rank test.

Results

The results for the biexponential IVIM parameters are shown in Figure 1 and Table 1.

All parameters are quite similar for the two slice setups. The Wilcoxon signed-rank test indicated no significant change between the setups

Conclusion

The investigation showed that MT is negligible in IVIM studies of the liver and that IVIM parameters are comparable among different slice settings.

Appendix

Setting	D [10^{-3} mm ² /s]		D^* [10^{-2} mm ² /s]		f [%]	
	1	2	1	2	1	2
Mean \pm SD	1.21 \pm 0.19	1.18 \pm 0.17	8.5 \pm 4.3	12.5 \pm 11.5	29.7 \pm 6.2	30.5 \pm 6.7
Median	1.14	1.17	8.3	9.1	28.1	30.4
p (1 vs. 2)	0.720		0.107		0.389	

Tab. 1: Mean, standard deviation (SD), median and p-values of the biexponential IVIM parameters for the two slice settings.

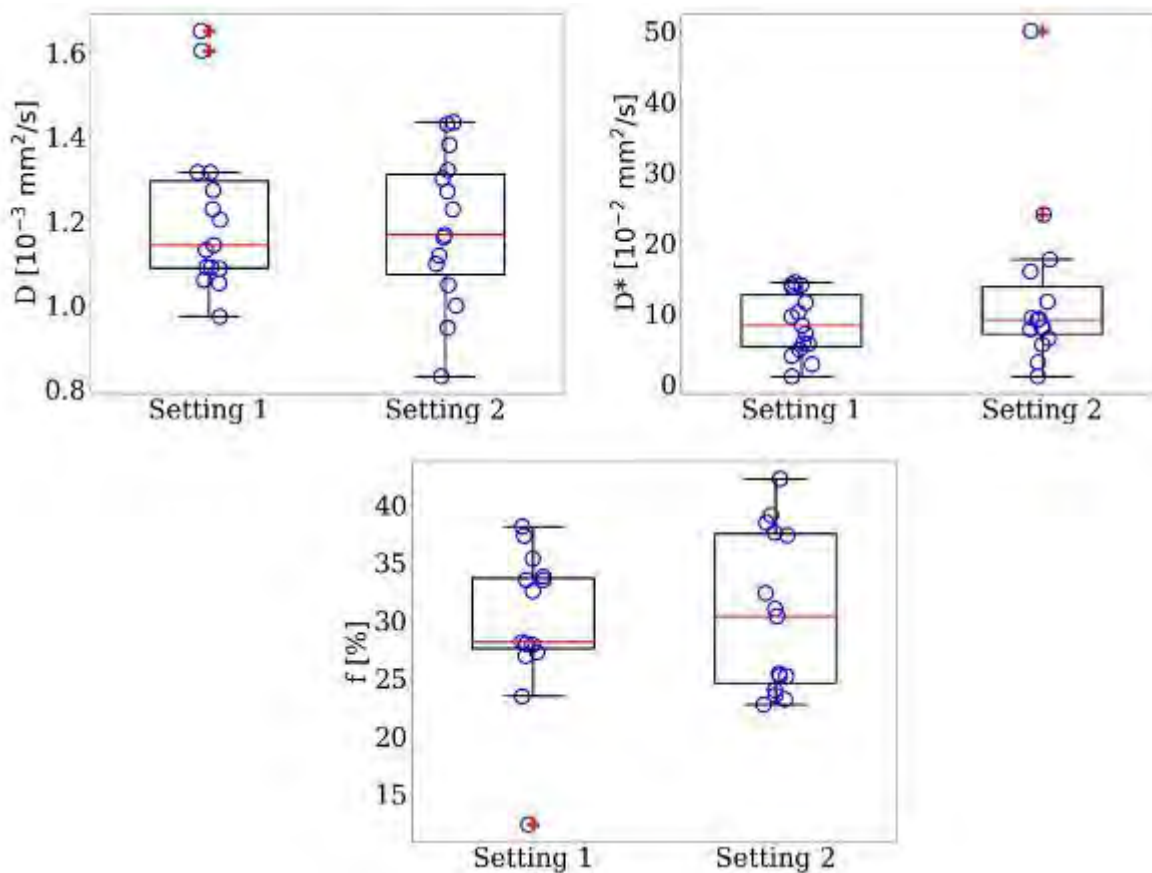


Fig. 1: Boxplots of the biexponential IVIM parameters D , D^* and f for the two settings. Each blue point represents the IVIM parameters of one volunteer. Outliers are denoted as red '+'-signs. The red lines indicate the respective medians. Boxes mark the interquartile range (IQR) and whiskers indicate all data lying within $1.5 \times \text{IQR}$.

References

- [1] Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology*. 1986;161(2):401-407.
- [2] Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Aubin ML, Vignaud J, Laval-Jeantet M. Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging. *Radiology*. 1988;168(2):497-505.
- [3] Loh M, Führes T, Hensel B, Uder M, Laun FB. Dependence of Biexponential IVIM Parameters on the Number of Slices in the Liver. https://ismrm.ethz.ch/html/posters/P06_Loh.pdf. Published 2021. Accessed.
- [4] Wolff SD, Balaban RS. Magnetization transfer contrast (MTC) and tissue water proton relaxation in vivo. *Magn Reson Med*. 1989;10(1):135-144.

P002 Entwicklung eines Exposimeters zur Bestimmung von dB/dt und $d\Phi/dt$ -Datenerhebung zu möglichen transienten oder kognitiven Auswirkungen auf das MR-Personal

J. Gröbner¹, L. Bautz^{1,2}, H. Nawrath^{1,3}, D. Nowakov¹

¹Fachhochschule Südwestfalen, Medizintechnik, Lüdenscheid, Deutschland

²Klinik für Radiologie und Neuroradiologie, Kiel, Deutschland

³Klinikum Lüdenscheid, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Lüdenscheid, Deutschland

Einleitung

Die Verwendung statischer Magnetfelder in der Magnetresonanztomographie (MRT) kann unerwünschte Auswirkungen auf den Körper und gesundheitliche Folgen haben. Zum Berufsalltag des MR-Personal gehört die Bewegung durch das Magnetfeld, dabei übt das statische Magnetfeld physikalische Kräfte auf elektrisch geladene Teilchen und Zellen im Blut aus. Spürbare Auswirkungen sind Schwindel oder Übelkeit durch die Erzeugung kleiner elektrischer Ströme im Gleichgewichtsorgan. [1,2]

ICNIRP und IEEE International Committee on Electromagnetic Safety veröffentlichten Richtlinien über Expositionsgrenzen des menschlichen Körpers in magnetischen Feldern. Für einen Frequenzbereich zwischen 0.1 Hz und 1 000 000 Hz ist das Expositionslevel bezüglich der magnetischen Flussdichte auf 353 mT bis 0.615 mT für Kopf und Torso festgelegt. Derzeit sind keine gesundheitlichen Langzeitfolgen bei einer Exposition bis zu 8 T bekannt [1,2,3], trotzdem kann eine Datenerhebung für zukünftige Studien nützlich sein.

Es wird ein portables Gerät zur Messung der magnetischen Flussdichte dB/dt und des magnetischen Flusses d/dt entwickelt. Das Messgerät besteht aus einer Sensoreinheit und der Elektronik, integriert in einen Kopfhörer. Das ermöglicht eine Messung in der Nähe des Gleichgewichtsorgans, sowie einen Gehörschutz für das MR-Personal.

Material & Methoden

Der schematische Schaltplan des elektrischen Systems mit den Sensoren ist in Abbildung 1 dargestellt.

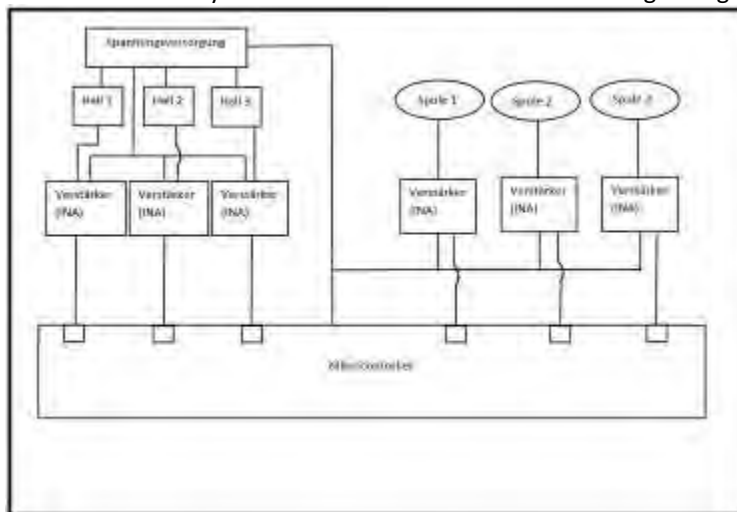


Abb. 3: Schematischer Schaltplan des elektrischen Systems mit Sensoren.

Die Sensoreinheit besteht aus drei orthogonal zueinander angeordneten Hallensensoren (CYSJ362A, ChenYang Technologies GmbH & Co. KG, Finsing, Deutschland), sowie drei orthogonal angeordneten selbstgewickelten Kupferspulen mit einem Innendurchmesser $d = 5$ mm und einer Windungszahl $N = 1000$. Durch die Anordnung lassen sich magnetische Flussdichte und Fluss in allen drei Raumrichtungen messen.

Die messbare Hallspannung U_H ist proportional zur magnetischen Flussdichte

$$U_H = A_H \cdot \frac{I \cdot B}{d}$$

Durch Bewegung einer Leiterschleife, in diesem Fall einer Kupferspule, im Magnetfeld induziert ein zeitlich veränderlicher Fluss d/dt eine Spannung gemäß dem Faraday'schen Gesetz

$$U_{ind} = -N \cdot \frac{d}{dt}$$

Für eine starre Spulenanordnung und einer maximalen Änderung des magnetischen Flusses ist die messbare Induktionsspannung lediglich abhängig von der zeitlichen Änderung der magnetischen Flussdichte.

Die Anforderungen an das Messgerät werden auf Grundlage der Isolinien eines aktiv geschirmten 1.5-Tesla-MR-System definiert. Die erforderliche Messauflösung beträgt -500 mT bis 500 mT, in Übereinstimmung mit den geltenden Richtlinien. Die Elektronikschaltung wird zur analogen Aufbereitung und Analog-Digital-Wandlung der Sensor-Spannungssignale verwendet.

Zur Signalverstärkung, sowie zur Erzeugung eines Offsets, der aufgrund der bewegungsbedingten negativen Spannungen notwendig ist, werden Instrumentierungsverstärker (INA126U,...) verwendet. Die Feinjustierung der Verstärkerschaltung erfolgt unter anderem mit Potentiometer, notwendig durch den Selbstbau der Spulen. Zur Spannungsversorgung aller Elemente, einschließlich der Hallsensoren und des Mikrocontrollers wird ein 7.8 V-Lithium-Polymer-Akku verwendet. Die Programmierung des Mikrocontrollers (STM32™F446, ST Microelectronics, Plan-les-Quates, Schweiz) erfolgt über eine USB-B-Verbindung, die gleichzeitig zur Übertragung der Messwerte genutzt werden kann. Zusätzlich ist eine Übertragung auch über eine USART-Schnittstelle möglich. Mikrocontroller-intern erfolgt die Umrechnung der Hall- und Induktionsspannungswerte in magnetische Flussdichte und magnetischen Fluss und anschließend in die zugehörigen Digitalwerte. Die Messdaten werden in Datenpaketen mit 2048 KB gespeichert und paketweise in die SD-Karte geschrieben. Zur Datenspeicherung wird ein erstelltes Übertragungsprotokoll verwendet, das die Datensätze dauerhaft in einer CSV-Datei speichert.

Ergebnisse

Funktionstests werden mit einem 500 mT-Magneten simuliert und die Sensorsignale mit einem Oszilloskop aufgezeichnet. Die Abbildungen 2 (a-c) zeigen die Ergebnisse der Hallsensoren. Für Hallspannungen von $0V < U_H \leq 1.6V$ gilt für die magnetische Flussdichte $-500mT \leq B < 0mT$. Bei einer Hallspannungen von $1.6V < U_H \leq 3.3V$ entsprechen die Werte der magnetischen Flussdichte $0 \leq B \leq 500mT$. Damit wird eine volle Aussteuerung des Mikrocontrollers und die geforderte Messauflösung erreicht.

Wie in Abbildung 2 d dargestellt, zeigen die Spulen deutliche Spannungsspitzen durch die Bewegung im Magnetfeld. Es ist erforderlich die Spannungswerte den entsprechenden Werten des magnetischen Flusses zuzuordnen.

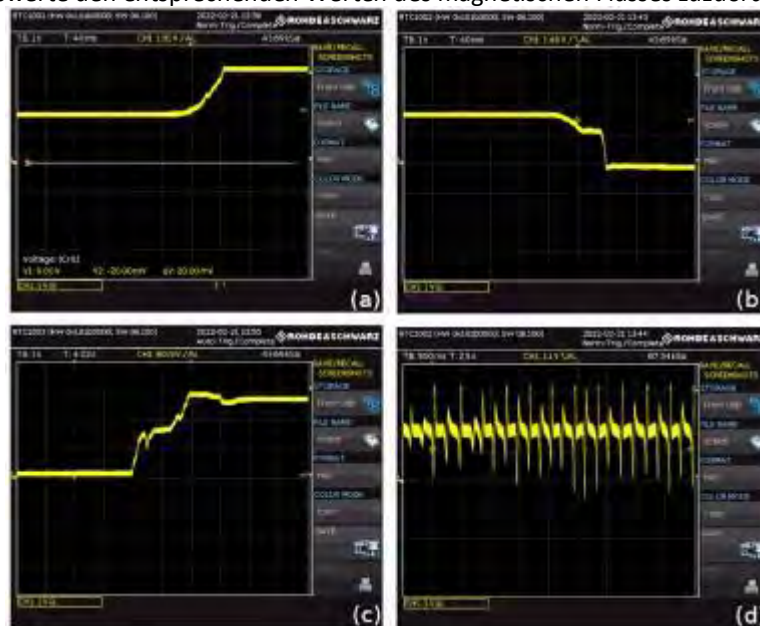


Abb. 4: Ergebnisse der Funktionstest von Sensoren und Elektronikschaltung. (a-c) Magnet wird im Bereich eines Hallsensors bewegt, die gemessene Spannung variiert zwischen 0 V und 3.3 V. (d) Spannungsspitzen der Induktionsspannung bei Bewegung der Spulen im Magnetfeld.

Die Tests der Schnittstelle erfolgen mit zufällig generierten Messwerten. In allen Testläufen werden die Daten im ersten Versuch übertragen. Eine Datenübertragung eines achtstündigen Arbeitstages würde zu diesem Zeitpunkt noch 20 Minuten erfordern. Bei Nutzung der maximalen Übertragungsgeschwindigkeit von 12 Mbit/s kann dies auf sieben Minuten reduziert werden.

Diskussion

Die Akquirierung der Daten eines Arbeitstages kann durch das entwickelte System komfortabel in der Nähe des Gleichgewichtsorgans erfolgen. Darüber hinaus können die Messdaten benutzerfreundlich übertragen und langfristig gespeichert werden. Damit stehen diese für zukünftige Studien zur Verfügung, um den Zusammenhang zwischen Exposition

und transienten Effekten zu untersuchen. Zudem können die gewonnenen Daten genutzt werden, um geltende Richtlinien mit der tatsächlichen Exposition des MR-Personals zu vergleichen.

Das Projekt ist Open-Source, um eine Replikation und Weiterentwicklung für jeden zu ermöglichen.

Literatur

- [1] „ICNIRP Guidelines. On Limits of Exposure to Static Magnetic Fields“. In: Health Physics 96 (2009), S. 504-514.
- [2] „ICNIRP Guidelines. For Limiting Exposure to Electric Fields Induced by Movement of the Human Body in a Static Magnetic Field and by Time-Varying Magnetic Fields below 1 Hz“. In: Health Physics 106 (2014), S. 418-425.
- [3] „IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields, 0 Hz to 300 GHz. Corrigenda 2“. In: IEEE Std C95.1™-2019/Cor2-2020 (2019).

P003 Über die Ursache von Pulsations- und Muskelkontraktionsartefakten in der pulsgetriggerten diffusionsgewichteten Magnetresonanztomographie der Wade

K. Schulz¹, C. Stuprich¹, M. Uder¹, F. B. Laun¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

Einleitung

In der diffusionsgewichteten Magnetresonanztomographie (DWI, engl. Diffusion Weighted Imaging) treten auf Einzelaufnahmen der Wade Signalauslöschungen auf. Mögliche Ursachen sind Muskelkontraktionen¹ der Skelettmuskeln oder Blutpulsation. Ziel der Arbeit war es den Mechanismus, der zur Entstehung der Artefakte führt, näher zu untersuchen.

Material & Methoden

In Tab. 1 sind die wichtigsten Kenngrößen der Messung dargestellt. Die Messung erfolgte pulsgetriggert. Jede Aufnahme derselben Schicht trägt die gleiche Triggerzeit. Sie ermöglicht eine näherungsweise Zuordnung des Zeitpunkts der Bildentstehung zum Zeitpunkt im Herzzyklus. Es konnte eine Trigger-Verzögerung eingestellt werden. Zur Beurteilung, ob ein Artefakt auf dem diffusionsgewichteten Bild vorliegt oder nicht, wurde jedes der 32.320 Einzelbilder betrachtet, mit anderen Aufnahmen derselben Schicht abgeglichen, die Schichtnummer, Triggerzeit, Größe und Position festgehalten.

Ergebnisse

Die Artefakte unterscheiden sich visuell, wodurch Hinweise auf den zugrundeliegenden Mechanismus gegeben werden. Es ist zu beobachten, dass Artefakte auf mehreren direkt folgenden Schichten auftreten. In den Muskuli tibialis anterior und extensor digitorum longus/extensor hallucis longus traten keine Artefakte auf. Die Häufigkeit der artefaktbehafteten Einzelbilder variiert je nach Probanden (männlich, 24 % und 31 % vs. weiblich, 5 % und 1,5 %). Ebenso zeigt die Auftragung der Anzahl der Artefakte ggü. der Triggerzeit probandenabhängige Verläufe (s. Abb. 1). Bei Proband 1 zeigt sich ein globales Maximum bis zu dem die Anzahl der Artefakte kontinuierlich ansteigt (s. Abb. 1a). Für Probandin 2 sind wohldefinierte Maxima bei definierten Triggerzeiten festzustellen (s. Abb. 1b). Für Probandin 3 treten vernachlässigbar wenige Artefakte auf. Bei Proband 4 bleibt die Histogrammform trotz der Applikation einer Triggerverzögerung weitestgehend erhalten (s. Abb. 1cd).

Zusammenfassung

Die Messungen führen nach meinem Kenntnisstand zu zwei neuen Erkenntnissen. Erstens gibt es probandenabhängig verschiedene Muster in den Histogrammen der Anzahl der Artefakte, die auf die dominanten Artefaktursachen schließen lassen. Zweitens zeigen Abb. 1acd einen Aufbaueffekt, indem sich die Frequenz der Artefakte mit der Anzahl aufgenommener Schichten erhöht. Aufgrund des Schemas muss neben der spontanen Muskelaktivität die periphere Nervenstimulation (PNS) als Ursache der Signalauslöschungen in der Muskel-DWI beachtet werden.

Anhang 1

Magnetresonanztomograph	3-Tesla-MRT MAGNETOM Prisma der Firma Siemens Healthineers Spulen: Body Coil 18, Spine Coil 32
Probandenanzahl	4 (2 männlich) Durchschnittsalter: 23,5 Jahre
b-Werte [s/mm ²]	0 50 800
Wiederholung der Messung für b>0 s/mm ²	50
Diffusionsgradientenrichtung	Slice Phase
Aufnahmemodi	ascending (aufsteigend) descending (absteigend)

Tab. 1: Wichtigsten Kenngrößen der Messung.

Anhang 2

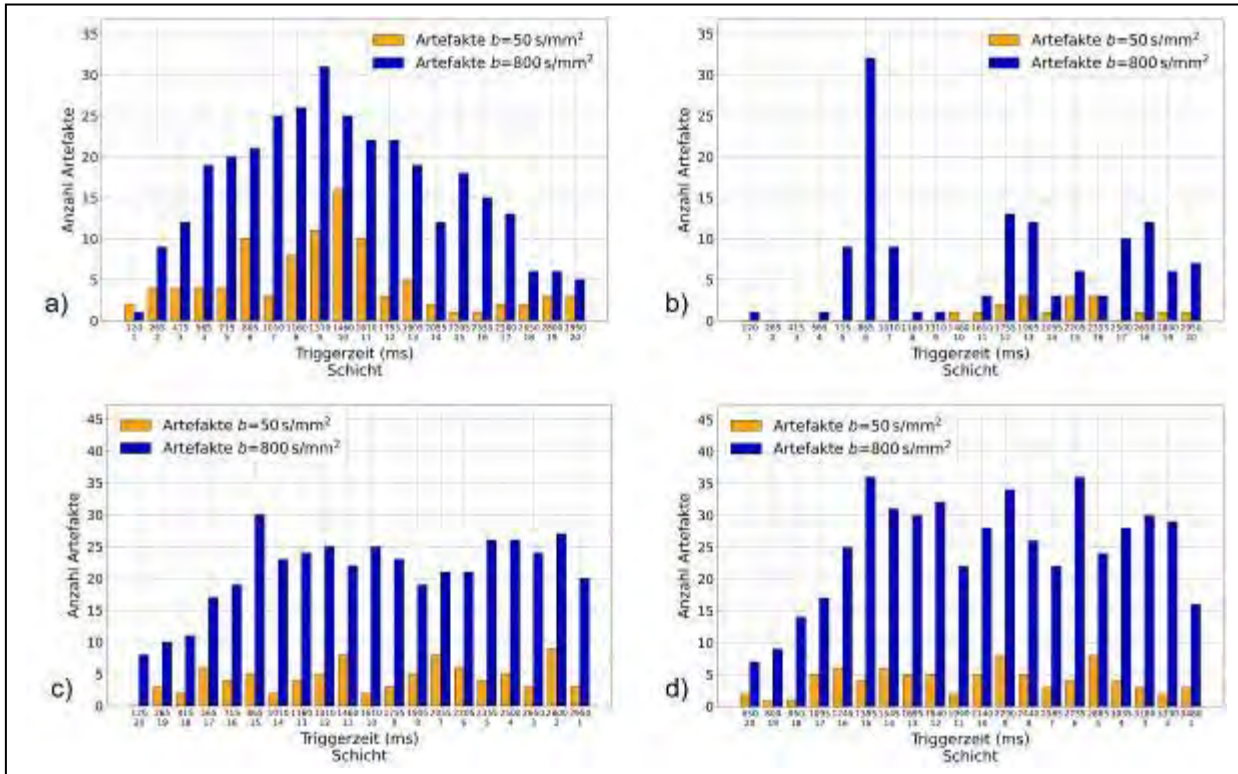


Abb. 2: Triggerzeit-Artefakt-Zusammenhang mit Schicht. a) Proband 1 (TR3000, Slice, descending). b) Proband 2 (TR3000, Phase, descending). c) Proband 4 (TR3000, Phase, ascending, Trigger-Delay: 0 ms). d) Proband 4 (TR3000, Phase, ascending, Trigger-Delay: 532 ms).

Literatur

[1] Heskamp L, Birkbeck MG, Whittaker RG, Schofield IS, Blamire AM. The muscle twitch profile assessed with motor unit magnetic resonance imaging. *NMR in Biomedicine*, 2021;34(3):e4466.

P004 Phase offset correction using higher-order least-squares fitting in 4D Flow MRI

D. Wilk¹, P. Winter¹, A. El Ahmar¹, N. Hosten², S. Schnell¹

¹University of Greifswald, Greifswald, Deutschland

²University Medicine Greifswald, Institute for Diagnostic Radiology and Neuroradiology, Greifswald, Deutschland

Introduction

Phase-contrast MRI enables in vivo flow measurements of fluids. The advantage of this technique is that fluid velocity and flow direction are encoded in spatially resolved phase images. When extending spatial encoding to 3D and encoding 3-velocity directions (4D flow MRI), the entire velocity vector of moving tissue is described. However, spatially varying phase offset errors (e.g. caused by eddy currents) cause errors in quantification of flow velocity and related values. Since phase offset errors can be in the order of velocity values, they pose a challenge when studying slow-flowing fluids, e.g. cerebrospinal fluid (CSF) in the brain. For CSF, bipolar gradients with high amplitude are necessary for encoding low velocity (VENC). A polynomial fit to the stationary regions may be used to estimate local offset errors. Due to the large number of stationary pixels in the brain compared to the chest, we assume that higher-order polynomial fitting may be beneficial for investigating CSF. In this study, we compare a 2D multi-slice, 3D and 4D correction approach to correct spatially varying phase offsets at low VENC.

Materials & Methods

An ECG-triggered 4D flow MRI sequence was used to acquire phase offset maps in a water phantom (5g NaCl per 1000g H₂O dist.) with a 32-channel head coil (VENC=5cm/s, sagittal slab orientation, TR/TE=22.86 /8.63ms, temp. res.=91.44ms, FA=13°, FOV=220x220x20mm, image matrix=128x128x20 pixels, 3 cardiac frames) on a clinical 3T MRI scanner (Siemens Verio, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). We aim to correct time-resolved 3D phase-difference images along all three directions for varying phase offset errors by solving nonlinear curve fitting problems in a least-squares sense. We estimate the error e_n by using polynomial functions of order $n \in \{0,1,2,3\}$, e.g. a 4D fit with
$$e_n(x, y, z, t) = \sum_{p,q,r,s=0}^{p+q+r+s=n} a_{pqrs} x^p y^q z^r t^s, a_{pqrs} (0 \leq p, q, r, s \leq n).$$
 2D and 3D fitting routines use time averaged data. In contrast, a 4D method additionally uses the time component for fitting and considers time-averaged data for error analysis. The corrected velocity profile is obtained by subtracting the calculated phase offset variation from the original image.

Results

Fig. 1 shows phase images using a 0th to 3rd-order fit. The optimal offset corrected picture without offset should have an even distribution of pixel values around 0. The corresponding error analysis can be seen in fig. 2. Small interquartile ranges and median values around zero indicate good fitting performance.

Discussion

Our results show that phase offset correction using a 4D approach with a 3rd-order fit is feasible and results in the most homogeneous map in a water phantom experiment. Exemplary, the area marked with an arrow appears as a homogeneous surface without a phase offset (fig. 1e). In the future, we aim to test the correction method on in vivo brain data.

Acknowledgement

NIH 1R21NS122511-01

References

[1] Walker et al. JMRI 1993; 3:521- 30 2 Ilik et al. MRM2021;00:1-12;2021

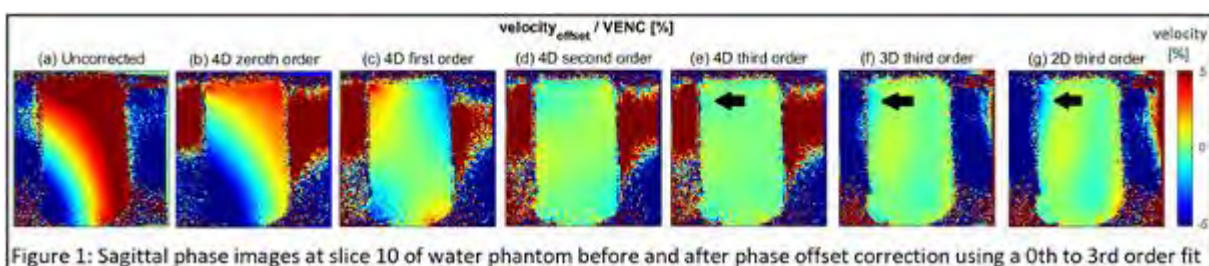


Figure 1: Sagittal phase images at slice 10 of water phantom before and after phase offset correction using a 0th to 3rd order fit

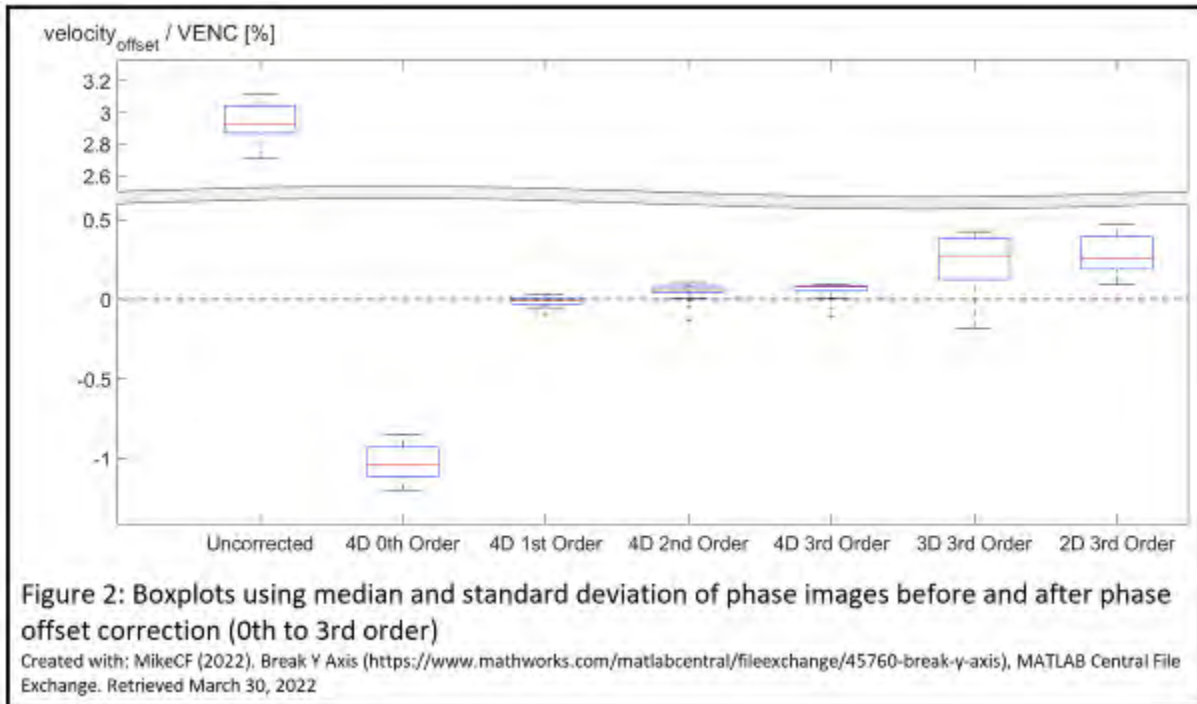


Figure 2: Boxplots using median and standard deviation of phase images before and after phase offset correction (0th to 3rd order)

Created with: MikeCF (2022). Break Y Axis (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45760-break-y-axis>), MATLAB Central File Exchange. Retrieved March 30, 2022

P005 Hoch aufgelöste Black-Blood MRT bei 7T – Optimierung im 3D gedruckten Modell und Validierung in vivo

E. Peschke¹, M. Pravdivtseva¹, O. Jansen², N. Larsen², J. B. Hövener¹

¹Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Sektion Biomedizinische Bildgebung, Kiel, Deutschland

²Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Klinik für Radiologie und Neuroradiologie, Kiel, Deutschland

Einleitung

Vessel wall imaging (VWI) erlaubt es entzündliche Prozesse von Gefäßwänden ohne ionisierende Strahlung, nicht invasiv und in vivo abzubilden¹. VWI basiert auf Black-Blood (BB) MRT, das Signal von Blut im Gefäßlumen unterdrückt. Diese Technik wird bereits in der Klinik verwendet, ist in der Kleintierbildgebung für 7T allerdings noch nicht etabliert. Das Ziel dieser Arbeit war es, diese Lücke zu schließen. Hierfür untersuchten wir zunächst die Flussunterdrückung und den T1 Kontrast einer RARE Sequenz mit einem eigens entwickelten Modell und testeten die Sequenz anschließend im gesunden Tiermodell.

Material & Methoden

Das Modell bestand aus einem Silikonschlauch, umgeben von einem 3D-gedruckten Zylinder und vier Positionen für NMR Röhrchen. Der Schlauch wurde an eine Flusspumpe angeschlossen. Der Zylinder wurde mit Gd:NaCl 1:4000 und die Röhrchen mit Wasser, Olivenöl, Gd:NaCl 1:8000 und Gd:NaCl 1:10000 gefüllt (Abb. 1a). Die Relaxationszeiten wurde mit T1 bzw. T2 Karten ermittelt, und die Flussgeschwindigkeit mittels 2D Phasenkontrast MRT. Für BB-MRT wurde eine 2D RARE Sequenz verwendet (TE=5 ms, TR=1200 ms, FOV=45x45 mm², Schichtdicke=0.8 mm, Pixelgröße=0.35x0.35 mm² bei \approx 5 cm/s Fluss). Anschließend wurden Flussgeschwindigkeit (2.8–32 cm/s), Schichtdicke (0.8-0.3 mm) und Echozeit (5-30 ms) variiert. Für verschiedene ROI (Abb. 1a) wurden Signalintensität und Standardabweichung bestimmt.

Ergebnisse

Die verwendeten Flüssigkeiten zeigten sowohl Unterschiede im T1 als auch T2-Kontrast. Das Modell erlaubte es, Flussunterdrückung und T1 Kontrast parallel zu überprüfen (Abb. 1b). Sowohl die Erhöhung der Flussgeschwindigkeit (c-d) und Echozeit (e-f) als auch die Verringerung der Schichtdicke (g-h) reduzierten Flussartefakte und verbesserten die Flussunterdrückung. Für eine Flussgeschwindigkeit von \approx 5 cm/s schien eine Schichtdicke von 0.8 mm und eine Echozeit von 25 ms sinnvoll. Auch in vivo wurde ein ausgeprägter BB-Effekt erreicht (Abb. 2).

Zusammenfassung

Eine 2D RARE mit TR=1200 ms und TE=25 ms erzeugt einen ausgeprägten BB-Effekt und T1 Kontrast bei guter Auflösung und geringer Messzeit, in vitro und in vivo für 7T. Das gedruckte Modell ist gut für die Sequenzoptimierung in vitro geeignet. Um die T1-Aufhellung von entzündeten Gefäßen aufzunehmen, bedarf es eines geeigneten Tiermodells.

Anhang 1

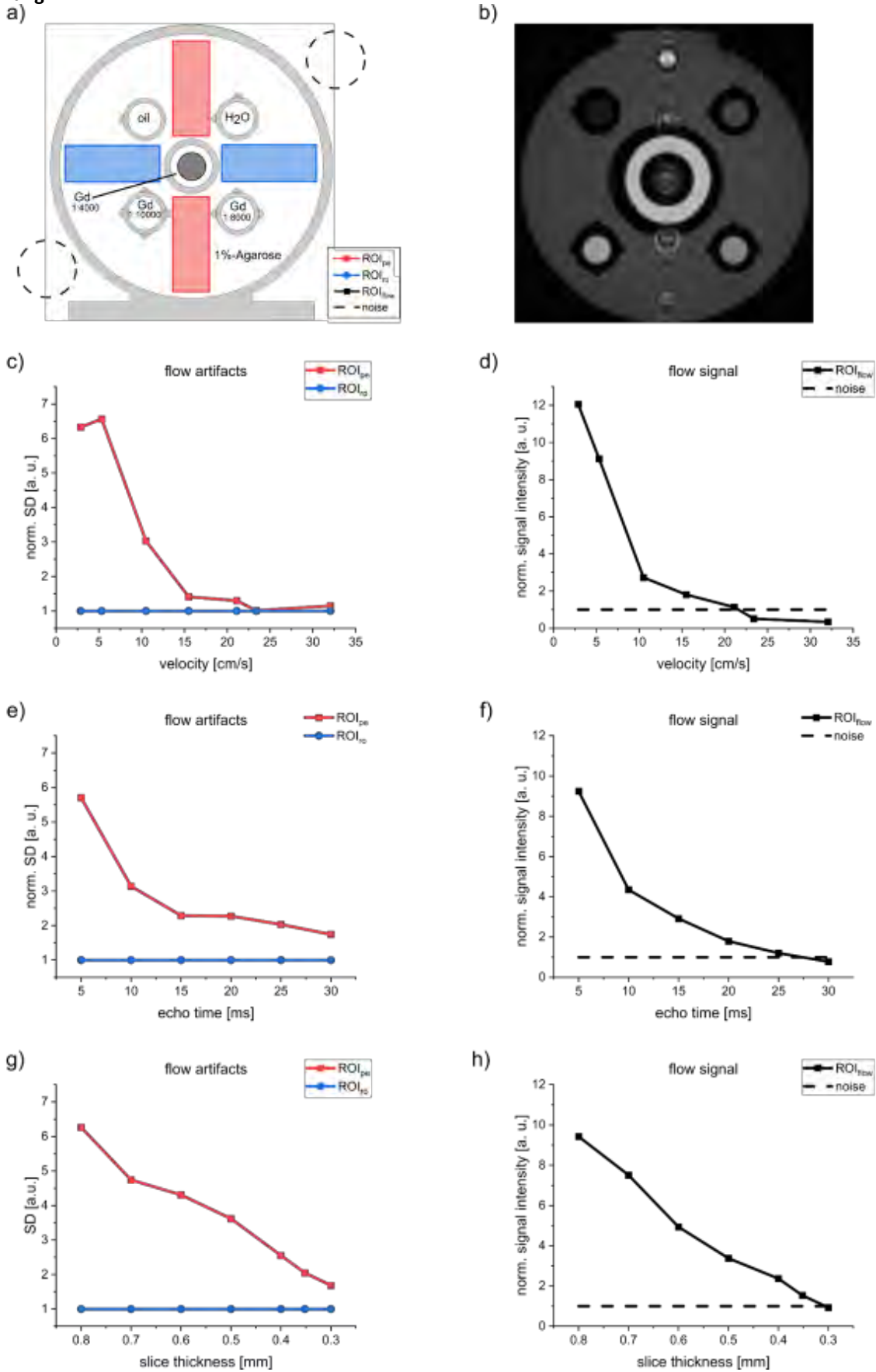
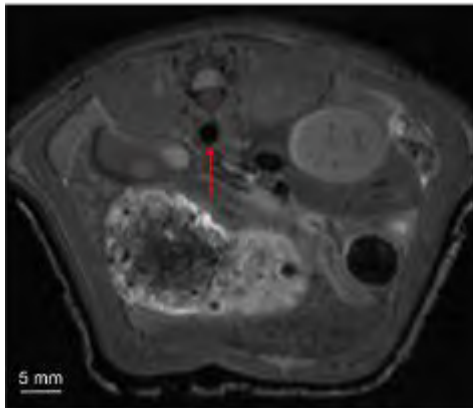


Abb. 1: Optimierung der BB-MRI mittels Modell (a) und 2D RARE (b). Eine Erhöhung der Flussgeschwindigkeit (c-d), Verlängerung der Echozeit (e-f), Reduktion der Schichtdicke (g-h) bei einer 2D RARE resultierten in verstärkter Flussunterdrückung und verringerten Flussartefakten.

Anhang 2

a) Abdomen



b) Hirn

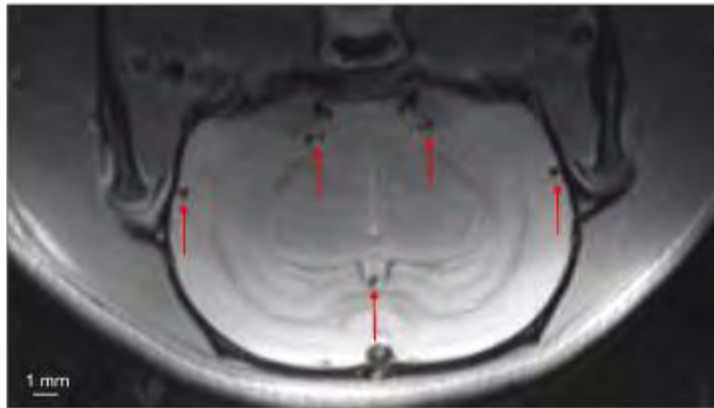


Abb. 2: Abdominelle und kraniale BB-MRT der gesunden Ratte (a) $TE=18$ ms, $TR=750$ ms, $FOV=60 \times 60$ mm², voxel size= $0.234 \times 0.234 \times 0.8$ mm³, scan time=2:06; b) $TE=12$ ms, $TR=750$ ms, $FOV=40 \times 20$ mm², voxel size= $0.156 \times 0.156 \times 0.8$ mm³, scan time=01:36).

Literatur

- [1] Song, J.W. & Wassermann, B.A.: Vessel wall MR imaging of intracranial atherosclerosis. *Cardiovasc Diagn Ther* 10, 982-993 (2020).

P006 Fast analytical simulation of pulseq MRI sequence definitions

J. Endres¹, H. N. Dang¹, F. Glang², K. Herz², A. Loktyushin², S. Weinmüller¹, M. Zaiss^{1,2}

¹Universitätsklinikum Erlangen, Neuroradiologie, Erlangen, Deutschland

²Max-Planck Institut, Magnetic Resonance Center, Tübingen, Deutschland

Introduction

Bloch simulations based on phase distribution graphs (PDG) provide a fast and exact simulation of arbitrary MRI imaging sequences, outperforming classical isochromat based approaches¹. Pulseq² is an open-source project that defines a file format for sequence definitions with implementations for scanners of different vendors, which makes reproducible in vivo measurements possible. The presented simulation can as well interpret pulseq files and thus execute the exact same sequence in silicio.

Methods

A pulseq interpreter capable of reading pulseq 1.2.0 to 1.4.0 files was written. The imported sequence is then converted into the internal representation used by the simulation. As the focus of simulation lies in imaging techniques, the sequence is additionally simplified by using instantaneous pulses and merging events if it does not change the measurement. The simulation then executes the sequence on a virtual phantom to produce a complex signal that can then be reconstructed in the same way as a signal obtained by a physical scanner. All code is written in python, a schematic of the whole process can be seen in figure 1.

Results

The interpreter was successfully tested on the example sequences provided by the official pulseq GitHub repository³. The duration of the simulation of the tested sequences ranged between 70 ms and 16 s, or between 0.5 and 13 times the duration of the sequence itself. The resolution of the sequences ranged from 128^2 to 256^2 while the virtual phantom was fixed to 128^2 . Figure 2 shows the reconstruction of an imperfect spin echo sequence with spiral trajectory. PDG allows splitting of the signal into different parts like FID or stimulated echoes to obtain additional insight into the inner workings of the sequence.

Discussion

A fast simulation of arbitrary MRI sequences defined by pulseq files is a universal tool usable by any project that allows the use of pulseq sequences. In contrast to measurement on physical systems, simulations are readily available. Furthermore, PDGs can provide additional information about the acquired signal that cannot be obtained in a measurement¹ and the simulation is fully analytically differentiable, which together makes it a valuable tool in the research of novel imaging and reconstruction techniques, or end-to-end optimization approaches like MRzero⁴.

Attachment 1

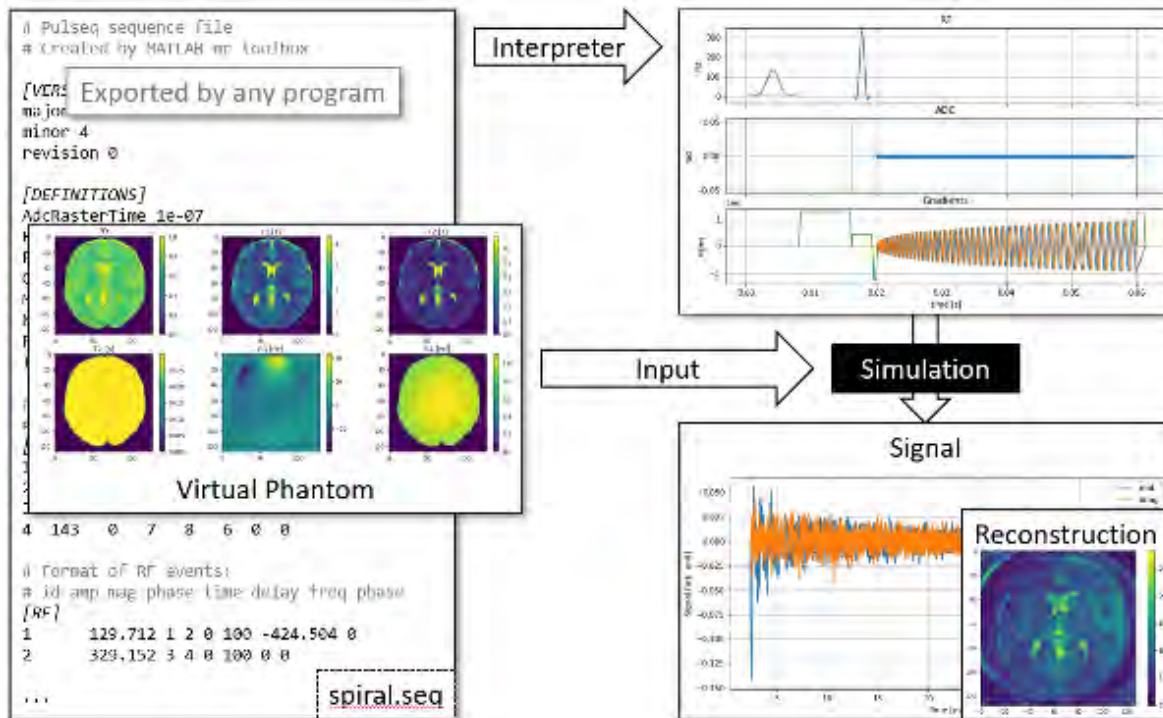


Fig. 1: Schematic of the simulation pipeline executed using the pulseq file of writeSpiral.m⁴

Attachment 2

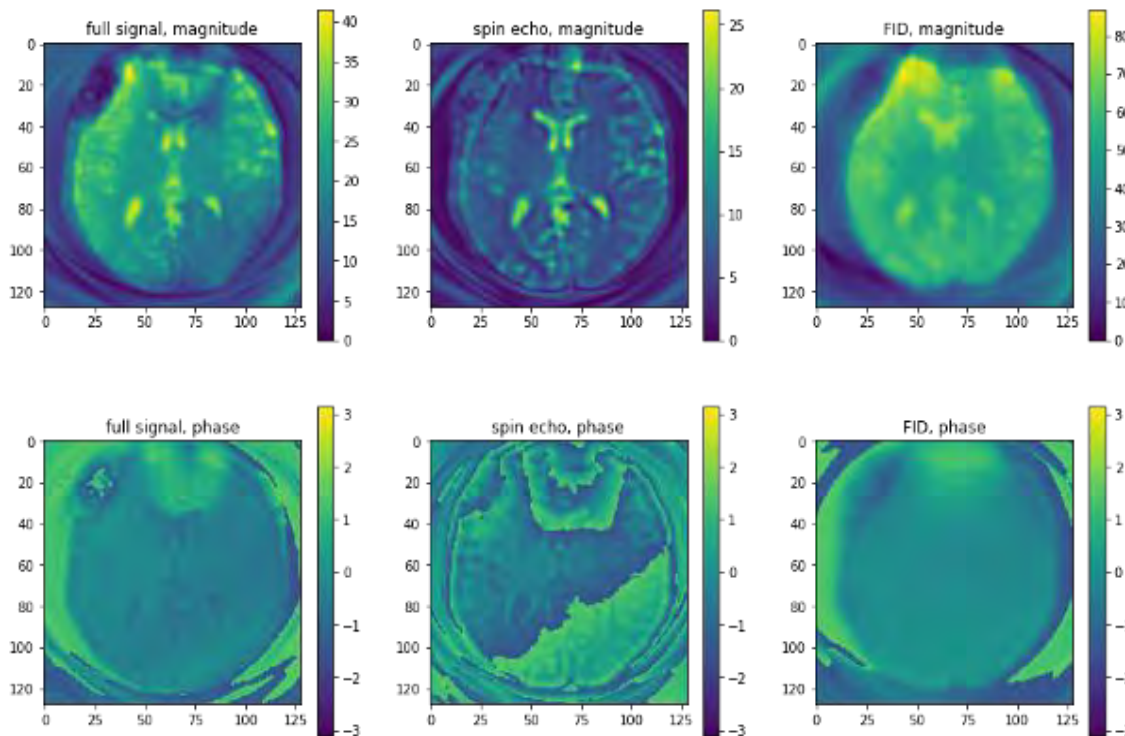


Fig. 2: Spin echo sequence with 60° excitation and 120° refocusing pulse and spiral readout. An animated version of the B0 dependency is available at https://www.cest-sources.org/MRzero/Endres/DS_ISMRM22_BO_spiral.gif

References

- [1] Endres J. et al., Phase distribution graphs for differentiable and efficient simulations of arbitrary MRI sequences, In: ISMRM-ESMRMB 2022
- [2] Layton et al., Magn Reson Med. 2017; 77: 1544-1552
- [3] <https://github.com/pulseseq/pulseseq/tree/master/matlab/demoSeq>
- [4] Loktyushin et al., Magn Reson Med. 2021; 86: 709–724

P007 Vergleich einer readout-segmentierten EPI (RESOLVE) mit einer DWI-Standardsequenz hinsichtlich ihrer Eignung als Registrationstarget für strukturelle MR-Aufnahmen des Nervus opticus zwischen Sehnervenkopf und Chiasma Opticum

M. Janko^{1,2}, V. Schöffling¹, E. Hoffmann³, K. Ponto³, O. Korczynski¹, M. Brockmann¹, A. Othman¹, W. Kleinekofort², A. Kronfeld¹

¹Universitätsmedizin Mainz, Neuroradiologie, Mainz, Deutschland

²Hochschule RheinMain, Rüsselsheim, Deutschland

³Universitätsmedizin Mainz, Augenklinik, Mainz, Deutschland

Einleitung

In der Forschung an neuroradiologischen Bilddaten wird oft auf Templates zurückgegriffen, was eine ausreichende Genauigkeit der Registrierung zwischen strukturellen und funktionellen (hier: diffusionsgewichteten, *DWI*) intra-individuellen MR-Aufnahmen voraussetzt.

Mit dem Fernziel, eine Template-basierte Möglichkeit zur automatisierten Wahl der Seed- und Pathway (PW)-Regionen am N. opticus zu entwickeln, sollen eine standard-DWI EPI-Sequenz (sDWI) und eine readout-segmentierte Variante (RESOLVE, Siemens), die weniger anfällig für Verzerrungen durch Suszeptibilitätssprünge ist, hinsichtlich ihrer Eignung als Target für die Registrierung mit einer strukturellen Sequenz verglichen werden.

Als Maß für die Qualität der Registrierung soll die erfolgreiche Darstellung des Nervus opticus zwischen Sehnervenkopf und Chiasma opticum dienen.

Material & Methoden

Das optische System von drei Probanden wurde an einem 3.0 T MR-Scanner (Magnetom Skyra, Siemens, 64-Kanal-Kopfspule) mittels sDWI, RESOLVE (beide 16 Schichten; 2.5 mm³ isometrischen Voxel; 30 Richtungen: b=0, 800, 1600; opposed Phase) und VIBE (volume interpolated breath-hold examination, 1x0.8x0.8 mm³, TR 6.42 ms, TE 3.69 ms) untersucht. Die Aufnahmezeit betrug 3:02 min für sDWI und 10:27 min für RESOLVE (R-Faktor 3).

Zwei Reader platzierten je Seite drei sphärische ROIs (Seed+PW), sowie eine koronare ROI im Chiasma (Abb. 1A) als Endpunkt sowohl auf den strukturellen als auch auf beiden Diffusionsdatensätzen.

sDWI-, RESOLVE- und VIBE-Volumen wurden in einer Preprocessing-Pipeline aufgearbeitet (Abb. 1B). Als Vorbild diente Tractoflow [1].

Nach Registrierung der strukturellen Daten auf DWI und RESOLVE (FLIRT/FSL, DOF=6) und Übertrag der ROI-Positionen wurden die Tracts basierend auf den ROIs aller drei Ursprungsbilder bei verschiedenen cutoff-Werten für die Fixel-Größe (0.05, 0.075, 0.1) mittels eines Fixel-basierten (CSD:dhollander, MRTRIX3) probabilistischen Algorithmus (iFOD2/MRTRIX3) berechnet.

Ergebnisse

Die besten Resultate des Trackings wurden bei einem cutoff von 0.05 erreicht (Abb. 2).

Anteil der richtig rekonstruierten von 12 möglichen Sehnerven (cutoff 0.05):

ROI-Platzierung RESOLVE/Tracking RESOLVE: 10 von 12

ROI-Platzierung VIBE/Tracking RESOLVE: 12 von 12

ROI-Platzierung sDWI/Tracking sDWI: 7 von 12

ROI-Platzierung VIBE/Tracking sDWI: 6 von 12

Zusammenfassung

Die Kombination VIBE/RESOLVE ist für Template-basierte Entwicklungen vielversprechend. So kann z.B. ein automatisiertes und observerunabhängiges und zeitsparendes Setzen von ROIs ermöglicht werden. Für eine eindeutigere Aussage muss/wird die Anzahl der Probanden und Observer noch erhöht werden. Darüber hinaus muss ein empfindlicherer Erfolgsparameter eingeführt werden.

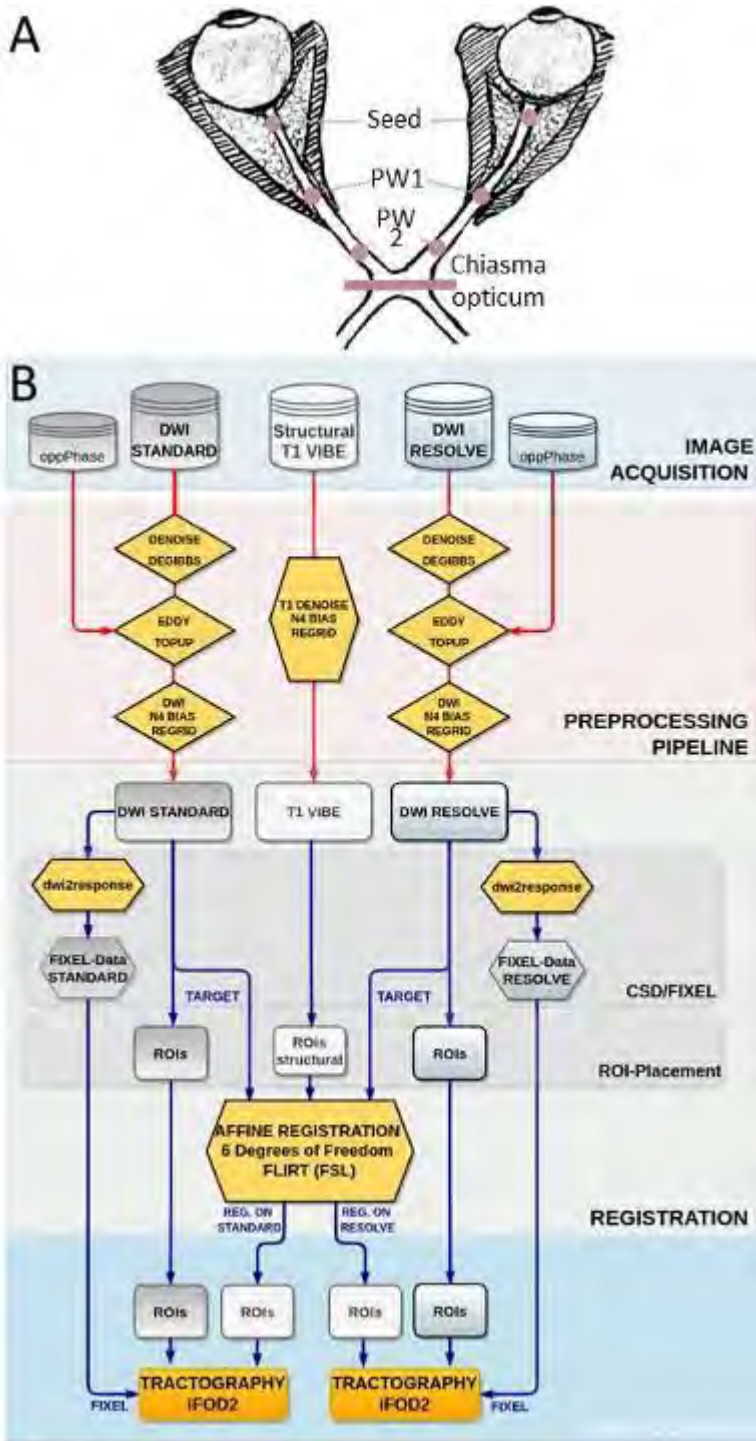


Abb. 1: A: ROI-Positionierung, B: Preprocessing-Pipeline

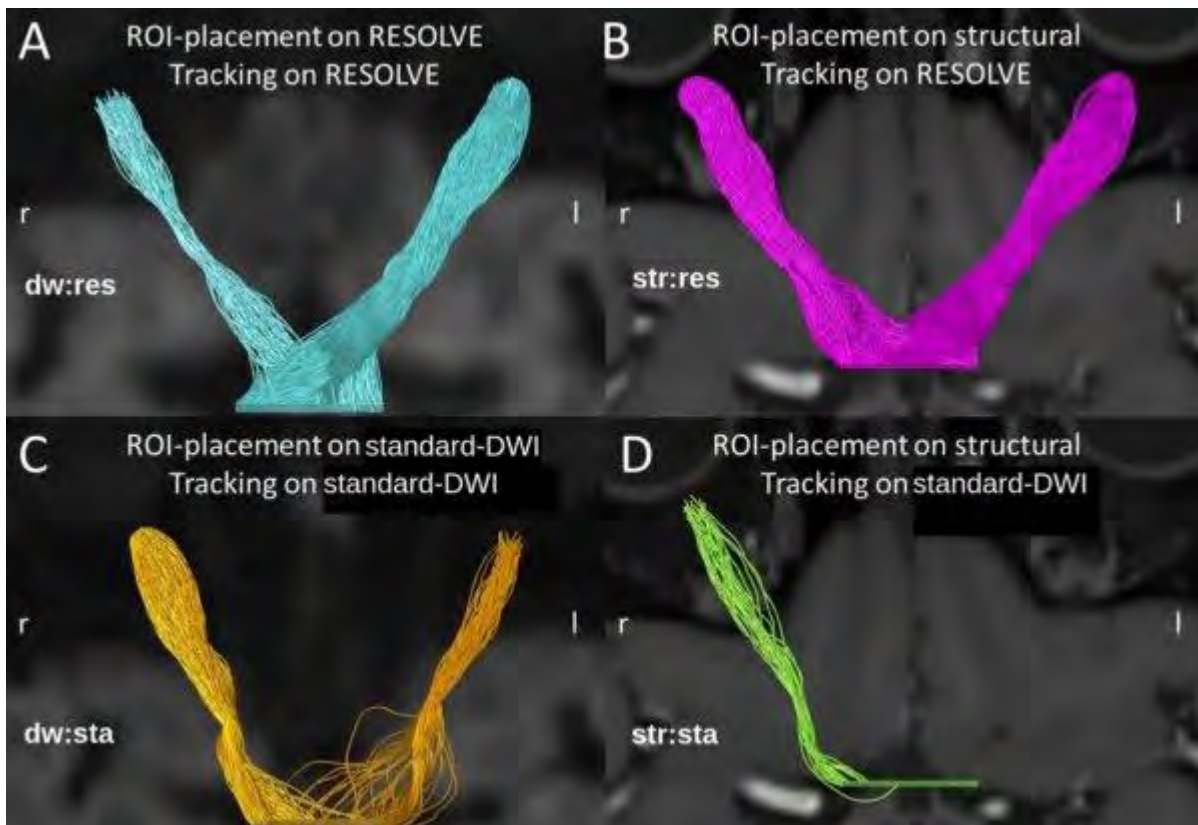


Abb. 2: Tracking-Ergebnisse für die 4 Kombinationen von ROI-Platzierung und DWI-Sequenztechnik

Literatur

- [1] Theaud, G. et al. TractoFlow: A robust, efficient and reproducible diffusion MRI pipeline NeuroImage 218, 116889 (2020).

P008 Simulationsstudie von doppelt gefalteten Dipolen als Sendeelemente für die 7-Tesla MRTS. L. Hansen¹, M. Mahmutovic¹, M. Shrestha¹, A. Scholz¹, M. Poniatoski¹, B. Keil¹¹Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Gießen, Deutschland**Einleitung**

Die 7T MRT bietet ein höheres SNR und besseren Kontrast als Aufnahmen bei geringeren Feldstärken [1,2] und ermöglicht somit hochauflösende Bildgebung. Um dieses Potential voll auszuschöpfen, sollten Anregungselemente eine hohe SAR-Effizienz (B1+/vSAR) aufweisen.[1] In dieser Arbeit wurde die Eignung von unterschiedlich langen Doppelt Gefalteten Dipolen (DFD) als Sendeelemente für die 7T MRT simulationstechnisch untersucht.

Material & Methoden

Die DFDs bestehen aus einem gespeisten und zwei parallel geschalteten Dipolzweigen, welche über den Enden fest verbunden sind (Abb. 1A).

Für die FEM-Simulationen (2021, HFSS, Ansys, Canonsburg, PA, USA) wurden die DFDs aus Kupfer modelliert und über einem homogenen quaderförmigen Phantom ($\epsilon = 34$, $\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$, $\sigma = 0,4 \text{ S/m}$ [3]) positioniert (Abb. 1B). Die Anregung erfolgt über einen konzentrischen Port mit 1 W akzeptierter Eingangsleistung bei 297,2MHz. Die B_1^+ -Felder und SAR_{10g} -Felder wurden in HFSS berechnet und in Matlab (R2018b, MathWorks Inc., Natick, MA, USA) ausgewertet.

Ergebnisse

Die Querprofile der SAR-Effizienzen (Abb. 2A) zeigen, dass mit abnehmender Länge der DFDs die Inhomogenität des Anregungsprofils auf der Phantomboberfläche zunimmt. Doch bereits in geringer Gewebetiefe von maximal 5 cm erzeugen die DFDs homogene Anregungsfelder, ausgenommen dem 15 cm DFD. Abbildung 2B stellt die maximale SAR-Effizienz der DFDs in jeder Schichttiefe relativ zur SAR-Effizienz eines 30 cm Dipols dar. Abgesehen von dem 15 cm DFD erzeugen alle anderen DFDs ab einer Tiefe von spätestens 4 cm bessere SAR-Effizienzen als der 30 cm Standard-Dipol.

Diskussion

DFDs mit mindestens 20 cm Länge sind gut als Sendeelemente für die 7T-MRT geeignet. Der 25 cm DFD zeigt hier die überzeugendsten Eigenschaften als Anregungselement, da dieser bereits ab der Phantomboberfläche eine verbesserte SAR-Effizienz als der 30cm Dipol aufweist. In einer Tiefe von 15 cm hat der 25 cm DFD eine 26% höhere SAR-Effizienz gegenüber dem 30 cm Dipol, sodass der 25 cm DFD insbesondere für die Anregung von tiefliegendem Gewebe gut geeignet ist.

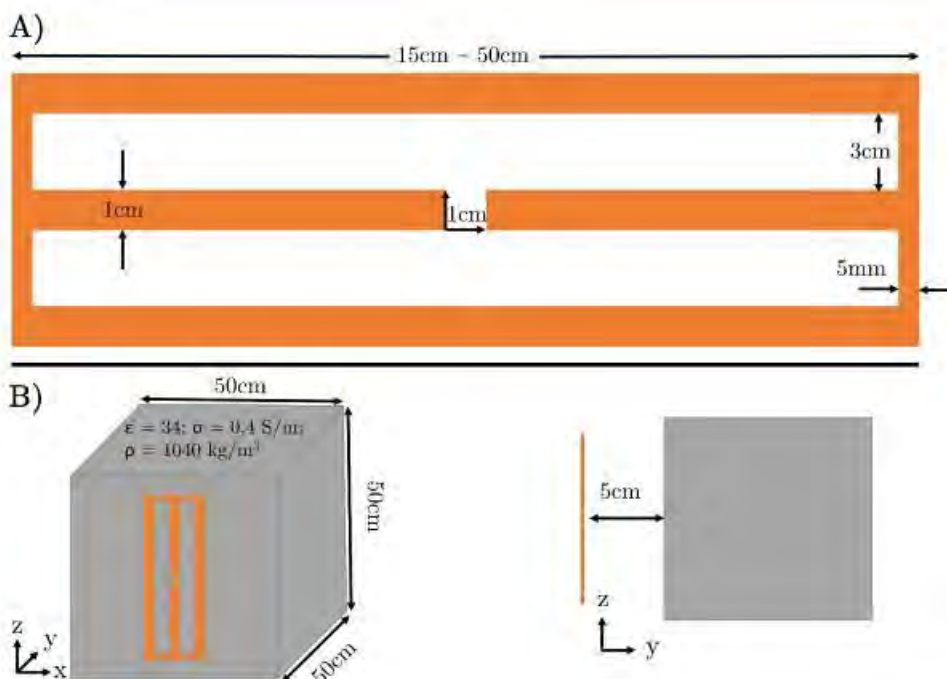
Anhang 1

Abb. 1: Schematische Darstellungen der Simulationsgeometrie: A) Aufbau DFD; B) Positionierung und Abstand des DFD zum Phantom.

Anhang 2

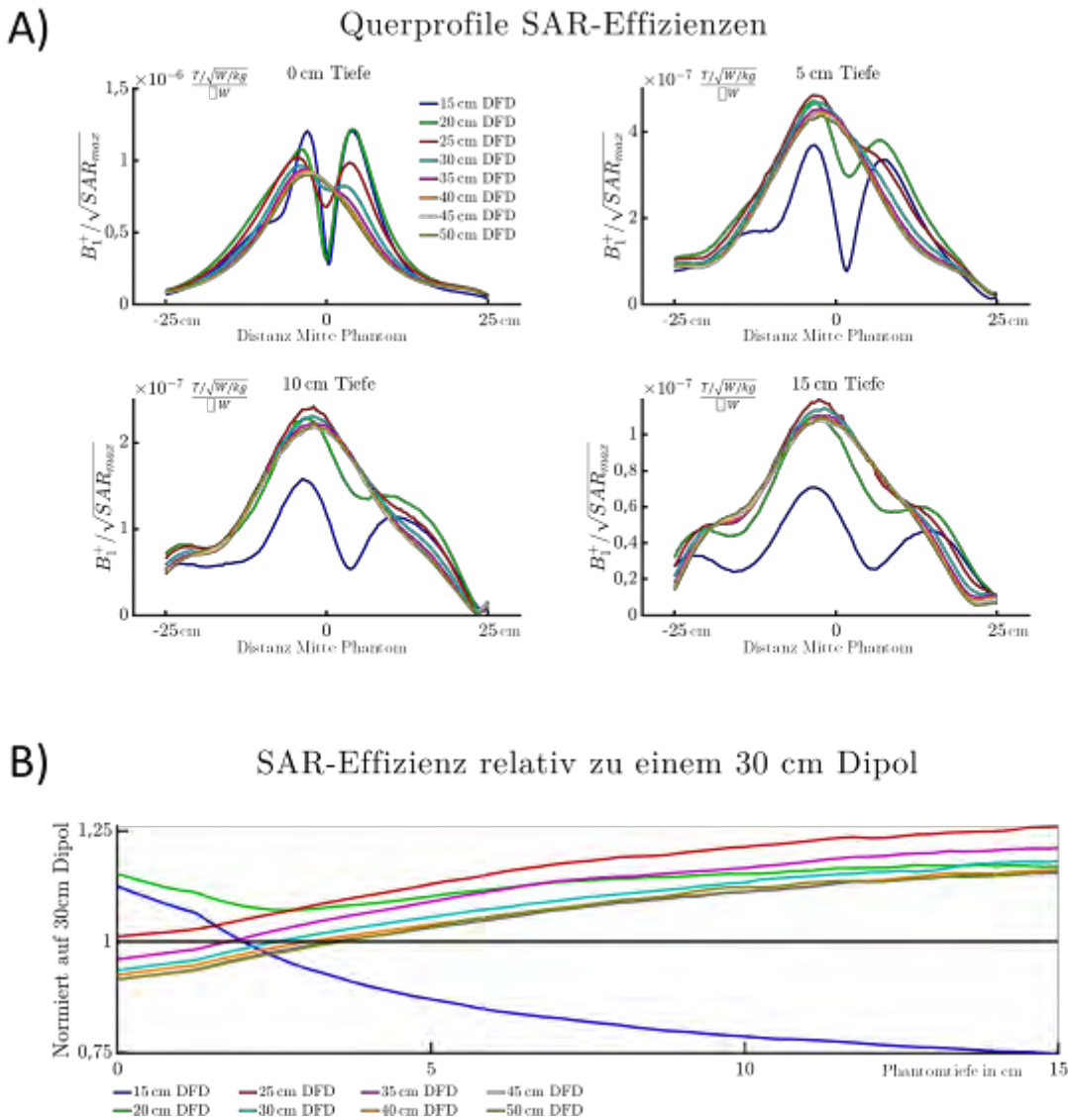


Abb. 2: A) SAR-Effizienzen von DFDs unterschiedlicher Länge in 0 bis 15 cm Tiefe; B) Maximale SAR-Effizienz der DFDs in jeder Schichttiefe normiert gegen die SAR-Effizienz eines 30 cm Dipols.

Literatur

- [1] Vaughan et al. MRM 46:1, 24-30,2001
- [2] Reichenbach et al. NMR 14:7-8, 453-467, 2001
- [3] van den Bergen et al. JMRI 30:1, 194-202, 2009
- [4] Guertler et al. IEEE 38:9, 1042-1047, 1950

P009 Simulation einer rotierenden linear polarisierten Birdcage-Sendespule bei 3 Tesla zur SAR-Reduktion im Bereich von THS Elektroden

N. Kutscha¹, C. Chemlali¹, M. Mahmutovic¹, A. Scholz¹, S. L. Hansen¹, L. Golestanirad², B. Keil¹

¹Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

²Northwestern University, Department of Radiology and Department of Biomedical Engineering, Chicago, IL, Vereinigte Staaten

Einleitung

Eine detaillierte Bildgebung der Kopf- und Hirnstrukturen bei Patienten mit Tiefenhirnstimulatoren [THS] ist für das Verständnis neurologischer Erkrankungen wie Parkinson, Tremor und Epilepsie unerlässlich [1]. Die MRT ist in diesem Zusammenhang von begrenztem Nutzen, da die eingestrahlten elektrischen Felder eine erhöhte lokale SAR an den THS-Elektroden verursachen [2]. Linear polarisierte Birdcage-Spulen erzeugen ein stark reduziertes elektrisches Feld entlang einer von der in Spulengeometrie abhängigen Feldlinie, jedoch liegen die THS nicht immer in diesem Bereich. Aus diesem Grund wurde eine drehbare Birdcage-Spule für die 3T-MRT entworfen, die es ermöglichen soll, die geringen elektrischen Felder entlang der THS auszurichten und so die lokale SAR so weit wie möglich zu minimieren.

Material & Methoden

Die Entwicklung des Birdcageformers und des darauffolgenden Layouts für die Sendespule erfolgte in Rhino 3D (Robert McNeel & Associates, Seattle WA, USA). Zur Verifizierung wurde das Layout der Sendespule in ANSYS Designer (HFSS, Circuit, ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) importiert und simulationstechnisch angepasst. Für die Simulation wurde ein homogenes Schulter-Kopf-Phantom ($\epsilon_r = 66,34$, $\sigma = 0,49$ S/m und $\rho = 985$ kg/m³) verwendet. Als Spulenmaterial wurde Kupfer ($\sigma = 5,8 \cdot 10^7$ S/m) gewählt, jegliche Kapazitäten einschließlich dem Port wurden als variable konzentrische Bauteile definiert, um bei der anschließenden Co-Simulation mit ANSYS Circuit diese anpassen und optimieren zu können.

Ergebnisse

Die S_{11} -Simulation auf dem vorletzten (siebten) Resonanz-Modus ergab eine stark optimierte Anpassung von -61,96 dB bei der Sendefrequenz von 123,25 MHz mit den Kapazitätswerten von $C_{\text{Tune}} = 40,39$ pF und $C_{\text{Match}} = 102,61$ pF. Die HFSS-Simulation konvergierte mit unter 14 Pässen auf ein ΔS von unter 0,02. Es konnte eine maßgebliche Reduktion der E-Feldstärke und des lokalen SAR auf transversalebene Ebene der üblichen Position der Elektroden nachgewiesen werden (siehe Abb. 1). Die gleichzeitige Homogenität des B_{1+} -Feldes wurde dabei gewährleistet.

Zusammenfassung

In diesem Projekt wurde das Konzept einer linear polarisierten Birdcage-Sendespule bei 3T erfolgreich simulationstechnisch umgesetzt, welche durch die lokale E-Feld -Auslöschung zur potenziellen Bildgebungstechnologie für Patienten mit THS geeignet wäre. Hierdurch könnten THS-Patienten erstmals Zugang zu MRT-Untersuchungen bei 3T erlangen, ohne dass man die limitierenden SAR-reduzierten Sequenzen verwenden muss.

Anhang 1

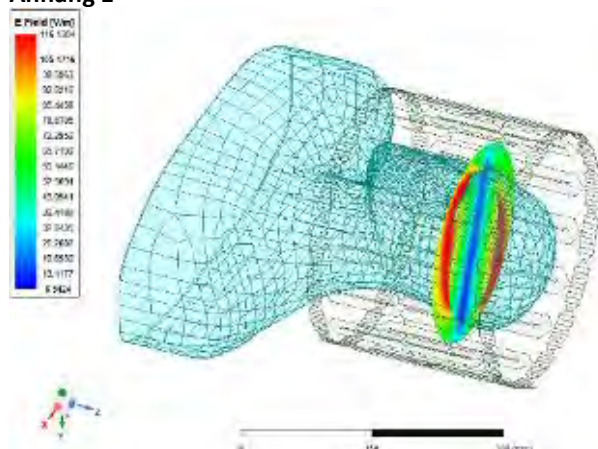


Abb. 1: Simulationstechnischer Aufbau der Sendespule und des homogenen Phantoms einschließlich E-Feld

Literatur

- [1] Miocinovic S, JAMA Neurol. 70.2 (2013): 163–171
- [2] Golestanirad, L. Neuroimage 147 (2017): 577-588.

P010 Ortsauflösung auf einem Hochfeld MR-Mikroskopiesystem – Punkt-Verbreiterungsfunktion (PSF) und Modulations-Transfer-Funktion (MTF) an der Nyquist Grenze

A. G. Berg^{1,2}, M. Börner³

¹Medical University of Vienna, High field MR-Centre, Wien, Österreich

²Medizinische Universität Wien, Zentrum für Medizinische Physik, Wien, Österreich

³Karlsruhe Institute of Technology (KIT), Institute of Microstructure Technology (IMT), Eggenstein-Leopoldshafen, Deutschland

Einleitung

Aufgrund der vielen Einflussfaktoren auf die Lokalisierbarkeit von Objekten (z.B. Bandbreite, SNR, B0, rf) sind andere Kenngrößen als die Voxelgröße geeigneter im Sinne einer quantitativen Qualitätskontrolle: Die Punkt-Verbreiterungsfunktion (PSF) und ihr Analogon im Fourierraum: die Modulationstransferfunktion (MTF)[1]. Die MTF lässt sich prinzipiell über die Messung der Modulationshöhe in Bildprofilmessungen von Objektgittern ermitteln [2], die PSF über die Linienbreite eines kleinen Punktobjektes ermitteln. Nach Nyquist-Kriterium sollte die Abtastfrequenz im Ortsraum (Pixelgröße), mindestens das zweifache der höchsten Raumfrequenz des Objektes betragen. Der Beitrag zeigt die ersten Ergebnisse der Messungen an Phantomen, die spezifisch mit Mikrostrukturierungsverfahren für die QC für schichtselektive 2DFT MR-Verfahren erstellt wurden, mit Objekt-Strukturgrößen bis herunter auf 20 µm, nahe bei der interpolierten Pixelgröße.

Material & Methoden

Für die Schicht-selektiven MR-Verfahren mit den typisch stark anisotropen Voxeln wurden in PMMA mit Deep X-ray-Lithographie (DXRL)[3] Prototyp-Phantome mit stark anisotropen Strukturen als

- a) Loch-Phantome (Tiefe: $t_h = 500 \mu\text{m}$, Durchmesser $4 \mu\text{m} < d_i < 256 \mu\text{m}$ zur Erfassung der PSF und
- b) Gitterstrukturen ($32 \mu\text{m} < a_i < 256 \mu\text{m}$) zur Erfassung der MTF hergestellt.

Die hohen MR-mikroskopischen Auflösungen (VS: $37 \times 37 \times 300 \mu\text{m}^3$, interpoliert auf $18,5 \times 18,5 \mu\text{m}^2$, fl2d1) auf einem Human-Hochfeld MR-Scanner (B = 7T, Siemens Magnetom Dot⁺,) konnten unter Einsatz eines speziellen nicht-kommerziellen MR-Mikroskopie Einsatzes mit starken Gradienten und sensitiven rf-Detektoren erreicht werden.

Ergebnisse

Die PSF wird durch die Linienbreite (FWHM) einer angepassten Gauss-Funktion abgeschätzt (FWHM = $48,7 \pm 3,5 \mu\text{m}$ für die verschiedenen gemessenen Lochphantome). Sie liegt damit ca. 30% über der nicht interpolierten Pixel-Größe (Abb. 1a). Mit Hilfe der Modulationshöhen (Abb. 1b) für verschiedene Gitterperioden lässt sich die MTF für verschiedene diskrete Stützpunkte approximieren und nach Interpolation die Auflösung auswerten. Bei Definition der Auflösungsgrenze $a/2_{\text{crit}}$ aus der kritischen Modulationshöhe ($M_{\text{crit}} = 50\% M_{\text{max}}$) ergibt sich eine Ortsauflösung in Frequenzkodier-Richtung von $a/2_{\text{crit}} = 40 \mu\text{m}$, ca. 18% unter dem via PSF bestimmten Wert. Einzelobjekte kleiner als nominelle Pixel-Größen können als Einzelpunkte bei genügend Kontrast gegen den Untergrund mit einer Kontrastreduktion entsprechend dem partiellem Volumenanteil am Voxel lokalisiert werden.

Zusammenfassung

Mit Hilfe eines speziellen Mikrostrukturierungsverfahrens (DXRL) konnten Teststruktur-Phantome für die quantitative Erfassung der Ortsauflösung in der Schicht-selektiven MRI auf der Basis der PSF und MTF hergestellt und auf einem MR-Mikroskopie-System ausgewertet werden. PSF und MTF zeigen um ca. 8-30% geringere Auflösung als durch die Pixelgröße angegeben an. Die Ergebnisse könnten durch Interpolation verbessert sein.

Anhang 1

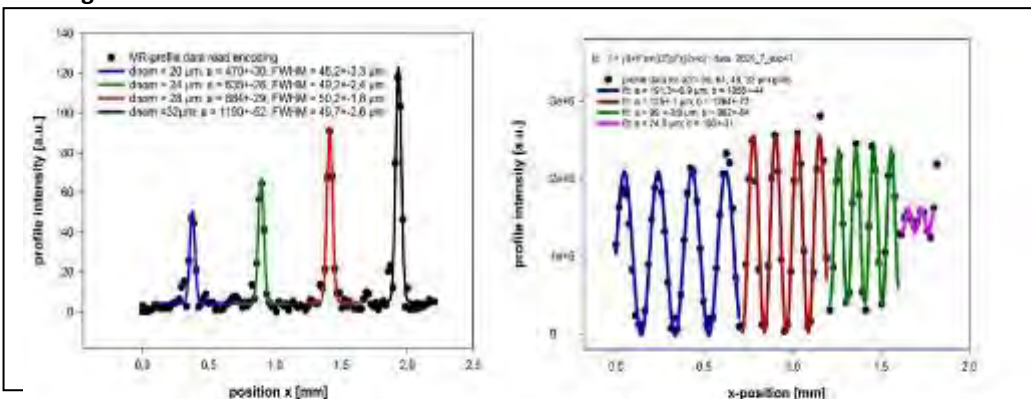


Abb. 1a MR-Signal-Profil über 4 zylindrische Lochphantome mit Durchmessern $20 \mu\text{m} \leq d \leq 32 \mu\text{m}$; $\mu\text{s} = 18 \times 18 \mu\text{m}^2$ (interpoliert). Die PSF wird durch die FWHM der Gauss-förmigen Anpassungskurven parametrisiert.

Abb. 1b MR-Signal-Profil über Gitterphantome mit Gitterperioden $64 \mu\text{m} \leq a \leq 192 \mu\text{m}$. Die MTF wird durch die Amplituden der Sinus-förmigen Anpassungskurven modelliert.

Literatur

- [1] Rossmann K.: Point Spread-Function; Line Spread-Function and Modulation transfer function. *Radiology* 93 (1969), 257-272.
- [2] Fellner C et al. A high-resolution phantom for MRI. *Magnetic Resonance Imaging* 19 (2001), 899–904.
- [3] Saile V, (ed.), Wallrabe U, (ed.), Tabata O (ed.), Korvink JG (ed.). LIGA and Its Applications; in: *Advanced Micro & Nanosystems* 7,1, (2009) Wiley-VCH.

P011 ComprehenCEST – a clinically feasible CEST protocol to cover all existing CEST preparation schemes by snapshot readout and reduction of overhangs

L. Kamm¹, M. S. Fabian¹, K. Herz², F. Glang², A. Dörfler¹, M. Zaiss¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Neuroradiologie, Erlangen, Deutschland

²Max Planck Institut für Biologische Kybernetik, Hochfeld-Magnetresonanz, Tübingen, Deutschland

Introduction

CEST sequences preparing a selected metabolite normally sample the full Z-spectrum, allowing for asymmetry or model evaluations. To achieve good labelling efficiency for various metabolites, different physical preparations are required. Sparsity-enforcing machine learning algorithms help to select and combine the differently CEST-prepared images from a sequence pool covering the preparation parameter space, while preserving main contrast information. Together with a fast, single-shot 3D readout, we create a 3D CEST protocol containing 13 established contrasts in 10 minutes scan time.

Materials & Methods

13 contrasts are evaluated conventionally (PCA-denoising, dB0-correction, MTR asymmetry or Lorentz fit) from six existing CEST sequences [2-5], which cover B1cwpe levels from 0.5 to 4 uT, offering the ground truth. M_z is prepared using standardized pulseq-CEST building blocks [7-8], and probed with the fast snapshotCEST 3D readout [1]. (2) All Z-spectra, B0 and B1 are mapped to contrast via a linear projection, while sparsity-enforcing L1-regularization reduces the number of consumed offsets (rowLASSO [6]). The training is carried out on uncorrected, raw Z-spectra to generate a selection that provides robustness against noise and B0/B1 field inhomogeneities. (3) Difference maps between ground truth and model output are created for volunteer data in the training and validation set.

Results

The normalized, mean absolute error (NMAE) between linear model and ground truth, averaged over all 13 contrasts, and for retaining offset rate r is: $27\pm6\%$ ($r=1$), $29\pm7\%$ ($r=0.8$), $32\pm8\%$ ($r=0.6$), $36\pm9\%$ ($r=0.4$), $42\pm11\%$ ($r=0.2$).

Discussion & Conclusion

Instead of arguing which is the best CEST protocol to provide new insights into a pathology, and only measure one CEST contrast, we suggest measuring them all. By combining sparse sampling and snapshot readout, a comprehensive protocol covering most of the reported labellings of 10 minutes is conceivable. This allows to design powerful hypotheses generating clinical pilot studies.

Appendix 1

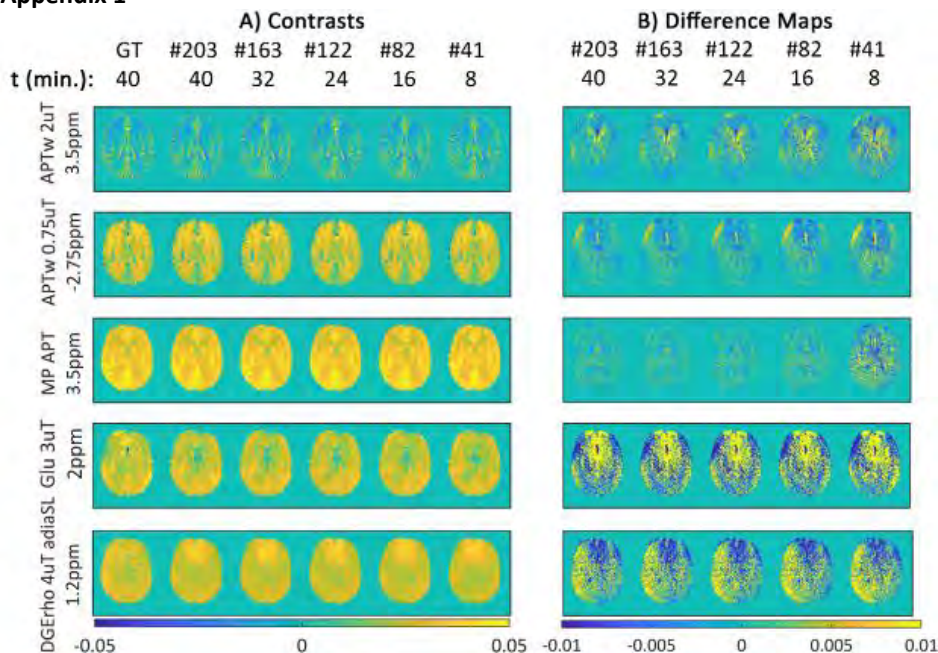


Fig. 1: 5 CEST contrasts (MP APT: Lorentz fit, Others: MTR asymmetry) for one volunteer (23m) in the training set. A) Brain maps showing the Ground Truth (left column; PCA-denoising, dB0-correction (WASABI [9])) and linear model-output using numbers of offsets indicated with #. B) Difference maps to ground truth.

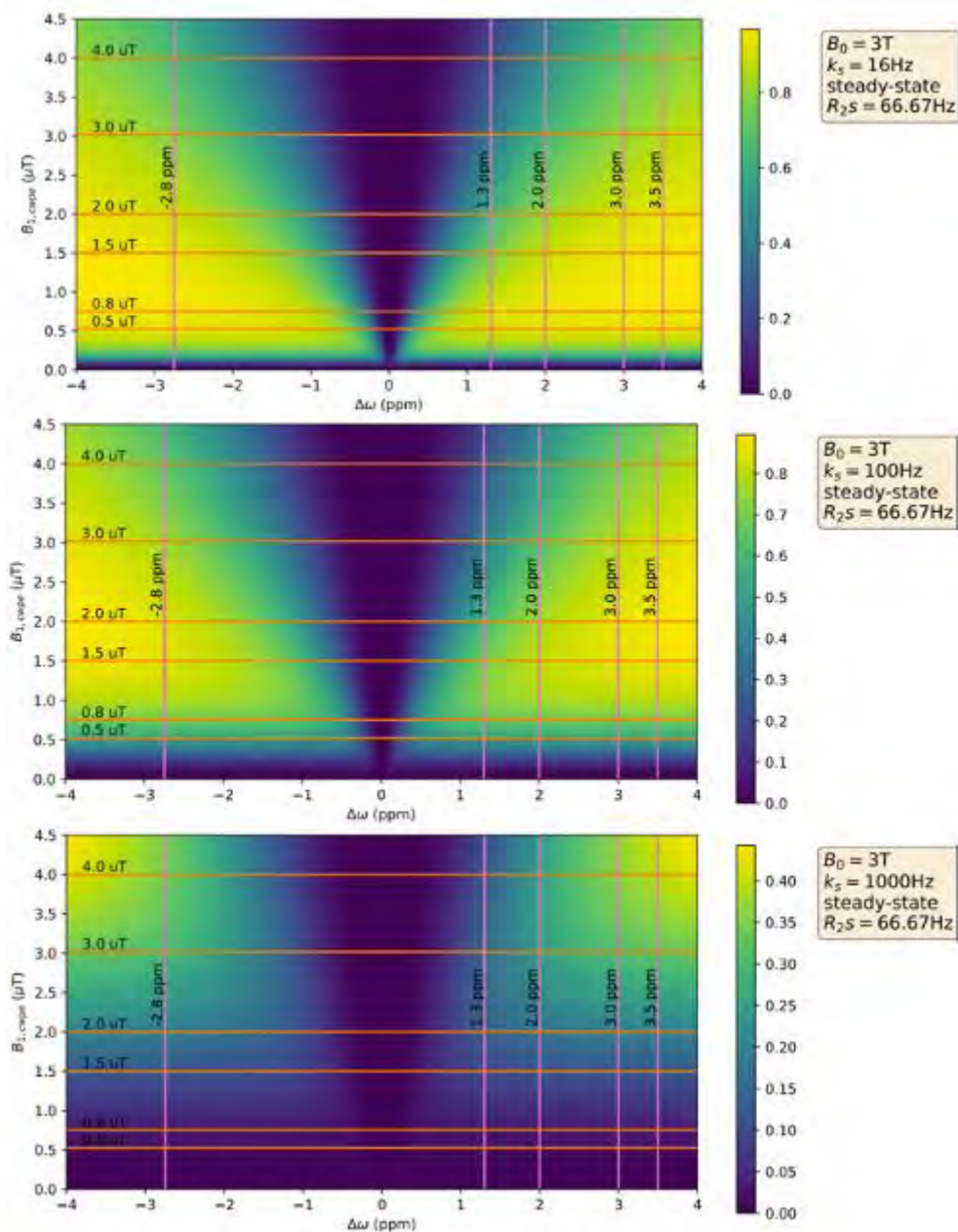


Fig. 2: On-resonant, spillover-suppressed labeling efficiency for three solute-pools differing in exchange rate k_s . Orange lines: B_{1cwpe} levels of comprehenCEST sequences. Pink lines: Frequencies of metabolite pools.

References

- [1] Zaiss et al. NBM. 2018; 31:e3879.
- [2] Nanga et al. MRM. 2018; 80: 2033– 2039
- [3] Harris et al. MRM. 2018;80:1962–1978
- [4] Herz et al. MRM. 2019;82:1832–1847.
- [5] Yuan et al. NBM. 2014;27:1239-1247.
- [6] Glang et al. NBM. 2022 Jan 24:e4697.
- [7] Herz et al. MRM. 2021;00:1–14.
- [8] Herz et al. 2021; Pulseq-CEST. <https://github.com/kherz/pulseq-cest>.
- [9] Schuenke et al. MRM. 2017;77:571-580.

P012 Erste Evaluation der Nutzbarkeit eines neuen 0,55T MRTs für die Strahlentherapieplanung im Bereich des Kopfes

J. Grigo¹, S. Masitho¹, M. Schneider², M. Requardt², S. Doussin², H. P. Fautz², F. Putz¹, R. Fietkau¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

²Siemens Healthcare GmbH, Magnetic Resonance, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Niedrigfeld-MRTs bieten einige Vorteile gegenüber Hochfeld-MRTs; insbesondere suszeptibilitätsabhängige Verzerrungen sind üblicherweise geringer als bei höheren Feldstärken. Andererseits hat sich das nachteilige Signal-zu-Rausch Verhältnis (SNR) solcher Geräte durch neue Technologien in den letzten Jahren stark verbessert. Ein neues 0,55T MAGNETOM Free.Max (Siemens Shenzhen Magnetic Resonance Ltd., Shenzhen, China) wurde hinsichtlich seiner Nutzbarkeit für die Strahlentherapieplanung getestet.

Material & Methoden

Zunächst wurde mit einem dedizierten Phantom (MR Distorsion Phantom, LAP GmbH Laser Applikationen, Lüneburg, Deutschland) die gradientenabhängige Abbildungstreue gemessen und mit einem für die Strahlentherapieplanung etabliertem 1,5T-RT-System MAGNETOM SOLA (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) verglichen.

Anschließend wurde für 10 Probanden eine B0-Field-Map berechnet, um die Verzerrungen auf Grund von patientenbedingten Änderungen der B0-Suszeptibilitäten zu messen.

Mit Hilfe von 3D-Druck wurde eine Lagerungshilfe für die Head/Neck-12-Spule entwickelt, die eine Positionierung des Patienten analog zur Bestrahlungsposition ermöglicht.

Verschiedene Sequenzen wurden zunächst an Probanden bezüglich Auflösung, Messzeit und Kontrast optimiert: 3D T1 gradient-echo-sequence (VIBE), 3D T1 turbo-spin-echo-sequence (SPACE), 3D T1-magnetization-prepared-rapid-gradient-echo-sequence (MPRAGE). Anschließend wurde ihre Eignung bzgl. Detektierbarkeit von Metastasen im Patienten evaluiert.

Ergebnisse

Die Phantommessungen zeigen, dass nach 3D-Verzerrungskorrektur in der Mitte des FOV, im Kopfbereich, eine hohe Abbildungstreue gegeben ist. Insbesondere an den Rändern des FOV sind die verbleibenden Verzerrungen am 0,55T MRT-System jedoch größer als die bei dem verglichenen 1,5T MRT.

Die mittleren suszeptibilitätsinduzierten Verzerrungen im Kopf lagen bei $0,13 \pm 0,02$ mm (Max. 0,21mm).

Das SNR wurde in Probandenmessungen in fünf Regionen im Hirn mit und ohne Lagerungshilfe ermittelt. Das Insert hat keine signifikanten SNR-Änderungen ergeben. Eine optimierte Lagerung von Strahlentherapiepatienten ohne Signalverluste in der Kopfspule ist somit möglich.

Die T1-3D-FLASH-Sequenz (Voxelgröße 0,5x0,5x0,7mm, TR 9,5ms, Flip-Winkel 20°, Bandbreite 131Hz/px, Messdauer 9:31min) hat sich gegenüber den anderen getesteten T1-Sequenzen überlegen bezüglich der Detektierbarkeit von Metastasen gezeigt. Die ersten Patientenmessungen haben gezeigt, dass sich auch kleine Metastasen erkennen lassen.

Zusammenfassung

Die Untersuchungen des 0,55T MRTs haben gezeigt, dass sich dem System Möglichkeiten ergeben können hinreichend geometrisch genaue und hoch aufgelöste Bilder zu erzeugen, die für die Strahlentherapieplanung genutzt werden können. Die Auflösung wurde allerdings etwas reduziert, um in einer vergleichbaren Messzeit zum 1,5T MRT zu bleiben.

P013 Improving 3D Cartesian multi-echo readout for ²³Na Multi-Quantum Coherences MRI

C. Licht¹, S. Rapacchi², J. Zapp¹, L. R. Schad¹

¹Heidelberg University, Computer Assisted Clinical Medicine, Mannheim, Deutschland

²Aix-Marseille Université, CRMBM, Marseille, Frankreich

Einleitung

Sodium (²³Na) MR imaging is a promising tool to probe tissue ionic homoeostasis, while potentially offering richer tissue characterization beyond sodium concentration. As a 3/2 spin, sodium exhibits multi-quantum properties. The Triple Quantum (TQ) signal of sodium is highly sensitive to sodium microscopic environment and, by extension, to intracellular content¹, which is highly relevant for the clinic. However, multi-quantum imaging is challenging, as Single Quantum (SQ) signal decays very rapidly while TQ requires high sensitivity to be captured.

We demonstrate for the first time that a modified version of Cartesian Imaging SQ and Triple Quantum ²³Na (CRISTINA²), including an early asymmetrical echo for SQ sampling and symmetrical echoes for later TQ sampling allowed to improve brain SQ and TQ, as well as knee cartilage mapping.

Material & Methoden

CRISTINA was adapted to utilize one asymmetrical readout for the first contrast only. In addition, we replaced read rewind gradients by utilizing a bipolar multi-echo readout (Anhang 1).

Imaging was performed on 3T MRI (Siemens MAGNETOM Trio, Erlangen, Germany) with a 1Tx/Rx ²³Na/¹H head coil (RapidBiomedical) TE/ Δ TE=1.67/6.4ms for the modified and TE/ Δ TE=1.67/5ms for the conventional CRISTINA, BW=210Hz/px and TR = 150ms.

Phantom: Voxel size: 8x8x20mm³, TA=124 min.

In-vivo brain: Voxel size: 10x10x20mm³, TA=50 min.

In-vivo knee: Voxel size: 10x10x20mm³, TA=31 min.

Difference of SQ and TQ were quantified in structures of interest by SSIM and relative error. Differences images are masked and overlaid with magenta indicating prominent differences favoring the new sequence and green showing differences favoring the old sequence.

Ergebnisse

Structural differences for TQ images up to SSIM=0.90 and relative errors up to 13.2% were observed, indicating enhanced TQ sampling sensitivity. As expected SQ images did not exhibit large differences. Highest differences are observed at tissue boundaries, due to the fact that full k-space is acquired for later echoes (Anhang 2).

Zusammenfassung

Demonstration of a modified ²³Na 3D multi-quantum coherences sequence to improve sensitivity of simultaneous single and triple quantum sodium mapping in brain matter, by utilizing cartesian asymmetrical and symmetrical multi-echo readouts.

Anhang 1

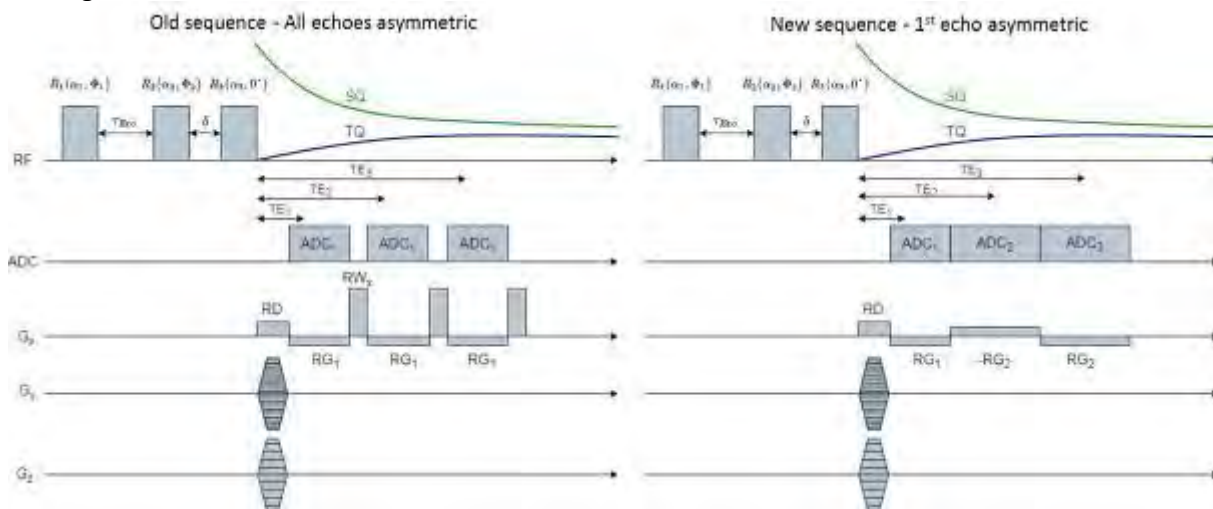


Abb. 1: Pulse sequence diagram of old CRISTINA sequence (left, termed old) and new proposed sequence with an asymmetrical echo for first ADC only (right, termed new).

Anhang 2

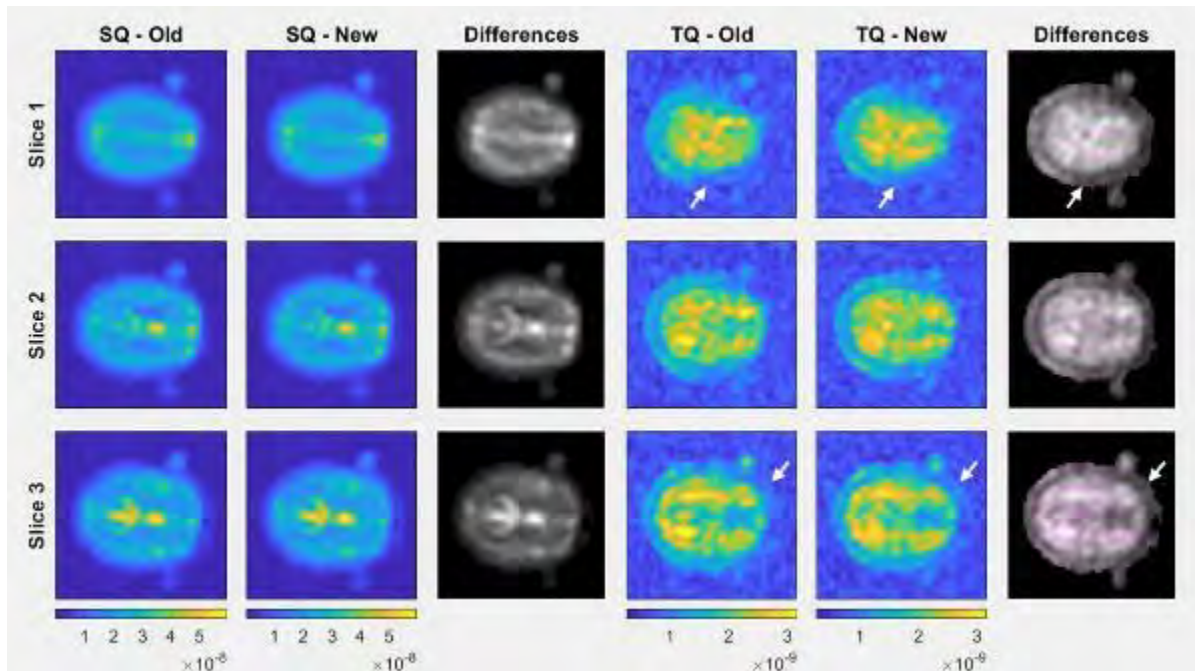


Abb. 2: Comparison of in-vivo brain data acquired with old and new sequence. Note the improvement of image details in the new sequence.

References

- [1] LaVerde G, et al. Serial triple quantum sodium MRI during non-human primate focal brain ischemia. Magn Reson Med. 2007 Jan;57(1):201-5.
- [2] Hoesl, M.A.U. et al., Efficient ^{23}Na triple-quantum signal imaging on clinical scanners: Cartesian imaging of single and triple-quantum ^{23}Na (CRISTINA). Magnetic Resonance in Medicine, 2020. 84(5): p. 2412-2428.

P014 A study of GABA and high energy phosphates change induced by anodal tDCS in the primary motor cortex of healthy subjects using $^1\text{H}/^{31}\text{P}$ MR spectroscopy

H. J. Patel^{1,2}, C. H. Choi², N. J. Shah², F. Binkofski^{1,2}

¹Division of clinical cognitive sciences, Department of Neurology, RWTH Aachen University Hospital, Aachen, Deutschland

²Institute of Neuroscience and Medicine - 4, Research Center Jülich GmbH, Jülich, Deutschland

Introduction

Weak current can be used to modulate neuronal excitability using a non-invasive technique called as transcranial direct current stimulation (tDCS). GABA concentration [1] and neuronal energy consumption [2] have been studied with the help of anodal tDCS. However, very little is known about the effect of duration of anodal tDCS on neuronal excitability and energy consumption or vice versa. Our main objective is to study long-term GABA and corresponding energy changes following anodal tDCS on primary motor cortex consecutively acquired by repetitive proton (^1H) and phosphorous (^{31}P) magnetic resonance spectroscopy (MRS) up to 75 minutes.

Materials & Methods

Six right-handed healthy volunteers were recruited in RWTH Aachen University Hospital for anodal and sham group. All experiments were performed on a 3T Siemens PRISMA whole-body scanner using a $^1\text{H}/^{31}\text{P}$ head coil. One set of ^1H GABA and ^{31}P MRS scan and two sets of the same scans were carried out before and after the stimulation, respectively. 1 mA anodal and sham tDCS were applied for 20 minutes with the anodal electrode placed over the left M1 and cathodal electrode placed on the right supra-orbital area. GABA-edited ^1H and ^{31}P spectra were independently acquired from a volume-of-interest of $3\times 3\times 3\text{cm}$ (27mL) carefully localised on the left M1. MEGA-PRESS J-editing was used for GABA detection (TR/TE = 5350/68 ms and 96 averages), and 3D CSI (TR/TE = 3730/2.3 ms and 6 averages) with NOE enhancement was utilized for ^{31}P acquisition. Data processing and quantification of GABA and ^{31}P spectra were performed with open-source software; LCModel and jMRUI, respectively.

Results

Normalized GABA, ATP/Pi and PCr/Pi concentration from the motor cortex following anodal tDCS are shown in Figures 1 and 2. The GABA signal shown in figure 1 increases immediately after anodal stimulation and shows a sign of recovery until the end of the measurement. ATP/Pi and PCr/Pi ratios in figure 2 are shown to be reduced following anodal tDCS and show a sign of recovery until the end of measurement.

Discussion & Conclusion

Our results have shown an inverse relationship between GABA concentration and energy metabolites following anodal tDCS as measured with $^1\text{H}/^{31}\text{P}$ MRS. The result of our study gives a hint about a possible relationship between neuronal plasticity and corresponding energy consumption. The introductory results are important to understand the mechanism between neuronal plasticity and energy metabolism induced by anodal tDCS in motor cortex in healthy subjects. We intend to employ more subjects in future for further analysis.

References

- [1] Patel, H.J., et al., Proton magnetic resonance spectroscopy of the motor cortex reveals long term GABA change following anodal transcranial direct current stimulation. *Scientific reports*, 2019. **9**(1): p. 1-8.
- [2] Binkofski, F., et al., Brain energy consumption induced by electrical stimulation promotes systemic glucose uptake. *Biological psychiatry*, 2011. **70**(7): p. 690-695.

Figures

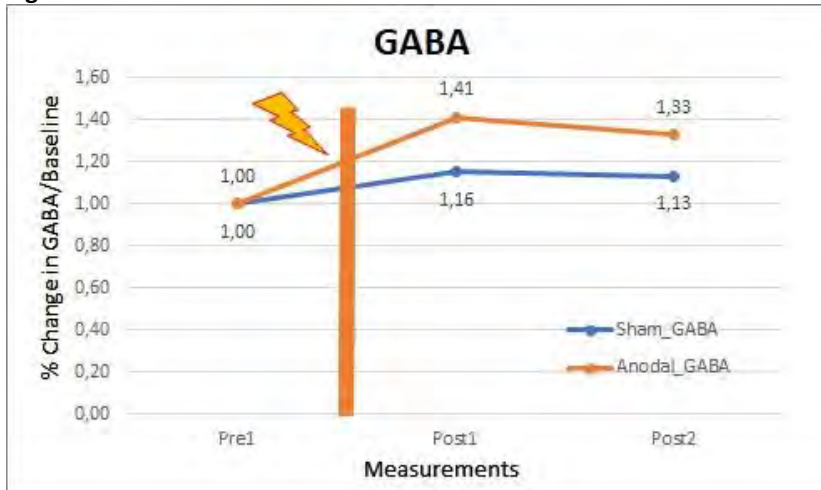
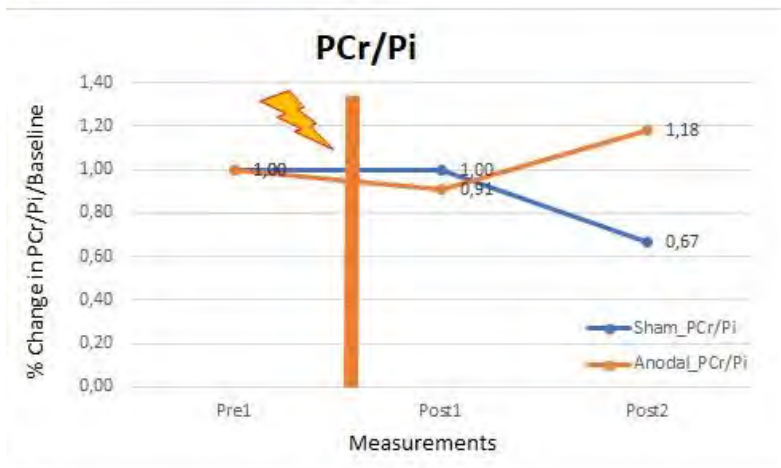


Fig. 1: Percentage change of GABA concentration for anodal and sham stimulation groups. The graph shows increase of GABA concentration in the anodal stimulation group at first and decrease of GABA at second post-stimulation measurements with respect to the first pre-stimulation measurement condition.

A)



B)

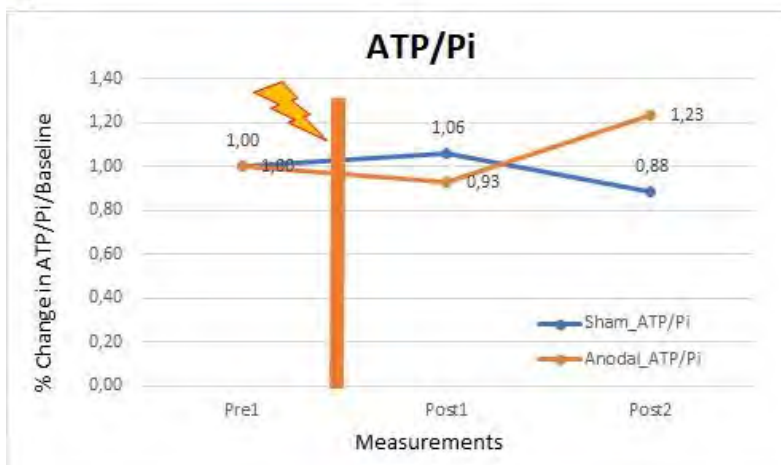


Fig. 2: A) Percentage change of PCr/Pi concentration for anodal and sham stimulation groups. The graph shows decrease of PCr/Pi concentration in the anodal stimulation group at first post stimulation measurement and in recovery phase at second post-stimulation measurement with respect to the first pre-stimulation measurement. B) Percentage change of ATP/Pi concentration for anodal and sham stimulation groups. The graph shows decrease of ATP/Pi concentration in the anodal stimulation group at first post-stimulation measurement and in recovery phase at second post-stimulation measurement with respect to the first pre-stimulation measurement.

P015 Entwicklung einer Transceiver-Spule für die *in ovo* Bildgebung der Chorioallantoismembran bei 7T

M. Shrestha¹, M. Mahmutovic¹, S. L. Hansen¹, N. Kutscha¹, J. Jedelská², A. M. König^{2,3}, A. H. Mahnken^{2,3}, B. Keil^{1,3}

¹Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen, Deutschland

²Zentrum für Tumor- und Immunbiologie, Core Facility 7T-Kleintier MRT, Philipps-Universität Marburg, Marburg, Deutschland

³Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Marburg, Deutschland

Einleitung

Chorioallantoismembran-(CAM)-Studien sind eine attraktive Alternative zu Tierversuchen. Leider bieten die MR-Hersteller keine geeigneten Spulen an, um *in ovo* Modelle zufriedenstellend bildgebungstechnisch zu untersuchen. Um das SNR von *in ovo* Bildern zu erhöhen und ein praxistgerechtes Spulendesign für die Durchführung von CAM-Studien zu ermöglichen, wurde eine Sende-Empfangs-Spule entwickelt, welche MR-Bildakquisitionen von befruchteten Hühnereiern in aufrechter Position ermöglicht. [1]

Material & Methoden

(i) Eine zylindrische Struktur mit Halterungen für den TR-Schalter und die Balun-Schaltung wurde entworfen und aus Polycarbonat 3D-gedruckt. Mittels Kupferband wurde eine Solenoid-Spule mit vier Windungen gebaut (Abb. 1). Die Solenoid-Spule wurde auf 300,42MHz abgestimmt und auf 50Ω angepasst. Ein LC-Balun trug zur Gleichtaktunterdrückung zwischen Spule und TR-Schalter bei. Der TR-Schalter wurde implementiert, um die gewünschte Isolierung zwischen Sender und Empfänger zu erreichen. Um einen einfachen Austausch der CAM-Modelle zu ermöglichen, wurde zusätzlich ein herausnehmbarer Behälter für die befruchteten Hühnereier entwickelt und 3D-gedruckt.

(ii) Ein 7T-Kleintier-Scanner (Clinscan 70/30, Bruker) wurde für die Bildgebung des CAM-Modells verwendet. PD-gewichtete GRE-Bilder eines befruchteten Hühnereies wurden aufgenommen, um das SNR der konstruierten Spule zu messen. Das SNR wurde aus den Rohdaten berechnet, indem die Signalwerte durch die Standardabweichung des reinen Rauschbildes dividiert wurden. Erste CAM-Modell-Bilder mit transplantierten Xenograft-Tumorgewebe wurden mit einer TSE-Sequenz aufgenommen.

Ergebnisse

Der Reflexionsfaktor am Spuleneingang betrug -25dB. Das Q-Verhältnis betrug $Q_u/Q_l = 210/50 = 4,2$. Im Sendebetrieb sorgte der TR-Schalter für eine Isolierung von -29dB zwischen Tx und Rx. Im Empfangsbetrieb betrug die Isolation zwischen Tx und der Spule -29dB. Die konstruierte Spule erzielte im Mittel ein 3,1-fach höheres SNR als die Standard-Birdcage-Spule des Scanners (Abb. 2c). Die ersten *in ovo* Bilder (Abb. 2a-b) zeigen, dass es mit der entwickelten Spule möglich ist, hochauflösende Bilder der CAM und des Hühnerembryos zu erhalten.

Diskussion

Das halbzyklindrische Spulengehäuse mit abnehmbarem Eierbehälter hat sich für die praktische MRT-Untersuchung von befruchteten Hühnereiern in aufrechter Position gut bewährt. Das erhöhte SNR erlaubt eine Akquisition von hochaufgelösten Bildern der CAM. Die initialen Bilder zeigen diese erreichte Abbildungsqualität kleiner Strukturen des CAM-Modells sehr deutlich.

Anhang 1

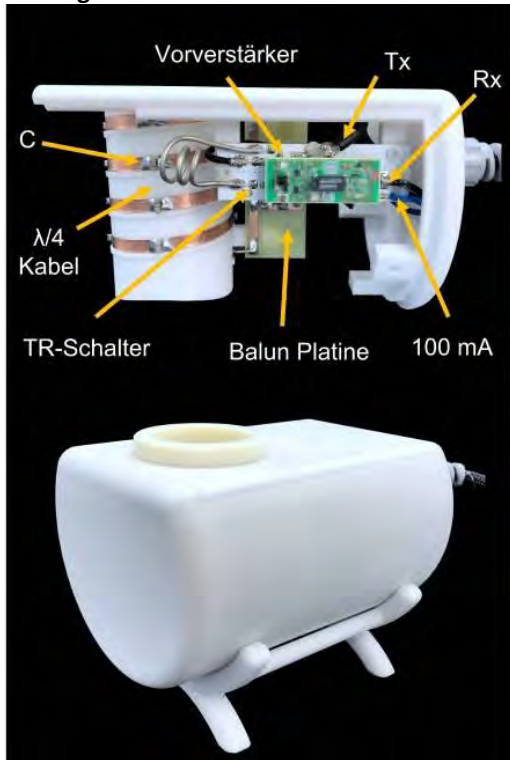


Abb. 1: Konstruierte Spule mit HF-Elektronik

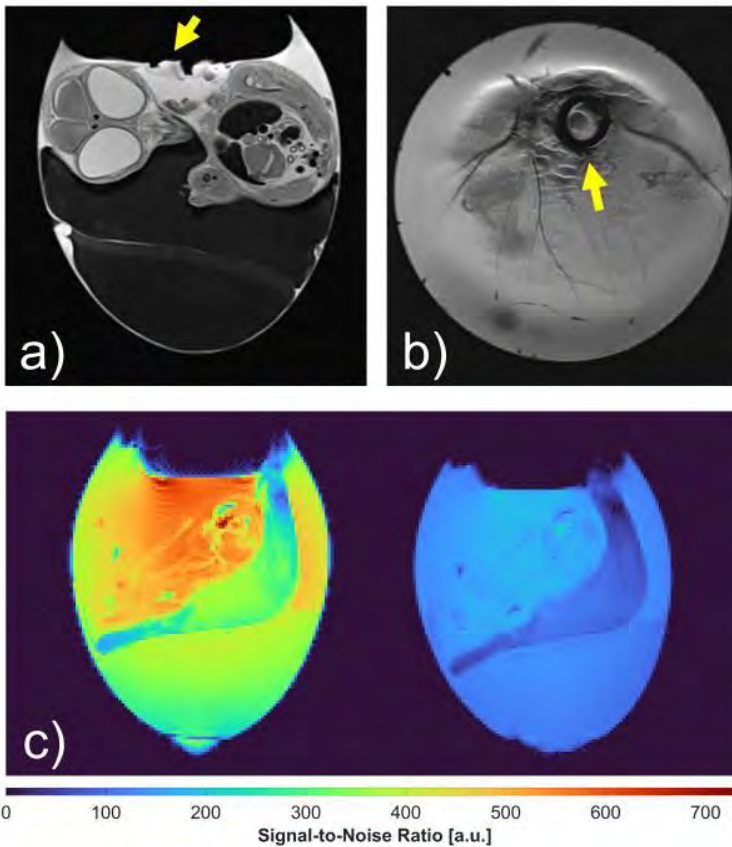


Abb. 2: a) Langachsenansicht und b) Kurzachsenansicht von *in ovo* Bildern der CAM mit transplantierten Tumorgewebe, aufgenommen mit der konstruierten Spule; c) *in ovo* SNR Karten im Vergleich zwischen der konstruierten Spule (links) und der integrierten Birdcage des Scanners (rechts).

Literatur

[1] Vargas, A. Adv. Drug Deliv. Rev. 59.11 (2007): 1162-1176

P016 Einfluss von Undersampling auf eine radiale AFI-Sequenz

N. Egger¹, C. Meixner¹, M. Uder¹, A. M. Nagel^{1,2}

¹FAU Erlangen-Nürnberg, Universitätsklinikum Erlangen, Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

²Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Da bei radialen Sequenzen das Innere des k-Raums überabgetastet wird und sich Undersampling-Artefakte rauschartig verhalten, könnten B₁-Mapping Sequenzen wie die AFI-Sequenz [1] möglicherweise durch ein radiales Ausleseschema in Kombination mit Undersampling beschleunigt werden, ohne die berechneten Flipwinkel (FA) stark zu verfälschen.

Material & Methoden

An einem gesunden Probanden wurden mit einer AFI-Sequenz mit dreidimensionalem, radialem, dichte-angepasstem [2], center-through Readout bei einer Feldstärke von 7 T Flipwinkelkarten des Gehirns aufgenommen ($\Delta x = (4 \text{ mm})^3$, FOV = $(250 \text{ mm})^3$, TR1/TR2/TE = 20/100/3 ms, vollständiges Sampling ≈ 6500 Projektionen, TA: 13 min, Golden Angle Verteilung). Die Daten wurden nachträglich für verschiedene Undersampling-Faktoren (USF) mit einer Nufft und einer iterativen SENSE-Rekonstruktion rekonstruiert. Für alle Voxel mit FA $\geq 30^\circ$ wurde innerhalb einer Maske des Gehirns für jeden USF der Betrag des prozentuellen FA-Unterschieds zur entsprechenden vollständig gesampelten Rekonstruktion berechnet und in einem Histogramm aufgetragen. Aus diesen Daten wurde dann das 99. Perzentil der FA-Abweichung bestimmt.

Ergebnisse

Eine Schicht der FA-Karten für USF 1, 10 und 20 und beide Rekonstruktionsmethoden ist in Abb. 1 dargestellt. Bei der Rekonstruktion mit Nufft lässt sich im Zentrum des Gehirns eine Abnahme des Flipwinkels mit steigendem USF feststellen. Bei der SENSE-Rekonstruktion fallen die Unterschiede weniger deutlich aus.

Abb. 2 a) zeigt die voxelweise Auswertung der Daten am Beispiel des Histogramms für USF 10 und Nufft Rekonstruktion. In Abb. 2 b) sind die berechneten 99. Perzentile über die betrachteten USF dargestellt. Für USF 2 beginnen beide Verfahren bei einem ähnlichen Wert, welcher für steigenden USF zunimmt. Die Zunahme fällt bei der Nufft-Rekonstruktion stärker aus als bei der SENSE-Rekonstruktion. Für SENSE ergibt sich bei 20-fachem Undersampling ein 99. Perzentil der FA-Abweichungen von 6.5 % und für Nufft 14.8 %.

Zusammenfassung

Für ein akzeptables 99. Perzentil der FA-Abweichungen von unter 5 % lässt sich für die radiale AFI mit der Nufft-Rekonstruktion ein USF und somit Beschleunigungsfaktor von 8 und für die iterative SENSE-Rekonstruktion von 13 erreichen. Die Übertragbarkeit dieser Ergebnisse auf weitere Messungen, wie beispielsweise anderen Körperregionen, muss noch untersucht werden.

Anhang 1

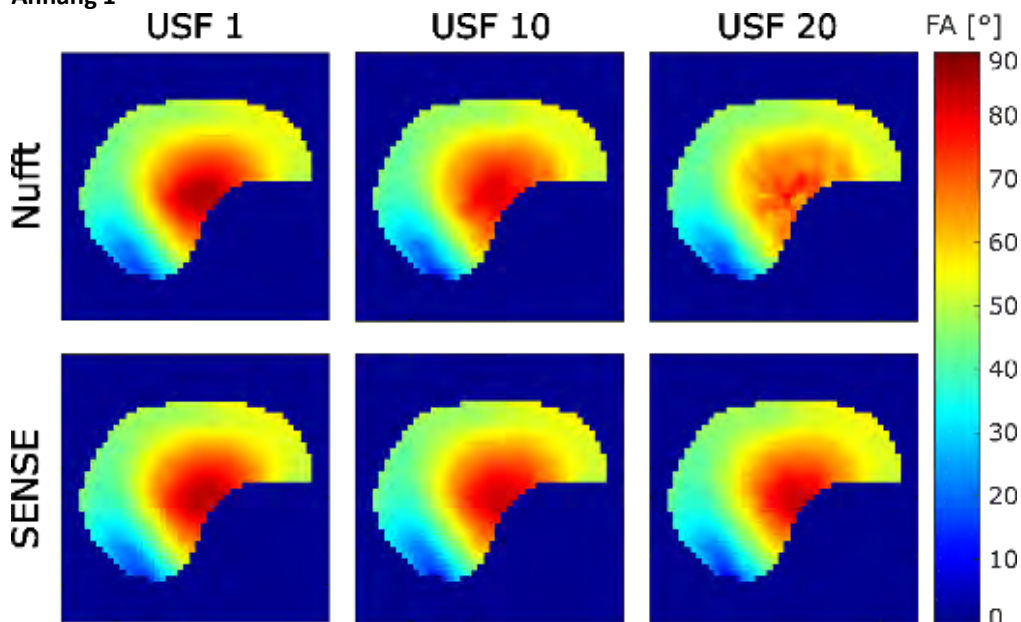


Abb. 1: FA-Karten beider Rekonstruktionsmethoden für USF 1, 10 und 20.

Anhang 2

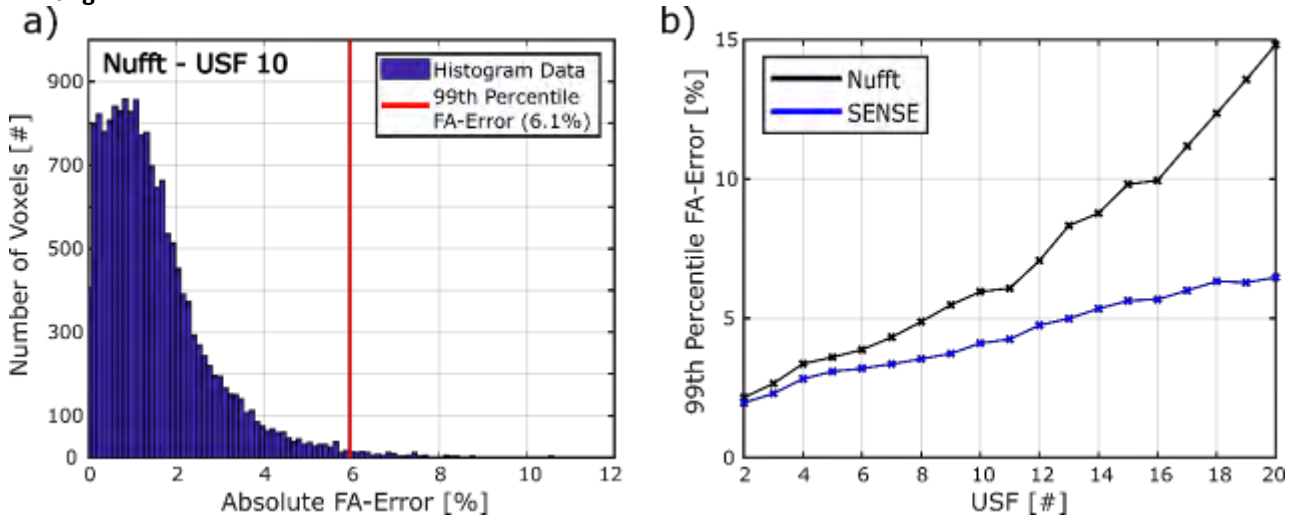


Abb. 2: a) Histogramm der voxelweisen, absoluten FA-Unterschiede zu USF 1 für die Nufft Rekonstruktion der Daten mit USF 10. b) 99. Perzentile der FA-Abweichungen über USF für beide Rekonstruktionsmethoden.

Literatur

- [1] Yarnykh, VL: Actual flip-angle imaging in the pulsed steady state: a method for rapid three-dimensional mapping of the transmitted radiofrequency field. Magn Reson Med 57.1 (2007): 192-200.
- [2] Nagel AM: Sodium MRI using a density-adapted 3D radial acquisition technique. Magn Reson Med 2009;62(6):1565-1573

P017 Optimierung des Anregungsfeldes eines 8-Kanal Spulenarrays für die MRT der Halswirbelsäule bei 7T

S. Wildenberg¹, T. Lanz², C. Kögler², M. Sauer², A. Bitz¹

¹University of Applied Sciences - FH Aachen, Electrical Engineering and Information Technology, Aachen, Deutschland

²Rapid Biomedical GmbH, Rimplar, Deutschland

Einleitung

Das betrachtete Spulenarray für die Halswirbelsäule (RAPID Biomedical, Germany) wird oftmals in einem Quadraturmodus (φ_{CP}) betrieben, der allein aus geometrischen Überlegungen abgeleitet wird. Je nach Probanden kann dieser allerdings einen Einbruch des B_1^+ -Feldes in der unteren Halswirbelsäule aufzeigen. Ziel ist es daher, das Anregungsfeld des Spulenarrays mittels HF-Shimming [1] hinsichtlich der B_1^+ -Effizienz und -Homogenität innerhalb der in Abb. 1 gezeigten Region (ROI) zu optimieren. Der optimierte Anregungsvektor φ_{OPT} soll zudem eine möglichst geringe HF-Belastung (SAR) hervorrufen und auch bei größeren Variationen der Körperform von Probanden hohe B_1^+ -Effizienz und -Homogenität zeigen.

Material & Methoden

Die Feldverteilung des Spulenarrays wird mit Hilfe von HF-Simulationen (CST Studio Suite 2020, SIMULIA, Dassault Systèmes, France) bestimmt. Nach Validierung des Spulenmodells werden die für das HF-Shimming benötigten B_1^+ -Karten der acht Sendekanäle für ein anatomisches Körpermodell (CST Bio models, Gustav - 176cm, 69kg) berechnet. Anhand des Minimierungsproblems mit

$$f_{cost}(\varphi) = \min_{\varphi} \left(\frac{1}{[\max(\sum_n B_{1,n}^+(\varphi_n)) * \text{mean}(\sum_n B_{1,n}^+(\varphi_n))] * \min(\sum_n B_{1,n}^+(\varphi_n))^2} \right)$$

werden Sendephasen φ ermittelt, für die sich innerhalb der ROI das größte mittlere B_1^+ mit möglichst geringen Feldeinbrüchen einstellt. Der so berechnete Anregungsvektor φ_{OPT} wird daraufhin hinsichtlich seiner Robustheit gegenüber Körpervariationen analysiert und dessen Transmit- ($B_{1,mean}^+ / \sqrt{P}$) und SAR-Effizienz ($B_{1,mean}^+ / \sqrt{SAR_{10g,max}}$) ausgewertet. Dafür werden Simulationen mit einem weiteren Körpermodell (CST Bio models, Laura - 163cm, 51kg) durchgeführt, wobei dieses auf ein Gewicht von 40kg skaliert wird.

Ergebnisse

Die B_1^+ -Optimierung für das männliche Körpermodell führt zu einer Verbesserung der Homogenität im ROI von 10% im Vergleich zum geometrischen CP-Shim (Abb. 1b). Insbesondere zeigt sich eine deutliche Verbesserung in der unteren Halswirbelsäule. Mit den so optimierten Phasen wird auch für das rund 30kg leichtere weibliche Modell eine erhöhte Homogenität von 39% erzielt (Abb. 1c). Zudem zeigen sich für Gustav und Laura jeweils eine Erhöhung der Transmit-Effizienz um 16% und 12% sowie der SAR-Effizienz um 42% und 35%. Die in den Simulationen gefundenen Ergebnisse für die B_1^+ -Verteilung wurden durch MR-Messungen an einem homogen gefüllten Kopfphantom bestätigt (s. Abb. 2).

Zusammenfassung

Der optimierte Anregungsvektor φ_{OPT} zeigt eine verbesserte B_1^+ -Homogenität bei gleichzeitig erhöhter Transmit- und SAR-Effizienz für große Variationen der Körperabmessungen. Die numerischen Ergebnisse werden in nachfolgenden Probandenmessungen überprüft und die mit dem Anregungsvektor φ_{OPT} erreichbare Bildqualität ausgewertet. Die Ergebnisse zeigen zudem, dass auf geometrischen Überlegungen basierende Anregungsvektoren bei 7T nicht zielführend sind.

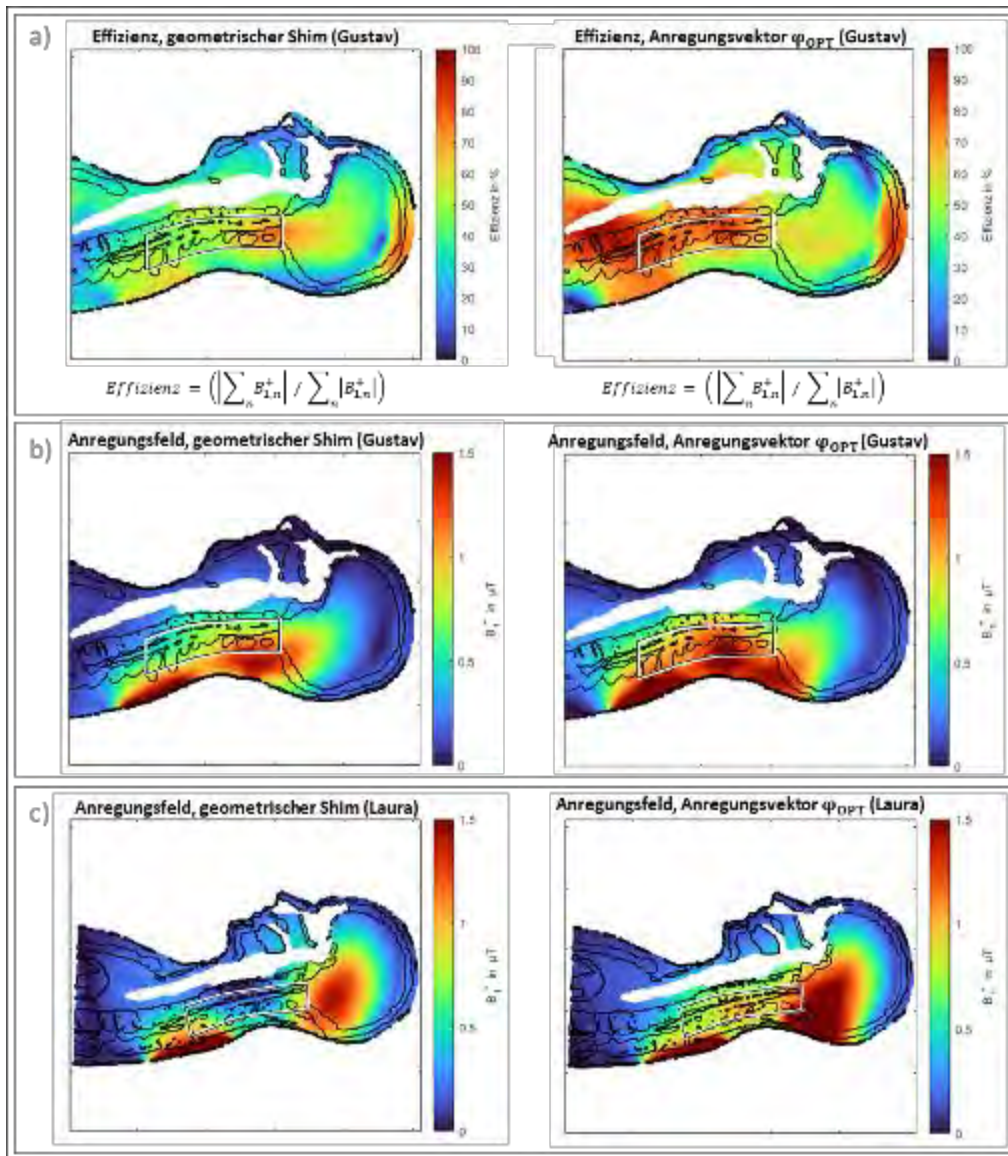


Abb. 1: Simulierte B_1^+ -Verteilung

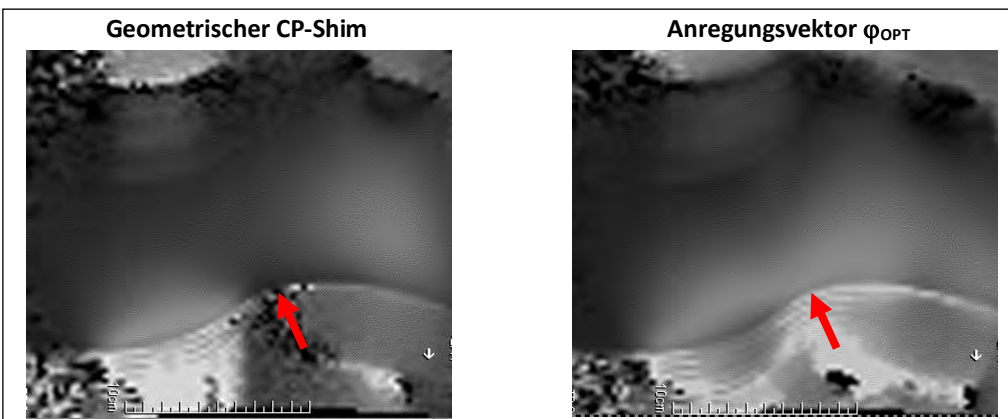


Abb. 2: Gemessene B_1^+ -Verteilung, freundlicherweise zur Verfügung gestellt von Aurelien Destruel und Virginie Callot, Center for Magnetic Resonance in Biology & Medicine, Marseille

Literatur

[1] Collins CM et al., Magn Reson Med. 2005;54(6):1327-1332. doi:10.1002/mrm.20729.

P018 Accelerated ^{23}Na multi-quantum coherences MRI using low-rank matrix completion

C. Licht¹, S. Rapacchi², L. R. Schad¹

¹Heidelberg University, Computer Assisted Clinical Medicine, Mannheim, Deutschland

²Aix-Marseille Université, CRMBM, Marseille, Frankreich

Introduction

Sodium (^{23}Na) MR imaging is a promising tool to probe tissue ionic homeostasis, but offers potentially richer tissue characterization beyond sodium concentration. As a $3/2$ spin, sodium exhibits multi-quantum properties. Notably, it has been shown that the Triple Quantum (TQ) signal of sodium is highly sensitive to intracellular content¹, which is highly relevant for the clinic.

One strong limit is the extended acquisition time required to sample all phase cycles, with multiple echo times each to simultaneously probe SQ and TQ signals. We propose here to accelerate data acquisition to map knee cartilage SQ and TQ by utilizing low-rank matrix completion by optimally exploiting the multi-dimensional structure of Cartesian Imaging Simultaneous Single and Triple Quantum ^{23}Na (CRISTINA²).

Materials & Methods

Imaging was performed on 3T MRI (Siemens MAGNETOM Trio, Erlangen, Germany) with a 1Tx/Rx $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ head coil (RapidBiomedical) using the three pulse 3D CRISTINA sequence with $TE/\Delta TE/NTE=1.58/5.7\text{ms}/10$ and $TR=150\text{ms}$.

Phantom: $8\times 8\times 20\text{mm}^3$, $TA=2\times 62$ min.

In-vivo: $10\times 10\times 20\text{mm}^3$, $TA=2\times 31$ min.

The ^{23}Na multi-quantum coherences data were retrospectively undersampled while preserving fully sampled center. Data were reconstructed by exploiting the low-rank properties along the echo and phase-cycle dimensions simultaneously using SAKE framework³.

Variable density undersampling factors (USF) from 2 to 4x were investigated by computing SNR and relative errors on phantom data to decide for a robust in-vivo USF.

Results

Figure 1 shows phantom data for different USF. Quantitative analyses showed that USF of 3x maintains reasonable quantitative reliability (error=9.59%, SNR=7.66dB). Figure 2 shows reconstruction performance of in-vivo SQ and TQ knee data from 3-fold undersampled raw data.

Summary

We demonstrated 3-fold accelerated single and triple quantum sodium mapping in knee cartilage using low-rank matrix completion. The proposed reconstruction framework is versatile as it does not rely on multi-channel receive coils, making it applicable for clinical use.

Appendix 1

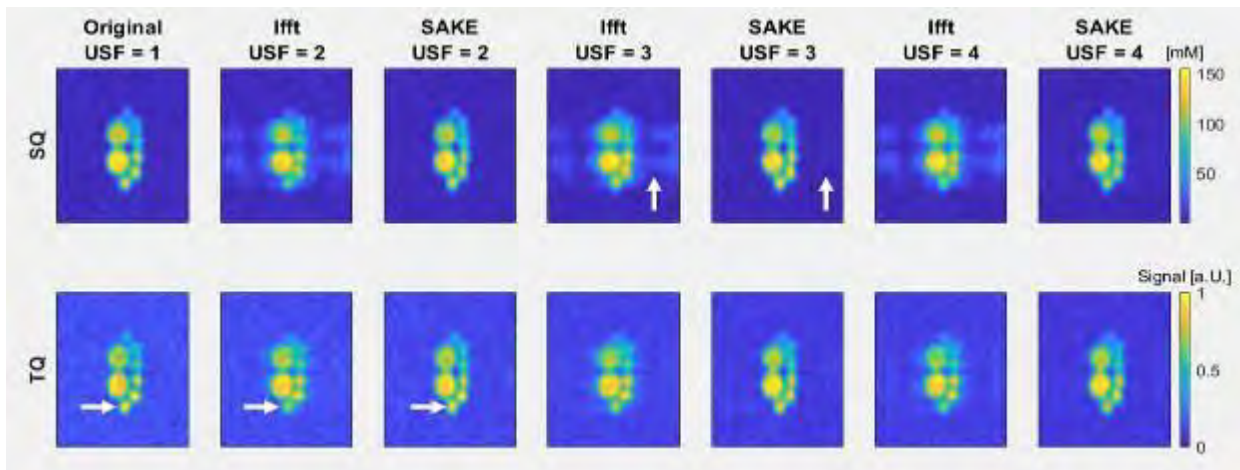


Fig. 1: Comparison of phantom data for different undersampling factors (USF). 8 vials with different NaCl (50-154mM) and consistent 4% agar concentration were used.

Appendix 2

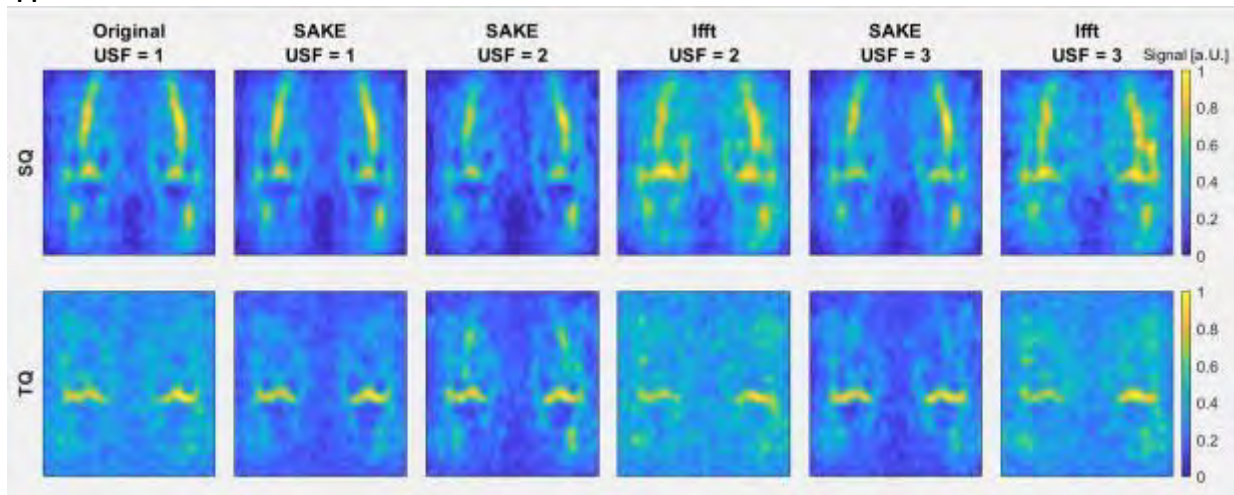


Fig. 2: Comparison of in-vivo knee data for different USF. Note the enhanced artefact suppression and denoising of SAKE reconstruction.

References

- [1] LaVerde G et al. Serial triple quantum sodium MRI during non-human primate focal brain ischemia. Magn Reson Med. 2007 Jan;57(1):201-5. doi: 10.1002/mrm.21087. PMID: 17191243.
- [2] Hoesl, M.A.U. et al. , Efficient ^{23}Na triple-quantum signal imaging on clinical scanners: Cartesian imaging of single and triple-quantum ^{23}Na (CRISTINA). Magnetic Resonance in Medicine, 2020. 84(5): p. 2412-2428.
- [3] Shin, Peter J et al. Calibrationless parallel imaging reconstruction based on structured low-rank matrix completion. Magnetic resonance in medicine vol. 72,4 (2014): 959-70. doi:10.1002/mrm.24997

P019 19F-Bildgebung in einem 7 T Ganzkörper-MRT-System mit räumlich aufgelöster Temperaturbestimmung

C. Bruns¹, M. Plaumann¹, T. Herrmann¹, J. Bernarding¹

¹Otto-von-Guericke Universität, Institut für Biometrie und Medizinische Informatik, Magdeburg, Deutschland

Einleitung

In vivo-Messungen von Temperaturen sind für klinische Diagnosen und Therapien (wie z.B. Hyperthermie, LITT) von großer Bedeutung.^{1,2} Gleichzeitig bilden fluorierte Substanzen mit ihrer nahezu vollständigen Abwesenheit im menschlichen Körper ein großes Potenzial als neuartige Kontrastmittel.³ In dieser Machbarkeitsstudie wurden beide Aspekte verbunden und sowohl eine fluorierte Substanz in einem 7T Ganzkörper-MRT-System vermessen, als auch Methoden einer ortsaufgelösten Temperaturbestimmung eruiert.

Material und Methoden

Zunächst wurden die temperaturabhängigen Spektren der Modellsubstanzen (in diesem Fall Heptafluorbuttersäure und Trifluorethanol) in wässriger Lösung am NMR-Spektrometer (Bruker WB-300, Temperaturbereich: 300-330K) vermessen. Anschließend Messungen der selben Lösungen erfolgten an einem Siemens 7T-Ganzkörper-MRT unter Verwendung einer in-house entwickelten 4-Elemente-Sende-/Empfangsspule. Beides wurde so für die ¹⁹F-MR-Bildgebung optimiert, dass auch eine ¹H-Bildgebung zur Lokalisation möglich war. Für die ¹⁹F-MR-Messungen wurde die Probe zunächst extern aufgeheizt und innerhalb der MRT-Spule während des Abkühlungsprozesses vermessen. Die Messung bestand zum einen aus der Bildgebung über FLASH- und TSE-Sequenzen und anschließender CSI zur räumlich aufgelösten Spektroskopie. Zum anderen erfolgte zur Verifizierung der innerhalb der Phantome vorliegenden Temperatur eine begleitende Detektion dieser über Temperatursonden.

Ergebnisse

Die ¹⁹F-NMR-Spektren in Abb. 1 zeigen exemplarisch die Verschiebung der Signale hin zu niedrigen Frequenzen sowie eine Verringerung der Intensitäten bei höheren Temperaturen. Am Beispiel der Heptafluorbuttersäure lässt sich erkennen, dass die einzelnen Signale der Fluorgruppen unterschiedlich auf die Temperatur reagieren, so dass allein über Differenz der Signale eine Temperatur berechnet werden kann.

Innerhalb der MRT-Experimente konnten zum einen die Kalibrierungskurven aus der NMR mit den Spektren der CSI verglichen werden (Abb. 2) und daraus entsprechend ortsaufgelöst im Postprocessing eine Temperatur bestimmt werden. Zusätzlich fiel in der Bildgebung ein Signalverlust für höhere Temperaturen auf.

Diskussion

Die vorliegende Machbarkeitsstudie zeigt die Möglichkeit des Einsatzes von fluorierten Substanzen als Kontrastmittel mit gleichzeitig ortsaufgelöster Temperaturbestimmung. Gerade die Möglichkeit aus einer Messung von Signaldifferenzen bei einer Temperatur die absolute Temperatur zu bestimmen, verspricht viel Potenzial. Die Möglichkeit der Nutzung des Signalverlustes und der Zusammenhang zur temperaturabhängigen T₁-Zeit wird derzeit noch evaluiert.

Literatur

- [1] B. Denis de Senneville et al. Int. J. Hyperthermia 2005, 21, 515–531.
- [2] M. H. Busch et al. Biomed. Eng. OnLine 2005, 4, 25.
- [3] N. Grenier et al. Nat Rev Nephrol 2016 12, 348–359.

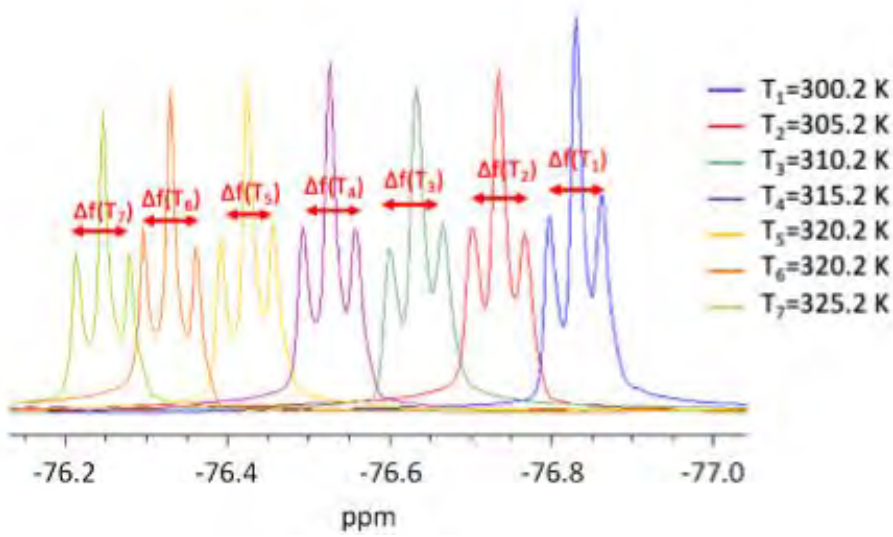


Abb. 1: Temperaturabhängigkeit der ^{19}F -NMR-Signale von Trifluorethanol in wässriger Lösung. Signifikante temperaturabhängige Frequenzunterschiede Δf der verschiedenen Signale.

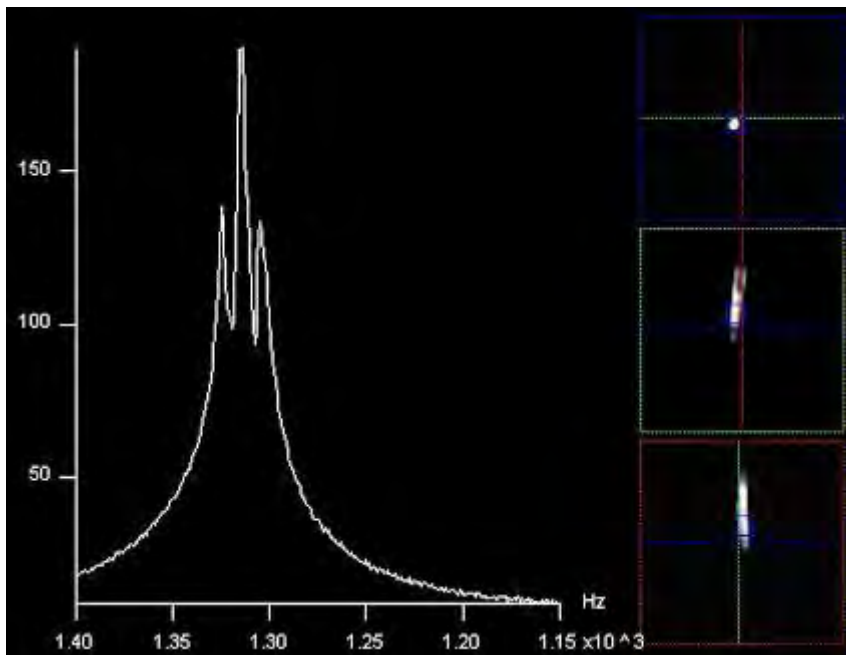


Abb. 5: ^{19}F -Spektren von Trifluorethanol mittels CSI-Sequenz zur räumlichen Bestimmung der Temperatur.

P020 Assessment of myocardial perfusion in a non-human primate model of myocardial infarction: semi-quantitative approach

M. Ramedani^{1,2}, S. Boretius^{1,2,3}, A. Moussavi^{1,2}

¹German Primate Center, Functional Imaging, Göttingen, Deutschland

²DZHK (German Center for Cardiovascular Research), Partner Site, Göttingen, Deutschland

³University of Göttingen, Johann-Friedrich-Blumenbach Institute for Zoology and Anthropology, Göttingen, Deutschland

Introduction

Progression of cardiovascular diseases, in particular myocardial infarction (MI), is associated with myocardial remodelling including collagen accumulation, decreased contractility and perfusivity. Magnetic resonance imaging (MRI) is the current gold standard to assess myocardial morphometry and function. Myocardial perfusion can be semi-quantitatively assessed using first-pass perfusion MRI [1]. In this work, we firstly introduced a novel automatic segmentation algorithm to delineate the myocardium and secondly investigated the longitudinal aspect of myocardial remodeling of MI in rhesus macaques.

Materials & Methods

Longitudinal MRI of anesthetized rhesus macaques (n=4) were performed before and after intentionally-induced MI (up to one year) on a clinical 3 T MRI-system. Myocardial function and perfusion were assessed by short-axis cine FLASH (TE/TR=2.8/6.5 ms, spatial resolution=0.85×0.85×3 mm³) and TurboFLASH (TE/TR=1.4/170 ms, spatial resolution=1×1×4 mm³), respectively.

An automatic registration for perfusion analysis was established (Fig. 1). After pre-processing (hysteresis threshold, anisotropic diffusion and adaptive Kuwahara filters) to increase the edges and heart components visibility, left and right ventricles were separated using contour and bounding box algorithms. For further analyses, the left ventricle myocardium was divided based on AHA-17—segment model.

Signal intensity curves of the blood and the myocardium (healthy and infarcted) of the left ventricle were extracted from consecutive images obtained before and during contrast agent administration. The ratio of the maximum upslope of each time curve (myocardium/blood) was used to semi-quantitatively assess myocardial perfusion [2].

Results

Automatic myocardial segmentation could be successfully performed in all datasets (n=27). Myocardial blood flow analysis of the infarcted region showed a significant decrease in the upslope ratio directly after MI with a mild decrease over time (p=0.001). No Significant changes could be observed in the control region of the respective monkeys (Fig. 2a). Moreover, a significant decrease of myocardial functionality and contractility (Fig. 2b) was observed after MI (p=0.005) with a mild recovery over time.

Conclusion

Automatic myocardial segmentation was successfully established in rhesus macaques enabling longitudinal translational studies of cardiac remodeling without time consuming manual segmentation. Both myocardial function and perfusion showed signs of natural recovery after MI.

Attachment 1

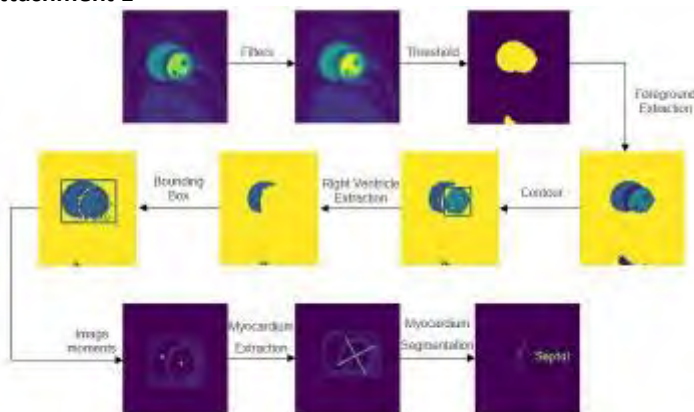


Fig. 1: Schematic illustration of myocardial segmentation

Attachment 2

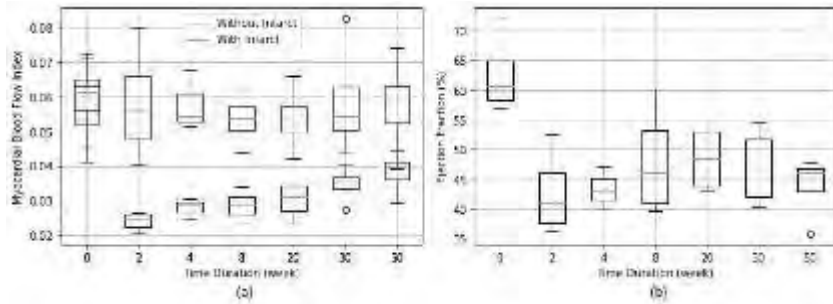


Fig. 2: Evaluation of (a) myocardial blood flow index and (b) function

References

- [1] Makowski M, et al. First-Pass Contrast-Enhanced Myocardial Perfusion MRI in Mice on a 3-T Clinical MR Scanner. *MRM* 2010; 64(6): 1592–1598
- [2] Van Dijk R, et al. Diagnostic performance of semi-quantitative and quantitative stress CMR perfusion analysis: a meta-analysis. *JCMR* 2017; 92

P021 Investigation of the effects of exercise on quantitative MRI parameters of the lumbar spine muscles

M. B. Maggioni¹, M. Krämer^{1,2}, C. Anders³, D. Güllmar¹, J. R. Reichenbach^{1,2,4,5}

¹Medical Physics Group, Institute of Diagnostic and Interventional Radiology, Jena University Hospital - Friedrich Schiller University, Jena, Deutschland

²Institute of Diagnostic and Interventional Radiology, Jena University Hospital – Friedrich Schiller University, Jena, Deutschland

³Department for Trauma-, Hand- and Reconstructive Surgery, Division for Motor Research, Pathophysiology and Biomechanics, Jena University Hospital, Jena, Deutschland

⁴Michael Stifel Center for Data-driven and Simulation Science Jena, Friedrich Schiller University, Jena, Deutschland

⁵Center of Medical Optics and Photonics, Friedrich Schiller University, Jena, Deutschland

Introduction

A recent electromyography (EMG) study demonstrated a significant difference between muscle activation in subjects with different training routines¹. Both endurance athletes and control subjects performed better than strength athletes in a 10-minute endurance test of the back muscle at 50% upper body weight (UBW). The aim of this work was to investigate whether the reported differences in EMG under exercise conditions are already reflected in quantitative MRI parameters of the back muscles between these groups at rest.

Materials & Methods

Three cohorts of 5 subjects each were studied on a 3T Siemens scanner with a comprehensive multi-parametric MRI protocol to assess fat content, T_1 and T_2 relaxation parameters. The three cohorts (age range 20-30 years) consisted of endurance athletes (long-distance runners and cyclists), strength athletes (powerlifters), and a sedentary lifestyle control group. Athletes trained at least four times per week, and there was a 48-hour interval between the last training session and the MRI examination. The protocol included a 2-point Dixon sequence for fat and water separation, variable flip-angle (VFA) mapping with B_1 correction for T_1 quantification, and a multi-echo spin-echo acquisition for T_2 quantification. The voxel size for all scans was $1.5 \times 1.5 \times 3 \text{ mm}^3$.

Results

The fat fractions in regions-of-interest (ROI) of the multifidus and erector spinae muscles were calculated for all subjects. The endurance athletes had a significantly lower fat fraction (7%) than the control group (23%) and the strength athletes (18%). The T_1 values of the three cohorts were comparable, in agreement with literature, and the standard deviation was smaller in the athletes than in the sedentary subjects (Fig. 1). There was no significant difference in the T_2 values between the athletes and the control subjects (Fig. 2).

Summary

The most striking result is the difference in fat content between the cohorts, which could account for the lower standard deviations of T_1 in the athlete groups due to the more homogeneous muscle tissue, especially in the endurance cohort. The similarity of T_2 values between all groups may be due to the well-known fact that T_2 values return to baseline within a period of 30 minutes to 24 hours after exercise, although there appear to be slight differences (Fig. 2), which may be due to differences in muscle tissue composition². The results presented are preliminary and part of a larger ongoing study to examine more subjects per cohort.

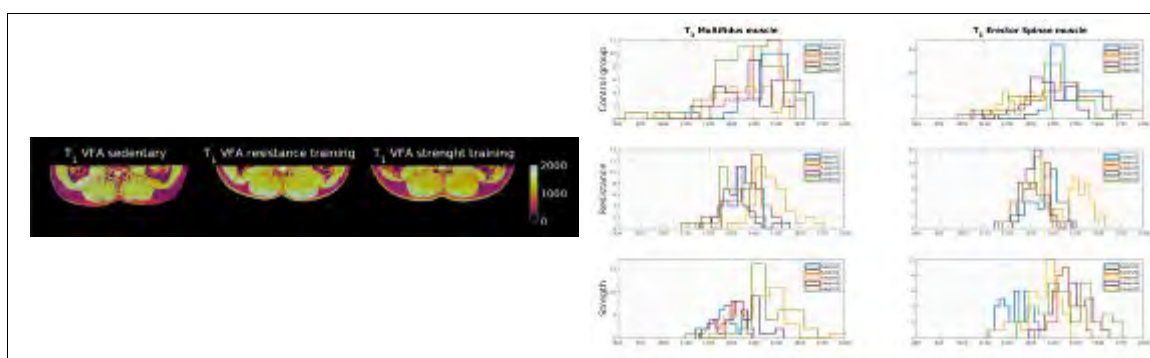


Fig. 1: (Left) T_1 maps for one subject per cohort. (Right) Histograms of the extracted T_1 values in the back muscle ROIs.

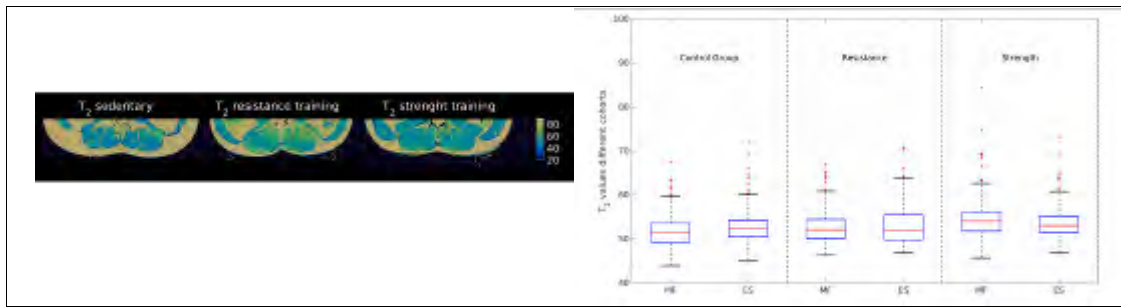


Fig. 2: (Left) T₂ maps for one subject per cohort. (Right) Boxplots for the analyzed ROIs.

References

- [1] Anders C & Schönau T. Preprint 2021; <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-693065/v1>
- [2] Huang YL et al. Quant Imaging Med Surg 2020;10:106-115.

P022 Respiratory sorting of interleaved $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ cardiac MRI at 7 Tesla

L. Ruck^{1,2}, W. Tobias^{1,2}, T. Platt³, A. M. Nagel^{1,2,3}

¹Institute of Radiology, University Hospital, Erlangen, Deutschland

²Friedrich-Alexander-Universität (FAU), Erlangen, Deutschland

³Division of Medical Physics in Radiology, German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

Introduction

Sodium ions ($^{23}\text{Na}^+$) play an important role in metabolic processes of the human body and alterations in the ^{23}Na MR signal can be an indicator of pathological processes. For example, increased ^{23}Na MR signal has been detected in nonviable myocardium after myocardial infarction. Thus, ^{23}Na MRI could provide additional information about the viability of affected myocardial tissue. However, one challenge of ^{23}Na cardiac MRI is respiratory motion, which can lead to falsification of the ^{23}Na MR signal in the myocardium.

Material & Methods

^{23}Na and ^1H MRI of one healthy volunteer (male, 24 years) was performed on a 7 Tesla scanner (MAGNETOM Terra) using a dual-tuned $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ coil (RAPID Biomedical). The data were acquired using an interleaved $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ sequence scheme ¹ with a density-adapted 3D radial readout ² (nominal resolution $(6\text{ mm})^3 / (2\text{ mm})^3$ for $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$, TA=12:30 min). All projections were acquired in a golden angle scheme to allow for retrospective respiratory sorting of the ^{23}Na as well as ^1H data ^{3,4}. The respiratory signal was calculated via a respiratory self-gating method ³ using the ^{23}Na signal in k-space center of each radial ^{23}Na projection. Five additional samples in k-space center were recorded and averaged for each ^{23}Na projection. Based on the respiratory signal the ^{23}Na projections were assigned three different respiratory states (inhaled, medium, exhaled). Due to the interleaved $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ acquisition scheme, each ^1H projection was directly assigned to the respiratory state of the closest ^{23}Na projection ($\text{TR}_{^{23}\text{Na}} = 50\text{ ms}$).

Results

Figure 1 shows an overlay of the interleaved acquired $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ images for the inhaled and exhaled respiratory states (A). ^{23}Na and ^1H respiratory sorted images coincide for the different respiratory states. Motion between the respiratory states is more pronounced in the ^1H images (B).

Conclusion

Interleaved $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ cardiac MRI in combination with a golden angle projection scheme enables the reconstruction of ^{23}Na and ^1H images in the quasi-same respiratory states without the need for registration. The respiratory sorted ^1H images could be used for myocardial segmentation in each respiratory state or motion correction of the ^{23}Na MR data ⁴. This may enable more precise quantification of myocardial $^{23}\text{Na}^+$ concentrations.

Appendix 1

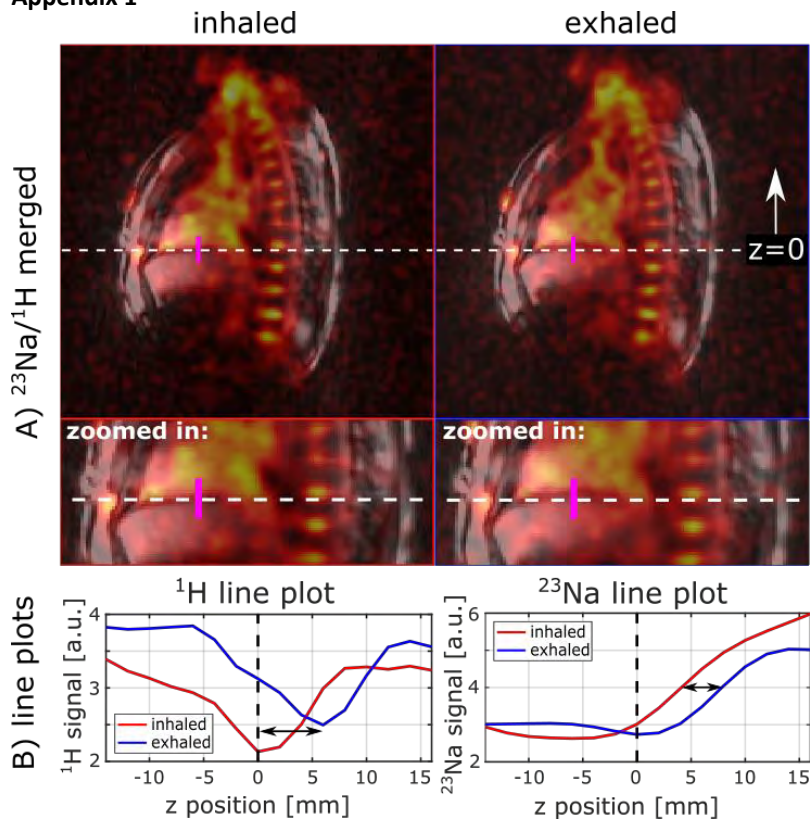


Fig. 1: Merged $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ images (A) of the respiratory states "inhaled" and "exhaled". Line plots of the ^1H and ^{23}Na signals (B) along the marked purple line illustrate the respiratory motion.

References

- [1] Ruck et al.: Interleaved $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ MRI of the human heart at 7 Tesla. ISMRM, London, 2022.
- [2] Nagel et al.: Sodium MRI using a density-adapted 3D radial acquisition technique. *Magn Reson Med.* 2009;62(6):1565.
- [3] Platt et al.: In vivo self-gated ^{23}Na MRI at 7 T using an oval-shaped body resonator, *Magn Reson Med*, 2018;80(3): 1005.
- [4] Wilferth et al.: Motion-corrected ^{23}Na MRI of the human brain using interleaved ^1H 3D navigator images. *Magn Reson Med.* 2022. doi:10.1002/mrm.29221

Session 14 | Motion Management in Diagnostik und Therapie

V068 Experimentelle Kommissionierung eines externen auf der Patientenhautoberfläche basierten Atmungsüberwachungssystems zur Erfassung von 4DCTs – Tests mit Phantomen

A. Qubala^{1,2,3}, F. Stückemann^{1,4}, A. Schwahofer^{2,5,6}, V. Batista^{2,7}, O. Jäkel^{1,2,5}

¹Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Medizinphysik, Heidelberg, Deutschland

²Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät, Heidelberg, Deutschland

⁴Hochschule Hamm-Lippstadt (HSHL), Medizintechnik, Hamm-Lippstadt, Deutschland

⁵Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁶Therapanacea, Paris, Frankreich

⁷Universitätsklinikum Heidelberg, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Zur Kommissionierung eines auf der Patientenhautoberfläche basierten Atmungsüberwachungssystems SimRT™ der Firma Vision RT (London, UK), welches zur 4DCT-Rekonstruktion bestimmt ist und als Grundlage für die Bestrahlungsplanung bewegter Tumoren dient, wurden verschiedene Tests anhand von anthropomorphen Phantomen durchgeführt, z. B. Qualität und Genauigkeit des Atemsignals, Stabilität des Systems sowie Bedienungskomfort. Dabei wurden die detektierten Atemkurven und die daraus resultierenden CT-Datensätze herangezogen.

Material & Methoden

Anhand des CIRS Phantoms wurden einige Tests zur Signalerfassung der Oberflächenbewegung mit einer vorgegebenen Motorkurve (periodische und aperiodische Atemkurven) durchgeführt. Dabei wurden die aufgezeichneten Abweichungen mit der Motorbewegung sowie mit dem derzeitigen Standard, Anzai Respiratory Gating System der Firma Anzai Medical Co (Tokyo, Japan) direkt verglichen. Parameter, wie z. B. Abtastrate, Korrelation zwischen vorgegebenen und erfassten Atemkurven, Periodendauer und Tag-Genauigkeit wurden analysiert. Einflussfaktoren auf das Kamerasystem, wie z. B. System-Baseline-Drift, Raumbeleuchtung, Größe des Kamerasichtfelds sowie Region of Interest (ROI) Platzierung wurden außerdem auch untersucht.

Da die Erfassung der Atmungskurve von dem Abstand zum Kamerasystem abhängt, wurde darüber hinaus die Genauigkeit der CT-Tischbewegung während der Tischfahrt anhand eines 3D-Lasertrackers in Translation und Rotation erfasst und untersucht.

Ergebnisse

Unsere ersten Ergebnisse zeigen, dass beide Systeme, SimRT™ und Anzai, synchrone Atemkurven liefern, aber die Atemkurven unterscheiden sich minimal in der Form, was zu verschiedenen Korrelationen der vorgegebenen und der gemessenen Atemkurven führt. Außerdem lässt sich die Hautoberflächenbewegung mit einer echten Längenänderung ausgeben. Spezifische Ergebnisse der vorgestellten Tests werden später, im Rahmen der DGMP-Tagung, detailliert vorgestellt.

Zusammenfassung

Die Oberflächendetektion des Atemsignals ist berührungslos, nicht-invasiv sowie nicht radiografisch. Anhand der ersten Tests mit dem oberflächenbasierten System lässt sich sagen, dass ordentliche Atemkurven generiert werden können und der klinische Ablauf für das Klinikpersonal vereinfacht werden kann. Für eine Implementierung in den Klinikalltag wird noch eine Testphase mit Patienten stattfinden, um die Genauigkeit der Signalaufnahme bei z. B. übergewichtigen Patienten, verschiedenen Hautfarben sowie bei unterschiedlichen Körperbehaarungen zu überprüfen. Zukünftige geplante Messungen beschäftigen sich mit der Schärfe, Verzerrung und den Artefakten bei bewegten Tumoren in den anhand beider Systeme rekonstruierten 4DCTs.

V069 Ultraschallbasierte roboterassistierte Strahlentherapie – räumliche Verfolgung von Zielstrukturen im Ultraschallbild mittels Bildverarbeitung und Visual Servoing

J. Kerber¹, D. Maier¹, A. Schwahofer², R. Bendl^{2,3}, P. Seitz^{2,3}

¹Hochschule Heilbronn, Electrical Systems Engineering, Heilbronn, Deutschland

²German Cancer Research Center (DKFZ) Heidelberg, Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

³Hochschule Heilbronn, Medizinische Informatik, Heilbronn, Deutschland

Einleitung

Eines der zentralen Probleme der Strahlentherapie ist die Positionsbestimmung von Tumoren während der Bestrahlung. Die roboterassistierte ultraschallbasierte Strahlentherapie bietet hierfür neue Ansätze. Während diesem komplexen Verfahren kompensiert ein Roboter Atembewegungen des Patienten und gewährleistet eine stabile Bildgebung. Kernaufgabe der neu entwickelten Bildverarbeitung ist nun das Verfolgen von definierte Zielgewebe innerhalb einer echtzeitfähigen Ultraschallbildgebung mit der Extraktion eines Verschiebungsvektor des punktbasierten Zielgewebes.

Material & Methoden

Der Versuchsaufbau setzt sich aus einem KUKA, Ibr iiwa 7 R800 Leichtbauroboter, einer NDI, Polaris Spectra Trackingkamera, einem Cirs, Abdominal Phantom und einem Esaote, Mylab five Ultraschallgerät zusammen. Die Modalitäten wurden über eine im Institut entwickelte Software [1] miteinander verknüpft.

Für die Zielgewebdetektion wurde verschiedene Ansätze untersucht, darunter ein Template Matching Ansatz mit einem darauffolgenden Kalman Filter. Der daraus errechnete Bewegungspfad des Zielgewebes wurde über ein am Phantom angebrachtes Rigid Body mit der Trackingkamera validiert. Hierzu wurde bei gleicher Ultraschallposition im Raum das Phantom in Relation bewegt.

Zusätzlich wurde ein Feedback Loop eingerichtet, um mithilfe eines Visual Servoings Bewegung das Ziel mittig im Ultraschallbild halten zu können. Beim Visual Servoing wird hierbei der Zielpunkt des Ultraschallkopfes während der Atembewegungskompensation über den Roboter dynamisch angepasst.

Ergebnisse

Die Funktionalität des Visual Trackings und des daraus abgeleiteten Visual Servoings werden durch den vereinfachten Versuchsaufbau mit einem Abdominal-Ultraschallphantom quantitativ validiert.

Ein initial definiertes und anschließend automatisch segmentiertes Zielgewebe mit einer Verschiebungstrajektorie von 20 mm kann mit einem mittleren Trackingfehler von $0,56 \text{ mm} \pm 0,95 \text{ mm}$ über das Verfahren getrackt werden kann. Die dafür benötigte Berechnungszeit liegt bei $47 \pm 6 \text{ ms}$.

Über das Visual Servoing kann der Roboter dynamisch auf eine Veränderung des Zielgewebes reagieren und diese mit einer Latenz von 250 ms mittig im Bild halten.

Zusammenfassung

Die verschiedenen getesteten Bildoperatoren ermöglichen eine automatische Segmentierung des Zielgewebes sowie eine Bestimmung des Verschiebevektors in 3D. Das erlaubt Rückschlüsse auf die Position des Zielgewebes im Bestrahlungsraum in quasi Echtzeit zu treffen.

Zusätzlich stellt der Roboter mittels dem entwickelten Visual Servoing sicher, dass auch bei starken Bewegungen das Zielgewebe mittig im Bild gehalten und damit immer komplett sichtbar ist. Die gezeigten Versuche am Phantom legen eine hohe Genauigkeit nahe und werden in einem nächsten Schritt mit in vivo Daten weiter untersucht.

Literatur

- [1] P. Seitz, e. al.: Development of a robot-assisted ultrasound-guided radiation therapy (USgRT) IJCARS (2020) <https://doi.org/10.1007/s11548-019-02104-y>

V070 Monte-Carlo-Simulation der Unsicherheiten des RPS Exact, eine kamerabasierte Lösung zur Verbesserung der Genauigkeit isozentrischer Bestrahlung

S. Arbabi Bidgoli¹, P. Keßler¹, P. Janotta², B. Polat¹, A. Nüchter², K. Bratengeier¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Würzburg, Deutschland

²Julius-Maximilians-Universität, Fakultät für Mathematik und Informatik, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Seit dem Beginn der modernen Strahlentherapie wurde die Bedeutung einer präzisen Patientenpositionierung in vielen Studien und Simulationen untersucht und belegt, s. bspw. [1] u. [2]. Hier skizzieren wir die Monte-Carlo-Simulation der Genauigkeit eines Neuentwicklungsprojekts RPS Exact. RPS Exact hat das Ziel, eine kamerabasierte Lösung zur Verbesserung der Präzision isozentrischer Bestrahlung zu entwickeln und im Behandlungsraum zu integrieren. RPS Exact muss dafür 2 Hauptanforderungen genügen:

- Submillimeter-Genauigkeit: Ziel für die Performance des Gesamtsystems ist die Positionierung des Zielgebiets im Isozentrum mit ± 0.2 mm Genauigkeit.
- Ungestörter klinischer Ablauf: Zugleich mit der Anforderung an die Genauigkeit, soll die Anwendung bzw. Hinzuschaltung des RPS Exacts, den klinischen Einsatz nicht stören, möglichst unverändert lassen.

Ziele, die mit dem RPS Exact angestrebt werden:

- Verringerung der Gesamtdosis durch kleineres PTV bei gleichem CTV
- Weitere Schonung, bzw. Reduzierung des Risikos für OAR

Daraus ergeben sich eine Vielzahl von Konsequenzen für die Subsysteme, die im nächsten Abschnitt, soweit bekannt beschrieben werden.

Material & Methoden

Neben einem Teststand soll eine Monte-Carlo-Simulation die Funktion vom RPS Exact evaluieren. Dies geschieht zum einen im Sinne der Einsatztauglichkeit für den Behandlungsraum und zum anderen in Punkto der erreichbaren theoretischen Genauigkeit in der Positionseinstellung von Korrekturen mit einer 6D-Hexapodsteuerung des Patiententisches.

Das Kamerasystem im/am Tisch macht Aufnahmen von Markierungen, die im Behandlungsraum, möglichst ortsfest und erkennbar verteilt sind. Diese Bildaufnahmen der Kameras werden von einem oder mehreren Prozessoren verarbeitet, und daraus Abstände und Winkel berechnet. Aus den so bestimmten Abständen und Winkeln werden Tischpositionen während der Behandlung bestimmt. Die Positionen des Gantry- und des Kollimators werden mit einem Winkelgeber vermessen. Die Winkelmessung der Gantry und des Kollimators wird über eine vorher bestimmte Tabelle (Lookup Tabelle) in eine Positionsverschiebung des Isozentrums umgerechnet. Eine Positionskorrektur für den Tisch wird berechnet und an die 6D-Tischsteuerung übermittelt. Schließlich führt die 6D-Tischsteuerung die so berechneten Korrekturen aus. Die Schleife der Kameraaufnahme, Bildverarbeitung, Positionsbestimmung des Tisches, Winkelmessung der Gantry und des Kollimators, Positionskorrektur und Funktionsüberwachung soll in einer Rate erfolgen, die keine zusätzliche Zeit für die Behandlung in Anspruch nimmt.

Ergebnisse

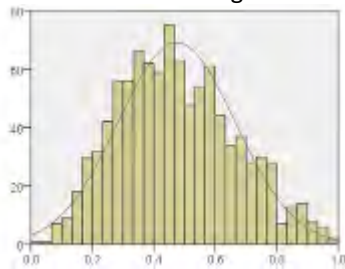
Die Monte-Carlo Simulation der RPS Exact geschieht unter der Annahme, dass die Unsicherheiten bei der Messung der Positionen und der Winkel, ebenso die Fehler der Korrekturen durch die 6D-Tischsteuerung normalverteilt sind. Weitere Annahmen müssen über die Größe oder den Wertebereich der einzelnen Unsicherheiten getroffen werden. Hier nehmen wir realistische praxisnahe Werte.

Genauigkeit der Winkelbestimmung der Gantry	1 Grad
Genauigkeit des Isozentrums in der Lookup-Tabelle von 16 Gantrywinkel	0,5 mm
Zufällige Bewegung des Zielpunkts vom Isozentrum pro Millisekunde	1 μ m
Genauigkeit der Positionsbestimmung durch die Kameras	0,3 mm
Genauigkeit der Winkelbestimmung durch die Kameras	0.02 Grad
Tischsteuerung Koordinaten Ausführungsfehler	0.1 mm
Tischsteuerung Winkelfehler	0.01 Grad

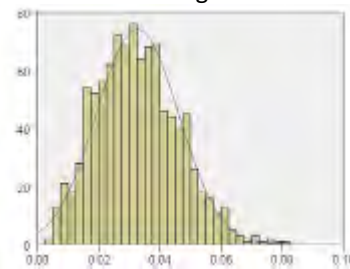
Die Verteilung der Fehlerbeträge zwischen der perfekten und der tatsächlichen Korrektur bei der Positionsbestimmung hängt wesentlich von dem Wertebereich der oben angegebenen Parameter ab. Systematische nicht-normalverteilte Abweichungen könnten die Ergebnisse maßgeblich beeinflussen.

RPS Exact Korrekturen ohne Berücksichtigung der Ungenauigkeiten der Tischsteuerung

Fehlerverteilung der Position

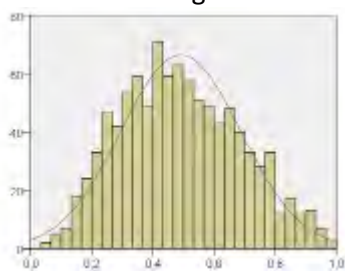


Fehlerverteilung der Winkel

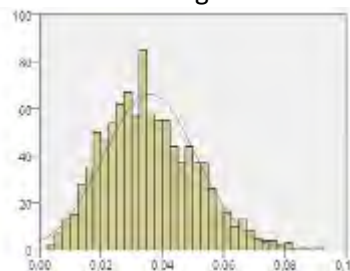


RPS Exact Korrekturen mit Berücksichtigung der Ungenauigkeiten der Tischsteuerung

Fehlerverteilung der Position



Fehlerverteilung der Winkel



RPS Exact Korrekturen	ohne Berücksichtigung der Motor Unsicherheit		mit Berücksichtigung der Motor Unsicherheit	
	Position/mm	Winkel/Grad	Position/mm	Winkel/Grad
Statistiken				
Mittelwert	0,47	0,032	0,49	0,036
Median	0,46	0,032	0,48	0,034
Std.-Abweichung	0,19	0,013	0,20	0,015

In den hier exemplarisch präsentierten Ergebnissen vergleichen wir den Fall der perfekten fehlerfreien Tischsteuerung mit dem Fall, dass die Tischsteuerung wie angegeben fehlerbehaftet ist. Die Simulation zeigt, dass die angestrebte Genauigkeit bei der vorhandenen Performance der Eingabeparameter noch nicht erreicht werden kann.

Zusammenfassung

Die hier vorgestellte Monte-Carlo-Simulation zur Abschätzung der Genauigkeit des RPS Exact wird mit an einem Teststand validiert und eignet sich bei der Weiterentwicklung des Projekts zur gezielten Optimierung der Systemparameter.

Danksagung

Gefördert durch: Bundesministerium für Wirtschaft und Energie aufgrund eines Beschlusses des Deutschen Bundestages. Wir bedanken uns bei unserem industriellen Partner gKteso GmbH, namentlich Guido Kübler, Michael Roth und Daniella Port.

Literatur

- [1] Matthias Guckenberger, Juergen Meyer, Juergen Wilbert, Kurt Baier, Klaus Bratengeier, Dirk Vordermark, Michael Flentje, Radiotherapy and Oncology, Volume 84, Issue 1, 2007, Pages 56-63, ISSN 0167-8140
- [2] Linda J. Wack, Florian Exner, Sonja Wegener, Otto A. Sauer, J Appl Clin Med Phys 2020; 1–9

V147 Charakterisierung eines C-RAD Positionierungsüberwachungssystems

L. Bauer¹

¹Wiener Gesundheitsverbund, ZRS, Klinik Donaustadt, Wien, Österreich

Durch den vermehrten Einsatz stereotaktischer Bestrahlungstechniken mit geringen Sicherheitssäumen steigt die Notwendigkeit für die Kontrolle der Patientenpositionierung anhand eines geeigneten Konzepts zur Bewegungsüberwachung. An der Klinik Donaustadt wurde daher im Rahmen der Implementierung eines Konzepts für stereotaktische Lungenbestrahlungen eine umfangreiche Abnahme des dort installierten C-RAD Catalyst+HD Systems durchgeführt. Unter bestimmten Bedingungen kann die thermische Driftbewegung die Genauigkeit der einzelnen Kameras beeinflussen. Daher wurden die Driftbewegung und die statische Lokalisationsgenauigkeit mithilfe verschiedener Phantome untersucht und quantifiziert. Die statische Lokalisationsgenauigkeit wurde auch unter Berücksichtigung isozentrischer Tischrotationen mit den Positionierungsgenauigkeiten von CBCT bzw. orthogonalen kV-Aufnahmen sowie Brainlab ExacTrac 6.5 verglichen. Darüber hinaus wurde zur Bestimmung geeigneter Toleranzwerte zur Kontrolle der Tumorbewegung im klinischen Betrieb eine statistische Auswertung der vom C-RAD System ermittelten Bewegungsdaten durchgeführt.

Schlüsselwörter: Catalyst+HD, C-RAD, Bewegungsüberwachung, SGRT, SBRT, thermische Drifts, Lokalisationsgenauigkeit

Session 15 | DGMP meets APT – Neuentwicklungen CT

FS013 DGMP meets APT – Neuentwicklungen CT

J. Ammon¹, K. Jungnickel², S. Lennartz³, G. Pahn⁴, B. Renger⁵

¹Klinikum Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Nürnberg, Deutschland

²Klinikum Magdeburg gGmbH, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, Magdeburg, Deutschland

³Uniklinik Köln, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Köln, Deutschland

⁴Philips, CT Clinical Science, Hamburg, Deutschland

⁵Klinikum rechts der Isar der TU München, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, München, Deutschland

Einleitung

Die Computertomografie (CT) hat im letzten Jahr einen neuen Meilenstein erreicht. Mit der klinischen Einführung der photonenzählenden Detektoren ändert sich die Signalerkennung von indirekter zu direkter Energieumwandlung. Dies birgt Potential für Untersuchungsoptimierungen und neue diagnostische Möglichkeiten. In dieser Sitzung soll die neue Technik vorgestellt und diskutiert werden.

Methodik

1972 hat die CT Einzug in den klinischen Betrieb gehalten, für die in den folgenden Jahren röhrenbasierte und detektorbasierte Konzepte entwickelt wurden.

Die Positionierung der Patienten kann mittels 3D Kamera erfolgen. Die Nachverarbeitung von CT-Aufnahmen entwickelt sich durch den Einsatz von optimierten Rekonstruktionsverfahren und der künstlichen Intelligenz.

Durch die Dual- und Multi Energy CT-Bildgebung erweitert sich das Spektrum an Einsatzmöglichkeiten. Neben der möglichen besseren Bildqualität und der Dosisersparung, können k-Kanten ausgenutzt werden, um weitere Strukturen sichtbar zu machen, oder auch Materialzerlegungen durchgeführt werden. Das Spektrum an Einsatzmöglichkeiten ist vielfältig.

Und auch ganz neue Arten der CT mittels Messung der Streuung anstelle der Absorption werden entwickelt.

Zusammenfassung

Die technische Entwicklung der CT-Geräte über Dual Energy hin zu den jetzt neuen Multi Energy CT-Geräten wird vorgestellt. Ebenso werden klinische Anwendungen der Multi Energy CT Bildgebung und weitere Neuentwicklungen der CT in dieser Sitzung präsentiert.

Session 16 | Umgang mit Strahlenunfällen

FS015 Umgang mit Strahlenunfällen – Messtechnik der Feuerwehr Hamburg

V. Jürgensen¹

¹Feuerwehr Hamburg, Technik- und Umweltwache, Fachbereich Strahlenschutz, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Bei Unfällen mit radioaktiven Substanzen sind die Feuerwehr sowie Rettungsdienste oftmals die ersten Kräfte, die mit der Lage konfrontiert werden. Zu diesem Zweck wird eine Grundausstattung an Messtechnik vorgehalten, um den auftretenden Gefahren messtechnisch begegnen zu können.

Material & Methoden

Neben der Personendosimetrie für die eingesetzten Kräfte liegt ein Fokus der Einsatztaktik auf der Messung eventueller Kontamination von Patienten. Spezialkräfte der Feuerwehr können auch eine Nuklididentifikation vornehmen. Im Weiteren gilt es, die Patienten soweit möglich zu dekontaminieren, bevor sie das Krankenhaus erreichen.

Ergebnisse

Die vorhandene Messtechnik erlaubt eine Einschätzung der Lage und dient als Grundlage für die Entscheidung über weitere Maßnahmen an der Einsatzstelle und beim Patiententransport.

Zusammenfassung

Im Vortrag werden die Messgeräte der Feuerwehr Hamburg vorgestellt. Im Zusammenhang damit wird die Einsatztaktik beim Umgang mit radiologischen Lagen erläutert.

FS016 Umweltdosimetrie und die Entwicklung neuer Technologien für das radiologische Notfallmanagement

F. Krasniqi¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Deutschland

Dieser Beitrag gibt einen Überblick über die einzigartige Infrastruktur für die Metrologie ionisierender Strahlung in der Umwelt, die in den letzten drei Jahrzehnten in der PTB aufgebaut wurde. Die Infrastruktur umfasst vier Referenzmessstellen für die Umweltdosimetrie, die dafür genutzt werden können die Komponenten der natürlichen und künstlichen Strahlung im Dosisleistungsbereich der natürlichen Umgebungsstrahlung möglichst genau zu quantifizieren. Bei der Harmonisierung des europäischen Frühwarndosimetriesystems und der Qualitätssicherung von Umweltdosimetriesystemen spielen diese Referenzmessstellen eine wesentliche Rolle. Sie bieten nicht nur die Möglichkeit für Betreiber und Überwachungsstellen ihre Dosimetriesysteme bei niedrigen Dosisleistungen zu kalibrieren, sondern liefern auch weitere essenzielle Informationen über das Ansprechvermögen dieser Systeme. Seit 2019 sind die Referenzmessstellen im deutschen Strahlenschutzgesetzgebung im Rahmen der Bereitstellung von Referenzmessfeldern zur Sicherstellung eines nationalen Qualitätsstandards nach § 103 StrlSchV verankert. Weiterhin werden die Messwerte der Referenzmessstellen als Datengrundlage für mehrere Forschungs- und Entwicklungsprojekte genutzt, die unter anderem zu bahnbrechenden Entwicklungen von Spektrodosimetriesystemen für die radiologische Überwachung der Umwelt und das Notfallmanagement führten.

Der zweite Teil des Vortrags befasst sich mit der Entwicklung von neuen Technologien und Methoden zur quantitativen Bestimmung der Kontamination mit Alpha-emittierenden Radionukliden, die im Rahmen des EMPIR (European Metrology Programme for Innovation and Research) Projekts 19ENV02 RemoteALPHA* entwickelt werden. Ein Ziel dieses Projekts ist die Entwicklung neuartiger Nachweissysteme und der Metrologie-Infrastruktur für den optischen Nachweis von Alphastrahlern in der Umwelt unter Ausnutzung der Radiolumineszenz. Dieser Ansatz wird das Notfallmanagement vor Ort ergänzen und eine kontaktlose Erkennung von Kontaminationsgefahren aus sicherer Entfernung ermöglichen, um eine Kontamination von Personal und Ausrüstung zu verhindern. Abschließend wird das kürzlich bewilligte EPM (European Partnership on Metrology) Projekt 21GRD02 BIOSPHERE vorgestellt, das darauf abzielt, zum ersten Mal die notwendigen Instrumente, Methoden und metrologischen Rahmenbedingungen zu entwickeln, um den gemeinsamen Einfluss von kosmischer Strahlung und biologisch aktiver UV-Strahlung auf die Erdbiosphäre zu untersuchen.

* Das Projekt 19ENV02 RemoteALPHA wurde mit Mitteln aus dem EMPIR-Programm, das von den teilnehmenden Staaten mitfinanziert wird, und aus dem Forschungs- und Innovationsprogramm Horizont 2020 der Europäischen Union finanziert.

Session 17 | Towards online-adaptive particle therapy

FS020 Online-adaptive particle therapy – current status and vision for the future

C. Richter^{1,2,3}

¹OncoRay, National Center for Radiation Research in Oncology, Dresden, Deutschland

²Faculty of Medicine and University Hospital Dresden, Department of Radiotherapy and Radiation Oncology, Dresden, Deutschland

³Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Institute of Radiooncology - OncoRay, Dresden, Deutschland

In this overview talk the following questions will be addressed:

- What is the status concerning fast adaptations in particle therapy also in relation to photon therapy?
- Why we need online-adaptive particle therapy (OAPT)?
- What are different approaches also in relation to different adaption speed?
- What are the different imaging approaches for OAPT?
- How can we verify the treatment delivery when no pre-treatment phantom QA is performed?
- What is the role of AI-based decision support?
- What initiatives exist on national and international level? Where do we stand?

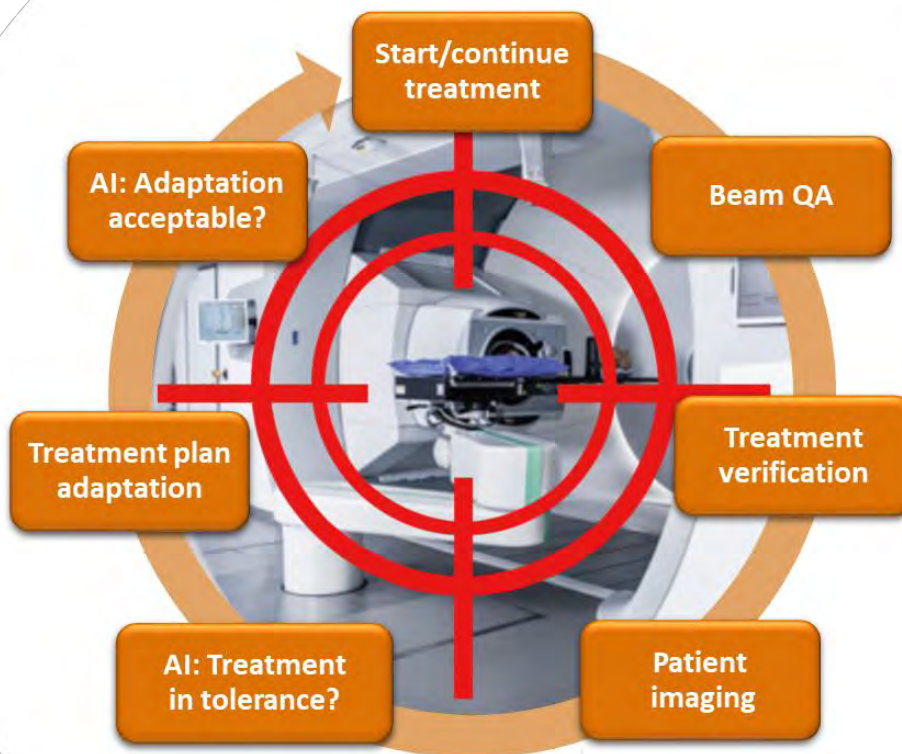


Fig. 1: Online-adaptive particle therapy can be enabled with an AI-supported closed feedback loop between imaging, treatment verification and online adaptation.

Session 18 | Hardware und Pulse

V071 Designstudie einer 64-Kanal-*ex-vivo*-Hirnspeule mit Feldmonitoringsystem für die diffusionsgewichtete MRT

A. Scholz¹, M. Mahmutovic¹, S. L. Hansen¹, M. Shrestha¹, A. Yendiki², S. Huang², B. Keil¹

¹Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

²Massachusetts General Hospital, A.A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Department of Radiology, Boston, MA, Vereinigte Staaten

Einleitung

Ex vivo Diffusionsbildgebung ist eine hervorragende Methode, um nicht invasiv feinste Nervenfaserverstrukturen sichtbar zu machen [1]. Durch die Möglichkeit nahezu unbegrenzter Scanzeit bei der *ex vivo* Bildgebung und die Verwendung zukünftiger hoher Gradientenfeldstärke (500 mT/m) und hoher *slew rate* (600 T/m/s) [2] können hochaufgelöste Diffusionsbilder aufgenommen werden. Jedoch leidet das SNR unter hohen Auflösungen deutlich, sodass die gewonnene Bildqualität wieder verloren geht. Weiterhin wird die Bildqualität durch Artefakte aufgrund von lokalen Feldveränderungen reduziert [3]. Um dem entgegenzuwirken, wurde eine hochkanalige, anatomisch geformte *ex vivo* Hirnspeule mit integriertem Feldmonitoringsystem entworfen und simuliert.

Material & Methoden

Die Spulenform (Abb. 1) ist eine Weiterentwicklung eines vorangegangenen Projektes [4] mit Fokus auf der Untersuchungsmöglichkeit für eine größere Variabilität an explantierten Gehirnen. Es sind 64 Spulenelemente (Durchmesser≈48 mm) um das gesamte Gehirn angeordnet (Abb. 1a) und 16 Feldsonden (Skope, Zürich, Schweiz) in die Spule integriert (Abb. 1b). Zur Charakterisierung der Bildqualität wurden simulierte SNR- und G-Faktor-Karten (Matlab R2021b, MathWorks Inc., Natick, MA, USA) mit denen der vorangegangenen 48-Kanal Hirnspeule verglichen. Hierzu wurden jeweils an den Spulenformer angepasste Hirnphantome verwendet. Die Platzierung der Feldsonden im Detektor erfolgte in einem iterativen Prozess unter Beachtung der Rauschanalyse [5].

Ergebnisse

Die simulierte Spule zeigt ein hohes SNR im gesamten Aufnahmebereich, welches das der Vorgängerspule peripher übersteigt (Abb. 2a). Im Zentrum zeigen beide Spulen ähnliche SNR-Werte. Eine leichte Verbesserung ist auch bei den G-Faktoren zu beobachten (Abb. 2b). Die Positionierung der Feldsonden entsprechen der bestmöglichen Konfiguration unter Betrachtung der Rauschanalyse, der Wechselwirkung mit anderen Komponenten und den räumlichen Limitationen.

Diskussion

Das hohe SNR und die, im Vergleich zur Vorgängerspule, verringerte Rauschverstärkung ermöglichen Aufnahmen mit erhöhter Bildqualität. Anhand der Ergebnisse aus [3] ist eine weitere Steigerung der Diffusionsbildqualität durch das Feldmonitoringsystem zu erwarten. In Kombination mit hoher Gradientenfeldstärke und hoher *slew rate* sollen Diffusionsaufnahmen mit Submillimeterauflösung und hohen b-Werten ermöglicht werden.

Anhang 1

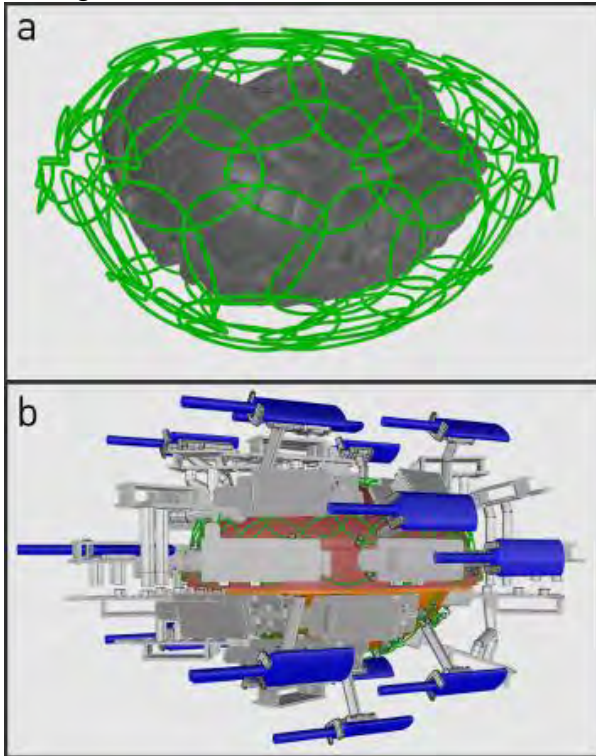


Abb. 1: Spulenaufbau: a) Spulenelementverteilung um Gehirn b) Spulenelemente (grün), Feldsonden (blau), Spulenformer (rot/orange), HF-Elektronikplatinen (grau) und Halterungen (grau).

Anhang 2

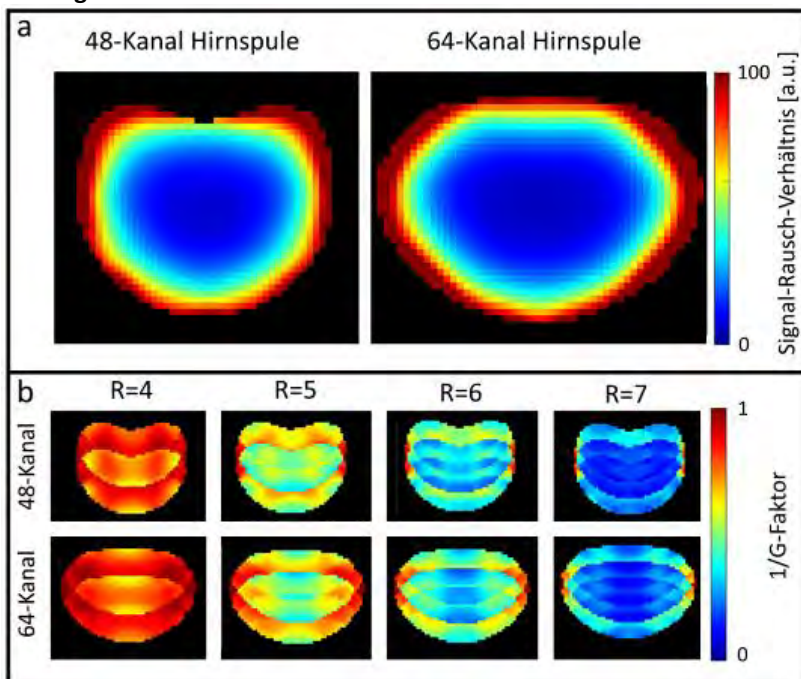


Abb. 2: Vergleich zur früheren Hirnspule a) 64-Kanal-Spule: SNR in Peripherie 7% höher b) G-Faktoren: geringere Rauschverstärkung der 64-Kanal-Spule: mittlerer G-Faktor bei R=6 um 13% niedriger.

Literatur

- [1] Conturo, T. PNAS 96.18 (1999): 10422-10427
- [2] Huang, S. NeuroImage 243 (2021):118530
- [3] Wilm, B. MRM 74.4 (2015):925-933
- [4] Scholz, A. NeuroImage 238 (2021):118256
- [5] Barmet, C. MRM 60.1 (2008):187-197

V072 Die Herz-Vogel Kappe – ein tragbarer Hirnperfusionsscanner auf Grundlage von Magnetic Particle Spectroscopy

J. Günther¹, M. Rückert¹, T. Reichl¹, A. von Boehn¹, T. Kampf^{1,2}, T. A. Bley³, V. Behr¹, S. Herz³, P. Vogel¹

¹Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

²Universitätsklinikum, Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

³Universitätsklinikum, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Magnetic Particle Imaging (MPI) hat sich in den letzten Jahren als vielversprechender Kandidat für die schnelle Bildgebung am Gehirn herauskristallisiert [1-3]. Im Gegensatz zu den etablierten klinischen Bildgebungsmethoden CT, MRT, Ultraschall und Röntgen handelt es sich beim MPI um eine Tracer-basierte Methode wie auch PET oder SPECT. MPI basiert dabei aber auf der Detektion der nichtlinearen Magnetisierungsantwort von magnetischen Eisennanopartikeln auf Magnetfelder.

In präklinischen Versuchen hat MPI sein Potential für mögliche medizinische Anwendungen zeigen können, insbesondere im Bereich der kardiovaskuläre Bildgebung und bei Schlaganfällen [3-8]. Die Skalierung dieser jungen Technologie auf Menschengröße ist jedoch eine große Herausforderung.

Mit einem neuartigen Ansatz für einen portablen und flexiblen Kopfschanner in Form einer Kappe soll eine erste Designstudie die Machbarkeit der quantitativen Beurteilung der Durchblutung des Gehirns zeigen.

Material & Methoden

Die Durchblutung des menschlichen Gehirns kann grundsätzlich in zwei Hälften unterteilt werden, der linken und rechten Hemisphäre (Abb. 1 links). Vereinfacht gesprochen wird der überwiegende Teil des Gehirns von je drei Hauptarterien versorgt : Anteria Cerebri Anterior (ACA), media (MCA) und posterior (PCA). Das Spulenkonzept der flexiblen Kappe basiert auf der Idee, dass die Durchblutung großer Teile des Gehirns über diese sechs Sektoren orientierend dargestellt werden kann. Magnetic Particle Spectroscopy (MPS) ist ein Verfahren mit einer sehr hohen Sensitivität und Messgeschwindigkeit. Durch Aneinanderreihen von sechs MPS Oberflächendetektoren zu einem Stirnband können die sechs Gehirnareale unabhängig untersucht werden (Abb. 1 mitte).

Ein erster Prototyp (Abb. 1 rechts), gefertigt aus flexiblen Materialien (3D-Druck), zeigt die Umsetzung dieses Konzeptes.

Ergebnisse

In ersten Testszenarien wurde die Magnetfeldperformance getestet und untersucht. Dafür wurden Magnetfeldkarten mit einem Roboter aufgenommen und ausgewertet (Abb. 1 rechts).

Zusammenfassung

Mit einem ersten Prototypen für einen MPS-basierten, portablen Kopfschanner für die sektorbezogene Messung der Hirnperfusion konnte die Machbarkeit dieses Ansatzes gezeigt werden.

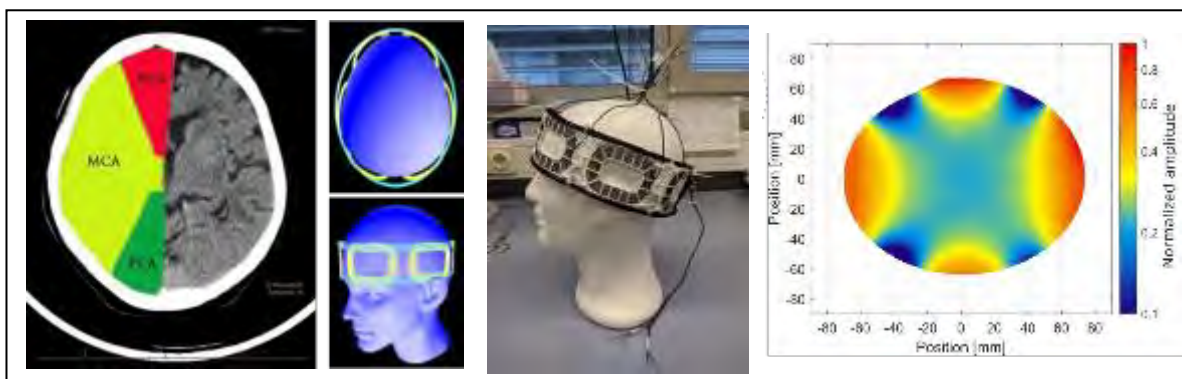


Abb. 1: Links: Im Falle eines ischämischen Schlaganfalles ist es wichtig zu wissen welcher Teil des Gehirnes betroffen ist: MCA, ACA oder PCA. Mitte: Spulenkonzept für einen MPS-basierten Gehirnschanners. Rechts: Erster Prototyp der HV-Kappe und erste Magnetfeldkarten.

Literatur

- [1] B. Gleich & J. Weizenecker, *Nature*, 435, 1214–1217, 2005.
- [2] L.C. Wu et al., *AJNR Am J Neuroradiol*, 40, 206–212, 2019.
- [3] M. Graeser et al., *Nat Commun*, 10:1936, 2019.
- [4] S. Herz et al., *Cardiovasc Intervent Radiol*, 29, 424–6, 2018.
- [5] S. Herz et al., *J. Endovasc. Ther.*, 29:1526602819851202, 2019.
- [6] J. Sedlacik et al., *PLoS ONE*, 11:e0160097, 2016.
- [7] P. Vogel et al., *Phys Med Biol*, 61, 6620–6634, 2016.
- [8] P. Ludewig et al., *ACS Nano*, 11, 10480–10488, 2017.

V073 Konzeption und Erprobung eines Parawasserstoffgenerators zur Anreicherung von Parawasserstoff mit bis zu 200 bar

K. Them¹, A. B. Schmidt², A. Pravdivtsev¹, F. Ellermann¹, J. Kuhn¹, J. B. Hövener¹

¹Klinik für Radiologie und Neuroradiologie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Sektion Biomedizinische Bildgebung, Kiel, Deutschland

²Universitätsklinikum Freiburg, Medizinphysik - Institut für Radiologie, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Trotz des großen Erfolgs von MR-Methoden in der Diagnostik haben diese eine begrenzte Sensitivität. Durch gezielte Hyperpolarisation von einzelnen Kernen lässt sich das NMR-Signal um ein Vielfaches verstärken. Bei der Parawasserstoff-induzierten Hyperpolarisation¹ (PHIP) ist Parawasserstoff (pH₂) mit hinreichend Druck und pH₂-Anreicherung nötig². Dabei erhöht sich i. Allg. die erreichbare Signalverstärkung bei höherer pH₂-Anreicherung bzw. Druck.

Mit dem hier vorgestellten Generator lässt sich pH₂ bis 200 bar und einer Anreicherung von 96 % reproduzierbar und sicher handhabbar herstellen.

Material & Methoden

Der pH₂-Generator (Abb. 1) basiert auf einem Kältefinger (ColdEdge, g) mit Helium-Kompressor (Sumitomo, C), Temperaturregler (LakeShore, D) und einer Vakuumpumpe (Pfeiffer Vacuum, E). Manometer (ifm electronic), Leitungsdruckminderer (GCE druva) und mehrere Flussregler (MSSR) und Absperrventile ermöglichen die Steuerung des Wasserstoffflusses (H₂, Reinheit 5.0). Um H₂ von elektrischen Zündquellen zu trennen, befinden sich die elektronischen Komponenten innerhalb (H) und die Druckgaskomponenten außerhalb des Gebäudes in einem Gasflaschenschrank (G).

Zur Quantifizierung der pH₂-Anreicherung f_{pH_2} wurden bei 6.8 bar ¹H-NMR-Signale von H₂ (S_{rtH_2}) und pH₂ (S_{pH_2}) nach Abzug eines N₂-Hintergrundsignals verglichen: $f_{pH_2} = 1 - \frac{3 \cdot S(pH_2)}{4 \cdot S(rtH_2)}$ (Abb. 2).

Ergebnisse

Die Generator wurde mit einer Dichtigkeit bis 200bar installiert.

Zur pH₂-Anreicherung wurde in 1 h ein Druck von 0.01mbar im Isolationsvakuum und anschließend in 1.5 h eine konstante Temperatur von 25K im Kältefinger erreicht. In 6 h wurde ein 2-l-Zylinder zu 50bar mit angereichertem pH₂ gefüllt, indem H₂ aus der Gasflasche zur Anreicherung durch den Kältefinger strömte und in der Druckgasflasche gesammelt wurde.

Zusammenfassung

Es wurde ein pH₂-Generator installiert, der für einen Druck von 200bar und Anreicherungen > 95% ausgelegt ist. Erste Ergebnisse bei 50bar und 25K ergaben eine pH₂-Anreicherung von 96%, was vergleichbar mit den höchsten pH₂-Drücken von bisher beschriebenen Generatoren ist³. Für eine Erhöhung des Drucks sind ggf. höhere Temperaturen zu verwenden, um ein Einfrieren des H₂ zu vermeiden.

Zukünftig soll eine automatisch geregelte Flussgeschwindigkeit erwogen und außerdem die Anreicherung und die Polarisationssteigerung in Abhängigkeit des Drucks untersucht werden.

Anhang 1

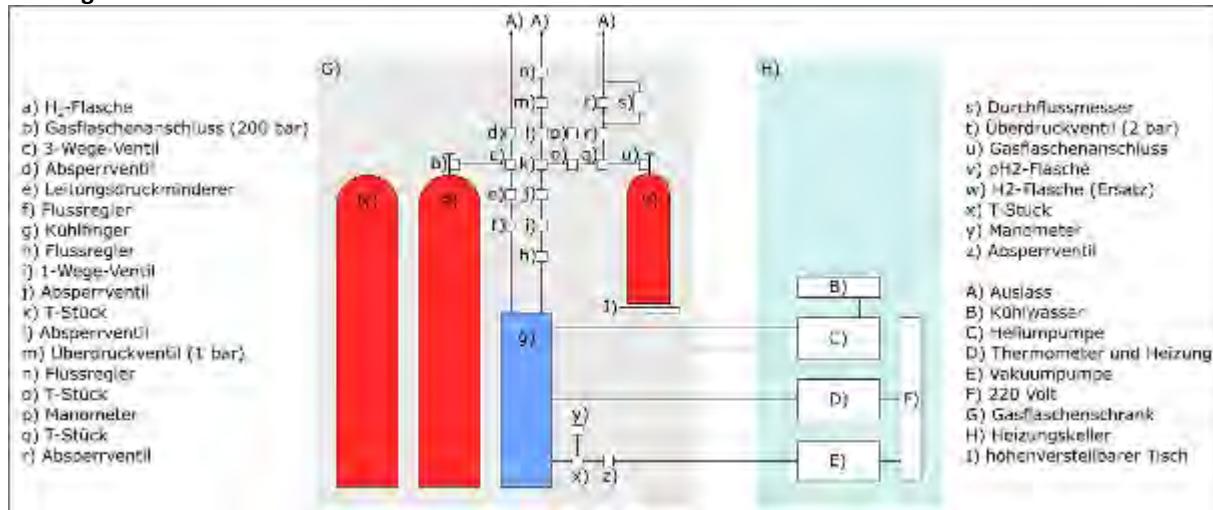


Abb. 1: Komponenten des pH₂-Generators.

Anhang 2

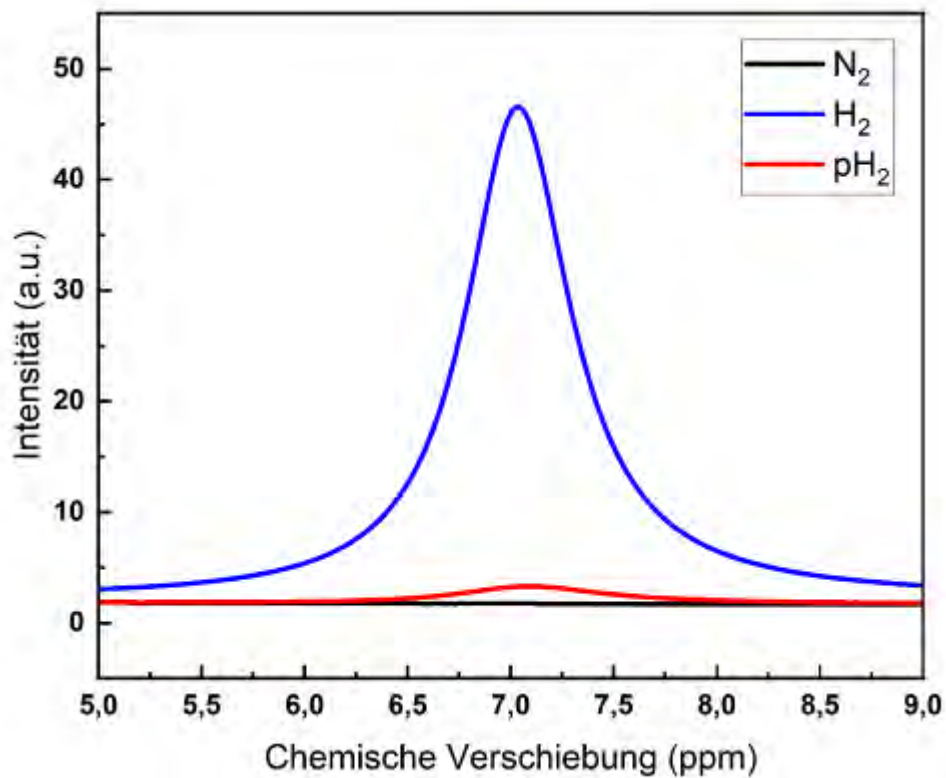


Abb. 2: ^1H -Spektrum von Raumtemperatur- H_2 (blau), angereichertem pH_2 (rot) und N_2 (schwarz).

Literatur

- [1] Them, K. et al.: Parahydrogen-Induced Polarization Relayed via Proton Exchange. *J. Am. Chem. Soc.* 2021, 143 (34)
- [2] Schmidt, A. B. et al.: Quasi-Continuous Production of Highly Hyperpolarized Carbon-13 Contrast Agents Every 15 Seconds within an MRI System. *Commun Chem* 2022, 5 (1), 1–7
- [3] Hövener, J.-B. et al.: A Continuous-Flow, High-Throughput, High-Pressure Parahydrogen Converter for Hyperpolarization in a Clinical Setting. *NMR in Biomedicine* 2013, 26 (2), 124–131

V074 Identification of universal excitation k-space trajectory parameters for fat saturation with spectral-spatial pulses at 1.5 T

C. K. Eisen¹, P. Liebig², J. Herrler³, D. Ritter², M. Uder¹, A. M. Nagel^{1,4}, D. Grodzki²

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

²Siemens Healthineers, Magnetic Resonance, Erlangen, Deutschland

³Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Neuroradiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

⁴Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Introduction

Fat saturation (FS) is part of various clinical protocols. Achieving a decent FS can be challenging¹. The most used technique relies on spectrally selective saturation pulses. Novel spectral-spatial pulses (SPSP) offer the possibility to account for field inhomogeneities². The performance of B_0 and B_1 field variation compensation and hence FS is strongly influenced by choice of the excitation k-space trajectory and its parameters. These are often selected by experience or prior knowledge. In this abstract, suitable parameters for an SPSP pulse with 2D variable density spiral trajectory are identified by the proposed offline optimization approach.

Materials & Methods

The 2D variable density spiral trajectory parameter set (PS) is defined by the number of rounds and samples, the k-space coverage and two nodes indicating the exact geometry. An individual RF pulse calculation is performed for all sets of these five parameters during optimization. An interior point solver proposed by Majewski determines the pulse shape³, which is used to quantify the respective flip angle (FA) deviations of a given PS from the target FAs ($FA_{\text{water}} = 0^\circ$, $FA_{\text{fat}} = 110^\circ$). Trajectory parameters are adjusted using MATLABs patternsearch algorithm to minimize these deviations. Ten initial PSs (time constraint 16 h each) and parallel optimization were used. Each full iteration step used 6 volunteer datasets and took (217.4 ± 59.2) s. The final PS was tested on 5 further datasets.

Data were collected on a 1.5 T system (MAGNETOM Sola, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany). Calculations were performed on a desktop computer (Intel Core i5-8400; 2.8 GHz; 6 cores; RAM 16 GB) using MATLAB 2019b.

Results

Exemplary FS with SPSP is shown in Fig. 1. Two of the ten optimization runs were rejected due to relatively high cost function values. The remaining results are similar in number of rounds, samples and one geometry node. The other node and the k-space coverage vary. The final PS was detected by averaging all remaining runs and selecting the closest solution. Simulated fat and water FAs using the final trajectory PS and corresponding B_0 maps are shown in Fig. 2. The overall average FAs are $108.8^\circ \pm 5.1^\circ$ (fat) and $4.7^\circ \pm 4.0^\circ$ (water) (test data: fat $108.4^\circ \pm 5.5^\circ$; water $4.9^\circ \pm 3.3^\circ$).

Conclusion

For all results, the k-space center is sampled more densely, which fits to the low-frequency field variations to be compensated. The proposed method identifies universal trajectory settings for SPSP FS without previous knowledge and experience. This can be used to optimize existing settings or to initialize trajectories.

Appendix 1

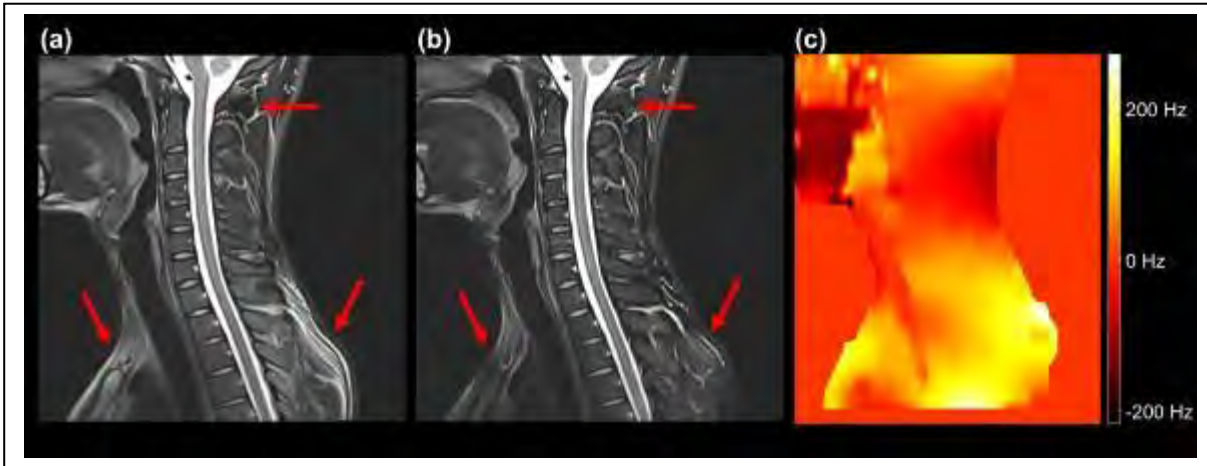


Fig. 1: (a) Spectrally selective FS with partly insufficient FS due to field variations. (b) Improved FS with SPSP. (c) Corresponding B0 map.

Appendix 2

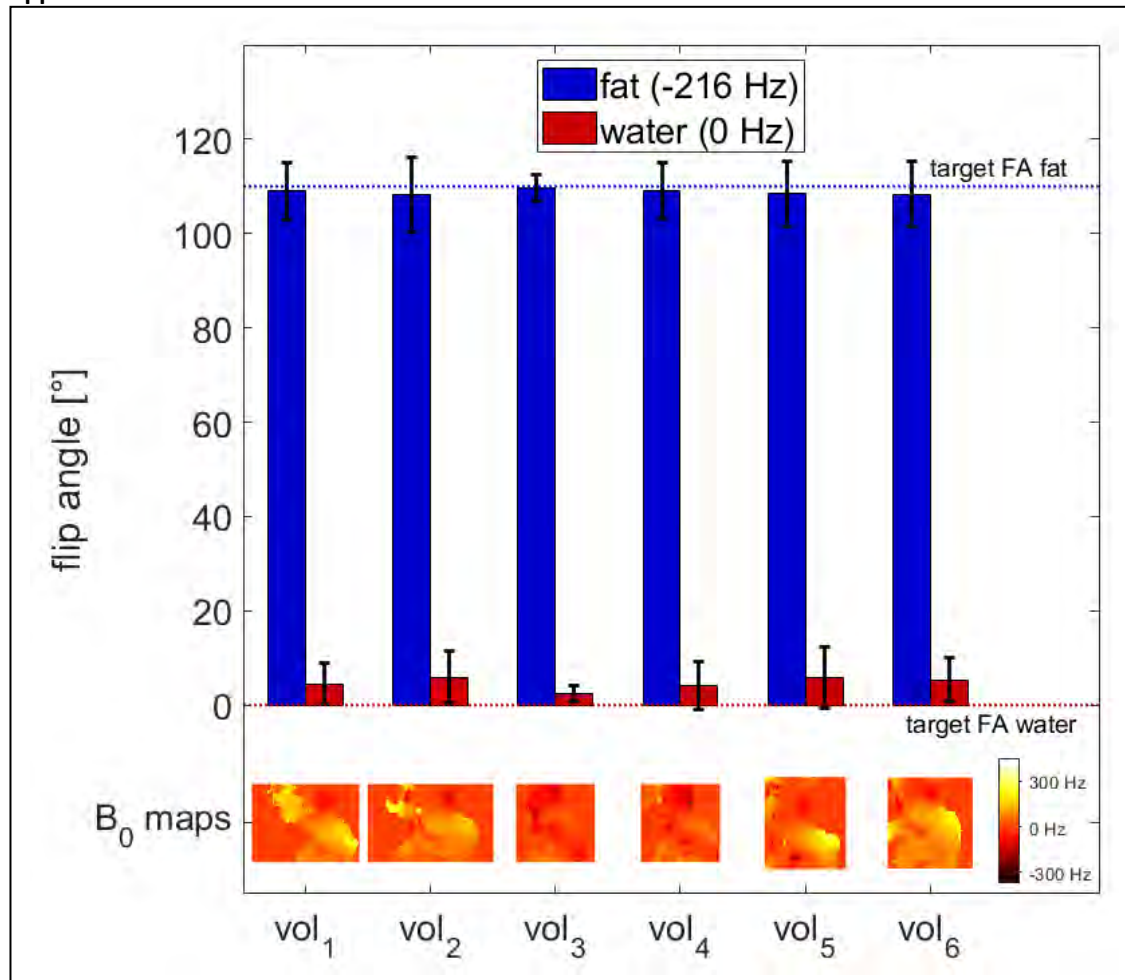


Fig. 2: Simulated FAs for fat and water with corresponding B0 maps.

References

- [1] Bley TA et al. J Magn Reson. 2010;31(1):4-18.
- [2] Zhao F et al. Magn Reson Med. 2014;72(6):1637-1647.
- [3] Majewski K J Magn Reson. 2021;326(7-8):106941

V075 Maßgeschneiderte und universelle kT-points Pulse für eine frequenzrobuste Anregung im menschlichen Herzen bei 7T

C. S. Aigner¹, S. Dietrich¹, F. Krüger¹, M. Lutz¹, S. Schmitter¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig and Berlin, Deutschland

Einleitung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) des menschlichen Körpers bei sehr hohen Feldern (>7T) ist eine anspruchsvolle Untersuchung, die mit multiplen Sende- und Empfangsspulen und dem Einsatz von maßgeschneiderten Pulsen (TP) oder vorberechneten Universalpulsen (UP) realisiert werden kann.¹⁻⁵ In dieser Arbeit demonstrieren wir die Vorteile von frequenzrobusten TP und kalibrierungsfreie UPs über einen Frequenzbereich von 1400 Hertz, der Wasser und sechs Fettfrequenzen bei 7T umfasst, um eine homogene Kippwinkelverteilung im gesamten menschlichen Herzen zu erreichen.

Methoden

Die MRT wurde auf einem Siemens 7T-Scanner mit einer 32-Kanal MRI-Tools Körperspule im 8Tx/32Rx Modus an 36 gesunden Freiwilligen (22M/14F, 21-66 Jahre, BMI = 19-35 kg/m²) durchgeführt. Relative 3D-Thorax-B₁⁺-Karten mit einer isotropen Auflösung von 4 mm wurden unter freier Atmung in 3 Minuten und 25 Sekunden aufgenommen.² Darauf basierend wurden maßgeschneiderte (TP) und universelle (UP) kT-Punkt-Pulse zur homogenen 10° Anregung innerhalb des Herzvolumens unter Verwendung der Kleinwinkelnäherung berechnet.^{6,7} Robustheit gegenüber der chemischen Verschiebung (Δf) zwischen sechs verschiedenen Fettsignalen und dem Wassersignal wurde erreicht, indem die Optimierung gleichzeitig bei sieben Resonanzfrequenzen im Bereich von -1129 bis 178 Hz durchgeführt wurde.⁸ Der Quellcode und die B₁⁺-Karten wurden auf https://github.com/chaigner/FRobUP_body veröffentlicht.

Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt die 3D-FA-Verteilung in einem von 5 Testfällen, der bei sieben Frequenzen für fünf verschiedene Pulse von links nach rechts ausgewertet wurde: TP-4kT und UP22-4kT mit 4 kT-Punkten, optimiert für 22 Probanden für $\Delta f = 0$ Hz. UP31-6kT-f2 mit 6 kT-Punkten, optimiert für 31 Probanden bei $\Delta f = 0$ Hz und $\Delta f = -1010$ Hz. Frequenzrobuste fRob-TP-6kT und fRob-UP31-6kT mit 6kT-Punkten, gleichzeitig optimiert für 31 Probanden für alle sieben Wasser- und Fettfrequenzen. Nur frequenzstabile Pulse bieten eine akzeptable Anregung über den gesamten Frequenzbereich im Herzen. Abbildung 2 zeigt die mit TP-4kT und fRob-TP-4kT aufgenommenen 3D-GRE-Bilder bei freier Atmung. Bei Probanden mit Fettgewebe in Herznähe (durch

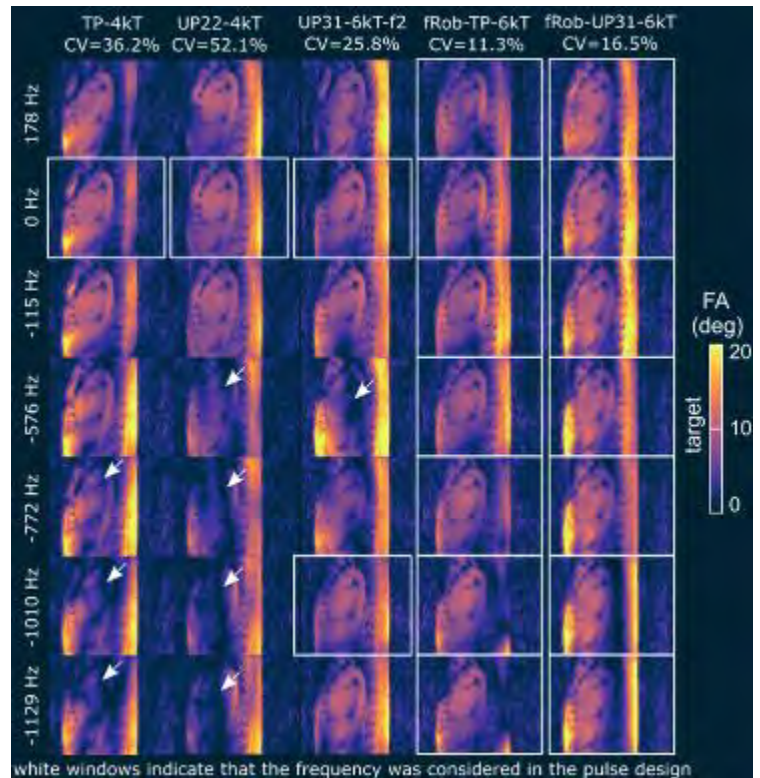


Abb. 1: 3D-FA-Verteilung für eine sagittale Schicht, ausgewertet mit sieben Frequenzen und FA-Variationskoeffizient (CV) über das gesamte Herzvolumen. Weiße Pfeile zeigen größere FA-Variationen an.

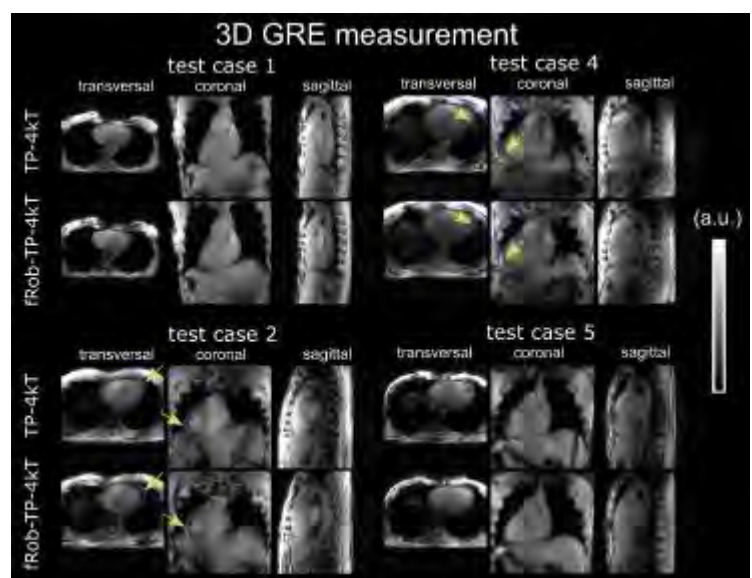


Abb. 2: 3D-GRE-Bilder, aufgenommen mit maßgeschneidertem TP-4kT und maßgeschneidertem frequenzrobustem fRob-TP-4kT. Die Pfeile zeigen auf das Fettgewebe, wo mit fRob-TP-4kT eine verbesserte Signalhomogenität beobachtet werden kann.

Pfeile gekennzeichnet), führt fRob-TP-4kT zu einem homogeneren Signal als TP-4kT.

Diskussion: Diese Arbeit zeigt, dass es notwendig ist, mehrere Frequenzen im kT-Punkt-Pulsdesign zu berücksichtigen, wenn Wasser und Fett gleichzeitig erfasst werden sollen. So wird die Anregung großer Regionen in der UHF-Körper-MRT bei mehreren Resonanzfrequenzen möglich, wie sie für die 3D-Fett/Wasser-Bildgebung im Herzen bei 7T erforderlich ist.⁹

Literatur

- [1] Aigner et al., 2020, NMR Biomed.
- [2] Dietrich et al., 2021, MRM
- [3] Padormo et al., NMR Biomed., 2016
- [4] Gras et al., 2021, MRM
- [5] Aigner et al., 2021, MRM
- [6] Grissom et al., 2012, MRM
- [7] Cao et al., 2016, MRM
- [8] Smith et al., 2013, ISMRM, p. 2413
- [9] Dietrich et al. 2022, MRM

V076 *In-vivo* 3D-Leberbildgebung bei 7T mit einer 32-Tx-Kanal-Ganzkörperspule und k_T -Punkt pTx Pulsen

J. Grimm^{1,2}, C. S. Aigner³, S. Dietrich³, S. Orzada¹, A. M. Nagel^{1,4}, M. E. Ladd^{1,2}, S. Schmitter^{1,3,5}

¹Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

²Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland

³Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig und Berlin, Deutschland

⁴University Hospital Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität, Erlangen, Deutschland

⁵University of Minnesota, Center for Magnetic Resonance Research, Minneapolis, MN, Vereinigte Staaten

Einleitung

Ein großes Problem in der Ultrahochfeld-MRT besteht im räumlich inhomogenen B_1^+ -Sendeprofil (Tx), das zu Kippwinkel (FA) Auslöschungen führen kann. Dieses wird bei 7T mit lokalen 8 oder 16 Tx-Spulen gelöst, die durch paralleles Senden (pTx) kombiniert werden. Bei großen Organen (Leber) bietet statisches pTx jedoch nur unzureichende FA-Homogenität, so dass dynamisches pTx notwendig ist [1,2,3]. Hier könnte eine nicht-lokale Ganzkörper-Tx-Spule ähnlich wie bei klinischen 1,5T/3T-Scannern kombiniert mit 32 Tx-Kanälen abhelfen, um die 3D-FA-Homogenität zu verbessern. Diese Kombination wird in dieser Studie verwendet um die Qualität von k_T -Punkt pTx Pulsen für die Leber zu untersuchen.

Methoden

Relative 3D B_1^+ Karten der Leber von 3 Probanden (2m/1w, BMI=23.7-27.1 kg/m²) wurden unter freier Atmung in 10min25s (TE/TR=2.15/17.92ms, FOV=30x50x50cm³, Auflösung=4.7mm iso, nom. FA=15°) mit einem 7T-Scanner (Magnetom 7T, Siemens) entsprechend früherer Arbeiten [4,5] unter Einsatz einer Prototypen 32-Kanal-Ganzkörperspule [6] erstellt. Für alle 3 Probanden wurden 1 bis 6 k_T -Punkt pTx Pulse (fixe Gesamtdauer: 1ms; Blip-Dauer: 80µs) in der Kleinwinkelnäherung [7,8] berechnet, um eine ROI anzuregen, die die gesamte 3D-Leber mit nominell 10° FA abdeckt. Jede Optimierung wurde mit 100 zufälligen Startphasen initiiert. Durch Iteration des Regularisierungsparameters wurden L-Kurven erzeugt, die HF-Leistung gegen Homogenität (CV=std/mean FA in ROI) abwägen.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt die L-Kurven für 1-6 k_T 's der Probanden. 1 k_T , d.h. statisches pTx, liefert bei zwei Probanden einen CV<20% und keine Auslöschung wie in Abb. 2 gezeigt. Proband 3 (höchster BMI) zeigt einen CV von 23,7% und eine FA-Auslöschung nahe der ROI-Grenze (Abb. 2 weißer Pfeil). Mit 2 k_T 's erreichte man bei allen Probanden bei gleicher HF-Leistung wie bei 1 k_T eine 1,5- bis 2-fache Verringerung des CV und keine sichtbaren FA-Auslöschungen. Bei größerer Anzahl an k_T 's reduziert sich der CV nur noch leicht. 2/3 k_T 's sind von Vorteil, wenn gleichzeitig CV und HF-Leistung minimal sein sollen (Abb. 1 grauer Pfeil).

Zusammenfassung

Die vorläufigen Daten deuten darauf hin, dass statisches pTx der 3D-Leber mithilfe einer 32-Tx-Körperspule eine ausreichende FA-Homogenität bei normalgewichtigen Probanden liefern kann. Darüber hinaus scheinen 2 k_T eine praktische Lösung zu sein, um einen guten Kompromiss zwischen HF-Leistung und FA-Treue für 3D-Leberanwendungen im kleinen-FA-Bereich BMI unabhängig zu erzielen.

Anhang 1

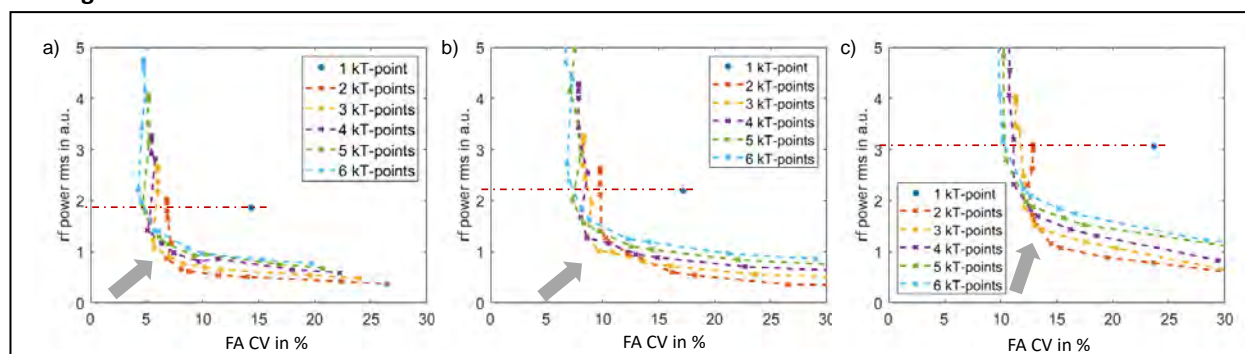


Abb. 1: RMS HF-Leistung vs. FA CV. a) w: BMI=25,93 b) m: BMI=23,66 c) m: BMI=27,13.

Anhang 2

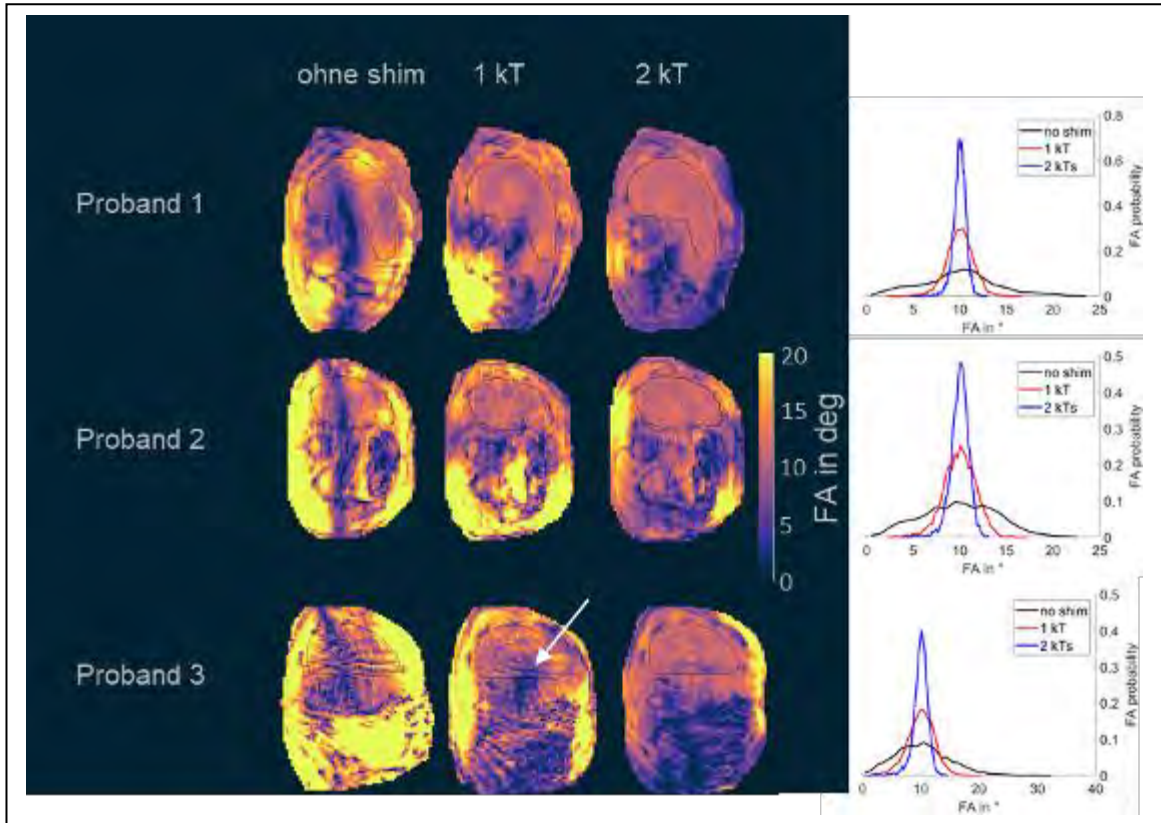


Abb. 2: FA-Vorhersagen für Beispielschnitt (trans.) durch die Leber und FA-Verteilung für die 3D-Leber-ROI.

Literatur

- [1] Wu et al., 2014, Quant Imaging Med Surg
- [2] Runderkamp et al., 2021, ISMRM Abstract 3338
- [3] Shirvani et al., 2020, ISMRM Abstract 4288
- [4] Dietrich et al., 2021, MRM
- [5] Aigner et al., 2020, NMR Biomed.
- [6] Orzada et al., 2019, PLoS ONE
- [7] Grissom et al., 2012, MRM
- [8] Cao et al., 2015, MRM

V077 Automated z-shim gradient pulse calculations – implementation and comparison with manual approach

Y. Chu¹, J. Finsterbusch¹

¹Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Systemische Neurowissenschaften, Hamburg, Deutschland

Introduction

z-shimming^{1, 2} is an important method to reduce through-slice dephasing signal losses in spinal cord fMRI acquisitions. Conventionally, the optimal z-shim gradient pulses are determined by the user considering reference measurements covering a range of z-shim values for each slice. An automated calculation simplifies and accelerates the z-shimming procedure and is user-independent making it more reliable.

Methods

Experiments were performed on a 3T whole-body MR system (PrismaFit, Siemens Healthineers). Healthy volunteers were investigated after their informed consent was obtained. The z-shim reference acquisition covered 21 equidistant steps compensating field gradients between $\pm 0.2\text{mT/m}$ for each slice. The optimal z-shim gradient pulse is then applied during the subsequent fMRI acquisitions (cf. Figure 1). EPI acquisitions covering 12 slices were investigated. In total, 42 seconds are required for the reference measurements.

The automated method involves the definition of a spinal cord mask in each slice. First, the maximum intensity projection from all z-shim reference images was calculated to obtain images with a higher signal amplitude. From an intensity histogram of the central region, a rough spinal cord and CSF intensity area was identified. Next, intensity-threshold region grow algorithm and edge detection are used to obtain a spinal cord mask. To obtain the optimal z-shim value, the theoretical signal curve, a sinc function, was fitted to the signal intensities as a function of the z-shim moments. The position of the sinc functions maximum was taken as the optimal z-shim value. The z-shim values were averaged over all valid voxels of the mask.

Results

Figure 2 shows all z-shim indices from 9 volunteers determined from user-based and automated z-shim method. On average, the difference between user-based and automated method is smaller than 1 index.

Summary

The automated z-shim method provides stable results in comparison to an experienced user determining the z-shim. However, it is user-independent as well as faster and could make z-shimming of spinal cord fMRI easier, more reliable, and more feasible for longitudinal or multi-site studies.

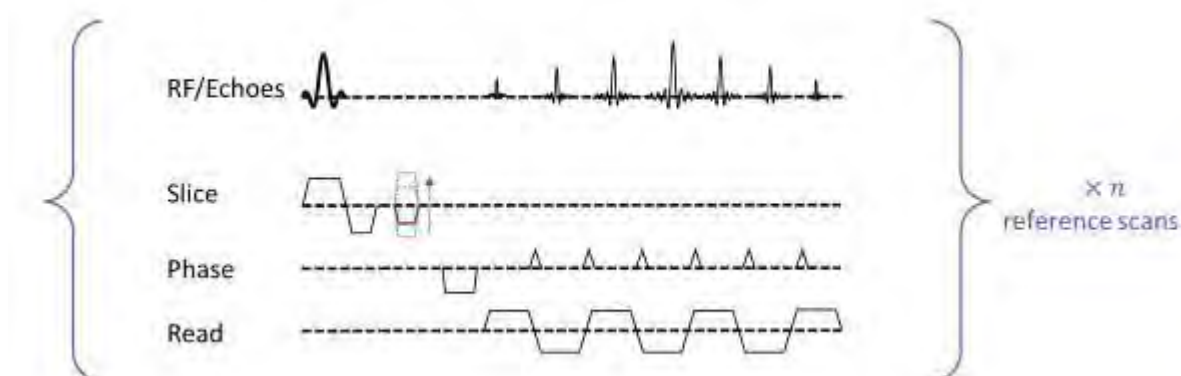


Fig. 1: A sequence of EPI with gradient z-shim. A single z-shim gradient pulse is activated in the slice selection direction between the RF pulse and readout period. Different z-shim gradient pulses (dashed blue lines) were used for reference scans. The reference scan with the highest intensity (shown in red) should be used in later scan

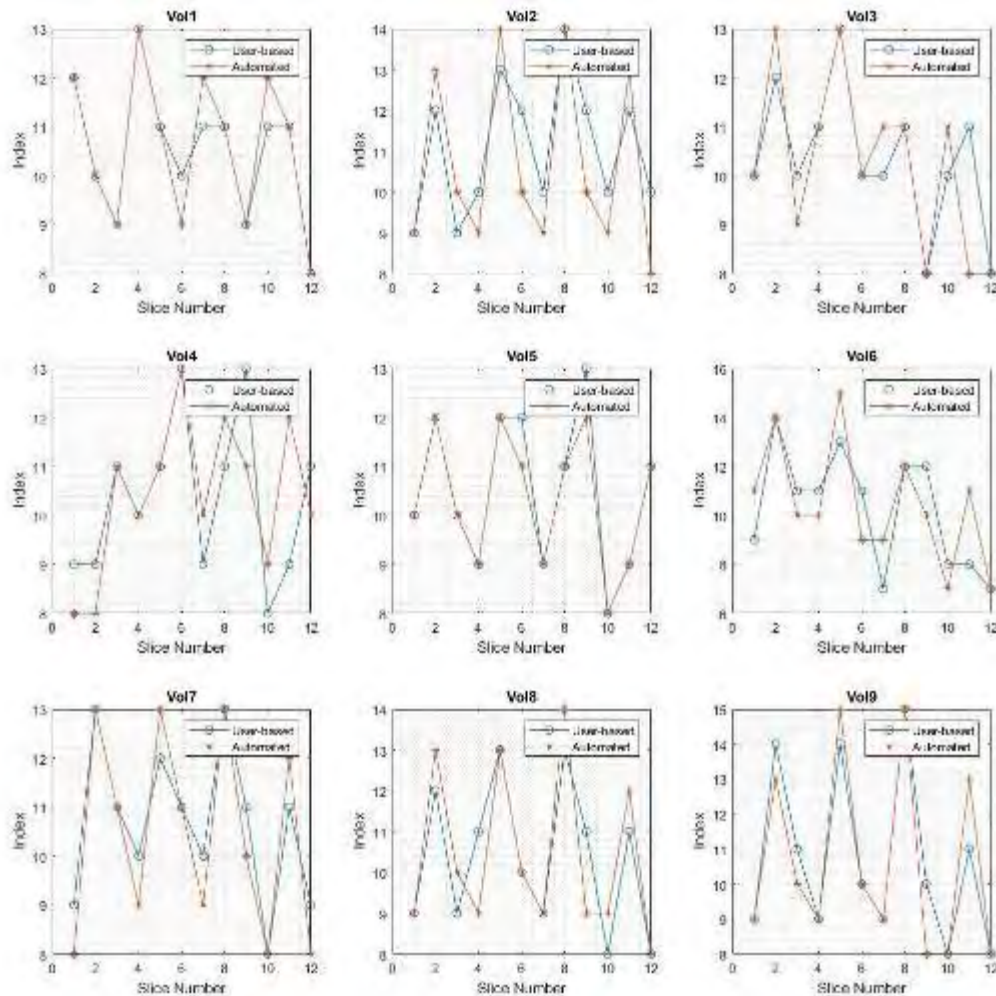


Fig. 2: z-shim indices determined from automatic calculation and user-based method for 9 volunteers.

References

- [1] Constable R.T, Functional MRI using gradient-echo echo-planar imaging in the presence of large static field inhomogeneities. J. Magn. Reson. Imaging. 1995; 5: 746-752
- [2] Finsterbusch J, Eippert F, Büchel C. Single, slice-specific z-shim gradient pulses improve T2*-weighted imaging of the spinal cord. Neuroimage. 2012; 59(3): 2307-2315

Session 19 | Quantitative MRT

V078 T1-unabhängige Quantifizierung von Austauschraten mittels Phasensensitiver-Water-Exchange Spektroskopie

N. Plähn^{1,2}, P. M. Jakob¹, F. T. Gutjahr¹

¹Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

²Universitätsspital Bern und Universität Bern, Abteilung für Diagnostische, Interventionelle und Pädiatrische Radiologie (DIPR), Bern, Schweiz

Einleitung

In der MR-Bildgebung kann der Effekt des chemischen Austausches als Kontrastmechanismus genutzt werden (CEST). ¹H-Kerne in Proteinen, Metaboliten oder auch exogenen Kontrastmitteln können mit ¹H-Kernen von Wasser austauschen. So können Informationen über intra- und intermolekulare Prozesse und Eigenschaften von niedrig-konzentrierten Biomolekülen gewonnen werden. Da diese Kontraste enorm von der chemischen Austauschrate abhängen ist deren Quantifizierung als direkte Messung oder für die Parameteroptimierung von substanziellem Interesse. Eine der meistverwendeten Methoden zur Quantifizierung der Austauschraten ist die Water-Exchange-Spectroscopy (WEX) (1). Hier wird der Effekt des chemischen Austausches mit longitudinaler Relaxation überlagert.

In dieser Arbeit wird eine neue Methode vorgeschlagen, deren Signal ausschließlich vom chemischen Austausch kodiert und durch die Nutzung der Phase erhöht wird, was zu einem höheren Dynamikumfang und einer genaueren Quantifizierung führt.

Material & Methoden

Die Phasen-Sensitive-WEX (PS-WEX) Methode ist eine Erweiterung der WEX-Methode, welche einen zusätzlich eingeführten Inversionspuls und ein konstantes Austauschzeitintervall verwendet. Indem die Phasensensitivität des PS-WEX-Pfades ausgenutzt wird, kann der dynamische Bereich fast verdoppelt werden. Der Einfluss der longitudinalen Relaxation wird zudem komplett maskiert, was die Komplexität des Signalverhaltens reduziert. Experimente zur Quantifizierung der Austauschraten wurden an einem 11.75T Tomographen an Kreatinlösungen (50mMol/l) in Wasser mit 6 verschiedenen pH-Werten bei 23°C durchgeführt.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt die experimentell bestimmten Austauschraten in Abhängigkeit ihres pH-Wertes der WEX- und der PS-WEX-Methode. Die bestimmten Austauschraten der Kreatin-Phantome folgen einen exponentiell vorhergesagten Zusammenhang über den pH-Wert mit einem Bestimmtheitsmaß von 0.93 für die WEX-Methode und 0.95 für die PS-WEX-Methode. In Simulationen hat sich die PS-WEX-Methode zusätzlich als signifikant stabiler gegenüber Rauschen erweisen können.

Zusammenfassung

Eine neue Methode zur Quantifizierung von Austauschraten wurde vorgestellt und validiert. Der PS-WEX-Ansatz bietet einen erhöhten dynamischen Bereich und ein einfacheres Signalverhalten.

Experiment und Simulation bestätigen eine genauere Quantifizierung von Austauschraten

Anhang 1

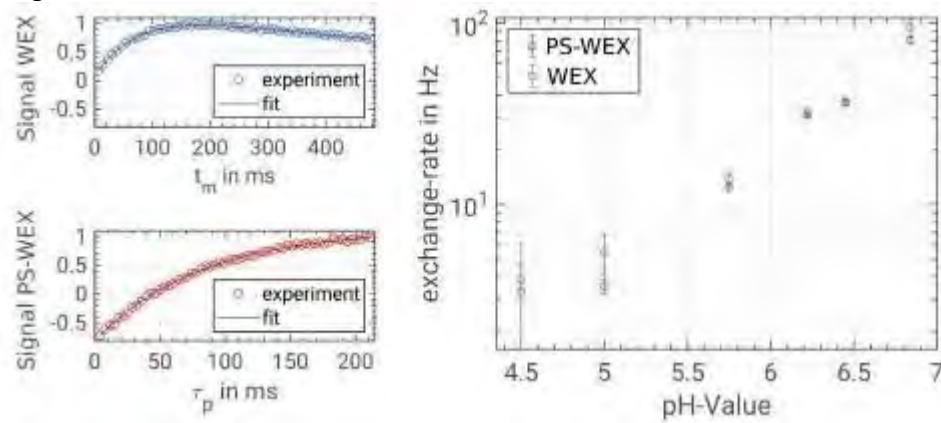


Abb. 1: Links: Phasen-korrigierte Daten und ihre korrespondierenden angepassten Kurven des WEX- und PS-WEX-Experimentes, bei einem pH-Wert von $\text{pH}=5.75$. Rechts: Austauschraten bestimmt aus der WEX- und PS-WEX-Kurvenanpassung in Abhängigkeit des pH-Wertes.

Literatur

- [1] S. Mori et. al. Water Exchange Filter (WEX Filter) for Nuclear Magnetic Resonance Studies of Macromolecules. Journal of the American Chemical Society, 1994

V079 Optimierung der Fett-Quantifizierung bei 3T und 7T durch NSA-basierte Echozeitwahl

P. Zeiger¹, K. Tkotz¹, J. Hanspach¹, M. Uder¹, A. M. Nagel^{1,2}, L. V. Gast¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

²Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die Trennung und Quantifizierung von Wasser- und Fettsignal mittels ¹H MRT wird maßgeblich durch die Wahl der Echozeiten (TE) beeinflusst [1]. Diese wirkt sich insbesondere auf das NSA (*effective number of signals averaged*) aus, welches ein Maß für das Rauschniveau der Fett-Wasser-Trennung ist [2]. Ziel dieser Arbeit war die Optimierung der Fett-Quantifizierung bei 3T und 7T. Dazu wurden durch Simulationen des NSA günstige TE bestimmt und experimentell validiert.

Methoden

Das theoretische für NSA 3T und 7T wurde mit Hilfe der ISMRM-fwtoolbox [3] für 6 äquidistante TE und verschiedene Fettanteile (FF) berechnet. Die Messungen wurden mit einer 3D FLASH VIBE Sequenz (TR=21ms, BW=890Hz/Px, FA=6°, voxel=1.6x1.6x5mm³) an einem 3T/7T Scanner (MAGNETOM Prisma/Terra, Siemens Healthcare) mit einer 1Tx Kniespule (QED) durchgeführt. Anfangsechozeit (TE1) und Echozeitdifferenz (Δ TE) wurden auf dem NSA basierend ausgewählt (Abb. 2). Das Phantom bestand aus 6 Röhrcchen, befüllt mit unterschiedlichen Volumenanteilen (5%, 10%, 25%, 50%, 75%, 100%) Erdnussöl emulgiert mit Agaroselösung (3% m/v), in einem wassergefüllten Behälter. Für die Trennung von Fett- (F) und Wassersignal (W) wurde ein Graph Cut Algorithmus (ISMRM-fwtoolbox) benutzt [4]. Die FF-Karte wurde berechnet als [5]:

$$FF = \begin{cases} \frac{|F|}{|W| + |F|} & \text{falls } |W| < |F| \\ 1 - \frac{|W|}{|W| + |F|} & \text{falls } |W| > |F| \end{cases}$$

Ergebnisse

Während das theoretische NSA (Abb. 1) bei niedrigen FF hauptsächlich von Δ TE abhing, zeigte sich bei höherem FF eine zunehmende Abhängigkeit von TE1. Bei 7T wurden die Bereiche mit optimalen TE kleiner. In den Messungen (Abb. 2) zeigte sich eine starke Abweichung des FF (im Mittel 12.9% und 15.5%) für TE mit einem geringen NSA (A, C), während für TE mit einem hohen NSA (B, D) der FF gut mit den erwarteten Werten übereinstimmte (3.6% und 3.7%). Eine Verdopplung der Auflösung (E) führte bei 7T nicht zu gravierend höheren Abweichungen (4.2%).

Zusammenfassung

Die TE-Abhängigkeit konnte gut durch das NSA vorhergesagt werden. Die Kombinationen aus TE1 und Δ TE für ein günstiges NSA unterschieden sich bei 3T und 7T waren daher nicht direkt übertragbar. Durch das höhere SNR war bei 7T eine erhöhte Auflösung bei vergleichbaren quantitativen Ergebnissen möglich.

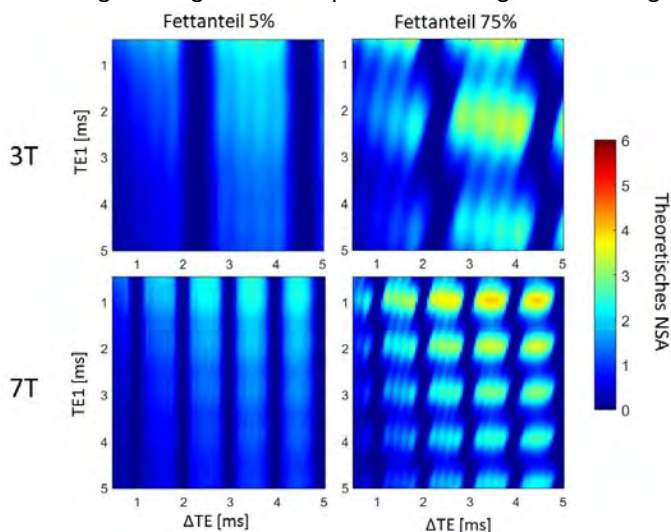


Abb. 1: Theoretisches NSA gegen TE1 und Δ TE für FF 5% und 75% bei 3T und 7T. Für höhere FF verstärkt sich die Abhängigkeit von TE1. Für 7T werden die optimalen Bereiche kleiner

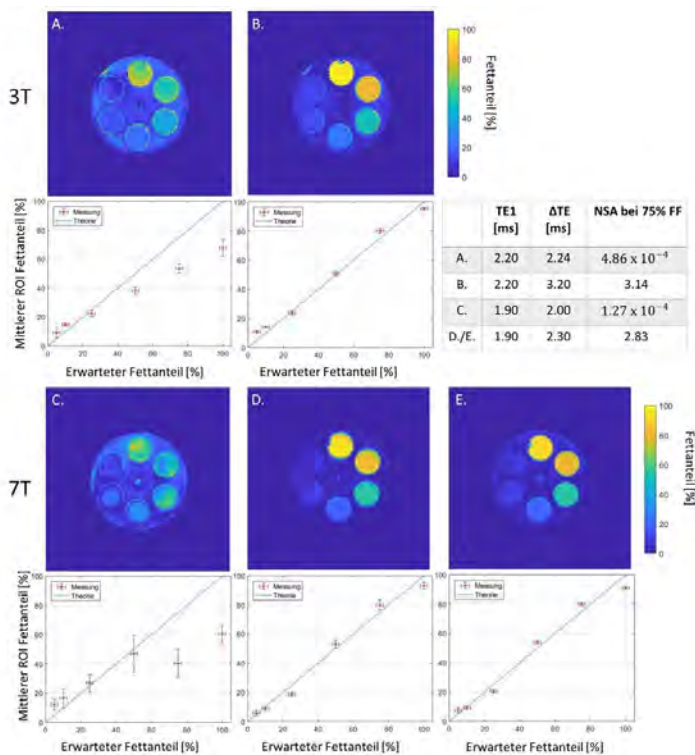


Abb. 2: Gemessene FF-Karten und Linienplots der Mittelwerte (\pm Standardabweichung) der Röhren über dem erwarteten Fettvolumenanteil ($\pm 2\%$). Ein niedriges NSA resultierte in starker Abweichung der gemessenen von den erwarteten FF (A, C), während ein hohes NSA zu guten Resultaten führte (B, D). Bei 7T war zusätzlich eine höhere Auflösung bei vergleichbarer Quantifizierung möglich (E)

Literatur

- [1] Grimm, EJR, 2018. 103: p. 57-64.
- [2] Glover, JMRI, 1991. 1(5): p. 521-530.
- [3] Pineda, Magn Reson Med, 2005. 54(3): p. 625-635.
- [4] Hernando, Magn Reson Med, 2010. 63(1): p. 79-90.
- [5] Berglund, Uppsala University, 2011.

V080 Magnetic Resonance Fingerprinting basierte absolute B_1^+ -Kartierung bei limitierter HF Leistung im Körperstamm bei 7T

M. Lutz¹, C. S. Aigner¹, S. Dietrich¹, S. Flassbeck^{2,3}, C. G. F. Gatefait¹, C. Kolbitsch¹, S. Schmitter^{1,4,5}

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig und Berlin, Deutschland

²Dept. of Radiology, Center for Biomedical Imaging, New York, NY, Vereinigte Staaten

³Center for Advanced Imaging Innovation and Research, New York, NY, Vereinigte Staaten

⁴Medizinische Physik in der Radiologie, Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

⁵Center for Magnetic Resonance Research, University of Minnesota, Minneapolis, MN, Vereinigte Staaten

Einleitung

Bei ultrahohen Feldern ($\geq 7T$) stellt die räumliche Variation des B_1^+ -Feldes ein Problem dar, welches z.B. durch multiple Sendespulen (pTx)¹ gelöst werden kann. Hierfür werden (absolute) B_1^+ -Karten benötigt, deren Messung im Körperstamm bei 7T jedoch durch lange Aufnahmezeiten, Atembewegungen und insbesondere den HF-Leistungsbedarf begrenzt oder verhindert wird².

Um diese Probleme zu überwinden, untersuchen wir hier die B_1^+ -Kartierung des menschlichen Körpers bei 7T mit Hilfe von Magnetic Resonance Fingerprinting (MRF). Die grundsätzliche Machbarkeit wurde bereits bei der MRF-Quantifizierung von Gewebeparametern im Abdomen gezeigt, bei der B_1^+ mitbestimmt wurde³⁻⁶. Im Gegensatz zu vorherigen Arbeiten ist unser Ziel jedoch, B_1^+ möglichst präzise unter limitierter HF Leistung zu bestimmen. Außerdem sollen die Messungen unter freier Atmung stattfinden und mit einer Referenzmethode² quantitativ verglichen werden.

Methoden

Für die MRF Messungen wurde eine 2D radiale FLASH Sequenz⁷ mit SINC-basierten HF Pulsen (BWTP=4) und zeitlich variierendem Kippwinkelschema⁸ verwendet. 600 Zeitframes und 32 Wiederholungen des Kippwinkelschemas wurden akquiriert. Es folgte eine non-uniform FFT und eine Zuordnung mit Hilfe eines Dictionary durch das pixelweise Skalarprodukt (siehe Abb. 1). Messungen wurden unter freier Atmung an einem 7T-Scanner (Siemens Magnetom) mit einer 32-Kanal MRI-Tools Körperspule im 1Tx/32Rx-Modus durchgeführt (Auflösung=2x2mm²; Schichtdicke=5mm; TA=1min39s für 2D Schicht). Zur Validierung wurde eine nicht-kartesische 3D RPE-AFI² unter freier Atmung aufgenommen (Auflösung=4x4x4mm³; TA = 6min09s für 3D Volumen).

Ergebnisse

Abb. 2 zeigt B_1^+ -Karten von zwei Probanden für den RPE-AFI- und den MRF-Ansatz. Qualitativ stimmt die Struktur der B_1^+ Karten der beiden Ansätze überein, allerdings sind in der AFI-Karte Diskontinuitäten und Artefakte in Regionen mit niedrigem B_1^+ erkennbar. Quantitativ wurde innerhalb einer manuell ausgewählter ROI (roter Kreis in Abb. 2) eine mittlere Abweichung von 0,12 $\mu T/vkW$ (7,3%) für Proband 1 und 0,02 $\mu T/vkW$ (1,3%) für Proband 2 beobachtet.

Diskussion

Die B_1^+ -Kartierungsmethoden wurden in der Nähe der SAR/Leistungsgrenze erfasst, jedoch erzielte nur der MRF-Ansatz konsistente Ergebnisse in Regionen mit niedrigerem B_1^+ ($< 2\mu T/vkW$). Dies könnte neue direkte oder hybride multiple Sendespulen- B_1^+ -Mapping-Ansätze⁹ in Kombination mit verschiedenen Shim-Konfigurationen⁵ ermöglichen, die zuvor mit der AFI nicht möglich waren. Aufgrund der radialen k-Raum-Trajektorie scheint der MRF-Ansatz auch gegenüber Atembewegungen robust zu sein, allerdings muss die Auswirkung von Bewegungen durch die Schicht noch genauer untersucht werden.

Literatur

- [1] Padormo et al., 2016, NMR Biomed
- [2] Dietrich et al., 2021, MRM
- [3] Körzdörfer et al., 2019, MRM
- [4] van Riel et al., 2021, NMR Biomed
- [5] Cloos et al., 2016, Nat Commun
- [6] Cloos et al., 2017, Proc. ISMRM
- [7] Flassbeck et al., 2019 MRM
- [8] Jiang et al., 2015, MRM
- [9] Van De Moortele et al., 2007, Proc ISMRM

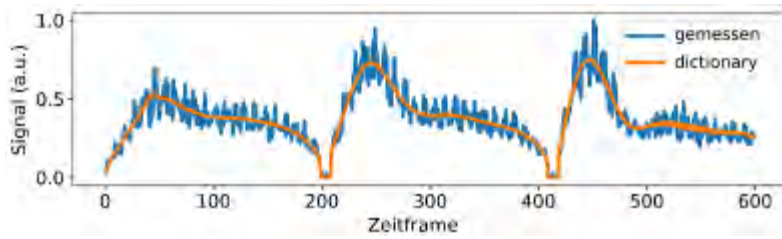


Abb. 6: Beispiel für die Zuordnung mit Hilfe eines Dictionary für einen Pixel. Für das gemessene Signal wird der Dictionary Eintrag ausgewählt, welcher das Skalarprodukt maximiert.

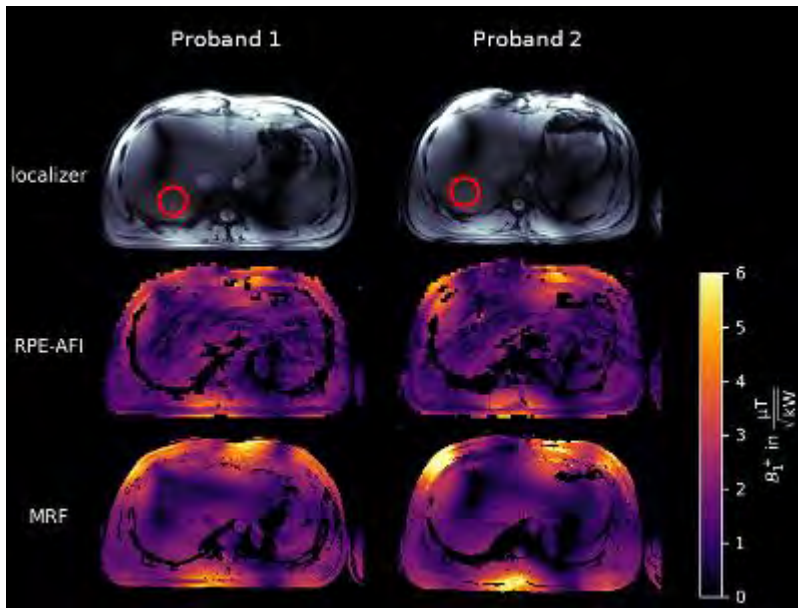


Abb. 7: In-vivo B_1^+ -Karten einer axialen Leberschicht bei 7T für den RPE-AFI- und den MRF-Ansatz.

V081 Analysis of radiation damping effects on T1-measurements of paramagnetic solutions at 3 Tesla

N. Wallstein¹, A. Pampel¹, R. Müller¹, T. Schlumm¹, T. Mildner¹, H. Möller¹

¹Max Planck Institute for Human Cognitive and Brain Sciences, NMR-Group, Leipzig, Deutschland

Introduction

During the process of establishing an in-house standard for measuring longitudinal relaxation times on MRI systems, we were confronted with the effect of so-called “radiation damping” (RD), which has been known for many years in the NMR community. It is often related to high-field NMR, however, we demonstrate that RD is by no means negligible, event at 3T. The effect is most striking in quantitative relaxometry, in particular when using dedicated coils with higher quality factors ($Q > 100$).

Materials & Methods

Relaxometry data were acquired on a MAGNETOM Prismafit (Siemens Healthcare) system using three different setups:

- i. 32-channel head coil for reception.
- ii. Body coil in transmit and receive mode.
- iii. In-house built TxRx RF coil (“marmoset coil”) with two perpendicular Helmholtz coil pairs (1).

An aqueous 0.135 mM MnCl₂ solution was investigated as a model system. For the T1 measurement, an in-house-written inversion recovery (IR) sequence was used, which offers a great flexibility in terms of pulse types and spoiling strategies. To gain a more accurate insight into the extent of RD, a sequence based on the RADDY approach (2) was used. In addition, the model parameters (RD rate, T1, T2) were adjusted to the acquired data using a model based on the modified Bloch equations (3).

Results

Evaluating the apparent T1 by assuming single exponential behaviour leads to T1 deviations of several centiseconds (up to 10 percent) for the different coil systems or scanning parameters, such as excitation pulse and spoiling strategies. To remove bias caused by RD, an estimate of the radiation damping rate ($R \sim Q\eta$ with quality factor Q and filling factor η) was made for each coil system (Fig. 1). Notably, neglecting the RD during the RF event as well as during dead times before switching on the ADC consistently leads to implausible T1 estimates, because the used pulse lengths are of similar order as the reciprocal damping rates (\sim ms) for high Q factors. T1 values obtained with the body coil measurements in TxRx mode appeared to be most reliable due to reduced RD effects (Fig. 2).

Summary

The retrospective elimination of T1 bias caused by RD effects in high-precision T1 measurements is challenging due to difficulties in quantifying the amount of RD, which further differs for the transmit and receive modes. Contrary to the assumption that RD can be neglected for clinical field strengths, one should be aware of this effect under certain conditions. Especially, if non-selective inversion without sufficient gradient spoiling is done, RD can be a potentially significant error source.

Appendix 1

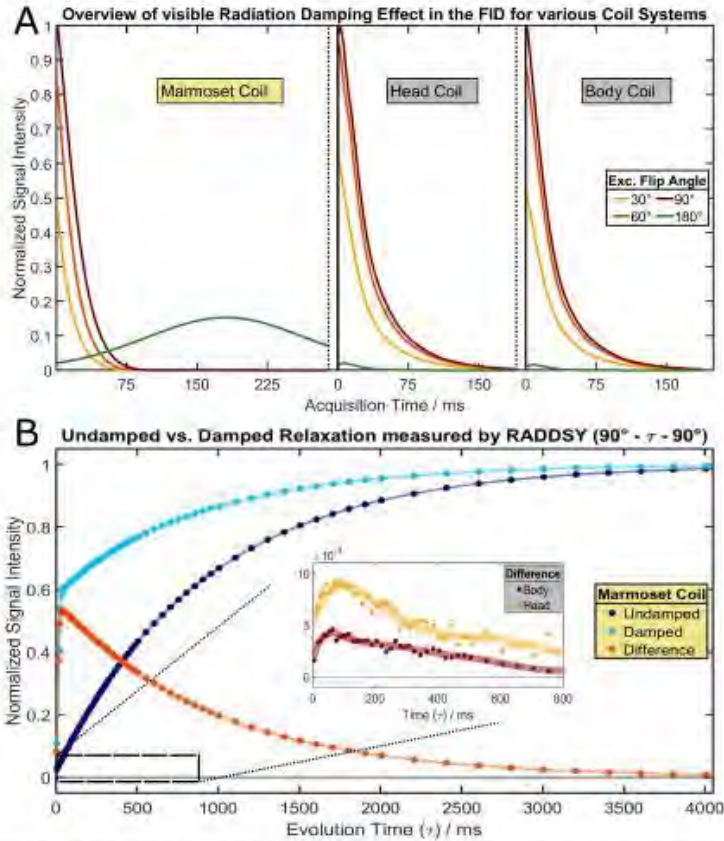


Figure 1: (A) Illustration of detected FIDs for various flip angles and coil setups. A remarkable indication of RD effect during acquisitions is the build-up of the signal over time (green curve). (B) Difference between the damped (short gradient at the end of τ) and undamped relaxation (gradient active during entire τ). For comparison, a zoomed window contains the much smaller RD effect for the body and head coil.

Appendix 2

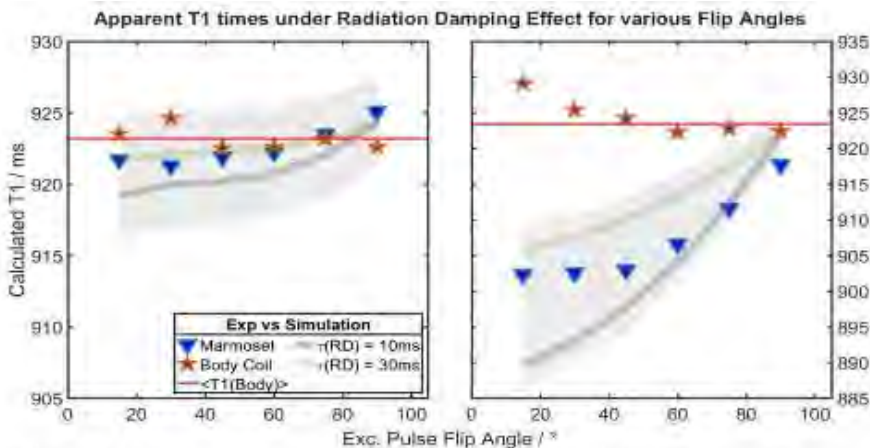


Figure 2: Experimental results of fitted T1 from the IR datasets in comparison to the corresponding simulation for two damping rates (τ_{RD}) and two dead times (t_d) after excitation event (left: $t_d = 0.01$ ms, right: $t_d = 0.5$ ms). Additional gradient was played out during inversion time period ($TI = 10$ ms up to 8s) to avoid increased relaxation caused by RD.

References

- [1] Müller R et al. Proc ISMRM 2013:4366.
- [2] Szantay C et al. Concept Mag Res 1999;11(3):121-145.
- [3] Bloom S. J Appl Phys 1957;28(7):800-805

V082 Temperature dependence of oscillations in transverse relaxation decay of short T_2^* species

M. B. Maggioni¹, M. Krämer^{1,2}, J. R. Reichenbach^{1,2,3,4}

¹Medical Physics Group, Institute of Diagnostic and Interventional Radiology, Jena University Hospital - Friedrich Schiller University, Jena, Deutschland

²Institute of Diagnostic and Interventional Radiology, Jena University Hospital – Friedrich Schiller University, Jena, Deutschland

³Michael Stifel Center for Data-driven and Simulation Science Jena, Friedrich Schiller University, Jena, Deutschland

⁴Center of Medical Optics and Photonics, Friedrich Schiller University, Jena, Deutschland

Introduction

Tendons are hard to image due to their short T_2 decay, which is why UTE sequences are normally used. However, careful sampling of decay curves is rarely given attention. In this work, we performed an extensive sampling of the short T_2^* decay curve of ex-vivo tendon samples and explored its dependence on temperature.

Methods

A 3D-UTE sequence¹ was employed on a 3T scanner to image 6 ovine tendons and 2 phantom tubes: one filled with water and one with a 50% water-fat emulsion. Prior to imaging, all samples were frozen in dry ice. The thawing process was then sampled by 60 repetitions of a UTE sequence with 16 TEs (sampling from 0.05ms to 4.3ms), TR=3ms and isotropic voxel size of 1.2mm. In addition, a pilot *in vivo* study was performed (37-yr-old male) with 3mm isotropic voxels. The UTE sequence was repeated 15 times while the subject's Achilles tendon was placed on an initially frozen cold pack.

Results

Figure 1a shows the results of the thawing process for a sheep tendon: an oscillatory behaviour is visible and the frequency of the oscillations decreases during the thawing process (from -70°C to 20°C). Figure 1b shows the T_2^* decay during thawing for the water and fat emulsion. Figure 2 shows similar results of the *in vivo* pilot measurement on the human Achilles tendon. Note that the *ex vivo* measurements captured the thawing process, while the *in vivo* study sampled the cooling process of the Achilles tendon.

Conclusion

The signal from the emulsion shows that the oscillations in the thawing tendon samples cannot be attributed to the chemical shift of fat and water as previously theorised^{2,3}. Recently, oscillations have been reported in species with short T_2^* decay such as tendons², but the origin of these phenomena is not yet understood. Our work highlights the temperature dependence of this mechanism and may point to water diffusion effects and competing signal from bound (non-freezable) and free (freezable) proton pools as potential sources. One of the main limitations of this study is the significant difficulties associated with measuring at very low temperatures. Here, we used the water tube as an indicator of the zero-°C crossing, but a dedicated temperature sensor would be required to better correlate the signal behaviour of the tendon with temperature.

Attachment 1

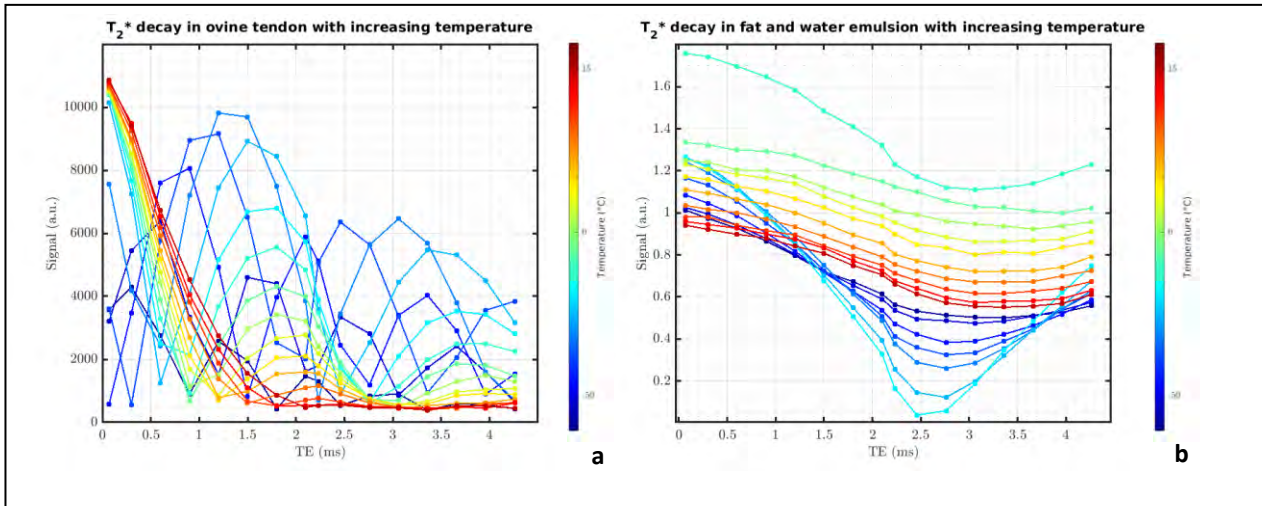


Fig. 1a: T_2^* decay curves of the thawing process of a tendon sample. Fig. 1b: corresponding decay curves for the fat and water emulsion phantom. Note that unlike Fig. 1a, the oscillations of the emulsion do not change significantly with temperature.

Attachment 2

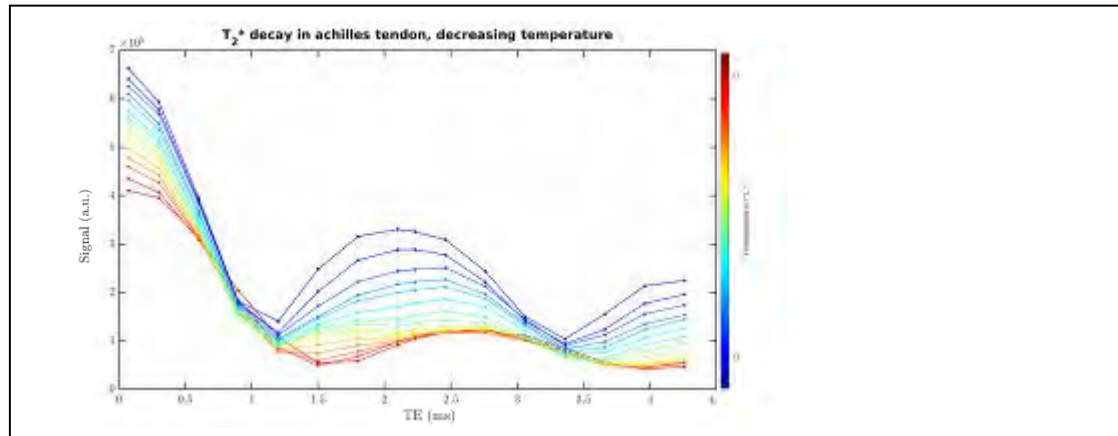


Fig. 2: T_2^* decay curves for the pilot measurement on the Achilles tendon in vivo. The frequency of the oscillations is affected by the cooling process, although to a lesser extent than for the ex vivo sample, because the temperature range was smaller.

References

- [1] Krämer M, Maggioni MB. MagnResonImag 2019; 29-36
- [2] Anjum M et al. MagnResonMed 2021; 415-428
- [3] Takahashi J et al. J MagnResonImag 2019; 412-421

V083 Characterization of scanner and sequence specific magnetic field drift for MR thermometryS. Berger^{1,2}, J. Lindemeyer^{1,2}, H. Gröll^{1,2}¹University of Cologne, Faculty of Medicine and University Hospital Cologne, Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Köln, Deutschland²University of Cologne, Faculty of Mathematics and Natural Sciences, Department of Chemistry, Köln, Deutschland**Introduction**

MR thermometry allows for non-invasive temperature feedback of hyperthermia treatments, using e.g. MR-HIFU. The widely used PRFS thermometry is phase-based and therefore sensitive to phase errors. A known source of such artefacts lies in the MR scanners' magnetic field drifting over time. Especially MRI sequences with high gradient duty cycles, such as echo-planar imaging (EPI), used in rapid thermometry, are strongly affected. This phase drift evolves spatially heterogenous over time and is dependent on gradient utilization, therefore also on slicing direction.

Objectives

The objective of this project was to characterize scanner-specific magnetic field drift produced by a gradient-demanding MRI sequence, especially observing scanning parameters like slice orientation.

Methods

Experiments were conducted on a 3T clinical MRI (Philips Healthcare, Best, The Netherlands). A standard saline-based phantom was positioned near the scanner isocentre. Blocks of five minutes with continuous EPI-based PRFS thermometry imaging were used for hardware heat up. A 3D B_0 map was derived from a 3D low-resolution double-echo gradient echo acquisition (TA=34s) before the first and after each block. Experiments were repeated for sagittal-, transverse-, coronal only and combined slicing direction. Each was started after substantial hardware cool-down time. In addition, reproducibility and general warm-up and cool-down periods were characterized. Post-processing was performed in Python 3.7.6. Results: Analysis suggested that spatio-temporal drift characteristics express a reproducible behavior when using same sequence type and device. Strong influences on drift arise in pre-scan warm-up and cool-down periods. Another important factor are the sequence-specific scan factors, e.g. slice orientation, since phase drift is tied to gradient utilization. As shown in Figure 1, e.g. scanning only sagittal slices, led to a drift substantially different from transversal acquisitions.

Conclusions

Characterization and understanding of magnetic field drift plays a vital role in being able to correct for it. Current drift compensation relies mainly on scanner warm-up and in-place 0-, 1st- or 2nd-order drift correction. Analysis of our datasets suggests that a customized higher-order compensation may be required. Spatial drift behavior over time is reproducible and would allow for even more robust drift compensation in 3D.

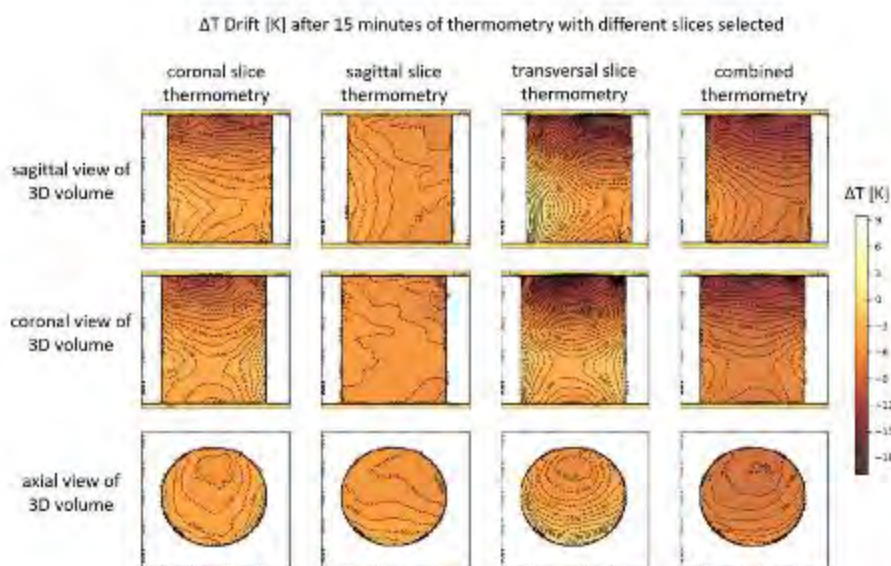


Fig. 1: Temperature drift in phantom (15min)

V084 Pilot results from exploratory study to access the brain-gut interactions in crohn's disease patients via neuroimaging at 7 Tesla ultra-high field magnetic resonance imaging

R. Rajkumar^{1,2,3}, M. L. Berthold^{1,2}, H. A. Hartmann^{1,2}, L. Bündgens⁴, E. Farrher², S. Ramkiran^{1,2}, T. Veselinović^{1,2}, N. J. Shah^{2,3,5}, C. Trautwein⁴, I. Neuner^{1,2,3}

¹Uniklinik RWTH Aachen, Department of Psychiatry, Psychotherapy and Psychosomatics, Aachen, Deutschland

²Forschungszentrum Jülich, Institute of Neuroscience and Medicine 4 (INM-4), Jülich, Deutschland

³JARA-BRAIN, Aachen, Deutschland

⁴Uniklinik RWTH Aachen, Clinic for Gastroenterology, Metabolic Diseases and Internal Intensive Care Medicine (Med. Clinic III), Aachen, Deutschland

⁵RWTH Aachen University, Department of Neurology, Aachen, Deutschland

Introduction

Inflammatory bowel disease (IBD) is a gastrointestinal disease that causes inflammation in the gastrointestinal tract and comprises Crohn's disease (CD) and ulcerative colitis. Studies have reported the bidirectional relationship between depression and other negative psychological attributes with the disease course of IBD patients. Particularly recent findings show a prevalence of comorbid depression and alterations in brain functions in CD. This exploratory study aims to examine the structural, functional, and metabolic alterations in the brain's insular region in Crohn's disease patients using the most advanced 7 Tesla ultra-high-field magnetic resonance imaging (7T UHF MRI) technology to better understand the pathophysiology and bidirectional relationship between depression and Crohn's disease.

Materials & Methods

Active CD patients, diagnosed based on results from colonoscopy and histology, were included in the study ($n = 13$, age = 26 ± 4 , 9 males) along with age-matched healthy controls ($n = 12$, age = 26 ± 4 , 9 males). The gastrointestinal symptoms and depression of the CD patients were accessed via a GSRS and BDI-II score. Whole-brain structural, resting-state functional MRI (RS-fMRI) and left insular MR spectroscopy data were acquired using a 7T MRI scanner (Siemens Healthineers). The volume of grey matter and voxel-level RS-fMRI metrics, such as degree centrality (DC) and fractional amplitude of low-frequency fluctuations (fALFF), were calculated within the 12 insular subfields as defined in the Brainnetome atlas. The concentration of metabolites, such as GABA, Glutamine (Gln) and Glutamate (Glu), were calculated using the spectroscopy data.

Results

Between CD patients and healthy subjects, there were no variations in grey matter volume or fMRI DC in the insular subfields. In the dorsal areas of the insula, such as the right dorsal granular and the dorsal dysgranular insula, the fALFF measure revealed a substantial difference (Fig. 1). The BDI-II score of CD patients ($n = 8$) was found to have a significant relationship with the concentration of Gln in the left insula (Fig. 2).

Discussions

The results demonstrate a negative relationship between the metabolites and the BDI-II score (Fig. 2). The substantial relationship between the neurometabolite Gln and the BDI-II score strongly suggests insular glutamatergic dysfunction in CD patients' etiology of comorbid depression. Changes in the fMRI-fALFF measure in CD patients' insular areas could be attributable to psychosocial comorbidities and changed neurometabolite levels. Even though the preliminary findings of this pilot study are intriguing, a bigger sample size is required to better solidify these findings. More samples and microbiome data will be added to the study, which will offer more insight on the brain-gut-enteric microbiota axis interactions in CD patients.

Figure 1

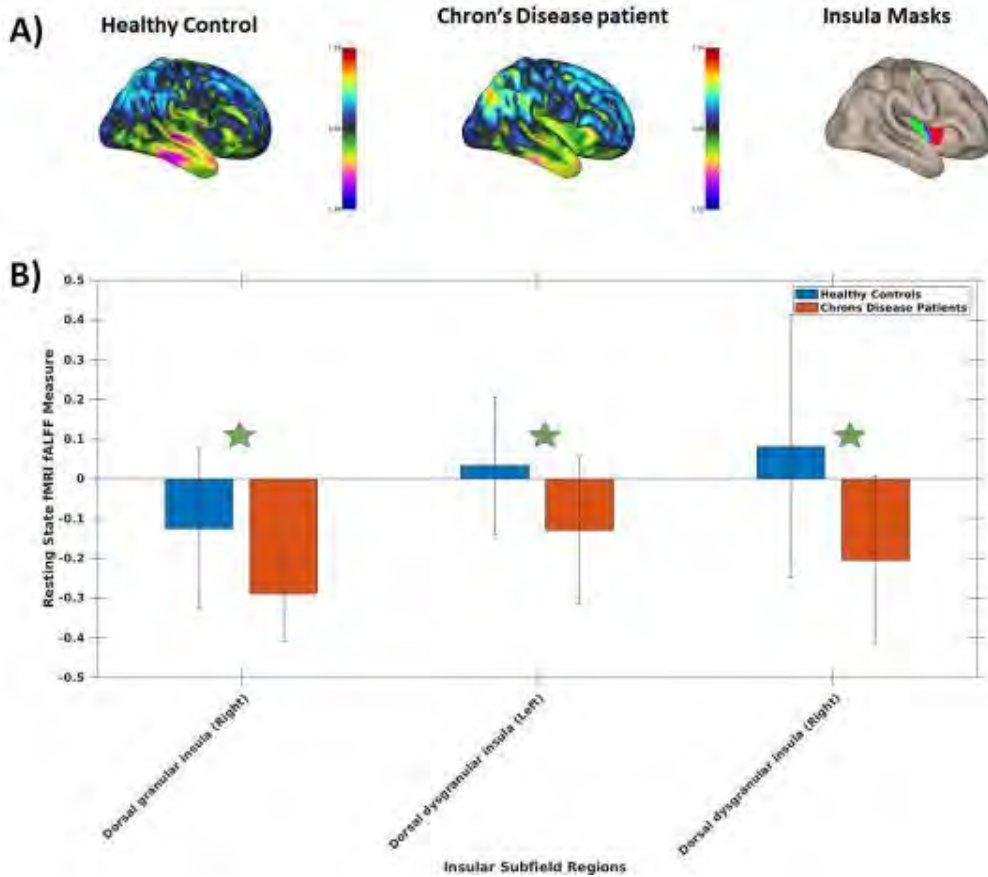


Fig. 1: Right side view of the average fMRI fALFF measure across subjects, Insular subfields, dorsal granular (green) and dorsal dysgranular (red) (A). A comparison of the mean fMRI fALFF measure in the insular subfield regions between healthy controls and CD patients (B). The green star denotes a significant difference at $p < 0.05$

Figure 2

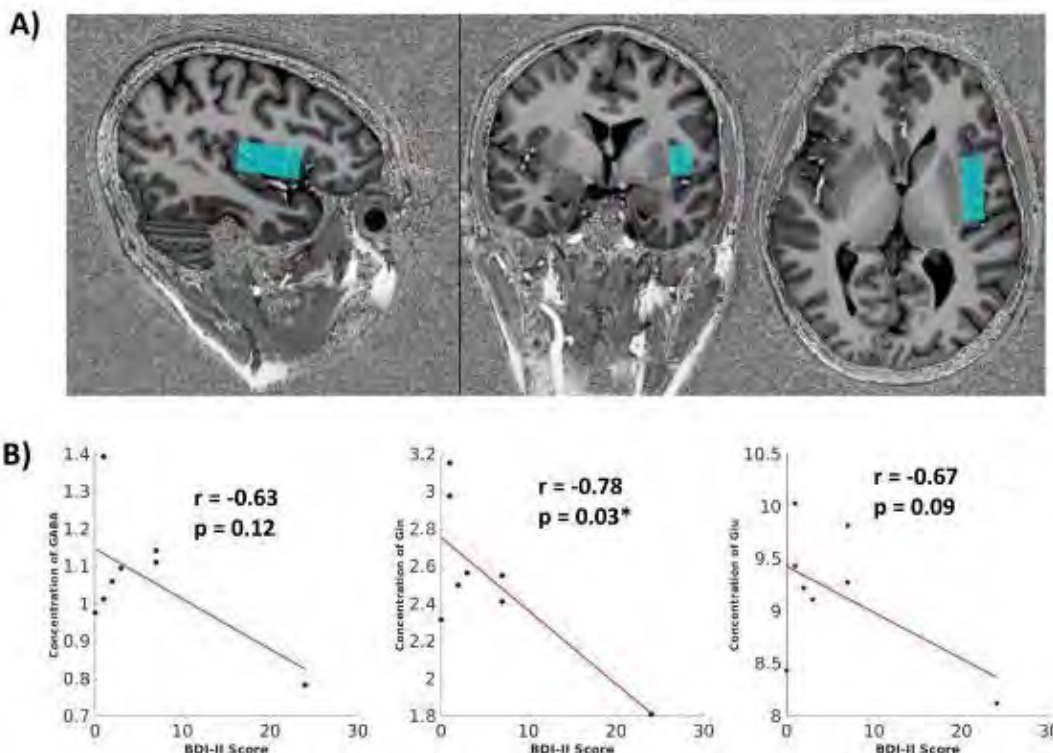


Fig. 2: Row (A) shows the position of the insula volume of interest (light blue colour) in single-voxel MR- spectroscopy for an exemplary subject. Correlation plots between the BDI-II score and the concentration of metabolites measured in mM (B).

V085 The impact of a lithium-enriched diet on mice – a multinuclear magnetic resonance studyT. R. Memhane^{1,2,3}, A. Moussavi^{1,2}, S. Boretius^{1,2,3}¹Deutsches Primatenzentrum GmbH, Funktionelle Bildgebung, Göttingen, Deutschland²DZHK, Partner site Göttingen, Göttingen, Deutschland³Georg-August-Universität, Göttingen, Deutschland**Introduction**

Lithium (Li) is a frontline treatment against bipolar disorder, but despite its popularity, the mode of action is not thoroughly understood¹. We investigated the impact of a Li-enriched diet on the healthy mouse brain using multinuclear (¹H/⁷Li) magnetic resonance imaging (MRI) and spectroscopy (MRS). In doing so, we sought to better understand how Li treatment affects the healthy brain.

Materials & Methods

Data were acquired on a 9.4T Bruker system with surface coils. Twenty male C57BL6 mice were fed 0.3% Li₂CO₃ (high-dose), 0.2% Li₂CO₃ (low-dose), or control chow for 4 weeks (n=8 | 4 | 8). ¹H data were acquired in week 0 and 3, and ⁷Li data in week 4. The MRI-protocol comprised anatomical MRI (magnetization transfer FLASH, 100- μ m isotropic voxels), Diffusion MRI (100 \times 100 \times 500 μ m³ voxel size, b-values: 1000&2000 s/mm²), and SPIRAL ⁷Li MRI (voxel size: 2 \times 2 \times 3 mm³, scan time: 4 hours). ¹H MRS from cortex (Co), corpus callosum (CC), and hippocampus (Hip) were acquired with STEAM, analyzed with LC Model, and corrected for age effects using the control mice. Whole-brain (0.24 ml) ⁷Li MRS was acquired using a 10-min ISIS sequence and analyzed by fitting with a Lorentzian curve. The concentration of Li was estimated using phantoms.

Results

⁷Li MRS showed a dose-dependent uptake of Li in the mouse brain. The estimated brain concentration in the low-dose and high-dose group was 0.4 \pm 0.1 mM and 0.9 \pm 0.1 mM, respectively, Fig. 1E. In the high-dose group we observed increased myo-inositol (Ins) in Co and CC, fig. 1A, and decreased N-acetyl aspartate (NAA) in CC and Hip, fig. 1B. The apparent diffusion coefficient (ADC) decreased in both, Co and Hip, fig. 1C. However, there was no change in brain or cerebrospinal fluid volume, fig. 1D. Interestingly, ⁷Li MRI showed a heterogeneous intensity profile with increased ⁷Li signal in the cortical and basal brain regions, fig. 1F.

Discussion

A Li-enriched diet in healthy mice led to MR changes traditionally seen as disease markers. The observed Ins increase may indicate an activation of glia cells. The reduced NAA points towards an impairment of neurons. The decreased ADC may be related to the increased water excretion. Yet, we did not observe perceptible adverse cognitive effects. The dose-dependent uptake and non-homogenous Li distribution may be important observations for better understanding Li treatment; however, they require further verification.

Appendix 1

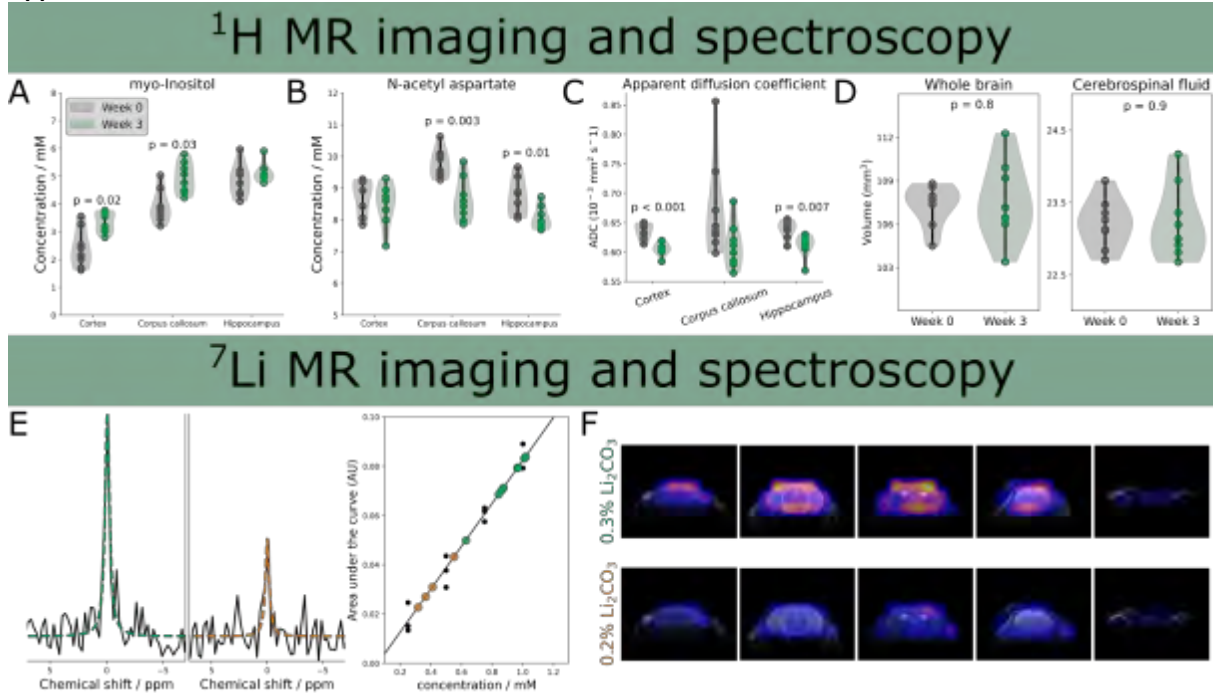


Fig. 1: ¹H MRS showed increased myo-inositol, A, and decreased N-acetyl aspartate, B. We saw decreased diffusivity, C, but no changes in whole-brain or cerebrospinal fluid volume, D. ⁷Li MRS showed a dose-dependent uptake, E (high-dose in green, low-dose in orange, reference probes in black). ⁷Li MRI showed increased signal in the cortex and basal brain regions, F.

References

- [1] Malhi, G. S., Tanius, M., Das, P., Coulston, C. M. & Berk, M. Potential Mechanisms of Action of Lithium in Bipolar Disorder. *CNS Drugs* 27, 135–153 (2013).

Session 20 | MR-Linac

V086 Investigation of ionization chamber dose measurements in external magnetic fields in high-energy photon fields

M. Alissa^{1,2}, K. Zink^{1,2,3}, A. A. Schönfeld⁴, R. P. Kapsch⁵, S. Frick⁵, D. Czarnecki¹

¹Institute für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

²Department of Radiotherapy and Radiooncology, University Medical Center Giessen-Marburg, Gießen, Deutschland

³Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum MIT, Marburg, Deutschland

⁴Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, Vereinigte Staaten

⁵Physikalisch Technische Bundesanstalt, Braunschweig, Deutschland

Introduction

The absorbed dose in the presence of an external magnetic field must be measured with high precision to obtain the benefits of radiotherapy treatment with an MR-guided linear accelerator. In this study, two different ionization chambers with sensitive volumes of 108 mm³ and 600 mm³ were investigated using Monte Carlo simulations and measurements to calculate correction factors k_B .

Material & Methods

Monte Carlo-based models of the SNC 600c and SNC 125c ionization chambers (Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL) were created according to the information provided by the manufacturer. The chamber models were validated by measurements at the German national metrology institute, PTB (Physikalisch Technische Bundesanstalt, Germany), using a 6 MV photon beam with external, homogeneous magnetic fields of up to 1.5 T, as well as by Fano test. Using the Monte Carlo models of the ionization chambers, geometric influence quantities, such as the wall thickness, dead volume and graphite density of the ionization chambers on the detector signal in the B-field were investigated.

Results

The Monte Carlo calculated absorbed dose values in the sensitive volume of the ionization chambers were in good agreement with the corresponding measured doses (within 0.6%). Moreover, the impact of the chamber's wall thickness, graphite density and dead volume was evaluated by varying the respective geometric properties of the chamber models.

Conclusion

k_B factors were calculated for different orientations of the ionization chambers and various magnetic field strengths. In the optimal chamber orientation, i.e. the chamber axis is parallel to the magnetic field vector and orthogonal to the incident photon beam, the k_B factors are within 0.995 and 0.985 for the SNC 125c and 0.989 and 0.96 for the SNC 600c for magnetic field strengths of up to 1.5 T.

Supporting Document

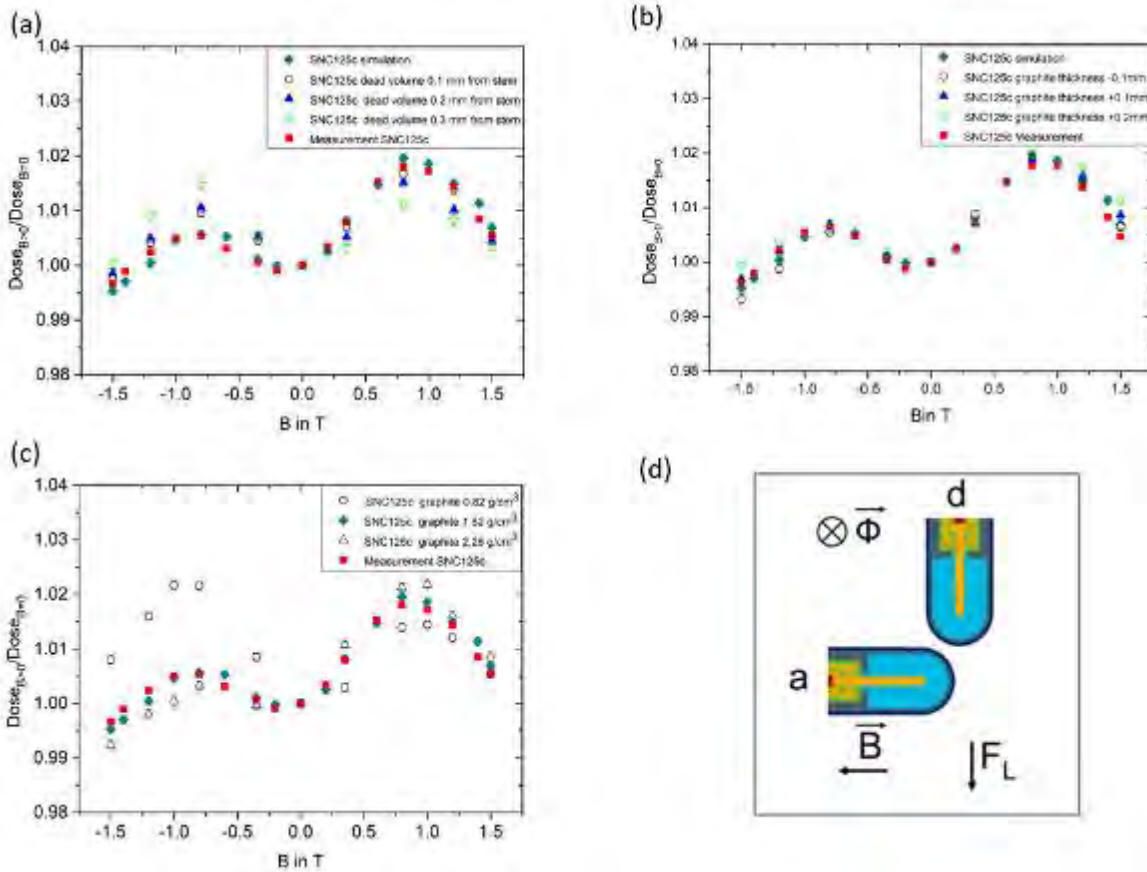


Fig. 1: Monte Carlo calculated dose in the sensitive volume of the ionization chamber SNC 125c in an external magnetic field normalized to the dose without a magnetic field in a 6 MV x ray radiation field of an Elekta Precise linac. All calculated dose values presented in figure (a), (b) and (c) were performed with an radiation field $\vec{\Phi}$, external magnetic field \vec{B} and chamber orientation d as shown in the subfigure (d). Figure (a) shows Monte Carlo calculated relative dose values without and with a dead volume in comparison to measurements. In figure (b) and (c) the thickness of the chamber wall and the density of graphite were varied, respectively.

V087 Patienten-spezifische Planverifikation am MR-Linac mittels eines flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammer-Arrays

C. K. Renkamp¹, D. Poppinga², S. Klüter¹

¹Universitätsklinikum Heidelberg, RadioOnkologie & Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

²PTW, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Für die Verifikation fluenzmodulierter Bestrahlungspläne werden unter anderem Ionisationskammer-Arrays in statischen oder dynamisch rotierenden Phantomen verwendet, letztere sind für MR-Linacs bisher nicht verfügbar. Luftgefüllte Arrays können außerdem am MR-Linac deutlichen Magnetfeld-Effekten unterliegen [1]. In dieser Arbeit wird die Winkelabhängigkeit eines flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammer-Arrays bei Bestrahlung in einem 0,35 T MR-Linac untersucht und die Eignung für Planverifikationsmessungen in einem achteckigen Phantom ohne Phantomrotation evaluiert.

Material & Methoden

Das OCTAVIUS 1600 SRS Array von PTW (Freiburg, Deutschland) wurde im achteckigen Octavius II Phantom positioniert, das Phantom im Maschinenisozentrum eines 0,35 T ViewRay MRIdian MR-Linacs (Mountain View, USA) ausgerichtet und in 10° Schritten mit einem 9,96 x 9,96 cm² Feld bestrahlt. Die Messungen wurden mit berechneten Dosisverteilungen des Bestrahlungsplanungssystems (TPS) in der gleichen Schicht verglichen. Für die patienten-spezifische QA wurden im gleichen Set-Up 6 Patienten-Pläne (2x Leber, 2x Prostata, 1x Lunge, 1x Lymphknoten) sowie ein 3,32 x 3,32 cm² Kalibrierfeld gemessen und mit dem TPS verglichen.

Ergebnisse

Der Detektor zeigt eine sehr geringe Winkelabhängigkeit: Eine Auswertung mit dem 3D Gamma-Algorithmus und einem lokalen 3 mm / 3% Kriterium ergab Werte > 96% für alle Winkel, außer bei Winkeln mit paralleler Einstrahlung oder Einstrahlung durch die Tischkanten.

Die Auswertung der Patientenpläne erzielte 3D Gamma-Ergebnisse (10 % cutoff) von > 98% (3 mm/3 % lokal) und > 94% (2 mm/2 % lokal).

Zusammenfassung

Das flüssigkeitsgefüllte Ionisationskammer-Array zusammen mit einem statischen Phantom ist für Planverifikationen an einem 0,35 T MR-Linac gut geeignet. Da in der Regel nur geringe Teile der Bestrahlungspläne horizontal, parallel zum Detektor eingestrahlt werden, stellt die festgestellte Richtungsabhängigkeit keine praktische Limitierung dar, bei Patientenplänen verschiedener Indikationen wurden gute Übereinstimmungen mit den berechneten Dosisverteilungen erzielt. Im Vergleich zur von Mönnich et al. [1] vorgestellten Methode mit Verwendung eines luftgefüllten Arrays und Rotation des Aufbaus in 4 kardinale Orientierungen ist hier nur ein einziger Messaufbau und eine Messung pro Plan durchzuführen, was den Aufwand deutlich verringert. Der Messbereich des Arrays von maximal 15 x 15 cm² kann unter Umständen die messbaren Pläne limitieren.

Literatur

- [1] Mönnich, D.; Winter, J.; Nachbar, M.; Künzel, L.; Boeke, S.; Gani, C.; Dohm, O.; Zips, D. and Thorwarth, D.: Quality assurance of IMRT treatment plans for a 1.5 T MR-linac using a 2D ionization chamber array and a static solid phantom (2020) Phys. Med. Biol. 65 16NT01

V088 Eine einfache und robuste „MR only“ strukturbasierte Dichteüberschreibungsmethode zur Herstellung synthetischer CTs in abdomineller MR geführter, adaptiver Strahlentherapie

C. Rippke¹, C. K. Renkamp¹, C. Stahl-Ansberger², A. Miltner², C. Buchele¹, J. Hörner-Rieber¹, J. Ristau¹, J. Debus¹, M. Alber¹, S. Klüter¹

¹Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

²Deutsches Krebsforschungszentrum, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Bei der täglichen Planadaptation am 0.35T MR-Linac kann für die Dosisberechnung durch die Bestrahlungssoftware eine Deformation des Planungs-CT auf das aktuelle MRT durchgeführt werden. Da die Deformation nicht angepasst werden kann, führt dies jedoch insbesondere im Zwerchfellbereich und bei Lufteinschlüssen in Magen und Darm im klinischen Alltag regelmäßig zu Deformations- und damit Dichtefehlern. Alternativ bietet das System lediglich die Möglichkeit, strukturbasierte Dichteüberschreibungen (mit individuellen oder generischen relativen Elektronendichtewerten (RED) etwa für Luft 0.0012, Lunge 0.26, Knochen 1.12) vorzunehmen. Ziel dieser Arbeit ist die klinische Evaluation und Implementierung einer einfachen und robusten Methode für die Generierung von synthetischen CTs (sCT) basierend auf MR Bildern.

Material & Methoden

Für 56 Patienten-Datensätze mit abdomineller Indikation wurden retrospektiv auf MR- und CT-Datensatz Knochen, Lunge und Lufteinschlüsse innerhalb des Patienten konturiert. Die RED für Knochen, Lunge und Weichgewebe wurde im CT-Datensatz ± 5 cm kranio-kaudal des PTV ermittelt. Für das Weichgewebe wurde eine Korrelation zwischen BMI und Dichte evaluiert. Für alle Patienten wurden Dichteüberschreibungen in den vier Kompartimenten (4K) vorgenommen, die Bestrahlungspläne auf diesen Datensätzen nachberechnet und mit den ursprünglichen auf dem deformierten CT (defCT) berechneten Dosisverteilungen anhand der Dosisdifferenz im PTV (Mean, D1%, D95%) verglichen.

Ergebnisse

Die mittlere RED der Knochen betrug 1.171 ± 0.023 , die mittlere Dichte der Lungen 0.172 ± 0.048 . Die Korrelation zwischen BMI und RED im Abdomen ist dargestellt für Männer und Frauen in Abb. 1.

Die Dosisdifferenzen im PTV zwischen 4K-sCT und defCT betragen -0.3 ± 1.0 % Dmean, -0.2 ± 1.1 % D1% und -0.5 ± 1.0 % D95% (Abb. 2). Abweichungen sind insbesondere am Zwerchfell und für Patienten mit großen Lufteinschlüssen oder nicht optimal registrierten defCTs (vor allem an der Außenkontur) sichtbar.

Diskussion

Das 4K-sCT ermöglicht eine genaue Dosisberechnung anhand des MR-Datensatzes auch im Abdomen. Im Bereich des Weichteilgewebes zeigte sich eine Korrelation zwischen BMI und Dichtewerten, sodass anhand des BMI die RED patientenspezifisch gewählt werden kann. Somit entfällt die separate Konturierung von Fett und Wasser. Ein Nachteil der Methode ist die noch zeitaufwändige manuelle Konturierung von Luft und Knochen. Jedoch benötigt auch das defCT oft manuelle Korrekturen, insbesondere am Zwerchfell und bei Lufteinschlüssen. 4Ks-CT bietet daher die Möglichkeit, auf das CT ganz zu verzichten (MR only), wobei der Aufwand und die Patientendosis des Planungs-CTs wegfallen. Mit zukünftig verbesserter automatischer Konturierung wird der Aufwand nochmals sinken.

Anhang

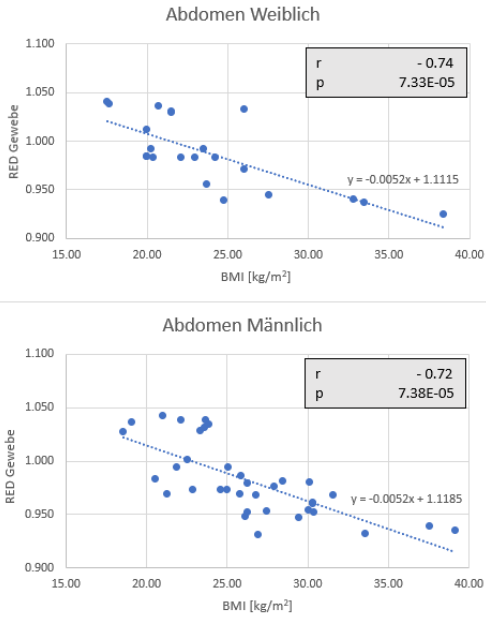


Abb. 1: Korrelation zwischen BMI und Dichte im Abdomen für Männer und Frauen

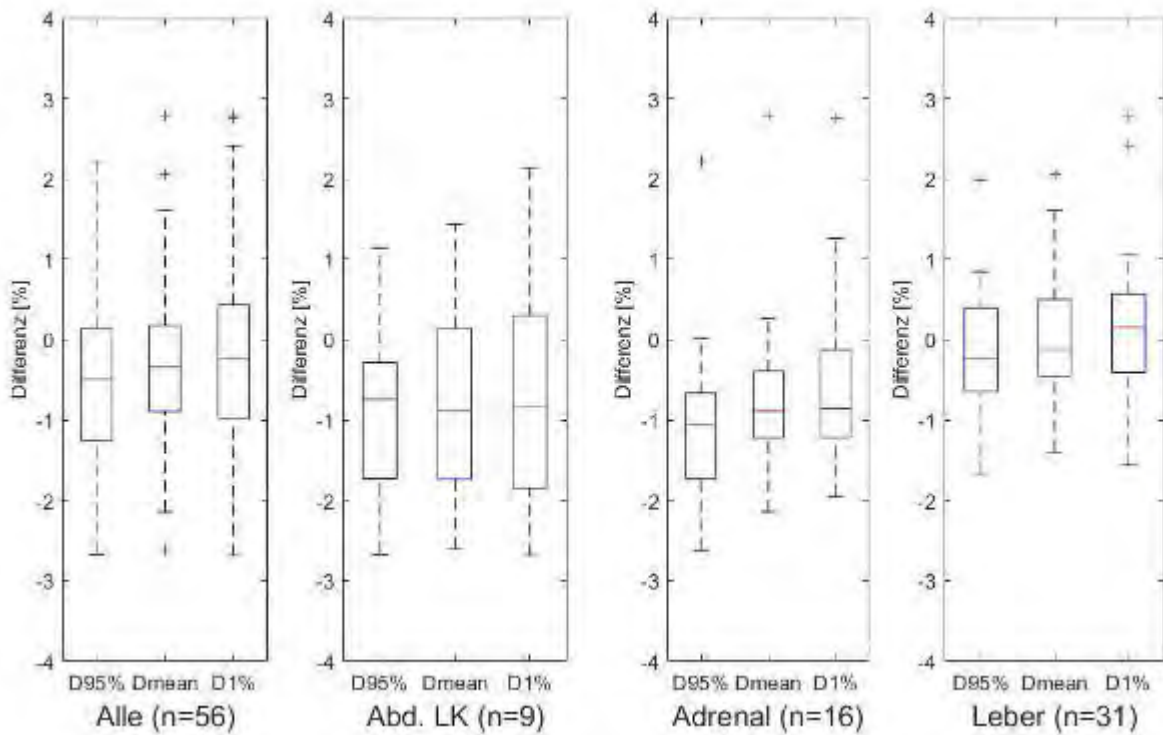


Abb. 2: Dosisdifferenzen im PTV zwischen defCT und 4K-sCT berechnet als $(D_{4K-sCT} - D_{defCT})/D_{defCT} * 100$

V089 Dosisberechnung auf konturbasierten Elektronendichteverteilungen für die MR-geführte Strahlentherapie im Kopf-Hals-Bereich

D. Mönnich¹, S. Boeke¹, M. Nachbar¹, M. Schneider¹, D. Wegener¹, C. Gani¹, D. Zips¹, D. Thorwarth¹
¹Eberhard Karls Universität Tübingen, Universitätsklinik für Radioonkologie, Tübingen, Deutschland

Einleitung

Die online-adaptive MR-geführte Strahlentherapie kann eine Dosisberechnung auf einem Planungs-MRT erfordern. Eine Möglichkeit die Elektronendichteverteilung (ED-Verteilung) aus einem MRT zu generieren ist, anatomische Strukturen zu konturieren und dann jeder Struktur eine homogene ED zuzuweisen (engl. Bulk Electron Density, BED). Es können patientenspezifische EDs aus einem Planungs-CT ermittelt oder populationsbasierte Mittelwerte verwendet werden. In dieser Arbeit wurde untersucht, ob eine exakte Dosisberechnung auf konturbasierten patientenspezifischen BED-Verteilungen im Kopf-Hals-Bereich möglich ist.

Material & Methoden

Drei Patienten mit Kopf-Hals-Tumoren (KHT), die mit einer definitiven Radiochemotherapie am Elekta Unity MR-Linac behandelt wurden, wurden in dies Studie eingeschlossen. BED-Verteilungen wurden basierend auf folgenden Konturen im Planungs-CT erstellt: Luft, Knochen, Implantate, Patientenkontur und die Maskenhalterung. Jeder Struktur wurde die mittlere ED aus dem CT zugewiesen. Für Luft wurde eine relative ED von 0.05 angenommen. Die Dosis des Bestrahlungsplans zum sequenziellen Boost wurde sowohl auf der BED- als auch auf der CT-basierten ED-Verteilung in Monaco 5.40.01 nachberechnet (Monte-Carlo-Genauigkeit 0.5%, Kantenlänge Dosisvoxel 2 mm). Dosisverteilungen wurden, zusätzlich zu DVH-Parametern, mit der Gamma-Methode verglichen (1% lokale Dosisdifferenz, 2 mm DTA und 10% Schwellenwert).

Ergebnisse

In den DVH-Parametern wurden überwiegend geringe Abweichungen festgestellt (Tabelle 1). Größere Abweichungen zeigten sich für Volumen, die Luftanteile beinhalten, z.B. PTV_Boost oder Larynx. In PTV_Boost war die $D_{98\%}$ etwas geringer für die BED-basierte Dosisberechnung. Für einen Patienten war die Larynx $D_{0,5ccm}$ in der BED-basierten Berechnung um 10,3% höher. Die zugehörige Erhöhung der Absolutdosis von 2,8 Gy auf 3,1 Gy lag deutlich unter der geplanten Zielvolumendosis von 10 Gy. Eine Abweichung von 1,1% in der $D_{50\%}$ der Parotis bei Patient 2 ist auf die angrenzende Mandibula zurückzuführen. Die mittlere Gamma-Akzeptanzrate über alle Patienten betrug 98,4%.

Zusammenfassung

Es ist aufwändig BED-Verteilungen für die Dosisberechnung im Kopf-Hals-Bereich zu erstellen. Dies könnte jedoch in Zukunft durch Automatisierung vereinfacht werden. Die Präzision der BED-basierten Dosisberechnung ist ausreichend. Deutliche Unterschiede treten vor allem für Volumen auf, die Lufteinschlüsse haben, da hier CTs typischerweise stark verwaschene Luft-Gewebe-Grenzflächen und zu hohe EDs aufweisen, während BED-Verteilungen eine scharfe Grenzfläche modellieren. Deshalb ist es fragwürdig, ob hier die CT-basierte Dosisberechnung als Goldstandard dienen kann. Auch in der Nähe von Knochen können kleinere Abweichungen auftreten.

In dieser Studie wurden Boost-Pläne verwendet, da diese Bestrahlungen am wahrscheinlichsten durch die MR-geführten Strahlentherapie verbessert werden können, insbesondere falls Hypofraktionierung oder eine inhomogene Dosierung auf MR-basierten Tumor-Subvolumen erwogen werden.

Anhang 1

	Parameter	Relative Differenz (%)		
		P1	P2	P3
PTV_Boost	$D_{2\%}$	0,4%	0,0%	0,2%
PTV_Boost	$D_{98\%}$	-0,4%	-0,7%	-1,5%
Mandibula	$D_{0,5ccm}$	0,7%	0,0%	0,0%
Parotis ipsilat	$D_{50\%}$	0,2%	1,1%	-0,1%
Spinal Cord	$D_{0,05ccm}$	0,6%	-0,1%	-0,6%
Plexus Brachialis ipsilat	$D_{0,05ccm}$	-0,2%	-0,4%	-0,1%
Larynx	$D_{0,5ccm}$	-0,4%	10,3%	0,4%
Gamma-Akzeptanzrate (%)		98,9	97,3	99,0

Tab. 1: Positive Differenzen in DVH-Parametern bedeuten einen höheren Wert in der BED-basierten Berechnung.

V090 Überprüfung der Übereinstimmung von Laser-Isozentrum zu MR-Isozentrum an einem online MRT für die MR-geführten Ionentherapie

E. Schmuck^{1,2,3}, A. Elter^{1,3,4}, S. Dorsch^{1,3}, C. Karger^{1,3}, S. Klüter^{3,5}, S. Brons^{3,5}

¹German Research Center (DKFZ) Heidelberg, Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

²University of Applied Sciences, Medical Physics, Saarbrücken, Deutschland

³Heidelberg Institut for Radiation Oncology (HIRO), National Center for Radiation Research in Oncology (NCRO), Heidelberg, Deutschland

⁴Heidelberg University, Faculty of Physics and Astronomy, Heidelberg, Deutschland

⁵University Hospital Heidelberg, Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Für die Integration von MR-Bildgebung im Ionentherapie-Bestrahlungsraum ist die Übereinstimmung der Isozentren essentiell. Am Heidelberg Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT) wurde ein 0.25 T offenes MRT (S-Scan, Esaote S.p.A., Italien), mit dazugehöriger Hochfrequenz(HF) Abschirmungs-Kabine auf einer fahrbaren Plattform, in einem für Experimente verfügbaren Bestrahlungsraum, installiert. In dieser Arbeit wurde mit einem wassergefüllten Würfelfantom der räumliche Abstand der Isozentren von Lasersystem und online MRT bestimmt.

Material & Methoden

Zur Identifikation des MR-Isozentrums verfügt das würfelförmige Phantom [1] über insgesamt sechs 45° Keilpaare, die jeweils zentral an den inneren Würfelseiten angebracht sind. Der Würfel wurde mit Wasser gefüllt. Das Phantom wurde im Isozentrum der in der HF-Kabine angebrachten Laser innerhalb des MRT in einer Rumpf-Spule positioniert. Eine Turbo-Spin-Echo Sequenz (2D) wurde für die Phantombildgebung optimiert und je eine isozentrische Schicht (1mm Schichtdicke) in allen drei Raumrichtungen aufgenommen. Durch die Position der Keile wurde im MR-Bild nachfolgend mit der Open-Source Software MITK (Medical Imaging Interaction Toolkit, v2021.10) der Abstand zwischen den Isozentren des Lasersystems und des MR bestimmt.

Ergebnisse

Die optimalen Parameter der Turbo-Spin-Echo (2D) Sequenz waren TR=2800ms und TE=80ms, bei einem Flipwinkel von 90°, um ein bestmögliches Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu erzielen. Dies führte zu einer Messzeit von 11 Minuten und 26 Sekunden pro Schicht bei einer Mittelung über drei Messungen. Die Messungen zeigen einen Abstand von Laser- zu MR-Isozentrum von +2.1mm, 0mm und -0.8mm in x-, y- und z-Richtung.

Zusammenfassung

An einem, auf einer fahrbaren Plattform installierten, offenen MRT für die MR-geführte Ionentherapie wurde der Abstand von Laser- zu MR-Isozentrum entlang der drei Raumrichtungen bestimmt. Damit kann für MRT-Scans eine bildbasierte Isozentrumskorrektur erfolgen. Durch die vorhandene HF-Kabine sowie Ablenkung des Primärstrahls im Magnetfeld ist die Einstellung der Laser auf das Strahlisozentrum erschwert. Das Phantom soll daher zukünftig erweitert werden, um z.B. durch Dosimetriegele eine direkte Überprüfung zwischen MRT- und Strahl-Isozentrum zu ermöglichen. Außerdem soll die systematische Positionierungsunsicherheit durch wiederholte Messung bestimmt und die Relaxationszeit und damit die Messzeit durch Anreicherung der Phantomfüllung mit Kontrastmittel verkürzt werden.

Literatur

[1] <https://register.dpma.de/DPMAREGISTER/pat/register?AKZ=2020200012114>

V091 Patientenspezifisches Transfer-Lernen zur Verbesserung Deep-Learning-basierter Autosegmentierung in der 0,35 T MR-geführten Strahlentherapie von Prostatakrebspatienten

M. Kawula¹, I. Hadi¹, L. Nierer¹, M. Vagni², D. Cusumano², L. Boldrini², L. Placidi², S. Corradini¹, C. Belka^{1,3}, G. Landry¹, C. Kurz¹

¹University Hospital, LMU Munich, Department of Radiation Oncology, München, Deutschland

²Fondazione Policlinico Universitario, "Agostino Gemelli" IRCCS, Rom, Italien

³German Cancer Consortium (DKTK), München, Deutschland

Einleitung

Die online adaptive Magnetresonanztomografie-geführte Strahlentherapie (MRgRT) ist vor allem durch die täglich notwendige Re-Konturierung von Ziel- und Risikostrukturen zeitaufwändig und könnte hier von einer Automatisierung profitieren. Diese Studie zielt darauf ab, potenziell verfügbare Experten-Planungskonturen zu nutzen, um die Auto-Segmentierung von klinischem Zielvolumen (CTV), Blase und Rektum auf MRT Fraktionsbildern eines 0,35 T MR-Linac für Prostatakrebspatienten zu verbessern.

Material & Methoden

73 Planungs-MRT-Bilder eines kooperierenden Instituts (Kohorte 1, C1) und 19 Patienten (19 Planungs-MRTs, 240 Fraktions-MRTs) unseres Instituts (C2) mit Expertenkonturen wurden einbezogen. Die Daten von C1 wurden zum Trainieren, Validieren und Testen von 3D-UNets für die Segmentierung von CTV, Blase und Rektum verwendet (Basismodelle, BMs). Die BMs wurden anschließend während eines C2-Institut-spezifischen (IS) oder Patienten-spezifischen (PS) Transferlernens feinjustiert. Beim IS-Lernen wurden 10 C2-Planungsbilder für die Feinjustierung der Netzwerkparameter verwendet, was zu Modellen führte, die potenziell unterschiedliche Segmentierungsstile bei C2 berücksichtigen. Beim PS-Training erfolgte die Feinjustierung der BMs separat für jeden Patienten unter Verwendung des jeweiligen Planungs-MRTs. Für die Optimierung der Hyperparameter wurden dieselben 10 Patienten verwendet. Sowohl die IS-, als auch die PS-Modelle nutzten denselben Testsatz von C2-Fraktions-MRTs von 9 Patienten zur Evaluierung, die beim Training nicht gesehen wurden.

Evaluieren wurden der Dice similarity coefficient (DSC), sowie Durchschnittswert (HD_{avg}) und das 95. Perzentil (HD_{95}) der Hausdorff-Distanz im Vergleich zu den Expertenkonturen.

Ergebnisse

Tabelle 1 zeigt die durch Transferlernen erzielten Verbesserungen. Im Vergleich zu den BMs verbesserte das PS-Training DSC, HD_{95} und HD_{avg} aller drei Strukturen. Speziell die mit dem PS-Modell generierten CTVs stimmten mit den Referenzkonturen sehr gut überein (Abb. 1). Das IS-Training führte nur zu marginalen Verbesserungen der BMs.

Diskussion

Die Informationen aus den in der MRgRT verfügbaren Experten-Planungskonturen wurden erfolgreich in die PS-Modelle einbezogen. Die größten Verbesserungen wurden für das CTV durch die korrekte Konturierung der Samenblasen und des angrenzenden Normalgewebes erzielt. Außerdem wurden durch das PS-Lernen ausgeprägte BM-Fehler in der Blase korrigiert und die Ausdehnung des Rektums korrekt bestimmt. Daher haben PS-Modelle das Potenzial, die Autosegmentierung für die MRgRT zu verbessern.

Model	Blase	Rektum	CTV
	DSC	DSC	DSC
	HD_{95}	HD_{95}	HD_{95}
	HD_{avg}	HD_{avg}	HD_{avg}
BM	0.91(0.07)	0.87(0.04)	0.69(0.16)
	6.0(5.1)	5.2(2.8)	10(4)
	1.8(1.1)	1.5(0.5)	3.7(1.4)
IS	0.92(0.04)	0.87(0.04)	0.74(0.19)
	3.8(1.8)	5.0(2.7)	8.9(3.3)
	1.4(0.4)	1.4(0.5)	3.3(1.5)
PS	0.93(0.06)	0.90(0.03)	0.86(0.06)
	3.5(2.6)	3.7(2.1)	4.2(1.5)
	1.2(0.7)	1.1(0.4)	1.6(0.6)

Tab. 1: Ergebnisse der IS- und PS-Modelle im Vergleich zum BM. Mittelwerte (Standardabweichung) von DSC, HD_{avg} und HD_{95} . HDs in mm. Beste Ergebnisse in fett.

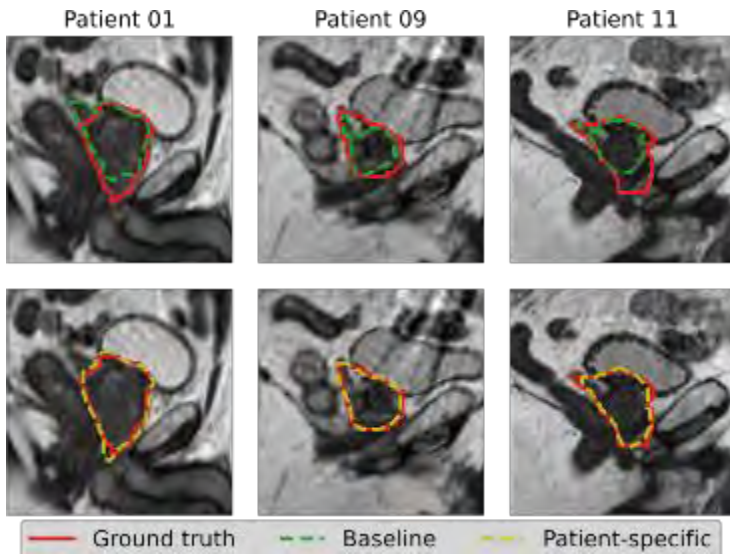


Abb. 1: Sagittale Bildschnitte mit den Ergebnissen der CTV-Segmentierung durch die (oben) Basismodelle und die (unten) PS Modelle für drei exemplarische Testpatienten.

V092 Offline und online LSTM Netzwerke für die Echtzeitvorhersage von Atembewegungen an einem 0.35 T MR-Linac

E. Lombardo¹, M. Rabe¹, Y. Xiong¹, L. Nierer¹, D. Cusumano², L. Placidi², L. Boldrini², S. Corradini¹, C. Belka^{1,3}, M. Riboldi⁴, C. Kurz¹, G. Landry¹

¹LMU Klinikum, Strahlentherapie, München, Deutschland

²Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS, Rom, Italien

³Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland

⁴Ludwig-Maximilians-Universität München, Medizinphysik, Garching, Deutschland

Einleitung

Gating ist eine moderne klinische Technik zur Kompensation von Atembewegungen in der MR-geführten Strahlentherapie, während die Implementierung von Tracking aktuell erforscht wird. Um intrafraktionelle Bewegungen durch Multileaf-Kollimator (MLC)-Tracking zu kompensieren, muss die gesamte Systemlatenz in Echtzeit berücksichtigt werden. In dieser Studie wurden Long Short-Term Memory (LSTM) Netzwerke für die Vorhersage von superior-inferioren (SI) Tumorschwerpunktpositionen optimiert, die aus klinisch erfassten 2D-Cine MRTs extrahiert wurden.

Material & Methoden

Es wurden 88 Patienten, die am LMU Klinikum behandelt wurden, zum Training und zur Validierung (70 Patienten, 13 Stunden Cine-Videolänge) sowie zum Testen (18 Patienten, 3 Stunden) verwendet. Drei Patienten, die an der Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli behandelt wurden, dienten als zweite Testgruppe (1,5 Stunden). Die Genauigkeit des LSTMs in Bezug auf den mittleren quadratischen Fehler (RMSE) wurde mit einer linearen Regression (LR) als Vergleichsmodell für vorhergesagte Zeitspannen von 250 ms, 500 ms und 750 ms verglichen. Sowohl das LSTM als auch die LR wurden in Offline- (*offline* LSTM und *offline* LR) und Online-Schemata (*offline+online* LSTM und *online* LR) trainiert, wobei letztere eine kontinuierliche Anpassung an aktuelle Atemmuster ermöglichen.

Ergebnisse

Das *offline+online* LSTM schnitt für alle Zeitspannen am besten ab. Für die 500 ms Vorhersage erreichte es einen mittleren RMSE von 1,2 mm und 1,0 mm, während die beste LR einen mittleren RMSE von 1,4 mm und 1,2 mm für die LMU bzw. Gemelli Testkohorte erreichte. Beispielhafte vorhergesagte und tatsächliche Tumorschwerpunktpositionen sind in Abb. 1 dargestellt.

Zusammenfassung

Unsere Ergebnisse zeigen, dass LSTM Netzwerke Potenzial zur Vorhersage für Atembewegungen in der MR-geführten Strahlentherapie haben und dass eine kontinuierliche Online-Optimierung ihre Leistung verbessert.

Anhang 1

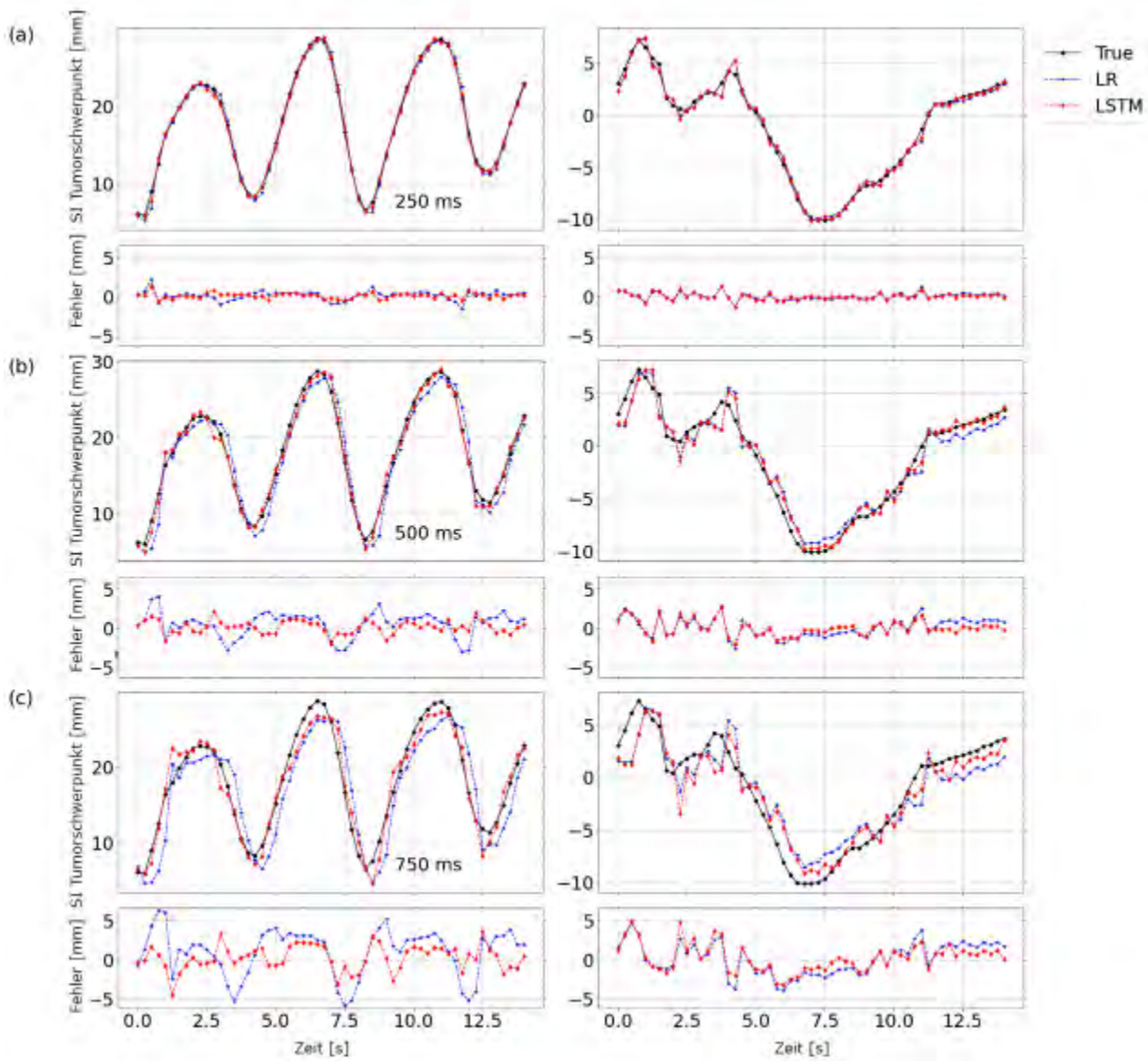


Abb. 1: Tatsächliche und vorhergesagte Tumorschwerpunktpositionen für regelmäßig (links) und unregelmäßig (rechts) atmende Testpatienten. Dargestellt sind das offline+online LSTM (rot) und das offline LR (blau) für die 250 ms (a), 500 ms (b) und 750 ms (c) Vorhersagen.

Session 21 | Bestrahlungsplanung und Dosisberechnung

V094 Überprüfung der Kommissionierung eines Bestrahlungsplanungssystem mit Monte Carlo Berechnungen

T. Koch¹, S. Menger¹

¹Sozialstiftung Bamberg - MVZ am Bruderwald, Klinik und Praxis für Strahlentherapie und Radioonkologie, Bamberg, Deutschland

Einleitung

In der modernen Strahlentherapie ist die Genauigkeit der Dosisberechnung ein wichtiger Bestandteil, insbesondere dann, wenn man hochpräzise und hochkonforme Bestrahlungsverfahren wie Stereotaxie oder die dynamische „fluenzmodulierte“ Bestrahlung (Volumetric Arc Therapy - VMAT) einsetzen will. In der Regel werden dafür kommerzielle Bestrahlungsplanungssysteme verwendet.

Material & Methoden

Vor der Inbetriebnahme eines kommerzielle Bestrahlungsplanungssystem werden Messdaten in Wasserphantomen aufgenommen und damit dann ein Modell des Linearbeschleunigers für die Dosisberechnung erstellt. Diesen Prozess nennt man Kommissionierung. Das Ziel dieser Arbeit war es, mit dem unabhängigen Monte Carlo (MC) basierten Programm SciMoCa die Kommissionierung des Bestrahlungssystem Pinnacle³ (Fa. Philips, Version 16.2) zu überprüfen. Das Modell für SciMoCa wurde auch mit den initialen Messdaten des Beschleunigers nach Vorgaben des Anbieters IBA-Dosimetrie durch die Fa. Radiologica ein MC-Modell erstellt. Für die Überprüfung der MLC-Kalibrierung wurden EPID-Aufnahmen von aneinander gesetzten Streifen an Radiologica gesendet. Anschließend wurden zur Überprüfung des Bestrahlungssystem Pinnacle³ dann spezielle Feldkonfigurationen in einem virtuellen Wasserphantom sowohl mit Pinnacle als auch mit SciMoCa berechnet und dann miteinander verglichen. Folgende Feldkonfigurationen wurden dabei verwendet: kleine Felder, schmale Streifen, ausgelenkte Streifen, ausgelenkte kleine Felder und aneinandergesetzte Felder/Streifen und zum Abschluss dann auch noch einen Kontrollpunkt eines VMAT-Planes.

Anschließend wurden dann einige von diesen Feldern mit dem Flächen-Array PTW1500 im Plattenphantom mit RW3-Platten gemessen und dann alles Ergebnisse miteinander verglichen: Messung <> Pinnacle-Berechnung, Messung <> SciMoCa-Berechnung. Die Vergleiche der Dosis-Verteilungen wurden mit der Software Verisoft von PTW durchgeführt.

Ergebnisse

Die einzelnen Felder zeigten alle sehr gute Übereinstimmungen von Pinnacle und SciMoCa. Auch ein ausgelenkter Streifen von 2cmx20cm 10 cm ausgelenkt lieferte sehr gute Ergebnisse, siehe dazu Fig. 1a links Übereinstimmung der Profile und auch die Gamma-Gamma-Auswertung (2%/2mm) ergab ein Ergebnis von 96,6 %, siehe dazu Fig. 1 b rechts. Mit aneinander gesetzten Streifen war die Übereinstimmung von Pinnacle und SciMoCa zwar zufriedenstellend, die Unzulänglichkeiten des Dosisberechnungsalgorithmus waren aber deutlich zu erkennen. In Fig. 2a sieht man das Profil von aneinander gesetzten Streifen von jeweils 2cm Breite. Die Abweichungen sind hier darauf zurück zu führen, dass bei Pinnacle außerhalb der Feldgrenzen nicht mehr berechnet wird, sondern die Dosis-Anteile im Modell an die empirischen Messgrößen angepasst werden. In Anbetracht dessen ist die Gamma-Gamma-Auswertung (4%/4mm) mit einem Ergebnis von 96,8 % (siehe dazu Fig. 2 b rechts) dann doch zufriedenstellend. Der Vergleich von VMAT-Plänen ergab dann auch gute Ergebnisse bei Gamma-Gamma-Auswertung (3%/3mm) von über 95%.

Zusammenfassung

SciMoCa ist grundsätzlich sehr gut geeignet um die Kommissionierung eines Planungssystems zu überprüfen. Laut interner Information vom Hersteller muss man aber beachten, dass in unserem Fall SciMoCa den Beschleuniger sehr gut darstellt. Beim Planungssystem Pinnacle ist das nur mit den erwähnten Einschränkungen des Pinnacle-Modells möglich.

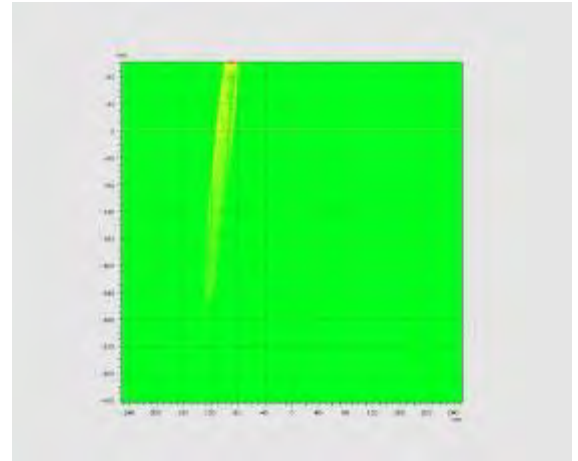
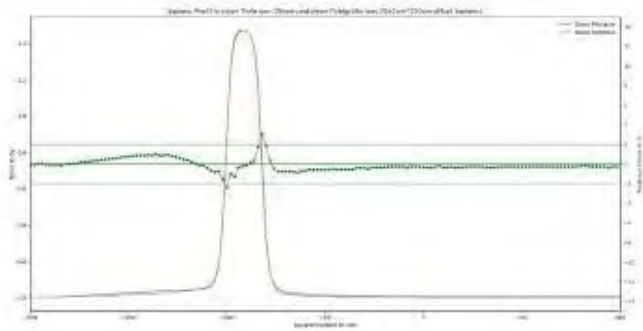


Abb. 1a und 1b:
 1a links: Profil eines 2cm x 20cm Streifen 10 cm ausgelenkt
 Blau: Pinnacle, Orange: SciMoCa
 1b rechts: Gamma-Gamma-Auswertung 2%/2mm 99,6 %

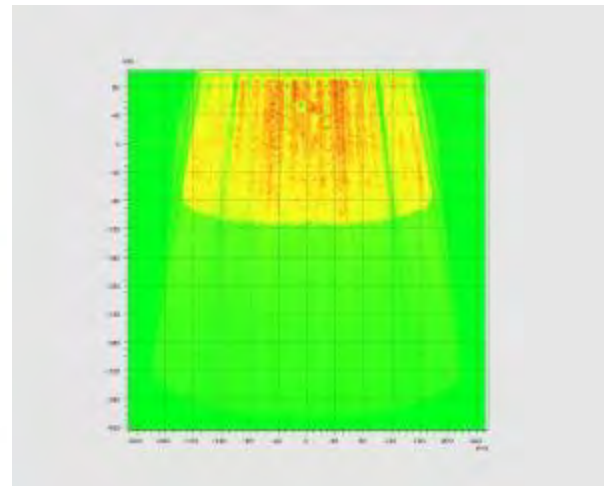
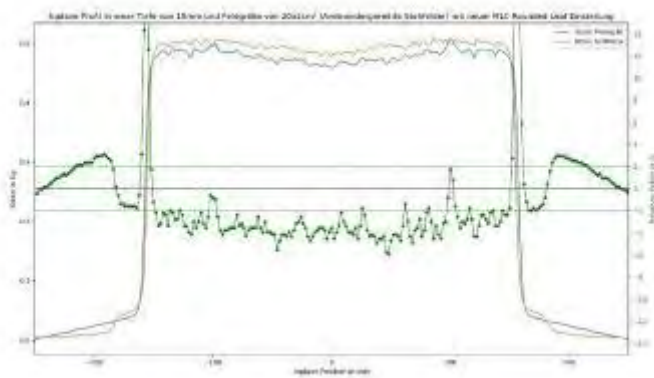


Abb. 2a und 2b:
 2a links: Profil von aneinander gesetzten Streifen mit 2cm Breite
 Blau: Pinnacle, Orange: SciMoCa
 2b rechts: Gamma-Gamma-Auswertung 4%/4mm 96,8 %

V095 Evaluation eines unabhängigen Monte-Carlo basierten Verifikationssystems

N. Clement¹, B. Poppe¹, H. K. Looe¹

¹Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Pius-Hospital Oldenburg, Medizinischer Campus Universität Oldenburg, Oldenburg, Deutschland

Einleitung

Patientenplanverifikation ist besonders unter Berücksichtigung von fortschreitender Bestrahlungstechnik und wachsenden Patientenzahlen weiterhin ein wichtiger Bestandteil der Qualitätssicherung in der Strahlentherapie. Unter diesem Aspekt soll die Monte-Carlo gestützte, unabhängige Dosisberechnungssoftware RadCalc (LAP GmbH, Lüneburg) als Ergänzung zur messtechnischen Patientenplanverifikation evaluiert werden.

Material & Methoden

Die benötigten Basisdaten für die Kommissionierung von RadCalc wurden mit dem microDiamond Detektor an einem Elekta Synergy Linearbeschleuniger aufgenommen. Dieselben Daten wurden für die Kommissionierung der Bestrahlungsplanungssysteme (BPS) Monaco und Oncentra MasterPlan verwendet. In einem ersten Test wurden die Berechnungen für Outputfaktoren und Querprofile der drei Systeme für statische, quadratische Felder mit Kantenlängen von 0,5 cm bis 40 cm ermittelt und mit den microDiamond Messungen verglichen. In einem zweiten Test wurden 26 VMAT Pläne unterschiedlicher Zielvolumina (Becken, Hirn, HNO, Lunge, Prostata), die in Oncentra MasterPlan auf Basis eines Collapsed-Cone Algorithmus erstellt wurden, in Monaco und RadCalc, jeweils mit einem Monte-Carlo Algorithmus, nachgerechnet. Die Abweichungen zwischen den drei Systemen wurden in Hinblick auf die klinischen Dosisparameter untersucht.

Ergebnisse

Bei der Untersuchung der Outputfaktoren von kleinen, quadratischen Feldern bis hin zu 2 cm Kantenlänge konnte eine Übereinstimmung zwischen allen drei Systemen und den microDiamond Messungen besser als 1% ermittelt werden. Bei 1 cm Kantenlänge ergab sich eine Abweichung von +3,7% (Monaco), -4,4% (Oncentra MasterPlan) und +1,0% (RadCalc) relativ zur Messung. Ein Vergleich der errechneten Querprofile von Monaco und RadCalc ergab zudem, dass RadCalc einen leicht verbreiterten Halbschatten bei kleineren Feldgrößen aufweist. Im zweiten Test ergab sich bei der Untersuchung der Dosisvolumenhistogramme keine Überschreitung von klinischen Toleranzen der Zielvolumina und Risikoorgane in RadCalc.

Zusammenfassung

Die erste Evaluation der Dosisberechnungssoftware RadCalc ergab gute Übereinstimmungen mit den klinisch verwendeten BPS. Der bei der messtechnischen Planverifikation zwingend benötigte Zugang zum Linearbeschleuniger entfällt hierbei. Allerdings können durch eine alleinige Verwendung eines rechengestützten Verifikationssystems Unstimmigkeiten auf der Maschinenseite nicht ausgeschlossen werden. Folglich sollte diese durch eine strengere Durchführung der Maschinenqualitätssicherung ergänzt werden. Für den klinischen Einsatz sollte zukünftig die Software durch separate Basisdaten kommissioniert werden, um ihre Unabhängigkeit von den zu prüfenden Systemen zu gewährleisten. Ferner, um unzureichende Annahmen bei den Rechenmodellen, sowohl in der Verifikationssoftware als auch in den BPS, aufzudecken, sollte komplementär eine messtechnische Verifikation für ausgewählte Pläne durchgeführt werden.

V096 Neue Sweeping-Beam-Technik ohne Zubehör und Aufsättigungsfelder für die Ganzkörperbestrahlung

M. Schmidt¹, T. Brandt¹, M. Lotter¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die Ganzkörperbestrahlung hat sich bei der Behandlung von Leukämien für die Konditionierung vor Knochenmarkstransplantationen bewährt. Sie ist dabei als Glied in einer Kette verschiedener Therapieschritte integriert. Daher ist eine hohe Ausfallsicherheit zu gewährleisten, weshalb einfache und robuste Techniken zu bevorzugen sind. Als weitere Bedingung gilt, eine ausreichend homogene Dosis über die gesamte Körperlänge der Patienten zu erreichen. Da ein gewöhnlicher Linac lediglich über eine Feldgröße von 40cm x 40cm verfügt, wurden verschiedene Techniken entwickelt, dieses Problem zu lösen.

An unserer seit Jahrzehnten etablierten Sweeping-Beam-Technik machten geometrische Veränderungen nach einem Linactausch Änderungen erforderlich. Dies war der Anlass, eine stärkere Überarbeitung zu erwägen. Dabei sollten die Möglichkeiten der modernen Linacs bzgl. Regelung der Dosisleistung und Gantrygeschwindigkeit bei Rotationsbestrahlung genutzt werden, um die bisherige Notwendigkeit von zusätzlichem Zubehör (Einschübe etc.) und zusätzlichen Aufsättigungsfeldern zu vermeiden, was schließlich auch die Fehleranfälligkeit reduzieren sollte. Lediglich zur Lungenschonung sind patientennahe Lungenblöcke nötig.

Material & Methoden

Es wurden die Kontrollpunkte eines Rotationsfeldes (Gantry: 320°-60°) mit fester Feldgröße 10cm x 40cm (10cm in Körperlängsachse) so angepasst, dass eine ausreichend homogene Dosisverteilung im gesamten Bereich eines am Boden auf einer Liege liegenden Patienten bei ap/pa-Bestrahlung erreicht wird. Die Dosisverteilung wurde einerseits mittels Ionisationskammer in einem Plattenphantom und andererseits mit Filmen in einem Aldersonphantom überprüft.

In das Bestrahlungsplanungssystem wurde danach manuell ein Referenzfeld mit der angepassten Kontrollpunktsequenz eingespielt. Von dort kann das Referenzfeld schließlich mit den tatsächlichen Patientendaten an das R&V-System zur Bestrahlung übertragen werden.

Ergebnisse

Die Überprüfung der Dosisverteilung mittels Platten- und Aldersonphantom erfolgte bei einer Referenzdicke von 20 cm und ergab eine ausreichende Homogenität. Im Plattenphantom betrug die maximale Abweichung zur Zieldosis 2-3%, im Aldersonphantom 4-5%.

Die Anpassung der Gesamt-MU an andere Patientendurchmesser wurde vom alten Verfahren übernommen und durch Messungen im Plattenphantom noch einmal bestätigt.

Mittlerweile wurden 18 Patienten erfolgreich mit der neuen Technik behandelt. Die dabei durchgeführten Kontrollmessungen mittels Ionisationskammer in einem Plexiglasblock zwischen den Beinen bestätigten die Korrektheit der Dosis.

Zusammenfassung

Es wurde eine neue Sweeping-Beam-Technik zur Ganzkörperbestrahlung erfolgreich eingeführt, die auf Rotationsfelder mit variabler Rotationsgeschwindigkeit und Dosisleistungsregelung beruht.

Dadurch konnte sowohl auf zusätzliches Zubehör wie Keile oder Einschübe als auch auf Aufsättigungsfelder und Feldanschlüsse verzichtet werden, was letztlich auch eine geringere Fehleranfälligkeit bedeutet.

V097 Schätzung volumetrischer Prädiktoren für strahleninduzierte späte rektale Toxizität bei der Behandlung von Prostatakrebs

I. Sachpazidis^{1,2,3}, S. Spohn^{2,3,4}, G. Radicioni^{2,3,4}, T. Sprave^{2,3,4}, C. Zamboglou^{2,3,4}, A. L. Grosu^{2,3,4}, D. Baltas^{1,2,3}

¹Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Strahlenheilkunde, Abteilung Medizinische Physik, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Prostatakrebs (PCa) ist die häufigste Krebserkrankung bei Männern. Das Risiko, an Krebs zu erkranken, beträgt bei 35-jährigen Männern weniger als 0.1 % und steigt bei 75-jährigen Männern auf 5.2 % [1]. Die relative 5-Jahres- und 10-Jahres-Gesamtüberlebensrate für Prostatakrebs liegt bei 89 % bzw. 88 % [1]. Ziel unserer retrospektiven Studie war die Untersuchung strahleninduzierter rektaler Spättoxizitäten nach der Prostatakrebsbehandlung und die Schätzung volumetrischer Indizes, die eine Vorhersage von Toxizitäten ermöglichen können.

Material & Methoden

Unsere retrospektive Studie umfasste 96 Patienten, die eine externe Strahlentherapie mit 3DCRT- oder IMRT-Technik erhielten. Die Nachbeobachtungszeit betrug mindestens 22 Monate, und die Toxizitäten wurden nach der CTCAE v5-Skala klassifiziert. Es wurden fünfzehn (15) Fälle von Proktitis Grad II beobachtet. Sowohl das Rektum als auch die Rektumwand wurden auf dem Planungs-CT gemäß den RTOG-Richtlinien dargestellt. Die ursprünglichen 3D-Dosismatrizen wurden für die Plansummierung verwendet. Jede Dosismatrix wurde in die Äquivalentdosis in 2-Gy-Fractionen (EQD2) mit einem $\alpha/\beta = 3.0$ Gy umgerechnet. Die 3D-Dosismatrizen wurden aus Varian Eclipse TPS (v15.6) über die Eclipse Scripting Application Programming Interface (ESAPI) extrahiert. Es wurden volumetrische Indizes von 20 Gy bis 80 Gy (in EQD2) mit einem Schritt von 1 Gy (z. B. V20Gy[%], V21Gy[%], ..., V80Gy[%]) berechnet. Für die Signifikanz wurde ein p-Wert von 0,05 als Grenzwert festgelegt. Die Werte der volumetrischen Indizes wurden mit dem nichtparametrischen Mann-Whitney-U-Rank-Test analysiert. Schließlich wurden eine univariate logistische Regressionsanalyse und eine rekursive Merkmalseliminierung (RFE) Prozess eingesetzt, um unabhängige Prädiktoren und den signifikantesten volumetrischen Wert für die Toxizität zu ermitteln.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt den kumulativen DVH in EQD2 für Rektum und Rektumwand für die beiden Patientengruppen mit/ohne Toxizität.

Für Rektum und Rektumwand analysierten wir die volumetrischen Indizes von V67Gy bis V80Gy, wie in Abb. 2 dargestellt. Für beide Strukturen ergab die rekursive Merkmalseliminierung (RFE), dass V74Gy der beste Prädiktor für Proktitistoxizität Grad II ist. Mit der univariaten logistischen Regressionsanalyse schätzten wir, dass eine V74Gy < 1% ein geringeres Toxizitätsrisiko von 9.2 % und eine V74Gy < 5% ein geringeres Risiko von 14.4 % und eine V74Gy < 10% ein geringeres Risiko von 23.8 % für das Rektum hat. Eine V74Gy < 1% ein geringeres Risiko von 5.1 % und V74Gy < 5% ein geringeres Risiko von 10.8% und V74Gy < 10% ein geringeres Risiko von 24.9%. Die Log-Likelihoods der logistischen Modelle betrugen -39.07 und -35.88 für Rektum und Rektumwand.

Zusammenfassung

Die Fortschritte in der Strahlentherapie ermöglichen es, das Gesamtüberleben von PCa-Patienten zu verlängern. Die Nebenwirkungen der Behandlung müssen untersucht und bei der Behandlungstherapie berücksichtigt werden. In unserer Studie fanden wir einen signifikanten Zusammenhang zwischen Rektum-Grad-II-Spättoxizität (Proktitis) und V74Gy (in EQD2).

Literatur

- [1] Zentrum für Krebsregisterdaten, Prostate cancer. ICD-10 C61, https://www.krebsdaten.de/Krebs/EN/Content/Cancer_sites/Prostate_cancer/prostate_cancer_node.html, Online date: 22.04.2021

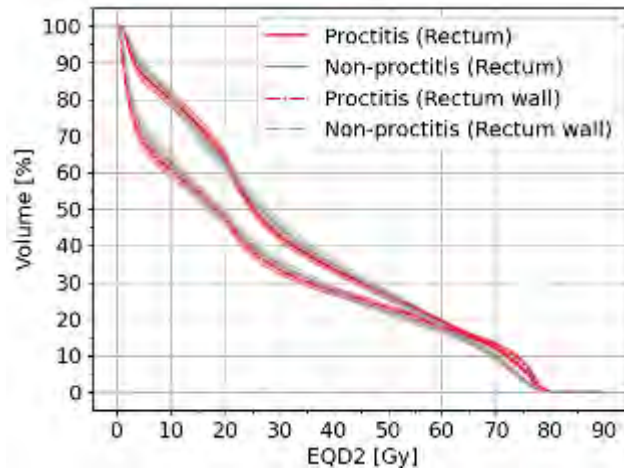


Abb. 1: Kumulative DVH für Rektum und Rektumwand für Patienten mit Toxizität und Nicht-Toxizität. Der schattierte Bereich zeigt den 95%CI an

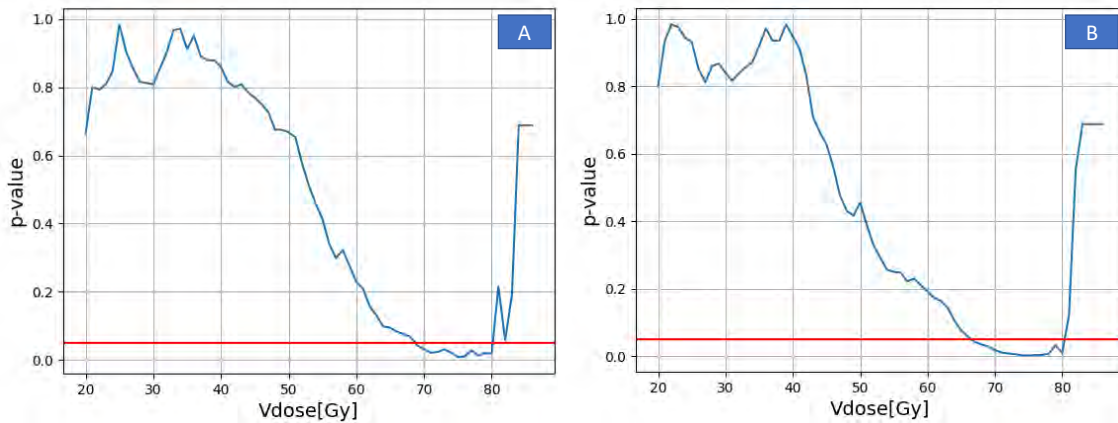


Abb. 2: Vergleiche des Vdose-Indexes zwischen der Toxizitäts- und der Nicht-Toxizitätsgruppe für Rektum (A) und Rektumwand (B). Die rote horizontale Linie zeigt einen p-Wert von 0.05 an.

V098 Rezidivanalyse von Glioblastom Patienten basierend auf Distanz- und Dosisinformationen

M. Langhans^{1,2,3}, I. Popp², N. Shusharina³, A. L. Grosu², H. Binder⁴, D. Baltas², T. Bortfeld³

¹Klinikum Wilhelmshaven, Klinik für Strahlentherapie, Wilhelmshaven, Deutschland

²Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³Massachusetts General Hospital und Harvard Medical School, Department of Radiation Oncology, Boston, MA, Vereinigte Staaten

⁴Universitätsklinikum Freiburg, Institut für Medizinische Biometrie und Statistik, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Glioblastoma multiforme gehört zu den tödlichsten Krebsarten mit einem medianen Überleben von 9 Monaten und bis zu 15-16 Monaten, sofern die Standardbehandlung bestehend aus Chirurgie und Radiochemotherapie angewandt wird [1]. Das Clinical Target Volume (CTV) besteht, basierend auf der Zielvolumendefinition nach der European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC), aus einem isotropen 2 cm Saum, der um das Gross Tumor Volume (GTV) gelegt wird [2]. Der zum Teil große Bereich des bestrahlten Normalgewebes führt zu starken Nebenwirkungen und reduzierter Lebensqualität [3]. Diese Analyse soll untersuchen, ob das Auftreten der Rezidive Hinweise über geeignetere CTV Säume bietet.

Material & Methoden

In dieser Studie wurden 100 Patienten (145 Rezidive), die an der Klinik für Strahlenheilkunde in Freiburg behandelt worden sind und im folgenden ein oder mehrere Rezidive entwickelt haben, berücksichtigt. Es wurden demographische (Geschlecht und Alter) und klinische Daten (Überleben, Resektionsgüte und Auftreten des Primärtumors) ausgewertet. Außerdem wurden Zusammenhänge mit dem Auftreten der Rezidive in Bezug zu der erhaltenen Dosis im Rezidiv und Distanz zum GTV untersucht.

Ergebnisse

Wie bereits in anderen Studien beobachtet traten die Rezidive hauptsächlich lokal auf. Lediglich 27 der insgesamt 145 Rezidive entwickelten sich außerhalb des 2 cm Saums.

Interessanterweise wurde ein Zusammenhang zwischen der Volumina der GTV und dem Auftreten eines distanten Rezidiv beobachtet. Die Wahrscheinlichkeit ein entferntes Rezidiv zu entwickeln nahm mit Zunahme des GTV Volumens ab. Zudem führte ein relativ größeres bestrahltes Volumen (mit Bezug zum GTV Volumen) nicht zu einem längeren Überleben.

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde das Auftreten der Rezidive von 100 Glioblastom Patienten hinsichtlich der Distanz zum GTV und erhaltenen Dosis untersucht. Die Resultate stellen die Zielvolumendefinition von Glioblastom Patienten in Frage. Ein kleinerer Saum, welcher sich an der Größe des GTV orientiert, könnte eine ähnliche Tumorkontrolle, bei weniger Nebenwirkungen, mit sich bringen. Diese Fragestellung sollte in einer klinischen Studie weiter verfolgt werden.

Literatur

- [1] Beroukhim, W. L. Bi, R.: Beating the odds: extreme long-term survival with glioblastoma, *Neuro-Oncology* 16 (9) (2014) 1159–1160.
- [2] Niyazi, M., et al.: ESTRO-ACROP guideline “target delineation of glioblastomas”, *Radiotherapy and Oncology* 118 (1) (2016) 35–42.
- [3] Greene-Schloesser D., et.al.: Radiation-induced brain injury: A review., *Frontiers in oncology* 2 (2012) 73

Session 22 | DGMP meets APT – Dosismanagement

FS029 DGMP meets APT – Dosismanagement

J. Ammon¹, A. Kollefrath², K. Jungnickel³, M. Borowski⁴

¹Klinikum Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Nürnberg, Deutschland

²Städt. Klinikum Karlsruhe, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, Karlsruhe, Deutschland

³Klinikum Magdeburg gGmbH, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, Magdeburg, Deutschland

⁴Städtisches Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland

Einleitung

Mit dem neuen Strahlenschutzrecht ist es die Aufgabe der Medizinphysik-Expertinnen und -experten, die Dosis von CT-Untersuchungen oder Interventionen mit erheblicher Exposition zu überwachen und zu optimieren (§131 und §132 StrlSchV, [1]). Zusätzlich muss der Strahlenschutzverantwortliche dafür sorgen, dass für jede Art der Untersuchung und Behandlung die Exposition des Patienten regelmäßig ausgewertet und bewertet wird (§122 StrlSchV, [1]). Wie kann diese Auswertung und Bewertung erfolgen? Wie können Medizinphysik-Expertinnen und -experten die Notwendigkeit der Optimierung eines Protokolls feststellen?

Methodik

Basis der Analyse und Bewertung sind neben den potentiellen hauseigenen, den sogenannten „lokalen Referenzwerten“, die Diagnostischen Referenzwerte. Diese werden in regelmäßigen Abständen durch das Bundesamt für Strahlenschutz veröffentlicht. Die letzten Veröffentlichungen erschienen für den Bereich Röntgen 2016 [2] und 2018 [3]. Für 2022 ist die Veröffentlichung aktualisierter Diagnostischer Referenzwerte geplant. Im Dosismanagementsystem müssen die Untersuchungsprotokolle der Röntgeneinrichtung mit den Untersuchungsarten der Diagnostischen Referenzwerte verknüpft werden. Dies ist mit Aufgabe des zuständigen Medizinphysik-Experten.

Durch die zentrale Speicherung aller Dosisdaten in einem Dosismanagementsystem lässt sich die Dosis analysieren und es ergeben sich weitere Erkenntnisse aus den Dosisstatistiken.

Zusammenfassung

Aufgabe von Medizinphysik-Expertinnen und -experten ist die Patientendosis zu monitoren und zu optimieren. Hierbei ergeben sich besondere Herausforderungen bei der Untersuchungsprotokollpflege in den unterschiedlichen klinischen Anwendungsbereichen. In dieser Sitzung sollen mögliche Vorgehensweisen aufgezeigt und diskutiert werden. Die durch die Erneuerung der diagnostischen Referenzwerte erforderlichen Änderungen im Dosismanagementsystem, die Schwierigkeiten bei der Zuordnung der Untersuchungen zu den Diagnostischen Referenzwerten und der Einsatz von Dosismanagementsystemen werden vorgestellt.

Referenzen

- [1] Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV) (2018). BGBl. I S. 2034, 2036.
- [2] DRW (2016). Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) BAnz AT 15.07.2016 B8
- [3] DRW (2018). Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für interventionelle Röntgenanwendungen. Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) BAnz AT 03.09.2018 B8

Session 23 | Young Investigator Forum

V100 Varianzbasierte Sensitivitätsanalyse zur Evaluierung von Marginkonzepten in der Strahlentherapie

M. Mayer¹, S. Nepl¹, F. Walter², K. M. Niyazi², S. Marnitz-Schulze¹, F. Kamp¹

¹Universitätsklinikum Köln, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, Cyberknife- und Strahlentherapie, Köln, Deutschland

²Klinikum der LMU München, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland

Einleitung

Die Genauigkeit von Dosisverteilungen ist durch Unsicherheiten wie Lagerungs- und Patientenanatomieveränderungen, die Interobservervariabilität bei der Ziel- und Risikostrukturkonturierung sowie technische Aspekte (z.B. Dosisgrid) limitiert. Trotz umfassender Bemühungen, ihren Einfluss zu minimieren (z.B. durch Bildführung) ist es weiterhin notwendig, diese mit zum Teil großen Margins in der Bestrahlungsplanung zu berücksichtigen. Zur adäquaten Marginreduktion ist ein umfassendes Verständnis der relevanten Unsicherheiten und ihrer Auswirkungen entscheidend.

Material & Methoden

Die varianzbasierte Sensitivitätsanalyse (SA) ist ein Monte-Carlo-Ansatz, der die resultierende Unsicherheit eines Gesamtmodells in die jeweiligen Beiträge der unsicherheitsbehafteten Eingangsgrößen aufteilt [1]. Für Photonenbestrahlungen wurde eine Matlabumgebung implementiert, in welcher im ersten Schritt für 2 Meningeompatienten Patientenverschiebungen (Standardabweichung 0.48 mm), die Interobservervariabilität (12 unterschiedliche Optimierungs-PTVs) und Dosisgrids (1-3 mm) modelliert und durch eine große Zahl ($\sim 10^4$) von Dosisberechnungen der Open Source Software MatRad propagiert wurden. Margins wurden nach [2] für Optimierungs-PTVs zu 4.6 mm und für das Auswertungs-PTV zu 1.6 mm (für alle nicht in der Simulation berücksichtigten Unsicherheitseinflüsse) bestimmt. Die Anteile der Eingangsparameter an der Gesamtvarianz des Ergebnisses werden in Sensitivitätsindizes S ausgegeben ($S=0$: kein Einfluss, $S=1$: gesamter Einfluss).

Ergebnisse

Ausgewertet wurden DVH-Kriterien für das PTV und Risikoorgane sowie einzelne Voxeldosen. Konvergenz der Ergebnisse wurde bei 3 mm CT-Schichtdicke nach 20 h bzw. 512 Durchläufen (entspricht 3584 Dosisberechnungen) erreicht (Abb. 1). Die DVH-Verteilungsbreite (Abb. 2a) wurde mithilfe der SA den Einflüssen der Eingangsparameter zugewiesen (Abb. 2b). Für über 90% der betrachteten DVH-Kriterien ist die PTV-Variation maßgeblich ($S > 0.5$) für die Unsicherheit des Ergebnisses und das angewendete Marginkonzept ausreichend zur Kompensation der Einflüsse von Patientenverschiebungen und Dosisgridvariationen.

Zusammenfassung

Die varianzbasierte SA kann zur gleichzeitigen und damit umfassenden Untersuchung mehrerer unabhängiger Eingangunsicherheiten in der Strahlentherapie eingesetzt werden. Die ersten Ergebnisse zeigen, dass mittels SA z.B. Marginkonzepte umfassend evaluiert oder der Einfluss von Parametern wie dem Dosisgrid auf die Varianz bzw. Unsicherheit einer Dosisverteilung abgeschätzt werden können.

Anhang 1

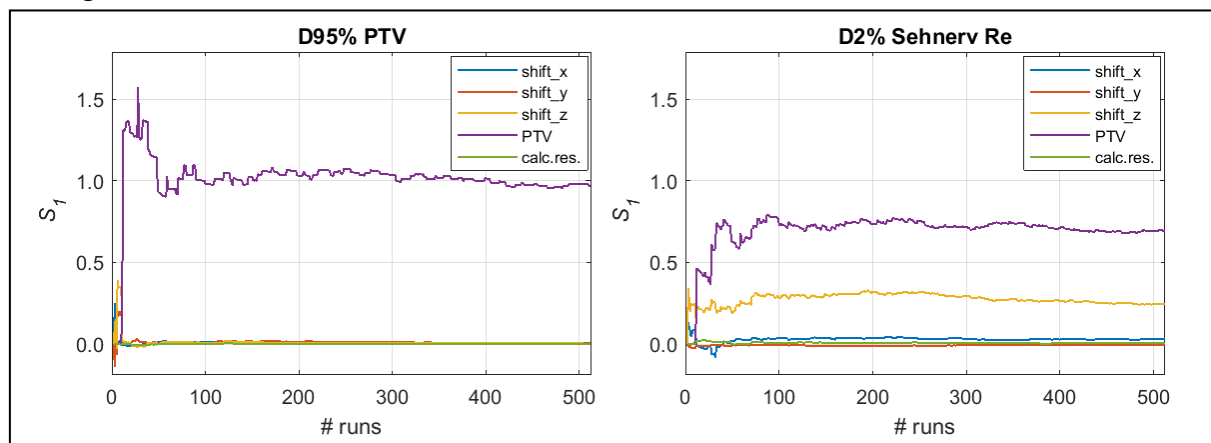


Abb. 1: Exemplarische Konvergenzplots der Sensitivitätsindizes.

Anhang 2

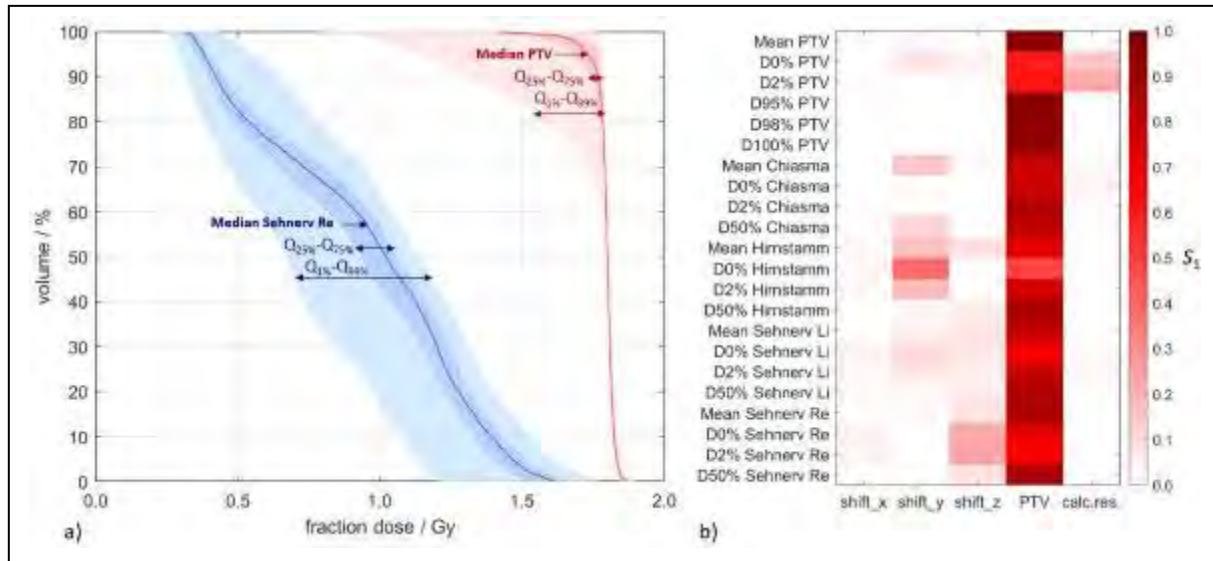


Abb. 2: a) DVH-Varianz und b) Einzelanteil der Eingangsparameter Patientenverschiebung (shift_x/y/z), PTV-Variation (PTV) und Dosisgrid (calc.res.) an der Unsicherheit von DVH-Kriterien (= Sensitivitätsindex S_1) für einen exemplarischen Patienten.

Literatur

- [1] Saltelli, A et al. ISBN: 978-0-470-05997-5
- [2] van Herk, M et al. DOI: 10.1016/s0360-3016(00)00518-6.

V101 Vergleich der Genauigkeit von SGRT- und IGRT-basierter Patientenpositionierung in der kraniellen Radiochirurgie

S. Jaschik¹, M. Schöpe¹, J. Sahlmann¹, G. Klautke¹

¹Klinikum Chemnitz gGmbH, Klinik für Radioonkologie, Chemnitz, Deutschland

Einleitung

Gegenstand der Untersuchungen ist der Vergleich zwischen SGRT (Catalyst HD von C-RAD) und IGRT (ExacTrac von Brainlab) hinsichtlich der Positionierungsgenauigkeit bei kranialer Radiochirurgie.

Material & Methoden

Der Vergleich der beiden unterschiedlichen bildgebenden Systeme erfolgt auf der Basis von klinischen Messdaten. Für die Datenerfassung wurden Patienten mit halboffenen Masken zunächst mittels C-Rad positioniert und die Positionsdaten (3 Translations- und 3 Rotationswerte) registriert. Anschließend wurde dieselbe Position mit ExacTrac verifiziert und die Positionsdaten ebenfalls erfasst. Die Messdaten wurden miteinander verglichen. Dabei wurden die von ExacTrac berechneten Positionsangaben als Referenzwerte betrachtet. Für eine realitätsnahe Abschätzung der geometrischen Fehler bei ausgelenktem Tisch wurden Monte-Carlo-Simulationen durchgeführt. Diese basieren auf der in dieser Arbeit bestimmten Messunsicherheit des SGRT-Systems sowie auf weiteren realistischen belastbaren Annahmen. Als Qualitätskriterium bei der Quantifizierung der Positionsfehler wurde, wie bei kranialer Radiochirurgie üblich, das 95% Perzentil angewendet.

Ergebnisse

Als Messunsicherheit des SGRT-Systems wurden für intrafraktionelle Positionierungen 3 mm bestimmt. Dieser Wert entspricht der Standardabweichung der insgesamt registrierten Messfehler des SGRT-Systems bei Tischposition 0 Grad. Diese klinisch ermittelten Daten liegen in der gleichen Größenordnung wie die experimentell bestimmten Werte [1]. Bei den Monte-Carlo-Simulationen wurde neben der Messunsicherheit auch die systematischen Fehler sowie die vom Nutzer festgelegte Positionstoleranz berücksichtigt. Die Ergebnisse zeigten, dass Positionsfehler bis zu 5 mm bzw. 6 mm (95% Perzentil) nicht ausgeschlossen werden können. Als Hauptursache dafür ist einerseits die Tatsache zu sehen, dass die Gesichtsoberfläche nicht statisch mit einem definierten Punkt im Gehirn verbunden ist. Des Weiteren stimmen die Isozentren der bildgebenden Systeme nicht exakt mit den Koordinaten des MV-Isozentrum und der Tischdrehachse überein.

Zusammenfassung

Soll bei kranialer Radiochirurgie SGRT für die Patientenpositionierung verwendet werden, ist ein entsprechender Sicherheitssaum von bis zu 6 mm erforderlich. Damit kann die gleiche Positionierungsgenauigkeit wie mit IGRT erreicht werden. Durch die Erhöhung des Sicherheitssaums steigt das Risiko einer Radionekrose signifikant [2]. Auf der Grundlage der Untersuchungsergebnisse wird empfohlen bei kranialer Radiochirurgie auf ein IGRT System nicht zu verzichten.

Literatur

- [1] Victoria Bry et al., Quantifying false positional corrections due to facial motion using SGRT with open- face Masks, J. Appl. Clin. Med. Phys. 2021 April; 22 (4): 172-183
- [2] Yaacov Richard Lawrence et al., Radiation dose - volume effects in the brain, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 76, No. 3, Supplement, pp. S20–S27, 2010

V109 Feasibility imaging of small vessel stents using photon-counting CT – a phantom studyT. Stein¹, F. Bamberg¹, J. Weiß¹¹Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie, Freiburg im Breisgau, Deutschland**Introduction**

The assessment of stents remains one of the major challenges of CT angiography, particularly for stents with diameters less than 3 mm [1]. However, in-stent thrombosis is an important complication after stent placement and reliable exclusion by CT is clinically desirable. Spectral photon counting CT (SPCCT) has the potential to overcome current drawbacks by improving image quality and reducing image artifacts due to the novel detector technology. Thus, the aim of our study was to determine the technical and clinical potential of SPCCT using a small diameter vessel stent phantom.

Material & Methods

For phantom measurements, a stent phantom with 17 different stents comprising various sizes (2.25mm – 8 mm), design (covered vs. non-covered) and vendors was used. All scans were performed using a SPCCT (120kV kV; 75mAs; NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers, Germany). First, images were reconstructed with different dedicated vascular kernels (Bv40-Bv60) and assessed quantitatively by calculating multi-row intensity profiles (edge rise slope (ERS)=lower blooming artifacts). In addition, subjective image quality was evaluated by two radiologists independently (5-point Likert-scale; 5=excellent) blinded to the type of reconstruction. The kernel with the best objective and subjective image quality (kernel Bv60) was used for further analyses. To simulate in-stent thrombosis, small thrombi were generated within the stents by injecting human blood through a microcatheter. Subsequently, the phantom was filled with contrast agent and scanned. Images were reconstructed at different monoenergetic kV levels (40-130 kV). Two radiologists performed an independent and blinded reading with respect to overall image quality, image contrast, and noise.

Results

Among 17 scans at PCCT, best image quality was observed in the Bv60 kernel reconstruction (objective: ERS=147.86±0.14; subjective: reading score=4.8±0.2; p<0.05 for all comparisons). Overall image quality and highest reading scores for in-stent thrombosis detectability were found in 50 kV images (4.5±0.3; p<0.05 for all comparisons). Subjective image contrast increased with decreasing kV levels whereas image noise was rated significantly higher in lower kV reconstructions (p<0.05).

Summary

With the proposed protocol, SPCCT allows for a reliable and accurate assessment of in-stent thrombosis in a small vessel stent phantom. Future confirmatory studies to translate our findings into patient cohorts are warranted.

Appendix

Fig. 1. In-stent thrombosis of a 2.25mm Stent and volume rendering of the same stent.

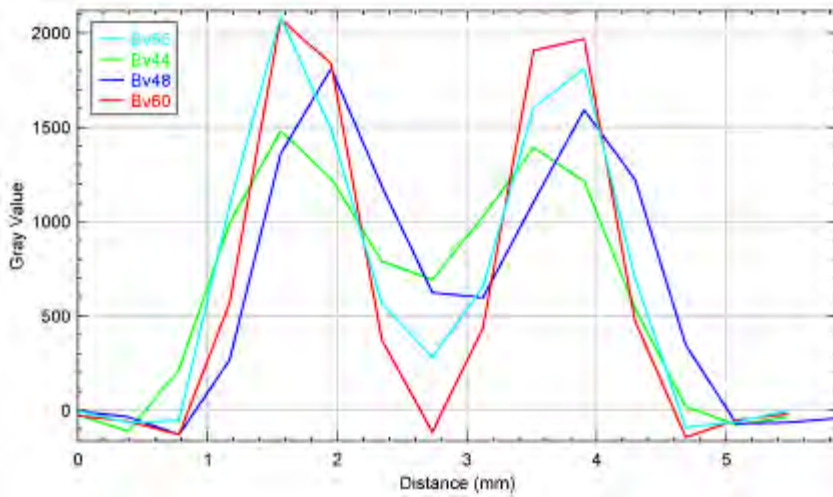


Fig. 2: Intensity profiles for different kernels across a 2.2 mm diameter coronary artery stent. The different gradients indicate how accurate the stent is depicted and how strong the stent lumen is affected by blooming artifacts. The best representation was observed for the Bv60 kernel (red).

References

- [1] Collet, J.P., et al. Eur Heart J, 2021.

V103 End-to-End-Test für die Stereotaxie mittels eines multimodalen Phantoms nach DIN 6864-1

M. Shariff¹, J. Grigo¹, S. Masitho¹, U. Lambrecht¹, M. Lotter¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Ein kommerzielles System-QA Phantom (Ruby, PTW) mit unterschiedlichen Einsätzen wurde angewandt, um für vier Stereotaxie Workflows (SRS/FSRT/SBRT/Multimet.) die jeweilige strahlentherapeutische Kette nach DIN 6864-1 zu untersuchen. Neben dem originalen Einsatz kam eine Eigenentwicklung zur Anwendung, die für multimodale Systeme optimiert ist. Original und Multimodaler Einsatz wurden in Bezug auf Genauigkeit der MRT-Geometrie, Verwendbarkeit bei stereoskopischen Röntgen- und CBCT- Bildgebungssystemen und dosimetrische Planverifikation verglichen.

Material & Methoden

Beide Phantome wurden im MRT (1.5T, mit und ohne 3D-Verzerrungskorrektur) sowie im CT gescannt. Anschließend wurde im Bestrahlungsplanungssystem eine Fusion, sowie die Bestrahlungsplanung der verschiedenen Entitäten durchgeführt, die auf jeweils 10 Patientenplänen pro Workflow beruhte. An vier Bestrahlungsgeräten wurde mit oberflächengeführten, stereoskopischen Röntgen- und CBCT-Bildgebungssystemen die Positionierungsgenauigkeit kontrolliert. Insbesondere bei kleinvolumigen Zielvolumina mit hohen Einzeldosen ist eine präzise Positionierungsgenauigkeit erforderlich. Zusätzlich wurden die stereotaktischen Bestrahlungspläne mit Kleinfeldionisationskammern dosimetrisch verifiziert.

Ergebnisse

Anhand der CT – MR Fusion beider Einsätze ist an den MR-kompatiblen Elementen gut zu erkennen, ob die Verzerrungskorrektur im MRT aktiv war. Der Multimodale Einsatz erlaubt zudem eine Quantifizierung der Verzerrung. Eine Prüfung der CT-Werte ist in 3 (Original) bzw. 9 (Multimodaler Einsatz) Materialien möglich. Die parallelen Stäbe des originalen Einsatzes führen zu einer schlechteren Positionierung mittels stereoskopischen Röntgenbildgebungssystem (>3 mm/°). Da im eigenentwickelten Einsatz mehr Stäbe in mehr Richtungen implementiert wurden, können Translationen und Rotationen mit je <1 mm/° validiert werden. Die relative Abweichung der Punktdosiswerte ist bei Messungen mit beiden Einsätzen bei drei von vier Workflows <1.5 %. Im Multimet Workflow gibt es hohe relative Abweichungen ($>16\%$), da die Ionisationskammer ins Isozentrum und nicht in die Mitte der jeweiligen Metastasen gelegt wurde; die absoluten Abweichungen sind mit <0.14 Gy jedoch gering.

Zusammenfassung

Das Phantom eignet sich durch den zusätzlichen Multimodalen Einsatz mit mehreren unterschiedlich ausgerichteten Stäben für den End-to-End Test nach DIN 6864-1 für alle gängigen Stereotaxie Workflows inkl. stereoskopischen Röntgenbildgebungssystem.

V104 Eine auf Monte-Carlo-Simulationen basierte Evaluierung einer Methode zur Beschleunigung der SPECT-Bildgebung mittels Deep Learning

J. Leube¹, J. Gustafsson², M. Lassmann¹, M. Salas-Ramirez¹, J. Tran-Gia¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Würzburg, Deutschland

²Lund University, Medical Radiation Physics Lund, Lund, Schweden

Einleitung

Rydén et al. [1] veröffentlichten eine Methode zur Beschleunigung der SPECT-Bildgebung mithilfe von künstlichen Projektionen, welche mittels eines U-förmigen neuronalen Faltungsnetzes (U-Nets) generiert wurden. In der zugehörigen Publikation wurde diese Methodik mit Hilfe eines Patientendatensatzes von nur etwa 400 SPECTs entwickelt und validiert. Ziel dieser Arbeit war es, die Methodik auf Basis eines größeren Datensatzes von 10.000 Monte Carlo (MC) simulierten SPECTs zu untersuchen.

Material & Methoden

Mit Hilfe des MC-Programms SIMIND [2] wurden SPECT-Datensätze (jeweils 120 Projektionen) von 10.000 heterogenen Aktivitätsverteilungen zufällig platzierter Zufallsformen simuliert. Die U-Nets wurden trainiert, um künstliche Projektionen zwischen den Input-Projektionen zu generieren (z. B. künstliche Projektionen für Winkel von 3°, 9°, ..., 357° für Input-Projektionen bei 0°, 6°, ..., 354°). Das Training von 30 bzw. 60 künstlichen Projektionen aus 30 bzw. 60 Input-Projektionen erfolgte dabei anhand von 9000 Trainings- und 500 Validierungsdaten. Zur Analyse der Methodik wurden neben der Projektionsanzahl andere Parameter wie das Rauschen der Input-Projektionen oder die Anzahl der Trainingsdaten (400 statt 9.000) variiert. Die quantitative Analyse der U-Nets erfolgte anhand von 500 Testdaten mittels struktureller Ähnlichkeit (SSIM) und normiertem mittleren quadratischen Fehler (NRMSE). Für die Testdaten wurden außerdem zusätzliche Simulationen mit vergrößertem Detektororbit (4cm bzw. 16 cm) durchgeführt.

Ergebnisse

Tabelle 1 zeigt die mittleren SSIM- und NRMSE-Werte für alle U-Nets. Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den mit unterschiedlichen Rauschen trainierten U-Nets gefunden (SSIM: $p=0,18$; NRMSE: $p=0,15$). Die Verwendung von weniger Input-Projektionen oder weniger Trainingsdaten führte zu signifikant schlechteren SSIM- und NRMSE-Werten ($p<0,01$). Die Untersuchung des Detektororbits zeigte keine signifikante Änderung für kleine (4cm: SSIM=0,979, $p=0,19$; NRMSE=2,46%, $p=0,10$), jedoch eine signifikante Verschlechterung für größere Abweichungen (16cm: SSIM=0,976; NRMSE=2,63%; $p<0,01$). Eine Rauschunterdrückung durch das U-Net wird dadurch deutlich, dass die künstlichen Projektionen für alle U-Nets eine bessere Übereinstimmung mit den rauschfreien Simulationen als mit den verrauschten Simulationen aufweisen.

Zusammenfassung

Unsere Arbeit zeigt das Potential einer auf künstlicher Intelligenz gestützten Generierung künstlicher Projektionen in der SPECT-Bildgebung. Dabei konnten wir zudem eine Rauschunterdrückung durch das U-Net feststellen. Die Methodik erwies sich als robust gegen kleine Abweichungen im Detektororbit. Schließlich konnten wir zeigen, dass kleine Trainingsdatensätze unzureichend für eine zuverlässige Generalisierung des U-Nets sein können.

Anhang 1

Bezeichnung des u-nets	Repräsentation des Rauschens	Training/Validierung	Input Projektionen	Projektionen mit Rauschen		Projektionen ohne Rauschen	
				SSIM	NRMSE	SSIM	NRMSE
Standard	A	9000/500	60	0,979	2,45%	0,995	1,19%
Variation des Rauschens	B	9000/500	60	0,979	2,44%	0,995	1,19%
Reduzierte Anzahl an Input-Projektionen	A	9000/500	30	0,978	2,52%	0,994	1,29%
Reduzierte Anzahl an Trainingsdaten	A	400/40	60	0,973	2,79%	0,989	1,85%

Abb. 1: Mittlere SSIM- und NRMSE-Werte der U-Nets.

Anhang 2

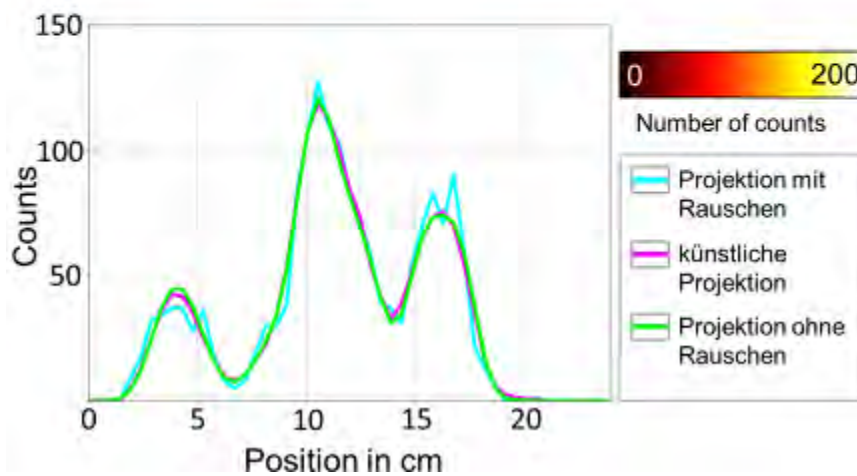
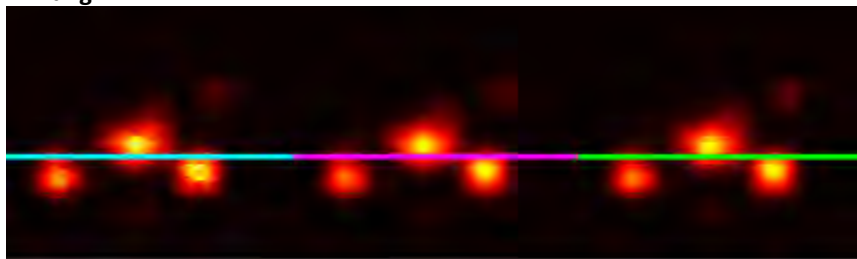


Abb. 2: Darstellung der Projektionen.

Literatur

- [1] Rydén et al, JNM, 2021
- [2] Ljungberg et al., Comput Meth Prog Bio, 1989

V105 Iteratives Training robuster neuronaler Netze für k-Raum Interpolation zur verbesserten Bildrekonstruktion bei limitierten scan-spezifischen Trainingsdaten

P. Dawood^{1,2}, M. Blaimer³, F. Breuer³, P. R. Burd⁴, I. Homolya⁵, P. M. Jakob¹, J. Oberberger²

¹Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

²Universitätsklinikum Würzburg, Abteilung für Innere Medizin I, Würzburg, Deutschland

³Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Entwicklungszentrum Röntgentechnik, Abteilung für Magnetresonanz- und Röntgen-Bildgebung, Würzburg, Deutschland

⁴Universität Würzburg, Institut für Theoretische Physik und Astrophysik, Würzburg, Deutschland

⁵Naturwissenschaftliches Forschungszentrum, Zentrum für bildgebende Verfahren des Gehirns, Budapest, Ungarn

Einleitung

Robuste k-Raum Interpolation mittels künstlicher neuronaler Netze (RAKI) [1] verbessert bezüglich linearer Ansätze (z.B. GRAPPA) [2] die Rekonstruktionsqualität beschleunigter 2D MRT-Scans. Allerdings können bei hohen Beschleunigungen und geringer Menge an Trainingsdaten („Auto-Calibration-Signal“, ACS) Artefakte auftreten, da RAKI eine vergrößerte Anzahl freier Parameter aufweist. Im Folgenden wird ein iterativer Trainingsansatz (iRAKI) zur Verminderung dieser Artefakte beschrieben.

Methoden

Vorausgehend wurden die RAKI Netzwerkparameter für beschleunigte 2D-Messungen optimiert. Um die Menge der Trainingsdaten in einem ersten Schritt künstlich zu erhöhen, wird eine GRAPPA Rekonstruktion ausgeführt. Im ersten Iterationsschritt dienen N=65 zentrale Linien dieser Rekonstruktion zur erweiterten Trainings-Datenmenge für RAKI (s. Abb. 1A). In nachfolgenden Iterationsschritten dienen jeweils N'=65 zentrale Linien der vorherigen RAKI-Rekonstruktion als Trainings-Daten, wobei die Faltungs-Kerne übertragen werden.

iRAKI wurde an 200 Schichten aus der fastMRI Neuro-Datenbank [3] getestet, aufgeteilt nach 4 Kontrasten (T1, T1post, T2, FLAIR) und 10 Datensätzen, wobei jeweils die ersten 5 Schichten retrospektiv rekonstruiert wurden. Zur Berechnung quantitativer Metriken wurden alle Rekonstruktionen maskiert (Spulen-Profile berechnet mittels ESPIRiT [4]). Darüber hinaus wurde getestet, wie Trainingsdaten mit stark abweichendem Kontrast, wie z.B. in der Pre-Scan Kalibrierung, die Rekonstruktionsqualität von iRAKI im Vergleich zu GRAPPA und RAKI beeinflussen.

Ergebnisse

iRAKI erzielt bezüglich GRAPPA und RAKI verbesserte strukturelle Ähnlichkeit (SSIM) sowie verringerte normalisierte quadratische Abweichung (NMSE; s. Abb. 1B) bei 4- und 5-facher Beschleunigung und 18 bzw. 22 originalen, scan-spezifischen ACS-Linien. Verbleibende Artefakte in RAKI sowie Rauschverstärkung in GRAPPA werden in iRAKI stark unterdrückt (s. Abb. 2A). Dies ist auch bei Pre-Scan Kalibrierung der Fall (s. Abb. 2B).

Zusammenfassung

iRAKI ist flexibel, kombiniert Vorteile von GRAPPA und standard RAKI und erzielt starke Rausch- und Artefakt-Unterdrückung bei relativ wenigen ACS-Linien. Im Gegensatz zu anderen Algorithmen, die auf neuronalen Netzen basieren, benötigt iRAKI keine großen Datenbanken zum Trainieren. Phasen-Beschränkungen für verbesserten Rekonstruktionen lassen sich außerdem flexibel in iRAKI implementieren.

Literatur

[1] Akçakaya et al. MRM. 2019, 81(1)

[2] Griswold et al. MRM. 2002, 47(6)

[3] Knoll et al. MRM. 2020, 84(6)

[4] Uecker et al. MRM. 2020, 71(3)

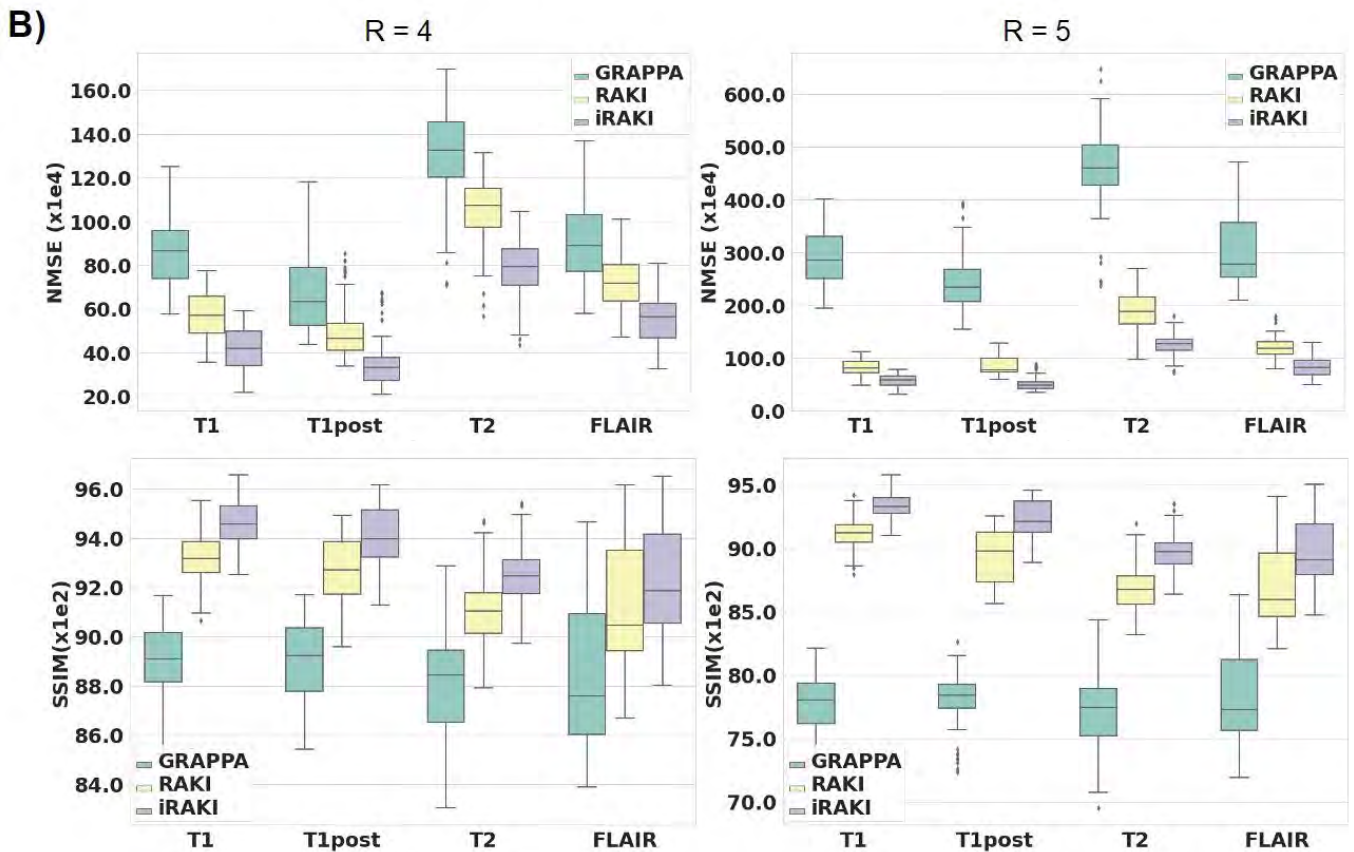
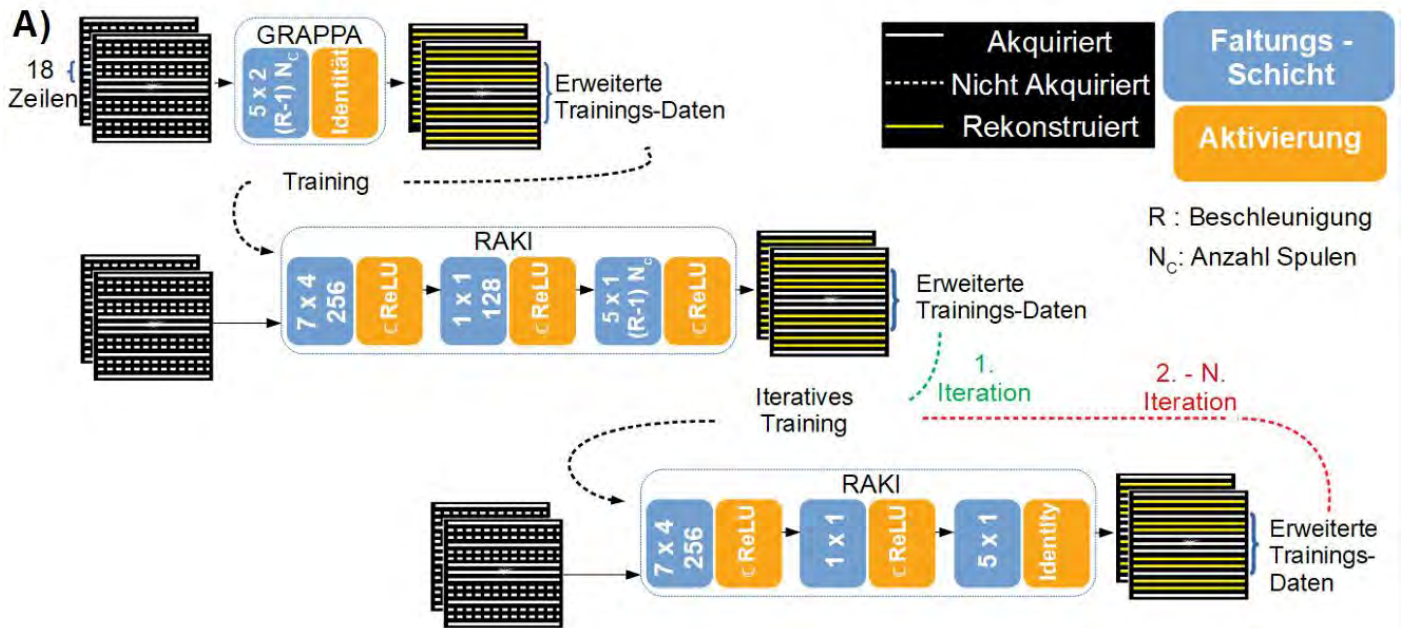


Abb. 1: A) Prinzip von iRAKI B) NMSE und SSIM für 4-fache- (links) und 5-fache (rechts) Beschleunigung für Kohorten aus der fastMRI Datenbank.

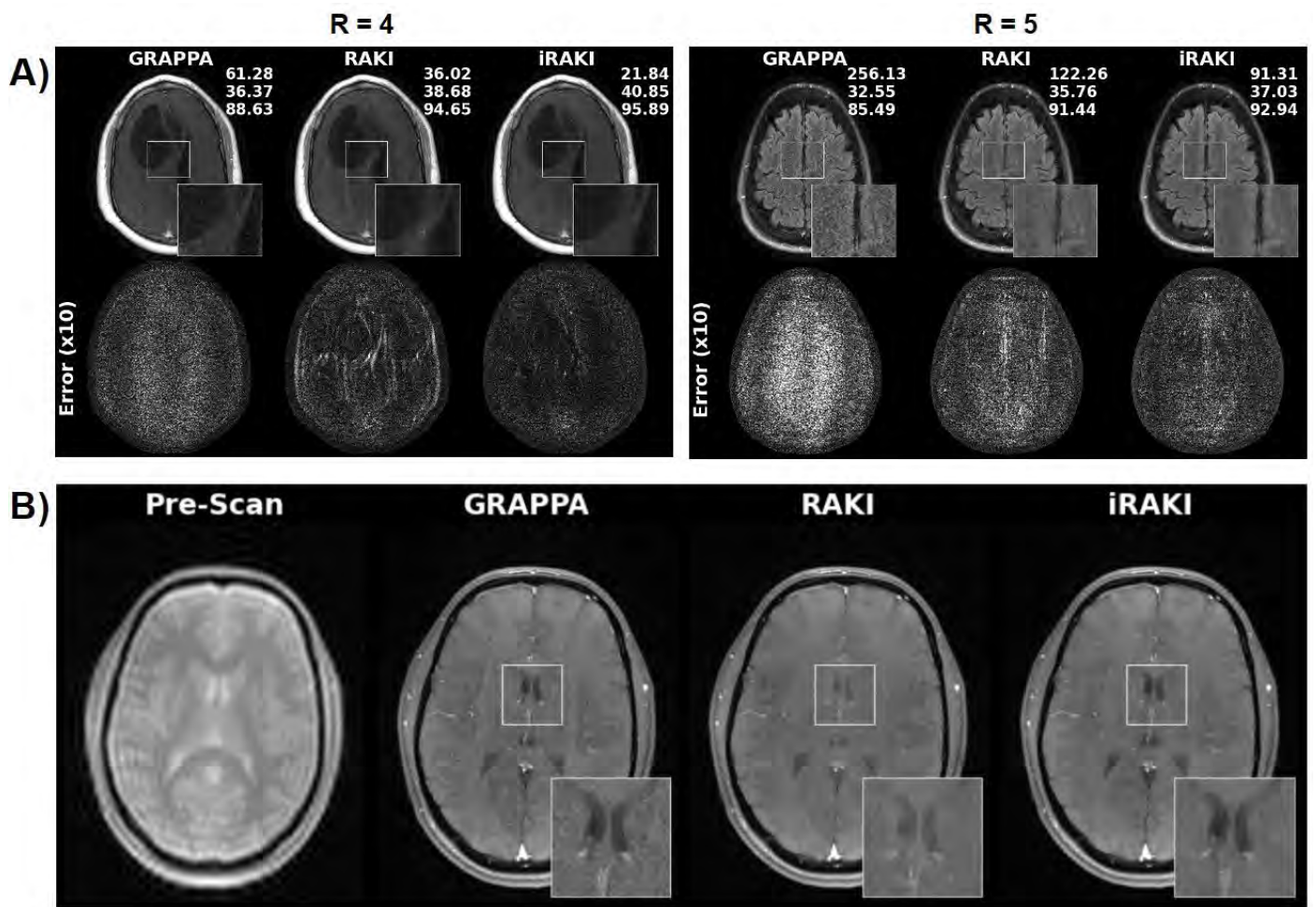


Abb. 2: A) Rekonstruktionen (links T1 4-fach beschleunigt, rechts FLAIR 5-fach beschleunigt) mit Angabe des NMSE (oben), PSNR (mitte) sowie des SSIM (unten)
 B) Prospektiv 4-fach beschleunigter T1-Datensatz, wobei Trainingsdaten aus einem Pre-Scan (links) mit Protonen-Dichte Kontrast stammen.

Session 24 | Radiologische Bildgebung – Computertomografie

V106 pCT setup optimisation with Allpix²

T. Janßen¹, M. Hötting¹, C. Krause¹, K. Kröniger¹, H. Speiser¹, J. Weingarten¹

¹TU Dortmund, Dortmund, Deutschland

Introduction

Proton radiotherapy is based on a calibration between x-ray CT values and the relative stopping power (RSP) for protons. To reduce proton range uncertainties in radiation planning, it is useful to perform proton computed tomography (pCT)[1]. The RSP map can be reconstructed directly from the pCT data. With the reconstruction, which is carried out using a self-developed software tool, the effects of setup adjustments can be made visible on the image.

Material & Methods

A widely used pCT setup is simulated[3], with two tracking detectors each in front of and behind the phantom, in order to be able to determine the location and angle of the protons in front of and behind the phantom. An energy detector measures the remaining energy of the protons behind the phantom. The phantom is rotated during the simulation.

The pCT system is simulated using Monte Carlo simulation in Allpix²[2], as detailed sensors and readout chips can be simulated, along with the associated uncertainties. Using the filtered back projection, the RSP map is reconstructed from the energy of the simulated protons, where the non-linear proton paths are approximated using the most likely path and taken into account in the reconstruction via distance-driven binning.

Differences in the detector performance as well as the choice of different filters during the reconstruction have an influence on the accuracy of the reconstructed RSP map. By comparing the reconstructed RSP map with the original, the effects of setup adjustments and filter selection can be determined.

Results

The RSP map can be generated with simulated pCT data using the filtered back projection. Different filters can be applied in the data cleaning. The proton paths are approximated with the most likely path. Detector adjustments in Allpix² have a noticeable effect on the accuracy of the RSP map.

Summary

The reconstruction of the RSP map from simulated pCT data can be done with a self-developed software tool. Changes in a pCT detectors thus lead to measurable differences in the RSP map, so that the pCT system can be optimised accordingly.

Appendix 1

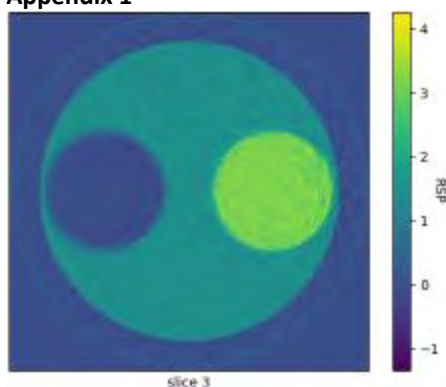


Fig. 1: A layer of the reconstructed phantom, using filtered back projection assuming linear proton paths.

References

- [1] N. Arbor et al. (2015). "Monte Carlo comparison of x-ray and proton CT for range calculations of proton therapy beams". In: *Physics in Medicine & Biology* 60.19, p. 7585.
- [2] S. Spannagel et al., "Allpix2: A modular simulation framework for silicon detectors", *Nucl. Instr. Meth. A* 901 (2018) 164 – 172, doi:10.1016/j.nima.2018.06.020, arXiv:1806.05813
- [3] R. P. Johnson (2018). "Review of medical radiography and tomography with proton beams". In: *Reports on progress in physics* 81.1, p. 016701

V107 Multi-Energy Bildgebung an einem präklinischen Mikro-CT – Simulationen und Phantommessungen

P. Rose^{1,2}, H. Adwan¹, M. Brockmann¹, B. Schweizer², A. Kronfeld¹

¹Universitätsmedizin Mainz, Neuroradiologie, Mainz, Deutschland

²Hochschule RheinMain, Rüsselsheim, Deutschland

Einleitung

In der computertomografischen (CT) Bildgebung erlauben Dual-Energy Techniken die Differenzierung von verschiedenen Geweben/Kontrastmitteln (KM) mit ähnlichen Schwächungskoeffizienten. Die Verwendung von mehr als 2 Energien kann die Anzahl der zu differenzierenden Gewebe/KM erhöhen und in der präklinischen Bildgebung neue Möglichkeiten eröffnen. Daher soll mittels Simulationen und Phantommessungen gezeigt werden, ob eine Differenzierung von 4 Materialien an einem Mikro-CT möglich ist, welche Energien optimal sind und welche Genauigkeit erreicht wird.

Material & Methoden

Mit Hilfe der Schwächungskoeffizienten von Jod (I), Barium (Ba), Eisen (Fe) und Gadolinium (Gd) bei Energien zwischen 30 keV und 100 keV [1] werden Grauwerte für verschiedene Konzentrationen/Gemische unter Addition von realistischem Rauschen simuliert. Mittels einer Matrixinversion [2] werden wieder Konzentrationen berechnet und mit den Ausgangswerten verglichen.

An einem Mikro-CT (Cheetah, Yxlon, Hamburg) werden Phantome mit verschiedenen Konzentrationen/Gemischen der oben genannten Substanzen (Abb. 1) bei Energien zwischen 30keV und 100keV aufgenommen und Schnittbilder durch gefilterte Rückprojektion rekonstruiert. Die Ergebnisse der Simulation werden mit denen der Phantommessungen bei den ermittelten idealen Energien verglichen.

Ergebnisse

Die Simulation zeigt optimale Ergebnisse bei einer Kombination von 30 keV, 40 keV, 50 keV und 100 keV. Die Abweichung der berechneten gegenüber den simulierten Konzentrationen beträgt für I 0,08% [0,04%-0,15%], für Ba 0,23% [0,10%-0,43%], für Fe 6,93% [3,13%-14,33%] und für Gd 6,27% [2,85%-13,02%]. Die Auswertung der Phantommessung zeigt Abweichungen von 2,79% [1,32%-4,90%] für I, 7,36% [3,50%-12,42%] für Ba, 4,39% [2,11%-7,77%] für Fe und 8,98% [4,26%-14,82%] für Gd (Abb. 2). (Median [25%-Perzentile-75%-Perzentile])

Zusammenfassung

Eine Differenzierung von 4 Materialien in CT-Bildern ist in Simulation und Phantommessung möglich sowie im Phantom eine quantitative Bestimmung der Konzentrationen. Die Genauigkeiten mit Abweichungen von meist unter 10% lassen darauf schließen, dass auch in in-vivo Messungen eine qualitative Beurteilung möglich sein könnte. Bemerkenswert ist auch die Genauigkeit beim Nachweis der nicht klassisch für CT-KM verwendeten Stoffe (Fe und Gd). Eine Anwendung der vorgestellten Technik im klinischen Bereich kann durch die Einführung der Photon-Counting CT interessant werden, da hier eine Mehrfachmessung bei verschiedenen Energien wegfällt.

Abbildung 1

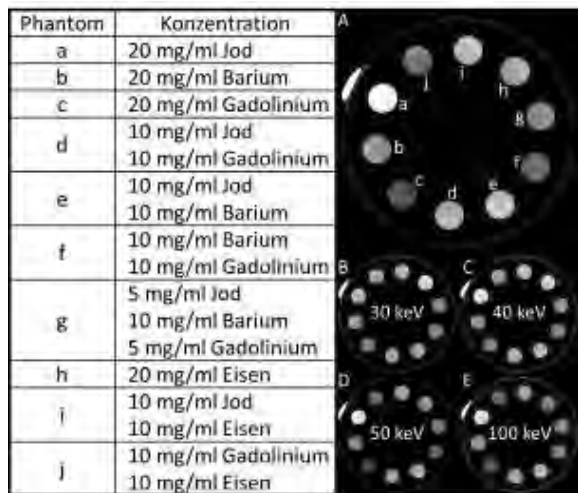


Abb. 1: Darstellung der Phantome im CT-Bild bei verschiedenen Energien (B-D) sowie die Zuordnung der Substanzen sowie ihre Konzentrationen (A)

Abbildung 2

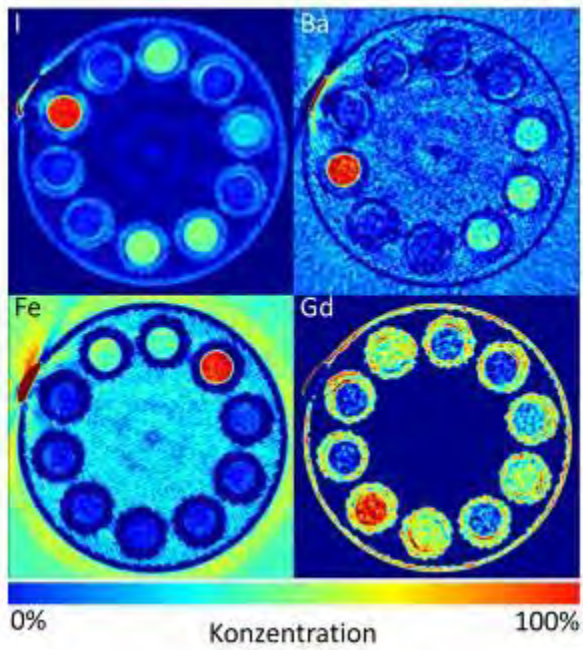


Abb. 2: Konzentrationskarten der Substanzen ermittelt aus den CT-Bildern aus Abb. 1 B-E relativ zur Maximalkonzentration

Literatur

- [1] Hubbell, J. H.: X-Ray Mass Attenuation Coefficients; NIST Standard Reference Database 126, July 2004
- [2] Niu, T.: Iterative image-domain decomposition for dual-energy CT; Medical Physics 41(4) 2014

V108 Entwicklung und Benchmark eines anpassungsfähigen Monte-Carlo-Modells für CT-ScannerM. L. Kuhlmann^{1,2}, M. Liebl¹, S. Ketelhut¹, S. Pojtinger¹¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, Deutschland²Technische Universität Dortmund, physics, Dortmund, Deutschland**Einleitung**

Hochpräzise Monte-Carlo (MC)-Simulationen sind für neue Entwicklungen in der personalisierten CT-Dosimetrie von größter Bedeutung. Sie werden zum Beispiel verwendet, um synthetische Trainingsdaten für neuronale Netze zur schnellen Dosisberechnung zu erzeugen. Eine Methode zur detaillierten Modellierung von beliebigen CT-Scannern ist hierfür unerlässlich.

In dieser Arbeit wurde auf Datenbasis einer zuvor entwickelten Methode zur experimentellen Charakterisierung von CT-Quellenmodellen eine CT-Quelle in die MC-Software EGSnrc [1] integriert. Diese ermöglicht die scannerspezifische Berechnungen der effektiven Dosis auf der Grundlage von Patienten- oder Phantomdaten.

Material & Methoden

Basierend auf dem EGSnrc C++ User-Code cavity wurde ein Verfahren entwickelt, um die Dosisverteilung eines CT-Scans zu simulieren. Hierzu wurde eine Methode zur Modellierung der CT-Quelle in EGSnrc implementiert, welche auf einem experimentell bestimmten scanneräquivalenten Quellenmodell basiert (vgl. Rosendahl et al. [2]).

Zur Validierung wurde das Verfahren für einen CT-Scanner des Typs Optima CT 660 von GE Healthcare implementiert. Hierzu wurden absolutdosimetrische Messungen und Simulationen innerhalb eines CTDI-Phantoms durchgeführt und verglichen (siehe Abb. 1). Die Simulationsgeometrie des CTDI-Phantoms wurde aus den zugehörigen CT-Scans automatisiert generiert.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der Simulationen und Messungen sind in Tabelle 1 dargestellt. Die Abweichungen zwischen den gemessenen und über MC-Verfahren berechneten Werten liegen für alle Strahlungsqualitäten und Positionen unter 11 %. Die beste Übereinstimmung ergibt bei 100 kV, hier liegen alle Abweichungen unter 3 %.

Zusammenfassung

Größere Abweichungen zwischen Simulationen und Messungen ergeben sich ausschließlich für Dosiswerte bei 80 kV. An einer Optimierung des Quellmodells für diesen Energiebereich wird zurzeit gearbeitet. Die Abweichungen von maximal 11% liegen bereits in der von der IAEA geforderten Unsicherheit von 20% [3].

Somit ermöglicht das entwickelte Verfahren CT-Dosisberechnungen auf der Grundlage eines maßgeschneiderten MC-Modells, das an jeden CT-Scanner sowie an patientenspezifische Informationen angepasst werden kann.

Die vorgeschlagene Methode eignet sich für die automatische Generierung synthetischer Daten. Dies ist ein wichtiger Schritt im Rahmen des Trainings neuronaler Netze für schnelle Dosisberechnungen.

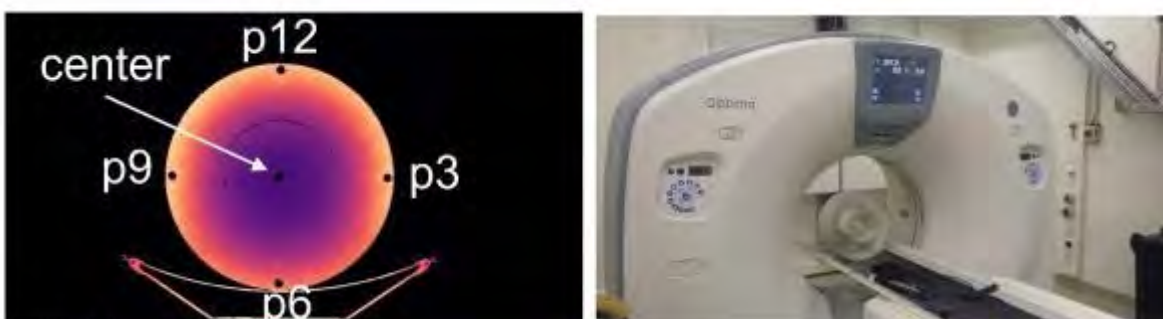
Anhang 1

Abb. 1: Simulierte Dosisverteilung im CTDI-Phantom (links), Messaufbau (rechts).

Anhang 2

	80 kV	100 kV	120 kV	140 kV
Messung p12 in mGy	3.30(3)	6.28(6)	9.99(9)	14.4(1)
Simulation p12 in mGy	3.607(1)	6.363(2)	9.449(3)	13.791(4)
rel. Abweichung in %	9	1	6	4
Messung p3 in mGy	3.21(3)	6.12(6)	9.75(9)	14.0(1)
Simulation p3 in mGy	3.560(1)	6.286(2)	9.353(3)	13.579(4)
rel. Abweichung in %	10	3	-4	-3
Messung p6 in mGy	2.66(3)	5.16(5)	8.29(8)	12.0(1)
Simulation p6 in mGy	2.976(1)	5.301(2)	8.029(2)	11.676(3)
rel. Abweichung in %	11	3	-3	-3
Messung p9 in mGy	3.22(3)	6.13(6)	9.77(9)	14.1(1)
Simulation p9 in mGy	3.589(1)	6.329(2)	9.409(3)	13.660(4)
rel. Abweichung in %	10	3	-4	-3
Messung center in mGy	0.741(1)	1.64(2)	2.84(3)	4.31(4)
Simulation center	0.823(1)	1.651(2)	2.918(1)	4.364(2)
rel. Abweichung in %	10	1	3	1

Tab. 1: Vergleich der Dosiswerte von Messung und Simulation im CTDI-Körperphantom.

Literatur

- [1] I Kawrakow, et al. doi:10.4224/40001303 (2020).
- [2] S Rosendahl, et al. Phys Med Biol 29;64(7):075009, doi:10.1088/1361-6560/ab0e97 (2019).
- [3] IAEA, TRS No. 457, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice (2007).

V110 Cone-beam CT Artefaktreduzierung mittels Satteltrajektorien implementiert auf einem mobilen, robotergestützten CBCT Scanner

J. Albrecht^{1,2}, S. Rit³, H. Schmitz¹, P. Steininger⁴, F. Ginzinger⁴, P. Huber⁴, I. Messner⁴, M. Kraihamer⁴, S. Corradini¹, C. Belka^{1,5}, C. Kurz¹, M. Riboldi², G. Landry¹

¹Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, LMU Klinikum, München, München, Deutschland

²Fakultät Physik, Lehrstuhl Medizinphysik, Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Garching, Deutschland, München, Deutschland

³Université de Lyon, CREATIS, INSA-Lyon, Department of Radiation Oncology, Centre Léon Bérard, Lyon, Frankreich, Lyon, Frankreich

⁴Research & Development, medPhoton GmbH, Salzburg, Österreich, Salzburg, Österreich

⁵Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland, München, Deutschland

Einleitung

Mit einem neuen mobilen, robotischen Cone Beam (CB) CT Scanner wurde eine Satteltrajektorie implementiert. Dies ermöglichte die Reduzierung von Cone Beam Artefakten und eine exakte Rekonstruktion im Bereich der konvexen Hülle für vollständige Daten.

Material & Methoden

Der mobile ImagingRing (IRm) von medPhoton verfügt über einen digitalen Flat Panel Detektor und eine Röntgenquelle, welche die Strahlung zu einem Kegelstrahl, dem sogenannten Cone Beam (CB), kollimiert. Die Röntgenquelle und der Detektor sind unabhängig voneinander auf einer kippbaren Ring Gantry bewegbar. Eine verwendete Kippung von bis zu $\pm 30^\circ$ ermöglicht die Implementierung von Satteltrajektorien, die definiert sind als zwei Perioden einer Sinuskurve auf einer imaginären Kugel mit einem Radius von 74,25 cm, welche die Region of Interest (ROI) umschließt. Um die Reduktion von CB-Artefakten zu demonstrieren, wurde der Kopfbereich des Alderson-Phantoms gescannt. Die maximale Kippamplitude wurde zwischen 10° und 25° variiert, wobei eine Aufnahmezeit von 60 s, eine Röntgenenergie von 120 kV und ein 0,5 mm Cu Filter verwendet wurden. Die Detektoreinstellung wurde auf 1440×1440 px², 12 fps und ein Gain von 5 gesetzt. Die Bilder wurden mit der Conjugate Gradient Methode aus der RTK-Bibliothek rekonstruiert und mit den Aufnahmen aus Scans mit einer gewöhnlichen kreisförmigen Trajektorie (Circle) verglichen.

Ergebnisse

Bei Scans mit Sattelquellentrajektorie wurden die CB-Artefakte in der Region der konvexen Hülle der Quellentrajektorie im Vergleich zu Rekonstruktionen mit einem Circle erheblich reduziert. Die Größe dieser konvexen Hülle, in der eine exakte Rekonstruktion für nicht abgeschnittene Daten möglich ist, betrug in SI-Richtung 13,4 cm (10° Neigung) bis 35,3 cm (25° Neigung) im Zentrum der Aufnahme.

Zusammenfassung

Durch die Verwendung der Satteltrajektorie konnte eine Reduktion der CB-Artefakte im Bereich der konvexen Hülle erreicht werden, was die exakte Rekonstruktion für vollständige Daten aus CBCTs in erheblich größeren Bereichen ermöglicht, ohne dass die Scanzeit beeinträchtigt wird.

Anhang 1

Saddle trajectory of the source with different tilt angles

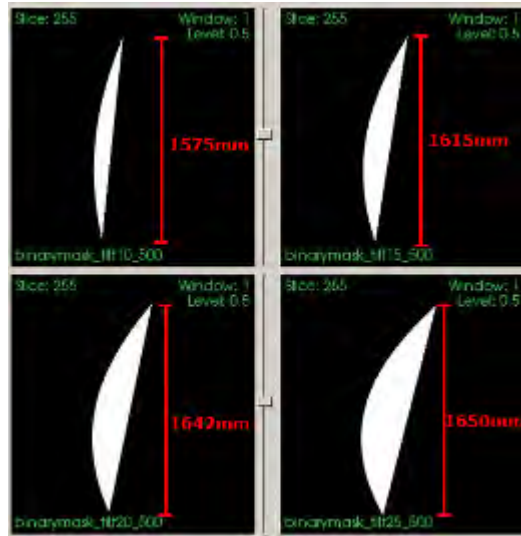
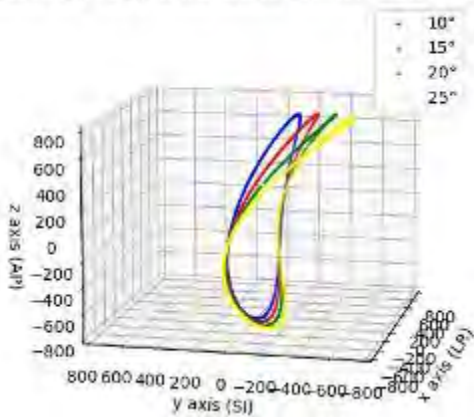


Abb. 1: Links: Satteltrajektorien mit dem IRm für vier verschiedene Kippwinkel: 10° (blau), 15° (rot), 20° (grün) und 25° (gelb). Rechts: Konvexe Hülle für die zentrale sagittale Schicht für diese Kippwinkel: 10° (oben links), 15° (oben rechts), 20° (unten links) und 25° (unten rechts).

Anhang 2

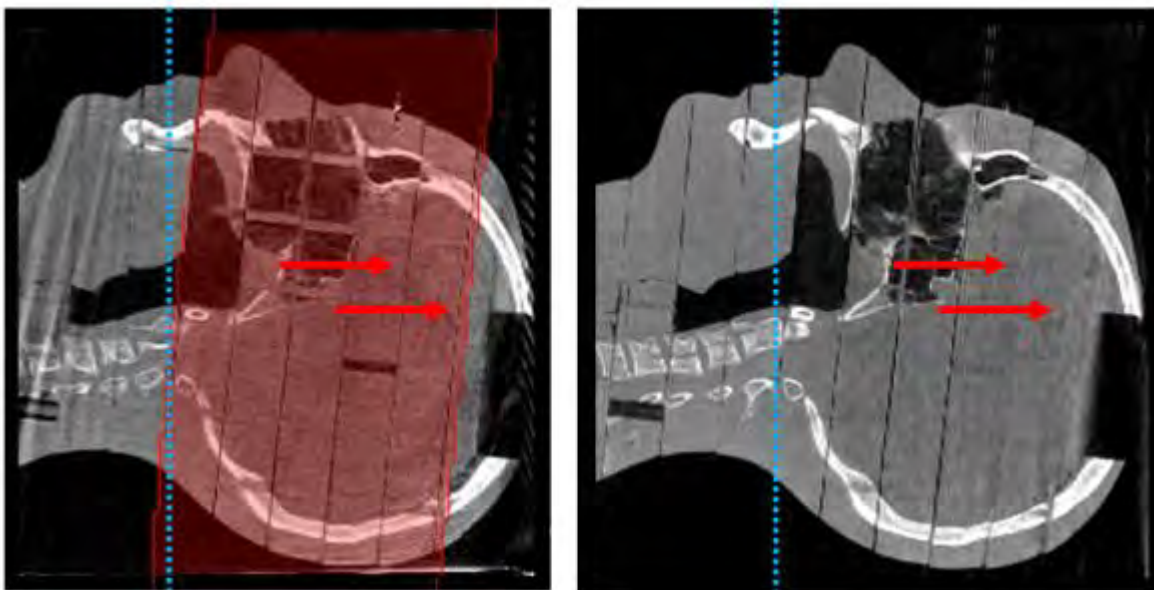


Abb. 2: Links: Zentrale sagittale Schicht des rekonstruierten Bildes für den Circle. Lücken zwischen den Schichten des Alderson-Phantoms sind im oberen Teil des Kopfes aufgrund des so genannten CB-Artefakts nicht zu erkennen (rote Pfeile). Rechts: Dieselbe Schicht für die Satteltrajektorie. Hier ist das CB-Artefakt deutlich reduziert und die einzelnen Lücken des Phantoms sind zu erkennen (rote Pfeile). Die gestrichelte blaue Linie zeigt die zentrale axiale Schicht, in der eine exakte Rekonstruktion für den Circle erreicht wird und der rote Bereich links markiert die konvexe Hülle.

Session 25 | Brachytherapie und IORT

V111 Automatisierung der Katheterrekonstruktion mittels elektromagnetischen Trackings in der interstitiellen Brachytherapie der Brust

C. Dürrbeck¹, B. Sauer¹, R. Fietkau¹, V. Strnad¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die Rekonstruktion des Katheterimplantats ist ein essenzieller Schritt in der Behandlungsplanung der interstitiellen Brachytherapie (iBT) der Brust. Bis heute wird die Rekonstruktion typischerweise durch manuelles Annotieren der Katheterverläufe im Planungs-CT durchgeführt und ist daher zeitaufwändig und fehleranfällig. Ziel dieser Studie war es, eine Methode zur automatischen Rekonstruktion von Katheterimplantaten mittels elektromagnetischen Trackings (EMT) zu entwickeln, um die Behandlungsplanung so zeitsparend, genau und sicher wie möglich zu gestalten.

Material & Methode

Die Katheterimplantate von 50 Patientinnen wurden mit einem Afterloader-Prototyp (Flexitron, Elekta Brachytherapy, Veenendaal, Niederlande) vermessen, der mit einem EMT-Sensor (Aurora, NDI, Waterloo, Kanada) ausgestattet ist. Dabei wurde die Implantatsgeometrie unmittelbar nach dem Planungs-CT und in Scan-Position erfasst und anschließend durch eine rigide Registrierung der Katheterfixierungsknöpfe als Landmarken in den CT-Bildraum übertragen. Um die Rekonstruktionsgenauigkeit weiter zu verbessern, wurden die EMT-Rekonstruktionspunkte als Ausgangspunkt verwendet, um volumes of interest (VOI) im CT-Bild zu definieren. Innerhalb dieser VOIs mit einer Seitenlänge von bis zu 15 mm wurde die Katheterspur mit Hilfe von Bildverarbeitungsoperationen wie Schwellwertbildung und Blob-Detektion segmentiert. Dieser Schritt wird als Verfeinerung bezeichnet. Um die Qualität der verfeinerten EMT-Implantatsrekonstruktion zu bewerten, wurde sie mit der manuellen Katheterrekonstruktion durch einen erfahrenen Behandlungsplaner verglichen. Hierfür wurde der senkrechte Abstand zwischen den verfeinerten EMT-basierten Rekonstruktionspunkten und der manuellen Rekonstruktion als quantitatives Maß für die geometrische Übereinstimmung bestimmt.

Ergebnisse

Die Dauer einer EMT-Messung beträgt 22 s pro Katheter und zwischen 6 und 11 Minuten für das gesamte Implantat. Die Dauer für die Verfeinerung ist abhängig von der Größe der VOI und dauert circa 1 s pro Rekonstruktionspunkt, sodass der Zeitaufwand 5 min typischerweise nicht übersteigt. Geometrisch zeigt die verfeinerte EMT-basierte Implantatsrekonstruktion eine exzellente Übereinstimmung mit der manuellen Rekonstruktion. Der mediane Abstand über alle Patienten beträgt 0,3 mm und das 95. Perzentil liegt bei < 1 mm.

Diskussion

Die verfeinerte EMT-basierte Implantatsrekonstruktion erwies sich im Vergleich zur manuellen Rekonstruktion als äußerst genau und schnell. Die Abweichungen liegen im Submillimeterbereich und damit in der Größenordnung der menschlichen Interobserver-Variabilität von 0.60 ± 0.35 mm [1]. Das vorgestellte EMT-basierte Rekonstruktionsverfahren kann im Prinzip leicht in die klinische Routine übertragen werden und hat daher enormes Potenzial, für signifikante Zeiteinsparungen in der iBT-Behandlungsplanung zu sorgen und gleichzeitig die Rekonstruktionsgenauigkeit zu verbessern.

Literatur

[1] Kallis et al., RadiotherOncol (2019). <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2019.02.017>.

V112 Validierung des Monte-Carlo-Algorithmus im Radiance™-Bestrahlungsplanungssystem auf der Grundlage eines in BEAMnrc/EGSnrc erstellten Modells des intraoperativen Linearbeschleunigers Mobetron® 2000

C. Iliaskou^{1,2,3,4}, I. Sachpazidis^{1,2,3,4}, V. Boronikolas^{1,2,3,4}, R. Saum^{1,2,3,4}, M. Gainey^{1,2,3,4}, G. Rossi^{1,2,3,4}, D. Baltas^{1,2,3,4}

¹University Medical Center Freiburg, Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²University of Freiburg, Medical Faculty, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³German Cancer Research Center (DKFZ) Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

⁴German Cancer Consortium (DKTK), Partner Site, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Validierung des Monte Carlo (MC) Dosisberechnungsalgorithmus, wie er in Radiance™, Version 4.0.8, einem speziellen TPS für Elektronendosisberechnungen in IOERT mit einem Mobetron® 2000 intraoperativen Linearbeschleuniger (Linac), implementiert ist, durch Vergleich mit dem in BEAMnrc erstellten Modell.

Materialien & Methoden

Für die MC-Modelle wurden Basisdaten anhand von Messungen mit einem Wasserphantom erstellt. Für das Mobetron® 2000 wurden röntgenstrahlenkompatible Kunststoffapplikatoren mit verschiedenen Durchmessern verwendet. Die Übereinstimmung berechneter und gemessener Dosisverteilungen (PDDs, OARs) wurde mit Gamma-Analysen evaluiert. Dosisverteilungen berechnet mit beiden MC-Algorithmen für ein virtuelles Wasserphantom in verschiedenen Konfigurationen von Luft- und Knocheninhomogenitäten wurden anhand von Gamma-Analysen verglichen. Ein anthropomorphes Beckenphantom wurde mit unserem Planungs-CT (Philips Big Bore CT) und unserem Imaging Ring CBCT-System (MedPhoton, Österreich) für Dosisberechnungen mit identischen Behandlungsparametern in den beiden MC-Systemen erfasst. Es wurde ein C#-Skript geschrieben, um die EGSnrc-Ausgabedateien in Eclipse v15.6 TPS (Varian, USA) zu importieren und sie in RT-Dosisdateien zu konvertieren, so dass eine 3D-Gamma-Analyse mit der PTW VeriSoft Software v8 möglich war. 2%/2mm und 3%/3mm Gammakriterien mit globaler Normierung wurden für die Kommissionierung der beiden Dosisberechnungsmodellen bzw. ihre Vergleiche angewendet.

Ergebnisse

Die Kommissionierung des BEAMnrc Modells für das Mobetron® 2000 erforderte eine Optimierung der Dicke der sekundären Streufoleie. PDDs und OARs erfüllten das 2%/2mm Gamma-Kriterium. Das Radiance™ MC Berechnungsmodell zeigte Diskrepanzen von den gemessenen Daten im Dosisaufbaubereich und im Penumbra-Bereich. Die Kommissionierung der größeren Applikatoren bei 12MeV Elektronenenergie erforderte eine Erhöhung des Gammakriteriums auf 3%/3mm. Die Dosisverteilungen in virtuellen inhomogenen Phantomen von beiden MC-Codes stimmten insgesamt gut überein (Gamma-Erfolgsrate > 95 %). Radiance™ MC zeigte einige Dosisunterschätzungen an den Feldrändern, die bei dem 8 cm-Applikator und der niedrigsten Elektronenenergie (6 MeV) stärker ausgeprägt waren. Bei Luftinhomogenitäten nahm das Rechenrauschen zu, während die Berechnungsunsicherheiten unter 1 % lag. Bei 3D-Dosisvergleichen wurden für die untersuchten Applikatoren und beide Bildgebungssysteme Gamma-Erfolgsraten von mehr als 90 % erreicht.

Diskussion

Unsere Ergebnisse zeigen, dass die beobachteten Dosisabweichungen keine klinische Bedeutung haben, sondern von den Unterschieden bei der Generierung der beiden MC-Modelle und dem Kompromiss zwischen Rechenzeit und Genauigkeit im klinischen TPS abhängen. Daher ist der in Radiance™ TPS implementierte MC-Algorithmus für den klinischen Einsatz in IOERT im Rahmen der bildbasierten Behandlungsplanung und -durchführung zuverlässig.

V113 Retrospektive Analyse mittels elektromagnetischen Tracking zur Evidenz von Behandlungsfehlern in der interstitiellen Brachytherapie der Brust

B. Sauer^{1,2}, A. Karius^{1,2}, C. Dürrbeck^{1,2}, T. Hopf^{1,2}, R. Fietkau^{1,2}, V. Strnad^{1,2}, C. Bert^{1,2}

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Medizinische Strahlenphysik, Erlangen, Deutschland

²Comprehensive Cancer Center Erlangen-EMN (CCC ER-EMN), Erlangen, Deutschland

Einleitung

Richtig stratifiziert erhalten Brustkrebspatientinnen mit der interstitiellen Brachytherapie eine etablierte und sichere Behandlungsoption. Um Behandlungsfehler oder -unsicherheiten durch frühzeitig zu detektieren, ist eine entsprechende Qualitätssicherung der Behandlung von zentraler Bedeutung. Eine zunehmend etablierte Methode hierfür stellt das elektromagnetische Tracking (EMT) dar. Unter Verwendung eines entsprechenden EMT-Systems haben wir verschiedene Behandlungsfehler kategorisiert sowie deren Häufigkeit und Ausprägung für eine Kohorte von 27 Patienten, die zwischen 2017 und 2020 behandelt wurden, bestimmt.

Material & Methoden

Pro Patientin waren im Mittel 17 Katheter (Bereich: 13-21 Katheter) implantiert. EMT-Daten wurden *nach* jeder Fraktion und den CT-Aufnahmen zur Planung und Verifikation mit einem Afterloader Prototypen (Flexitron, Elekta, Veenendaal, Niederlande), der mit einem EMT Sensor (Aurora, NDI, Waterloo, Canada) ausgestattet ist, gemessen. Die euklidischen Abstände der Verweilpositionen basierend auf Planungs-CT und EMT-Messungen wurden retrospektiv bestimmt. Aus diesen Abstände lassen sich Verschiebungen, (partielle) Vertauschungen, allgemeine Veränderungen der Katheterspur oder invertierte Rekonstruktionsrichtungen bestimmen [1]. Da die Bestrahlung mit einem anderen Afterloader erfolgte, mussten für die Messungen alle Katheter neu angeschlossen werden, so dass de facto die Vertauschungen der EMT-Studie gemessen wurden, die anderen Fehler aber den klinischen Zustand repräsentieren.

Ergebnisse

In den 266 ausgewerteten EMT-Messungen wurden in 61 Messungen (14 Patienten) insgesamt 127 euklidische Abstände >10 mm detektiert. Keine dieser Veränderungen konnte eindeutig auf eine Verschiebung zurückgeführt werden, da auch in benachbarten Kathetern erhöhte Abstände gefunden wurden. Außerdem wurden vier Vertauschungen von Kathetern entdeckt, die durch Vergleich mit der selbsterstellten Messdokumentation verifiziert werden konnten. Planungsfehler wie eine teilweise Vertauschung von Kathetern oder eine Invertierung der Rekonstruktionsrichtung wurde innerhalb der Kohorte nicht gefunden.

Zusammenfassung

Die retrospektive Analyse zeigte, dass durch Verwendung von EMT Behandlungsfehler und Unsicherheiten detektiert werden können. Die Analyse des gesamten Patientenkollektiv (110 Patienten) der Studie wird derzeit erweitert und die Auswertung der resultierenden dosimetrischen Effekte angestrebt.

Anhang 1

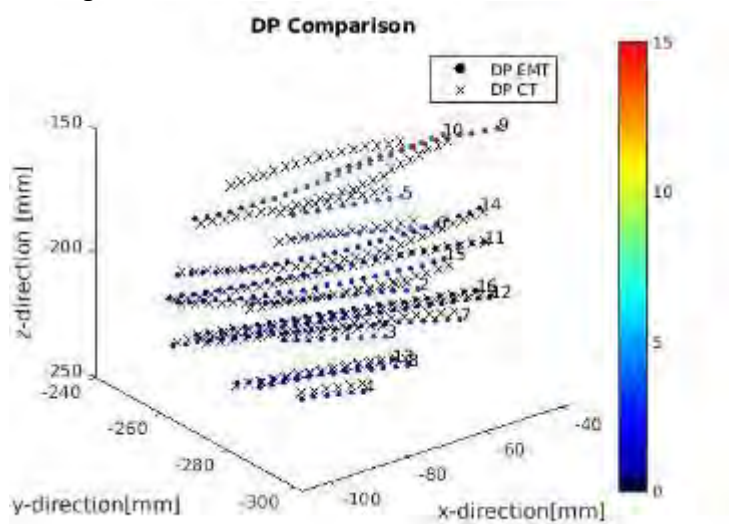


Abb. 1: Darstellung eines euklidischen Abstands >10 mm entlang der Katheterspur, gemessen im neunten Katheter einer Studienteilnehmerin mit insgesamt 17 Kathetern. Benachbarte Katheter (10, 5) weisen ebenfalls erhöhte euklidische Abstände auf.

Literatur

- [1] Masitho, S., et al., Error detection using an electromagnetic tracking system in multi-catheter breast interstitial brachytherapy. Phys Med Biol, 2019. 64(20): p. 205018.

V114 Experimentelle Bestimmung der Radialen Dosisfunktion und Anisotropie Funktion einer Brachytherapie-¹⁹²Ir-HDR-Quelle mit der Semiflex 3D Ionisationskammer

G. Rossi^{1,2,3,4}, T. Failing^{5,6}, M. Gainey^{1,2,3,4}, M. Kollefrath^{1,2,3,4}, D. Baltas^{1,2,3,4}

¹University Medical Center Freiburg, Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²University of Freiburg, Medical Faculty, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³German Cancer Research Center (DKFZ) Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

⁴German Cancer Consortium (DKTK), Partner Site Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁵University of Applied Sciences Giessen, Institute of Medical Physics and Radiation Protection, Gießen, Deutschland

⁶University Medical Center Göttingen, Department of Radiation Oncology, Göttingen, Deutschland

Einleitung

Messungen um ¹⁹²Ir-Quellen für die HDR-Brachytherapie stellen eine Herausforderung dar und deshalb werden die TG-43-Parameter in der Regel durch Monte Carlo (MC) Simulationen bestimmt. Obwohl eine Verifikation empfohlen ist, existieren nur relativ wenige experimentelle Daten. In dieser Arbeit wurde die Verwendbarkeit der Ionisationskammer Semiflex 3D, Typ 31021 (PTW-Freiburg), für die experimentelle Bestimmung der Radialen Dosisfunktion $g_L(r)$ und der Anisotropie Funktion $F(r, \theta)$ einer ¹⁹²Ir-Quelle untersucht.

Material & Methoden

Eine mHDR-v2r ¹⁹²Ir-Quelle wurde über einen microSelectron Afterloader v3 (Elekta) in einem MP3-Wasserphantom (PTW-Freiburg) positioniert. Messungen für die Bestimmung von $g(r)$ wurden in radialen Abständen r zur Quelle von 0,75 bis 10 cm bei einem festen Winkel zur Quellenlängsachse von $\theta = 90^\circ$ durchgeführt, während Messungen für die Bestimmung von $F(r, \theta)$ in festen radialen Abständen von $r = 3$ und 5 cm unter verschiedenen Winkeln zwischen 20° und 150° durchgeführt wurden. Die gemessenen ${}_{MEAS}g_L(r)$ und ${}_{MEAS}F(r, \theta)$ wurden nach dem TG-43-Formalismus aus der normierten Detektoranzeige berechnet und mit den Konsensus-Daten ${}_{CON}g_L(r)$ sowie ${}_{CON}F(r, \theta)$ verglichen.

Ergebnisse

Die Abweichungen bezüglich ${}_{MEAS}g_L(r)$ und ${}_{CON}g_L(r)$ lagen zwischen -1,1% und +1,0% (Abb. 1) während die Abweichungen bezüglich ${}_{MEAS}F(r, \theta)$ und ${}_{CON}F(r, \theta)$ zwischen -1,7% und +2,4% bei 3 cm und zwischen -0,3% und +1,4% bei 5 cm lagen (Abb. 2). Alle Abweichungen befanden sich innerhalb einer geschätzten kombinierten Messunsicherheit von 3% ($k = 2$).

Zusammenfassung

$g_L(r)$ und $F(r, \theta)$ konnten im untersuchten Bereich hinsichtlich der Abstände und Winkel in guter Übereinstimmung reproduziert werden. Die Ergebnisse deuten eine gute Verwendbarkeit der Semiflex 3D für die Messung von TG-43-Parametern an. Weitere Entwicklungen dieser Arbeit werden eine MC-Studie der Energieabhängigkeit und des Volumeneffekts sowie Messungen im Bereich $\theta < 20^\circ$ und $\theta > 150^\circ$ sein.

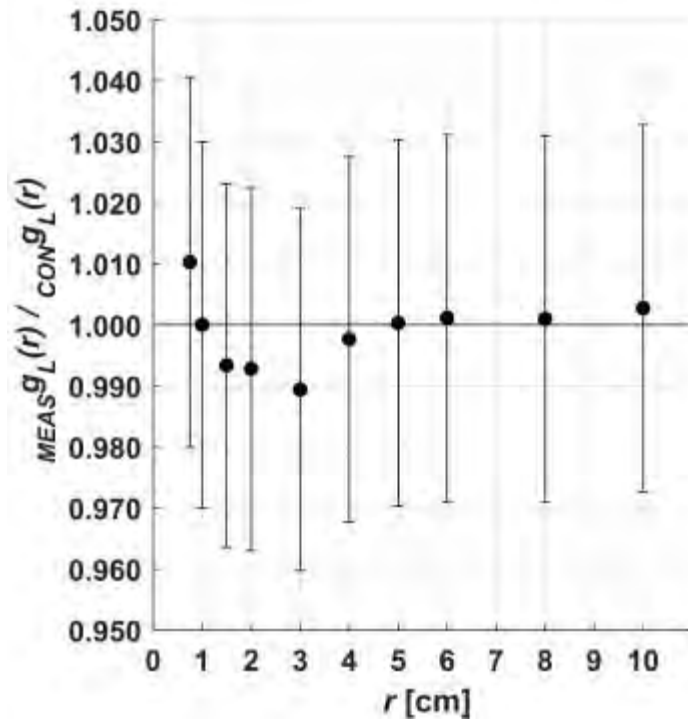


Abb. 1: Verhältnis zwischen $MEAS g_L(r)$ und $CON g_L(r)$ mit kombinierter Messunsicherheit ($k = 2$).

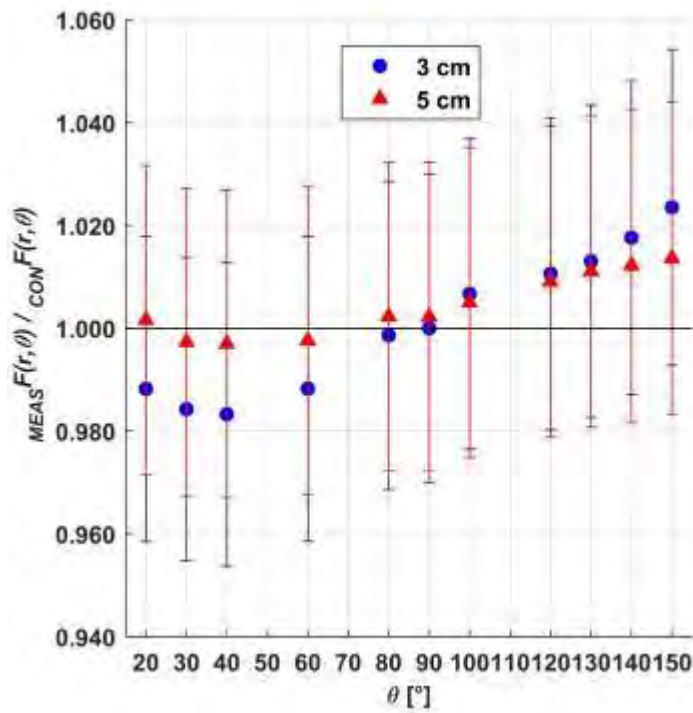


Abb. 2: Verhältnis zwischen $MEAS F(r, \theta)$ und $CON F(r, \theta)$ bei 3 und 5 cm mit kombinierter Messunsicherheit ($k = 2$).

V115 Entwicklung einer grafischen Benutzeroberfläche für die Detektion potenzieller Behandlungsfehler in der HDR-Brachytherapie auf Basis von elektromagnetischem Tracking

T. Hopf^{1,2,3}, B. Sauer^{1,2,3}, C. Dürrbeck^{1,2,3}, S. Masitho^{1,2,3}, R. Fietkau^{4,2,3}, V. Strnad^{5,2,3}, C. Bert^{1,2,3}

¹Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik: Medizinische Strahlenphysik, Erlangen, Deutschland

²Comprehensive Cancer Center Erlangen-EMN (CCC ER-EMN), Erlangen, Deutschland

³Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik: Interventionelle Strahlentherapie (Brachytherapie), Erlangen, Deutschland

Einleitung

Eine bewährte strahlentherapeutische Behandlung von Brustkrebs ist die High-Dose-Rate (HDR) interstitielle Brachytherapie. Etwaige Behandlungsfehler sind hierbei trotz äußerster Vorsicht nicht völlig vermeidbar und sollten detektiert und korrigiert werden, bevor die Bestrahlung stattfindet. Bislang konnte eine solche Auswertung nicht bereits im Behandlungsraum zeitnah durchgeführt werden.

Dazu wurde nun eine grafische Benutzeroberfläche (GUI) programmiert, die basierend auf einem in der Arbeitsgruppe entwickelten Algorithmus [1] durch Vergleich des Bestrahlungsplans und Daten eines elektromagnetischen Tracking (EMT) Systems verschiedene Fehlertypen finden und visualisieren kann.

Material & Methoden

Die benötigten EMT-Daten werden mit einem quellenlosen Afterloader-Prototyp (Flexitron, Elekta, Veenendaal, Niederlande), bei dem am Check-Kabel der EMT-Sensor (Aurora, NDI, Waterloo, Kanada) angebracht ist, gemessen. Ein Feldgenerator (Aurora, NDI, Waterloo, Kanada) erzeugt das äußere elektromagnetische Feld, durch das sich der Sensor innerhalb der Katheter bewegt. Dabei entsprechen die Spuren des Sensors der Verläufe der Katheter. Im Analysealgorithmus werden die medianen euklidischen Abstände der Verweilpunkte katheterweise bestimmt, wobei die Haltepositionen des Bestrahlungsplans als Referenz dienen.

Die Anzeige der Ergebnisse erfolgt über eine mit MATLAB App Designer entwickelte GUI. Dargestellt werden ein Plot mit der Registrierung der aktuellen EMT-Messung mit den nominellen Haltepositionen (Abb. 1A), ein Plot mit den farblich kodierten euklidischen Abständen der dazugehörigen Verweilpunkte (Abb. 1B) sowie der Boxplot der euklidischen Abstände für jeden Katheter der aktuellen EMT-Messung (Abb. 1C). Zusätzlich ist jeweils eine Tabelle für die Planungs- bzw. Durchführungsfehler zu sehen, in der der Fehlertyp und die mediane Abweichung für jeden Katheter mit der Standardabweichung aufgelistet sind.

Ergebnisse

Die GUI wurde mit Phantomdaten aus [1] getestet. Dazu wurden 29 identisch simulierte Verschiebungsfehler von 5,5 mm des sechsten Katheters des Phantoms in die GUI geladen. In Abb. 1 ist exemplarisch gezeigt, wie ein solcher Fehler dem Bedienpersonal rückgemeldet werden würde. Die Verschiebung wird als „Shift“ unter den Durchführungsfehlern angezeigt, die Magnitude von 5,5 mm kann sowohl in Abb. 1B als auch im Boxplot (Abb. 1C) abgelesen werden, so dass schnell die klinisch notwendigen Schritte einleitbar wären.

Zusammenfassung

Die programmierte GUI kann durch EMT detektierte Fehler in adäquater Form wiedergeben. Dabei geben die Tabellen den Fehler quantitativ an, während die Plots ihn visuell anzeigen. Die Machbarkeit zur Fehlererkennung wird zeitnah in einer klinischen Studie untersucht.

Literatur

[1] Masitho, S., et al., Error detection using an electromagnetic tracking system in multi-catheter breast interstitial brachytherapy. Phys. Med. Biol., 2019. 64(20): p. 205018.

Anhang 1

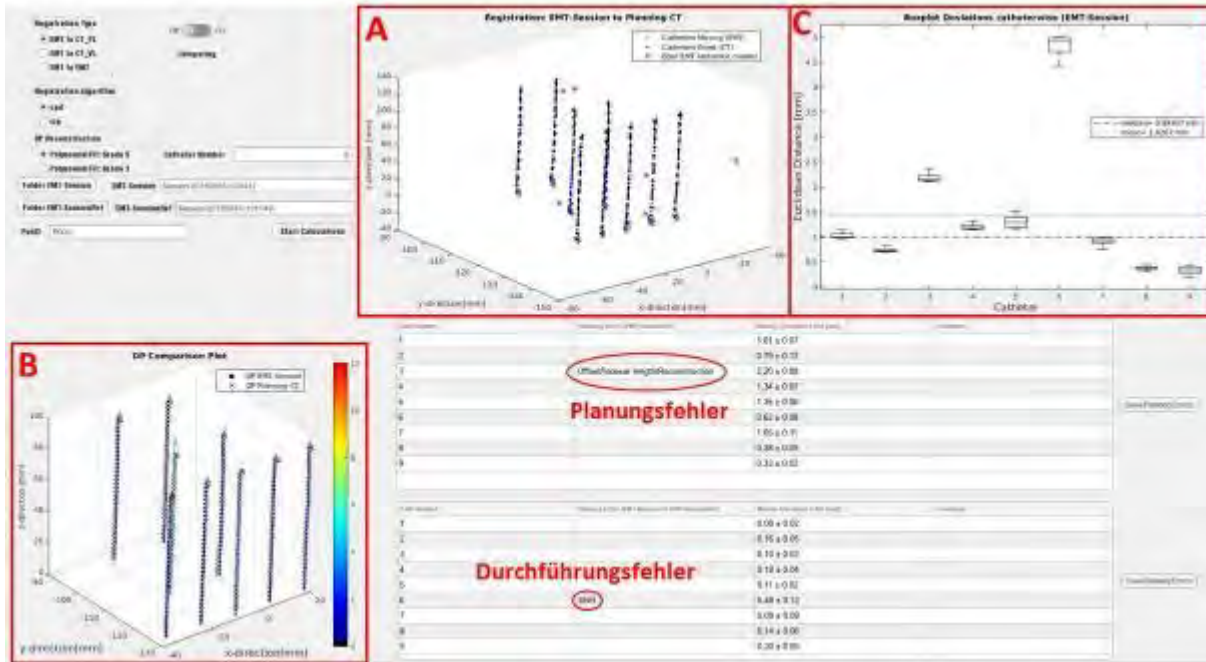


Abb. 1: Exemplarischer Screenshot der GUI.

Session 26 | DGMP meets DPG

FS031 Phasenkontrast auf dem Weg in die Klinik

K. Taphorn^{1,2}

¹Technische Universität München, School of Natural Sciences, Garching b. München, Deutschland

²Technische Universität München, Munich Institute of Biomedical Engineering (MIBE), Garching b. München, Deutschland

Gitterbasierte Phasenkontrastbildgebung bietet drei komplementäre Kontrastkanäle, Absorption, Phasenkontrast und Dunkelfeld. Ein Vorteil von Phasenkontrast gegenüber konventioneller Absorptionsbildgebung liegt unter anderem in einer besseren Kontrastierung von Weichgewebe. Außerdem bietet Phasenkontrast eine quantitative Bildgebungsmethode, wobei die Elektronendichteunterschiede innerhalb des Objekts verantwortlich für die messbare Phasenverschiebung sind. Die gleichzeitige und damit örtlich-registrierte Aufnahme von Absorptionskoeffizient und Elektronendichte ermöglicht die Bestimmung der effektiven Atomzahl und chemischen Komposition im Objekt, sowie die Berechnung von virtuellen monoenergetischen Bildern.

In den letzten Jahren wurden konkrete Anwendungsfälle für Phasenkontrastbildgebung besonders im (prä-)klinischen Bereich untersucht. Einige Beispiele sind virtuelle Histologie, Brustbildgebung, Lungenbildgebung und muskuloskelettale Bildgebung. In diesem Vortrag wird der Weg der Phasenkontrastbildgebung in den klinischen Einsatz anhand von ausgewählten Forschungsbeispielen präsentiert.

FS033 Grundlagen der Beschleunigerphysik und Anwendungspotential für FLASH-Strahlentherapie

F. Stephan¹

¹DESY – Standort Zeuthen, Beschleunigerphysik, Zeuthen, Deutschland

Der Vortrag wird zweigeteilt sein. Im ersten Teil werden nach einer kurzen Einführung wichtige Grundbausteine von Beschleunigeranlagen angesprochen wie beispielsweise die Teilchenquellen, Beschleunigungskavitäten und Magnete für den Strahltransport. Im zweiten Teil wird anhand des Beispiels des **Photo-Injektor Teststandes** bei DESY in Zeuthen (PITZ) die moderne Verwendung dieser Grundbausteine für die Bereitstellung einer Forschungsplattform für die Untersuchung der neuartigen FLASH-Strahlentherapie gegen Krebs vorgestellt.

Session 27 | Stereotaxie

V117 Stereotaktische Radiochirurgie mit multiplen nonkoplanaren Rotationen in der volumenmodulierten Radiotherapie zur Behandlung singulärer Hirnmetastasen

I. Brück¹, M. J. Eble¹

¹Uniklinik RWTH Aachen, Strahlentherapie, Aachen, Deutschland

Einleitung

Einführung und Beurteilung standardisierter Einstellungen zur rahmenlosen intrakraniellen Radiochirurgie (SRS) durch die Beurteilung einer variablen Zahl nonkoplanarer VMAT-Geometrien (3 bis 9 Felder) unter Verwendung stereotaktischer Modifikationen an Linearbeschleunigern im Vergleich zu koplanaren Einstellungen.

Material & Methoden

Im Jahr 2017 erhielten 21 Patienten eine intrakranielle SRS bestehend aus einer koplanaren VMAT-Vollrotation mit einer Gesamtdosis von 20-22 Gy abhängig von Pathologie, Größe und Lokalisation der singulären Metastasen. Eine Neuplanung umfasste drei bis neun nonkoplanare VMAT-Bögen. Konformitäts-, Homogenitäts- und Gradientenindizes bezüglich des Zielvolumens sowie Dosis-Volumen-Histogramme, Dosisverteilung und Niedrigdosis im Normalgewebe wurden betrachtet und hinsichtlich des Einflusses der Feldanzahl beurteilt.

Ergebnisse

Die Verwendung mehrerer nonkoplanarer Rotationen zeigte Verbesserungen in der Homogenität (0,08 vs. 0,12 in nonkoplanaren vs. koplanaren Fällen, am besten für 3-Felder (3F NK-) VMAT)) und im Gradientenindex (4,18 vs. 4,87, 5F NK-VMAT). Die Konformität im Zielvolumen war bei nonkoplanaren Plänen leicht reduziert (0,68 vs. 0,72, 3F NK-VMAT). Die Dosis für die OAR wurde reduziert (z.B. 2,2 vs. 3,8 Gy für Dmax im Chiasma), insbesondere, wenn sie direkt an das Zielvolumen angrenzte. Die Ausbreitung der Niedrigdosis im Normalgewebe nahm bei nonkoplanaren Feldgeometrien bemerkenswert ab (94 vs. 116 cm³ für V5Gy, 5F NK-VMAT), während die Dosis auf 10 cm³ des verbleibenden gesunden Hirngewebes minimal erhöht wurde (14,5 vs. 14,1 Gy, 3F NK-VMAT).

Zusammenfassung

Die Verwendung multipler nonkoplanarer VMAT-Rotationen bietet durchweg genaue und qualitativ hochwertige radiochirurgische Dosisverteilungen im Zielvolumen bei gleichzeitig verminderter Niedrigdosisausbreitung im Normalgewebe. Unter Berücksichtigung des Zusammenspiels aller untersuchten Parameter wird die Verwendung einer nonkoplanaren 5-Felder-VMAT empfohlen.

Literatur

- [1] A report of the DEGRO Working Group on Stereotactic Radiotherapy (2014) DOI 10.1007/s00066-014-0648-7
- [2] Smyth G, Evans PM (2019) et al. Recent developments in non-coplanar radiotherapy. Br J Radiol 92:20180908.

V118 Radiochirurgie mit dem ZAP-X – erste Ergebnisse zu Genauigkeit, Stabilität und Selbstabschirmung

T. Hofmann¹, D. Eftimova¹, N. Kohlhasse¹, C. Fürweger¹

¹Europäisches Radiochirurgie Zentrum München, Medizinische Physik, München, Deutschland

Einleitung

Das ZAP-X ist ein neues, selbst-abschirmendes Behandlungsgerät zur kraniellen Radiochirurgie mit gyroskopisch aufgehängtem 3 MV Linearbeschleuniger und kV Bildführung. Wir berichten über Genauigkeit, Stabilität und dosimetrische Eigenschaften, sowie über Kenngrößen der ersten 95 Einzeitbehandlungen seit Juli 2021.

Material & Methoden

Profile, Tiefendosiskurven und Outputfaktoren wurden im Wasserphantom (PTW MP3-XS) mit einem Microdiamond-Detektor (SN 60019) und einer SRS Diode (SN 60018, beide PTW, Freiburg) gemessen und vierteljährlich verifiziert. Die Systemgenauigkeit und -präzision wurden bei der Inbetriebnahme bestimmt und im Zeitverlauf überprüft, unter anderem via 17 End-To-End-Tests, 8 Sternschuss-Tests für beide Gantry-Achsen und 85 Steelball-Tests (Winston-Lutz-Äquivalent zur Prüfung von kV- und MV-Strahlisozentrum). Die Selbstabschirmung des Geräts wurde mittels im Behandlungsraum verteilten OSL-Ortsdosimetern über den gesamten Zeitverlauf verifiziert. Repräsentative Behandlungsparameter wie Bestrahlungszeit, Anzahl der Strahlen pro Läsion, Dosisverschreibung und Gradientenindex wurden zusammengefasst.

Ergebnisse

Das ZAP-X-System erzeugt Rundfelder von 4 bis 25 mm Durchmesser im Referenzabstand von 45 cm. Aus Profilmessungen ergibt sich eine Halbschattenbreite von 1,58 mm (4 mm) bis 1,94 mm (25 mm) in der Referenztiefe von 7 mm. Outputfaktoren der kleinsten Felder liegen bei 0,716 (4 mm) und 0,808 (5 mm). End-To-End-Tests liefern eine radiale Systemgenauigkeit von $0,38 \pm 0,12$ mm (max. 0,62 mm). Sternschuss-Tests ergeben einen Durchmesser der Isozentrums-kugel von $0,19 \pm 0,11$ mm auf der axialen (max. 0,36 mm), und $0,14 \pm 0,08$ mm (max. 0,31 mm) auf der dazu im 45° Winkel angeordneten (oblique) Achse. Steelball Tests zeigen eine radiale Positionierungsgenauigkeit via kV-Bildgebung von $0,31 \pm 0,11$ mm (max. 0,71 mm), und eine radiale Abweichung des Behandlungsstrahls von $0,21 \pm 0,05$ mm (max. 0,31 mm). Ortsdosismessungen ergeben im Mittel über alle Aufpunkte eine zusätzliche Exposition von $0,176 \pm 0,081$ mSv/Jahr (max. 0,320 mSv/Jahr).

Patientenbehandlungen werden mit einer mittleren Strahlzeit von $6,8 \pm 2,4$ min, 100 ± 34 Strahlen und $7,8 \pm 3,5$ verwendeten Isozentren, jeweils pro behandelter Läsion, durchgeführt. Die Dosisverschreibung (13 - 22 Gy) erfolgt im Median auf die 52,5 (40 - 82,4%) Isodose. Der mittlere Gradientenindex liegt bei $3,12 \pm 0,48$ (2,36 - 5,07), bei einer medianen Größe des Zielvolumens von 1,32 (0,09 – 20,06 cm³).

Zusammenfassung

Das ZAP-X zeigt eine hohe Genauigkeit und günstige Strahleigenschaften für die kraniale Radiochirurgie. Im Zeitverlauf erwiesen sich die Geometrie der beweglichen Komponenten als stabil und die Selbstabschirmung als adäquat.

Anhang 1



Abb. 1: Foto des ZAP-X-Systems.

Anhang 2

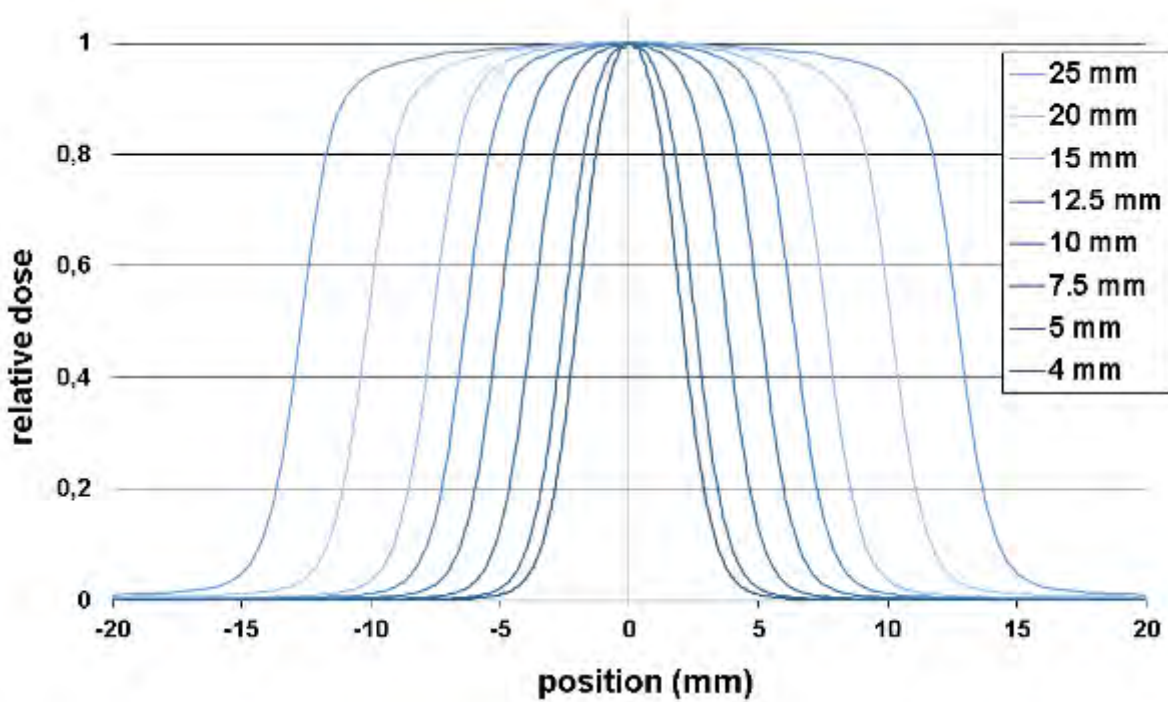


Abb. 2: Lokal normierte Querprofile der Rundkollimatoren (4 – 25 mm) in einer Referenztiefe von 7 mm in Wasser.

V119 Multi-Zentren Benchmark-Studien für Konturierungs-, Bestrahlungsplanungs- und Qualitätsprüfungen für die kardiale stereotaktische Strahlentherapie innerhalb des STOPSTORM.eu Konsortiums

M. Grehn¹, B. Balgobind², V. Trojani³, J. Visser², A. Botti³, L. Dolla⁴, W. van Elmpt⁵, C. Hurkmans⁶, A. Schweikard⁷, M. Fast⁷, S. Mandija⁸, M. Both⁹, K. Zeppenfeld¹⁰, P. Postema¹¹, N. Andratschke¹², M. Miszczyk⁴, E. Pruvot¹³, J. Verhoeff¹⁴, M. Iori³, O. Blanck¹

¹UKSH Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

²Universitätsklinikum Amsterdam, Klinik für Strahlentherapie, Amsterdam, Niederlande

³AUSL-IRCCS Reggio Emilia, Medizinische Physik, Reggio Emilia, Italien

⁴Maria Skłodowska Curie-Krebszentrum, Gliwice, Polen

⁵Stichting Maastricht Strahlentherapie-Klinik, Maastricht, Niederlande

⁶Catharina Ziekenhuis Krankenhaus, Klinik für Strahlentherapie, Eindhoven, Niederlande

⁷Universitätsklinikum Utrecht, Experimentelle klinische Physik, Utrecht, Niederlande

⁸Universitätsklinikum Utrecht, Computergestützte Bildgebung, Utrecht, Niederlande

⁹Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Klinik für Radiologie und Neuroradiologie, Kiel, Deutschland

¹⁰Universitätsklinikum Leiden, Klinische Elektrophysiologie, Leiden, Niederlande

¹¹Universitätsklinikum Amsterdam, Klinik für Kardiologie, Amsterdam, Niederlande

¹²Universitätsspital Zürich, Radioonkologie, Zürich, Schweiz

¹³Universitätsklinikum Lausanne, Klinik für Kardiologie, Lausanne, Schweiz

¹⁴Universitätsklinikum Utrecht, Klinik für Strahlentherapie, Utrecht, Niederlande

Einleitung

Das Standardised Treatment and Outcome Platform for Stereotactic Therapy Of Re-entrant ventricular tachycardia by a Multidisciplinary (STOPSTORM) Konsortium ist ein europäisches Projekt mit dem Ziel, die Durchführung der kardialen stereotaktischen Strahlentherapie (cSBRT) bei ventrikulären Tachykardien zu optimieren und harmonisieren.

Material & Methoden

Das EU-Horizon-2020 STOPSTORM Projekt (GA: 945119) bestehend aus 31 Kliniken und universitären Forschungseinrichtungen, ist unterteilt in 9 Arbeitspakete. Die Arbeitsgruppe zur Qualitätssicherung umfasst: (1) Qualifikation- und Qualitätsprüfungen für die cSBRT im STOPSTORM Behandlungsregister, (2) Austausch von Behandlungsabläufen und Erfahrungen, (3) Durchführung von Konturierungs- und Bestrahlungsplanungsstudien, (4) Auditierung von Qualitätssicherungsmethoden für Bestrahlungsgeräte und Dosismessungen.

Ergebnisse

(1) Richtlinien für eine einheitliche Bestrahlungsqualität anhand internationaler Empfehlungen für die cSBRT und SBRT erstellt. Ein Expertenreview beurteilt alle Behandlungsfälle mit Hilfe einer neu entwickelten Software für eine gemeinsame Präsentation der Elektrophysiologie und Strahlentherapie Daten. (2) Durchgeführte Katheter-Ablationen (20/24 Zentren ≥ 20 /Jahr) und SBRT (13/22 Zentren >200 /Jahr) zeigen eine adäquate Erfahrung im Konsortium. Bis Mai 2021 wurden 84 cSBRT Behandlungen von 16 Zentren durchgeführt. Meistens werden 25 Gy in einer Fraktion appliziert, wobei die Verschreibung, Dosis-Inhomogenitäten und Planungstechniken stark variieren. (3) Die Ergebnisse der Konturierungsstudie zeigen bei den allgemeinen Risikostrukturen eine signifikant bessere Übereinstimmung als bei kardialen Strukturen (DICE_Koeffizienten: 0,57-0,92 vs. 0,16-0,84, $p < 0,001$). Die meisten Zentren (75%) verwenden intensitätsmodulierte Rotationsbestrahlungen mit 6 MeV-FFF. 73% bevorzugen eine Risikoorganschonung vor hoher Zielvolumenabdeckung (Abbildung 1). Die Resultate der patienten-spezifischen Planverifikation zeigen viele verschiedene Messmethoden und Evaluationskriterien. End-to-End Tests werden nur bei 12/23 Strahlentherapiegeräten durchgeführt.

Zusammenfassung

Das STOPSTORM Projekt wurde gestartet, um aufgrund der Komplexität der cSBRT eine frühzeitige Standardisierung zu erreichen. Als erster Schritt wurden hierfür klinische Abläufe in verschiedenen europäischen Einrichtungen erfragt, die eine Varianz in der gesamten Behandlungskette zeigen.

Anhang 1

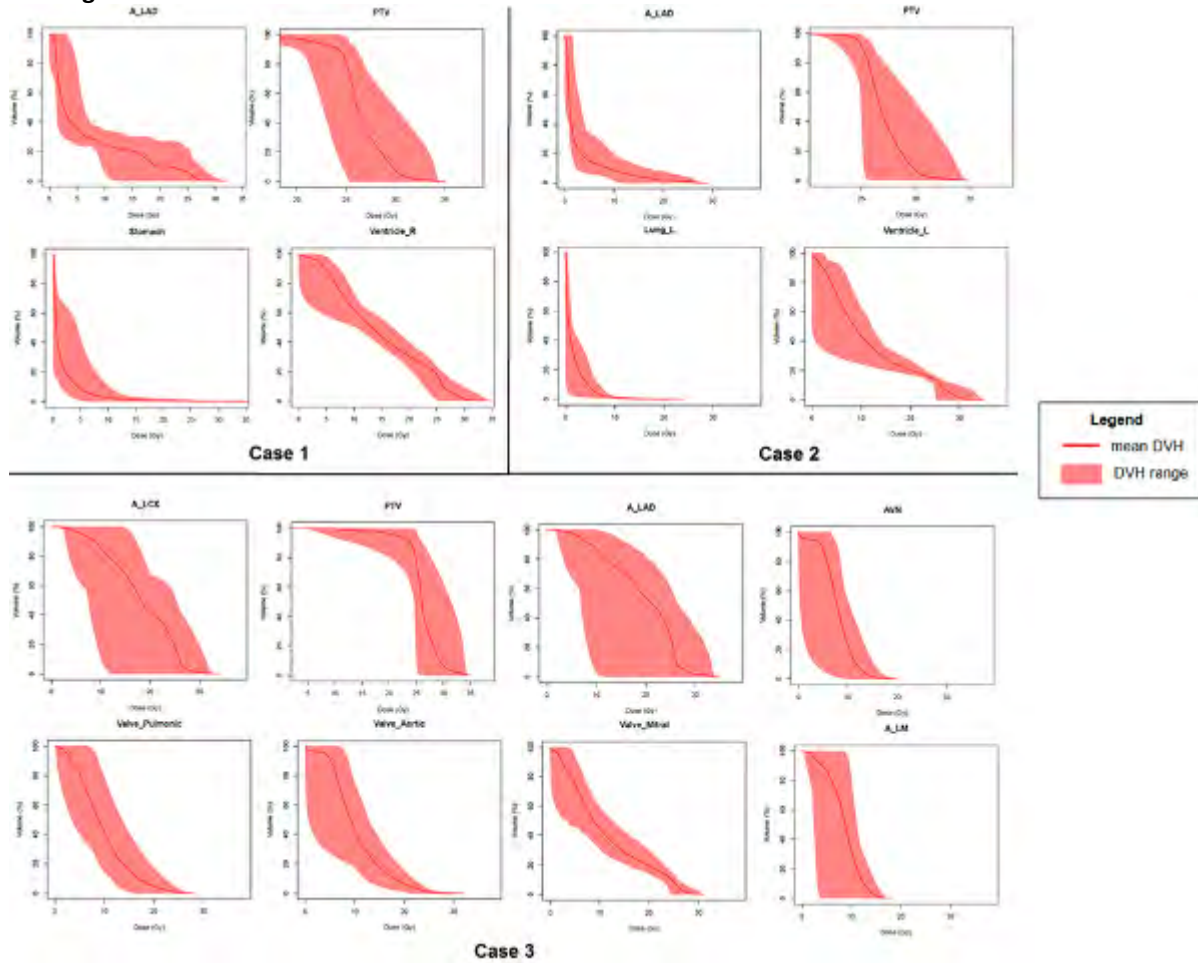


Abb. 1: Dosis-Volumen-Histogramme (DVH) der Planungsstudie mit Planungszielvolumen (PTV) und Risikostrukturen (A_LAD, A_LM, A_LCX=linke Koronararterien, AVN=AV-Knoten, L=links). Rote Linie zeigt das durchschnittliche DVH, die rot-schattierte Fläche die Spanne aller Pläne.

Poster Session 1 | Bestrahlungsplanung und Dosisberechnung

P045 Comparative performance tests of commonly-used Monte Carlo dose calculation algorithms

L. C. Wolter¹, M. Fippel², M. Klingner¹, J. Voigt¹, J. Remmele¹, U. Wolf¹

¹Universitätsklinikum Leipzig, Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

²Brainlab AG, München, Deutschland

Introduction

Treatment planning systems (TPS) harness powerful algorithms to accurately predict the delivered dose to the patient, which is obligatory for the clinical application of ionizing radiation. Although they are considered as the gold standard for dose calculation in radiotherapy, Monte Carlo (MC) simulations are bound to satisfy the most important clinical requirement: Efficiency. The superiority over model-based dose calculation algorithms like Collapsed Cone comes at a cost, since tremendous computational resources are necessary to overcome the burden of treating every photon history explicitly via random sampling to mimic physical interactions along the way. Since such an analogue approach would take way too long, well-established TPSs utilize so-called 'variance reduction techniques' (VRT) in combination with additional physical approximations to drastically reduce computation times.

This gamble is maxed out to the extreme by software developers, eventually delivering complete 3D dose distributions for the most complex treatment plans in minutes, provided the correct implementation of the underlying physics as well as adequate hardware. On the flip side, those techniques usually imply a certain approximation, since artificial physics are introduced to statistically enhance the results. The performance of clinical MC algorithms is therefore determined by the degree of VRT implementation and thus possesses a confidence limit.

However, since the majority of radiotherapy plans are still calculated with model-based algorithms—which usually assume a phantom composition of density-scaled water and charged particle equilibrium—dose errors are expected in some cases. Several studies revealed significant deviations from the treatment plan if medical implants of high atomic number Z lie within the proximity to the planning target volume (PTV). This may lead to either overestimation of the PTV dose by the system, e. g. for pelvis irradiations involving hip implants, as shown by Le Fèvre et al. (2020) or to actual doses critically exceeding the predicted values for organs at risk (OAR), as presented by Ozen et al. (2005) for head and neck irradiations in the presence of dental implants. In each case, severe complications for radiotherapy may be following and have to be respected, since approximately 4 % of cancer patients have metallic implants.

The aim of this work is to commission multiple MC beam models to face challenges introduced by edge conditions of charged particle disequilibrium in the presence of high- Z phantom materials. In this course, the Monte Carlo transport algorithms of renowned TPSs like RayStation® or Elements™ are invoked to model photon beam qualities of a Varian TrueBeam STx linear accelerator, which are verified for water in the first step. Since this has been successfully implemented several times before, modified RW3 slab phantoms (PTW) containing one of three different metals (13Al, 29Cu, 82Pb) are used to study photon depth dose behaviour under extreme conditions. This represents a simple yet effective geometry for investigating each algorithm's performance limits as well as formulating a physically reasonable explanation for potential deviations. Real-life dose evaluation is carried out using calibrated radiochromic EBT3 films to provide absolute values for comparison. Additionally, the open-source Monte Carlo toolkit EGSnrc (BEAMnrc, DOSXYZnrc) is deployed as a benchmark for TPS calculations using manufacturer-distributed phase space files as a source for treatment head simulations. Being the gold standard approach for clinical simulations of radiation transport, EGS offers a powerful, user-customizable code which enables full control over employed VRTs to allow for in-depth studies of phantom dose behaviour. To conclude the experiments, a simple 3DCRT plan is generated for a case of lumbar spine irradiation in proximity to several stainless-steel implants (plates, screws).

Materials & Methods

Linear accelerator The foundation of measurement and modelling procedures undertaken is the most recent accelerator installation (November 2020) at UKL; a Varian TrueBeam STx (Varian Medical Systems, Palo Alto, California). The machine comes with a setup suited for applications in SRS by providing two modalities for 6 MV photon radiation, with (6X) and without (6FFF) flattening filter. The present accelerator model features a compact treatment head design, employing y - as well as x -jaws for photon beam manipulation. The jaw movement pattern is chosen to reduce the space occupied by the aperture blocks by mounting the upper y -jaws on a circular track while translating the lower x -jaws in a horizontal manner combined with a position-selective tilt. Furthermore, this TrueBeam system is equipped with the small-carriage HD120 MLC manufactured by Varian, characterized by its very fine inner leaf (quarter leaf) widths of 2.5 mm and slightly thicker outboard leaves (half leaves) of 5.0 mm. This facilitates quite accurate collimation of the beam, since even the smallest PTVs can be framed with this setup, while allowing irregular projection shapes of the tumour.

MyVarian PHSP files There is yet another reason why this Linac is particularly well-suited for the examinations of this work. Varian provides IAEA-compliant phase space files for further modelling of the field-dependent head components as well as dose calculation. These source files are based on the manufacturer-specific ‘Golden Beam Data’, a preset of accelerator parameters—like electron energy, focal spot size etc.—which can be applied optionally during the installation of a Varian machine. However, the UKL decided to not configure their TrueBeam according to the Golden Beam measures, which is why a preliminary base data comparison must be carried out to justify the usage of these phase space files for further modelling. The original base data—meaning open field Percentage Depth Dose (PDD) and profile curves—was collected for the in-house machine using a water phantom placed at a Source Surface Distance (SSD) of 90 cm, with absolute dose reference point located at 10 cm depth (i. e. Source Detector Distance [SDD] of 100 cm). Because the manufacturer’s distributed data was measured at an SSD of 100 cm (not 90 cm), the in-house measurements from the date of installation have to be repeated to enable a proper comparison.

Dose measurement Concerning the measurement of dose, two types of instruments are invoked. On the one hand, it is necessary to produce continuous PDD and lateral profile curves in water, on the other hand, discrete depth dose behaviour has to be accessed within solid-state phantoms. The solution for the former is a PTW microDiamond (Physikalisch-Technische Werkstätten, Freiburg, Germany), while the latter is achieved with Gafchromic EBT3 radiochromic films (Ashland, Covington, US).

Phantoms The real-life dosimetric experiments of this work serve the purpose to fulfil two main requirements: (1) Verify the Varian phase space data and subsequent simulations. (2) Challenge the employed dose calculation algorithms by introducing extreme phantom scenarios with severe material inhomogeneities. To satisfy the first claim, a conventional water phantom is utilized, while the latter is accomplished by using a rigid RW3 slab geometry with different metal inserts. From the UKL radiation therapy database, a 57-year-old female patient with vertebral implants was selected to serve as a follow-up clinical example emphasizing the relevance of correct dose calculations in proximity to higher atomic number materials. For the present case, the PTV mainly covers the 3rd lumbar vertebral body (LVB3) as well as parts of LVB1/2, which are inter-connectionally supported by a stainless-steel construction involving plates and screws. The density information which is critical for any dose calculation ($\rho_{\text{steel}} = 7.5 \dots 8.0 \text{ g cm}^{-3}$) was extracted from the underlying CT dataset. Since the target volume entirely contains the prosthetic material and is located next to the spinal cord and both kidneys, this case enables investigations of MC engine performance in terms of OAR sparing and PTV coverage, when such disruptive factors are present.

Results

Clinical Monte Carlo accelerator beam models created in RayStation and EGSnrc were validated in water. An in-depth comparison of these models was carried out using a solid-state RW3 phantom geometry with high-Z metals, including the dose calculation engine of Elements RT (XVMC). The investigations were concluded by applying the RayStation Collapsed Cone and Monte Carlo algorithm as well as the EGSnrc model to a selected patient case with metal implants.

The use of Varian phase space files was justified and represents a convenient way of beam model creation for research purposes, even if machine installations are not undertaken according to the manufacturer’s standards (i. e. the custom UKL TrueBeam). As the machine phase space is always tuned to fit reality, a PHSP-driven transport and dose calculation might be preferred over a multi-source model in some cases. These simplified models enable access to direct sampling of primary particles to approximate the base data which is commonly measured in water only, which is quite efficient on one hand. However, it was shown that some beam model parameters (e. g. primary photon spectrum) of the RayStation model are not physically reasonable, raising the question whether a precomputed machine phase space—which contains the correct, mostly unbiased physics— would be more reliable. Considering CPU/GPU time, this approach could actually be superior as the initial fluence computation is done beforehand for all beam-independent components.

From the experimental point of view, measuring depth dose curves in geometries like the RW3 phantom with thin metal slabs, radiochromic films are the only type of detector enabling the high resolution required. The resulting accuracy was sufficient for the proof of dose behaviour, although the films could be calibrated against the spectral influences observed. Based on these measurements, film dose was simulated by the MC algorithms in question, leading to satisfactory compliance for all candidates. Minor deviations revealed each clinical algorithm’s flaws, e. g. incorrect metal dose computation based on voxel effects (RayStation) or slight issues with the electron depletion behind metal interfaces (XVMC). The observed dose behaviour was traced back to its physical origin by invoking the EGS subroutine IWATCH, which revealed the atomic interactions responsible for these effects. In this course, it was confirmed that the photoelectric effect is the main cause of dose escalation at high-Z metal interfaces, while dose in front of the interface is caused by multiple scattering of secondary electrons inside the metal. Additionally, spectral influences between flattened and non-flattened (6X vs. 6FFF) beams were discussed.

Application of the self-developed MC beam models (excluding XVMC) to the clinical case of lumbar spine irradiation in the presence of stainless-steel implants yielded significant plan deviations in the DVH plots (PTV coverage and kidney sparing). The main reason for this are the steeper dose gradients calculated by the RaySearch algorithm. Lateral scattering inside the patient might as well be affected by the neglect of air transport beyond the external contours.

It can be concluded that all TPS Monte Carlo dose calculation algorithms are on equal terms with EGSnrc, which is considered as the MC benchmark, even though they imply major simplifications and physical approximations. The results obtained from the clinical example emphasize that certain treatment plans should be calculated with Monte Carlo, if significant amounts of high density/atomic number materials are in proximity to the PTV and analytical algorithms like Collapsed Cone are likely to fail. In the future, the RayStation MC beam model will be used for plan verification at UKL, as it represents a convenient control calculation within the same software environment. As the Monte Carlo method is implemented by more and more vendors, this is clearly recommended for other clinics as well. Additional tuning of the jaws/MLC module in the EGSnrc TrueBeam model for dynamic plans would enable further investigations of dynamic, more complex treatment plans. Finally, it has to be stressed that Monte Carlo, even though it is clearly superior to analytical computation methods, is never absolute. Attention must be paid during plan approval when evaluating treatment plans originating from different algorithms, especially under such extreme material conditions.

Summary

This work is dedicated to the investigation of well-established Monte Carlo dose calculation systems with regard to their performance in extreme phantom situations, where analytical methods fail and clinical algorithms are forced to their limits. The installation of a TrueBeam STx linear accelerator is used as a template for the commissioning of both 6 MV clinical photon operation modes in different treatment planning systems. A reference beam model is created in EGSnrc based on manufacturer-distributed phase space data as a performance benchmark. Depth dose behaviour is recorded for an RW3 slab geometry containing different metal plates using radiochromic film measurements as a foundation for the Monte Carlo calculations. Emerging differences are traced back to their physical origin using EGS subroutines to establish a link with the underlying physical interaction theory. Eventually, an actual patient plan involving steel implants is calculated with the commissioned beam models to emphasize the necessity for explicit methods to be used in clinical practice, when water equivalence cannot be readily assumed.

Appendix 1

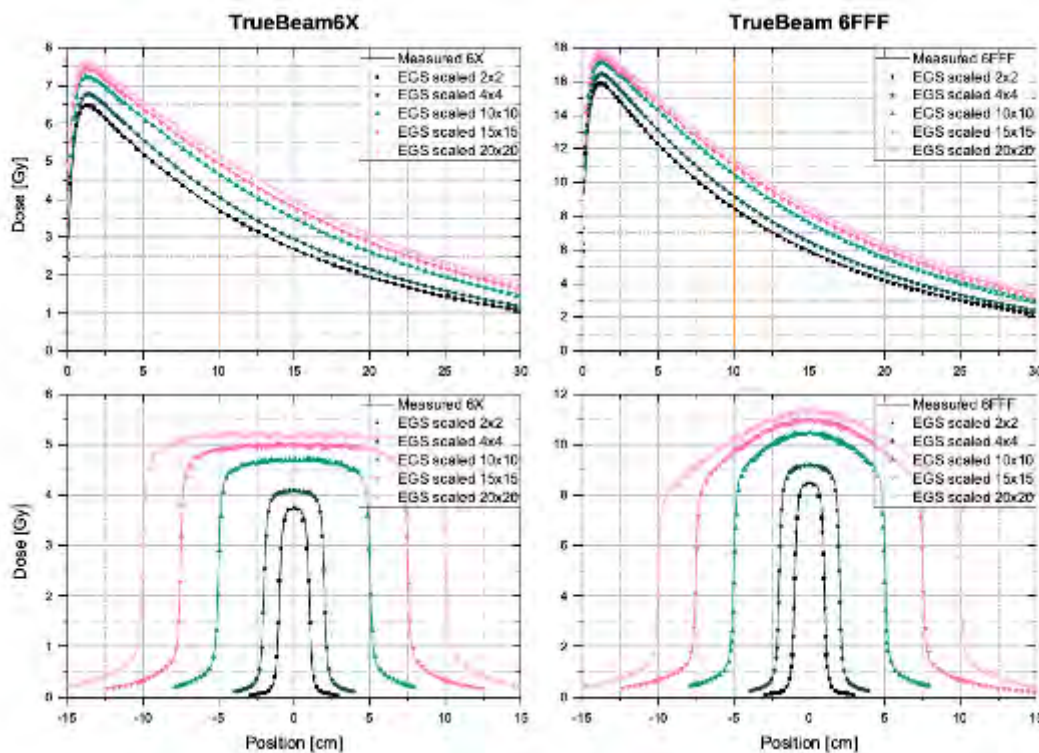


Fig. 8: Comparison of measured and EGSnrc-computed dose for PDD and x -profiles of TrueBeam 6X/6FFF.

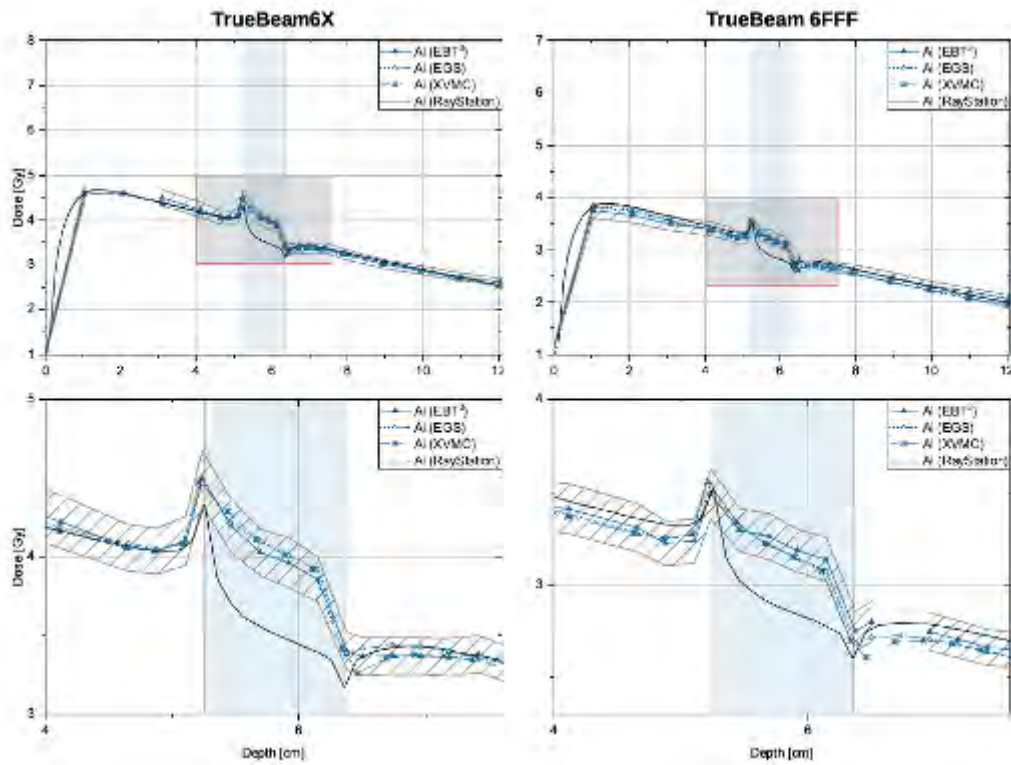


Fig. 9: Central axis depth dose curves obtained from film measurements inside the RW3 Al slab phantom being subjected to an 8x8 cm² 6X/6FFF photon field at SSD=100 cm.

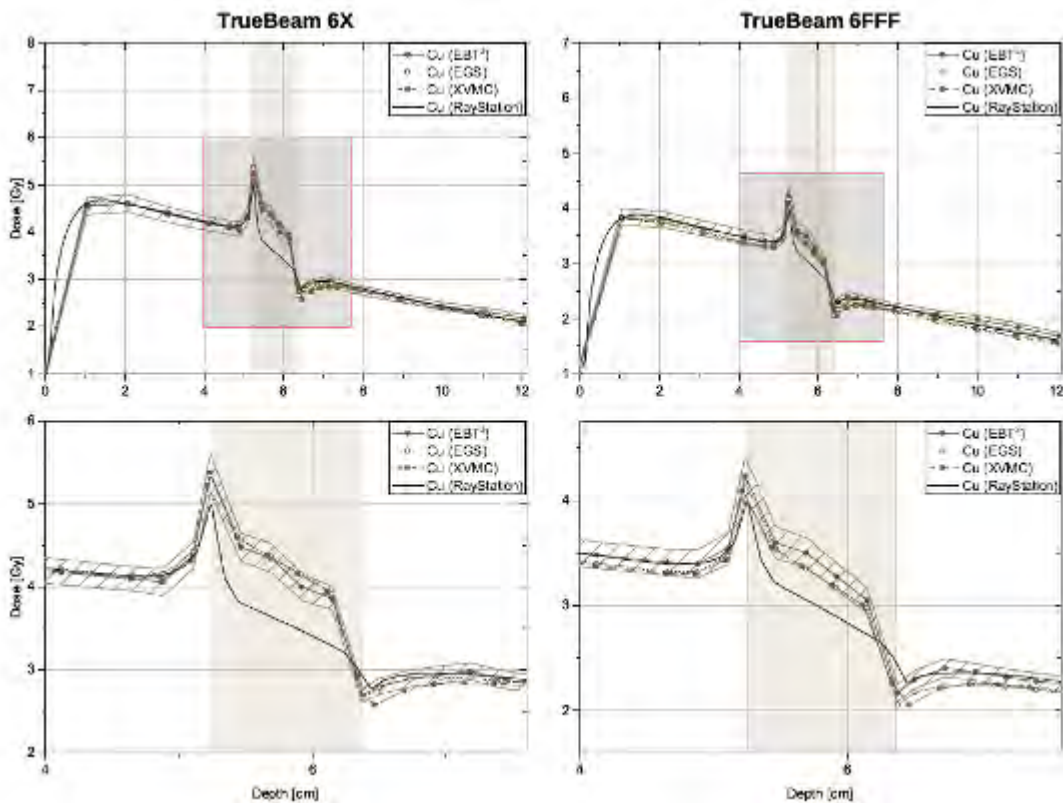


Fig. 10: Central axis depth dose curves obtained from film measurements inside the RW3 Cu slab phantom being subjected to an 8x8 cm² 6X/6FFF photon field at SSD=100 cm.

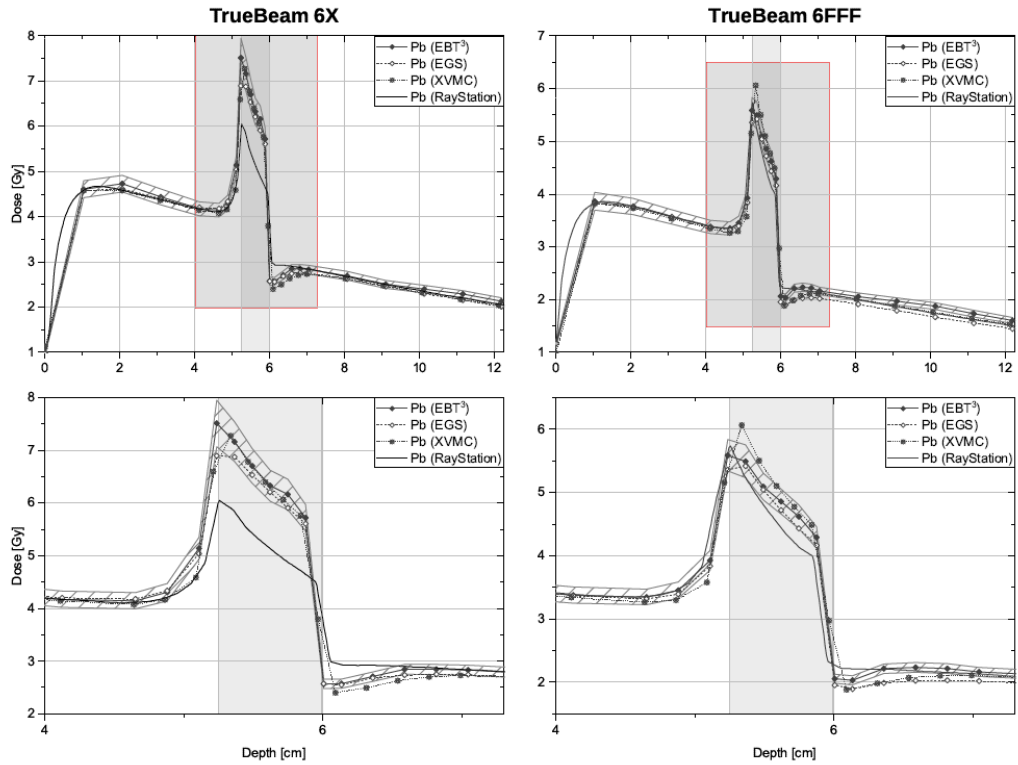


Fig. 11: Central axis depth dose curves obtained from film measurements inside the RW3 Pb slab phantom being subjected to an 8×8 cm² 6X/6FFF photon field at SSD=100 cm.

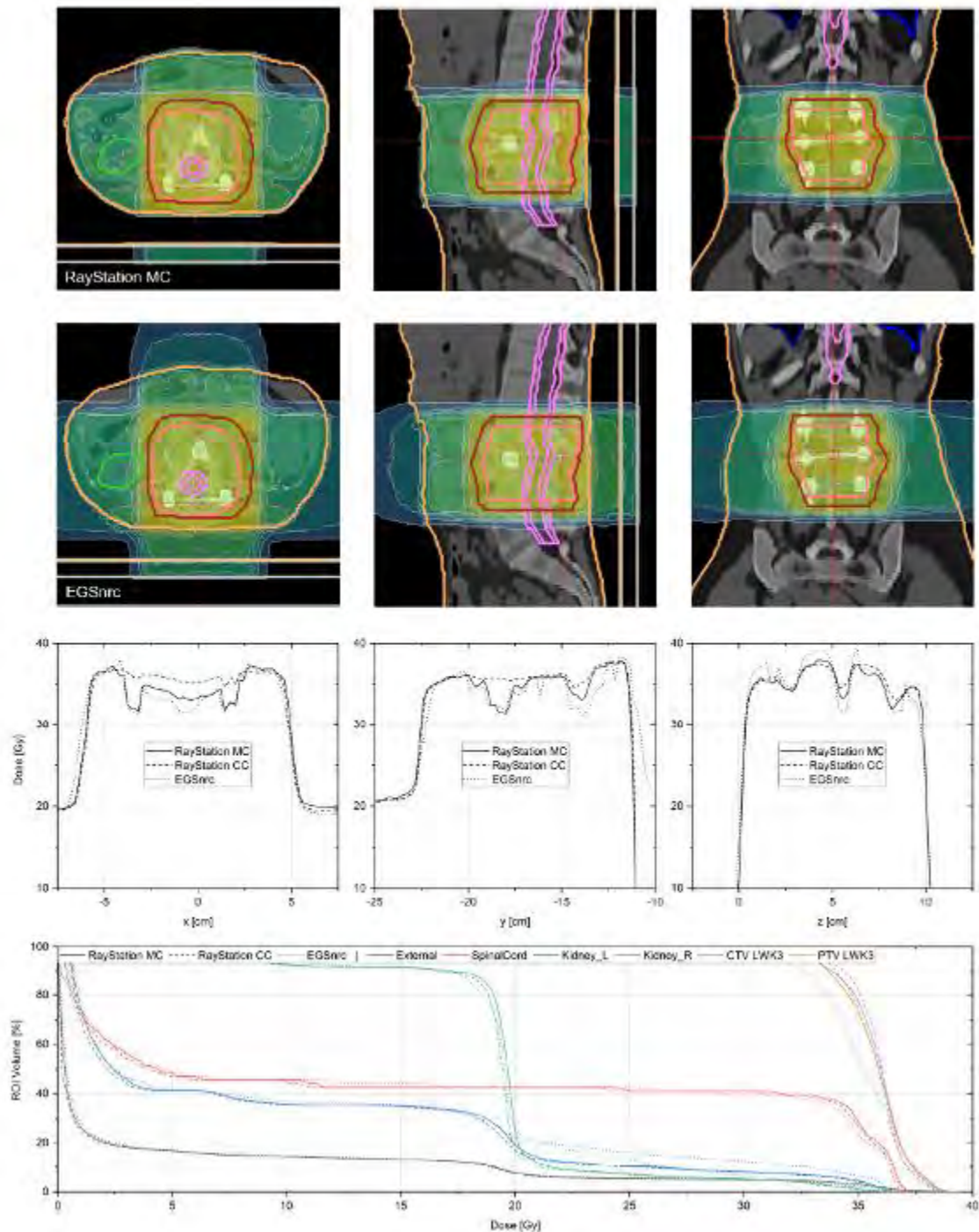


Fig. 12: Dose distribution data obtained with the browser-based VICTORIA tool for the LVB3 plan. Isodoses for RayStation and EGSnrc are normalized to 36.00 Gy at 100 %. Red crosshairs indicate axes for line dose scoring, CT dataset and ROI structures were imported from RayStation and used for DVH generation.

References

- [1] Le Fèvre, C et al. (2020). ‘Effects of a metallic implant on radiotherapy planning treatment – experience on a human cadaver’. In: Chinese clinical oncology 9.2, p. 14.
- [2] Ozen, J et al. (2005). ‘Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy’. In: Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology 99.6, pp. 743–747.

P046 Vergleich der Planqualität bei expliziter Schonung von Herzschrittmachern – TrueBeam vs. Radixact

M. Hettich¹, M. Mayer¹, F. Kamp¹, S. Marnitz-Schulze¹

¹Uniklinik Köln, Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Einleitung

Die Anzahl zu behandelnder Patient*innen mit Herzschrittmachern (HSM) steigt von Jahr zu Jahr. Die Dosisgrenze von 2 Gy für die Funktionalität von HSM [1] hat einen erheblichen Einfluss auf die Durchführung der Bestrahlung. Bei der Bestrahlung von HSM-Patienten muss unterhalb dieser 2 Gy Grenze keine externe HSM-Ambulanz hinzugezogen werden. Die Einhaltung erfordert jedoch steile Dosisgradienten, sodass die Wahl des geeigneten Bestrahlungsgerätes entscheidend ist. Kann diese Grenze nicht eingehalten werden, sollte der HSM dennoch so weit wie möglich geschont werden. Dies kann z.B. durch eine strukturspezifische Ausblockung erreicht werden, welche nicht in jeder Bestrahlungsplanungssoftware zur Verfügung steht.

Material & Methoden

Für den Vergleich werden Patientenpläne für die helikale Bestrahlung (Radixact von Accuray, RAD) und für die Bestrahlung mit einem C-Arm Beschleuniger (TrueBeam von Varian, TB) berechnet. Zur Planoptimierung wird jeweils das firmeninterne Bestrahlungsplanungssystem (Precision Version 2.0.1.1 für RAD bzw. Aria Version 13.6 für TB) verwendet. Dabei verfügt die RAD-Software über die genannte Möglichkeit zur strukturspezifischen Ausblockung des HSM, während in der verwendeten Version der TB-Software die HSM-Schonung ausschließlich über Optimierungsparameter umgesetzt wird. Unter Voraussetzung klinischer Umsetzbarkeit (RT-Zeit < 5 min, 2 Arcs bei TB, Feldgröße ≥ 2.5 cm bei RAD) wird die Planqualität bei maximaler HSM-Schonung hinsichtlich der in Tab. 1 genannten Metriken verglichen. Für eine erste Evaluation wurden Planqualitätsmerkmale für einen Patienten mit einer Wirbelkörper-Metastase und HSM verglichen.

Ergebnisse

Mit beiden Plänen wurde die HSM-Grenzdosis von 2 Gy eingehalten, dabei ist die HSM-Dosis ($D_{2\%}$) im RAD-Plan um 0,67 Gy geringer als im TB-Plan. Hinsichtlich der PTV-Abdeckung ($V_{95\%}$) und Konformität (Paddick) sind beide Methoden äquivalent (Tab. 1). Die Werte $V_{50\%}$ und $V_{20\%}$ für den gesamten Körper sind geringer beim TB-Plan (siehe Abb. 1).

Zusammenfassung

Beide Methoden erlauben adäquate Bestrahlungsplanung mit HSM-Schonung, der RAD-Plan zeigt jedoch im Vergleich zum TB-Plan eine geringere Dosis im HSM bei größerer Dosis im Normalgewebe und vergleichbaren Parametern im PTV. Dabei ist die auf eine Struktur beschränkte Ausblockung vorteilhaft hinsichtlich der HSM-Dosis. Weitere klinische Fälle werden ausgewertet, um eine dezidierte Gerätezuweisung von Patienten im klinischen Alltag zu ermöglichen.

Anhang 1



Abb. 1: Dosisverteilung RAD (links) und TB (rechts) auf Höhe des Herzschrittmachers.

Anhang 2

	RAD	TB
Abdeckung V95%/ %	99,2	98,9
Konformität (Paddick)	0,94	0,90
D2%/ %	102,3	103,3
Body V50%/ ml	3860,9	2648,08
Body V20%/ ml	11948,7	816,86
HSM Dmax/ Gy	1,34	1,49
HSM D2%/ Gy	0,54	1,21
HSM Dmean/ Gy	0,34	0,53

Tab. 1: Planparameter-Vergleich für RAD-und TB-Plan.

Literatur

- [1] Gauter-Fleckenstein, B. et al. DOI: 10.1007/s00066-015-0817-3

P047 Bestrahlungen der kraniospinalen Achse: Einfluss von Lagerungstoleranzen auf die Dosisverteilung bei VMAT- und IMRT-Planung

S. Harnischmacher¹, K. Loot², O. Waletzko³, R. Rohn³, A. Block²

¹TU Dortmund, Dortmund, Deutschland

²Institut für Medizinische Strahlenphysik und Strahlenschutz, Klinikum Dortmund, Dortmund, Deutschland

³Praxis für Strahlentherapie am Klinikum Dortmund, Dortmund, Deutschland

Fragestellung

Bei der Bestrahlung des gesamten Liquorraumes (Neuroachse/kraniospinale Achse) ist die Lagerung der Patienten durch das Zusammenspiel von Feldern über mehrere, in Längsrichtung verschobene Isozentren besonders anspruchsvoll und potentiell anfällig für Lagerungsfehler.

Diese Arbeit vergleicht unterschiedliche Planungsstrategien im Hinblick auf die Robustheit der Dosisverteilung gegenüber möglichen Lagerungsunsicherheiten. Des Weiteren wird eine Möglichkeit der Reduzierung des Feldanschlussbereiches untersucht, um gegebenenfalls die Anzahl der Isozentren zu reduzieren.

Methodik

Basierend auf sechs Patientendatensätzen wurden IMRT- und VMAT-Pläne mit jeweils drei Isozentren (Abb. 1) unter vergleichbaren Zielvorgaben erstellt (Planungssystem: Eclipse 16.1, Varian Medical Systems). Die VMAT-Technik nutzt für das kraniale Isozentrum zwei Voll-Rotationen, sowie jeweils eine Voll-Rotation für die beiden Wirbelsäulenabschnitte. Die IMRT-Technik verwendet für das kraniale Isozentrum sieben Felder (0° , $\pm 10^\circ$, $\pm 60^\circ$, $\pm 95^\circ$) und für die kaudalen jeweils fünf fächerartig angeordnete Felder (180° , $180^\circ \pm 20^\circ$, $180^\circ \pm 40^\circ$). Der Feldüberlappungsbereich benachbarter Isozentren wurde großzügig mit etwa 10cm bemessen.

Um Lagerungsunsicherheiten beim Isozentrumswechsel zu simulieren, wurden die oben beschriebenen Basispläne derart abgewandelt, dass jeweils ein Isozentrum isoliert in Längsrichtung (z.B. +1mm oder -2mm) verschoben wurde.

Die Auswertung der Dosisverteilung erfolgte anhand der Bewertungskriterien der SIOP PNET 5 Medulloblastoma Studie. Insbesondere wurde die Abdeckung der 95%- und der 107%-Isodose sowie die maximal applizierte Dosis verglichen.

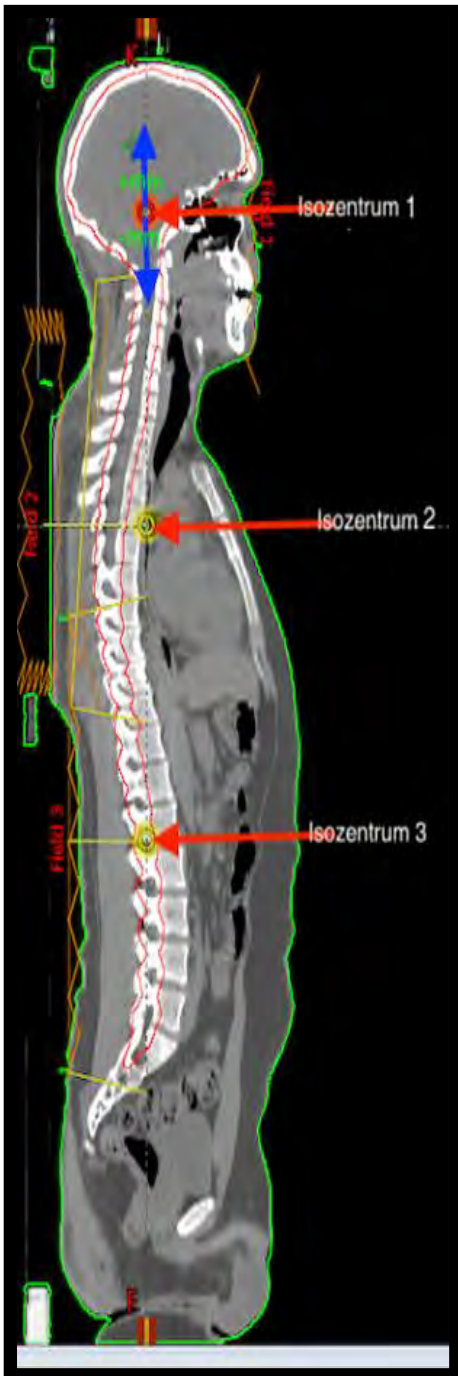
Ergebnisse

Es zeigt sich tendenziell eine bessere Schonung der Normalgewebsbelastung bei Verwendung der IMRT-Technik, gekennzeichnet durch weniger ausgeprägte Hochdosisbereiche und eine robustere Zielvolumen-Abdeckung unter Lagerungsunsicherheit. Bei Längsverschiebungen bis maximal 3mm betrug die dosimetrische Abweichung bei allen IMRT-Plänen weniger als 2% gegenüber dem jeweiligen Basisplan. Längsverschiebungen von mehr als 3mm zeigten zunehmend starke Dosisabweichungen.

In weiteren Untersuchungen wird der Einfluss der Länge des Feldüberlappungsbereiches benachbarter Isozentren betrachtet.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass sich eine IMRT-Technik bei Bestrahlungen der kraniospinalen Achse robuster gegenüber Patientenpositionierungsfehlern in kranio-kaudaler Richtung zeigt. Die untersuchten Fälle erfüllten ausgehend von der ursprünglichen Planung bis zu einer Verschiebung von ± 3 mm die vorgegebenen Bewertungskriterien der SIOP PNET 5 Medulloblastoma Studie.



Darstellung der Isozentrenanordnung

P048 Untersuchung verschiedener Detektoren zur Messung und Berechnung von Dosimetric Leaf Gaps und Transmission

M. Gemes^{1,2,3,4}, R. Saum^{1,2,3,4}, D. Baltas^{1,2,3,4}

¹Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Strahlenheilkunde, Medizinische Physik, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁴Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Bei der Kommissionierung eines Planungssystems werden zur Modellierung der abgerundeten Leafs des Kollimators (MLC) der Dosimetric Leaf Gap (DLG) und die Transmission definiert. Die Transmission beschreibt das Verhältnis der Dosis hinter dem MLC zur Dosis in einem offenen Feld. Diese wird zusätzlich unterscheiden in inter- und intraleaf Transmission. Der DLG beschreibt im Wesentlichen die Dosis zwischen zwei sich gegenüberstehenden, annähernd geschlossenen Leafbänken. Diese Effekte müssen im Planungssystem berücksichtigt und somit zunächst messtechnisch untersucht werden. Ziel dieser Studie ist es, hierfür geeignete Detektoren zu identifizieren. Dazu werden drei verschiedene Kammertypen untersucht (Farmer, Semiflex und microDiamond, alle PTW Freiburg).

Material & Methoden

Gemessen wird in einem Wasserphantom (SSD 90 cm, Messtiefe 10 cm im Isozentrum, immer 100 MU). Für die Transmission wird die Dosis eines 10x10cm²-Felds bei geschlossenem MLC gemessen, jeweils hinter Bank A und Bank B. Die Transmission ergibt sich als Verhältnis des Mittelwertes dieser beiden Werte zum gemessenen Dosiswert bei einem offenen 10x10 cm²-Feld.

Für den DLG werden mehrere Sliding-Window-Felder gemessen (Spaltgrößen 2, 4, 6, 10, 14, 16, 20 mm), wobei der Spalt sich orthogonal zur Kammer bewegt. Die Messwerte werden mit dem Transmissionsfaktor abhängig von der Spaltgröße korrigiert und können anschließend in einem linearen Fit gegen ihre zugehörige Spaltgröße dargestellt werden. Der DLG entspricht dann dem Ordinatenabschnitt. Für den Vergleich zwischen den Detektoren werden die initialen Messwerte normiert.

Ergebnisse

Für die Messungen der Transmission sind Farmerkammern aufgrund ihrer Größe gut geeignet, da automatisch eine Mittelung der beiden Transmissionen (inter- und intraleaf) gemessen wird. Für die DLG-Messung eignet sich aufgrund des geringen Volumens der microDiamond besser, ist jedoch für die Transmissionsmessung mit höheren Unsicherheiten verbunden, beispielsweise aufgrund der benötigten Positionierung exakt zwischen zwei Leafs.

Die Ergebnisse zeigen eine Abweichung der Transmissionsfaktoren von maximal 6% und des DLGs von maximal 13% (entspricht 0.056 mm).

Zusammenfassung

Der vorgestellte Vergleich zeigt, dass alle drei Kammertypen grundsätzlich für die Messung von Transmission und DLG geeignet sind. Bei Verfügbarkeit mehrerer Kammern empfiehlt sich Messung der Transmission mit einer größeren Kammer (z.B. Farmer) und der DLG mit einer kleineren Kammer (z.B. microDiamond) mit einer entsprechenden Anschlussmessung, um jeweils die Vorteile der einzelnen Kammertypen zu nutzen und die Gesamtunsicherheit der Ergebnisse zu minimieren.

P049 Palliative Radiotherapie eines metastasierten Mammakarzinoms mit Knochenmetastasen: ein klinischer Fall aus Nordhausen

D. Strauß¹, K. Berger¹, C. Genz¹, M. Hahn¹, M. Heinz¹, B. Hentschel¹

¹Südharzlinikum Nordhausen gGmbH, Strahlentherapie, Nordhausen, Deutschland

Einleitung

Bei der Bestrahlung von Mammakarzinomen mit komplettem Lymphabfluss (axillärer, parasternaler und supraclavikulärer Lymphabfluss) und gleichzeitiger Knochenmetastasierung der Brustwirbelsäule ist die Anwendung konventioneller Stehfeldtechniken oft sehr schwierig oder ungeeignet. Hierbei stellt die Schonung der Risikoorgane (Lungen, Herz, Rückenmark) bei gleichzeitiger homogener Bestrahlung der Zielvolumina eine große Herausforderung für die physikalische Bestrahlungsplanung dar.

Seit der Einführung der VMAT-Bestrahlungstechniken im Jahr 2008 wird in der Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie im Südharzlinikum Nordhausen die Radiotherapie solcher Zielvolumina mit VMAT Bestrahlungstechniken realisiert.

In dieser Arbeit soll untersucht werden, ob in Hinsicht homogener Bestrahlung und klinischer Praktikabilität VMAT Bestrahlungstechniken für die Bestrahlung metastasierter Mammakarzinome mit Knochenmetastasen geeignet sind.

Material & Methode

Es wird die Bestrahlungstechnik einer 74-jährigen Patientin mit einem primär metastasierten Mammakarzinom links (Bestrahlung der linken Mamma einschließlich des axillären, parasternalen und supraclavikulären Lymphabflusses) und im MRT nachgewiesenen schmerzhaften Knochenmetastasen im Bereich Th4-7 vorgestellt. Hierbei handelt es sich um eine 6MV, 4-Felder VMAT-Bestrahlungstechnik (4 Teilbögen).

Die Bestrahlungsplanung erfolgte am Varian-Eclipse-Planungssystem (15) und die Bestrahlung erfolgte am Varian Truebeam 2.7 Linearbeschleuniger bei täglicher CBCT-Verifikation. Die Dosisverläufe, Dosisvolumenhistogramme und die Planverifikation mittels Varian Portal Dose sollen Aufschluss über die klinische Praktikabilität der Bestrahlung solcher Zielvolumina mit VMAT geben.

Ergebnisse

Die Dosisverläufe und das Dosisvolumenhistogramm zeigen eine sehr gute Anpassung der Isodosen an das PTV bei gleichzeitiger Schonung der Risikoorgane. Die 3D Planverifikation zeigt bei den Ausschlusskriterien 3mm und 3% auch an den Feldgrenzen eine sehr gute Übereinstimmung (>98%).

Zusammenfassung

Die aufgeführten Ergebnisse zeigen, dass die VMAT-Bestrahlungstechnik sehr gut für die Radiotherapie metastasierter Mammakarzinome mit Knochenmetastasen geeignet ist.

Bestrahlungsplanungszeiten < 2 Stunden und Behandlungszeiten < 6 Minuten bestätigen eine sehr gute klinische Praktikabilität der VMAT Bestrahlungsmethode für solche Zielvolumina.

P050 Uncertainty propagation model for radiation transport simulations of the gold nanoparticle radio-sensitization effect

L. Thomas¹, [H. Rabus](#)¹, M. Schwarze¹

¹Physikalisch Technische Bundesanstalt, 8.01, Berlin, Deutschland

Introduction

Radiotherapy is a common approach to the treatment of tumours. Great effort is put into the application of doses to the therapeutic target while avoiding the irradiation of physiological tissue. Nanotechnology has been proposed as helpful because introducing materials with a high electron density, such as gold, into the tumour can considerably alter its susceptibility to radiation exposure [1].

Material & Methods

This work quantifies the dose enhancement effect of gold nanoparticles, modelled as a gold fraction within water, upon irradiation with 100 kVp X-rays using Monte Carlo simulation and provides a comprehensive model to describe the associated uncertainty.

An uncertainty propagation of aberrations in the gold fraction is performed in terms of sensitivity coefficients. As the explicit relationship between the gold fraction and the resulting dose around the target is unknown, it is locally approximated by means of a regression analysis. Hereby, the dose itself is considered a random variable, since it is the result of the stochastic resampling of primary particles entering the geometry. This uncertainty is assumed to be Gaussian and a goodness-of-fit test is performed to validate this assumption. The regression is performed using a fully probabilistic non-parametric regression model, the Gaussian process regression.

Results

A systematic method for the evaluation of uncertainties associated to Monte Carlo radiation transport simulations is presented. This kind of analysis is also suitable for other or multiple parameters of radiation transport simulations and does not require an analytical description of the model.

Summary

Uncertainties associated to parameters of radiation transport calculations can be evaluated using regression analysis, this is demonstrated for the case of gold nanoparticle radio-sensitization.

This project is part of the programme "Metrology for Artificial Intelligence in Medicine" (M4AIM) that is funded by the Federal Ministry for Economic Affairs and Climate Action (BMWK) within the scope of the "QI-Digital" initiative.

References

- [1] Hainfeld, J.F. et al.: Gold nanoparticle imaging and radiotherapy of brain tumors in mice. *Nanomedicine*, 8 (2013) 10, S. 1601–1609.

Poster Session 2 | Freie Themen

P051 Erstellung einer Computermodells zur Simulation mechanischer Betäubungsmethoden bei Fischen

M. Kempkes¹, M. Lüpke¹, H. Seifert¹

¹Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover, FG Allgemeine Radiologie und Medizinische Physik, Hannover, Deutschland

Einleitung

Die deutsche Gesetzgebung sieht vor, dass Wirbeltiere im Zustand der Wahrnehmungs- und Empfindungslosigkeit getötet werden müssen [1]. Eine der zulässigen Betäubungsmethoden für Fische ist die Betäubung mittels Perkussion (Kopfschlag) [2]. Allerdings kann es bei dieser Betäubungsmethode bereits bei Fischen mit einem Körpergewicht ab 1 Kilogramm zu Fehlbetäubungen kommen, wenn der Schlag nicht mit ausreichender Intensität oder an falscher Stelle ausgeführt wird.

Eine mögliche Alternative stellt für große Fische oder Fische mit stark verknöcherten Köpfen die Betäubung mittels nichtpenetrierendem Bolzenschuss dar, die jedoch laut TierSchIV bisher nicht zugelassen ist.

Das Ziel unserer Untersuchung ist die Erstellung eines Computermodells, mit dessen Hilfe man die Wirkung verschiedener mechanischer Betäubungsmethoden bei Fischen vergleichen kann.

Material & Methoden

Es wurden Bildserien der Art *Acipenser baerii* (Sibirischer Stör) an einem Computertomographen (CT Brilliance 64, Philips Healthcare) und einem Magnetresonanztomographen (Achieva 3.0T TX, Philips Healthcare) aufgenommen.

Mit den Bilddaten wurde mit der Bildbearbeitungssoftware Amira (ThermoFisherScientific™, Waltham, Massachusetts, USA) ein anatomisch korrektes in-silico-Modell erstellt. Dazu wurden die verschiedenen Gewebe in den CT- und MRT-Aufnahmen identifiziert und jeweils einer bestimmten Gewebeart zugeordnet.

Die mechanischen Eigenschaften der Gewebearten wurden durch den Elastizitätsmodul und die Poissonzahl definiert, die der Fachliteratur entnommen wurden.

An dem erstellten Computermodell (Fig. 1) wurden daraufhin mithilfe der FEA-Software Comsol Multiphysics (Comsol AB, Stockholm, Schweden) verschiedene Arten des dynamischen Kontaktes eines Schlagstocks mit dem Fischkopf simuliert und die räumliche Verteilungen der mechanischen Belastungen in den Fischköpfen in Abhängigkeit von der Zeit berechnet.

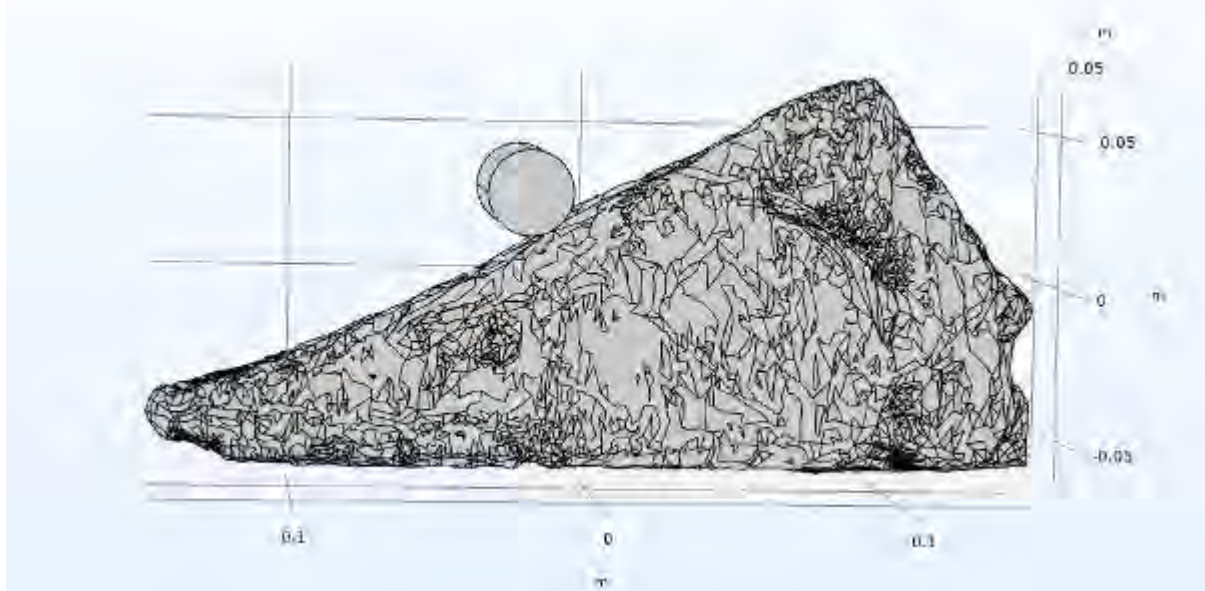


Fig. 1: Außenansicht des 3D-Störkopfmodells und des 3D-Schlagstockmodells

Ergebnisse

In den ersten Simulationen wurden die Gewebebelastungen in Abhängigkeit von der Aufschlagposition bestimmt. Es ergaben sich plausible Veränderungen der Gewebebelastungen innerhalb des Fischkopfes. Ein Beispiel der Gewebebelastung (Energiedichte) ist in Fig. 2 gezeigt.

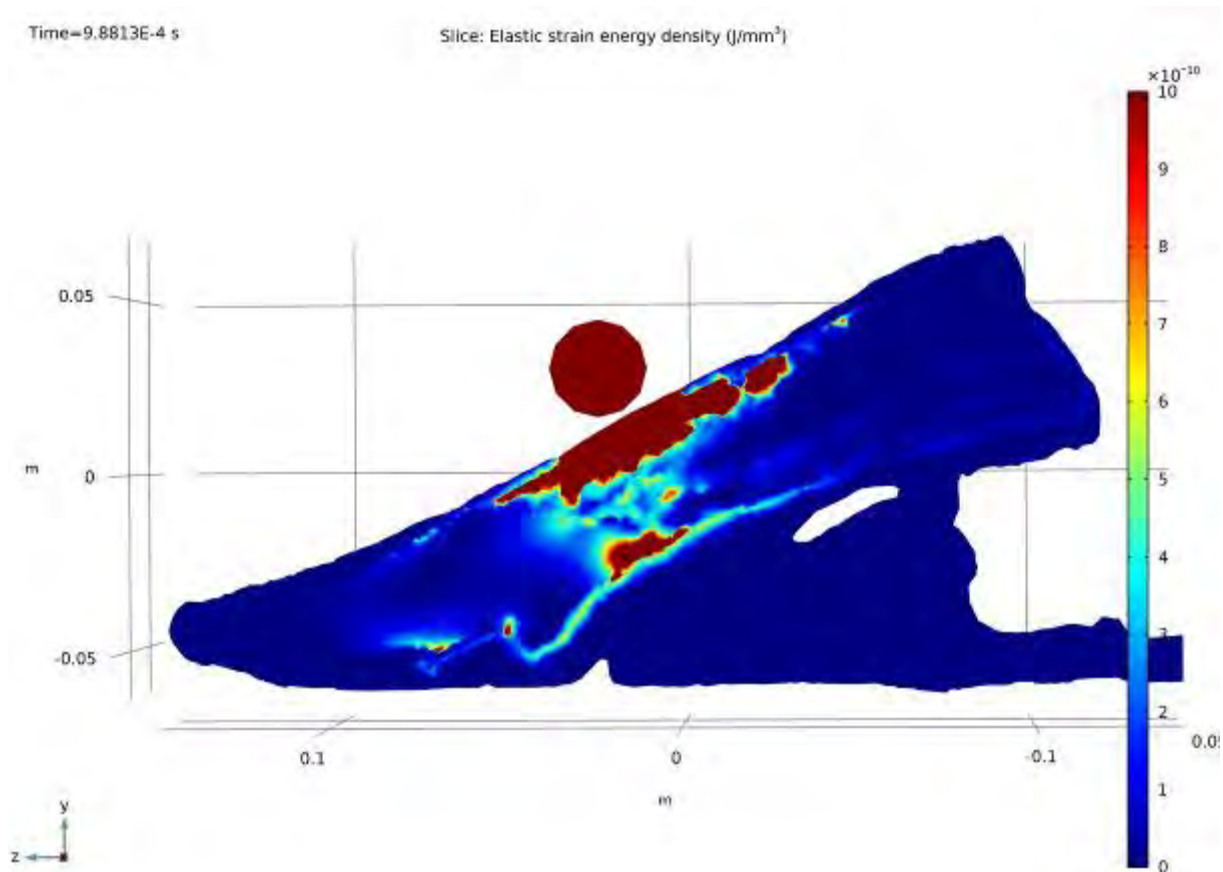


Fig. 2: Längsschnitt durch den Störkopf während der Simulation (angezeigt wird die Energiedichte)

Zusammenfassung

Das Modell ist für die Simulation der physikalischen Wechselwirkungen von Schlagobjekt und Fischkopf geeignet ist. Je nach Aufschlagposition ergeben sich unterschiedliche Belastungen für das Gehirn. Als nächster Schritt gilt es nun, die beiden Betäubungsmethoden Kopfschlag und nichtpenetrierenden Bolzenschuss vergleichend nebeneinander zu stellen und beide Betäubungsmethoden auf ihre Wirksamkeit zu überprüfen.

Literatur

- [1] Tierschutzgesetz in der Fassung der Bekanntmachung vom 18. Mai 2006 (BGBl. I S. 1206, 1313)
- [2] Tierschutz-Schlachtverordnung vom 20. Dezember 2012 (BGBl. I S. 2982)

P052 Ein Indikator für Planadaptionen (intensitätsmodulierter) Bestrahlungspläne – die Anisotropie in Abhängigkeit von kontrollierten Deformationen des PTV und OAR

J. Greber^{1,2}, K. Kirschbaum², P. Keßler², K. Bratengeier²

¹Klinikum Ernst-von-Bergmann, Klinik für Radioonkologie, Potsdam, Deutschland

²Uniklinik Würzburg, Klinik für Strahlentherapie, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Ziel dieses Forschungsprojekts ist die Definition eines Indikators für die interfraktionelle Adaption von intensitätsmodulierten Bestrahlungsplänen. Zu diesem Zwecke wurde die Anisotropie der Dosisbeiträge (1) definiert und in einem mehrstufigen Prozess auf ihre Anwendung zur Adaption überprüft.

Diese Schritte beinhalten:

1. Beschreibung der Anisotropie im Zielvolumen (PTV), auch im Hinblick auf deren Unabhängigkeit von der geplanten Bestrahlungstechnik oder leichten Variation der Technik, wie eine Verdrehung des Plans.
2. Quantisierung des Verhaltens der Anisotropie bei Veränderung der PTV und Risikoorganstrukturen (OAR).
3. Adaption der Bestrahlungsfelder anhand von Deformationen des Anisotropiefeldes.

Im Folgenden geht es insbesondere um den 2. Schritt der Beschreibung des Anisotropiefeldes bei Verformungen der geplanten Strukturen.

Material & Methoden

Ein Bestrahlungsplan, der ein nahe dem PTV liegendes OAR mittels IMRT auch kleine Segmente beinhalten, die das OAR aus tangentialer Richtung zur Oberfläche schonen. Insbesondere diese Segmente können nach bestimmten Regeln für die Adaption eines IMRT-Plans herangezogen werden, jedoch nimmt der Aufwand mit einem Anstieg an Einstrahlrichtungen zu. Für VMAT-Techniken ist man gar auf die Verwendung zusätzlicher Arcs angewiesen [1].

Um diesen Aufwand zu umgehen und um einen allgemein gültigen Parameter zu entwickeln, der auf jeden Bestrahlungsplan anwendbar ist, wurde die Größe der Anisotropie A der Dosisbeiträge definiert, die man als Summe der Dosisbeiträge D_i jedes vorkommenden Gantrywinkels γ_i definiert:

$$A := \sum_i D_i (\cos 2\gamma_i, \sin 2\gamma_i) \quad (1)$$

Das Vermögen dieser Größe innerhalb eines PTVs ein naheliegendes PTV anzuzeigen wurde bereits gezeigt [2]. Außerdem hat sich diese Größe bei steigender Anzahl an Beams robust gegenüber einer Änderung der Einstrahlrichtungen, insbesondere gegenüber einer Verdrehung des gesamten Bestrahlungsplans gezeigt [3].

Ergebnisse

Ein wesentlicher Schritt auf dem Weg zu einer Planadaption auf Grundlage der Anisotropie ist deren Veränderung unter Vergrößerung oder Verringerung des Abstands zwischen OAR und PTV oder gar unter Deformationen der Strukturen. Daher werden zusätzlich IMRT-Pläne für kontrollierte räumliche Veränderungen sowohl des OAR, als auch des PTV erzeugt, um relative Veränderungen der Anisotropie zu charakterisieren.

Zusammenfassung

Allein die geometrische Variation der Konstellation PTV/OAR hat einen Einfluss auf die Veränderung der Dosisbeiträge der einzelnen Bestrahlungsfelder. Bis zu diesem Punkt wurden Veränderungen der Anisotropie als „Antwort“ eines Plans auf Deformationen des Struktursets nach einer weiteren Optimierung oder direkte Beeinflussung der Fluenz betrachtet. Ein nächster Schritt auf dem Weg zu einem erfolgreich adaptierten Plan ist die Bestimmung von Regeln oder Mechanismen aus der Anisotropie, anhand derer die Form von Bestrahlungsfeldern zuverlässig angepasst werden kann.

Anhang 1

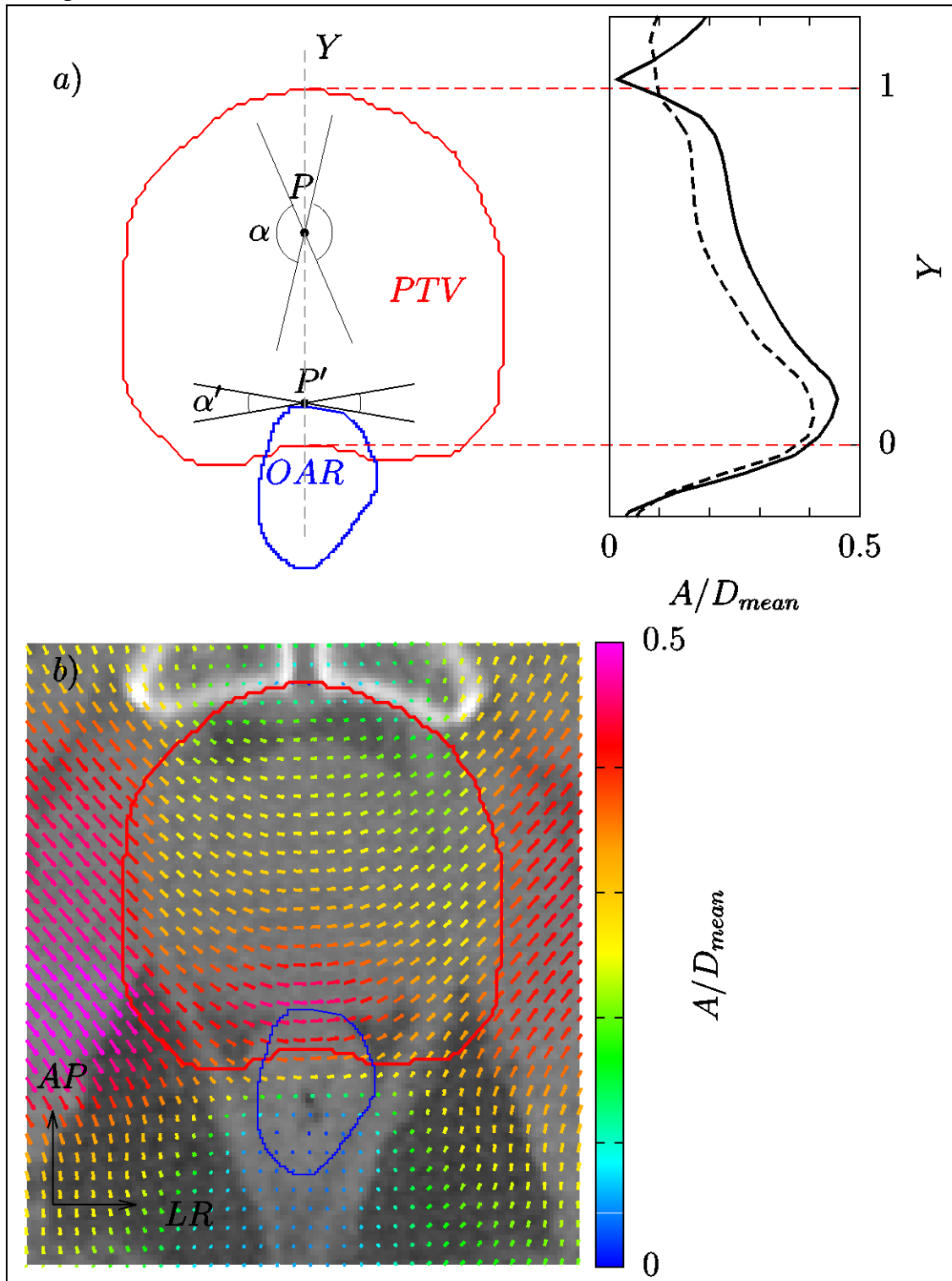


Abb. 1: a) Geometrisches Konzept der Anisotropie und Anzeige eines benachbarten Risikoorgans. b) Exemplarische Verteilung der Anisotropie im PTV für einen Prostataplan

Literatur

- [1] Bratengeier K, Oechsner M, Gainey M. „Methods for monitor-unit-preserving adaptation of intensity modulated arc therapy techniques to the daily target - a simple comparison.“ *Med. Phys.* 39, 2012: 713-720.
- [2] Bratengeier K., HolubyeV K. „Anisotropy of dose contributions—An instrument to upgrade real time IMRT and VMAT adaptation?“ *Med. Phys.* 43, 2016: 5826-5834.
- [3] Greber J, Polat B, Flentje M, Bratengeier K. „Properties of the anisotropy of dose contributions: A planning study on prostate cases.“ *Med. Phys.* 46, 2018: 419-425.

P053 Entrauschen von EKG-Signalen anhand von Autoencodern mit hybriden verborgenen Neuronenschichten

F. Samann^{1,2}, T. Schanze¹

¹Technische Hochschule Mittelhessen, Life Science Engineering, Gießen, Deutschland

²University of Duhok, Biomedical Engineering, Duhok, Irak

Einleitung

Denoising Autoencoder (DAE) sind Verfahren des maschinellen Lernens, die erfolgreich zum Entrauschen von Biosignalen eingesetzt wurden [1]. Beim Lernen werden verrauschte Signale an den DAE-Eingang angelegt und die entsprechenden unverrauschten Signale als Zielgröße des DAE-Ausgangs vorgegeben. Dabei werden in sogenannten verborgenen DAE-Schichten künstliche Neuronen mit identischen Aktivierungsfunktionen (AF) verwendet. Es wird ein neues DAE-Modell vorgeschlagen: jede verborgene Schicht kann aus mehreren parallelen Subschichten mit diversen AF bestehen. In einer Ausgangsschicht werden die hybriden Verarbeitungspfade zusammengeführt. Die Leistungsfähigkeit dieses Ansatzes wird für DAE mit einer verborgenen Schicht untersucht.

Material & Methoden

Herkömmliche einfache DAE enthalten eine verborgene Schicht von K Neuronen, wobei die Eingangs- und die Ausgangsschicht die gleiche Länge L wie das zeitdiskrete Eingangssignal haben. Ein DAE überführt das gestörte Eingangssignal $\hat{\mathbf{x}} \in \mathbb{R}^L$ in die niedrigdimensionale Ausgangsgröße der verborgenen Schicht: $\mathbf{h} = (h_1 \dots h_K)^T$, $h_k = f(\mathbf{W}_k \hat{\mathbf{x}} + b_k)$, $K < L$, und dekodiert es dann zurück, um ein rauschfreies Signal $\mathbf{y} = (\tilde{\mathbf{W}}\mathbf{h} + \tilde{\mathbf{b}})$ zu erzeugen, f ist die AF [2]. Die Paare $\mathbf{W}, \tilde{\mathbf{W}}$ und $\mathbf{b}, \tilde{\mathbf{b}}$ sind die codierenden bzw. decodierenden Gewichte sowie die Bias. Zum Lernen dieser Größen wird ein MQE-Optimierer mit adaptivem Moment (ADAM) eingesetzt. Der hier vorgeschlagene DAE hat eine verborgene Schicht, die aus drei parallelen gleichgroßen Subschichten mit verschiedenen AF, das sind f_{\tanh} , f_{relu} und f_{sigmoid} , besteht, wobei gilt: $\mathbf{h}_{\text{prop}}^T = (\mathbf{h}_{\tanh}^T \quad \mathbf{h}_{\text{relu}}^T \quad \mathbf{h}_{\text{sigmoid}}^T)$. Die Anzahl der Neuronen dieser AF-hybriden verborgenen Schicht wurde zu $\#\{\mathbf{h}_{\text{prop}}\} = K = 0,3 L = 24$ festgelegt. Die Referenzen für die Bestimmung der Entrauschungsperformanz sind drei klassische DAE mit $\#\{\mathbf{h}_{\tanh}\} = \#\{\mathbf{h}_{\text{relu}}\} = \#\{\mathbf{h}_{\text{sigmoid}}\} = K = 0,3 L = 24$. Die vier DAE wurden unter Verwendung von TensorFlow in Python 3.7 realisiert.

Ergebnis

Zur Analyse wurden EKG von 48 Probanden verwendet [3]. Aus den EKG, die bandpassgefiltert (1-35 Hz) und mit 100 Hz abgetastet wurden, wurden 4.800 QRS-Komplex-ausgerichtete Segmente mit einer Länge von je 80 Abtastwerten sowie Mittelwert 0 und Varianz 1 erzeugt. 3.230, 610 bzw. 960 Segmente wurden für Training, Validierung bzw. Testung verwendet. Gestörte Signale wurde mittels additiv überlagertem Gauß'schen weißen Rauschen (GWN) erzeugt. Abb. 1 zeigt exemplarisch die Entrauschung von einem EKG mittels der vier DAE sowie die Verteilung der Gewichte für die drei Subschichten mit verschiedenen AF. Die DAE-Entrauschungsperformanzen sind in Tab. 1 dargestellt.

Zusammenfassung

Es wurde ein neues DAE-Modell vorgeschlagen und mit klassischen DAE zum Entrauschen von EKG verglichen. Charakteristisch für das neue DAE-Modell sind verborgene hybride Neuronenschichten, was vom klassischen Ansatz, Neuronen mit identischen AF zu verwenden, abweicht. Die vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass eine geeignete AF-Auswahl relevant ist und dass der neue Ansatz Vorteile beim Entrauschen bieten kann.

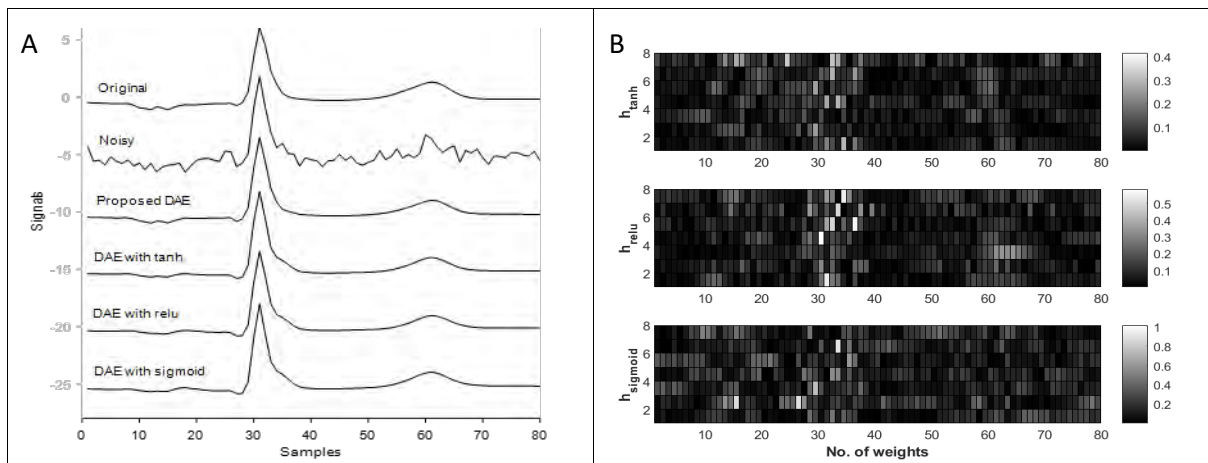


Abb. 1: A) Entrauschungsleistung von DAE für ein verrauschtes EKG-Signal (Standardabweichung $\sigma_n = 0,5$). Die Signalstruktur wird beim vorgeschlagenen DAE etwas besser rekonstruiert. Die Anzahl der verborgenen Neuronen ist 24. B) Absolutwerte der Eingangsgewichte der hybriden verborgenen Schicht des neuen DAE-Modells. Die Verteilung indiziert eine Korrelation der Gewichte mit relevanten EKG-Abschnitten, z.B. QRS-Komplex.

Model	$K = 24$ verborgene Neuronen			$K = 12$ verborgene Neuronen		
	$\sigma_n = 0,1$	$\sigma_n = 0,3$	$\sigma_n = 0,5$	$\sigma_n = 0,1$	$\sigma_n = 0,3$	$\sigma_n = 0,5$
	S/N [dB]	S/N [dB]	S/N [dB]	S/N [dB]	S/N [dB]	S/N [dB]
DAE with tanh	4,48	8,03	9,90	1,46	7,01	9,01
DAE with relu	4,41	7,87	9,63	0,29	6,84	8,70
DAE with sigmoid	3,81	7,91	9,70	0,24	6,53	8,71
Proposed DAE	4,77	8,35	10,10	1,14	7,13	8,75

Tab. 1: Quantifizierung der Entrauschungsleistung für DAE mittels dem erzielten Signal-Rausch-Verhältnis (S/N). Der vorgeschlagene DAE mit hybrider verborgener Neuronenschicht kann klassische DAE, deren verborgene Neuronen identische AF haben, übertreffen. Die Werte zeigen zudem, dass eine adäquate AF-Selektion erforderlich ist.

Literatur

- [1] Samann, F.: Schanze, T. On estimating the optimal autoencoder model for denoising ECG using Akaike Information Criterion. AUTOMED-Automation in Medical Engineering 2021. Basel, Switzerland. In Zenodo. 2021.
- [2] Xiong, P.: Wang, H.: Liu, M.: et. al. A stacked contractive denoising auto-encoder for ECG signal denoising. *Physiol. Meas.* 2016; 37(12):2214-2230
- [3] Penzel, T.: Moody, GB.: Mark, RG.: et. al. The Apnea-ECG Database. *Computers in Cardiology* 2000; 27:255-258.

Poster Session 3 | Brachytherapie

P054 Konstruktion eines patientenindividuellen abgeschirmten Applikators für die HDR-Brachytherapie des Basalzellkarzinoms

H. Hermani¹, H. Haddad¹, W. W. Baus¹, M. Pinkawa¹

¹Mediclin Robert Janker Klinik, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Das Basalzellkarzinom tritt oft an der Sonne ausgesetzten Gesichtsregionen wie Stirn, Nase oder Ohren auf. Eine Möglichkeit der Strahlentherapie ist die HDR-Brachytherapie (BT), bei der eine radioaktive Quelle mittels eines Afterloaders in die Nähe des Tumors geführt wird. Problematisch dabei kann die Strahlenbelastung der Augenlinse sein.

Ziel dieser Arbeit ist die Konstruktion eines patientenindividuellen abgeschirmten Applikators für die HDR-BT des Basalzellkarzinoms (Bonner Applikator) und die dosimetrische Überprüfung, ob dieser sinnvoll für diesen Zweck eingesetzt werden kann.

Material & Methoden

Zunächst wurde von der zu bestrahlenden Region mittels thermoplastischen Maskenmaterials ein 3D-Abdruck angefertigt. Anschließend wurde diese Form auf einen Styrodur®block übertragen. Aus diesem wurde ein Hohlraum ausgearbeitet. Ein kleinerer Styrodur®block mit den genauen Abmessungen der zu bestrahlenden Region (6x2 cm²) wurde darin mittig positioniert. Der Zwischenraum wurde mit MCP96 (Roses Metall) ausgegossen. Für die Applikatornadeln (Nucletron, ProGuide Needle 6F) wurden seitlich zwei Bohrungen mit je einem Durchmesser von 2 mm angefertigt. Beim Positionieren der Nadeln innerhalb des abgeschirmten Applikators ist darauf zu achten, dass diese parallel zu den Wänden verlaufen und immer denselben Abstand zum Patienten haben. Die Kontaktfläche zum Patienten wurde mit Filz beklebt.

Die dosimetrische Überprüfung erfolgte mit Gafchromic RTQA Filmen (Ashland). Die Auswertung erfolgte mittels der Software FilmAnalyse v1.5 (PTW). Zusätzlich wurde die Dosis der Augenlinse aus einem Patientenplan dosimetrisch überprüft. Dazu wurde der Plan einmal mit Freiburger Flap und einmal mit dem Bonner Applikator abgestrahlt und die Dosis in einem RW3-Plattenphantom mit einer 0,3 cm³ semiflex-Kammer (31003, PTW) in 4,4 cm Tiefe gemessen.

Ergebnisse

Der Applikator für die HDR-BT des Basalzellkarzinoms passte sehr gut auf die Stirn des Probanden. Da er nach oben offen ist, lässt er sich gut auf die zu bestrahlende Körperregion ausrichten.

Die dosimetrische Auswertung der Gafchromic RTQA Filme zeigte eine homogene Dosisverteilung sowie einen steilen seitlichen Dosisgradienten aufgrund der Abschirmung (Abb. 1d).

Bei dem Patienten Vergleichsplan mit dem Freiburger Flap konnte mit dem Bonner Applikator eine um 74% geringere Linsendosis erzielt werden.

Zusammenfassung

Der Bonner Applikator ist ein sehr gut geeignetes Mittel für die Bestrahlung des Basalzellkarzinoms. Angrenzende Risikoorgane können deutlich besser geschont werden. Der Aufwand für die Anfertigung ist ähnlich groß wie beim 3D Druck von individuellen Applikatoren, wobei beim Bonner Applikator der zusätzliche Nutzen der Abschirmung in den Vordergrund tritt.

Anhang

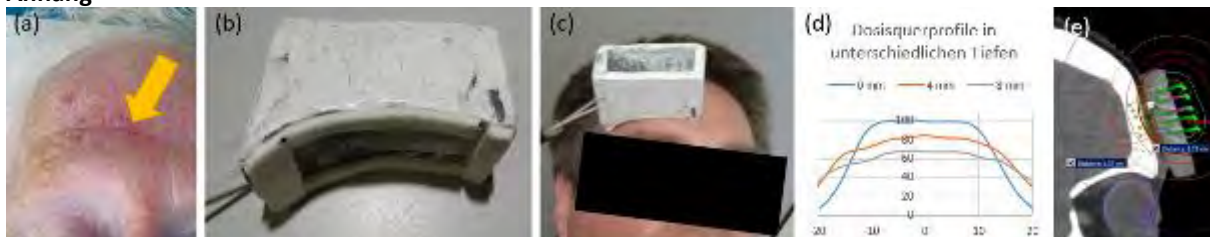


Abb. 1: (a) Patientin mit Basalzellkarzinom, 5. Resektion, (b) individuell angefertigter Applikator, (c) Proband mit Applikator, (d) Dosisquerschnitte Applikatormitte, (e) Patientenplan mit Flap

P055 Quellenpositionierung eines Flexitron Ir-192 HDR Afterloaders mithilfe des Beamsan Wasserphantoms

T. Failing^{1,2}, F. W. Hensley³, K. Zink^{2,4,5}

¹Universitätsmedizin Göttingen, Strahlentherapie und Radioonkologie, Göttingen, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

³Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

⁵Goethe-Universität, Frankfurt Institute for Advanced Studies (FIAS), Frankfurt am Main, Deutschland

Einleitung

Klinische Dosisverteilungen in der Brachytherapie sind durch steile Gradienten geprägt. Für eine präzise Dosimetrie sind daher räumlich hochaufgelöste Messungen essentiell. Diese Arbeit stellt einen Ansatz für die Positionierung einer Afterloading Strahlungsquelle inklusive Dosimetrie mit modernem klinischen Messequipment vor.

Material & Methoden

Für diese Arbeit wurde ein Flexitron Afterloader mit einer Flexisource Ir-192 Strahlungsquelle sowie 4F Plastiknadel (alle Nucletron / Elekta, Veenendaal, Niederlande) verwendet. Des Weiteren wurde ein Beamsan Wasserphantom mit der Steuerungssoftware Mephysto (Version 4.5.74) sowie eine Semiflex 3D Ionisationskammer eingesetzt (alle PTW-Freiburg, Freiburg, Deutschland). Die Option ‚Continuous Scans‘ ermöglichte eine schnelle Datenakquise zur Erfassung der Quellenposition bei jeder Bestrahlung in kurzer Zeit. Abb. 1 zeigt den modellierten Versuchsaufbau des Wasserphantoms.

Die Simulation des Strahlungstransports wurde mithilfe der Monte Carlo Software EGSnrc `egs_chamber` durchgeführt. Hiermit wurden auch die Abweichungen der Dosisbeiträge im Wasserphantom gegenüber den Flexisource TG-43 Quelledaten bestimmt.

Zur Reproduzierbarkeit der Quellenposition wurden die oben beschriebenen Scans nach jeder Neupositionierung des Strahlers untersucht. Zum Vergleich dienten mehrmals nacheinander ausgeführte Scans eines Bestrahlungsdurchgangs. Kleine Lageunsicherheiten konnten so detektiert und adaptiert werden. Zur Verifikation der resultierenden Wasserenergiedosisleistung diente die Quellenkalibrierung des Herstellers als Referenz.

Ergebnisse

Abb. 2 zeigt die Störung der Dosisverteilung einer Flexisource Ir-192 Quelle nach dem TG-43 Formalismus durch den in Abb. 1 gezeigten Aufbau. Bis 6 cm Distanz zur Quelle reduzieren sich die Dosisbeiträge aufgrund der endlichen Ausdehnung des Phantoms um weniger als 2 %. Lufteinschlüsse innerhalb des Katheters proximal zur Strahlenquelle führen zu maximal 5 % Überdosierung. Der Einfluss der Quellenposition im Katheter auf die Dosis ist in radialer Richtung vernachlässigbar.

Mehrere Scans einer Quellenausfahrt erzeugen radiale Abweichungen innerhalb der Positionierungsgenauigkeit. Entlang der Quellenachse entstehen maximale Abweichungen bis ca. 0,3 mm bei einer Standardabweichung von ca. 0,1 mm. Bezüglich der Reproduzierbarkeit ist die radiale Streuung erneut vernachlässigbar. Longitudinal beträgt die Standardabweichung ca. 0,3 mm bei einer maximalen Abweichung von ca. 0,6 mm.

Mit dem beschriebenen Prozedere kann die Dosisleistung anhand des korrigierten Messsignals der Ionisationskammer reproduzierbar innerhalb von 2 % bestätigt werden.

Zusammenfassung

Das Beamsan Wasserphantom eignet sich zur korrekturenarmen Dosimetrie von Ir-192 Brachytherapiequellen nach dem TG-43 Formalismus. Mithilfe von ‚Continuous Scans‘ lässt sich die Lage einer Afterloadingquelle in vertretbarer Zeit feststellen, so dass Fehlpositionierungen korrigiert werden können.

Anhang 1

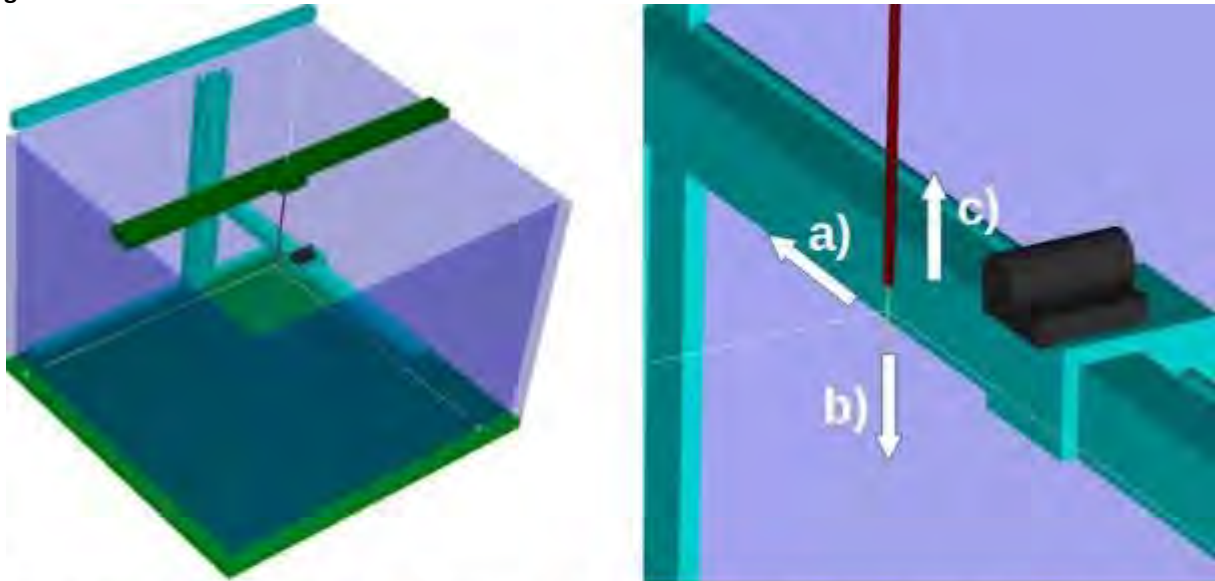


Abb.1: Links: Veranschaulichung des in EGSnc modellierten Beamscan Wasserphantoms inklusive ausgefahrener Ir-192 Quelle in der 4F Plastiknadel (gelb) inklusive Carbonröhrchen (braun) sowie Detektorhalter (schwarz), Kunststoffbrücke (dunkelgrün), Metallarmen (cyan) und Grundplatte (grün). Rechts: Nahaufnahme desselben zur Darstellung der untersuchten Abweichungen gegenüber TG-43 Quelledaten a) senkrecht zur Quelle auf Höhe der Quellenmitte, b) entlang der Verlängerung zur Quelle oder c) entgegengesetzt dazu in 1 cm Abstand parallel zum Applikator.

Anhang 2

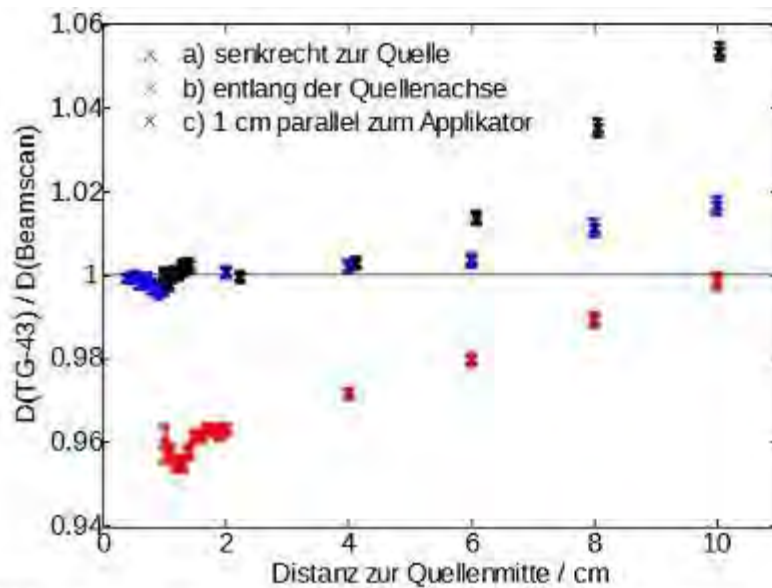


Abb.2: Relative Abweichungen der Dosisbeiträge einer Flexisource Ir-192 Quelle in einer quasi unendlichen Wasserumgebung zu einem Beamscan Wasserphantom. Abb. 1 rechts veranschaulicht entlang welcher Richtungen die Daten erhoben wurden. Der Abstand Quellenmitte - Nadelspitze beträgt hier 9 mm.

P056 Refurbishment and re-licensing of a brachytherapy suite – from planning to resuming clinical service

M. Gainey^{1,2,3,4}, M. Kollefrath^{1,2,3,4}, D. Baltas^{1,2,3,4}

¹University Medical Centre Freiburg, Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²University of Freiburg, Medical Faculty, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³German Cancer Research Center (DKFZ) Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

⁴German Cancer Consortium (DKTK), Partner Site, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Introduction

Major refurbishment of the brachytherapy suite occurred between June and September 2021. The latest guidelines regarding surgical interventions, a risk management analysis and the storage of highly radioactive sources (¹⁹²Ir) were implemented.

Materials and Methods

The project planning began in December 2019 and comprised an interdisciplinary team of medical physics, radiation oncology, anaesthesiology, IT and electrical planners. The control room, interventional room and preparation rooms were completely refitted with modern electrical and IT installations. The existing x-ray imaging system was replaced with a modern mobile CBCT device. Special consideration was given to the secure storage of both existing afterloaders in line with current SEWD guidelines for highly radioactive sources: a bespoke safe to house each afterloader was constructed and embedded into the concrete floor. A completely new electrical installation for the existing afterloaders and their associated safety systems was also performed. Two new OR tables (Hillrom, Germany) were purchased: a modular table for interventional implants (U14) with a carbon fibre insert and a dedicated table optimised for imaging (Carbon Floatline V). A detailed risk management analysis was performed for all standard interventional procedures. After completion of the refurbishment, all brachytherapy systems were commissioned (MPEs) and approved by the technical expert and licensing authority.

Results

Despite prevailing pandemic conditions, the project ran smoothly due to judicious forward planning. Two new radiation bunker doors were installed (Dockendorff, Germany). Radiation shielding calculations were performed internally and verified by measurement and independent inspection. A detailed risk analysis was completed for routine clinical interventional procedures as part of the licensing procedure. After detailed consultation with the licensing authority the necessary security concept could be finalised to meet the requirements of SEWD guidelines, which included organisational changes to extend the shift of the on-call physicist.

Conclusion

The brachytherapy suite was closed to clinical use for approximately 14 weeks. Urgent patient treatments were carried out immediately prior to or postponed to soon after the refurbishment. After refurbishment, an intensive two-week period of training was undertaken to familiarise brachytherapy staff with new equipment and procedures. A modern, safe and forward looking brachytherapy suite has been realised with improved infrastructure. Modification to clinical routine has been accepted after consultation. The effects of improved x-ray and CBCT imaging are enabling hybrid U/S and CT imaging. On the basis of improved imaging capabilities we continue to investigate improving current procedures and extending our repertoire of interventional techniques.

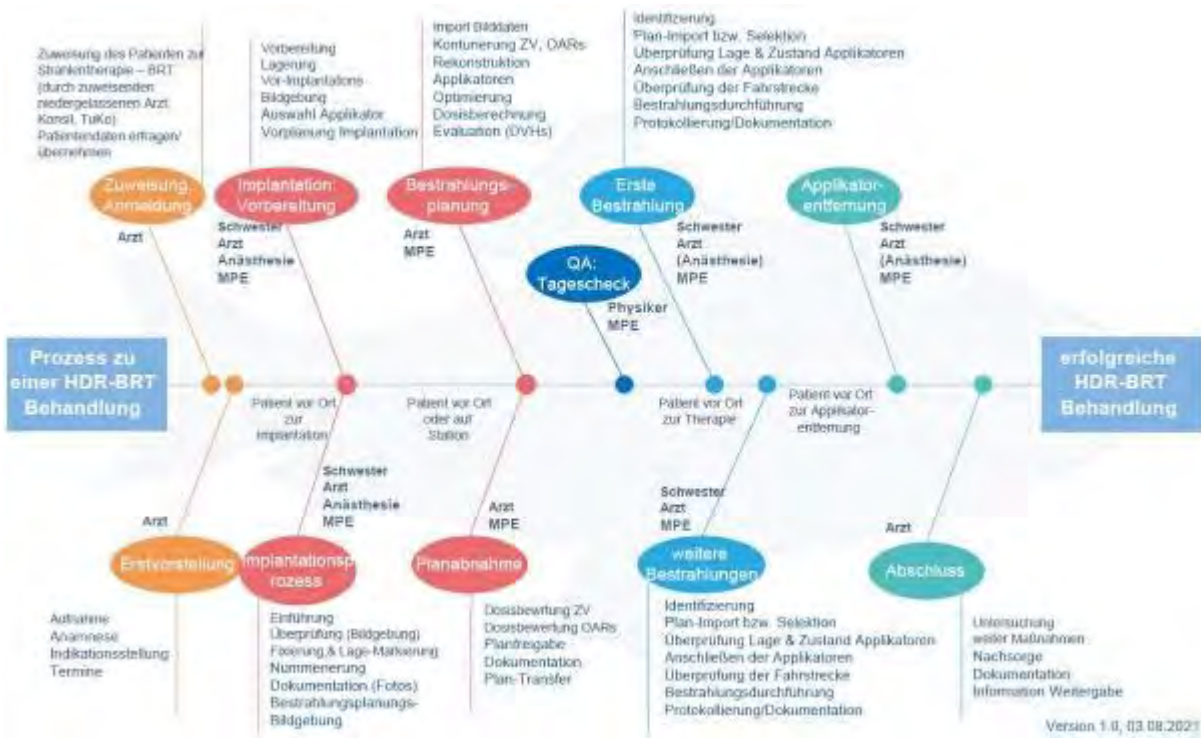


Fig. 1: Fishbone diagram of major steps in brachytherapy treatment



Fig. 2: Safe for secure storage of afterloader in accordance with DIN 25422



Fig. 3: Image of intervention room showing Imaging Ring

Poster Session 4 | Klinische Dosimetrie in der Nuklearmedizin

P057 GAMOS zur Dosisbestimmung in elektronischen Komponenten in einem LINAC-Off-Beam Szenario

S. Ziegler¹, N. Kosalla¹, S. Ueltzhöffer², R. Ringler¹

¹Ostbayerische Technische Hochschule Amberg-Weiden, Weiden, Deutschland

²LAP Sued GmbH, Schwarzenbruck, Deutschland

Einleitung

Von ionisierender Strahlung abgegebene Energie kann in elektronischen Bauteilen zu Ausfällen oder Zerstörung der Komponenten führen. Für eine Abschätzung der Lebensdauer und Ausfallsicherheit von Antriebs-, Steuerungs- und Messelektronik in einem Multi-Leaf-Kollimator, oder für Herzschrittmacher und Active and implantable medical devices (AIMD), ist die Bestimmung der Energiedosis notwendig. Diese empfindlichen elektronischen Komponenten befinden sich üblicherweise nicht im direkten Strahlengang, sind jedoch der vom Patienten und der Umgebung gestreuten, ionisierenden Strahlung ausgesetzt.

Material & Methoden

Es werden Dosistests an einem „pMLC“ (LAP Sued GmbH) durchgeführt. Ionisationskammern (PTW Typ 31010) werden, an besonders empfindlichen Stellen vom Motorboard, Mainboard, Opto-Encoder und an zwei Stellen der Motorencoder angebracht. Für die Versuchsdurchführung wird das Siemens Artiste Bestrahlungsgerät auf Feldgröße 18x22 cm und der pMLC mit einem Streukörper aus RW3-Platten (30x30x30 cm) auf SAD 100 cm eingestellt. Der Test erfolgt bei maximaler Öffnung der Lamellen des pMLC und bei Bestrahlung mit 200 MU bei 6MV.

Die Monte-Carlo-Simulationen (MCS) erfolgen mit 6.2 GAMOS (GEANT4 Algorithmus) mit der max. Teilchenzahl von 2,15e+09 und mit nachgebildetem Dosistest-Setup. Messvolumen aus Wasser bilden die Messkammern nach und werden entsprechend positioniert. Zur Reduktion der Rechenzeiten wird das Volumen der nachgebildeten Kammern um den Faktor 64 hochskaliert.

Ergebnisse

Der Dosistest ergibt für das Motorboard (21,66 mGy), Mainboard (162,9 mGy), Optoencoder (19,29 mGy) und die Motorencoder (oben 4,60 mGy, unten 4,97 mGy).

Die MCS der Dosis im Wasserphantom wurde zur Kalibrierung des Strahls auf 2 Gy (200MU) mit einem Fehler von $\pm 0,0082\%$ verwendet. Die MCS zeigen folgende Dosen (Verhältnis zum Dosistest) für Motorboard 11,13 mGy (~51%), Mainboard 38,70 mGy (~59%), Opto-Encoder 4,37 mGy (~23%), Motor-Encoder oben 1,27 mGy (~28%) und unten 2,46 mGy (~50%). Alle MCS-Werte entsprechen 23 - 59% der gemessenen Dosis.

Zusammenfassung

Die Abweichung der MCS-Dosis könnte auf unterschiedliche Kalibrierungsmethoden zurückzuführen sein. Die Dosiskammern werden mit dem Primärstrahl (Co-60) kalibriert und nicht mit Streustrahlen wie im vorliegenden Off-Beam-Szenario. Darüber hinaus werden Abweichungen bei der MCS durch die rechteckige Form und die Skalierung der Messvolumina verursacht. Verbesserungen zur Verringerung des MCS-Fehlers werden durch Verbinden gleicher Simulationen (bei Änderung des zufälligen Startwertes) und die Verwendung von Punktdetektoren erzielt.

Mit MCS können, bei Kenntnis über die Strahlungsempfindlichkeit von elektronischen Komponenten, die bei Bestrahlung entstehenden Dosen ermittelt werden und so das Risiko von Ausfällen sowie die Lebensdauer abgeschätzt werden. MCS können auch verwendet werden, um die Dosis bei AIMD in Patienten abzuschätzen und eine optimale Patienten- und Strahlpositionierung zu erreichen.

P058 Time-integrated activity coefficients calculated using a physiologically based pharmacokinetic (PBPK) model and sampling schedules for [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA radioligand therapyC. Orlov¹, V. Vasic¹, A. Beer¹, G. Glatting¹¹Universitätsklinikum Ulm, Nuklearmedizin, Ulm, Deutschland**Introduction**

In 2020, prostate cancer accounted for 7.3% of cancer diagnoses and 3.8% of cancer-related deaths worldwide. Radioligand therapy (RLT) utilising ligands targeting the prostate-specific membrane antigen (PSMA) is a promising treatment option for patients who demonstrate an overexpression of PSMA. The current clinical application of PSMA RLT is not patient-specific, relying on fixed dosing schedules. The development and use of a whole-body physiologically based pharmacokinetic (PBPK) model for dosimetry facilitates a patient-specific approach. The aim of this work was to compare the time-integrated activity coefficients (TIACs) of PSMA-specific organs derived from a whole-body PBPK model to those obtained using interpolation and extrapolation of the patient pharmacokinetics using three optimal sampling schedules each containing three time points presented by Rinscheid *et al.* [1].

Materials & Methods

A recently-developed whole-body PBPK model has been used to simulate the pharmacokinetics of [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA RLT using parameter values found in the literature and adapted for a reference 65-year-old male metastatic castration resistant prostate cancer patient receiving an administered activity of 7.4GBq. Using the model, TIACs have been calculated for the kidneys and a single tumour lesion. The results have been compared to TIACs obtained through fitting a mono-exponential function to three sampling schedules chosen from [1], specifically 3-24-72, 3-72-120 and 3-96-192 hours.

Results

The TIACs of the tumour obtained using the mono-exponential fit are (93±7)%, (103±14)% and (138±45)% greater than that obtained using the PBPK model for the sampling schedules 3-96-192, 3-72-120 and 3-24-72, respectively. Furthermore, the TIACs of the kidneys obtained using the mono-exponential fit are (14±10)%, (23±8)% and (59±10)% smaller than that obtained using the model for the sampling schedules 3-96-192, 3-72-120 and 3-24-72, respectively.

The TIACs for the tumour is (115±17)% larger, and the TIAC for the kidneys is (58±7)% smaller, relative to the PBPK model when using all 5 sampling points (3-24-72-120-192 hours).

Summary

In all investigated sampling schedules, the kidneys show lower differences between the TIACs obtained from the PBPK model and the mono-exponential fit. Furthermore, both the tumour and the kidneys show that the TIAC calculated using the PBPK model and mono-exponential fit agreed the most when the late time-point of 192 hours was used. It is demonstrated that the closer the imaging time points, the larger the differences between TIACs. Additionally, as long as one late time-point is used, there is no advantage of using five time-points over three. These results highlight the need for late-time-point sampling or the implementation of an adequate PBPK model.

References

[1] Rinscheid, A., et al., Influence of sampling schedules on [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA dosimetry. *EJNMMI Physics*, 2020. 7(1): p. 41.

P059 Reproducibility of the absorbed dose coefficient of the kidneys and GEP-NETs in patients treated with [¹⁷⁷Lu]Lu-HA-DOTATATE

V. Vasic¹

¹Universitätsklinikum ULM, Nuklear Medizin, Ulm, Deutschland

Introduction

In many radionuclide therapies, fixed activities are administered, for example 7.4 GBq is applied for therapy with [¹⁷⁷Lu]Lu-DOTATATE. Due to inter-patient differences in the biodistribution of the radiolabelled peptide, it is *a priori* not known which fraction of the activity is accumulated in various organs. An insight into the accumulated activity in the various organs can be facilitated through the use of patient-specific dosimetry. Nowadays there are few free software tools that can support the required dosimetry. In this work, the reproducibility of the absorbed dose coefficient (ADC) calculation is examined. The ability to determine the dose of the second cycle based on the dosimetry of the first cycle was investigated. This abstract addresses the importance of including dosimetry between treatment cycles.

Methods

Five patients (54±16 years old) with diagnosed Gastroenteropancreatic Neuroendocrine Tumours (GEP-NETs) were analysed. Three planar images (1 h, 1 and 2 d after administration) and one SPECT/CT per cycle (1 d after administration) were used. All patients underwent the first cycle of ¹⁷⁷Lu-HA-DOTATATE (HA, high-affinity), 1 patient completed 3 cycles and 3 patients completed 4 cycles. Patients received 179±21 nmol and 6.71±0.40 GBq [¹⁷⁷Lu]Lu-HA-DOTATATE.

Planar and SPECT/CT images were analysed with NUKDOS and QDOSE (ABX-CRO, Dresden, Germany, version 1.1.18) and the absorbed dose per organ is estimated. A mono-exponential function was used to fit the time-activity curve. The error model implemented in NUKDOS was used.

The ADCs of the left kidneys and liver metastases of the GEP-NETs were analysed. Additionally, the trend of the ADCs for the individual cycles is determined to investigate a change in ADC with the treatment cycles.

ADC values were compared using a paired t-test with p<0.05 considered significant.

Results

The median [min, max] ADCs are 0.93 [0.48, 1.99] Gy/GBq and 2.62 [0.67, 13.26] Gy/GBq, in the kidneys and in the tumours, respectively.

There is no significant difference in ADC values between the two software packages (p=0.09>0.05).

The uncertainty of the ADC determination in tumours and kidneys expressed as mean and standard deviation of the standard error are 3.25±1.17 Gy/GBq and 0.30±0.11 Gy/Bq, respectively.

The trends (slope) with increasing number of cycles in the ADCs for the kidneys and for the GEP-NETs are -0.0002±0.0008 Gy/GBq/d and -0.0058±0.0040 Gy/GBq/d, respectively.

Discussion

There is a large interindividual variation in ADCs in kidneys and tumours. This may be attributed, at least in part, to the use of a mono-exponential function for fitting. The uncertainty of the ADC determination is about a factor of 10 higher for lesions than for kidneys. The observed small decrease in the ADCs of kidneys and lesions with the cycles is not significant and requires further patients to allow a firm conclusion.

Poster Session 5 | Klinische Dosimetrie in der Röntgendiagnostik

P060 Einflussfaktoren für die Schutzwirkung von Bleiglasbrille und Visier – Messungen am Phantom

S. Kollhoff¹, B. Poppe¹, H. von Boetticher¹, M. Liebmann², M. Lüpke³, W. Kunth¹

¹Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Pius-Hospital, Medizinischer Campus der Universität Oldenburg, Oldenburg, Deutschland

²Klinikum Links der Weser, Seminar für Strahlenschutz, Bremen, Deutschland

³Tierärztliche Hochschule Hannover, Fachgebiet Allgemeine Radiologie und Medizinische Physik, Hannover, Deutschland

Einleitung

Bei Exposition der Augenlinse mit Streustrahlung können bereits bei niedrigen Dosiswerten deterministische Schäden auftreten [1]. Daher wurde im Jahr 2017 im StrSchG § 78 der Dosisgrenzwert von 150 auf 20 mSv/Jahr gesenkt. Des Weiteren wird von der ICRP empfohlen, ein zusätzliches Strahlenschutzmittel wie zum Beispiel eine Strahlenschutzbrille oder ein Visier zum Schutz der Linse zu tragen [2]. In der Praxis werden diese Strahlenschutzmittel jedoch häufig unzureichend verwendet. In dieser Studie soll daher durch die Messung der Organdosis der Augenlinse ein Einblick auf den Einfluss von Strahlenschutzmitteln für das Auge und deren optimalen Trageposition gegeben werden.

Material & Methoden

Die Phantommessungen wurden an einem klinischen C-Bogen mit einem anthropomorphen Patientenphantom und einem anthropomorphen Personalphantom durchgeführt. Als Beschleunigungsspannung wurde jeweils 80 kV und 8 mA Röhrenstrom gewählt. Der Aufbau ist in Abbildung 1 gezeigt. Die Organdosis der Augenlinse wurde im Phantom direkt auf Höhe der Augenlinse in 3 mm Tiefe mit TLD Rods gemessen. Diese Position wurde anhand des Augenmodells von Behrens et al. von 2009 ermittelt [3]. Es wurden bei gleichbleibendem Aufbau zwei Tragemöglichkeiten der Brille (0,5 mm Pb), einmal in standardmäßig getragener und einmal in 2 cm abgesenkter Position, ausgemessen. Zusätzlich wurde eine optimale Tragemöglichkeit des Visiers (0,1 mm Pb) untersucht. Alle Messpunkte wurden fünfmal wiederholt.

Ergebnisse

Für diesen praxisnahen Aufbau, der jedoch sehr hohe Dosen aufweist, wurden in Bezug auf die Messung ohne Schutzmittel Schutzfaktoren ermittelt. Es hat sich ein Schutzfaktor von $1,27 \pm 0,20$ für die standardmäßig getragene Brille ergeben, wobei die um 2 cm abgesenkte Brille signifikant stärker abschirmte. Für das optimal getragene Visier ergab sich ein Schutzfaktor von $5,81 \pm 0,95$. Für die Messungen mit den TLD Rods stehen aktuell noch genauere Kalibrierungen aus.

Zusammenfassung

In dieser Studie hat sich gezeigt, dass die eingesetzten Schutzmittel die Augenlinsendosis deutlich reduzieren. Deshalb ist es empfehlenswert, diese flächendeckend einzuführen, um einen optimalen Schutz zu gewährleisten. Da es bei der Augenlinsendosis auf die Kopfform ankommt, ist vor allem beim Tragen der Schutzbrille darauf zu achten, dass diese mit minimalem unteren Abschluss anliegt und sie nicht nur auf der Nase aufsitzt.

Anhang 1



Abb. 1: Aufbau der Phantommessung am C-Bogen

Literatur

- [1] ICRP: ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context, ICRP Publication 118, 2012, Ann. ICRP 41(1/2)
- [2] ICRP: Occupational radiological protection in interventional procedures, ICRP Publication 139, 2018, Ann. ICRP 47(2)
- [3] Behrens R, Dietze G, Zankl M: Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens, Phys. Med. Biol., 2009, Vol. 54 4069–87

P061 CT-ähnliche Dosisangabe an einem TwinRobotic CBCT System

J. M. Voigt¹, W. Greger², M. Herbst¹, S. Herold¹

¹Siemens Healthineers, X-Ray Products, Forchheim, Deutschland

²Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Cone-Beam-CT-Anwendungen (CBCT) sind in vielen klinischen Anwendungsbereichen präsent. Abhängig vom Einsatzgebiet besteht der Wunsch, die Patientenexposition in Dosislängenprodukt (DLP) und computertomographischer Dosisindex (CTDI_{vol}) anzugeben. Eine Messung nach IEC 60601-2-44 ist bei CBCT nicht möglich, da der Rotationswinkel < 360° beträgt. Zusätzlich ist die 10 cm Stabionsationskammer und ein 15 cm langes CTDI Phantom zu kurz. Diese Arbeit beschreibt, wie DLP und CTDI_{vol} am Multitom Rax (Siemens Healthineers) bestimmt werden kann. Dabei sollen die Angaben auf den Messwerten der Dosisflächenproduktmesskammer basieren.

Material & Methoden

Die Messungen wurden mit einem 30 cm langen CTDI Kopfphantom (16 cm Durchmesser) und einer 30 cm langen Stabionsationskammer (PTW TL30017) durchgeführt. Mit diesem Messaufbau wurde das Dosislängenprodukt (DLP), in allen Einschüben des CTDI Phantoms, für alle verfügbaren Strahlenqualitäten bestimmt. Pro Messung wurden Dosislängenprodukt, Dosisflächenprodukt und Röhrenstromzeitprodukt dokumentiert. Das gewichtete Dosislängenprodukt wird wie folgt berechnet:

$$DLP_w = \frac{1}{3} DLP_C + \frac{2 DLP_T + DLP_L + DLP_R + DLP_B}{4}$$

Daraus ergibt sich der Volumen-CTDI:

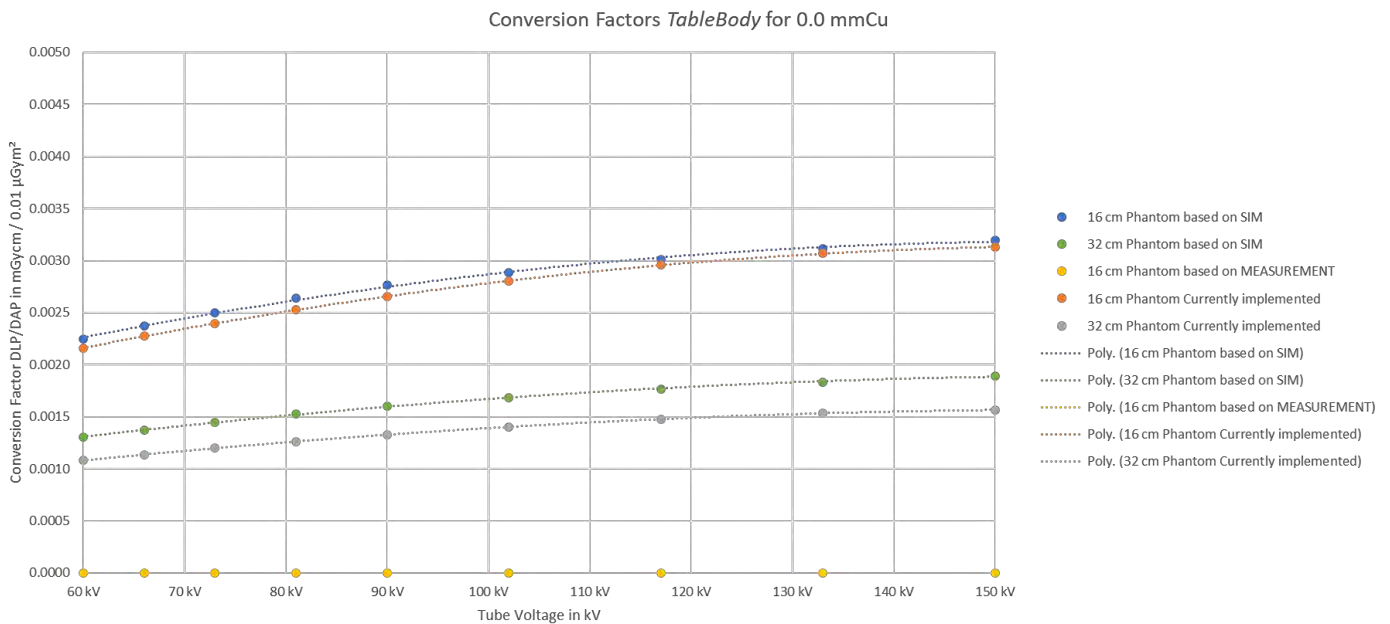
$$CTDI_{vol} = \frac{DLP_w}{B}$$

Wobei *B* die Breite des Nutzstrahlenbündels auf der Rotationsachse darstellt. Die Röntgeneinrichtung lässt, in der Betriebsart 3D, nur eine longitudinale Kollimation zu. Das ermöglicht die Verwendung des gemessenen Dosisflächenprodukts als Basis für DLP und CTDI Angabe. Aus den dokumentierten Daten wurde der Umrechnungsfaktor DLP/DAP bestimmt.

Die Verifikation erfolgte mittels Monte-Carlo-Simulationen, auf denen auch die Umrechnungsfaktoren für das CTDI-Körperphantom (32 cm Durchmesser) basieren.

Ergebnisse

Abbildung 1 und 2 zeigen exemplarisch die Konversionsfaktoren DLP/DAP für unterschiedliche Vorfilter, in Abhängigkeit der Röntgenröhrenspannung.



Zusammenfassung

Ohne Zusatzfilter passen Messung und Simulationen sehr gut zusammen. Bei 0.1 mmCu Zusatzfilter weichen Messung und Simulation stärker voneinander ab. Diese Abweichung kann mehrere Ursachen haben. Es besteht die Möglichkeit, dass die Spektren, die für die Simulation verwendet wurden, stärker von den realen Spektren abweichen. Eine weitere Ursache kann die Energieabhängigkeit der verwendeten Messkammer sein. Beide Fälle müssen weiter untersucht werden. Hierzu können Messungen der Halbwertschichtdicke angefertigt werden. Zur Einschätzung der Energieabhängigkeit der Kammer, sollte diese im Kalibrierlabor untersucht werden.

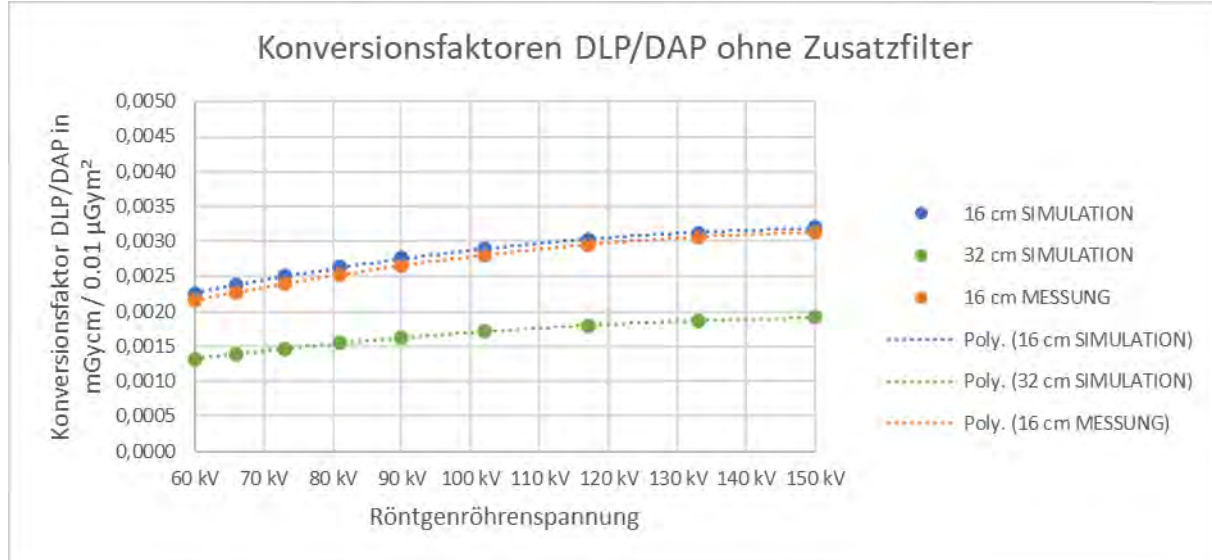


Abb. 1: Konversionsfaktoren DLP/DAP ohne Zusatzfilter

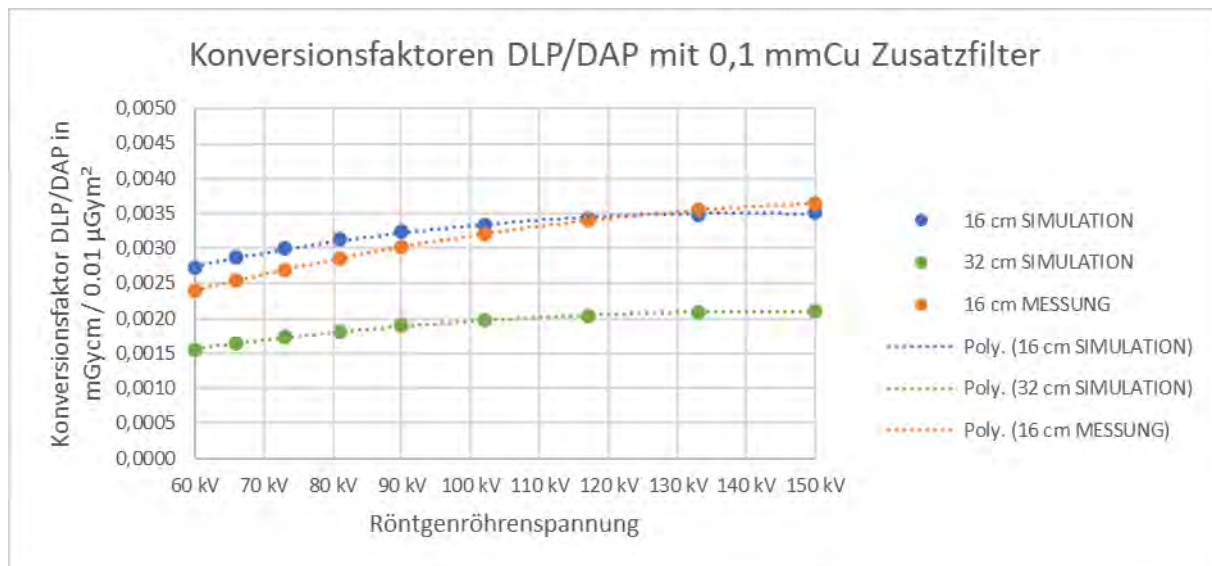


Abb. 2: Konversionsfaktoren DLP/DAP für 0,1 mmCu Zusatzfilter

P062 Wiederholte Scans bei CT-Untersuchungen – eine neuartige Software zur Quantifizierung des Problems und zur Bewertung der Auswirkungen auf die Klinik

D. Maroun¹, H. Bosmans¹, N. Fitousi¹

¹Qaelum NV, Leuven, Belgien

Einleitung

Um eine hohe Qualität und Patientensicherheit zu gewährleisten, sollten die Beteiligten über ein klares Verständnis der klinischen Praxis in ihrer medizinischen Bildgebungs-Abteilung verfügen, d.h. einen Überblick darüber haben, wie die Abteilung arbeitet und ob bewährte Verfahren eingehalten werden. Während der Corona-Pandemie war die Überwachung vor Ort oft schwierig, so dass vermehrt Fernüberwachungs-Instrumente zum Einsatz kamen. Vor diesem Hintergrund wurde eine neue Qualitätsmanagement-Plattform von der Firma Qaelum entwickelt, dessen erstes Software-Modul die Analyse von wiederholten CT-Scans ist. Die Problematik wiederholter Scans wurde kürzlich mehrfach in der Literatur hervorgehoben, da jeder unnötige Scan nicht nur mehr Kontrastmittel und mehr Strahlendosis für die Patienten bedeutet, sondern dies auch mit erhöhtem Zeitaufwand und Kosten verbunden ist. In dieser Studie werden erste Erfahrungen der neuen herstellerneutralen Software in einem großen europäischen Universitätskrankenhaus diskutiert.

Material & Methoden

Daten von 58.623 CT-Untersuchungen, die in einem Jahr an 6 Scannern durchgeführt wurden, sind mit Hilfe des Dosismanagementsystems, welches im Krankenhaus eingesetzt wird (DOSE, Qaelum), erfasst worden. Anschließend wurden sie mit der neuen kommerziellen Software FOQAL-CT repeat (Qaelum, Belgien) analysiert. Die Software verwendet einen von der Universität Wisconsin entwickelten patentierten Algorithmus, um die Wiederholungsraten (WR) automatisch zu quantifizieren und die Auswirkungen auf die Ressourcen der Abteilung zu bewerten.

Ergebnisse

Bei 211 identifizierten Protokollen wurde bei 2.619 Untersuchungen ein Scan wiederholt (Gesamt-WR von 4,8 %). Protokolle, die aktiv auf der Grundlage von Radiologeneingaben angepasst werden, wiesen erwartungsgemäß die höchste Spiral-WR auf (z.B. akuter Schlaganfall 29,7 %). Die Software ermöglicht es, Abweichungen von diesen Protokollen als klinisch akzeptabel einzustufen, was zu einer "echten" Spiral-WR von 1,9 % führt. Je nach lokalen Annahmen (Kosten pro Zimmer, pro Mitarbeiter usw.) haben diese WRs eine erhebliche finanzielle Auswirkung.

Zu den weiteren Ergebnissen gehören die hohen Lokalisator-WRs bei der Bildgebung von Extremitäten (17,7 % bei der Untersuchung des Ellenbogens mit dem Notfallscanner) und eine 2,4 % WR der Spiralverlängerungen bei Thorax-Untersuchungen mit niedriger Dosis (um eine unzureichende Erstuntersuchung auszugleichen). Die Wiederholung eines Lokalisierers ist manchmal erforderlich, um einen potenziell problematischen Lokalisierer zu korrigieren, aber die Auswirkungen auf die verlorene Zeit können hoch sein.

Zusammenfassung

Die neue Software hat korrekt erkannt, dass Radiologen bei einigen Protokollen in der klinischen Praxis die Untersuchung an die Patientensituation anpassen. Sie identifizierte echte Ausreißer, d.h. Protokolle, die Anpassungen oder zusätzliche Schulungen für die Bediener erfordern. Mit der neuen automatisierten Software haben die Beteiligten Zugang zu wichtigen Kennzahlen, die die tatsächliche Situation ihrer Abteilung wiedergeben. Es werden sowohl der Zeitverlust und die verbundenen Kosten visualisiert, also auch die übermäßige Kontrastmittel- und Strahlendosisbelastung der Patienten dargestellt.

Anhang 1



Abb. 1: Die Software berechnet interessante Kennzahlen wie den Zeitverlust, den Kontrastmittelverbrauch und die Strahlendosis aufgrund unnötig wiederholter Scans. In diesem Beispiel werden die verlorene Zeit und eine geschätzte finanzielle Belastung für einen Scanner aufgrund der unnötigen Wiederholungen dargestellt.

Literatur

- [1] Rose S, Viggiano B, Bour R, Bartels C, Kanne J, Szczykutowicz T: "Applying a New CT Quality Metric in Radiology: How CT Pulmonary Angiography Repeat Rates Compare Across Institutions." *Journal of the American College of Radiology*, 2021, 18(7).
- [2] Rose S, Viggiano B, Bour R, Bartels C, Szczykutowicz T: "A Multiinstitutional Study on Wasted CT Scans for Over 60,000 Patients." *American Journal of Roentgenology*, 2020, 215:5, 1123-1129.

Poster Session 6 | Dosimetrie und Konstanzprüfung Strahlentherapie

P063 Winkelabhängige Korrektur der Gantry-Flex eines Halcyon-Linacs

R. Schindhelm¹, S. Wegener¹, P. Käthner¹, O. A. Sauer¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Medizinische Physik, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Im Planungsprozess wird angenommen, dass alle Bestrahlungsfelder eines Linacs perfekt auf das Isozentrum ausgerichtet sind. Am Gerät ist die Richtung der Strahlachse jedoch vom Gantrywinkel abhängig. Im Folgenden wird die longitudinale Abhängigkeit der Verschiebung des Zentralstrahls vom Gantrywinkel, die sogenannte Gantry-Flex, mit Hilfe eines Winston-Lutz Tests quantifiziert und im Planungsprozess berücksichtigt. Die Methode wurde dosimetrisch anhand stereotaktischer Bestrahlungen an einem Beschleuniger O-Ring-Gantry validiert.

Material & Methoden

An einem Halcyon Bestrahlungsgerät (Varian) wurde mit Hilfe des *ISO-CBCT+* Moduls der Firma *QualiForMed* zunächst die Genauigkeit der Gantryrotation in longitudinaler Richtung quantifiziert. Die Ergebnisse wurden in ein Script für das Bestrahlungsplanungssystem *Eclipse v15.6* implementiert. Damit wird die longitudinale Verschiebung eines Feldes in Abhängigkeit vom Gantrywinkel durch Anpassung der Leafpositionen in die Gegenrichtung und abhängig vom Kollimatorwinkel berücksichtigt.

Es wurden 7 stereotaktische Zielvolumina ($V=4.8$ bis 6.2cm^3) betrachtet, für welche jeweils 2 VMAT-Pläne bestehend aus einer Vollrotation und Kollimatorwinkeln $C=45^\circ$ und 90° optimiert wurden. Nach Abschluss der Optimierung wurde das Script auf beide Planvarianten angewandt und die Dosisverteilung mit der modifizierten Leafkonfiguration neu berechnet. Die Messung der originalen sowie korrigierten Pläne erfolgte mit dem *myQA SRS* der Firma *iba Dosimetry*. Die Übereinstimmung wurde jeweils durch einen Vergleich der Messungen mit der berechneten Dosisverteilung des Originalplans mittels Gammaanalyse bestimmt.

Ergebnisse

Die Amplitude der Gantry-Flex am Halcyon-Gerät beträgt 1.2mm , was vergleichbar zu einem C-Arm-Linac ist. Die berechneten Dosisverteilungen der originalen Pläne für ein ideales Isozentrum und die der flex-korrigierten Pläne unterscheiden sich in D99% des Zielvolumens für $C=45^\circ$ bzw. 90° im Mittel um $(0.83\pm 0.23)\%$ bzw. $(1.92\pm 0.52)\%$. D1% änderte sich um $(0.37\pm 0.14)\%$ bzw. $(0.20\pm 0.1)\%$. Da keine Blenden verwendet werden, wird die maximale Korrektur für $C=90^\circ$ erwartet.

Eine bessere Übereinstimmung der gemessenen Dosisverteilung des korrigierten Plans zur Berechnung ist erkennbar (Abb. 1). Das mittlere Gamma der korrigierten Pläne stieg für $C=45^\circ$ bzw. 90° um $(11.3\pm 1.7)\%$ bzw. $(15.4\pm 1.8)\%$.

Zusammenfassung

Die Gantry-Flex an einem Halcyon-Linac führt zu reduzierter Erfassung des PTVs, kann aber quantifiziert und im Planungssystem korrigiert werden. Diese Korrektur führt zu einer verbesserten Übereinstimmung zwischen Messung und im Planungssystem berechneter Dosisverteilung. Zusätzlich zu der hier betrachteten longitudinalen Ungenauigkeit der Gantryrotation können noch weitere Geräteparameter quantifiziert und korrigiert werden.

Anhang 1

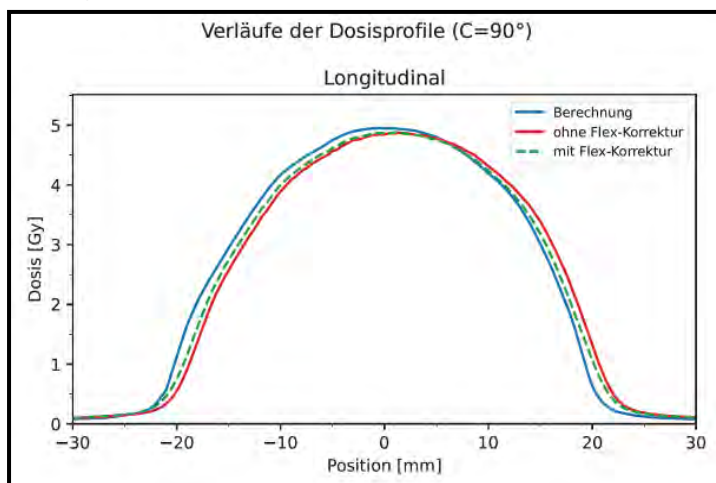


Abb. 1: Gemessene Linienprofile eines Plans für $C=90^\circ$ mit Flex-Korrektur und ohne verglichen mit der Berechnung.

P064 A web-based application simulating the DIN6800-2:2020-8 procedure for monitor calibration checks of a linear accelerator

P. Schaffarz¹, B. Poppe¹, T. S. Stelljes¹

¹Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Oldenburg, Deutschland

Introduction

In this work we present an online tutorial program including web-based H5P modules as well as a MATLAB Web-App simulating the dosimetric calibration routine of a linear accelerator according to DIN6800-2:2020-8.

Materials & Methods

This tutorial consists of two major parts. The first part is the WordPress dosimetry online tutorial website. Here, concepts like correction factors, monitor units, measurement value and dose calculation are introduced. Exercises to ensure a positive learning process are given based on interactive H5P modules. The second part, the MATLAB web app, is hosted within the university intranet. The app simulates the process of absorbed dose to water calibration according to DIN6800-2:2020-8. Field sizes, linac energies, monitor units and measurement depth as well as the chambers calibration factors must be chosen or entered by the user. An underlying dose output algorithm simulates the output of the accelerator based on pre-entered SID/SSD charts. Using a data base of ion-chambers containing typical calibration factors, an expected reading is given by the software, "calibrated" with the user-entered correction factors and compared with the internally pre-calculated dose value. Additionally, the user can choose the option that typical errors such as noise or linac output-drifts are internally added to the simulated output.

Results

With the proposed tutorial we can train students to gain first experiences in the use of procedure described in DIN6800-2:2020-8 before the measurements at the linear accelerator starts. First experiences show that the needed time to understand the underlying formalism of DIN6800-2:2020-8 can be shortened by using the presented app, additionally the time needed to train the students at the linear accelerators can be significantly reduced.

P065 Vergleich zweier Methoden zur Schonung der Linse bei der Bestrahlung von Bindehautlymphomen mit Elektronen

K. Schröder^{1,2}, T. Jansen^{1,2}, J. Stock^{1,2}, M. Douglas^{1,2}, U. Heinrich^{1,2}

¹UK Aachen, Strahlentherapie, Aachen, Deutschland

²Universitätsklinikum Aachen, Strahlentherapie, Aachen, Deutschland

Einleitung

Die Behandlung von Bindehautlymphomen erfolgt im Rahmen einer lokalen Strahlentherapie mit Elektronen. Ziel der Therapie ist es, die Tumorabdeckung durch die Strahlung zu maximieren und gleichzeitig die applizierte Dosis an den Linsen zu minimieren. Im Folgenden werden zwei Techniken untersucht, die dieses Ziel bestmöglich erreichen sollen.

Material & Methoden

Die Bestrahlung erfolgt an einem Elekta-Linearbeschleuniger Axesse™ mit Hilfe eines 10x10cm großen Elektronentubus. Durch einen speziellen Rundeinsatz aus MCP-96 kann dieses Feld auf einen Kreis mit 6cm Durchmesser reduziert werden. Zur Linsenschonung stehen 5cm lange Messingstäbe mit den Durchmessern 6, 8, 10 und 12mm zur Verfügung. In der ersten Variante hängt der Messingstab an einem Draht direkt über der Linse. Bei der zweiten Variante ist der Messingstab mittig auf einer 5mm dicken Acrylglasplatte befestigt (Abb. 1), die so auf das runde Bestrahlungsfeld gelegt wird, dass der Messingstab ebenfalls direkt über der Linse hängt. Die Acrylglasschicht dient zu einem vorgezogenen Aufbaueffekt der Strahlung, um das Dosismaximum in höhere Gewebsschichten zu bringen. Zum dosimetrischen Vergleich beider Varianten werden unter beiden Aufbauten Querprofile in einem Wasserphantom gemessen (PTW-MP3, PTW DiodeE 60017, 6MeV, SSD 100cm, Messtiefe 4mm).

Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt die auf ihr jeweiliges Maximum normierten Querprofile exemplarisch für den Messingstab mit 6mm Durchmesser. Das Acrylglas sorgt für eine zusätzliche Streuung der Strahlung, die Penumbra der Profile wird breiter. Diese Streuung wirkt sich auch auf die Schonung der Linsen aus. Mit Acrylglas erreichen die Linsen noch 33%(Ø6mm), 34%(Ø8mm), 9%(Ø10mm), 6%(Ø12mm) der Dosis. Ohne Acrylglas werden die Linsen nur mit 8%, 6%, 4%, 3% (Ø6, 8, 10, 12mm) der verordneten Dosis belastet. Weitere Unterschiede finden sich im therapeutischen Ringbereich (Abb. 2) der Bestrahlung, also dem Bereich der mehr als 80% der Dosis erhält. Dieser ist mit Acrylglas immer kleiner als ohne (Breite therapeutischer Ringbereich mit/ohne Acrylglas: 19mm/22mm @Ø6mm, 19mm/21mm @Ø8mm, 18mm/21mm @Ø10mm, 17mm/20mm @Ø12mm). Zusätzlich variiert, abhängig von der Streuung, der Durchmesser des schonbaren Bereichs. Dieser ist mit Acrylglas nur um den Faktor 1-1,3 und ohne Acrylglas um den Faktor 1,3-1,8 größer als der Stabdurchmesser.

Zusammenfassung

Die gewonnenen Ergebnisse lassen keine eindeutige Favorisierung einer Technik zu, sondern zeigen dass eine Abwägung im Einzelfall notwendig ist. Die abzuwägenden Aspekte beinhalten die Abdeckung des Zielvolumens, die Effektivität der Linsenschonung und die Schonung des umliegenden Gewebes. Ein eng an die Linse heranreichendes Zielvolumen kann mit Acrylglas erreicht werden, allerdings zu Lasten der effektiven Linsenschonung und des umliegenden Gewebes. Beim Verzicht auf Acrylglas ist der therapeutische Bereich breiter, er reicht jedoch mitunter nicht so dicht an die Linse heran. Diese wird aber deutlich effektiver geschont.

Anhang 1

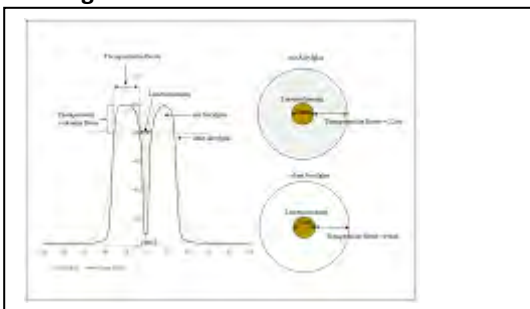


Abb. 1: Vergleich der Querprofile mit und ohne Acrylglas, Modell Aufbau des Aufbaus mit und ohne Acrylglas

Anhang 2

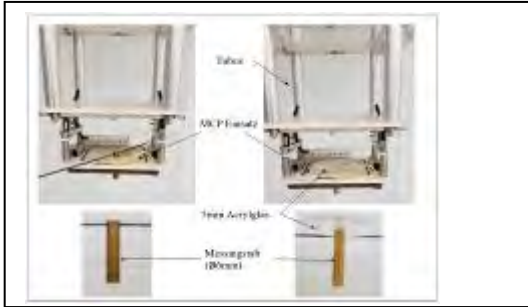


Abb. 2: Versuchsaufbau: Elektronentupus mit MCP Rundeinsatz und jeweils einem Messingstab mit und ohne Acrylglas

P066 Phantom für die Überprüfung der Registrierung bei der bildgestützten stereotaktischen Bestrahlung am Gamma Knife Icon

S. Stefanowicz¹, S. Kampfer¹, D. Bernhardt^{1,2}, S. E. Combs^{1,2,3}, J. J. Wilkens¹

¹Klinikum rechts der Isar, TU München, Klinik für RadioOnkologie und Strahlentherapie, München, Deutschland

²Helmholtz Zentrum München, Institut für Strahlenmedizin (IRM), München, Deutschland

³Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Partner Site München, München, Deutschland

Einleitung

Durch die Integration eines Cone-Beam-CTs (CBCT) ist am Gamma Knife Icon (Elekta, Schweden) neben der radiochirurgischen Bestrahlung von Hirntumoren mit einem stereotaktischen Ring auch eine fraktionierte bildgestützte stereotaktische Bestrahlung mit Maskenfixierung des Patienten durchführbar. Für die Überprüfung der automatischen geometrischen Bildregistrierung zur Lagerungsverifikation und –korrektur wurde ein Prototyp eines Phantoms entwickelt und eingesetzt.

Material & Methoden

Das Phantom besteht aus zwei 12,5 x 12,5 cm² großen Plexiglasplatten mit einer Höhe von 12 mm und 15 mm. Zwischen diesen beiden Platten wurden zwei weitere identisch große Plexiglasplatten (Höhe je 10 mm) eingefügt, in die jeweils zentriert je eine Korkplatte mit einem Durchmesser von 40 mm eingesetzt wurde. Das Phantom wurde auf eine zusätzliche, 10 mm hohe Korkplatte gesetzt und auf einer Halterung, die an der Maskenhalterung des Patiententisches befestigt werden kann, auf eine markierte Referenzposition positioniert. Von diesem Aufbau wurde ein Referenz-CBCT am Gamma Knife aufgenommen. Anschließend wurde die Korkplatte entfernt (Translation $y = -10,0 \pm 0,5$ mm) und das Phantom mit einem definierten Verschiebevektor auf der Halterung verschoben ($x = -6,0 \pm 1,0$ mm, $z = +5,0 \pm 1,0$ mm; Rotation: $x_r = 0,0 \pm 1,0^\circ$, $y_r = 0,0 \pm 1,0^\circ$, $z_r = 0,0 \pm 1,0^\circ$). In dieser Position wurde das Phantom an der Halterung befestigt. Der Aufbau wurde arbeitstäglich auf der Maskenhalterung gelagert und ein CBCT aufgenommen. Die automatischen, rigiden Co-Registrierungen zum Referenz-CBCT wurden mit dem integrierten ImageMerge Tool im Leksell GammaPlan (Version 11.3.1, Elekta) durchgeführt. Die berechneten Translationen und Rotation wurden mit dem Referenzvektor verglichen.

Ergebnisse

Die berechnete Lagerungskorrektur der Co-Registrierung zeigte arbeitstäglich die korrekte Verschiebungsrichtung zur Referenzposition an. Die gemittelte berechnete Translation betrug $x = -5,55 \pm 0,04$ mm, $y = -10,30 \pm 0,03$ mm, $z = 5,15 \pm 0,05$ mm und die berechnete Rotation $x_r = 0,24 \pm 0,07^\circ$, $y_r = 0,76 \pm 0,04^\circ$, $z_r = -0,17 \pm 0,02^\circ$. Die Abweichungen zum Referenzvektor liegen im Rahmen der Unsicherheiten der Positionierung und Verschiebung.

Zusammenfassung

Der vorgestellte Prototyp ist für die Überprüfung und Konstanzprüfung der geometrischen Registrierung geeignet. Des Weiteren kann das aktuelle Phantom mit einem Film bestückt werden, um z. B. für die jährliche Konstanzprüfung der gesamten strahlentherapeutischen Kette nach DIN 6864-1 [1] eingesetzt zu werden. In einem weiteren Schritt soll das Phantom weiterentwickelt werden, um neben der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit des Registrierungsalgorithmus auch die Genauigkeit der ausgeführten Lagerungskorrektur durch den Patiententisch zu überprüfen.

Literatur

[1] DIN 6864-1:2021-12, Konstanzprüfung der strahlentherapeutischen Kette – Teil 1: Teletherapie.

Poster Session 7 | Partikeltherapie inkl. FLASH + GRID Therapie

P067 Referenzdosimetrie von Protonentherapiefeldern – Vergleich verschiedener Dosimetrieprotokolle

A. Paul^{1,2,3,4}, J. Wulff^{1,3,4}, C. Bäumer^{1,3,4,5,6}, B. Timmermann^{1,3,4,7,6}

¹Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen (WPE), Essen, Deutschland

²Heinrich-Heine-Universität, Medizinische Physik, Düsseldorf, Deutschland

³Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland

⁴Westdeutsches Tumorzentrum (WTZ), Essen, Deutschland

⁵Technische Universität Dortmund, Physik, Dortmund, Deutschland

⁶Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Heidelberg, Deutschland

⁷Klinik für Partikeltherapie, Essen, Deutschland

Einleitung

Die Bestimmung der Wasser-Energiedosis unter Referenzbedingungen erfolgt in der Praxis nach verschiedenen Dosimetrieprotokollen. In dieser Arbeit wurden die Unterschiede und Gemeinsamkeiten der Protokolle IAEA TRS-398 von 2000 [1], dem noch unveröffentlichten Entwurf der Neuauflage von IAEA TRS-398 von 2021 (TRS-398u) [2-4] und der DIN 6801-1 von 2019 [5] hinsichtlich der Bestimmung verschiedener Korrekturfaktoren, der Definition der Referenzbedingungen und der Bestimmung der Wasser-Energiedosis in Protonenstrahlung untersucht.

Material & Methoden

Die Wasser-Energiedosis wurde mittels der Flachkammer PPC05 (*IBA Dosimetry*) im Wasserphantom und der Kompaktkammer FC65-P (*IBA Dosimetry*) im RW3-Plattenphantom bestimmt.

Die Referenzbedingungen der Dosimetrieprotokolle unterscheiden sich hauptsächlich in der Auswahl der empfohlenen Ionisationskammern, der Messtiefe (3 cm bei DIN 6801-1 und TRS-398 und 2 cm bei TRS-398u) und der Vorgehensweise zur Bestimmung des Korrekturfaktors für die unvollständige Sättigung k_s [1-5]. TRS-398 und TRS-398u empfehlen zur Bestimmung von k_s die Zwei-Spannungs-Methode, während DIN 6801-1 eine linear-quadratische Anpassung an ein Jaffé-Diagramm (Kehrwerte der Ladungs-Messwerte gegen Kehrwerte der zugehörigen Spannungen) empfiehlt [1-5].

Ergebnisse

k_s nach DIN 6801-1 weicht deutlich stärker von 1 ab und ist mit höheren Unsicherheiten behaftet als der Korrekturfaktor nach TRS-398 und TRS-398u. Die bestimmte Sättigungskorrektur für die Kammer FC65-P ist im Vergleich zur PPC05 erhöht, was auf das höhere Kammervolumen und die daraus resultierende stärkere Rekombination zurückzuführen ist.

Abbildung 1 zeigt die Wasser-Energiedosis mit der ermittelten, kombinierten Standardunsicherheit. Die Wasser-Energiedosis nach TRS-398u weicht im Mittel für die PPC05 um 0,4 % und für die FC65-P um 0,4 % von TRS-398 ab. Die Ergebnisse nach DIN 6801-1 weichen im Mittel für die PPC05 um 1 % und für die FC65-P um 2 % von TRS-398 ab. Die Bestimmung von k_s nach DIN 6801-1 mit der FC65-P zeigt größere Schwankungen und wurde entsprechend im Unsicherheitsbudget konservativ berücksichtigt.

Zusammenfassung

Die Methode zur Bestimmung des Korrekturfaktors für die unvollständige Sättigung nach DIN 6801-1 führt im Vergleich zur Zwei-Spannungs-Methode zu erhöhten Abweichungen und Unsicherheiten. Die Ergebnisse nach TRS-398 und TRS-398u zeigen innerhalb des Unsicherheitsbudgets vergleichbare Ergebnisse und führen zu keiner Änderung der Kalibrierung des klinischen Protonentherapiesystems.

Anhang

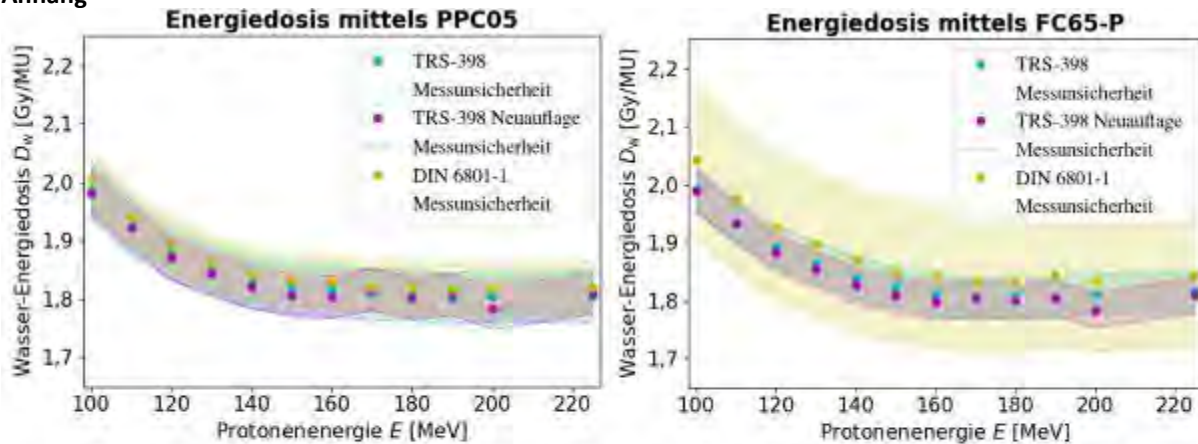


Abbildung 1: Wasser-Energiedosis mittels PPC05 im Wasserphantom (links) und FC65-P im RW3-Plattenphantom (rechts). Es wurde ein $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ großes Feld mit einem Spatabstand von $2,5\text{ mm}$ verwendet. Die dargestellten Unsicherheiten ergeben sich aus einer Analyse der einzelnen Beiträge zur Bestimmung der Wasser-Energiedosis mit kalibrierten Ionisationskammern.

Literatur

- [1] IAEA: TRS-398, Wien, 2000.
- [2] P. Andreo et al.: Status of the Update of the IAEA TRS-398 Code of Practice. Book of Extended Synopses, IDOS 2019, S. 71.
- [3] H. Palmans et al.: Reference Dosimetry of Scanned Proton Beams – State of the Art. Book of Extended Synopses, IDOS 2019, S. 120.
- [4] H. Palmans: SP-0231 IAEA TRS 398: Update for modern radiotherapy. Radiotherapy and Oncology 161, 2021, S. 159.
- [5] NAR: DIN 6801-1, 2019.

P068 Linac basierte Bestrahlungsanlagen für die klinische Protonen- und Kohlenstoff-Minibeamtherapie

M. Mayerhofer¹, V. Bencini², A. Degiovanni³, G. Dollinger¹

¹Universität der Bundeswehr München, Institut für Angewandte Physik und Messtechnik (LRT2), Neubiberg, Deutschland

²Oxford University, Oxford, Vereinigtes Königreich

³ADAM SA, Genf, Schweiz

Einleitung

Im Vergleich zur konventionellen Partikel-Therapie hat die Minibeam-Therapie mit Protonen oder schwereren Ionen (z. B. $^4\text{H}^{2+}$ oder $^{12}\text{C}^{6+}$) das Potential, Normalgewebe weiter zu schonen und so das therapeutische Fenster zu vergrößern. Die laterale Aufstreuung der schwereren Ionen ist gegenüber den Protonen deutlich reduziert, so dass auch in tieferem Gewebe die räumlichen Fraktionierungseffekte verstärkt sein sollten. Präklinische Studien mit Protonen-Minibeams haben gezeigt, dass transversale Strahlgrößen $< 100 \mu\text{m}$ (Sigma) das Potential haben, Normalgewebsreaktion gänzlich zu vermeiden¹. Solche Strahlgrößen können bei klinisch relevanten Strahlströmen ($> 1 \text{ nA}$) derzeit nicht an Zyklotron- oder Synchrotron-Bestrahlungsanlagen realisiert werden. Wir präsentieren Konzepte für klinische Bestrahlungsanlagen zur Protonen- bzw. Kohlenstoff-Minibeam-Therapie, die optimale Strahlparameter für die klinische Anwendung bieten.

Material & Methoden

Die projektierten Minibeam-Bestrahlungsanlagen basieren auf Linearbeschleuniger-Systemen (LINACs), die derzeit für die konventionelle Partikel-Therapie entwickelt werden. Die Protonen-Bestrahlungsanlage basiert auf dem von AVO-ADAM S.A entwickelten LIGHT-System². Die Kohlenstoff-Bestrahlungsanlagen basiert auf einem am CERN entwickelten bend linac-Konzept³. In beiden Fällen wird ein Quadrupol-Triplett und eine Scanning-Einheit genutzt, um die Minibeams zu formen und das Zielvolumen abzurastern. Die Konfiguration der Strahlführung wurde mit der Partikel-Tracking-Software TRAVEL optimiert. Die Interaktion des Strahls mit dem Strahlaustrittsfenster, der Dosimetrieinheit und dem Transport bis zum Bestrahlungsort wurde durch Monte-Carlo-Simulationen (TOPAS) evaluiert.

Ergebnisse

Die Protonen- beziehungsweise Kohlenstoff-Bestrahlungsanlage liefert Strahlgrößen $< 100 \mu\text{m}$ (Sigma) für Teilchenenergien zwischen 70 MeV und 230 MeV beziehungsweise 100 MeV/u und 430 MeV/u. Über den gesamten Energiebereich steht ein Strahlstrom $> 30 \text{ nA}$ zur Verfügung. Bei einer Strahlapplikation mit Minibeams mit einem Abstand benachbarter Strahlen von 1,8 mm resultiert ein Peak-to-Valley-Dosis-Verhältnis > 540 .

Zusammenfassung

Im Gegensatz zu Zyklotron- oder Synchrotron-basierten Bestrahlungsanlagen bieten die derzeit für die konventionelle Partikel-Therapie in der Entwicklung befindlichen LINAC-Systeme eine hohe Strahlbrillanz, die quasi unabhängig von der Partikel-Energie ist. Auf LINAC-Systeme basierte Minibeam-Bestrahlungsanlagen bieten daher optimale Voraussetzungen, um die für die Minibeam-Therapie nötigen Strahlparameter zu realisieren.

Literatur

- [1] Sammer M. et al., Proton pencil minibeam irradiation of an in-vivo mouse ear model spares healthy tissue dependent on beam size, PloS one, 2019, volume. 14, p. e0224873.
- [2] Degiovanni A. et al., LIGHT: a linear accelerator for proton therapy, Proceedings of NAPAC2016, 2016.
- [3] Bencini V. et al., Design of a novel linear accelerator for carbon ion therapy, Università di Roma, 2020.

P069 Intensitätskorrektur von 4D-Conebeam Computertomographie Bildern zur Berechnung zeitaufgelöster Protonendosisverteilungen: erste Anwendung am Patienten

H. Schmitz¹, M. Rabe¹, G. Janssens², S. Rit³, K. Parodi⁴, C. Belka^{1,5}, F. Kamp^{1,6}, G. Landry^{1,4}, C. Kurz^{1,4}

¹University Hospital, LMU Munich, Department of Radiation Oncology, München, Deutschland

²Ion Beam Applications SA, Louvain-la-Neuve, Belgien

³Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, Lyon, Frankreich

⁴LMU Munich, Department of Medical Physics, Garching, Deutschland

⁵German Cancer Consortium (DKTK), Partner Site Munich, München, Deutschland

⁶University Hospital Cologne, Department of Radiation Oncology, Köln, Deutschland

Einleitung

Von der bildgesteuerten adaptiven intensitätsmodulierten Protonentherapie (IMPT) wird ein klinischer Nutzen für bewegliche Tumore erwartet. Die dafür erforderlichen zeitaufgelösten IMPT-Dosisberechnungen wurden für 5 Lungenkrebspatienten auf streuungskorrigierten 4DCBCTs (4DCBCT_{cor}) vom Behandlungstag durchgeführt, um die dosimetrische Genauigkeit dieser 4DCBCT_{cor} zu bewerten. Zum Vergleich wurden Dosisberechnungen auf entsprechenden 4DCT-Planungsbildern und virtuellen 4DCTs (4DvCT) vom Tag der Behandlung durchgeführt.

Material & Methoden

Als Ausgangspunkt wurden 4DCT-Planungsbilder und CBCT-Projektionen vom Behandlungstag in freier Atmung für einen CBCT-Korrektur-Workflow verwendet, der zuvor mit Phantomdaten validiert worden war. Dabei wurden 4DvCT- (deformierbare CT-zu-CBCT-Registrierung) und 4DCBCT_{cor}-Bilder (projektionsbasierte Korrektur unter Verwendung des 4DvCTs) mit 10 Phasen erzeugt. Robuste IMPT-Pläne zur Applikation von 60 Gy in 8 Fraktionen mit einer 3-Felder-Anordnung wurden auf einem Experten-konturierten Planung-CT (pCT) in freier Atmung mit dem Planungssystem RayStation erstellt. Es wurde eine Dichteüberschreibung des internen Zielvolumens (ITV) durchgeführt. Der Monte-Carlo-Dosisalgorithmus und Robustheitseinstellungen von 3 % Reichweiten- und 6 mm Positionierungsunsicherheit wurden angewandt.

Die Dosis wurde in jeder Phase des Planungs-4DCT, 4DvCT und 4DCBCT_{cor} neu berechnet, so dass die akkumulierten Dosen unter Verwendung derselben Vektorfelder, die für die Erstellung von 4DvCT und 4DCBCT_{cor} verwendet wurden, auf den entsprechenden mid-position Bildern berechnet werden konnten. Zur Auswertung wurden die Konturen vom pCT deformierbar auf _{midp}CT und _{midp}vCT registriert. Letztere wurden auf das _{midp}CBCT_{cor} kopiert. Der Vergleich erfolgte mit Hilfe von Dosis-Volumen-Histogramm (DVH) Parametern.

Ergebnisse

4DvCT und 4DCBCT_{cor} zeigten Qualitätsverbesserungen im Vergleich zu 4DCBCT. Die medianen DVH-Abweichungen zwischen 4DvCT und 4DCBCT_{cor} für Bronchien D_{2%}, mittlere Lungendosis und ITV D_{98%} betragen 1%, 2% bzw. 2%. Die Abweichungen waren beim 4DCT aufgrund von Veränderungen zwischen den Aufnahmen größer.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass die tägliche zeitaufgelöste Protonendosisberechnung für Lungentumorpatienten mit 4DvCT und 4DCBCT_{cor} möglich ist. Zur Validierung werden zurzeit weitere Patienten analysiert.

Danksagung: DFG: 399148265, GRK2274

Anhang 1

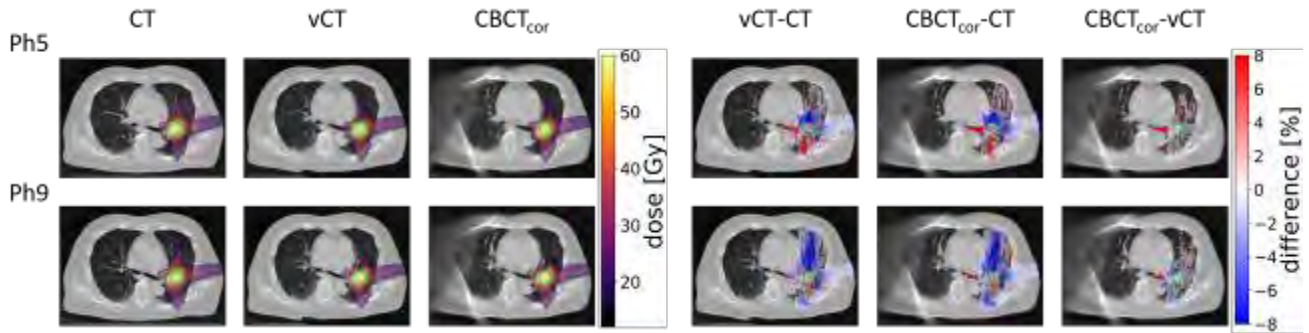


Abb. 1: Berechnete Protonendosis und deren Unterschiede auf den drei analysierten Bildern für einen repräsentativen Patienten. Zur besseren Lesbarkeit der Differenz-Plots (ausgedrückt in Prozent der verschriebenen Dosis) wurden Werte kleiner als 0,4 % maskiert. Bereiche außerhalb des CBCT FOV im vCT wurden mit dem Planungs-CT ersetzt.

Anhang 2

Patient	Bronchien $D_{2\%}$ [Gy]			Mittlere Lungendosis [Gy]			ITV $D_{98\%}$ [Gy]		
	midpCT	midpVCT	midpCBCT _{cor}	midpCT	midpVCT	midpCBCT _{cor}	midpCT	midpVCT	midpCBCT _{cor}
1	31.0	25.4	31.5	7.0	6.4	7.0	55.8	52.4	53.3
2	36.0	34.7	35.0	10.7	10.9	10.6	54.2	53.3	53.2
3	40.5	39.3	40.0	10.6	10.2	10.1	56.9	49.0	48.6
4	34.4	33.0	32.6	8.5	8.6	8.6	56.5	50.3	51.2
5	0.3	0.5	0.5	5.4	5.7	5.7	61.0	48.8	53.1

Tab. 1: DVH-Werte in Gy für die charakteristischen DVH-Parameter Bronchien $D_{2\%}$, mittlere Lungendosis, ITV $D_{98\%}$ sind für kumulierte Dosen von midpCT, midpVCT und midpCBCT_{cor} unserer 5 Patienten dargestellt.

P070 Ein Überblick Monte Carlo berechneter f_Q Faktoren luftgefüllter Ionisationskammern in klinischen Protonenfeldern

K. S. Baumann^{1,2,3}, C. Gomà⁴, J. Wulff⁵, J. Kretschmer^{6,7}, K. Zink^{1,2,3}

¹Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

²Universitätsklinikum Giessen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

³Marburg Ion-Beam Therapy Center (MIT), Marburg, Deutschland

⁴Hospital Clínic de Barcelona, Department of Radiation Oncology, Barcelona, Spanien

⁵Westdeutsches Protonentherapiezentrum, Essen, Deutschland

⁶Universitätsklinikum Groningen, Klinik für Strahlentherapie, Groningen, Niederlande

⁷Carl-von-Ossietzky Universität, Universitätsklinik für Strahlentherapie, Oldenburg, Deutschland

Einleitung

Die aktualisierte Fassung des IAEA TRS-398 Dosimetrieprotokolls steht vor der Veröffentlichung. In der überarbeiteten Version werden unter Anderem Monte Carlo berechnete Strahlungsqualitätskorrekturfaktoren k_Q für luftgefüllte Ionisationskammern in klinischen Protonenfeldern berücksichtigt. Diese k_Q Faktoren wurden mit den Monte Carlo Codes PENH, FLUKA und Geant4 berechnet, die in den letzten Jahren für diese Anwendung optimiert wurden.

In dieser Studie wird ein Überblick der publizierten f_Q Faktoren [1-5], welche die Basis für Monte Carlo berechnete k_Q Faktoren darstellen, gegeben sowie Unsicherheiten Monte Carlo berechneter f_Q Faktoren bestimmt.

Material & Methoden

Aus den publizierten f_Q Faktoren wurden Mittelwerte für sechs planparallele und drei zylindrische luftgefüllte Ionisationskammern bestimmt.

Die Unsicherheiten der Mittelwerte wurden mittels Standardabweichung abgeschätzt.

Ergebnisse

In Abbildung 1 sind Monte Carlo berechnete f_Q Faktoren sowie die Mittelwerte für zwei beispielhafte Ionisationskammern gezeigt. Während die verschiedenen Monte Carlo Codes für kleine Energien gut übereinstimmen, weichen die Ergebnisse für große Energien stärker voneinander ab. Entsprechend sind die Unsicherheiten der Mittelwerte der f_Q Faktoren für hohe Energien größer und betragen bis zu 1% ($k=1$). Dieser energieabhängige Trend wird besonders deutlich bei der Betrachtung der Standardabweichungen der gemittelten f_Q Faktoren aller in dieser Studie untersuchten Ionisationskammern (Abb. 2).

Zusammenfassung

Gemittelte f_Q Faktoren wurden anhand aktuell publizierter Werte bestimmt. Die Monte Carlo Codes zeigen eine gute Übereinstimmung für kleine Energien, divergieren aber für große Energien (ab ~ 150 MeV). Als wahrscheinliche Ursache lässt sich die unterschiedliche Modellierung von nuklearen Wechselwirkungen identifizieren während die Relevanz dieser Wechselwirkungen mit zunehmender Energie steigt. Als Folge ist die Gesamtunsicherheit Monte Carlo berechneter f_Q Faktoren für hohe Energien größer.

Anhang 1

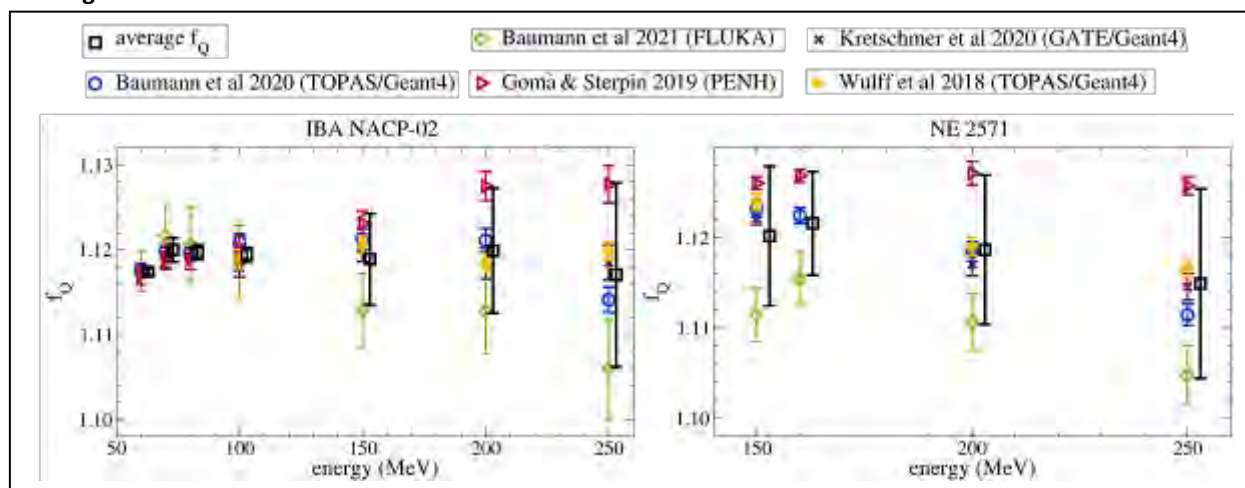


Abb. 1: Monte Carlo berechnete f_Q Faktoren sowie die entsprechenden Mittelwerte und Unsicherheiten ($k=1$).

Anhang 2

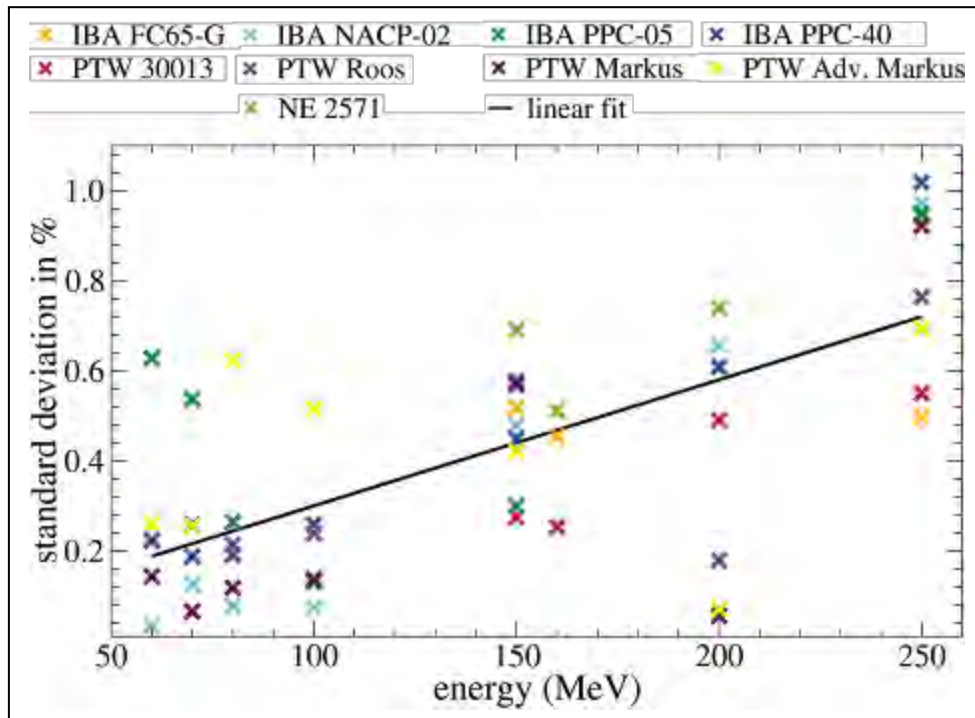


Abb. 2: Die Standardabweichungen der gemittelten f_Q Faktoren mit linearem Fit.

Literatur

- [1] J. Wulff et al: TOPAS/Geant4 configuration for ionization chamber calculations in proton beams, 2018, Phys. Med. Biol. 63 115013
- [2] C. Gomà and E. Sterpin: Monte Carlo calculation of beam quality correction factors in proton beams using PENH, 2019, Phys. Med. Biol. 64 185009
- [3] K-S. Baumann et al: Monte Carlo calculation of beam quality correction factors in proton beams using TOPAS/GEANT4, 2020, Phys. Med. Biol. 65 055015
- [4] J. Kretschmer et al: Monte Carlo simulated beam quality and perturbation correction factors for ionization chambers in monoenergetic proton beams, 2020, Med. Phys. 47 5890-5905
- [5] K-S. Baumann et al: Monte Carlo calculation of beam quality correction factors in proton beams using FLUKA, 2021, Phys. Med. Biol. 66 185009

P071 Entwicklung eines FPGA basierten Strahlsteuerungs- und Überwachungssystems für die SIRMIO Plattform

C. Steinbrecht¹, J. Bortfeldt¹, F. Englbrecht¹, M. Würll¹, K. Parodi¹, J. Gordon², P. Lämmer¹, M. K. Sitarz³

¹LMU Munich, chair of medical physics, München, Deutschland

²Pyramid Technical Consultants Europe, Henfield, Vereinigtes Königreich

³Aarhus University Hospital, Aarhus, Dänemark

Einleitung

Ziel des SIRMIO Projekts [1] ist die Entwicklung eines Prototyps einer portablen Plattform für die präklinische Kleintierbestrahlung mit Protonen. Sie soll in bestehenden klinischen Behandlungseinrichtungen installiert werden können. Dazu wird der klinische Protonenstrahl auf Energien von 20-50 MeV degradiert und magnetisch auf eine Strahlgröße von etwa 1mm Sigma fokussiert. Durch computergesteuerte Bewegung der Maushalterung bei fixiertem Strahl wird die volumetrische Rasterbestrahlung realisiert. Da die Plattform den klinischen Strahl modifiziert, benötigt sie eine dedizierte Strahlüberwachung und -steuerung.

Material & Methoden

Eine segmentierte Ionisationskammer (IC) realisiert die Überwachung von räumlicher Ausdehnung, Position und Intensität des Strahls in Echtzeit. Sie verfügt über eine Dosisebene, sowie zwei in x- und y-Richtung segmentierte Ebenen mit 40nm dicken Aluminiumelektroden zur räumlichen Strahlüberwachung, die über ein Pyramid I6400 Elektrometer ausgelesen werden. Ein von uns entwickelter Verstärker integriert den gemessenen Strom totzeitfrei über eine steuerbare Dauer von 100 μ s – 10s (Gated Integrator, GI). Ein schneller 16bit Analog-Digital-Wandler (ADC) digitalisiert das Signal der Dosisebene. Ein Xilinx Spartan 6 Field-Programmable-Gate-Array (FPGA) steuert den GI und den ADC in Abhängigkeit von der gewünschten Rasterpunktdosis und dem erwarteten Strahlstrom. Dosis und erwarteter Strom werden für jeden Rasterpunkt vom TANGO Steuerungssystem der SIRMIO Plattform übermittelt. Der FPGA überwacht die gemessene Dosis und steuert die Bestrahlungsdauer. Dazu wird ein TTL-Logiksignal des FPGAs in das Steuersystem des klinischen Zyklotrons eingespeist.

Ergebnisse

Wir haben die Strahlüberwachung und -steuerung in Echtzeit auf Basis eines FPGAs realisiert. Durch Verwendung des FPGAs wird Jitter in der Punktbestrahlungsdauer, der bei Realisierung in Software auftreten kann und bis zu 100 μ s beträgt, minimiert. Außerdem wird die Integrationszeit des GI für jeden Rasterpunkt optimiert. Wir diskutieren Ergebnisse von Messungen im klinischen Protonenstrahl (<75 MeV) und im Strahl der SIRMIO Plattform. Wir demonstrieren die Steuerung und Überwachung des klinischen Zyklotrons und besprechen die Auflösung und die Limitierungen unseres Steuersystems. Wir präsentieren Resultate vom Ausführen eines einfachen Bestrahlungsplans und besprechen die Auflösung und Kalibration der IC.

Zusammenfassung

Wir präsentieren das von uns entwickelte und in Betrieb genommene Strahlsteuerungs- und Überwachungssystem der SIRMIO Plattform auf Basis einer ultra-dünnen Ionisationskammer und eines Spartan 6 FPGAs.

Anhang 1

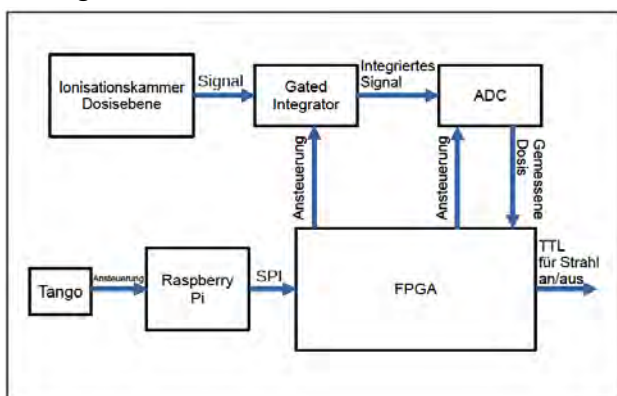


Abb. 1: Schematische Darstellung des Auslese- und Steuerungssystems.

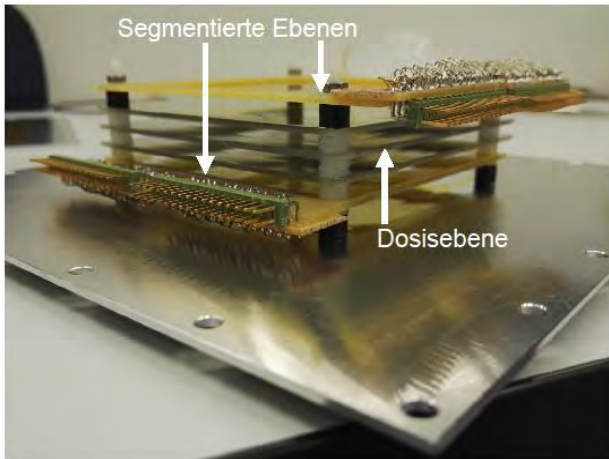


Abb. 2: segmentierte Ionisationskammer.

Finanzierung

Unterstützt durch den Europäischen Forschungsrat [Grant Agreement 725539].

Literatur

- [1] Parodi K. et al. Towards a novel small animal proton irradiation platform: the SIRMIO project. Acta Oncol. 2019; 58:1470–1475.

P072 Heterogene Dosisverteilung im Tumor für optimierte Protonen – Minibeam und FLASH Therapie

G. Dollinger¹, M. Sammer¹, J. Reindl¹

¹Universität der Bundeswehr München, Angewandte Physik und Messtechnik, Neubiberg, Deutschland

Einleitung

Eine Grundannahme für die optimale Therapie mit ionisierender Strahlung jeglicher Art (Röntgen, Elektronen, Protonen, oder Schwerionen) besteht darin, dass an jedem Ort im Tumorgewebe die minimal vorgegebene Dosis appliziert wird. Zusätzlich wird aufgrund der Empfehlungen im ICRU 50 Report auch eine obere Dosisgrenze gesetzt, die letztendlich durch eine optimierte Schonung des gesunden Gewebes bei vorgegebener Minimaldosis im Tumor begründet ist. In der Protonen- oder auch Schwerionen-Minibeam Therapie wird eine bessere Gewebsschonung möglich, wenn die obere Dosisgrenze nicht beachtet und eine stärker heterogene Dosisverteilung im Tumor appliziert wird [Sammer21].

Material & Methoden

Wir betrachten hier drei unterschiedliche, longitudinal inhomogene Protonen Bestrahlungsmoden und vergleichen Sie mit einem konventionellen „Spread out Bragg Peak“ (SOBP) Fall, wobei beachtet wird, dass an jeder Stelle im Tumor die minimal vorgeschriebene Dosis appliziert wird. Betrachtet wird die Überlagerung von zwei symmetrischen Dosisverteilungen aus zwei entgegengesetzten Bestrahlungsrichtungen in einem 25 cm dicken Wasserphantom, das eine 5 cm dicke Tumorregion beherbergt. Verschachtelte Minibeam-Bestrahlungsgeometrien werden mit Breitstrahlgeometrien verglichen.

Resultate

Alle longitudinal heterogene Dosisverteilungen zeigen eine Dosisreduktion im gesunden Gewebe schon im Breitstrahl-Fall gegenüber dem standard-SOBP Fall. Die Protonen-Minibeam Bestrahlungen zeigen aber ein viel größeres mittleres Zellüberleben und damit eine reduzierte „equivalent uniform dose (EUD)“ im gesunden Gewebe als alle Breitstrahl Bestrahlungsmodi, obwohl die mittlere Dosis im Tumor deutlich überhöht ist. Sogar der Bestrahlungsmodus, in dem von jeder Seite nur eine Protonenenergie verwendet wird, zeigt in allen Fällen ein reduziertes EUD im Vergleich zum SOBP Fall mit der Option eines schärferen Dosisabfalls an den Tumorgrenzen, einer einfacheren technischen Realisierbarkeit der Minibeam-Bestrahlungen und der Möglichkeit, eine sehr hohe Dosisrate $> 10 \text{ Gy/s}$ für FLASH Bestrahlungsmodi zu erzielen. [Sammer21] Sammer et al., *Sci Rep* **11**, 3533 (2021). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-81708>

P073 Improving the detection of tissue boundaries in proton radiography images

M. Hötting¹, T. Janßen¹, K. Kröniger¹, F. Mentzel¹, H. Speiser¹, J. Weingarten¹

¹TU Dortmund, Dortmund, Deutschland

Introduction

For years, proton therapy for cancer treatment has been experiencing an increasing application due to its well known advantages such as the high dose conformity of protons. This precision is diminished by several uncertainties, including the positioning of the patient. A correct patient positioning can be performed using on board imaging shortly before irradiation. At present, extra X-ray devices are necessary for the patient alignment. Another approach uses the treatment beam with higher energy protons to generate a proton radiography image of the patient, so that no extra X-ray devices are required. Since the resolution of such an image suffers from multiple Coulomb scattering of the protons, we are developing a new method to improve the quality of segmentation in these proton radiography images.

Materials & Methods

The new approach is to use the projections of the trajectories of scattered protons onto the image plane. These projections contain information about the scattering power of the traversed material. Combining this information with the conventional proton hit maps increases the resolution of object edges in proton radiography images and makes them more resistant to noise even for a low number of protons.

To investigate the newly developed segmentation method a toy model was first implemented. In this model, the multiple Coulomb scattering of the protons is approximated by a single scattering event in the tissue. An object edge is modelled by two adjacent tissues. Then the irradiation with protons is simulated and the proton radiograph and projection image can be generated. Based on these images, the boundary or edge between the two tissues is detected. Also the uncertainty of the edge detection is determined for different numbers of protons and different tissue thicknesses. In order to evaluate the toy model and to generate the two-dimensional images, Monte Carlo simulations are done using the framework Geant4.

Results

First simulations in the Toy Model show a reduction of the uncertainty on the detection of the tissue transition of approx. 34 % with the new method compared to conventional edge detection algorithms. The simulations in Geant4 show that the new method is also feasible in reality. Furthermore, the presented method has a lower sensitivity to noise, which enables the detection of edges at low contrasts and for smaller numbers of protons per image.

Summary

We present a new method for analysing proton radiography images that facilitates the detection of tissue transitions and is significantly more resistant to noise. For smaller numbers of protons per image and lower contrast, precise edge detection in proton radiography images is thereby made feasible.

Appendix 1

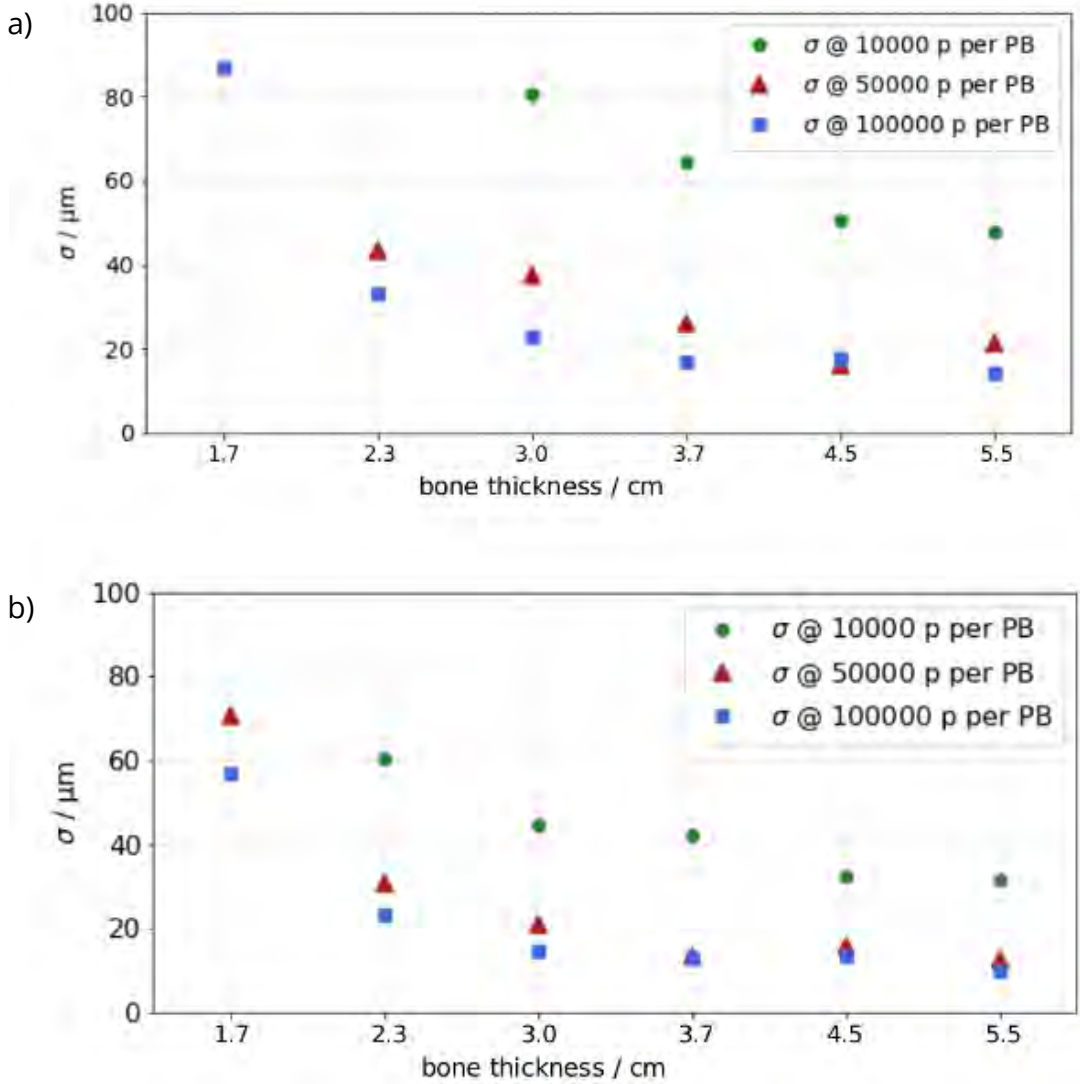


Fig. 1: a) Uncertainties of the detected edges between bone and soft tissue using proton radiography for different numbers of protons and bone thicknesses.
 b) Uncertainties of the detected edges of the same setup using the new edge detection method.

Poster Session 8 | Qualitätssicherung in Diagnostik und Therapie

P074 Considerations in the deployment of artificial intelligence systems in healthcare – a review of the quality control, risk management, and ethics

A. Pashazadeh¹, C. Hoeschen¹

¹Otto von Guericke University, Institute of Medical Engineering, Magdeburg, Deutschland

Introduction

While there is a considerable body of research focused on developing artificial intelligence models for healthcare, uptake of the models as a routine in clinical practices is lacking. The purpose of the current study is to review the three considerations in the way of deploying AI models in healthcare. These considerations include quality control of the models, risk management of the processes, and compliance with ethical standards.

Materials & Methods

Corresponding literature and guidelines were studied to summarize the requirements that need to be fulfilled and activities that need to be done to help translate AI models from bench to bedside.

Results

For the quality control of the AI models, it is required for the behavior of models to be understood. This entails technical evaluation of the models as well as complying with the existing guidelines defined by regulatory bodies such as FDA or European Commission. To decide the level of risk that the application of the AI model can impose, the three-level risk model can provide a reference. This risk model divides the risk levels into three categories of unacceptable risk, high risk, and limited/minimal risk. As for the ethics of AI in healthcare, there are some principles in place that governs the use of IT in health. These existing principles can be used as part of the ethics of AI in healthcare, because of some common features between the two domains. However, because of the distinguishing features of AI from general IT, dedicated principles need to be defined. The six principles of the World Health Organization can provide a basis for ethical consideration of the AI models.

Conclusion

AI technology offers exciting opportunities in healthcare for better patient care. However, there is a bottleneck in the quick adaptation of this technology by healthcare bodies. For a model to be deployed in healthcare practices, requirements in terms of quality control, risk management, and ethics need to be fulfilled. Considering the wideness and variety of the disciplines needed to fulfill these requirements, close collaboration of medical experts including medical physicians, medical physicists, and technicians on one side, and model developers including data scientists and IT engineers on the other side is crucial. Additionally, the involvement of regulatory bodies as decision-makers and, of course, patients as the central body is necessary to successfully bring AI models into clinical settings. The output of such a multidisciplinary collaboration should be a safe, efficient, and accurate AI model to improve patients' experience.

P075 Modellierung eines Linearbeschleunigers der Baureihe „Synergy“ mittels zweier wissenschaftlicher Monte-Carlo-Programme

S. Schäfer^{1,2}, S. Jaschik^{2,3}, M. Schaks², M. Janich²

¹Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Institut für Physik, Halle (Saale), Deutschland

²Universitätsklinikum Halle (Saale), Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Halle (Saale), Deutschland

³Klinikum Chemnitz gGmbH, Klinik für Radioonkologie, Chemnitz, Deutschland

Einleitung

Wissenschaftliche Monte-Carlo-Programme bieten eine gute Möglichkeit zur Verifikation von experimentellen Daten oder Plänen aus Bestrahlungsplanungssystemen. Hierfür bedarf es unter anderem einer präzisen Modellierung der Beschleunigergeometrie. Eine gute Übereinstimmung eindimensionaler Dosisverteilungen mit Messdaten ist die Grundlage einer genauen Beschreibung komplexerer, dreidimensionaler Dosisverteilungen, wie sie beispielsweise im Patienten nach VMAT-Bestrahlung auftreten.

Material & Methoden

Basierend auf Herstellerdaten der Firma Elekta wurden zwei voneinander unabhängige Modelle eines Synergy-Beschleunigers mit den Programmen TOPAS MC [1] und EGSnrc [2] erstellt. Es wurden Tiefendosiskurven (TDK) und Dosisquerverteilungen (QV) für sieben Feldgrößen simuliert und mit Messungen verglichen. Anhand der beobachteten Abweichungen wurden die Modelle angepasst. Hierfür wurden bei EGSnrc das Elektronenenergiespektrum, die Spotgröße und die kollimierenden Systeme sowie bei TOPAS zusätzlich die Geometrie des Flattening Filters verändert. Ein besonderes Augenmerk wurde dabei auf die für VMAT-Pläne relevanten, kleineren Felder gelegt. Als Vergleichsmetrik wurde bei den QVs die 1D-Gammapassrate [3] (1%/1mm) im Bereich der Halbwertsbreite + 2 cm, bei den TDKs im Bereich von 1 mm bis 250 mm verwendet. Beim Vergleich der TDKs wurde zusätzlich der Strahlungsqualitätsindex Q hinzugezogen.

Ergebnisse

Die ermittelten Gammaindices sind in Tab. 1 zusammengefasst, Abb. 2 zeigt die Flanken der Querverteilungen. Nach der Anpassung wiesen die simulierten Tiefendosiskurven sowohl bei TOPAS als auch bei EGSnrc eine exzellente Übereinstimmung mit den Messungen auf. Die Querverteilungen kleiner Felder stimmen ebenfalls gut überein, da diese bei den Optimierungen bevorzugt wurden.

Zusammenfassung

Beide Modelle können eindimensionale Dosisverteilungen für Feldgrößen bis 10x10 cm² gut wiedergeben. Mit TOPAS war es möglich, eine insgesamt bessere Übereinstimmung bei großen Feldern zu erhalten. Weiterführend sollen die Modelle für zur Verifikation klinischer VMAT-Pläne vorbereitet werden.

Anhang 1

Feldgröße [cm ²]	TOPAS					EGS				
	vor Anpassung		nach Anpassung			Vor Anpassung		Nach Anpassung		
	QVx	QVy	QVx	QVy	TDK	QVx	QVy	QVx	QVy	TDK
4x4	0,700	0,925	1,000	1,000	0,982	1,000	0,975	1,000	0,975	0,991
7x7	0,519	0,698	0,982	0,962	1,000	0,982	0,943	1,000	0,943	0,991
10x10	0,400	0,538	1,000	0,925	1,000	0,900	0,938	0,975	0,925	0,991
15x15	0,246	0,382	0,964	0,973	1,000	0,682	0,582	0,873	0,636	0,991
20x20	0,231	0,344	0,946	0,985	1,000	0,515	0,412	0,462	0,374	0,982
30x30	0,194	0,296	0,939	0,899	0,991	0,250	0,218	0,250	0,218	0,963
36x36	0,167	0,201	0,948	0,948	0,991	0,252	0,162	0,238	0,148	0,946

Tab. 1: Vergleich der Gammaindices (1 %/1 mm) für Dosisquerverteilungen und Tiefendosiskurven verschiedener Feldgrößen vor und nach Anpassung an die Messungen

Anhang 2

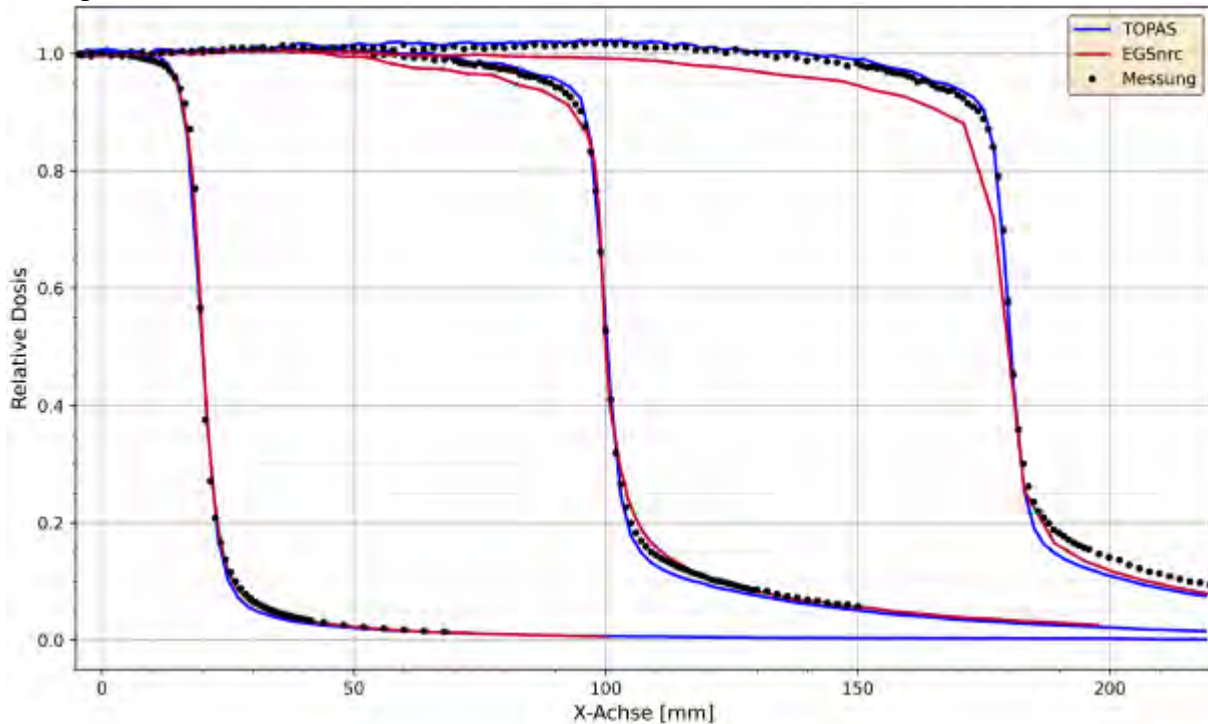


Abb. 1: Vergleich von mit TOPAS und EGSnrc simulierten Dosisquerverteilung (4x4, 20x20, 36x36 cm², SSD = 90 cm, 10 cm Wassertiefe) mit Messwerten (PTW 60019 microDiamond, 2019).

Literatur

- [1] Faddegon, B., Ramos-Méndez, J., Schuemann, J., McNamara, A., Shin, J., Perl, J., Paganetti, H.: The TOPAS tool for particle simulation, a Monte Carlo simulation tool for physics, biology and clinical research, PM 72, 114–121 (2020)
- [2] Rogers D. W., Kawrakow I., Seuntjens J. P., Walters B. R., Mainegra-Hing E.: NRC user codes for EGSnrc, NRC Report Pirs 702 (2003)
- [3] Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., Purdy, J. A.: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, Med. Phys. 25, 5, 656–661 (1998)

P076 Einfluss eines Komponententausches an einem *TomoTherapy* Gerät auf die Rekommissionierung von Mobius3D

C. Riede¹, M. Schwedas¹, T. Teichmann¹, T. Wiezorek¹, A. Wittig-Sauerwein¹

¹Universitätsklinikum Jena, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Jena, Deutschland

Einleitung

Die DIN 6875-3 fordert bei fluenzmodulierten Strahlenfeldern eine vom Bestrahlungsplanungssystem (Accuray *Precision* 2.0.1.1) unabhängige Prüfung der Dosisverteilung. Zur Anwendung kam hierfür Mobius3D (M3D) (V.2.1.2, Varian), welches mit dem *golden beam dataset* (Accuray) kommissioniert wurde. Zusätzlich müssen Anpassungsfaktoren verifiziert werden, wie der Kalibrierfaktor für den Gesamtoutput (normiert auf 5cm Feldbreite) sowie weitere, feldbreitenabhängige Outputfaktoren.

Strahlenschutzrelevante Eingriffe, wie ein MLC- oder LINAC-Tausch, können bei einem *unflattened beam (fff)* zu Veränderungen der Intensität und damit zu abweichenden Anpassungsfaktoren führen [1]. Aufgrund dessen muss die M3D Kommissionierung überprüft und gegebenenfalls angepasst werden.

Material & Methoden

Für die Anpassung von M3D wurden 20 Patientenpläne verschiedener Entitäten und Feldbreiten mit *Precision* neu gerechnet und nachfolgend mit M3D verifiziert. Die daraus resultierenden Dosisabweichungen (ΔD) wurden, referenziert auf *Precision*, PTV-spezifisch extrahiert.

Des Weiteren sind alle Patientenpläne auf ein *Cheese Phantom* (Accuray) übertragen und an zwei definierten Positionen mit verschiedenen Ionisationskammern (A1SL, $V=0,056\text{cm}^3$, Standard Imaging & Semiflex 31002, $V=0,125\text{cm}^3$, PTW) gemessen worden.

Für die Bestimmung der Anpassungsfaktoren für M3D erfolgte ein feldbreitendifferenzierter Vergleich der errechneten und gemessenen ΔD .

Um die Ursache der Abweichungen, der mit M3D kalkulierten Dosis nach dem LINAC-Tausch zu verifizieren, wurden Patientenpläne vor dem Komponententausch auf die neue Revisionsnummer (RevNr) aktualisiert und neu berechnet. Aus den erhaltenen RTPlan Dateien für beide RevNr wurden mit Hilfe von MATLAB (R2018b) die Sinogramme extrahiert, ausgewertet sowie Differenzsinogramme gebildet, um Plandifferenzen zu quantifizieren.

Ergebnisse

Die ΔD (Messung-M3D) betragen $-1,5\pm 1\%$, $-2,3\pm 1,3\%$ und $-2,7\pm 1,2\%$ für 1cm, 2,5cm und 5cm Feldbreite (vgl. Abb. 1).

Diese Abweichungen resultieren aus einer veränderten Intensität des *fff beams* (nach LINAC-Tausch), welche durch Lamellenöffnungszeiten (*LOTs*) kompensiert werden. Weiterhin kommt es zu veränderten Latenzzeiten nach einem MLC-Tausch. Der Einfluss beider Parameter wird beim Vergleich der beiden RevNr im Differenzsinogramm deutlich (neue *LOTs* von mindestens 18,2ms, mittlere Öffnungszeit aller Lamellen um $3,4\pm 0,1\text{ms}$ erhöht; vgl. Abb. 2).

Zusammenfassung

Die mit M3D festgestellten ΔD lassen sich mithilfe der Analyse der Sinogramme verifizieren und sind auf geänderte *LOTs* zurückzuführen. Nach Verständnis der Ursache konnte M3D neu kommissioniert werden. Zukünftig ist die Analyse der Differenzsinogramme zweier bis auf die Maschinenparameter identischen Pläne bei weiteren Veränderungen an der *TomoTherapy* ein aussagekräftiges Werkzeug hinsichtlich der Notwendigkeit einer Neukommissionierung von M3D.

Anhang

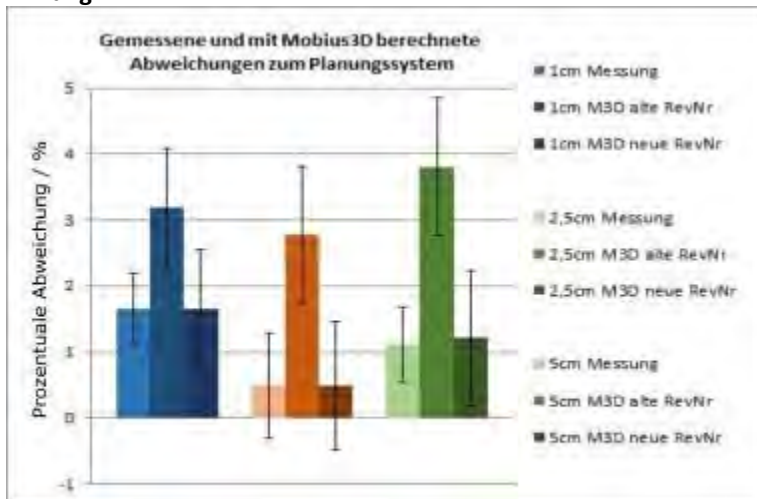


Abb. 1: Gemessene und mit Mobius3D berechnete Abweichungen zum Planungssystem gemittelt über alle Messungen je Feldbreite.

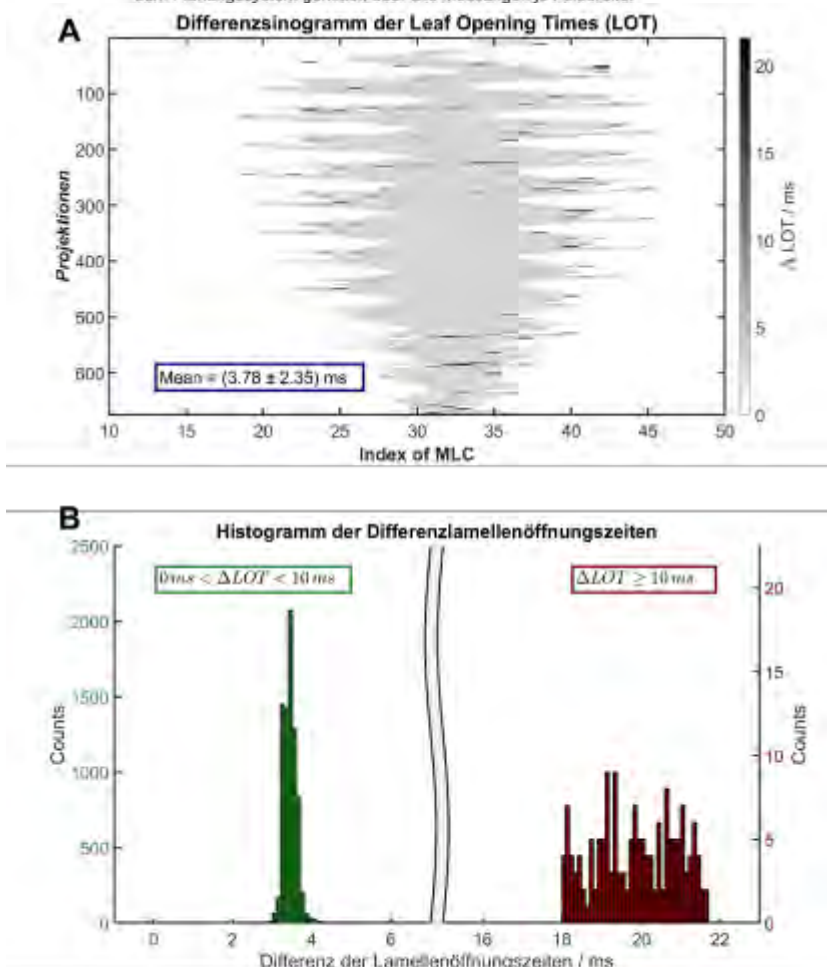


Abb. 2: Darstellung des Differenzsinogramms der LOTs (A) und Histogramm der Unterschiede für die Lamellenöffnungszeiten (B) - Prostataplan.

Literatur

[1] Fogliata A. et al., Med Phys. 2012 Oct;39(10):6455-64.

P077 Integration der SunCHECK Machine QA Software am Halcyon anhand der Prüfung „Genauigkeit der Gantrywinkel“

A. Mirus¹, S. Eckhardt¹, P. Rosenthal¹

¹Charité Universitätsmedizin, Strahlentherapie, Berlin, Deutschland

Einleitung

Das SunCHECK Machine QA System wurde in die Arbeitsroutine der Maschinen-Qualitätssicherung (QS) für den Halcyon integriert. Die digitale Ablage der Konstanzprüfungen mit der Möglichkeit von individuellen Anpassungen von Parametern ist eine papierlose Alternative zur herkömmlichen Papierdokumentation von Konstanzprüfungen. Es bietet die Möglichkeit, nach Eingabe der Messdaten eine direkte Ergebnisauswertung zu erhalten. Die Interventionsschwellen können im Programm festgelegt und mit der Ausgabe einer Warnung (Warning) und eines Fehlers (Error) verknüpft werden. Für alle angelegten Prüfungen wird ein „Scheduling“ festgelegt, dass das Intervall für die regelmäßige Durchführung der QS anzeigt.

Material & Methode

Basierend auf der DIN 6847-5 wird für die Prüfung der Gantryposition des Halcyon das ArcCHECK von Sun Nuclear auf den Patiententisch am Lasersystem ausgerichtet (Abbildung 1). Nach erfolgter Positionierung in das virtuelle Isozentrum (Laser-Isozentrum) wird das Messphantom in das Strahlenfeld-Isozentrum gefahren. Ein generierter Plan mit den Gantrywinkeln 10°, 82°, 154°, 226° und 298° wird anschließend in der Treatment Station geladen. Alle Felder werden mit einer Monitorvorwahl von 100 MU abgestrahlt. Die Messwerte der Gantrywinkel werden aus der Auswertesoftware des ArcCHECK entnommen (Abbildung 2). Diese Werte werden in die erstellte Maschinen-QS des SunCHECK Machine QA System für die Ermittlung der Gantrywinkel eingepflegt (Abbildung 3). Die Interventionsschwelle für eine Warnung liegt bei einer Differenz von 0,5° zum Sollwert, für einen Fehler bei 0,55°. Nach der Eingabe erscheint unmittelbar die Abweichung zum Sollwert.

Ergebnisse

In Abbildung 4 sind vier Messwerte aus den letzten zwei Jahren beispielsweise für den Gantrywinkel von 10° grafisch dargestellt. Hier ist ersichtlich, dass die Messungen innerhalb der Toleranz von 0,5° (Warnung) liegen. Neben dieser Grafik sind tabellarisch die Auswertungen aller Gantrywinkel mit ihrer Interventionsschwelle aufgeführt. Alle Auswertungen ergeben eine Abweichung von 0,1°.

Diskussion (Schlussfolgerung)

Durch die Integration der SunCHECK Machine QA Software in die Arbeitsroutine wurde eine digitale Auswertung der Konstanzprüfungen und eine damit verbundene digitale Ablage der Dokumentation realisiert. Mit der Softwareanalyse der Messwerte findet eine sofortige Prüfung der Interventionsschwellen statt. Zusätzlich zu der Adaption der DIN 6847-5 an die Eigenschaften des Halcyon wurden auch weitere Bestrahlungsgeräte der Klinik – zwei Clinacs, ein Afterloading-System und eine Röntgentiefentherapie-Anlage – mit ihren jeweiligen QA-Anforderungen in die SunCHECK-Umgebung integriert. Ein Ausblick bietet bei dieser Prüfung eine automatisierte Übermittlung der Messdaten von der ArcCHECK-Software zu der angelegten Arbeitsroutine der SunCHECK Machine QA Software.

Abbildungen

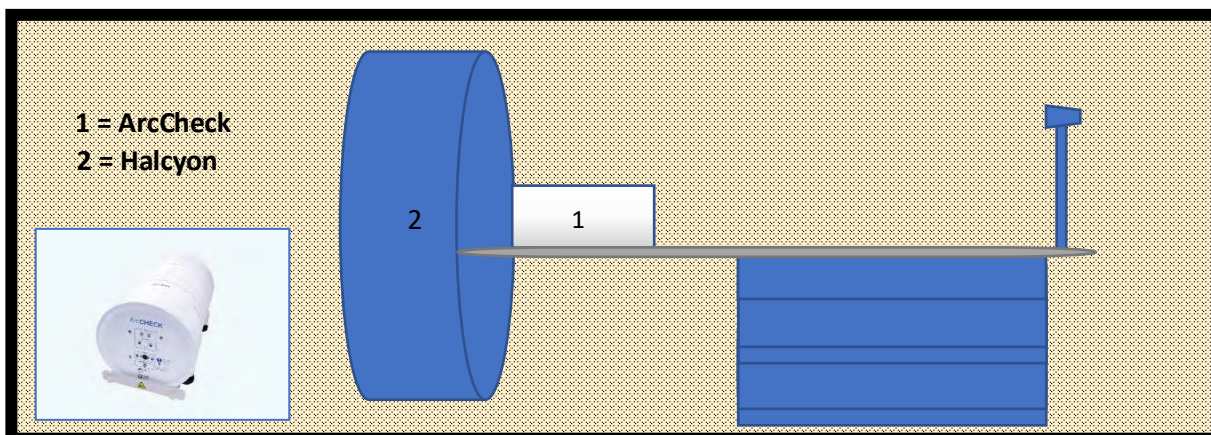


Abb. 1: Positionierung des ArcCHECK am Halcyon

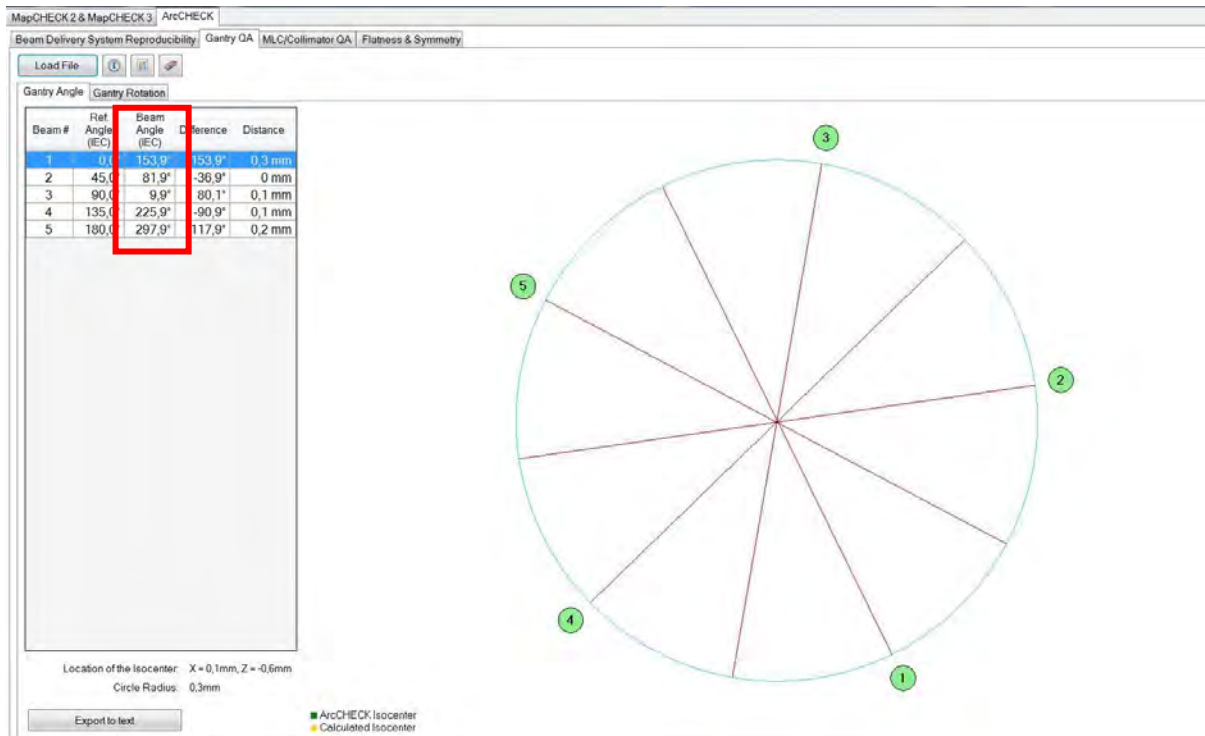


Abb. 2: Anzeige der tatsächlichen Gantrywinkel in der Auswertesoftware des ArcCHECKs (SNC)

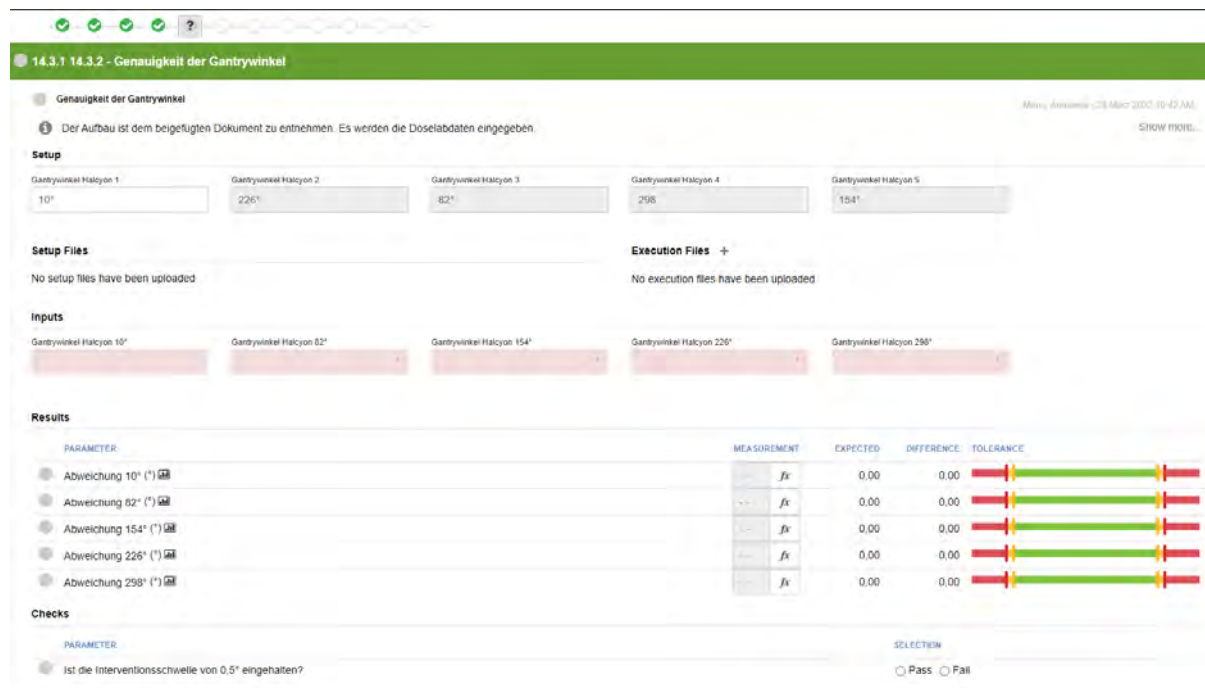
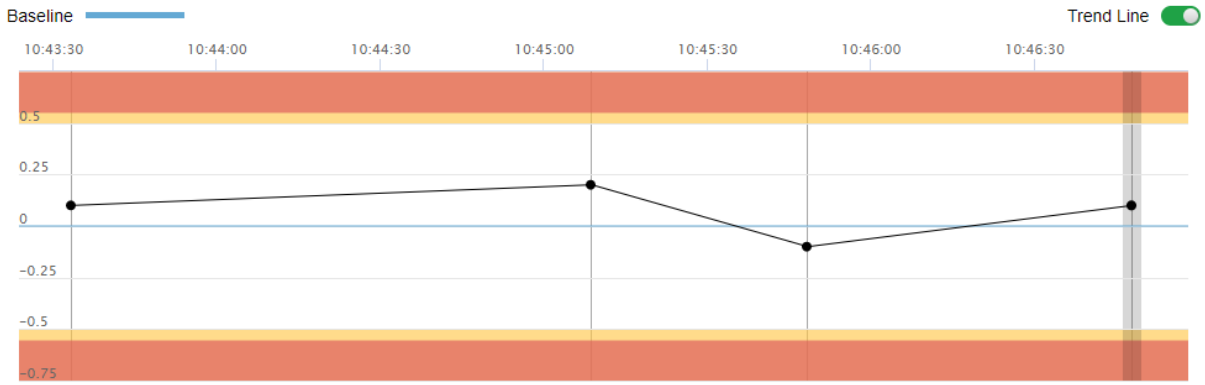


Abb. 3: erstellte Eingabeoberfläche für die QS im SunCHECK Machine QA System

Trend - Genauigkeit der Gantrywinkel



Parameters - Genauigkeit der Gantrywinkel

STATUS	PARAMETER	MEASUREMENT	EXPECTED	DIFFERENCE	TOLERANCE
✓	Abweichung 10°	0.10 °	0.00 °	0.10 °	0.1
✓	Abweichung 226°	0.10 °	0.00 °	0.10 °	0.1
✓	Abweichung 82°	0.10 °	0.00 °	0.10 °	0.1
✓	Abweichung 298°	0.10 °	0.00 °	0.10 °	0.1
✓	Abweichung 154°	0.10 °	0.00 °	0.10 °	0.1
✓	Ist die Interventionsschwelle von 0,5° eingehalten?	Passed			

Abb. 4: Auswertung der Messergebnisse im SunCHECK Machine QA System

P078 Eine Methode zur Patientenplanverifikation am ZAP-X mit dem OCTAVIUS 1600 SRS Detektorarray

K. Büsing¹, J. Harmsen², P. D. Klassen³, H. K. Looe¹, B. Poppe¹, D. Poppinga⁴

¹Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universität Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

²Praxis für Strahlentherapie Nordhorn-Meppen, Meppen, Deutschland

³St. Bonifatius Hospital, Department für Neurochirurgie, Lingen, Deutschland

⁴PTW Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Das ZAP-X ist ein neuartiges System für die radiochirurgische Strahlentherapie im Kopfbereich. Das vollabgeschirmte System besteht aus einem 3 MV Linearbeschleuniger der auf zwei Gantryachsen in allen Raumrichtungen bewegt werden kann. Kollimatoren mit einem Durchmesser zwischen 4 mm und 25 mm können zur konformen Erfassung des Tumors genutzt werden. Ziel der Arbeit ist die Einführung einer Methodik zur messtechnischen Patientenplanverifikation basierend auf einem flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammerarray OCTAVIUS 1600 SRS (PTW Freiburg, Deutschland).

Material und Methoden

Im ersten Schritt wurde ein CT vom Detektorarray OCTAVIUS 1600 SRS mit 3 cm RW3 Material unter und über den Array angefertigt. Im zweiten Schritt wurden Bestrahlungspläne auf diesem CT gerechnet, wobei das Zielvolumen in die Mitte der Detektorebenen verschoben wurde. Die relative Position der einzelnen Isozentren zueinander wurden dabei nicht verändert. Auch die Gantrypositionen, Kollimatorgrößen oder MU pro Strahl sind unverändert geblieben. Anschließend wurden die DICOM-Dateien exportiert.

Im dritten Schritt wurde das Array auf dem Patiententisch des ZAP-X Systems positioniert. Die Bestrahlungspläne wurden im klinischen Modus appliziert, sodass die Bestrahlung mit der Patientenpositionierung beginnt. Somit wurde das Array mit der automatischen Patientenpositionierung ausgerichtet. Das Array wurde mit der Software Verisoft ausgelesen und für jedes Isozentrum wurde eine Messdatei gespeichert. Zwischen jedem Isozentrum wurde die Patientenpositionierungsroutine wiederholt und das Array neu ausgerichtet.

Die gemessenen Daten werden mit der vom Bestrahlungsplanungssystem berechneten Dosisverteilung verglichen. Dabei wird ein lokales Gamma-Index-Kriterium von 1 mm/3 % angewendet.

Ergebnisse

Der Messaufbau mit dem Array ermöglicht eine automatische Positionierung des Tisches anhand von kV Bildgebung wie bei den Patientenroutinen. 70% der betrachteten Isozentren zeigen im Vergleich der gemessenen Dosisverteilung mit dem berechneten Plan einen Gamma-Index von über 90%. Isozentren mit einem niedrigeren Gamma-Index lassen auf eine Winkelabhängigkeit des Arrays schließen.

Diskussion

Die Anwendung eines OCTAVIUS 1600 SRS Arrays mit dem beschriebenen Messaufbau kann zur hochauflösenden zweidimensionalen Patientenplanverifikation am ZAP-X System eingesetzt werden, jedoch muss die Winkelabhängigkeit des Arrays dabei berücksichtigt werden.

P079 Limitations of non-uniform temporal sampling schemes in CTPT. Stein¹, A. Rau^{1,2}, K. Müller-Peltzer¹, F. Bamberg¹, H. Urbach², E. Kellner^{2,3}¹Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie, Freiburg im Breisgau, Deutschland²Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Neuroradiologie, Freiburg im Breisgau, Deutschland³Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Radiologie, Medizinphysik, Freiburg im Breisgau, Deutschland**Introduction**

CT-Perfusion is a well-established technique to detect cerebral infarction, but is associated with relevant radiation exposure. To reduce radiation dose, sampling the contrast bolus with intervals was proposed recently. As the bolus peak carries most of the relevant information, this approach aims to sample the peak at a higher rate than the bolus start and tail [1].

However, the bolus might not always be in sync with this scheme due to patient individual factors like cardiac output and perfusion delay in case of a large-vessel-occlusion (LVO). We therefore investigated the variability of actual bolus arrival times from a large dataset from clinical routine to assess potential feasibility of a non-uniform perfusion sampling scheme.

Material & Methods

We retrospectively included 887 perfusion scans with suspected large vessel occlusion from our clinical routine. The arterial input function and mean curves in hypoperfused and infarcted brain tissue were extracted for all cases and peak positions were calculated. Histograms of the bolus peak positions were used to assess the proportion matching a non-uniform sampling scheme.

Results

Fig. 1 shows the non-uniform sampling scheme proposed by Cros et al. [1]. Real-world concentration-time-curves with respect to that scheme and histograms for the peak position for all cases are given in Fig. 2. In 7.5% of the cases, the AIF peaked after the optimal sampling area beyond 27 sec. Regarding ischemic tissue, we observed a peak after 27 sec in 50% of the patients within the penumbra and in 69% within the core.

Summary

The delayed peak of the AIF can be partly explained with patient-individual factors such as reduced cardiac output. This can in principle be compensated with a patient-individual delay between end of contrast agent injection and start of the measurement, determined by a test-bolus [2]. However, the a priori unknown delay in hypoperfused tissue renders it nearly impossible to optimally sample AIF in ischemic tissue with a non-uniform sampling scheme. Alternatively, constantly reduced temporal sampling in combination with modern denoising techniques comprise promising alternatives for dose reduction.

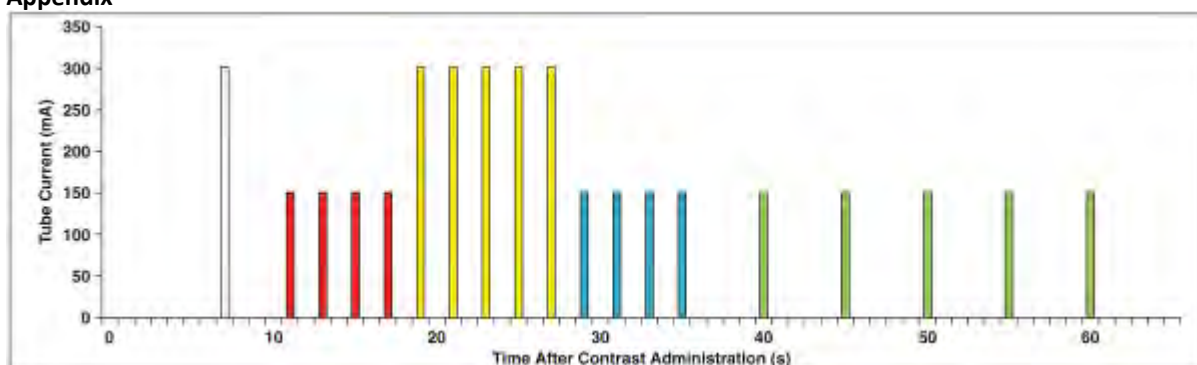
Appendix

Fig. 1: From Cros et al. [1] Dynamic acquisition sequences performed for brain perfusion CT examinations. White = mask, red = early arterial phase, yellow = peak arterial phase, blue = late arterial phase, green = venous phase

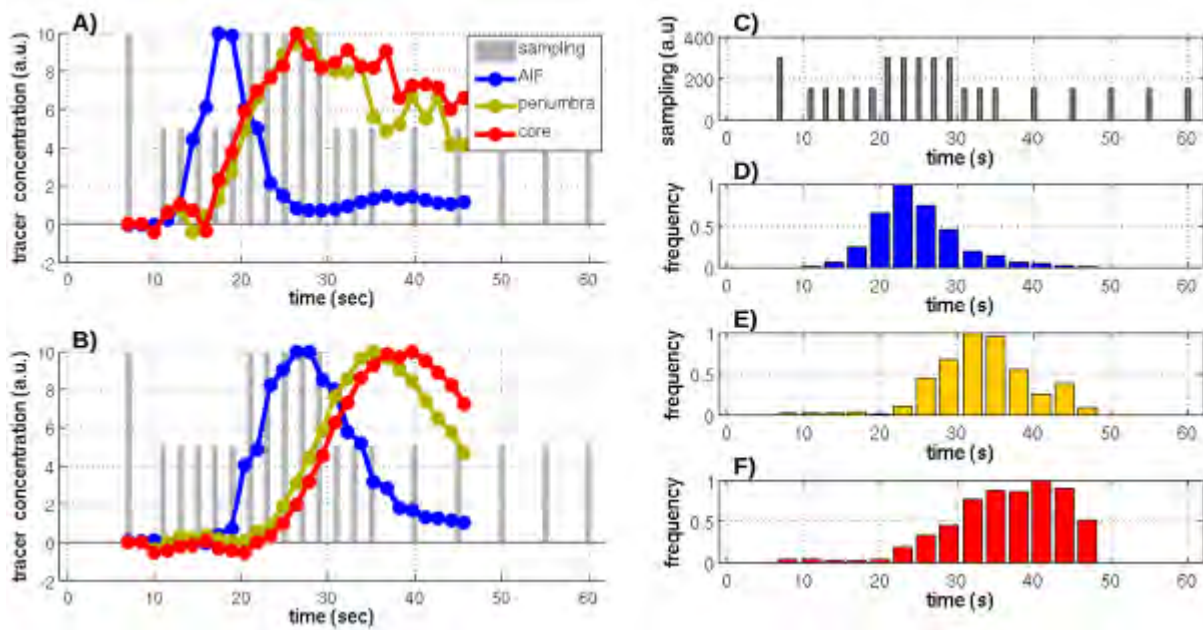


Fig. 2: Examples of different arrival times of AIF and curves in core and penumbra (A & B). AIF and core/penumbra curves cannot be in sync with the sampling scheme (Fig. 1) at the same time. D-F: Histograms of the peak position for all cases. Bolus arrival in hypoperfused and core tissue can be delayed significantly which makes it difficult to sample AIF and tissue curve optimally with a non-uniform scheme.

References

- [1] Cros et al. (2016). AJR 2016 206:1, 129-135
- [2] Hartman et al. AJNR 2022

Poster Session 9 | Radiologische Bildgebung, Bildverarbeitung, Dosisoptimierung, Dosismanagement Teil 1

P080 Bildqualitätsmaßzahl aus klinischen Mammographieaufnahmen – eine Machbarkeitsstudie

U. Mäder¹, A. Neißner¹, M. Fiebich^{1,2}

¹Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

²Universitätskrankenhaus Gießen-Marburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Röntgenprojektionsaufnahmen der Brust werden einer komplexen, nicht-linearen Bildverarbeitung unterzogen, um die Aufnahmen hinsichtlich der menschlichen Wahrnehmung zu optimieren. Die etablierten Verfahren zur Bewertung der technischen Bildqualität sind allerdings nur auf die unverarbeiteten Aufnahmen von technischen Prüfkörpern sinnvoll anwendbar. Die klinische Bildqualität lässt sich mit diesen Verfahren nicht direkt ermitteln.

Aus diesem Grund wird die Eignung des NIQE-Algorithmus (non-reference image quality estimator) [1] – der für die Bewertung von natürlichen Bildern entwickelt wurde – zur Bewertung der Bildqualität klinischer Mammographieaufnahmen untersucht.

Material & Methoden

Der NIQE-Algorithmus wurde auf eine Belichtungsreihe (mit 16 Stufen von 10 mAs bis 200 mAs) eines anthropomorphen Mammographiephantoms [2] angewendet. Dazu wurden aus jeder Aufnahme der Reihe zufällig 200 Regionen der Größe 64 x 64 Pixel erstellt. Die NIQE-Scores der Regionen wurden jeweils gemittelt und die Standardabweichung ermittelt. Es wurde die MATLAB-Implementation von NIQE verwendet und ein eigenes NIQE-Model aus den 200 mAs Regionen erstellt.

Um die Ergebnisse von NIQE mit einem etablierten Verfahren zu vergleichen, wurden in die Regionen runde Läsionen simuliert und diese Bilder mit dem Regression Detectability Index (RDI) [3] ausgewertet. Die daraus resultierende Detektierbarkeit d' in Abhängigkeit der Dosis wurde mit den entsprechenden NIQE-Scores verglichen.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt den mittleren NIQE-Score pro Dosisstufe. Dabei bedeutet ein niedrigerer Score, eine bessere Bildqualität. Sichtbar ist, dass für die niedrigen Dosisstufen bis etwa 80 mAs eine gute Korrelation zwischen NIQE-Score und Dosis besteht. Der Schaltpunkt der Belichtungsautomatik lag für das genutzte Phantom zum Vergleich bei 63 mAs.

Die Korrelation zwischen Detektierbarkeit, ermittelt mit dem RDI-Observer, und dem NIQE-Score liegt bei -0.98.

Zusammenfassung

Für das vorgestellte Szenario zeigt NIQE vielversprechende Ergebnisse, um einen Bildqualitätsparameter direkt aus einer klinischen Mammographieaufnahme abzuleiten. Allerdings deuten die verhältnismäßig großen Fehlerbalken daraufhin, dass es noch Optimierungs- bzw. Adaptionsbedarf auf Mammographieaufnahmen gibt.

Literatur

- [1] A. Mittal, et al.: Making a "completely blind" image quality analyzer. IEEE Signal Processing Letters. März 2013, S. 209-212.
- [2] S. Schopphoven, et al.: Breast phantoms for 2D digital mammography with realistic anatomical structures and attenuation characteristics based on clinical images using 3D printing. Phys. Med. Biol., Bd. 64, Nr. 21, S. 215005
- [3] M. Anton, et al.: The regression detectability index RDI for mammography images of breast phantoms with calcification-like objects and anatomical background. Phys. Med. Biol., Bd. 66, Nr. 22

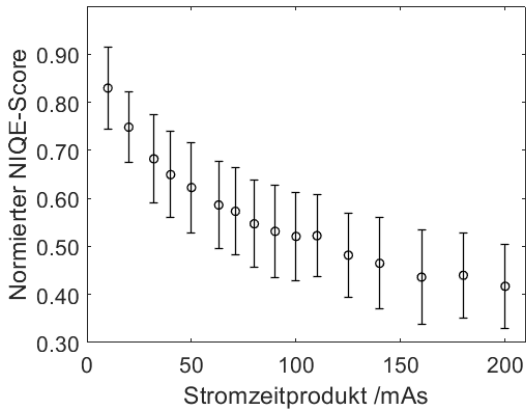


Abb. 13: NIQE-Score in Abhängigkeit der Dosis.

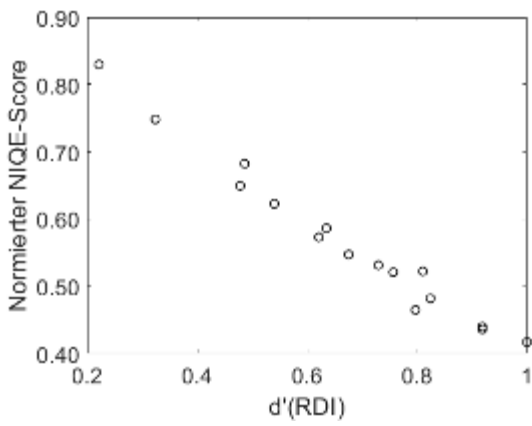


Abb. 14: NIQE-Score gegen die Detektierbarkeit des RDI-Observers ($r=-0.98$).

P081 Improvements on a new approach and a corresponding prototype for Talbot-effect-based dark-field imaging

X. Yan¹, K. Kumar¹, C. Hoeschen¹

¹Otto von Guericke University Magdeburg, Institute for Medical Technology, Magdeburg, Deutschland

Introduction

The success of dark field imaging for applications relies critically on the strict spatio-spectral coherence sufficiency requirements of interferometer-based techniques [1, 2]. To match the feasibility in clinical and experimental investigation tasks this study aims of investigating the possibility of a method for dark-field imaging by compactly combining energy-resolving x-ray detectors with a polychromatic microfocus x-ray source in a Talbot-Interferometer setting. The introduced prototype consists of a phase grating and an absorption grating as opposed to either attaching third source grating that reduces the x-ray fluence or utilizing a monochromatic source, which is infeasible in the clinical settings [2]. In this work, the Talbot-effect for a polychromatic incident plane wave is simulated using the angular spectrum method in order to analyze the improvement possibilities in the curve fitting strategy (a method to determine Fourier coefficients for interference pattern visibility) on the experimental data.

Material & Methods

To demonstrate the functionality of the proposed prototype, micro-sized structures of aluminum screws with 1 mm thread pitch were chosen as imaging phantoms to generate small-angle scattering. The imaging task was to show better edge differentiability of the screws from the dark-field image over attenuation contrast and phase-contrast images. To match the design energy (37.5 keV) of the phase grating, the incident x-ray spectral conditioning was performed using 2 mm Al and 1 mm Fe filtration, with an applied x-ray tube voltage of 40 kV. To further match design energy through energy selection, an energy-resolved photon-counting detector (Timepix3-Advacam, 55 μm pixel size, 256 x 256 array) was utilized. A region of interest (ROI) of 2.8 mm x 2.8 mm from the direct images, consisting of the threaded part of the screw, was chosen for signal extraction and data analysis. The phase-stepping technique proposed by [3] was performed and, therefore, Fourier coefficients, obtained from the curve-fitting methodology, for each pixel in the readout region were computed for revealing the screw thread edges in different imaging modes (attenuation contrast, phase contrast, and the dark field image). Validation experiments were performed using an additional single-pixel Si-PIN detector (625 μm thick, XPIN-BT, MOXTEK) with a larger active area (13 mm²) and higher energy resolution (≤ 230 eV FWHM) than the Timepix3 sensors (3-4 keV FWHM) to verify the phase-stepping process and image processing approach as used with the Timepix3 sensor, under the same experimental conditions (scanning geometry, image acquisition parameters, etc.). To study the curve fitting model, the Talbot effect with polychromatic x-rays was simulated assuming the superposition of monochromatic waves and accounting for the weights from the photon energy distribution. At the third fractional Talbot distance of the mean energy, the transversal intensity profile of the periodic interference pattern for polychromatic Talbot-carpet was fitted by a sum of sine waves. The function was then used for the experimental data processing of phase-stepping of the Talbot-Interferometer setting.

Results

A significant blurring of the threaded structures of irradiated screw phantom is observed from the direct projected images within the grating-based configuration. The Fourier transform coefficients, obtained from the curve-fitted model of the polychromatic wave pattern, show good agreement of the measured data from both the Si-PIN detector setup and a majority of the pixels in the ROI of the Timepix3. With the simulated polychromatic wave pattern as a curve-fitting model, especially for the pixel data, improvement in the visibility is seen. A sharper and higher relative-contrast image of the screw threads was observed in the visibility contrast (dark-field) image with reduced edge blurring in comparison to the direct, phase-contrast, and attenuation-contrast images.

Summary

The ability of the proposed imaging setup to achieve dark-field images and phase-contrast images was demonstrated successfully. In the current laboratory-conditioned settings, the Talbot interferometer-based technique presents a promising possibility to image micro-sized structures. Loss of image quality in visibility contrast images from bad pixels and insufficient data sampling can be partially compensated through improved data processing approaches.

References

- [1] Scherer, Kai Hermann. Springer, 2016.
- [2] Eggl, Elena, et al. Scientific Reports 8.1 (2018): 1-10.
- [3] Timm Weitkamp, et al. Opt. Express 13, 6296-6304 (2005)

P082 Eine neue Maßzahl für das Rauschen in klinischen Röntgen-Bildern am Beispiel der Mammographie

M. Anton¹, U. Mäder², S. Schopphoven³, M. Reginatto¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Ionisierende Strahlung, Braunschweig, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

³Referenzzentrum Mammographie Südwest, Gießen, Deutschland

Einleitung

Moderne Bildbearbeitungs- und Rekonstruktionsverfahren verlangen nach Bildqualitätsmaßen, die ohne die Voraussetzung des linearen, verschiebungsinvarianten Systems auskommen. Derzeit entwickeln die Autoren Alternativen zu etablierten Qualitätsmaßen. Als erster Schritt wird eine nichtparametrische statistische Größe zur Quantifizierung des Rauschens in klinischen Bildern vorgestellt, anhand einer Belichtungsreihe eines anthropomorphen Phantoms für die Mammographie.

Material & Methoden

Das Maß $\langle t \rangle$ für das Rauschen, der mittlere Schwellwert, basiert auf Arbeiten von Obuchowicz et al. (2020) [1], die einen ähnlichen Ansatz für MRT-Bilder vorgeschlagen haben: Für ein Bild wird die Anzahl an Bildpunkten ermittelt, deren Grauwert um mindestens t von allen 8 nächsten Nachbarbildpunkten abweicht. Dabei wird t schrittweise von 0 bis zu einem Maximum erhöht und die jeweilige Anzahl $n(t)$ bestimmt. Unsere neue Maßzahl $\langle t \rangle$ ergibt sich dann aus dem mit $n(t)$ gewichteten Mittelwert von t . Für weißes Rauschen mit einer Standardabweichung s ist $\langle t \rangle$ proportional zu s .

Anders als bei der Bestimmung des Rauschens in herkömmlichen Verfahren muss hier kein unstrukturierter Untergrund vorausgesetzt werden, d.h. das Rauschen kann direkt aus einer diagnostischen Aufnahme entnommen werden.

Um eine Größe zu erhalten, die die Bildqualität widerspiegelt und die zwischen verschiedenen Systemen vergleichbar ist, wird als Maßzahl $Q_{90} = r_{90} / \langle t \rangle$ vorgeschlagen, wobei r_{90} die Breite des Grauwert-Histogramms des betr. Bildes ist, in welcher 90% der Grauwerte enthalten sind.

Als Anwendungsbeispiel wurde die Belichtungsreihe eines anthropomorphen Brustphantoms gewählt (Siemens Mammomat Inspiration mit Wolfram-Röhre und Rhodium Filter (W/Rh) bei 27kVp). Um die neue Größe in Relation zu etablierten Maßen setzen zu können, wurden zudem Ausschnitte der Bilder mit simulierten Mikrokalzifikationen ergänzt und mit einem modellbasierten Beobachter (RDI, regression detectability index) ausgewertet [2].

Ergebnisse

In Abbildung 1 ist die Maßzahl Q_{90} als Funktion des Strom-Zeit-Produktes in mAs dargestellt. Q_{90} nimmt nicht linear zu, sondern scheint zu „sättigen“, was sinnvoll erscheint, da der Beitrag des Quantenrauschens bei höheren Dosen nicht weiter reduziert werden kann. Abbildung 2 zeigt die Korrelation zwischen Q_{90} und Werten für die Detektierbarkeit d' für eine simulierte Läsion mit 0.32 mm Durchmesser, die mit dem modifizierten RDI [2] erhalten wurden.

Zusammenfassung

Mit der vorgeschlagenen Messgröße Q_{90} steht ein Maß für das Rauschen zur Verfügung, welches direkt aus Patientenbildern gewonnen werden kann.

Anhang 1

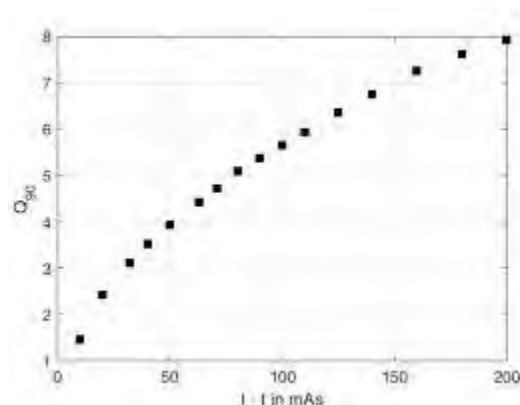


Abb. 1

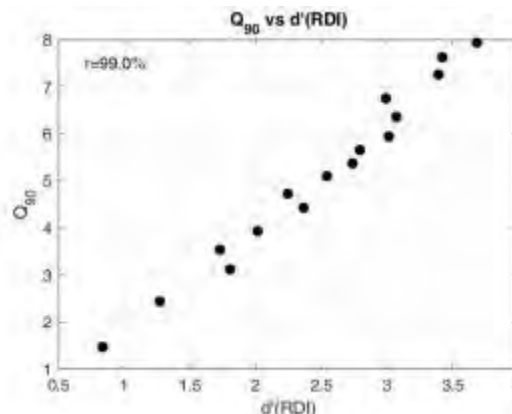


Abb. 2

Literatur

- [1] Obuchowicz, R et al: Magnetic resonance image quality assessment by using non-maximum suppression and entropy analysis. (2020) Entropy, Vol. 22, No. 2, p.220
- [2] Anton, M et al: The regression detectability index RDI for mammography images of breast phantoms with calcification-like objects and anatomical background. (2021) Physics in Medicine & Biology, Vol. 66, No. 22

Poster Session 10 | Radiologische Bildgebung, Bildverarbeitung, Dosisoptimierung, Dosismanagement Teil 2

P083 Bildqualitätsmaßzahl aus klinischen CT-Bildern – eine Machbarkeitsstudie

A. Neißner¹, U. Mäder¹, M. Fiebich¹

¹Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

Einleitung

Die in Fotografie- und Filmtechnik etablierten Verfahren NIQE (1) und BRISQUE (2) erlauben die Bewertung von Bildqualität mittels statistischer Auswertung komprimiert in einem Score. In dieser Arbeit werden beide Verfahren hinsichtlich ihrer Eignung für klinische CT-Aufnahmen evaluiert.

Material & Methoden

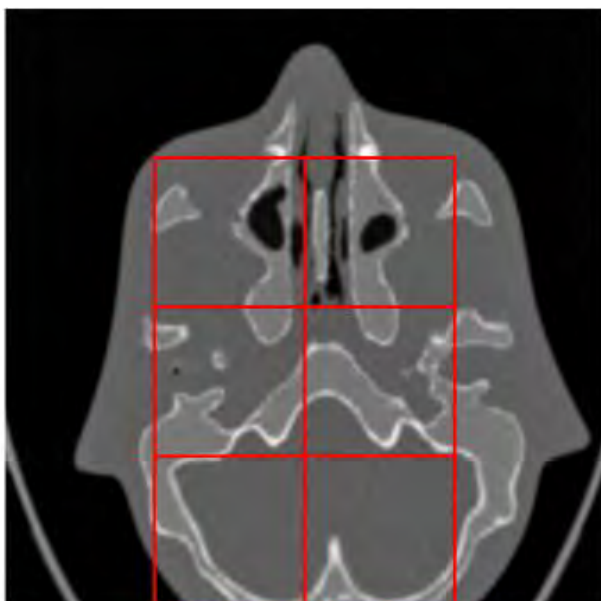
Die MATLAB™ Implementationen der Methoden NIQE und BRISQUE wurden genutzt, um ausgewählte Schnittbilder (bspw. siehe **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**) der anatomischen Bereiche der oberen, mittleren und unteren Nasennebenhöhlen (NNH) eines anthropomorphen Schädelphantoms entsprechend zu bewerten. Das Phantom wurde bei einer Röhrensorgung von 100 kV, in sechs verschiedenen Dosisstufen von 7 mAs bis 100 mAs, an einem CT-Scanner des Modells Definition® AS der Firma Siemens gescannt. Die Schnittbilder wurden mit einem weichzeichnenden Filterkern (H20f) mittels gefilterter Rückprojektion rekonstruiert. Es wurden pro Schicht sechs ROIs im inneren des Phantoms definiert und jeweils drei konsekutive Schichten pro anatomischen Bereich und mAs-Stufe bewertet. Anhand von CT-Schichtbildern des Schädelphantoms wurden eigene Modelle für NIQE und BRISQUE erstellt und zur Bewertung herangezogen. Da BRISQUE bewertete Bilder benötigt, wurden Bilder in Proportionalität zu den verwendeten mAs bewertet. Der gemittelte Score aller ROIs der zusammenhängenden Schichten pro anatomischen Bereich wurden als Bewertung festgehalten und die Standardabweichung als Fehlermaß erfasst.

Ergebnisse

Der Score der eigenen Modelle von NIQE und BRISQUE korrelieren mit den mAs, bis zu 40 mAs. Höhere mAs führen zu einem plateauartigen Verlauf des Scores (siehe Abb. 14). Dabei entspricht ein niedriger Score einer höheren Bildqualität. Außerdem scheint es eine Abhängigkeit des Scores von der dargestellten Anatomie zu geben. Beide Methoden weisen ähnliche Trends auf, Fehlerbalken und Scores deuten jedoch darauf hin, dass NIQE besser mit den mAs korreliert als es bei BRISQUE der Fall ist.

Zusammenfassung

Durch Anpassung auf eigene Modelle zeigen die beiden evaluierten Methoden zur Bewertung der Bildqualität Potenzial zur rechnergestützten Bildqualitätsanalyse klinischer CT-Bilder auf.



Anhang

Abb. 15: Beispielhaftes Schichtbild der oberen NNH des

Phantoms. Rote Quadrate: ausgewertete ROIs.

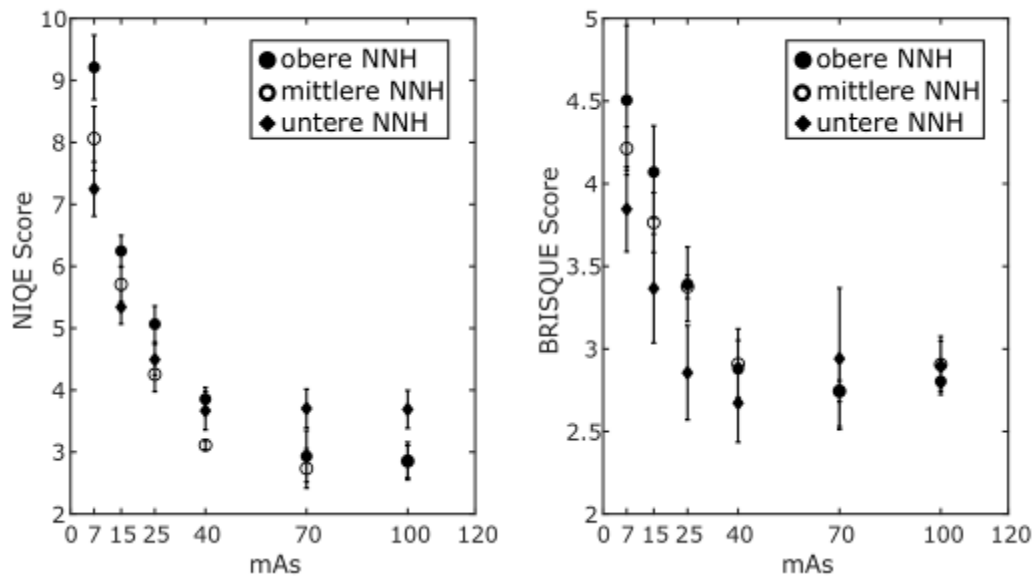


Abb. 16: NIQE/BRISQUE-Scores für Schichtbilder im Bereich der oberen, mittleren und unteren NNH. Score als Mittelwert 6 verschiedener ROIs in 3 konsekutiven Schichten. Darstellung in Abhängigkeit der mAs.

Literatur

- [1] A. Mittal, R. Soundararajan, and A. C. Bovik. Making a "completely blind" image quality analyzer. *IEEE Signal Processing Letters*. März 2013, S. 209-212.
- [2] A. Mittal, A. K. Moorthy, and A. C. Bovik. No-reference image quality assessment in the spatial domain. *IEEE Transactions on Image Processing*. Dezember 2012, 21, S. 4695-4708.

P084 Development of a high spatial resolution cone-beam x-ray fluorescence imaging technique for *in-vivo* and *in-vitro* preclinical targeted studiesK. Kumar¹, M. Facht¹, C. Hoeschen¹¹Fakultät für Elektro- und Informationstechnik, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Lehrstuhl Medizintechnische Systeme, Magdeburg, Deutschland**Introduction**

Accurate diagnosis and personalized treatments involving site-targeted cancer localization, drug delivery and therapeutic strategy, disease pathways identification, etc., rely on a precise understanding of bio-kinetics/dynamics of biomarkers, drug pharmacokinetics, and mechanistic behaviour of functionalized tracers through *in-vitro* and *in-vivo* studies. Spatio-temporal localization of coupled nanoparticle-tracers using x-ray fluorescence CT (XFCT) offers a potential alternative to current 3D imaging techniques by providing high spatial resolution of CT and high sensitivity of emission tomography [1,2]. In this work, the applicability of a benchtop full field-of-view (FFOV) and region-of-interest (ROI) cone-beam XFCT (CB-XFCT) system with a polychromatic x-ray source was examined with regard to the *in-vitro* and *in-vivo* experimental constraints, primarily, nanoparticle dosage, spatial resolution, scan time, and radiation dose.

Material & Methods

Molybdenum nanoparticles (MoNP) were used as contrast agents on custom made water-equivalent phantoms (50 mm maximal diameter FFOV) for system characterization and multi-layer *in-vitro* 3D tissue models for simulated *in-vivo* investigations (30 mm ROI CB-XFCT). For a fast sampling scheme, a cone-beam geometry using a microfocus x-ray tube (30 kV, 2mA, 6 mm Al filter, 14-18 μm spot-size, Oxford Nova 600) was adopted with Timepix3 (55 μm pixel, 1mm CdTe, 2-3 keV FWHM, Minipix-Advacam) hybrid photon counting detector (HPCD), collimated by a single pinhole arrangement (1.2 \pm 0.3 mm thick Fe, 0.4 \pm 0.03 mm opening diameter). XFCT scans involved 30 angular projections (360°) with a total exposure time of 2.5 h. Fully-3D image reconstruction with a hybrid analytical and Monte Carlo (MC) model-based forward projector, considering depth-dependent spatial resolution and non-uniform photon attenuation, was performed using the maximum likelihood expectation maximization (MLEM) algorithm.

Results

The first results demonstrate the 3D NP localization capability of the benchtop cone-beam XFCT system in *in-vitro/in-vivo* settings with an achievable spatial resolution (MC) of less than 1.8 mm. For molybdenum NP, 0.05 wt.% was clearly detected, and the detection limit in the *in-vitro* setting was just above 0.01 wt.% with an estimated (MC) dose rate at the isocenter of 0.6 \pm 0.08 cGy/min (at 2mA tube current) and a total imaging dose of about 92 cGy, including generation of the attenuation map.

Summary

The presented approach shows the applicability and feasibility of cone-beam methodology for quantitative *in-vitro/in-vivo* NP imaging at an acceptable dosage. Addressing the Compton scattering problem, which poses the primary limiting factor in this imaging technique, is critical to achieving a lower detection sensitivity at a lower radiation dosage, besides efficiently using the radiation dose for image formation.

References

- [1] Grüner, Florian, et al. *Scientific reports* 8.1 (2018): 1-12.
- [2] Manohar, Nivedh, et al. *Medical physics* 45.10 (2018): 4652-4659.

P085 Methoden der retrospektiven adaptiven Bestrahlungsplanung an der Tomotherapie® für Kopfhalsstumore

V. Volkenborn¹, S. Garbe¹, C. Leitzen¹, J. Holz¹, F. Giordano¹

¹Uniklinikum Bonn, Strahlentherapie und Radioonkologie, Bonn, Deutschland

Fragestellung

Aufgrund der Strahlungsempfindlichkeit der Risikoorgane im Kopfhalsbereich kann es bei der radiotherapeutischen Behandlung zu strahlungsbedingten Toxizitäten kommen.

Um diese zu reduzieren, gilt es in den Risikoorganen Parotiden, Larynx, Lippen und Rückenmark die Dosisbelastung zu minimieren und dabei die Konformität und Homogenität im Zielvolumen zu erhalten. Welche Methoden zur Anpassung der Dosisverteilung können an der Tomotherapie® genutzt werden? Welche Vorteile bringt eine adaptive Planung für die Dosisverteilung? Wie wirkt sich die Neuplanung der Dosisverteilung auf die Lebensqualität der Patient:innen aus?

Methodik

Es wird verglichen, inwieweit die abgestrahlte Dosisverteilung von der geplanten Dosisverteilung abweicht und wie eine wöchentlichen adaptive Bestrahlungsplanung auf angepasste Zielvolumina und Risikoorgane, bei HNO-Patienten zu therapie relevanten Veränderungen in der Dosisverteilung führen kann.

Es wurden Patient:innen mit verschiedenen Erkrankungen im HNO-Bereich, sowohl adjuvant als auch definitiv, ausgewertet.

Die Bestrahlungspläne, der zu behandelnden Patient:innen, wurden vor Behandlungsstart mit dem Tomotherapie®-System (Accuray Precision© V 2.0.1.1. [5]) optimiert und dann an der Tomotherapie® bestrahlt. Im PreciseART™ Programm von Accuray© wurde ein Kopfhals-Arbeitsablauf erstellt, der nach eingegebenen Parametern die Bestrahlungsfractionen auswertet. Dadurch kann ein vorhandener Unterschied zwischen der geplanten Dosisverteilung und der abgestrahlten Dosisverteilung erkannt werden.

Auf wöchentlichen MVCTs mit angepasstem Strukturset wurden Dosisverteilungen gerechnet und mit Hilfe der PreciseRTX™ Software von Accuray© aufsummiert. Diese Summe der neugeplanten Dosisverteilungen wurde mit der abgestrahlten Dosisverteilung verglichen, um die theoretische Veränderung in diesen beiden analysieren zu können.

Ergebnis

Der Vergleich zwischen der abgestrahlten und der geplanten Dosisverteilung ergab, dass bei den ausgewerteten Bestrahlungsplänen die größte dosimetrische Veränderung in der Zielvolumenabdeckung zu erkennen ist. Hier ist die Abweichung in der V100% bei bis zu 8% Zielvolumen geringer. Damit liegt die Dosis unter den 95% des Zielvolumens, die 100% der Dosis appliziert bekommen sollen. Mit einer wöchentlichen Neuplanung auf ein angepasstes Strukturset ist die Dosisabdeckung des Zielvolumens allerdings wieder hergestellt.

Schlussfolgerung

Es wurde gezeigt, dass durch eine regelhafte MVCT-basiert adaptive Bestrahlungsplanung Dosisveränderung im Kopfhals-Bereich anatomisch für das Zielvolumen nachverfolgt werden können. Die vorläufigen Ergebnisse der Studie legen nahe, dass die Dosisabdeckung im Zielvolumen durch eine wöchentliche Neuplanung verbessert wird. In einer Nachfolge-Studie, mit tatsächlich abgestrahlten neugeplanten Dosisverteilungen soll die Verminderung der Toxizitäten durch weitere Schonung der Risikoorgane näher untersucht werden.

P086 Investigation of an adaptor containing an ultrasound reflector to combine ultrasound imaging and gamma scanning – a study of the quality of the ultrasound imaging through the adaptor

A. Pashazadeh¹, C. Hoeschen¹

¹Otto von Guericke University, Institute of Medical Engineering, Magdeburg, Deutschland

Introduction

The purpose of this study was to technically investigate the functionality of an adaptor for developing a handheld gamma-ultrasound scanner. In the core of this adaptor is an aluminum plate that steers ultrasound waves that would allow the combination of an ultrasound transducer and gamma detectors in a compact form. The effect of this reflector on the quality of ultrasound imaging was investigated by scanning a standard ultrasound phantom.

Materials & Methods

After the adaptor was designed and 3D printed, the ultrasound reflector was fixed in its position inside the adaptor. To provide a traveling medium for ultrasound waves, the inside of the adaptor was filled with ultrasound gelatin. To prepare the gelatin, a mixture of powder gelatin and hot water (1:10 ratio) was poured into the adaptor. They were then maintained in the refrigerator for an hour so that the liquid gelatin get hardened. A normal ultrasound probe (9L, LOGIQ, GE Healthcare, USA) and a standard ultrasound phantom (model 044, CIRS, USA) were used for testing the adaptor. Ultrasound imaging was performed with and without the adaptor, and the resultants images were compared.

Results

Comparing the results of ultrasound imaging of the phantom with and without the adaptor showed that most of the targets seen in normal ultrasound imaging were also detectable in ultrasound imaging through the adaptor. This observation was particularly noticeable when hyperechoic targets of the phantom were scanned. In the case of anechoic targets, while the shallow targets were seen in the images, the deeply-seated targets were hardly noticeable.

Conclusion

The current study was part of the results of an attempt to develop the first handheld gamma-ultrasound scanner for use in interventional procedures and small field of view imaging. The focus here was on the assessment of the functionality of the concept, a custom-built adaptor containing an aluminum plate, in ultrasound imaging. Our observation was promising in terms of the functionality of the ultrasound reflector, as a core of the adaptor, for ultrasound imaging. However, the degrading effect of the plate on the quality of the ultrasound imaging of the deep targets was noticeable. As future work, the experiment can be replicated with reflecting plates of different materials to find the plate that produces the best ultrasound imaging quality.

Session 28 | Freie Themen

V120 iMPI – Strahlenfreie Echtzeitbildgebung für Intervention am menschlichen Bein

P. Vogel¹, M. Rückert¹, T. Reichl¹, J. Günther¹, A. von Boehn¹, T. Kampf^{1,2}, T. A. Bley³, S. Herz³, V. Behr¹

¹Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

²Universitätsklinikum, Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

³Universitätsklinikum, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland

Einleitung

In den letzten Jahren hat sich Magnetic Particle Imaging (MPI) zu einer vielversprechenden bildgebenden Methode entwickelt und gezeigt, dass sie verschiedene Anwendungen in diverse Bereichen bewerkstelligen kann [1]. Im Bereich der kardiovaskulären Medizin und insbesondere bei bildgeführten endovaskulären Interventionen könnte MPI eine interessante strahlenfreie Bildgebungsmethode sein, um den derzeitigen auf Röntgenstrahlen basierenden Goldstandard der Angiographie unterstützen zu können [2, 3].

Der nächste wichtige Schritt auf dem Weg zu potentiellen klinischen Anwendungen ist die Hochskalierung der MPI Geräte auf Menschengröße [4, 5], was aufgrund der geforderten Parameter für eine Intervention, wie z.B. ausreichende Bildqualität unter Echtzeitbedingungen und leichter Patientenzugang sowie Einhaltung gängiger Limitationen (SAR und PNS), eine große technische Herausforderung ist.

In diesem Abstrakt wird ein erster Prototyp eines dedizierten MPI Scanners für die Intervention am menschlichen Bein vorgestellt.

Material & Methoden

Die Anforderungen an das MPI Gerät sind eine räumliche Auflösung im Bereich von 10 mm, eine zeitliche Auflösung im Bereich von 100 ms, eine Echtzeitvisualisierung und ein offenes Design.

Dafür wurde ein neuer Ansatz gewählt, um die für die Bildgebung des magnetischen Tracers notwendigen Magnetfelder mit einer hohen Effizienz erzeugen zu können. Für die Kodierung und Bildgebung wurde eine 2D Projektionsmethode basierend auf einer feldfreien Linie (FFL) in Kombination mit dem Traveling Wave Ansatz gewählt [6, 7] (Abb. 1). Das Signal basiert dabei auf der nichtlinearen Magnetisierungsantwort der magnetischen Nanopartikel und kann induktiv gemessen werden.

Ergebnisse

Der Aufbau des iMPI Systems zeigt in den ersten Tests mit einer Leistungsaufnahme von ca. 30 kW einen Gradienten von ca. 0.7 T/m, was einer nominellen Auflösung von ca. 10 mm entspricht und die Echtzeitvisualisierung von Proben unter realen Bedingungen ermöglicht.

Zusammenfassung

Die ersten Tests haben gezeigt, dass ein dediziertes MPI Gerät für die interventionelle Bildgebung am menschlichen Bein technisch möglich ist. Höhere Leistungen und verbesserte Empfangshardware sollen die SNR Grenze weiter verbessern.

iMPI liefert einen ersten Eindruck für den Einsatz einer strahlenfreien Methode in der Medizin von morgen.

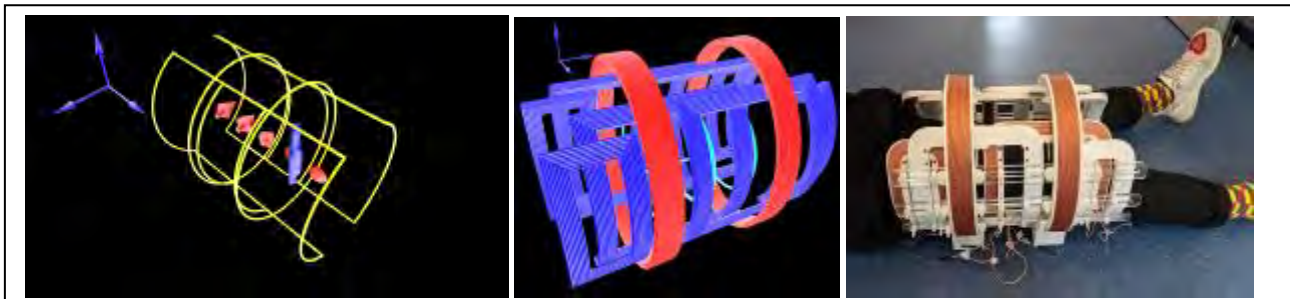


Abb. 1: Links: Simulation des neuartigen Scanner Konzeptes für die Projektionsbildgebung am menschlichen Bein. Mitte: CAD Rendering des Spulensystems. Rechts: Bild des fertig aufgebauten Scanners.

Literatur

- [1] B. Gleich & J. Weizenecker, *Nature*, 435, 214-7, 2005.
- [2] S. Herz et al., *Cardiovasc Intervent Radiol*, 41(7), 1100-5, 2018.
- [3] S. Herz et al., *J Endovasc Ther.* 26(4), 512-9, 2019.
- [4] M. Graeser et al., *Nature Comm*,10:1936, 2019.
- [5] E.E. Mason et al., *Int J Magn Part Imaging*, 3(1):1703008, 2017.
- [6] P. Vogel, M.A. Rückert, V.C. Behr, *Patent*, EP3545835A1, US20210137407A1, WO2019185292A1, 2018.
- [7] P. Vogel et al., *IEEE TMI*, 33(2), 400-7, 2014.

V121 Semantik – ein geschärfter Blick auf medizinische Bilder – fused imaging mit NIR-Laserscanner- und Röntgen-Bildgebung bei RA-Diagnostik

J. Beuthan^{1,2}

¹Charite, Berlin, Deutschland

²Freie-Universität Berlin, Berlin, Deutschland

Einleitung

In den letzten Jahren wurde besonders auf Methoden und Verfahren der medizinischen Bildanalyse (auf der Basis des Einsatzes der künstlichen Intelligenz, KI) hingewiesen. Konkret stehen dabei kombinierte Anwendungen der semantischen Segmentierung und modifizierte Verfahren der ROC-Analyse (Receiver Operating Characteristic) im Mittelpunkt. Die Optimierung der Darstellung kombinierter Bilder blieben bisher in der semantischen Betrachtung weitgehend unbeachtet. Nachfolgend soll am Beispiel der durch fused imaging kombinierten Abbildungen des rheumatischen Fingergelenkes durch konventionelles Röntgen und (deckungsgleich) „überlagert“ durch ein NIR-Laser-Scann Bild des gleichen Gelenkes eine diagnostisch optimale Bildvariante gefunden werden. Dazu wird eine modifizierte ROC-Analyse eingesetzt bei der das Klassifizierungsergebnis von einer variierenden Entscheidungsschwelle abhängt. Da dieser Ansatz von der statistischen Feststellung der Bedeutung des kombinierten Ergebnisbildes für die Diagnostik ausgeht – erhält man eine wichtige semantische Aussage. Diese Arbeit ordnet sich in die internationale Diskussion des Grundsatzes einer semantischen Interoperabilität ein, die von der bildgebenden – bis zur Labordiagnostik eine zunehmende Bedeutung erlangt.

Material und Methoden

Zum experimentellen Teil: NIR (Near Infrared Radiations) – Strahlung besitzt im Bereich zwischen Wellenlängen (λ) von 700 – 1300 nm eine gute Durchdringung von (u.a.) humanen Gewebeschichten und kann zur „Durchleuchtung“ an kleinen Geometrien (z.B. Finger – und Zeh-Gelenke) vorteilhaft zur Diagnostik eingesetzt werden. Auf Grund der damit verbundenen Absorptions- und Streuprozesse können stoffwechselbedingte Gewebeeränderungen (auch in Knorpel- und Weichgeweben) erkennbar identifiziert werden. Verschiedene technische Ausführungsformen der NIR-Diaphanoskopie konnten deshalb erfolgreich bei der RA-Diagnostik (RA = Rheumatische Arthritis) eingesetzt werden. Schon im zeitlichen Vorlauf – also vor knochenbedingte Strukturveränderungen – zeigen sich in der optischen NIR-Diaphanoskopie RA-induzierte Gewebeeränderungen, die durch die Streu- und Absorptionsänderungen im Gewebe hervorgerufen werden (insbesondere verändern sich in den betroffenen Partialvolumina μ_a und μ_s). Diese veränderten gewebeoptischen Parameter (im Erkrankungsvolumen) führen zu einer vergleichsweise differentiellen Photonenabstreitung, die sensorseitig in der Bildebene zur Darstellung kommt. Abb. 1 zeigt die prinzipielle lasergestützte Scan-Anordnung bei NIR-Transmission eines Fingergelenkes. Die konventionellen Röntgenaufnahmen wurde nach den geltenden Empfehlungen der „Berlin based Working-Group on Imaging Diagnostics in Rheumatology“ realisiert.

Als semantische Methode wurde eine ergänzte und modifizierte Form der ROC-Analyse genutzt. Durch die Bildbewertung (der Bilder der Klassifikatorstufen I– X) mittels ROC-Analyse wurden dann die attribuierten Klassen „tp“, „fp“, „tn“ und „fn“ klassisch berechnet. Da sich jedes NIR-Bild mit jeweils einem unterschiedlich kontrastgeschwächten Röntgenbild überlagert, ergibt sich die Situation, dass man die ROC-Werte eines Klassifikators für eine Reihe von verschiedenen Schwellwerten erhält. Bildet man nun diese Ergebnisse im resultierenden Achsensystem ab („tp-rate = sensitivity / entspr. Y-Achse ; „tn-rate“ = specificity / entspr. X-Achse), so findet man die optimale Klassifikatorschwelle. Man findet sie an der Stelle, wo der „ROC-Wert“ den größten Normalabstand zur Diagonale des Diagramms aufweist (nach H.Lohninger, ROC-Kurve). (Abb. 2)

Ergebnisse

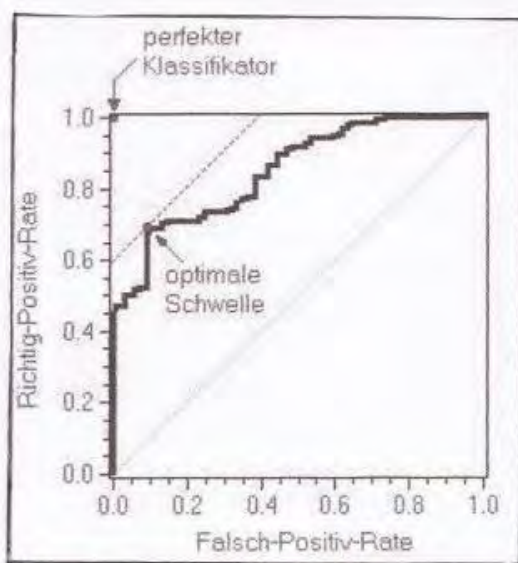
Die Ergebnisse eines Teils der add-up-Bilder der Klassifikatorstufen (von links nach rechts) II, IV, VII und IX sind in der Abb. 3 zu sehen. Die unterschiedlich kontrastierte Anteiligkeit ist in den Bildern erkennbar. Nach der modifizierten ROC-Kurven-Analyse ergab sich beim Klassifikatorsprung zum Schwellwert IV die optimale Schwelle (s.a. Abb. 2 – größter Normalabstand zur Diagonalen), und damit das Bild höchster semantischer Wertigkeit für den Diagnostiker. Ausschnittsweise ist dieser Bereich (mit dem markierten Punkt „IVk“) in der Abb. 4 zu sehen.

Zusammenfassung

Basierend auf den kombinierten add-up-Bildern von RA-belasteten Fingergelenken konnte aus der kontrastvarianten Überlagerung der Laser-Bilder und Röntgenbilder einer modifizierten ROC-Kurven -Analyse ein Klassifikatorsprung als optimal verifiziert werden. In dieser „Bildmischung“ wurde durch die Statistik einer umfangreichen Auswertung die sicherste Diagnose der RA-erkrankten Gelenke getroffen.



Abb. 1: Einfache experimentelle Anordnung eines Laser-Scanners zur Durchleuchtung von Fingergelenken im NIR-Strahlungsbereich (700-1300 nm).



nach H.Lohninger, ROC-Kurve

Abb. 2: Die ROC-Kurve eines Klassifikators. Sie zeigt (prinzipiell) den Wert der optimalen Schwelle an , wenn die Entscheidungsschwelle des Klassifikators schrittweise verschoben wird

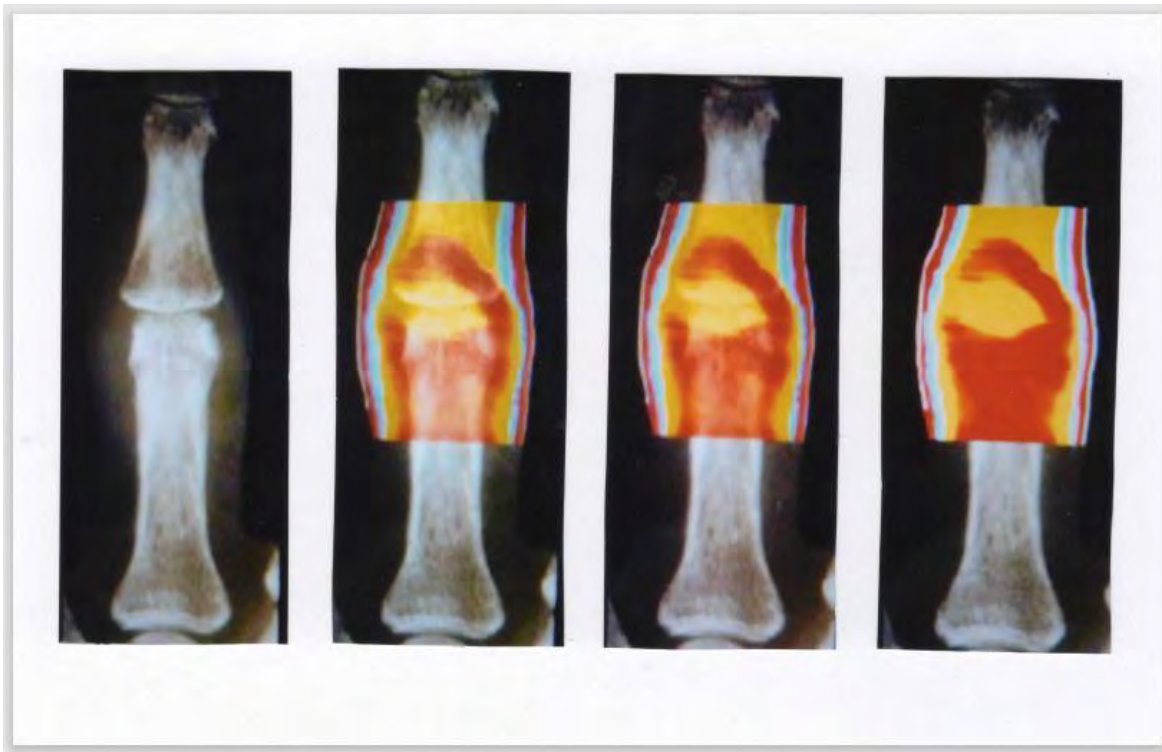


Abb. 3: Vier ausgewählte Bilder unter Einbeziehung der „Klassifikator-Schritte“ II, IV, VII, IX. Das Gelenk ist nur gering RA-belastet.

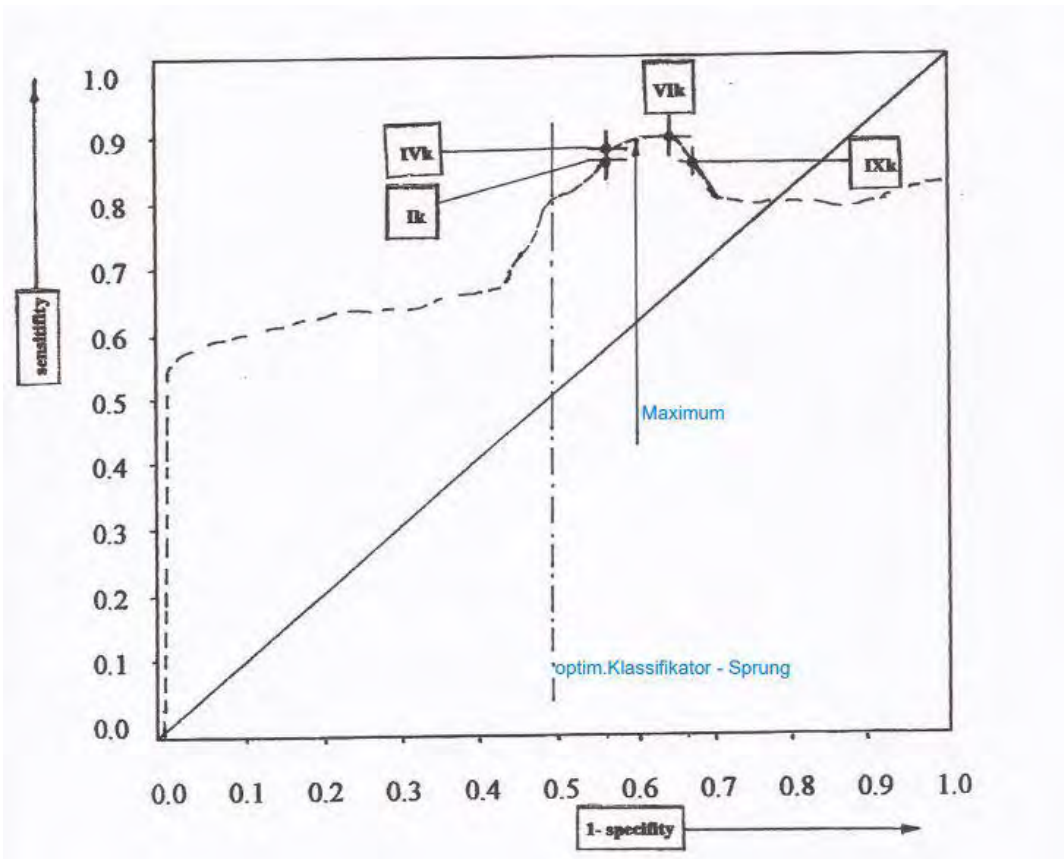


Abb. 4: Die resultierende ROC-Kurve (specifity-/sensitifity-Achse) mit dem im Klassifikatorsprung IV eingezeichneten optimalen ROC-Kurven-Wert, dessen bildtechnische Realisierung den höchsten diagnostischen Nutzen realisiert.

V122 Bedeutsame Vorkommnisse in der Medizin – Trends und Erfahrungen aus drei Jahren Vollzugspraxis

M. Schweden¹, K. S. Winter¹, G. Brix², E. B. Mille¹

¹Bundamt für Strahlenschutz, MB 1 Generelle Aspekte des medizinischen Strahlenschutzes und Notfallmanagements, Oberschleißheim, Deutschland

²Bundamt für Strahlenschutz, MB Medizinischer und beruflicher Strahlenschutz, Oberschleißheim, Deutschland

Einleitung

Zur Sicherstellung eines hohen Qualitätsniveaus bei der Anwendung ionisierender Strahlen oder radioaktiver Stoffe am Menschen werden bedeutsame Vorkommnisse bundesweit gesammelt und aufgearbeitet sowie die daraus gewonnenen Erkenntnisse veröffentlicht. Ziel ist es, gleiche oder ähnliche Vorkommnisse zukünftig möglichst zu vermeiden. Die Trends und Erfahrungen aus dem seit drei Jahren in Deutschland bestehenden Meldesystem für bedeutsame Vorkommnisse in der Medizin werden zusammengefasst und diskutiert.

Material & Methoden

Bedeutsame Vorkommnisse sind seit dem 31.12.2018 gemäß §90 Strahlenschutzgesetz (StrlSchG) bzw. §§ 108-112 Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) an die zuständige Behörde zu melden, welche die Vorkommnisse aufarbeitet und anschließend das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) als zentrale Stelle informiert. Zu diesem Zweck existiert ein webbasiertes Meldesystem. Die zentrale Stelle wertet diese Informationen im Hinblick auf Übertragbarkeit und Bedeutsamkeit der Erkenntnisse auf andere Anwendungen und andere Anwender aus und veröffentlicht die entsprechenden Ergebnisse sowie Schlussfolgerungen für den Strahlenschutz.

Ergebnisse

Zwischen 01/2019 und 03/2022 gingen insgesamt 348 Meldungen in der zentralen Stelle ein. Die mit Abstand häufigsten Meldungen betrafen die Teletherapie und Röntgendiagnostik. Hinsichtlich der Entwicklung innerhalb der letzten drei Kalenderjahre zeigte sich ein Anstieg der Meldefrequenz aus der Röntgendiagnostik; aus der Strahlentherapie und Nuklearmedizin blieb die Anzahl der Meldungen weitgehend konstant, aus der Intervention undulierte sie. Für das Jahr 2022 zeigt sich ein ähnlicher Trend. Tabelle 1 fasst die Entwicklungen zusammen. Hauptursachen für bedeutsame Vorkommnisse waren u.a. Patientenverwechslungen, Verwechslungen des Bestrahlungsplans oder Anwenderfehler bei der CT- oder Angiographie-Gerätebedienung.

Zusammenfassung

Gemessen an der Zahl der insgesamt durchgeführten Untersuchungen und Therapien mit ionisierender Strahlung und radioaktiven Stoffen in Deutschland ist die Anzahl der eingegangenen Vorkommnismeldungen weiterhin vergleichsweise gering. Dies spricht einerseits für die hohe Qualität der Strahlenanwendungen, andererseits deutet die über die Zeit ansteigende Zahl an Meldungen, insbesondere aus den Bereichen Röntgendiagnostik und Intervention, auf eine sich zunehmend etablierende Meldepraxis hin. Somit ist weiterhin mit einem Anstieg der Meldefrequenz zu rechnen. Die Schaffung eines Problembewusstseins und die Etablierung einer entsprechenden Fehlerkultur – über alle an der Strahlenanwendung beteiligten Berufsgruppen hinweg – bleibt eine Herausforderung für die nächsten Jahre.

Anhang 1

	2019	2020	2021	1. Quartal 2022	Summe
Röntgendiagnostik	18	52	48	7	125
Interventionen	5	14	5	2	26
Strahlentherapie	50	55	54	6	165
Nuklearmedizin	12	12	8	0	32

Tab. 1: Anzahl der Meldungen nach Jahren und Fachgebieten

V123 Gottfried Spiegler – Medizinische Physik in Österreich 1922–1938

W. Schmidt¹

¹Donauspital Wien, Wien, Österreich

Einleitung

Im Folgenden sollen mit dem ersten österreichischen Medizinphysiker, Gottfried Spiegler (1891-1970), die Anfänge der Medizinphysik in Wien vorgestellt werden. Geboren in Berlin, Jugend in Wien. Der Vater Arzt, stammend aus einer Unternehmerfamilie, die Mutter künstlerisch affin (u. a. bekannt mit Gustav Mahler), ein Onkel anerkannter Mediziner an der Univ. Wien. Nach der Schule Physikstudium in Wien Physik, im 1. Weltkrieg zum Militär einberufen, wo er als Funker tätig war. In dieser Zeit beendete er seine Dissertation und promovierte 1919 an der Univ. Wien.

1922 begann seine Tätigkeit als Physiker an der Univ. Wien unter dem bekannten Röntgenologen Guido Holzknacht. Dieser war im Lauf seiner fast 30-jährigen Tätigkeit zur Überzeugung gelangt, dass es Physiker brauche, um die „Röntgenkunde“ weiterzubringen. Dies betraf technische Anforderungen wie Lebensdauer und Stabilität einer Röntgenröhre, Messung und Konstanz einer Hochspannung sowie Vergleichbarkeit von Bestrahlungsregimen und -ergebnissen in Europa und weltweit, Vereinheitlichung der „Strahlendosis“ an verschiedenen Einrichtungen mit verschiedenen Messsystemen, Standardisierung von Filmmessungen und deren Auswertung u. a. m.

Material und Methoden

Im Rahmen einer umfangreichen Literatur- und Unterlagensuche wurden Arbeiten und Tätigkeiten von Gottfried Spiegler dokumentiert. Dabei wurde auf Verzeichnisse der Österreichischen Nationalbibliothek, der Bibliothek der Österreichischen Gesellschaft der Ärzte, dem Österreichischen Staatsarchiv sowie dem Wiener Stadtarchiv, der Universitätsbibliothek Wien, der Bibliothek der Österreichischen Akademie der Wissenschaften und weiteren zugegriffen.

Ergebnisse

Eine Biographie von Gottfried Spiegler wurde 2021 veröffentlicht /1/. Diese soll in einem Vortrag präsentiert werden.

Zusammenfassung

Im Zuge der Arbeit werden vor allem die Schwierigkeiten, mit denen ein Physiker zu dieser Zeit zu kämpfen hatte, beleuchtet. Vollkommen unsachliche Angriffe von „Kollegen“ sind ebenso dokumentiert wie eine heute unvorstellbare „Geschäftemacherei“ von (meist) kleinen Firmen. Es fehlte jegliche Standardisierung, der „Röntgenologe“ (als eigenes medizinisches Fach erst anerkannt ab 1931) war damals auch sein „eigener Physiker“. Die gleiche Röhre diente für Diagnostik und Therapie. Dem sollte mit der 1927 erfolgten Gründung der „Röntgentechnischen Versuchsanstalt des Vereins Elektrotechnische Versuchsanstalten“ begegnet werden. Ihre Ziele bestanden in der streng wissenschaftlichen Prüfung von Apparaten, Röhren, Messinstrumenten, Geräten, Fotomaterial, Behelfen und Kontrastmitteln; Anlass dafür war ein tiefes Misstrauen zwischen Industrie und Ärzten.

Gottfried Spiegler betreute auch andere Röntgenanstalten in Wien, verantwortlich etwa für „Radiumbestrahlungen“ und baute eine erfolgreiche und initiative Gruppe von etwa 10 Mitarbeitern auf. Zahlreiche Publikationen aus dieser Zeit geben Zeugnis vom erfolgreichen Wirken.

Unmittelbar nach der Feier zum 10-jährigen Bestehen der „Versuchsanstalt“ erfolgte der Einmarsch Hitlers in Wien. Spiegler musste, ebenso wie einige seiner Mitarbeiter, ausscheiden. Einer von ihnen, Kalman Juris, starb mit seiner Familie im KZ.

Gottfried Spiegler konnte 1939 rechtzeitig nach England flüchten. Nach einigen turbulenten (und nicht einfachen) Jahren fand er eine Anstellung in seinem Fach im Royal Marsden Hospital in London und zählte 1943 zu den Gründungsmitgliedern der HPA (Health Physics Association; heute IPEM). Nach Österreich kehrte er nur mehr als Gast zurück. Berührend seine späte Anerkennung in Deutschland/Österreich (Röntgen-Medaille 1966 /2, 3/), sowie sein „Obituary“ /4/.

Literatur

- [1] Strahlenschutz aktuell, 55. Jg., 2 (2021), 21-54
- [2] Walther, K. M. Lebensbild Gottfried Spiegler 75 Jahre; Münch. Med. Wochschr. 24, 1307, 1966
- [3] Schober, H. Gottfried Spiegler zum 75. Geburtstag; Röntgenpraxis, Jg XIX, Heft 6, 101-103, 1966
- [4] W. V. Mayneord; 1970, Br. J. Radiol., 43, 503

Session 29 | Nachhaltigkeitssitzung

FS035 Aktivitäten des Arbeitsausschusses DGMP goes Green

K. S. Baumann^{1,2,3}

¹Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

²Universitätsklinikum Giessen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

³Marburg Ion-Beam Therapy Center (MIT), Marburg, Deutschland

Mit einem bewussten nachhaltigen, ökologischen Handeln können auch eine Fachgesellschaft und ihre Mitglieder mit gutem Beispiel vorangehen und dazu beitragen, den Planeten Erde und die Umwelt für kommende Generationen gemeinsam zu erhalten. Zum 50. Jubiläum der DGMP (2019) gründete sich daher der Arbeitsausschuss „DGMP goes Green“, um sich den Themen Nachhaltigkeit und Klimaschutz zu widmen und Empfehlungen für diese Punkte zu erarbeiten. In einem ersten Schritt hat der DGMP Vorstand am 05. März 2021 Maßnahmen für die Fachgesellschaft und ihre Aktivitäten beschlossen. Gleichzeitig möchten wir auch den DGMP-Mitgliedern die Möglichkeit geben, sich hier einzubringen und ihre Ideen in den Prozess einbinden, sowie für eine eigene Umsetzung in ihren Einrichtungen sensibilisieren. Hierfür wurde eine Umfrage unter den DGMP-Mitgliedern durchgeführt.

Das bisher erarbeitete Konzept sieht unter anderem vor, die CO₂-Emissionen von Reisen und Veranstaltungen zu reduzieren, indem Vorstandssitzungen, Arbeitstreffen und andere DGMP Veranstaltungen abwechselnd als Präsenzveranstaltungen und Webkonferenzen durchgeführt werden. Reisetätigkeiten der DGMP sollen mit ökologischen Verkehrsmitteln wie der Bahn durchgeführt werden. Auf Flugreisen soll verzichtet werden. Weiterhin sollen Nachhaltigkeitsaspekte in die Durchführung der Jahrestagung eingebunden werden. Die Kommunikation innerhalb der DGMP soll weitgehend digitalisiert und Printpublikationen (u.a. ZMP) mittelfristig eingestellt werden. Für die Kompensation von unvermeidbaren, nicht nachhaltigen Handlungen wurde ein Öko-Fond in Höhe von jährlich 5.000 EUR eingerichtet. Zudem wird die DGMP einen Leitfaden für die nachhaltige Beschaffung und den Betrieb von (Groß-)Geräten erarbeiten und den Mitgliedern zur Verfügung stellen.

Weiterhin hat der Arbeitsausschuss Maßnahmen und Handlungsempfehlungen für eine nachhaltige Jahrestagung erarbeitet, die wir gemeinsam mit unserer Kongressagentur Conventus umsetzen. Für die Teilnehmer:innen der Jahrestagung haben wir zudem einen CO₂-Rechner erstellt, der es ermöglicht, ihre individuellen CO₂-Emissionen zu berechnen, die durch die Anreise und Übernachtung entstehen. Weiterhin wird die DGMP die bei der Jahrestagung entstehenden Emissionen kompensieren. Hierfür berücksichtigen wir die Emissionen, die durch die Anreise und Übernachtung der Teilnehmer:innen verursacht werden, als auch die Emission durch das Tagungszentrum und das Catering während der Tagung. Insgesamt ergibt sich für die Jahrestagung eine geschätzte Emission von 108,5 t CO₂-Äquivalenten. Die Kompensation kommt dem Projekt BUND Projekt Moorland (<https://www.moor-land.de>) zu Gute.

FS036 Energieverbrauch von Großgeräten

B. Rana Bhat¹

¹Technische Hochschule Mittelhessen, M.Sc. Biomedizinische Technik, Gießen, Deutschland

Einleitung

Ziel dieser Arbeit ist es, den Energieverbrauch medizinischer bildgebender Großgeräte in verschiedenen Betriebszuständen wie Standby-Modus, Scanbereitschaft-Modus, Scan-Modus und Aus-Modus zu ermitteln. Darüber hinaus werden die Messwerte mit den Herstellerangaben verglichen. Es werden Möglichkeiten zur Reduktion des Energieverbrauchs identifiziert und diese Informationen den Anwender: innen in geeigneter Form zur Verfügung gestellt.

Material & Methoden

Der Stromverbrauch von CT-, MRT-, Angiographie- und SPECT/CT-Geräten wurde mit dem Leistungs- und Energieregistriergerät PEL 103 gemessen. Dieses bietet verschiedene Funktionen zur Erfassung und Speicherung von Leistungs- und Energieverbrauchsdaten. Die Messungen wurden in verschiedenen Kliniken für jeweils maximal eine Woche durchgeführt.

Ergebnisse

Die Tabelle 1 zeigt den Energieverbrauch der bildgebenden Geräte in verschiedenen Betriebsmodi. Das CT verbraucht durchschnittlich 28 MWh pro Jahr, 2/3 davon im Standby-Modus. Dies entspricht dem Energieverbrauch von sieben 4-Personenhaushalten. Das 1,5 T MRT verbraucht durchschnittlich 96 MWh pro Jahr, was dem Energieverbrauch von 24 4-Personenhaushalten entspricht. Ein MRT verbraucht insbesondere aufgrund längerer Untersuchungen und Kühlung etwa fünf bis sieben- mal mehr Energie als ein CT. Aus den Werten der anderen Großgeräte wie Angiographie und SPECT/CT lässt sich erkennen, dass der zeitlich kumulierte Energieverbrauch im Standby-Modus höher ist als im Scan-Modus.

Zusammenfassung

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass einige Geräte in der unproduktiven Phase, in der keine Untersuchungen stattfinden, unnötig sehr viele Energie verbrauchen, indem sie nur in den Standby-Modus versetzt werden (z.B. beim CT, s. Abb. 1). Die Leistungsaufnahme des CT's beträgt 3,4 kW im Standby-Modus und 1,4 kW im Aus-Modus. Daraus ergibt sich eine Einsparung von 2 kW. Dies entspricht einer Energieeinsparung von ca. 120 kWh pro Woche bzw. 6240 kWh pro Jahr (jährliche Kosteneinsparung ca. 2060 €, jährliches CO₂-Einsparpotential ca. 2,6 Tonnen). Durch die Optimierung der Ein- und Ausschaltzeiten (Umschaltung vom Standby-Modus in den Aus-Modus) während der Nichtuntersuchungszeiten lässt sich der Energieverbrauch deutlich verringern. Dies reduziert Kosten und CO₂-Ausstoß.

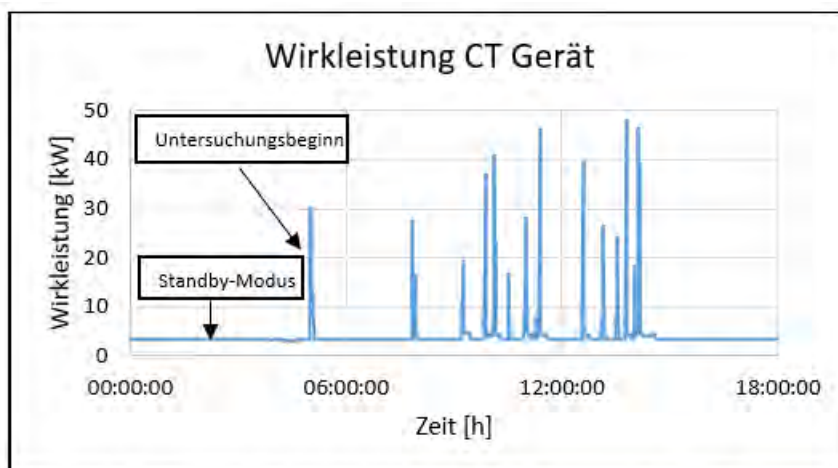


Abbildung 1: Graphische Darstellung der berechneten Wirkleistung des CT: Einzeltag Messung von 0 Uhr bis 18 Uhr

Tabelle 1: Tabellarische Darstellung des Energieverbrauchs von medizinischen Großgeräten in verschiedenen Betriebsmodi sowie des Gesamtenergieverbrauches in kWh pro Woche

Energieverbrauch in kWh pro Woche					Gesamtenergieverbrauch [kWh/Woche]
Betriebsmodi Gerät	Standby	Scan	Aus	Scanbereitschaft*	
Angiographie 1	39	24	17	-	80
SPECT/CT	145	34	-	54	233
CT	330	142	67	-	539
Angiographie 2	294	-	-	-	-
MRT	350	675	-	825	1850
* Scanbereitschafts-Modus ist nicht bei jedem medizinischen Großgerät verfügbar.					
Der Gesamtenergieverbrauch des Angiographie-2-Geräts kann nicht angegeben werden, da die Messung des Steuer- und des Generatorteils des Geräts zu unterschiedlichen Zeiten durchgeführt wurde.					
Das SPECT/CT befindet sich außerhalb der Untersuchungszeit über Nacht und am Wochenende immer im Standby-Modus und wird nie ausgeschaltet, so dass der Energieverbrauch bei Aus-Modus nicht berechnet werden kann.					

FS037 DGMP goes Green – Vernetzung mit der DRG und Ausblick

K. Jungnickel¹

¹Klinikum Magdeburg gGmbH, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, Magdeburg, Deutschland

Auch in der Deutsche Röntgengesellschaft (DRG) hat sich eine Nachhaltigkeits-AG aus interessierten Radiolog:innen, MPE, MTRA und Mitarbeiter:innen der DRG-Geschäftsstelle gegründet. Seit 2019 trifft sie sich in regelmäßigen Abständen online. Das Thema „Nachhaltigkeit“ wurde besonders aufgewertet durch die Präsidentin des Röntgenkongresses 2022 Frau Dr. Kerstin Westphalen, die als Gründungsmitglied der AG das Thema zu den Highlight-Themen des Kongresses gemacht hat. Die Transformationsforscherin Prof. Maja Göpel wurde für den Eröffnungsvortrag gewonnen, Health for Future stellte sich vor und Mitarbeiter:innen von KLUG (Dt. Allianz Klimawandel und Gesundheit) referierten zu den Themen Planetary Health und Klimaschutz in der Praxis.

Das große gemeinsame Thema von DGMP und DRG ist die Reduzierung des Energieverbrauchs in Klinik und Praxis, unter Berücksichtigung von Licht, Computern und besonders den Großgeräten wie CT, MRT und Beschleuniger mit ihrem immensen Strom- und Kühlwasserverbrauch. Nicht zu vernachlässigen ist auch das sehr komplexe Gebäudemanagement, wobei durch Wärmerückgewinnung erheblich Energie und Kosten gespart werden könnten. Auch zu diesen Themen gab es Vorträge auf dem Röntgenkongress von einer sehr engagierten Arbeitsgruppe um Dr. Tobias Heye aus der Universitätsklinik in Basel. Sowohl DGMP goes Green als auch Nachhaltigkeit @DRG arbeiten an Konzepten zu einer nachhaltigen Beschaffung und möchten mit den Herstellern ins Gespräch kommen, damit energiesparende Techniken in die neue Gerätegeneration integriert werden.

Session 30 | Qualitäts- und Risikomanagement/-analyse

V124 Prospektive Risikoanalyse des Verfahrens der online-adaptiven Strahlentherapie an einem O-Ring Beschleuniger

S. Wegener¹, G. Razinskas¹, S. Weick¹, H. Hutzel¹, S. Stark¹, P. Lutyj¹, J. Tamihardja¹, F. Exner¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Online-adaptive Strahlentherapie soll durch Anpassungen des Bestrahlungsplans auch bei inter-fraktionellen anatomischen Änderungen eine gute Abdeckung des Zielvolumens und Schonung von Risikoorganen ermöglichen. Der Varian Ethos-Beschleuniger ermöglicht diese online-Adaption, benutzt dafür aber eine eigene, in sich geschlossene Software sowohl für die initiale als auch adaptive Planung und zur Dokumentation. Die Inbetriebnahme eines Ethos-Beschleunigers in unserer Abteilung erforderte daher einen gänzlich neuen Workflow und damit eine dedizierte Risikoanalyse.

Material & Methoden

Die Risikoanalyse wurde im Frühjahr 2022 in vier einstündigen Treffen durchgeführt. Die Arbeitsgruppe war interdisziplinär aus 8 MitarbeiterInnen verschiedener Berufsgruppen zusammengesetzt. Da eine Risikoanalyse des Gesamtablaufs der Abteilung bereits vorlag, wurde sich hier nur explizit auf die bei adaptiven Bestrahlungen hinzugekommenen oder stark veränderten Aspekte beschränkt.

Als Methode wurde die Failure Mode and Effects Analysis (FMEA) gewählt. Die Bewertung erfolgte mittels Risikoprioritätszahl. Die 20 Fehlermöglichkeiten mit der höchsten Risikoprioritätszahl wurden ausführlich im Team diskutiert. Für diese und weitere Risiken wurden mögliche Vermeidungsstrategien erarbeitet.

Ergebnisse

Insgesamt wurden 122 Fehlermöglichkeiten identifiziert. Der wesentliche Teil der Ereignisse fiel in die Kategorien Konturierung, Planung, Bestrahlungsvorbereitung und adaptive Bestrahlung.

Insbesondere unter den 20 Risiken mit der höchsten Bewertung ließen sich mehrere Fehlertypen identifizieren. Herausforderungen bei der Arbeit mit mehreren Softwarelösungen erschweren die Dosissumation von aktuellen mit früheren Bestrahlungen und erhöhen die Gefahr einer falschen Anzahl von Bestrahlungen insbesondere bei einem Wechsel des Bestrahlungsgerätes. Mit der neuen Software kommen zunächst Unsicherheiten hinzu, da Schwachpunkte des Planungssystems und robustes Vorgehen bei der Planerstellung noch nicht evaluiert sind. Auch lässt sich die Darstellung der Dosisverteilung nicht im gewohnten Farbschema präsentieren. Die geänderten Abläufe können leicht zu Verletzungen des Mehraugenprinzips und Schnittstellenproblematiken bei der Informationsübertragung führen. Der Adaptionprozess selbst birgt Risiken, insbesondere bei der fehlerhaften Konturierung von den für die Adaption herangezogenen Strukturen sowie bei starken anatomischen Änderungen in Bereichen mit hohen Dichteunterschieden.

Als Ergebnis wurden zusätzliche Qualitätssicherungsmaßnahmen implementiert und der erarbeitete Arbeitsablauf in Verfahrensanweisungen genau dargelegt. Ferner wurden Themenfelder identifiziert, die genauerer Analysen bedürfen.

Zusammenfassung

Durch die Risikoanalyse wurde der Ablauf des Verfahrens des adaptiven Workflows gründlich durchdacht, entsprechend der Ergebnisse angepasst und in Anleitungen niedergelegt.

V125 Basisdatenmessungen für Bestrahlungsplanungssysteme – Risikoanalyse mittels FMEA

J. Valenta¹, M. Schmidt¹, M. Shariff¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die Qualität des Linearbeschleuniger-Strahlmodells im Bestrahlungsplanungssystem hat gravierende Auswirkung auf die Therapie einer hohen Anzahl von Patienten. Unser Ziel war, mögliche Fehler, die während des Erstellens des Modells auftreten können, zu definieren und eine umfangreiche Risikoanalyse durchzuführen. Hier wird eine modifizierte FMEA der Basisdatenmessungen präsentiert.

Material & Methoden

13 Aufgaben mit insgesamt 93 Schritten der Basisdatenmessung wurden aufgelistet. Zu jedem Schritt wurden mögliche Fehler (Failure Modes), deren typische Ursache und die schwerwiegendste Auswirkung hinzugefügt.

Da keine statistischen Daten vorlagen, bewerteten drei MPEs mit ca. 25, 15 und 5 Jahren Erfahrung in der Strahlentherapie voneinander unabhängig die Eintrittswahrscheinlichkeit (O), die Auswirkung (S) und die Entdeckungswahrscheinlichkeit (D) einzelner Failure Modes auf jeweils 5-stufigen Skalen (1 - niedrige Eintrittswahrscheinlichkeit, bzw. Auswirkung, oder hohe Entdeckungswahrscheinlichkeit). Zu diesen üblichen drei Größen wurde eine zusätzliche, die Entdeckungswahrscheinlichkeit (D*) nach Kontrolle der Daten durch eine zweite, erfahrene Person, hinzugefügt.

Nach der unabhängigen Bewertung wurden Failure Modes, bei denen interobserver-Unterschiede größer 1 waren, besprochen, um Verständnisprobleme auszuschließen. Die Risk Priority Number (RPN, bzw. RPN*), berechnet als Produkt der Mittelwerte von O, S und D, bzw. D*, bildete die Metrik für das Gesamtrisiko.

Ergebnisse

Für die einzelnen Schritte der Basisdatenmessung wurden 138 Failure Modes definiert. Bei 25 Schritten wurden ≥ 2 mögliche Fehler entdeckt. Die O-Werte reichten von 1 bis 4, die D-, D*- und S-Werte von 1 bis 5. Die niedrigste RPN war 1 (n=5) und in zwei Fällen war die RPN höher als 25: Falsche Fokus-Detektor-Distanz für die Absolutdosimetrie (RPN=29) und Strahl-Unterbrechung während der Absolutdosimetrie (RPN=36). In beiden Fällen handelt es sich um Failure Modes, bei denen die Entdeckungswahrscheinlichkeit durch eine nachträgliche Kontrolle nicht verbessert werden kann. Im letzten Fall könnte das Risiko durch die übliche Wiederholung der Messung nennenswert reduziert werden.

Bei 55 Failure Modes (40 %) verbesserte sich die Entdeckungswahrscheinlichkeit durch die nachträgliche Daten-Kontrolle.

Zusammenfassung

Mit der Risikoanalyse mittels modifizierter FMEA wurden Fehler, die während der Basisdatenmessungen auftreten können, identifiziert und deren Gesamtrisiko bewertet. Anstelle nicht vorhandener statistischer Daten wurden Mittelwerte unabhängiger Einschätzungen verschiedener MPEs verwendet. Mit der Einführung der D* und RPN* wurden Failure Modes identifiziert, deren Gesamtrisiko durch eine nachträgliche Datenkontrolle nicht reduziert werden kann – hier sind besondere Aufmerksamkeit, Kontrolle während der Messung, oder Wiederholung der Messung, ggf. durch eine andere Person, geboten.

V126 Auftretende Fehler bei der perkutanen Bestrahlungsplanung – Untersuchungen über einen Zeitraum von 14 Monaten

F. A. Siebert¹, M. Hirt¹, M. Delaperrière¹, J. Dunst²

¹Klinik für Strahlentherapie UKSH, Campus Kiel, Medizinische Physik, Kiel, Deutschland

²Klinik für Strahlentherapie UKSH, Campus Kiel, Kiel, Deutschland

Einleitung

Bestrahlungsplanung ist ein wichtiger zentraler Teil einer Strahlentherapie. In dieser Studie soll untersucht werden, welche Fehler und Abweichungen bei der perkutanen Bestrahlungsplanung in der klinischen Routine auftreten.

Material & Methoden

In einem Zeitraum von 14 Monaten wurden sämtliche Fehler und Abweichungen registriert, die beim Review-Prozess von Bestrahlungsplänen einer Universitätsklinik mit drei Linearbeschleunigern und dem Bestrahlungsplanungssystem Eclipse v13.6 (Varian a Siemens Healthineers Company, Palo Alto, CA) identifiziert wurden. Als Fehler wurden Ereignisse in Prozessabläufen bezeichnet, die eine ungeplante Über- oder Unterdosierung von Patienten, ungeachtet der Schwere, zur Folge haben können. Abweichungen hingegen waren Änderungen, die keine Auswirkungen auf die Bestrahlung von Patienten haben konnten. Diese wurden in Abweichungen von klinikinternen Prozeduren (z.B. Bezeichnung von Bestrahlungsfeldern) und Abweichungen von erwarteten Eingaben in das BPS (z.B. „Primärer Dosisreferenzpunkt nicht definiert“) unterteilt.

Ergebnisse

In den 1.056 im Zeitraum evaluierten Bestrahlungsplänen wurden 41 Fehler und 69 Abweichungen (Abweichungen von klinikinterne Prozeduren: n=55, Abweichungen von erwarteten Eingaben in BPS: n=14) mit 13 verschiedenen Fehlertypen und 16 unterschiedlichen Typen von Abweichungen festgestellt. Der häufigste Fehlertyp war ein falscher Gantrywinkel für ein Setup-Feld (n=19), die häufigsten Abweichungen (n=24) waren nicht klinik-konforme Feldbezeichnungen. Während der Beobachtungszeit konnten alle Fehler und Abweichungen in den Bestrahlungsplänen im Review-Prozess erkannt und eliminiert werden; es kam zu keiner Fehlbestrahlung.

Die meisten Fehler und Abweichungen traten bei Bestrahlungsplänen auf, bei denen viele manuelle Eingaben notwendig waren. Viele Fehler und Ungenauigkeiten wurden bereits im BPS während der Bestrahlungsplanung und im Review-Prozess abgefangen. Die Anwendung von Plan-Templates und automatisierten Techniken bei der Bestrahlungsplanung, wie IMRT und VMAT, reduziert die Fehlerhäufigkeit.

Die hier gewonnenen Daten können für eine klinikinterne Risikoanalyse genutzt werden, die gemäß EU-Direktive 2013/59/Euratom vom 5.12.2013, in der Strahlentherapie gefordert ist.

Zusammenfassung

Diese Studie zeigt die hohe Bedeutung der Evaluation von Bestrahlungsplänen im Review-Prozess. Durch den Review-Prozess können fehlerhafte Bestrahlungen verhindert werden. Fehler und Ungenauigkeiten bei der Bestrahlungsplanung treten vor allem bei individuellen Bestrahlungstechniken auf, da bei diesen viele Benutzereingaben erforderlich sind.

V127 Risikoanalyse der Radionuklidtherapien XOFIGO und Lutathera nach FMEA und Risikomatrix

F. Bärenfänger¹, E. Colak², M. Hamami-Arlinghaus³, A. Block¹

¹Klinikum dortmund gGmbH, Institut für Medizinische Strahlenphysik und Strahlenschutz, Dortmund, Deutschland

²Hochschule Hamm-Lippstadt, Angewandte Biomedizintechnik, Hamm-Lippstadt, Deutschland

³Klinikum Dortmund gGmbH, Klinik für Radiologie und Neuroradiologie - Abteilung für Nuklearmedizin, Dortmund, Deutschland

Einleitung

§ 126 StrlSchV schreibt eine Risikoanalyse einer Strahlenbehandlung vor erstmaligem Einsatz oder einer wesentlichen Änderung des Verfahrens vor. Für deren Durchführung existieren in der Literatur eine Vielzahl an Analysemethoden, deren Ergebnisse bei gleicher Fragestellung stark variieren können. In diesem Projekt haben wir Risikoanalysen für die Anwendungen von XOFIGO und Lutathera durchgeführt und dabei die Methoden FMEA und Risikomatrix miteinander verglichen.

Material & Methoden

Die generelle Konzeptionierung der Risikoanalysen erfolgte in Anlehnung an den DGMP-Bericht Nr. 25. Zur Identifikation der Haupt- und Teilprozesse wurden in interprofessionellen Expertenteams (MTRA, Arzt, MPE) Flussdiagramme zur XOFIGO- und Lutathera-Therapie erstellt. Unter Berücksichtigung bereits bestehender Beherrschungsmaßnahmen erfolgte anschließend die Risikoanalyse nach der FMEA-Methode sowie Aufstellung einer Risikomatrix. Bei der FMEA-Methode wurden die Parameter Fehlerrisiko (A), Entdeckungswahrscheinlichkeit (E) und Schweregrad (S) numerisch mit Werten von 1 bis 10 quantifiziert. Anschließend erfolgte die Bewertung des Risikos durch Berechnung der Risikoprioritätszahl (RPZ) mit $RPZ=S \cdot A \cdot E$. Bei Verwendung der Risikomatrix erfolgte die Bewertung der Parameter Häufigkeit (f), Versagen der Beherrschungsmaßnahmen (p) und Schadensfolge (c) durch Klassifizierung in Niveaus (sehr niedrig, niedrig, Mittel, hoch, sehr hoch).

Die identifizierten Risiken wurden bei beiden Verfahren entsprechend der Risikostufen *Nicht Tolerabel*, *Tolerabel* und *Akzeptabel* priorisiert. Dabei wurden Risiken für Patienten und Personal berücksichtigt.

Ergebnisse

Sowohl bei der Risikomatrix als auch bei der FMEA-Methode gab es bei der Bewertung der Teilprozesse Streuungen zwischen den beteiligten Berufsgruppen. Durch interdisziplinäre Kommunikation konnte jedoch immer ein Konsens gefunden werden. Bei beiden Therapieformen stellte sich eine falsche Indikationsstellung (bspw. durch fehlende Laborwerte), das Verursachen eines Paravasats und Kontaminationen als Hauptrisiken heraus. Bei der Lutathera stach zudem die generelle Verwendung der Schwerkraftmethode heraus. Bei allen Prozessen konnte das Risiko durch entsprechende Beherrschungsmaßnahmen jedoch auf ein zumindest tolerables reduziert werden. Beim Vergleich der beiden Analysemethoden zeigten sich bei der Bewertung einiger Teilprozesse große Diskrepanzen. Bei der FMEA-Methode führten mittlere Bewertungen zu einer unerwartet hohen Risikobewertung während eine hohe Entdeckungswahrscheinlichkeit bei ansonsten kritischen Prozessen in akzeptable Bewertungen resultierte.

Zusammenfassung

Die Anwendungen von XOFIGO und Lutathera können in entsprechend ausgestatteten nuklearmedizinischen Zentren bei ausreichender Vorbereitung als sehr sichere Verfahren eingestuft werden. Für die praktische Durchführung der Risikoanalyse liefert die Risikomatrix verglichen mit der FMEA-Methode plausiblere Ergebnisse.

Session 32 | Qualitätssicherung in Diagnostik und Therapie

V129 Hounsfield units to electron density conversion: inhomogeneous phantoms and their materials

W. W. Baus¹, G. Altenstein², H. Hermani¹

¹Mediclin Robert Janker Klinik, Radiooncology, Bonn, Deutschland

²University Hospital of Cologne, Radiooncology, Köln, Deutschland

Introduction

The conversion of computed tomography (CT) values (Hounsfield Units, HU) to electron density ED (or, material) via a lookup-table (LUT) is the basis of heterogeneity corrected dose calculation for radiotherapy treatment planning (RTP). Though the necessary precision of the conversion might be debatable [1], measurement by using a so-called heterogeneity or electron density (ED) phantom at commissioning of the RTP-system (RTPS) is standard. However, CT measures mainly the absorption caused by photo effect (depending on the effective atomic number, Z_{eff}), whereas energy deposition during radiotherapy is caused primarily by Compton effect (depending on ED). Neglecting this fact could lead to a 'wrong' LUT as was observed for one of our RTPS.

Material & Methods

We measured 3 commercial (CIRS 062, RMI 467, Catphan 504) and one self-built phantom (SBP) with a GE CT580 CT-scanner (CTs) using various scan parameters. The SBP contained cylinders filled with aqueous solutions of different concentrations of calcium chloride (CaCl_2), calcium carbonate (CaCO_3), hydroxylapatite, ethanol and water. For better theoretical understanding the Z_{eff} of various compounds was calculated after modifying a python script gratefully provided by Liu ([2]; using Mayneord's value). To estimate the influence of the 'wrong table' on dose, patient plans covering pronounced bony anatomy were calculated in Eclipse (AAA) using different LUTs.

Results

Fig. 1 shows a graph of ED over measured HU for different materials (data points), including the 'wrong' LUT and curves proposed by [1] and [3]. Nearly all data points lie in the vicinity of the standard curves (see [1], [3]) – except the ones of the Catphan-phantom, which all lie on a straight line through the origin since the Z_{eff} of all its inhomogeneities is near that of water (e.g. PTFE, see Tab. 1). Obviously the 'wrong' LUT (dashed) is based on these values. Though the 'wrong table' is markedly different, the resulting dose difference in sample patient plans turned out to be only between 0.7 and 1.3 % (head and pelvis).

Conclusions

Inhomogeneity phantoms for radiotherapy planning should comprise both water- and bone-like materials with Z_{eff} being the decisive parameter. As bone surrogate some Ca-compounds, e.g. aqueous solutions of CaCl_2 , seem to be adequate. PTFE and other materials with a water-like Z_{eff} , though included in commercial phantoms, are definitely not suitable as bone surrogate. Some practical aspects of the materials will be further investigated and presented at the conference together with results for CTs of three other manufactures.

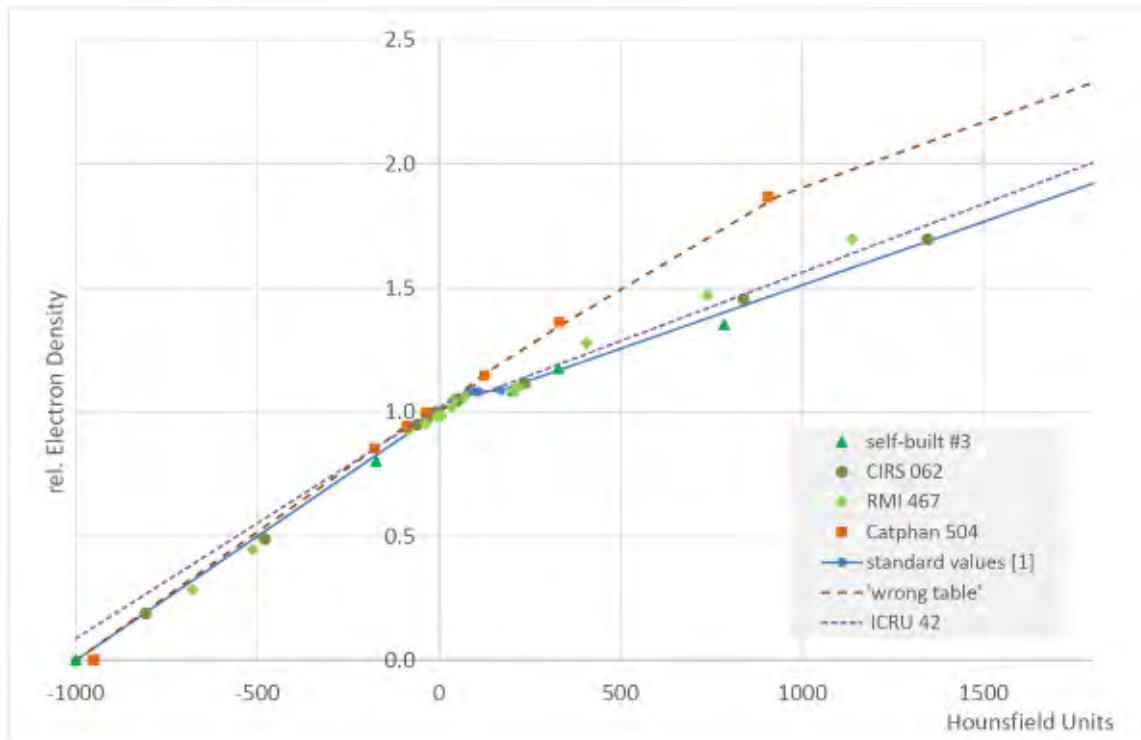


Abb. 1: ED over HU. Data points represent own measurements with various phantoms. (GE Optima CT580, 120 kV)

	Ethanol	PMMA	Water	(dry) Air	PTFE	CaCl ₂ , 10%	CaCl ₂ , 20%	CaCl ₂ , 40%	PVC	CaCO ₃ *	CaSO ₄ *	Hydroxyl-apatite*
Density / g/cm ³	0.789	1.18	1.000	0.0013	2.20	1.12	1.23	1.46	1.40	2.83	2.98	3.15
rel. ED	0.803	1.147	1.000	0.001	1.876	1.088	1.177	1.354	1.292	0.912	2.663	2.824
Z _{eff} ^{Mayneord}	6.35	6.47	7.42	7.63	8.00	9.64	11.18	13.50	13.86	15.08	15.22	15.86

Tab. 1: Phantom materials: rED and Z_{eff} are from calculations. (*solid)

References

- [1] Thomas, S.J., Br J Radiol (1999) 781-6
- [2] Liu, T. et al., Med Phys (2021) 5908-23
- [3] ICRU Report 42, Use of Computers in Radiotherapy, Bethesda, 1987

V130 Qualitätssicherung eines neuartigen 3-in-1 Röntgensystems für Brachytherapie

A. Karius^{1,2}, J. Szkitsak^{1,2}, V. Boronikolas^{3,4}, C. Bert^{1,2}

¹Strahlenklinik Erlangen, Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

²Comprehensive Cancer Center Erlangen-EMN (CCC ER-EMN), Erlangen, Deutschland

³Abteilung für medizinische Physik, Klinik für Strahlenheilkunde, Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁴Medizinische Fakultät, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Vor Kurzem wurde für die Brachytherapie ein neuartiges, mobiles 3-in-1-Röntgensystem mit Radiographie, Fluoroskopie und Cone-Beam-Computertomographie (CBCT) als Bildgebungsmodalitäten auf den Markt gebracht. Derzeit gibt es kein Verfahren zur Qualitätssicherung (QS), das explizit für dieses mit innovativen Technologien wie dynamischen Blenden und motorisierten Lasern ausgestattete System anwendbar ist. Wir haben ein spezielles QS-Verfahren entwickelt, basierend auf dessen Durchführung über einen Zeitraum von sechs Monaten eine Bewertung der Stabilität des Geräts im Laufe der Zeit ermöglicht wurde.

Material & Methode

Mit dem entwickelten QS-Verfahren bewerteten wir die planare und CBCT-Bildgebungsperformance des Systems, indem wir geometrische Genauigkeit, CT-Zahl-Stabilität, Kontrast-Rausch-Verhältnis, Uniformität, räumliche Auflösung, Niedrigkontrastdetektierbarkeit, Dynamikbereich und Bestrahlungsdosis an dedizierten Phantomen untersuchten. Darüber hinaus haben wir die geometrische Stabilität mit Hilfe des Flexmap-Ansatzes bewertet und die Laser- und Blendenpositionierungsgenauigkeit des Geräts mit einem hauseigenen Testphantom untersucht. Es wurden CBCT- und planare Scanprotokolle für Becken-, Brust- und Abdomenbildgebung untersucht.

Ergebnisse

Die planaren und CBCT-Bildgebungsperformance war weitgehend stabil mit einer geometrischen Genauigkeit von ≤ 1 mm, einer CT-Zahl-Stabilität von bis zu 46HU und Uniformitätsvariationen von bis zu 48HU im Laufe der Zeit. Bei der planaren Bildgebung übertrafen Niedrigkontrastdetektierbarkeit und Dynamikbereich die derzeitigen Empfehlungen. Während die geometrische Stabilität als tolerierbar angesehen wurde, wurden für Laser und Blenden teilweise erhebliche Positionierungsgenauigkeiten von bis zu mehr als 12 cm bzw. -1,3 cm festgestellt. Die Durchführung des QS-Verfahrens ermöglichte eine vollumfassende Bewertung der Gesamtleistung des Systems.

Diskussion

Wir haben einen QS-Workflow für ein neuartiges 3-in-1-Röntgensystem entwickelt, mit dem die Bildgebungs- und Hardwareperformance des Geräts bewertet werden konnte. Das System zeigte im Allgemeinen eine angemessene Bildgebungsperformance und Stabilität im zeitlichen Verlauf, wohingegen Verbesserungen in Bezug auf die Laser- und die Blendengenauigkeit unbedingt erforderlich sind.

V131 Einführung einer täglichen QA Routine zur Überprüfung der Monitorkalibrierung und Patientenpositionierungssystems an einem ZAP-X System basierend auf dem RUBY Phantom

K. Büsing¹, J. Harmsen², P. D. Klassen³, H. K. Looe¹, B. Poppe¹, D. Poppinga⁴

¹Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universität Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

²Praxis für Strahlentherapie Nordhorn-Meppen, Meppen, Deutschland

³St. Bonifatius Hospital, Department für Neurochirurgie, Lingen, Deutschland

⁴PTW Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Das ZAP-X ist ein neuartiges System für die radiochirurgische Strahlentherapie im Kopfbereich. Das vollabgeschirmte System besteht aus einem 3 MV Linearbeschleuniger der auf zwei Gantryachsen in allen Raumrichtungen bewegt werden kann. Kollimatoren mit einem Durchmesser zwischen 4 mm und 25 mm können zur konformen Erfassung des Tumors genutzt werden. Ziel der Arbeit ist die Erstellung und Erprobung einer täglichen, schnell durchführbaren Routine zur Kontrolle der Monitorkalibrierung sowie des Patientenpositionierungssystems basierend auf dem RUBY System.

Material & Methoden

Im ersten Schritt wurde eine Patientenmaske für stereotaktische Bestrahlungen für das RUBY Kopf Phantom (PTW, Freiburg, Deutschland) mit dem QA MultiMet Einsatz angefertigt und ein CT zur Bestrahlungsplanung im klinisch verwendeten Protokoll erstellt. Für die tägliche Überprüfungsroutine wurde ein Bestrahlungsplan erstellt, dessen Isozentrum so positioniert ist, dass es sich in der Kammermitte des Detektors befindet. Äquivalent zu der 0° Gantryposition eines konventionellen Beschleunigers, wird das Phantom von der „North Pole“ Position bestrahlt. Die Kollimatorgröße wurde auf 25 mm beschränkt um eine Vergleichbarkeit zur Überprüfungsroutine des Herstellers zu gewährleisten.

Im zweiten Schritt wurde die Routine am ZAP-X System in einem Zeitraum von 5 Monaten regelmäßig durchgeführt. Dazu wurde das RUBY Phantom mit der angepassten Maske am Patiententisch fixiert und eine Semiflex 3D Ionisationskammer (Typ 31021, PTW Freiburg, Deutschland) als Detektor im zentralen Kammerhalter positioniert und mit einem UNIDOS Tango Elektrometer (PTW Freiburg, Deutschland) verbunden. Die klinische Routine zur Bestrahlung des Bestrahlungsplans wurde gestartet, sodass das Phantom zunächst vom automatischen Patientenpositionierungsalgorithmus basierend auf planaren kV Aufnahmen positioniert wurde. Die finale Tischposition wurde jeweils dokumentiert. Anschließend wurde die Bestrahlung gestartet, die Dosismessung durchgeführt und gegen den Referenzwert aus dem Planungssystem verglichen. Zum Vergleich wurde außerdem die vom Hersteller empfohlene Routine mit einer Semiflex 3D Ionisationskammer durchgeführt.

Ergebnisse

Die dosimetrischen Ergebnisse aus der hier beschriebenen Routine basierend auf dem RUBY Phantom sowie der vom Hersteller empfohlenen Überprüfungsroutine stimmen innerhalb von $\pm 1\%$ überein. Die basierend auf der RUBY Routine ermittelten Tischwerte schwanken innerhalb von ± 1 mm.

Diskussion

Mit dem RUBY Phantom ist eine tägliche Überprüfung der Monitorkalibrierung sowie der kV basierten Patientenpositionierung im ZAP-X möglich. Die Ergebnisse der Überprüfung der Monitorkalibrierung sind vergleichbar mit der vom Hersteller genutzten Routine einer Freiluftmessung. Das Kopfphantom ermöglicht zusätzlich die Integration der kV Bildgebung und der damit verbunden Überprüfung von Patientenpositionierung in die Routine. Ebenso kann der Aufbau für einen End2End Test am ZAP-X verwendet werden.

Session 31 | Strahlenschutzdosimetrie in der Radiologie, Nuklearmedizin und Strahlentherapie

V132 Thermolumineszenzdosimetrie der Strahlenexposition des Personals bei Vorbereitung und Durchführung nuklearmedizinischer Therapien mit Lu-177-markierten Radiopharmaka

S. Krottenthaler¹, R. Ringler², D. Hellwig¹, D. Schmidt¹

¹Universitätsklinikum Regensburg, Nuklearmedizin, Regensburg, Deutschland

²Ostbayerische Technische Hochschule Amberg-Weiden, Fakultät Wirtschaftsingenieurwesen und Gesundheit, Weiden, Deutschland

Einleitung

Nuklearmedizinische Therapien mit Lu-177-markierten Radiopharmaka können das Überleben bei Tumorerkrankungen verlängern. Ziel der Arbeit war die Ermittlung der Strahlenexposition des Personals bei den Arbeitsschritten zur Vorbereitung und Durchführung von Therapien mit Lu-177-PSMA und Lu-177-DOTATOC.

Material & Methode

Mittels Dosisleistungsmessungen wurden 17 repräsentative Umgangsorte (UO) eines Therapiezyklus identifiziert und verschiedenen Arbeitsplätzen zugeordnet (Assistenz, Radiochemie, Arzt, Medizinphysik). Hierbei zeigte sich, dass wegen geringer Dosisleistungen eine detaillierte Betrachtung von Qualitätskontrolllabor und Therapiestation entbehrlich waren. Als Messmittel wurden Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) aus LiF:Mg,Cu,P (MCP) verwendet. Für den Messeinsatz der TLDs wurden Dosimeter, mit jeweils Platz für 4 TLDs, konstruiert und mittels 3D-Druck additiv aus Polylactid (PLA) gefertigt. Kalibriert wurden die TLDs mithilfe eines mit Tc-99m-Pertheneat-Lösung gefüllten Flächenphantoms. Bei insgesamt 7 Therapien wurden Dosiswerte und Dauer von Prozessschritten aufgezeichnet, Dosisleistungen berechnet und auf die Aktivität am UO normiert. Die Werte der einzelnen Therapien wurden anschließend über den Mittelwert zusammengefasst.

Ergebnisse

Die höchste spezifische Dosisleistung trat mit $0,482 \pm 0,347 \mu\text{Sv}/(\text{s} \cdot \text{GBq})$ an der Therapiespritze auf, gefolgt von $0,069 \pm 0,019 \mu\text{Sv}/(\text{s} \cdot \text{GBq})$ an der Spritzenpumpe. Für die restlichen UO ergaben sich Werte im Bereich $[0 - 0,008] \pm 0,003 \mu\text{Sv}/(\text{s} \cdot \text{GBq})$. Als Spitzenwerte ergaben sich für die Fingerdosis der Assistenz beim Aufziehen der Infusionsspritze $496 \mu\text{Sv}$ bei applizierten $6,0 \text{ GBq}$ Lu-177-PSMA und $627 \mu\text{Sv}$ bei applizierten $7,5 \text{ GBq}$ Lu-177-DOTATOC. Die kumulierte Fingerdosis (Lu-177-PSMA bzw. Lu-177-DOTATOC) der Berufsgruppen teilte sich auf in: Assistenz $523 \mu\text{Sv}$ bzw. $656 \mu\text{Sv}$; Radiochemie $9 \mu\text{Sv}$ bzw. $12 \mu\text{Sv}$; Arzt $27 \mu\text{Sv}$ bzw. $29 \mu\text{Sv}$, Medizinphysik $3 \mu\text{Sv}$ bzw. $3 \mu\text{Sv}$. Bezogen auf die zulässige Jahresdosis beruflich strahlenexponierten Personals ergab sich daraus eine max. Therapieanzahl für Lu-177-PSMA bzw. Lu-177-DOTATOC von 956 bzw. 762 (Kat. A) und 287 bzw. 229 (Kat. B) Fällen pro Jahr pro Assistenz.

Zusammenfassung

Die höchste Fingerdosis erfuhr die Assistenz beim Umfüllen des Produkts in die Infusionsspritze, was aus Sicht des beruflichen Strahlenschutzes somit der kritische Prozessschritt für die maximale Anzahl an Therapiezyklen ist. Den besten Optimierungseffekt für den Strahlenschutz des Personals erwarten wir durch Automatisierung des Umfüllens aus dem Produktgefäß in die Infusionsspritze.

V133 Augenlinsendosimetrie mit dem Dosepix-Detektor

F. Beißer¹, R. Behrens², D. Haag¹, O. Hupe², C. Kupillas¹, T. Michel¹, J. Roth², S. Schmidt¹, M. Schneider¹, H. Zutz²

¹Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen Centre for Astroparticle Physics, Erlangen, Deutschland

²Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, Deutschland

Einleitung

Die Augenlinse ist eines der strahlenempfindlichsten Organe des Menschen. Die maximal zulässige Organ-Äquivalentdosis der Augenlinse pro Kalenderjahr wurde vom Gesetzgeber auf 20 mSv im 5-Jahres-Mittel beschränkt, wobei die Exposition in keinem Jahr 50 mSv überschreiten darf. Derzeit existiert kein aktives Augenlinsendosimeter zum Monitoring der Augenlinsendosis zum Beispiel in der interventionellen Radiologie. In diesem Beitrag wird der aktuelle Stand der Entwicklung sowie erste Messungen eines aktiven Augenlinsendosimeters vorgestellt. Die Entwicklung basiert auf dem Pixeldetektor Dosepix.

Material & Methoden

Kernkomponente des Prototyps ist der hybride, photonenzählende und energieauflösende Pixeldetektor Dosepix, der in einer Zusammenarbeit zwischen der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg und dem europäischen Kernforschungszentrum CERN entwickelt wurde. Der Detektor ist mit einer pixelierten 300 µm dicken Sensorschicht aus Silizium bestückt. Röntgenphotonen werden gemäß der von ihnen in der Sensorschicht deponierten Ladungsmenge in 16 Energiekanälen separiert für jeden Pixel gezählt. Die Dosis wird daraufhin über eine gewichtete Summe der registrierten Ereignisse pro Energiekanal berechnet. Die Wichtungsfaktoren werden hierbei aus Simulationsergebnissen sowie Referenzmessungen bestimmt. Das Auslesen des Detektors erfolgt totzeitfrei. Es wurde untersucht, wie gut die Methode zu Messungen der Messgröße $H_p(3)$, welche zur Abschätzung der Organ-Äquivalentdosis der Augenlinse dient, geeignet ist.

Ergebnisse

Die unter Laborbedingungen gemessene Dosis $H_p(3)$ in gepulsten Strahlungsfeldern zeigt keine Abhängigkeit für Pulsdauern größer als 2 ms. Dosisraten werden im Bereich bis 1 Sv/h in RQR5- und RQR8-Referenzfeldern innerhalb der in IEC 61526 vorgeschriebenen Grenzwerte korrekt wiedergegeben. Als beobachtete Größe dient die Response, die dem Quotienten aus gemessener und tatsächlich applizierter Dosis entspricht. Die auf den Wert von N-80 normierte Response weicht für mittlere Photonenenergien von 12 keV bis 250 keV und Einfallswinkeln zwischen 0° und 75° maximal 20% von 1.0 ab und erfüllt damit die Vorgaben der oben genannten IEC-Norm. Beta-Strahlung einer ⁸⁵Kr-Quelle beeinflusst den Messwert um weniger als 0,1% der applizierten Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse demonstrieren die sehr gute Messfähigkeit des Prototyps eines aktiven Augenlinsendosimeters für die Echtzeitdosimetrie auf Basis des hybriden Pixeldetektors Dosepix in kontinuierlichen und gepulsten Strahlungsfeldern. Dies erlaubt Echtzeit-Strahlenschutz bei beruflich exponiertem, medizinischem Personal.

V134 Phantomstudien zur Augenlinsendosis am C-Bogen – Einfluss von Messgröße, Messort und Dosimeter

S. Kollhoff¹, B. Poppe¹, H. von Boetticher¹, M. Liebmann², J. Walbersloh³, M. Lüpke⁴, W. Kunth¹

¹Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Pius-Hospital, Medizinischer Campus der Universität Oldenburg, Oldenburg, Deutschland

²Klinikum Links der Weser, Seminar für Strahlenschutz, Bremen, Deutschland

³Materialeprüfungsamt Nordrhein-Westfalen, Dortmund, Deutschland

⁴Tierärztliche Hochschule Hannover, Fachgebiet Allgemeine Radiologie und Medizinische Physik, Hannover, Deutschland

Einleitung

Bei Exposition der Augenlinse mit Streustrahlung können bereits bei niedrigen Dosiswerten deterministische Schäden auftreten [1]. Daher wurde im Jahr 2017 im StrSchG § 78 der Dosisgrenzwert von 150 auf 20 mSv/Jahr gesenkt. Laut StrSchV § 66 Abs. 2 muss, wenn eine Überschreitung der Augenlinsendosis von 15 mSv/Jahr möglich ist, seit dem 01.01.22 zusätzlich zur Personendosis auch die Messgröße $H_p(3)$ bestimmt werden. Da jedoch das Messverfahren im Klinikalltag einige Schwierigkeiten aufweist, wird nach einem einfacheren Messverfahren gesucht, um eine Abschätzung der Augenlinsendosis treffen zu können. Da die Personendosis-Messwerte unter der persönlichen Schutzausrüstung in der Regel sehr niedrig sind, können diese schlecht für die Abschätzung der Augenlinsenexposition verwendet werden [2]. Diese Studie beschäftigt sich daher mit Phantommessungen vor der Schürze bezogen auf die Augenlinsenorgandosis mit verschiedenen Dosismessverfahren.

Material & Methoden

Die Phantommessungen wurden an einem klinischen C-Bogen mit einem anthropomorphen Patientenphantom und einem anthropomorphen Personalphantom durchgeführt. Der Aufbau ist in Abb. 1 gezeigt. Es wurde bei verschiedenen Durchleuchtungsspannungen an festen Kragen- und Brustpositionen sowohl mit den passiven TLD-DOS Detektoren als auch mit den aktiven Mirion DMC 3000 Personendosimetern gemessen. Um als Referenz eine Aussage über die Organdosis der Augenlinse zu treffen, wurde im Phantom direkt auf Höhe der Augenlinse in 3 mm Tiefe mit TLD Rods gemessen. Diese Position wurde anhand des Augenmodells von Behrens et al. von 2009 ermittelt [3]. Des Weiteren wurden an der Stirn frontal und lateral $H_p(3)$ Messungen durchgeführt.

Ergebnisse

Im Rahmen der Messung der Homogenität des Streufeldes, konnte eine deutliche Inhomogenität in horizontaler und vertikaler Richtung festgestellt werden. Die gewählten Dosimeter weisen aufgrund ihrer unterschiedlichen Ansprechfunktionen leicht abweichende Dosiswerte auf. Außerdem wurden Konversionsfaktoren zwischen den verschiedenen Dosimetern am Phantom auf die Organdosis der Augenlinsen ermittelt.

Zusammenfassung

Mit Hilfe der ermittelten Faktoren können die Messergebnisse verallgemeinert werden. Sie bieten somit eine Möglichkeit, unter Realbedingungen die Augenlinsendosis abzuschätzen, um einen etwaigen Optimierungsbedarf zu identifizieren und daraus das weitere Vorgehen ableiten zu können.

Anhang 1



Abb. 1: Aufbau der Phantommessung am C-Bogen

Literatur

- [1] ICRP: ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context, ICRP Publication 118, 2012, Ann. ICRP 41(1/2)
- [2] ICRP: Occupational radiological protection in interventional procedures, ICRP Publication 139, 2018, Ann. ICRP 47(2)
- [3] Behrens et al.: Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens, Phys. Med. Biol., 2009, 54 4069–87

V135 Abschätzung der Extremitätendosis bei kardiologischen Interventionen mittels Phantommessungen und klinischer Daten

B. Leonhäuser¹, M. Fiebich², M. Sherif¹

¹Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen, Deutschland

Einleitung

Die Dosimetrie der Extremitäten ist bei interventionell-tätigen Ärzten erforderlich. Wenn zu erwarten ist, dass die Dosis größer als 150 mSv im Jahr sein kann, ist die Teilkörperdosis nach StrlSchV § 66 zu messen. In der Klinik beobachtet man häufig eine geringe Toleranz bezüglich des Tragens eines Fingerringdosimeters, obwohl teilweise im Strahlenfeld gearbeitet wird (Abb. 1). In dieser Arbeit stellen wir eine Abschätzung der Extremitätendosis basierend auf Phantommessungen und klinischen Durchleuchtungsdaten vor, welche den Untersuchern Orientierung bezüglich der Dosis geben und sicherstellen soll, dass keine Verpflichtung zum Tragen des zusätzlichen Dosimeters vorliegt.

Material & Methoden

Es wurden Untersuchungsdaten von sechs unterschiedlich erfahrenen interventionellen Kardiologen über einen Zeitraum von zwei mal drei Monaten erfasst. Dazu wurden alle diagnostischen und therapeutischen Koronarinterventionen an einer Kard-Angiographie-Anlage ausgewertet und drei Dosisbeiträge identifiziert. Es handelte sich dabei um einen Streustrahlungsanteil bei der Durchleuchtung im Bereich des Herzens und einen bei der Durchleuchtung des Beckens. Ein dritter Anteil entsteht durch die Arbeit im Direktstrahl. Mit Hilfe von Phantommessungen wurden die Dosisleistungen der Streustrahlung an der Position der Untersucherhand für Fluoroskopie und Serienaufnahmen bestimmt und mit den Durchleuchtungszeiten multipliziert. Anhand der Bilddaten wurde ermittelt, wie hoch der Anteil der Becken- und Herzaufnahmen ist. Die Dosis im Direktstrahl wurde aus den Durchleuchtungsdaten der Serienaufnahmen berechnet. Für jeden Arzt wurde eine individuelle Jahresdosis abgeschätzt.

Ergebnisse

Für die Durchleuchtung im Bereich des Herzens ergab sich an der Position der Untersucherhand für Fluoroskopie eine Dosisleistung von $3,6 \mu\text{Sv/h}$ und für Serienaufnahmen $36 \mu\text{Sv/h}$. Bei der Durchleuchtung des Beckens ergaben sich $1,08 \text{ mSv/h}$ (Fluoroskopie) und $7,2 \text{ mSv/h}$ (Serienaufnahmen). Der Anteil der Beckenaufnahmen lag zwischen 0,3 % und 4,5 % der gesamten Aufnahmen. Der Dosisanteil durch Direktstrahlung lag im betrachteten Zeitraum zwischen 0 und $288 \mu\text{Sv}$. Die abgeschätzte Jahresdosis lag zwischen 0,4 und $4,4 \text{ mSv/Jahr}$. Im Mittel lag die Dosis mit $2,2 \text{ mSv/Jahr}$ deutlich unter den gesetzlich erlaubten 150 mSv/Jahr . Unberücksichtigt blieben in dieser Abschätzung jedoch das Arbeiten an weiteren Röntgenanlagen, die dosisintensive Implantation von Herzklappen, sowie die unterschiedliche Statur von Phantom und Patient. Die Berechnungen unterschätzten die tatsächliche Dosis im Mittel um den Faktor 2.

Zusammenfassung

Die vorgestellte Arbeit zeigte, dass alle Ärzte eine relevante Extremitätendosis bei interventionellen Eingriffen aufwiesen. Die mit einem Ringdosimeter gemessenen Werte würden über den berechneten Ergebnissen liegen. Interventionell-tätige Ärzte sollten ein Ringdosimeter tragen, um Kenntnis über die Extremitätendosis zu bekommen und ihre Arbeitsweise gegebenenfalls anpassen zu können.

Anhang 1

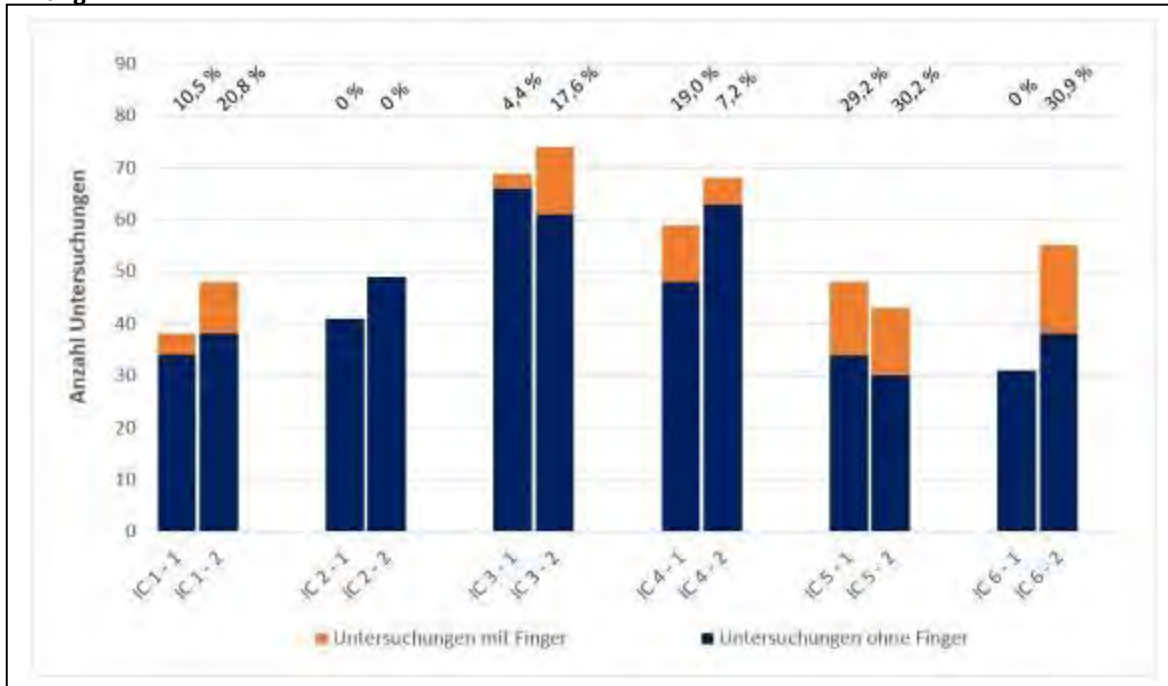


Abb. 1: Zu sehen ist die Anzahl der Untersuchungen, in denen keine (blau) bzw. auf mind. einer Serienaufnahme Untersucherextremitäten sichtbar waren (orange) für alle Teilnehmer in zwei Zeiträumen.

Session 33 | Molekulare und funktionelle Bildgebung/Hybridsysteme

V136 High-throughput, accurate Monte Carlo simulations for PET using CPU hardware

J. Scheins¹, M. Schoeneck¹, U. Pietrzyk², N. J. Shah^{3,1,4,5}, L. Christoph¹

¹Forschungszentrum Jülich GmbH, Institut für Neurowissenschaften und Medizin 4 (INM-4), Jülich, Deutschland

²Bergische Universität Wuppertal, Fakultät für Mathematik und Naturwissenschaften, Wuppertal, Deutschland

³Forschungszentrum Jülich, Institut für Neurowissenschaften und Medizin 11 (INM-11), Jülich, Deutschland

⁴RWTH Aachen Universität, Department of Physics, Aachen, Deutschland

⁵Translational Medicine, JARA Brain, Aachen, Deutschland

Introduction

Monte Carlo simulations (MCS) are a fundamental technique to predict detector responses in positron emission tomography (PET). They can be used to accurately estimate data corrections, e.g. Compton scattering correction. Here, GATE [1] has evolved into one of the most popular tools for PET MCS because of its accuracy and flexibility. However, GATE simulations are extremely time-consuming. Acceleration factors between 400–800 are reported [2] when using GPUs. CPU-based MCS become competitive when combining multi-threading with substantial code optimisation. In this context, we have developed a novel CPU-based software tool called the PET physics simulator (PPS), which combines several methods to significantly boost throughput [3].

Materials & Methods

The implementation of PPS integrates the following beneficial techniques:

- (1) fully pre-calculated, accurate cross-section database (extracted from GEANT4),
- (2) ultra-fast algorithm for tracking through voxelised sources,
- (3) improved detector searching,
- (4) reduced detector volume boundary testing,
- (5) optimised multi-threading on multi-processor systems, and,
- (6) event multiplexing for further variance-reduction.

Results are compared to GATE for simulations of an elaborated PET scanner with 3-layer block detectors.

Results

PPS flexibly applies GEANT4 cross-sections as a pre-calculated database, thus obtaining results equivalent to GATE. The applied techniques (1)-(4) yield an acceleration factor of ≈ 20 (single core). Multi-threading (5) on a multi-processor CPU workstation (4x24 cores) further accelerates the PPS by a factor of 80. This results in a total speed-up factor of ≈ 1600 , which outperforms comparable GPU-based MCS by a factor of >2 . Optionally, the technique (6) can further enhance the effective throughput by a factor of ≈ 15 . Finally, the combination of all techniques (1)-(6) results in an acceleration factor of ≈ 24000 .

Summary

PPS allows one to accurately simulate sources and complex PET detector systems with a simulation rate of 10^6 photon pairs in less than 10 milliseconds. In conclusion, PPS is a highly-competitive MCS tool for PET applications which require a maximum event throughput. In this way, routine usage of MCS for scatter correction estimation can be realised with PPS.

References

- [1] Jan S et al, 2004, PMB 49 4543–61
- [2] Ma B et al, 2020, IEEE TMI 39 140–5
- [3] Scheins J J et al, 2021, PMB 66 185001

V137 Hyperion III – a flexible PET detector platform for simultaneous PET/MRI

B. Weissler^{1,2}, D. Schug^{1,2}, E. Gegenmantel¹, F. Mueller², P. Gebhardt², K. Krueger², H. Radermacher², L. Yin², V. Nadig², Y. Kuhl², S. Naunheim², M. Peters², S. Gundacker², K. Herweg², C. Kuhl³, V. Schulz^{1,2,3,4}

¹Hyperion Hybrid Imaging Systems GmbH, Aachen, Deutschland

²Uniklinik RWTH Aachen, Physics of Molecular Imaging, Experimental Molecular Imaging, Aachen, Deutschland

³Uniklinik RWTH Aachen, Diagnostic and Interventional Radiology, Aachen, Deutschland

⁴Fraunhofer Institute, Digital Medicine MEVIS, Aachen, Deutschland

Introduction

Commercially available combinations of positron emission tomography (PET) and magnetic resonance imaging (MRI) are whole body systems. Compromises on PET sensitivity and spatial resolution can be overcome by organ-specific scanners, which bear different space constraints for the PET electronics and its infrastructure. A common scalable read-out platform thus needs to be very flexible.

Material & Methods

The Hyperion III platform (successor of Hyperion I [1] and Hyperion IID [2]) is designed to provide this flexibility. It allows the positioning of thin sensor electronics almost freely in space. Besides a combined mounting & cooling structure, only a thin but rugged cable is needed from the sensor tile to the mainboard of the electronics (see Fig 1). A pet system is constructed by reading out multiple synchronized PET modules by a data acquisition and processing server (see Fig 2).

Results

For a breast PET insert, the detectors are positioned closely to the body. High-spatial-resolution, depth-of-interaction (DOI) crystal arrays are thus used and homogeneity of the MRI scanners static magnetic field (B_0) has to be preserved (see Fig. 3). A large whole-body scanner on the other hand, profits from larger crystals with time-of-flight (ToF) capable time resolution. The results shown in Fig. 4 stayed comparable to modern clinical PET scanners, even though a demanding artificial MRI sequence was executed.

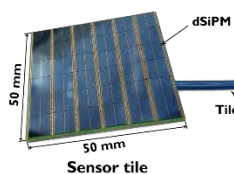
Conclusion

Three scanners are currently constructed (Fig. 5): A whole-body scanner for proton therapy planning [3], a high-sensitivity brain insert [4], and a breast insert [5].

Appendix 1

Digital Sensor Tile

- 12×12 4 mm dSiPMs (Philips)
- 144 channels, 36 TDCs
- Purely digital



Thin Sensor Tile Cables

- 7 mm × 2.5 mm, or 12 mm × 1.3 mm
- 4 mm bending radius, 7000 flex cycles
- 2 m long cables successfully tested

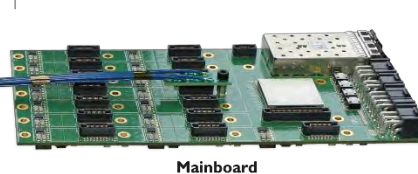


Fig.1: PET sensor tile (left) to detect the light from the scintillator crystals connected a PET detector motherboard (right)

PET System

- Application-specific scintillation crystal arrays
- 15 sensor tiles per mainboard
- Multiple mainboards are synchronized
- Optical 10 Gb Ethernet communication
- Data acquisition and processing server (DAPS)

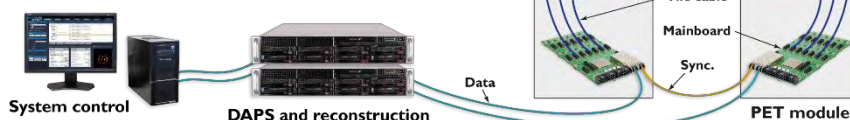
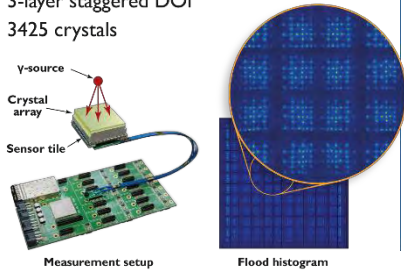


Fig.2: Multiple PET detector motherboards are synchronized (right) and the data is read out by a server (left).

Breast PET Crystal Array

- LYSO, 1.3 mm crystal pitch, 15 mm thick
- 3-layer staggered DOI
- 3425 crystals



B₀ Homogeneity

- B₀ field maps @ 1.5 T
- Negligible distortion

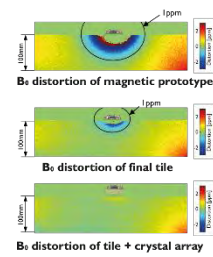
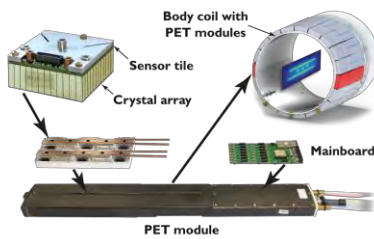


Fig.3: PET detector results: PET detector equipped with a high spatial resolution crystal (left). MRI B₀ field maps (right) show the distortion from a magnetic prototype of the sensor tile (top), of the non-magnetic version (middle) and the non-magnetic version with the crystal array (bottom).

Whole-Body Coincidences Measurements in the MRI

- LSO arrays: 4 mm pitch, 16 mm thick
- 2 modules, each 2 rows with 5 tiles
- 46 MBq: 2 × ⁶⁸Ge lines, 3 × ²²Na points



- Gradient switching: TR=2 ms, 200 T/m/s, 67 T/s
- Tile temperature increase: ~2°C in 4 minutes
- Energy- and time-resolution stay good

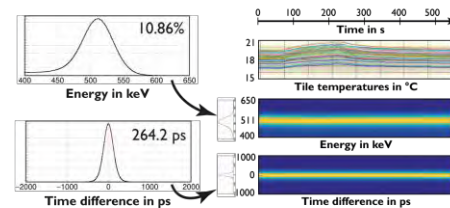
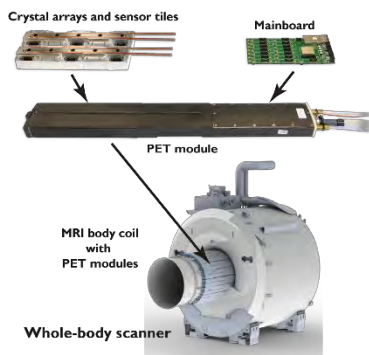


Fig.4: PET system results: Two PET detector modules were constructed with 4-mm and mounted in a special MRI body coil (1.5T) [3] (left). PET System performance parameters energy- and time- resolution during an MRI sequence with intense gradient switching (right).

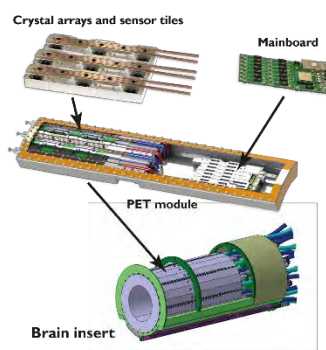
Whole Body^[3]

- UMC Utrecht / Philips
- Philips Ingenia 1.5 T MRI
- PET detectors inside MRI body coil
 - PET: Good ToF resolution
 - MRI: RF and gradient compatibility



Brain Insert^[4]

- Forschungszentrum Jülich
- Siemens Magnetom 7 T MRI
- Multi-nuclei MRI
 - PET: Close to the shoulders
 - MRI: High B₀, Low RF emission



Breast Insert^[5]

- Hymed consortium (Horizon 2020)
- Philips Ingenia 1.5 T MRI
- Two PET rings, close to the patient
 - PET: High spatial resolution, DOI
 - MRI: Low B₀ distortion

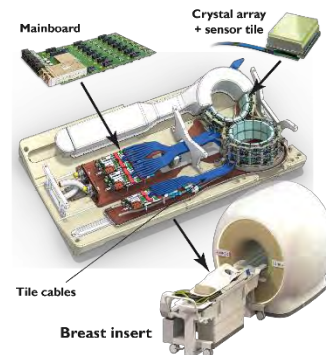


Fig.5: Three different PET/MRI systems constructed with the PET detector platform: A whole body system for MR-Linac radiotherapy planning (left), a brain insert (middle), and a breast insert (right).

Literature

- [1] B. Weissler et al., "MR compatibility aspects of a silicon photomultiplier-based PET/RF insert with integrated digitisation," *Phys. Med. Biol.*, vol. 59, no. 17, pp. 5119–5139, 2014.
- [2] B. Weissler et al., "A Digital Preclinical PET/MRI Insert and Initial Results," *IEEE TMS*, vol. 34, no. 11, pp. 2258–2270, 2015
- [3] C. Beijst et al., "A dedicated MRI/PET system for radiotherapy treatment simulation: pathophysiological guidance for small moving target volumes," *ISMRM2022*
- [4] C. W. Lerche et al. "Design and Estimated Performance of a UHF MRI Compatible BrainPET Insert for Neuroscience," *NSS/MIC*, 2020
- [5] V. Schulz et al., „Improving the Diagnosis of Breast Cancer using a dedicated PET/MRI – The EU Project HYPMED“, *Nukmed* 2020, P43

V138 The HYPMED PET/MRI insert for enhanced diagnosis of breast cancer

D. Schug^{1,2}, S. Nauenheim¹, Y. Kuhl¹, B. Weissler^{1,2}, H. Radermacher¹, F. Mueller¹, V. Nadig¹, L. Yin¹, K. Krueger¹, P. Gebhardt¹, N. Gross-Weege¹, T. Nolte¹, E. Gegenmantel², M. Borgo³, J. van den Berge³, D. Gareis⁴, T. Celik⁴, A. Salomon⁵, D. Schaart⁶, R. Bakker⁶, K. J. Langen^{6,7}, C. Kuhl⁸, V. Schulz^{1,2,9,10}

¹Uniklinik RWTH Aachen, Experimentelle Molekulare Bildgebung, Physik der Molekularen Bildgebungssysteme, Aachen, Deutschland

²Hyperion Hybrid Imaging Systems GmbH, Aachen, Deutschland

³Futura Composites B.V., Heerhugowaard, Niederlande

⁴NORAS MRI Products GmbH, Hoechberg, Deutschland

⁵Philips Research, Eindhoven, Niederlande

⁶Delft University of Technology, Delft, Niederlande

⁷Forschungszentrum Juelich, Jülich, Deutschland

⁸University Hospital Aachen, Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Aachen, Deutschland

⁹RWTH Aachen University, Aachen, Physics Institute III B, Aachen, Deutschland

¹⁰Fraunhofer, Institute for Digital Medicine MEVIS, Aachen, Deutschland

Introduction

Improving the spatial resolution and system sensitivity of PET systems has always been a driver for innovation. Total-body PET/CT systems have been recently introduced that increase sensitivity by at least a factor of four for a single organ [1]. However, they are unfortunately subject to the same physical limitations with respect to the spatial resolution of about 3-4 mm [2]. The EU H2020 project HYPMED addresses the above mentioned needs by developing a local PET insert for a clinical 1.5 T MRI for breast cancer imaging.

Material & Methods

The HYPMED insert consists of a combination of two local 2-channel receiver coils and two local PET rings that allow simultaneous imaging of the female breast in the prone position at 1.5 T. The two local PET detector rings are arranged at an out-of-plane angle of $\pm 20^\circ$ to better follow the thoracic contour. Each ring can be opened and closed (Fig. 5) allowing to perform a biopsy without causing major additional effort for medical staff and patient, and to immobilize the breast. This modular design offers the possibility to define two modes, namely the diagnostic mode (ring closed), and the biopsy mode (ring opened). 2x14 detector stacks form one ring leading to a FOV of approximately 10 cm. The detector stacks consist of three-layer LYSO crystal arrays with a pitch of 1.3 mm. In this way, the insert achieves high and homogeneous spatial resolution across the FOV. The MR-compatible detector is based on the Hyperion III platform [3 and this conference] The sensor tiles offer 12x12 individual digital SiPM channels (DPC-3200-22, Philips Digital Photon Counting) forming a sensitive area of 48x48 mm² each.

Results

All system components are completed (Fig. 5, Fig. 7 and Fig. 8), and individual investigations will be presented. SNR investigations of the local receive coils show good SNR for biopsy and diagnostics mode (Fig. 9). MR-compatibility studies of the developed Hyperion III detector platform are presented using previously developed protocols [4]. Flood maps of one three-layer detector stack were measured and most of the 3425 crystals can be resolved (Fig. 6). The PET electronics have been successfully tested for gradient interference and show B₀ interference for the detector stacks < 1 ppm in FOV. At the highest slew rates and duty cycles of the MRI system, a slight temperature effect on the detector stacks was observed, but no data rate loss was noticed.

Discussion & Conclusion

The results demonstrate the feasibility and high integrity of the developed dedicated breast PET insert that can be added as to an MRI. The use of the B1-Tx concept can be easily seen by the SNR plots of the right receiving coil (Fig. 9), which supports diagnostic and biopsy mode (PET ring opened and closed). Gradient switching shows no direct effect on the energy and timing resolution of the Hyperion III platform. With ~ 300 ps FWHM coincidence timing resolution with clinical detector stacks, the platform shows excellent PET performance in simultaneous operation. More details on the system will be presented during the conference.

Local PET detectors in combination with a stand-alone clinical 1.5 T MRI system are a promising approach for high-resolution PET/MRI imaging of single organs, e.g., the female breast.

Anhang

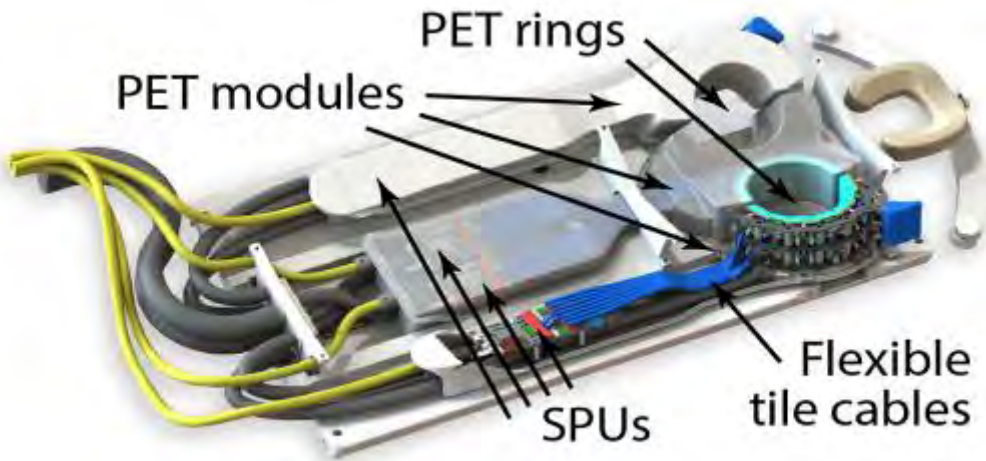


Fig. 5: Concept drawing of the HYPMED insert. The scanner is mounted on a common patient bed. It is designed as a transmit-through concept and therefore has only two local receiver coils (two channels each). The two PET rings are tilted by 20° to adapt to the chest wall contour. For possible biopsy procedures, the two PET rings can be opened and closed easily. Four SPU's control the 2x2x14 detector stacks. In addition, the scanner features water cooling for the detectors and SPU's.

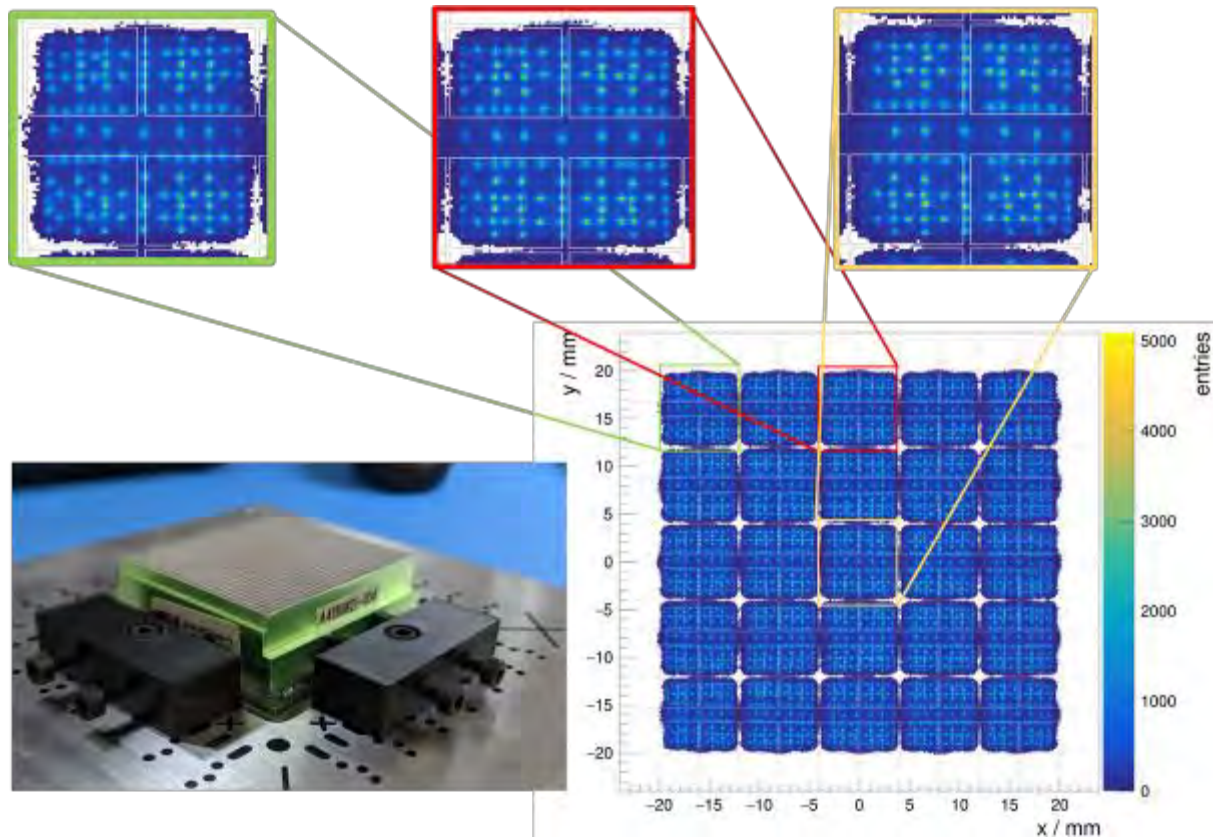


Fig. 6: The figure shows one of the first flood maps of one of the three-layer LYSO detector blocks. The flood maps show the typical pattern, where the three layers are well distinguishable from each other. The three magnifications at the corner (green), at the edge (red), and in the middle (orange) show the very good identifiability of most of the 3425 crystals.



Fig. 7: The figure shows the module mechanics (unpainted) mounted on a commercial patient trolley. The trolley is driven to the MRI with the scanner and the patient as usual and converts the $\text{SI}_{1.5}$ -MRI into a simulated MRI-PET system. The cable management is routed via the cable slapp (black) to the rear end of the scanner, where the power supply unit is located.



Fig. 8: View on one PET half-ring equipped with detectors.

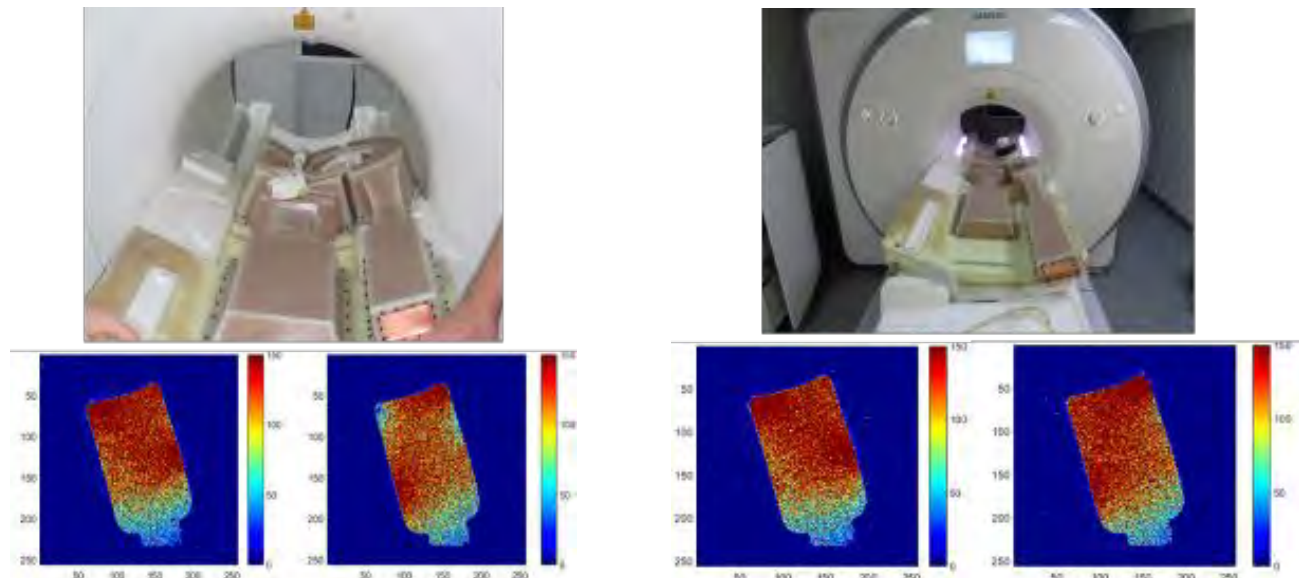


Fig. 9: SNR of both receive channels of the right receive coil in the diagnostic mode of the HYPMED insert (PET ring closed) shown on the left and for the biopsy mode (PET ring opened) on the right. It can be seen that for the biopsy mode the SNR of both coils is similarly high as in the diagnostic mode supporting MRI investigations in both modes.

References

- [1] S. R. Cherry et al., "Total-body pet: Maximizing sensitivity to create new opportunities for clinical research and patient care," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 59, p. 3, 1 Jan. 2018. DOI: 10.2967/JNUMED.116.184028.
- [2] J. S. Reddin et al., "Performance evaluation of the sipm-based siemens biograph vision pet/ct system," 2018 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, NSS/MIC 2018 - Proceedings, Nov. 2018. DOI: 10.1109/NSSMIC.2018.8824710.
- [3] B. Weissler et al., "A digital preclinical pet/mri insert and initial results," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 34, pp. 2258–2270, 11 Nov. 2015. DOI: 10.1109/TMI.2015.2427993.
- [4] J. Wehner et al., "Mr-compatibility study of a preclinical digital pet/mri insert," *EJNMMI Physics 2014 1:1*, vol. 1, pp. 1–1, 1 Jul. 2014. DOI: 10.1186/2197-7364-1-S1-A2.

V139 MR-basierte Verzerrungskorrektur mit der optimierten HUGE Methode zur Verbesserung der Schwächungskorrektur in der PET/MR-Hybridbildgebung korpulenter Patienten

M. Lindemann¹, M. Gratz¹, J. O. Blumhagen², B. Jakoby², H. Quick¹

¹Universitätsklinikum Essen, Hochfeld- und Hybride MR-Bildgebung, Essen, Deutschland

²Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland

Einleitung

In der Peripherie des MR *field-of-view* (FOV) treten häufig Verzerrungen auf [1]. In der PET/MRT kann dies zu Fehlern in den MR-basierten Schwächungskarten (AC-Maps) führen, die zu Quantifizierungsfehlern in den PET-Bildern führen können [2,3]. Um korrekte Quantifizierung in der PET/MRT zu gewährleisten, müssen diese MR-bedingten Artefakte korrigiert werden, die gerade bei korpulenten Patienten ein Problem darstellen, da diese i.d.R. umfassend große Körperabmessungen haben und das konventionelle MR-FOV häufiger überschreiten.

Material & Methoden

In zehn korpulenten PET/MR-Patienten wurde das AC-Map Volumen mit dem Volumen der segmentierten PET-Daten („wahres“ Volumen) verglichen. Die Standard-HUGE Methode zur *truncation correction* (TC) ist auf r-l Richtung limitiert [2,3]. Eine optimierte HUGE TC wurde basierend darauf implementiert [4]. Die neue HUGE-Version ermöglicht eine TC im gesamten axialen MR-FOV. In systematischen PET/MR-Phantomversuchen wurde die optimierte HUGE-Version evaluiert. Relative Differenzen in den PET-Daten zwischen CT-basierter (Referenz) und MR-basierter Schwächungskorrektur (Standard- sowie optimierte HUGE-Version) wurden analysiert (Abb. 1). In MR-Messungen von vier gesunden Probanden wurde die Standard- mit der optimierten HUGE-Version verglichen.

Ergebnisse

Es konnte gezeigt werden, dass korpulente Patienten z.T. starke Verzerrungsartefakte im Abdomen aufweisen mit maximalen Differenzen im Volumen von -17,1 %. In PET/MR-Phantomversuchen wurde gezeigt, dass Fehler in der PET-Quantifizierung von -12,3 % mit Standard-HUGE auf 4,6 % mit optimierter HUGE-Version im Vergleich zur CT-basierten Schwächungskorrektur reduziert werden konnte (Abb. 2). Auch MR-Probandenmessungen zeigen, dass fehlendes Standard-HUGE AC-Map Volumen durch die optimierte HUGE-Version ergänzt werden kann.

Zusammenfassung

Im klinischen Setting der PET/MRT korpulenter Patienten konnte die Notwendigkeit einer optimierten TC demonstriert werden. Durch die Implementierung der optimierten HUGE-Methode konnten Verzerrungsartefakte in Phantom- und Probandenmessungen im erweiterten MR-FOV signifikant reduziert werden und somit die MR-basierte Schwächungskorrektur in der PET/MR verbessert werden.

Literatur

- [1] Blumhagen, JO et al. MRM 2013; 70:1047-57
- [2] Blumhagen, JO et al. MedPhys 2014; 41:022303
- [3] Lindemann, ME et al. MedPhys 2017; 44:4559-72
- [4] Lindemann, ME et al. MedPhys 2022; 49:865-77

Anhang 1

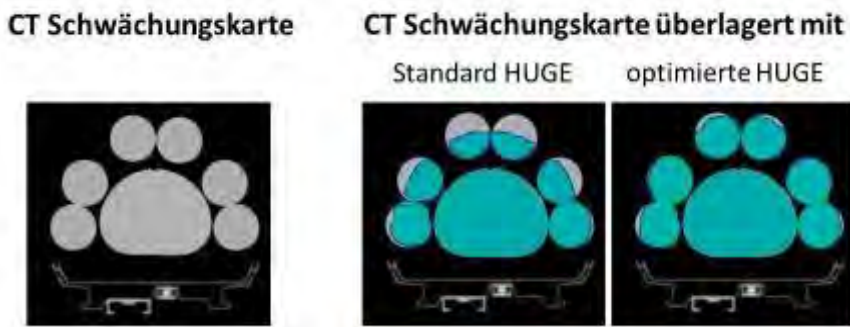


Abb. 1: Die CT AC-Map zeigt den Phantomaufbau ohne Verzerrungen. Die Standard-HUGE AC-Map zeigt Verzerrungen in a-p Richtung. Die optimierte HUGE AC-Map erweitert das gesamte axiale MR-FOV und korrigiert die fehlenden Bereiche.

Anhang 2

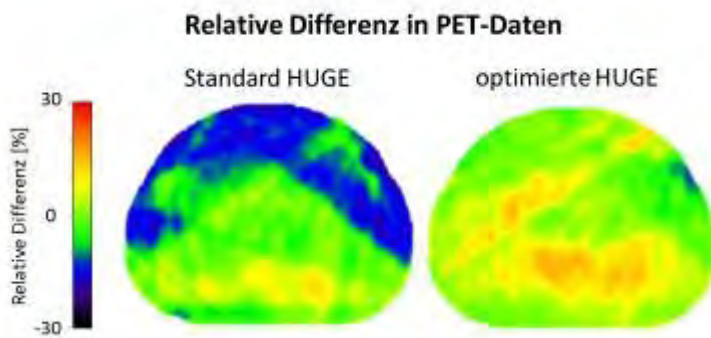


Abb. 2: Mit der Standard-HUGE Methode korrigierte PET-Daten zeigen eine Unterkorrektur (Blau) im oberen Phantombereich, während die optimierte HUGE-Version in relativen Differenzen um Null resultiert (Grün), jeweils im Vergleich zur CT-AC.

V140 Development of a novel in-beam spherical PET scanner for small animal proton irradiation

M. Nitta¹, G. Lovatti¹, F. Evangelista¹, H. G. Kang², G. Dedes¹, R. Haghani¹, T. Yamaya², P. G. Thirolf¹, K. Parodi¹

¹LMU Munich, München, Deutschland

²National Institutes for Quantum and Science and Technology, Chiba, Japan

Introduction

We have developed a unique in-beam PET scanner for a novel small animal proton irradiator under development in our department. This in-beam PET scanner will image positron emitters generated by the proton beam during small animal irradiation. We designed the PET scanner to achieve high sensitivity and have open spaces for beam irradiation, vertical placement of the small animal and additional imaging probes inside. Therefore, the shape of the scanner is spherical. Another design goal of the PET scanner was sub-millimeter and uniform spatial resolution. We demonstrate its imaging performance with point sources in this study.

Materials & Methods

Fig. 1 (a) shows a PET detector composed of a pixelated 3-layer $\text{Lu}_{1.8}\text{Y}_{0.2}\text{SiO}_5$ scintillator block (EPIC, China) and an 8×8 silicon photo-multiplier (SiPM) array (Multi Pixel Photon Counter, Hamamatsu photonics K.K, S14161-3050HS-08, Japan). The scintillator pixel size is $0.9 \text{ mm} \times 0.9 \text{ mm} \times 6.67 \text{ mm}$ to achieve sub-millimeter spatial resolution. The array size of the 1st, 2nd and 3rd layers are 23×20 , 23×23 and 24×24 , respectively. A light guide with a thickness of 1 mm is inserted between the detector block and the SiPM array. Depth-of-Interaction information can be obtained with the 3-layer structure for uniform image resolution. 64 signals from the SiPM array are processed with a charge division circuit to reduce the 64 signals to 4 signals. Those signals are amplified and fed to a R5560 (CAEN, Italy) digitizer. We use an Anger calculation to determine the interaction position [1]. We configured the spherical PET scanner with 56 PET detectors (Figure 1 (b)). The inner diameter of the PET scanner is 72 mm and the solid angle coverage is 44%. There is an open aperture vertically for the small animal (Y direction) and beam irradiation (Z direction). We placed two Na-22 point sources with a diameter of 1 mm each and with distance inbetween of 1 mm along the Z direction to assess spatial resolution. The distance between the center of two sources was 2 mm. The maximum likelihood estimation maximization algorithm was used to reconstruct the image.

Results

Figure 2 (a) and (b) shows the reconstructed image and line profile, where the 1 mm gap is observed. Distance between two peaks of the reconstructed image was 1.8 mm.

Summary

We have configured a unique spherical in-beam PET scanner and demonstrated high resolution performance with point sources, which we expect to be preserved also for proton beam imaging.

Figure 1

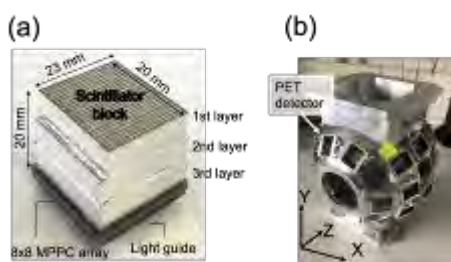


Figure 2

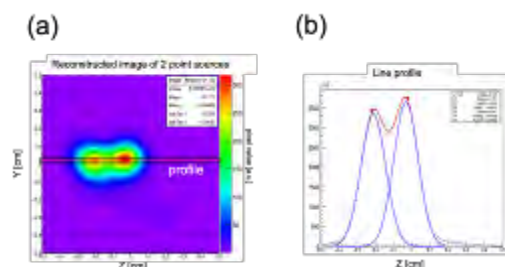


Fig. 1: (a) A staggered 3-layer PET detector and (b) the novel small animal in-beam PET scanner. Fig. 2: (a) Reconstructed image of two point sources of 1 mm diameter size, separated by a gap of 1 mm and (b) line profile of the image.

References

- [1] Han Gyu Kang et al, "A staggered 3-layer DOI PET detector using BaSO₄ reflector for enhanced crystal identification and inter-crystal scattering event discrimination capability", 2021 Biomed. Phys. Eng. Express 7 035018 Funded by the European Research Council (ERC) grant agreement 725539

V141 Variance reduction in random coincidence estimation for PET using extended delayed windows

D. Niekämper^{1,2}, J. Scheins¹, N. J. Shah^{1,3,4,5}, J. López Herraiz⁶, C. Lerche¹

¹Forschungszentrum Jülich GmbH, Institute of Neuroscience and Medicine, INM-4, Jülich, Deutschland

²RWTH Aachen University, Department of Physics, Aachen, Deutschland

³Forschungszentrum Jülich GmbH, Institute of Neuroscience and Medicine, INM-11, Jülich, Deutschland

⁴RWTH Aachen University, Department of Neurology, Aachen, Deutschland

⁵RWTH Aachen University, JARA - BRAIN - Translational Medicine, Aachen, Deutschland

⁶Complutense University of Madrid, Nuclear Physics Group, Madrid, Deutschland

Introduction

In positron emission tomography, random coincidences degrade the resulting images. Therefore, an appropriate estimation of the random rate for each line of response is required to allow for correction during image reconstruction. For the new BrainPET7T insert at FZ Jülich [1] the complete coincidence processing is implemented in software, enabling new processing methods. New promising methods and applications include the use of non-standard isotopes such as ⁵²Mn, ¹²⁴I, ⁸⁶Y, and ⁴⁴Sc, which emit additional prompt gammas together with the positron emission, which may yield multiple coincidences (i.e. more than two gamma-rays detected in coincidence) [2]. The validity of standard random estimation procedures for multiple coincidences is not yet sufficiently evaluated. In this study a new method for the variance reduction of estimated random rates, which aims at the correct treatment of triple coincidences, is investigated.

Materials & Methods

Coincidences are identified with a sliding time window on the list of qualified singles. A common method for the random estimation is the delayed window technique, counting singles in a delayed time shifted window. In order to decrease the variance of the estimated random rates, this method is modified by the extension or multiplication of the delayed window. The precision and the potential for variance reduction of this method is studied with the simulation tool PENELOPET [3] for double and triple coincidences and the method will be applied to the BrainPET7T insert.

Results

The method has been successfully tested in simulations for double coincidences for different window lengths and activities. No bias is observed for the estimated rates (Fig. 1 left) and their variance can be reduced by a configurable factor (Fig. 1 right). The investigation of the applicability for triple coincidences is planned as the next step.

Summary

A simple method for variance reduction of the delayed window technique in random coincidence estimation was developed and validated. This method will be used for the random estimation of the BrainPET7T insert.

Appendix

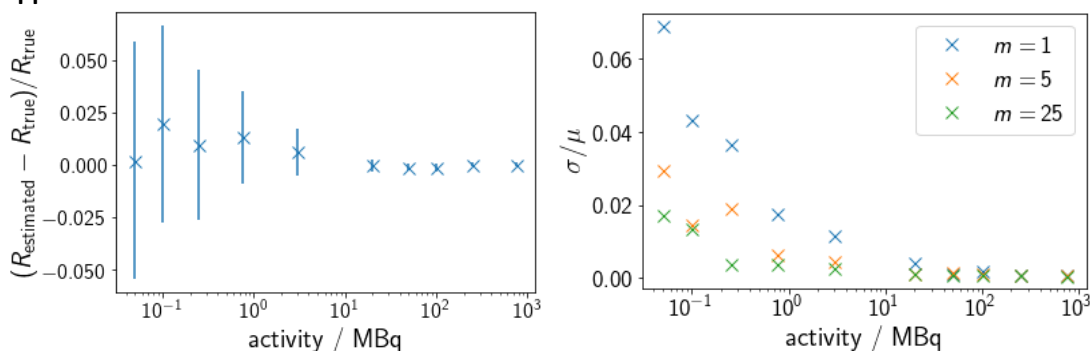


Fig. 1: Relative deviation between true random rates R_{true} and estimated random rates $R_{\text{estimated}}$ (left) and coefficient of variation σ/μ for several multiplication factors m of the delayed window length (right).

References

- [1] Lerche, C. et al.: Design and Simulation of a high-resolution and high-sensitivity BrainPET insert for 7T MRI, *Nuklearmedizin*, 59 (2020) 2, p. V96
- [2] A. Andreyev et al.: Dual-isotope PET using positron-gamma emitters, *Physics in Medicine and Biology* 56 (2011) 14, pp. 4539–4556
- [3] España, S. et al.: PeneloPET, a Monte Carlo PET simulation tool based on PENELOPE: features and validation, *Physics in Medicine and Biology* 54 (2009) 6, pp. 1723–1742

Session 34 | Magnetic Nanoparticles in Biomedical Diagnostics and Therapy

FS041 Towards magnetorelaxometry imaging for diagnosis in humans

S. Arsalani¹, P. Radon¹, P. Schier², A. Jaufenthaler², M. Liebl¹, D. Baumgarten², F. Wiekhorst¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Berlin, Deutschland

²Institute of Electrical and Biomedical Engineering, UMIT, Hall in Tirol, Österreich

Introduction

Magnetic nanoparticles (MNPs) due to their unique magnetic properties, exhibit an excellent potential in biomedical applications such as cancer therapy and diagnosis. For therapy applications such as hyperthermia and drug delivery, it is necessary to quantify the distribution of MNPs in the body before, during and after treatment to improve therapy efficiency. Several techniques such as magnetorelaxometry imaging (MRXI), magnetic particle imaging (MPI), and AC susceptibility biosusceptometry (ACB) exist that are capable to provide this information. However, none of these imaging modalities has been established yet for quantitative imaging of MNPs over a human body in a clinical environment. We aim to improve our MRXI setup, which originally was developed for in vitro investigations of animal models [1], to provide the technology and infrastructure required to establish MRXI for monitoring of MNPs in human cancer therapies. This requires on the development of a novel imaging infrastructure and measurement procedures to detect MNPs in specific human body regions (e.g., brain, prostate, breast, etc.).

Materials & Methods

As a first realistic model for MRXI in humans, we focused on a glioblastoma tumor in the brain which is treated by, e.g., hyperthermia therapy. In this setup, we developed a 3D-printed hollow head phantom and measured MRXI using the PTB 304 channel SQUID system with 49 excitation coils, which are mounted on a 3D-printed helmet, for inducing the relaxation of the MNP moments mimicking a GBM tumor of 8 cm³ volume (composed 1 cm³ cubes of EMG 700 MNPs, Ferrotec, embedded in silicone, iron concentration 19 mg/ml).

Results

The ground truth and preliminary reconstruction of MNP distribution in the head phantom are shown in Figure 1 with 4 cubes being reconstructed correctly. However, the other ones appear somewhat blurry.

Conclusion

Thus, our preliminary reconstruction shows in vivo MRXI in humans is feasible.

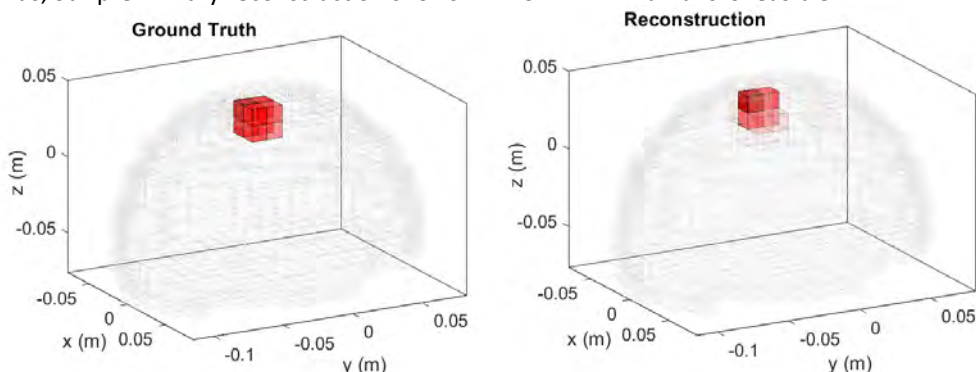


Fig. 1: Ground truth and reconstructed MNP distribution for 8 MNP cubes with iron concentration of 19 mg/cm³.

References

- [1] Liebl, M., et al., Physics in Medicine & Biology, 2014. 59(21): p. 6607.

FS042 ACS, MPS, RDS & Co – Dynamic MNP spectroscopy for highly sensitive bioassays

P. Vogel¹, M. Rückert¹, J. Günther¹, T. Kampf^{1,2}, B. Friedrich³, R. Tietze³, S. Lyer³, T. Hennig⁴, L. Dölken^{4,5}, C. Alexiou³, V. Behr¹

¹Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

²Universitätsklinikum, Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

³Universitätsklinikum Erlangen, Section of Experimental Oncology and Nanomedicine (SEON), Erlangen, Deutschland

⁴Universität Würzburg, Institut für Virologie und Immunobiologie, Würzburg, Deutschland

⁵Helmholtz Institute for RNA-based Infection Research, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Die Corona-Pandemie hat gezeigt, wie wichtig es ist einfache und sensitive Schnelltests zu haben, um die gesellschaftliche Situation besser einschätzen zu können. Neben der bekannten RT-PCR (Reverse Transcription Polymerase Chain Reaction) Analyse, welche die Gensequenzen des Virus nachweisen kann, jedoch aufwendig ist, oder ELISA-Tests, welche IgA, IgG & IgM Antikörper nachweisen können, jedoch ebenfalls zeitintensiv und teuer sind, gibt es die RATs (Rapid Antigen Test), welche einfach zu handhaben, relativ schnell, aber mit gerade mal 65% Sicherheit nicht sehr effektiv sind.

Es gibt aber auch weitere Ansätze basierend auf funktionalisierte magnetische Eisennanopartikel, die mit Methoden ausgewertet werden können wie ACS, MPS oder RDS [2,3]. Alle Methoden basieren auf Messung der Änderung der effektiven Viskosität, welche durch die Bindung von z.B. Antigenen oder Antikörpern auf der Oberfläche der Partikel herrührt. Die Messungen selbst sind schnell (<1 Minute), haben jedoch den Nachteil von teilweise aufwendiger Hardware und schwieriger Interpretation der Signale. Desweiteren ist nur die Sensitivität von ACS zurzeit vergleichbar mit z.B. ELISA.

Mit einer Weiterentwicklung von ACS und MPS konnte ein leicht-zu-bediendes und tragbares Gerät entwickelt werden, mit dem eine Nachweissensitivität von SARS-CoV-2-S1 Antikörpern von weniger als 50ng in weniger als 10 Sekunden erreicht werden konnte.

Material & Methoden

COMPASS (Critical Offset Magnetic Particle Spectroscopy) ist eine Weiterentwicklung der MPS und ACS Technologie und basiert auf eine Messmethode, welche in sogenannten kritischen Punkten (critical points – CPs) eine kleine Phasenänderung sehr sensitiv messen kann [1]. Die CPs können durch geeignetes Einstellen von Wechsellmagnetfeldern (AC) und statischen Offsetfeldern (DC) eingestellt und genutzt werden. Die Robustheit dieser Messmethode eröffnet neue Ansätze im Hardwarebau und der Auswertetechnik (Abb. 1 links).

Ergebnisse

Mit dem tragbaren COMPASS Gerät konnte eine Sensitivität auf SARS-CoV-2-S1 Antikörpern erreicht werden, welche mit ELISA Tests vergleichbar ist, jedoch mit weniger Zeitaufwand (<<1 Minute) und günstiger (Abb. 1 rechts).

Zusammenfassung

Die COMPASS Technik zeigt einen hochsensitiven Ansatz für den Nachweis von z.B. SARS-CoV-2-S1 Antikörpern und kann so einen neuen Weg für ‚echte‘ Schnelltests aufzeigen.

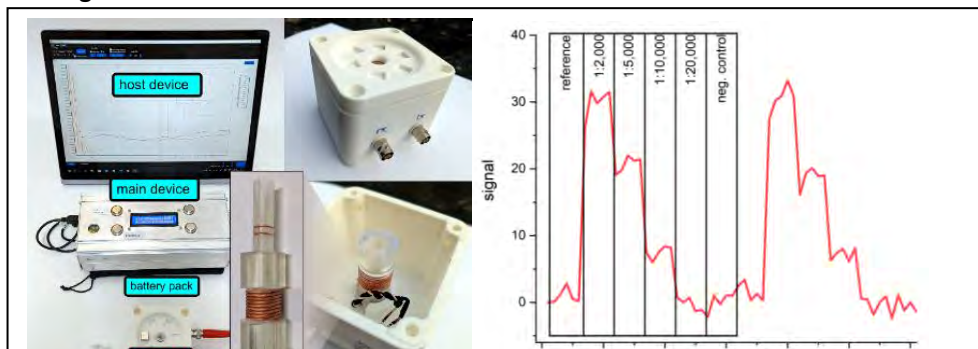
Anhang 1

Abb. 1: Links: Bild des tragbaren COMPASS Gerätes bestehend aus dem Hauptgerät mit Verstärker-, Auswerte- und Kommunikationselektronik. Das Sende/Empfangsmodul (tx/rx) liefert ein Wechsellmagnetfeld von bis zu 50mT bei 20 kHz. Die Daten können drahtlos auf mobile Peripheriegeräte übertragen und angezeigt werden. Rechts: COMPASS Messreihe zeigt die Sensitivität mit bis zu 50ng. Jeder Messpunkt ist eine Messung mit 10ms Messzeit.

Literatur

- [1] Vogel-et-al.PREPRINT@ResearchSquare,2022doi:10.21203/rs.3.rs-1712353/v1
- [2] Wu-et-al.ACSAppl.Mater.Interfaces,12(12):13686-97,2020
- [3] Zhong-et-al.ACSSen,26(6):976-84,2020

FS043 Magnetic hyperthermia mediated drug delivery – How can we achieve higher effectivity with nanoclusters?

M. Schoenen¹, O. Reisen¹, I. Slabu¹

¹Institut für Angewandte Medizintechnik, Nanomagnetic Medical Engineering, Aachen, Deutschland

Introduction

Systemic chemotherapy for tumours with high risk of early metastasis such as pancreatic cancer has low therapeutic success and causes severe side effects. A promising approach to increase the effectivity of chemotherapy is hyperthermia mediated local drug delivery. Such a combination therapy is enabled by magnetic nanoparticles (MNP). For this, MNP and cytostatic drugs are loaded inside biodegradable thermo-responsive poly-(lactide-co-glycolide) acid (PLGA) nanospheres (Figure 1, left).

Material & Methods

Magnetic PLGA nanospheres loaded with cytostatic drugs nAb-paclitaxel and gemcitabine were synthesized by double-emulsion evaporation technique. The hyperthermia-induced drug release was investigated by high-pressure liquid chromatography (HPLC), measuring the amount of released drug for 24 h. Therapeutic effects of the combination therapy onto the pancreatic cancer cell line MIA PaCa-2 was determined by CellTiter Glo[®] cell viability assay. Stochastic Langevin simulations were applied to investigate the influence of MNP clustering on the heating output.

Results

By application of an alternating magnetic field (AMF), the PLGA nanospheres are heated up to 43 °C allowing controlled degradation of the PLGA matrix and in this way local drug release. At the same time, hyperthermia sensitizes the tumour tissue to the drug therapy. Depending on the cluster structure and the parameters of the applied magnetic field, different MNP interactions take place directly influencing the magnetic response of the MNP.

Summary

We present the feasibility and potential of a combination therapy induced by drug-loaded PLGA-MNP for pancreatic cancer. Further, we discuss the challenges in controlling the heating output, which arise due to MNP clustering and immobilization inside the PLGA-MNP and show that tuning the cluster structure is of paramount importance for an optimization of hyperthermia mediated drug delivery.

Appendix

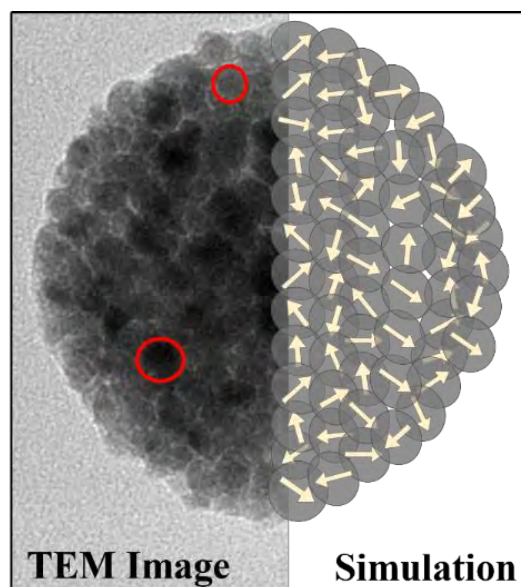


Fig. 1: Left: Transmission electron microscopy (TEM) image of a PLGA-MNP nanosphere (200 - 250 nm) consisting of single MNP (red circles). Right: Sketch of PLGA-MNP cluster structure used in simulations. The yellow arrows indicate the magnetization orientations.

Session 35 | Quantitative Bildgebung in Therapieplanung und Überwachung

V142 Quantitative Bildgebung in Therapieplanung und Überwachung

N. Rihawi¹, L. Lüdemann¹

¹Universitätsklinikum Essen Klinik für Strahlentherapie, Strahlentherapie, Essen, Deutschland

Einleitung

Die dynamisch kontrastmittelverstärkte Magnetresonanztomografie (DCE-MRI) ist eine minimalinvasive und quantitative Methode zur Bestimmung mikrophysiologischer Gewebeparameter wie Blutperfusion und Kapillarwandpermeabilität. Die Änderungen des Sauerstoffgehalts in Blut und Gewebe kann abhängig vom Kontrast (BOLD- bzw. TOLD-MRI) für Körperregionen ermittelt werden. Eine weitere Schlüsseltechnik zur Erfassung von Tumor-Oxygenierung ist die Diffusions-MRT. Damit kann die Sauerstoffversorgung und Oxygenierung tumoröser und gutartiger Gewebe viel besser differenziert werden. Der Transport, ein makroskopisches System von gelösten Stoffen im Körper, erfolgt hauptsächlich durch Konvektion entlang von Blutgefäßen (Perfusion) und Diffusion zwischen Blutgefäßen und umgebenden Geweben. Der diffusive Transport eines gelösten niedermolekularen Stoffes, wie dem Kontrastmittelmolekül, beträgt ungefähr $10^{-5} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$. Da die Diffusion von niedermolekularen Stoffen im Gewebe nur in den Zellzwischenräumen stattfindet, kann das betrachtete Gewebe mathematisch sehr gut als poröses Medium aufgefasst werden. Die Beschreibung des Diffusionstransports kann in allen Arten des biologischen Gewebes wie z.B. Tumor-, Muskel- und Prostatagewebe verwendet werden. Für die Berechnung der Kontrastmittelkonzentration im untersuchten Gewebe, wird die Bestimmung der arteriellen Eingangsfunktion (Arterial Input Function (AIF)) notwendig. AIF stellt den Konzentrationsverlauf des Indikators in den Blutgefäßen dar.

Material & Methoden

In diesem Teil werden die Computersimulationen vorgestellt, welche die Diffusion der Indikatorpartikel im biologischen Gewebe beschreiben. Die dreidimensionale Diffusionsgleichung für poröse Medien lautet:
$$\varepsilon \frac{\partial C}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left[\varepsilon D_{eff} \frac{\partial C}{\partial x} \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\varepsilon D_{eff} \frac{\partial C}{\partial y} \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[\varepsilon D_{eff} \frac{\partial C}{\partial z} \right]$$
 wobei D_{eff} effektiven Diffusionskoeffizienten und ε Porosität. Im nächsten Schritt wird die Stabilität des verwendeten Differenzenschema überprüft. Die Stabilitätsbedingung ist erfüllt, wenn $\Delta t \leq \frac{h^2}{6 \cdot D_{eff}}$, der Raum wird nun zusätzlich zu der Zeit-, x - und y -Richtung in z -Richtung mit der Gitterweite $h = \Delta x = \Delta y = \Delta z$ diskretisiert. Die Verwendung von Randbedingungen in den Simulationen werden als periodische formuliert, das bedeutet, dass die Gesamtteilchenmenge die an einem Ende vom Simulationsraum austritt, an dem diametralen Ende wieder eintritt. Die gesamte Teilchenmenge muss also während der Simulation erhalten bleiben. Damit die Stabilitätsbedingung Δt erfüllt ist, wird $\Delta t \leq 0,00068 \text{ s}$ mit Ortsauflösung von $1 \mu\text{m}$ verwendet.

Validierung mit numerischen & analytischen Lösung

Zur Validierung der dreidimensionalen Diffusionsgleichung wurden die Ergebnisse numerischer Simulation mit der analytischen Lösung der Diffusionsgleichung verglichen. Es werden zwei Fälle betrachtet: Die instantane Zylinderquelle sowie die instantane Kugelquelle.

instantane Zylinderquelle & Kugelquelle

Gegeben sei eine zylinderförmiges und kugelförmiges Gebiet im dreidimensionalen Raum zu dem Zeitpunkt $t = 0$ am Ort $x = y = z = 0$, welches eine Stoffmenge $M = 16.606 \text{ mol}$ freisetzt. Auf dem Zylinder mit dem Volumen $\pi \cdot L \cdot a^2$ (bzw. der Kugel mit dem Volumen $\frac{4}{3} \pi \cdot a^3$) liegt gleichmäßig eine Stoffmenge M verteilt. Die analytische Lösung für die Diffusionsgleichung für den Fall der instantanen Zylinderquelle ist gegeben mit:
$$C(x, y, z, t) = \frac{M}{\pi \cdot H \cdot a^2} \left(1 - \exp \left(-\frac{a^2}{4 D_{eff} t} \right) \right)$$
, wobei C die Stoffmengenkonzentration ist. Es wird die Menge der diffundierten Substanz μmol pro Flächeneinheit μm^2 definiert, da eine Zylinderschicht mit der Dicke $H = 1 \mu\text{m}$ genommen wird. Somit ist die Stoffmengenkonzentration in einer Querschnittsflächenschicht mit Radius $a = x + y$ gegeben:

$$C(x, y, z, t) = \frac{M \cdot 3}{4 \cdot \pi \cdot a^3} \left(1 - \exp \left(-\frac{a^2}{4 D_{eff} t} \right) \right)$$

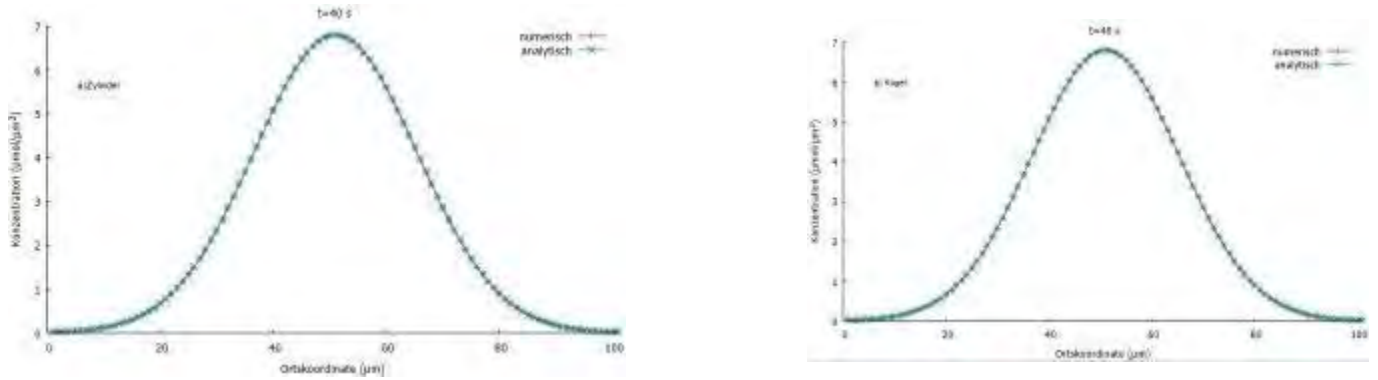


Abb. 1: Ergebnisvergleich der numerischen mit der analytischen Lösung für (a) Zylinder- und (b) Kugelquelle. Die Ergebnisse sind auf Basis von Zeitsauflösung $\Delta t = 0.00068s$, Ortsauflösung $\Delta d = 1\mu m$ und Diffusionskoeffizient $260\mu m^2/s$. Dabei wird Simulationszeit Punkte: $t = 40s$ betrachtet. Je länger die Simulationszeit ist, desto geringer wird die Abweichung zwischen analytischem und numerischem Ergebnis, die Maximalabweichung beträgt $1.5\mu mol/\mu m^2$. Die Graphik beschreibt die Diffusionsimulation in porösen homogenen Medien betrachtet mittels Computersimulation von niedermolekularen Kontrastmitteln aus den Kapillaren heraus in das umliegende Gewebe. Es wurde ein kapillarer Radius $4\mu m$ plus $1\mu m$ Wanddicke mit Multiprozessorsystemen simuliert.

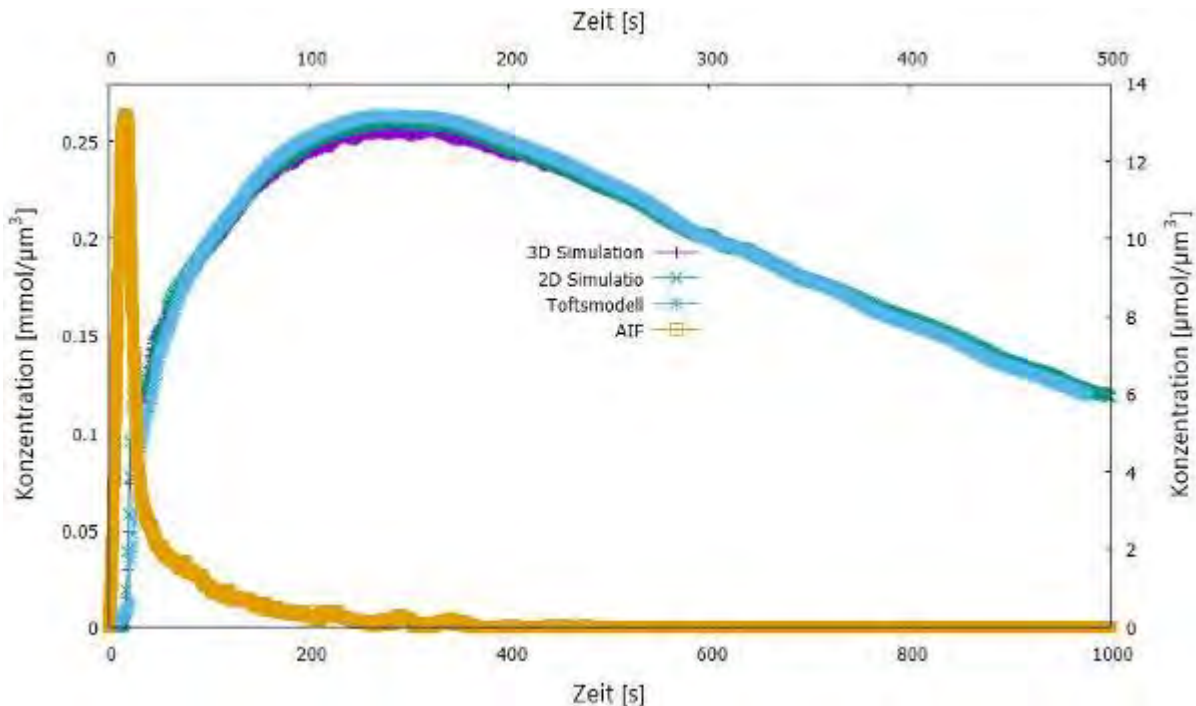


Abb. 2: Zeigt die KM-Konzentration in Abhängigkeit von der Zeit, bei stabiler Perfusion (AIF) mit der Permeabilität $P = 8\mu m/s$ und relativem interstitiellen Volumen $ve = 8\%$.

Mittels dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass schon mit aktuell verfügbarer Computertechnik eine sichere Simulation zur Unterscheidung von Kontrastmittel in gesundem und tumorartigem Gewebe möglich ist. Die Methode eignet sich insbesondere als Goldstandard für die Überprüfung pharmakokinetische Modelle, wie sie z.B. bei der Auswertung dynamischer Kontrastmittelverstärkter MRT, CT oder auch Tracern aus der Nuklearmedizin verwendet werden.

V143 Ein Baustein für die Hypoxiebildung mittels MRT

L. Lüdemann¹, S. Hindel¹

¹UK-Essen, Strahlenklinik, Essen, Deutschland

Einleitung

Die intensitätsmodulierte Strahlentherapie könnte die lokale Tumorkontrollrate deutlich verbessern, indem die Bestrahlungsdosis entsprechend der lokalen Strahlensensibilität erfolgt. Sauerstoffmangel ist eine Hauptursache für verringertes Ansprechen von Tumoren auf ionisierende Strahlen. Geeignete volumetrische Verfahren zur quantitativen Erfassung des Tumormikromilieus und insbesondere der Sauerstoffpartialdruckverteilung existieren derzeit nicht. Die 2-Kontrastmittelverstärkte MRT (D2CE-MRI) als zentraler Baustein der multiparametrischen MRT eignet sich zur absoluten Quantifizierung der Tumorperfusion und somit der Sauerstoffversorgung. Dazu bedarf es physiologisch realistischen Modellen.

Material & Methoden

Eigene Vorarbeiten haben gezeigt, dass heterogenes Tumorgewebe oder auch eine heterogene Sauerstoffversorgung auch für eine DCE-MRI mit einem intravasulärem Kontrastmittel zwei Kompartimente benötigt. Daher haben wir in unserer Arbeit ein Interpolationsmodell der Gewebepfusion entwickelt, das den biologischen Gegebenheiten vollständig Rechnung trägt und gleichzeitig mit weniger Parametern auskommt als die üblichen 2-Kompartimentmodelle.

Ergebnisse

Die dynamische 2-Kontrastmittelverstärkte MRT (D2CE-MRI) als zentraler Baustein der multiparametrischen MRT eignet sich zur Quantifizierung der Tumorperfusion und somit der Sauerstoffversorgung. Die multiparametrische MRT kann physiologisch realistischen Modellen genügend Eingangsinformation liefern. In dem Projekt entwickeln wir physiologisch realistische Gewebemodelle für die Diffusion im Interstitium, die auf den im Vortrag entwickelten Perfusionsmodelle basieren, erlauben die Sauerstoffversorgung zu berechnen und zusammen mit einem geeigneten Tumorkontrollmodell über eine lokal erhöhte Dosis die Tumorkontrollrate verbessert.

Zusammenfassung

Die Kombination von MRT-Techniken ist die Grundlage der multiparametrischen MRT (mp-MRI). Physiologisch realistische Gewebemodelle erlauben, die Sauerstoffversorgung zu berechnen und zusammen mit einem geeigneten Tumorkontrollmodell über eine lokal erhöhte Dosis die Tumorkontrollrate zu verbessern.

V144 Dual-Energy-Bildgebung für die präklinische Krebsforschung an Mäusen

M. A. Duda^{1,2}, A. Grad^{1,2}, S. E. Combs^{1,3}, J. J. Wilkens^{1,2}

¹Technische Universität München, Klinik und Poliklinik für RadioOnkologie und Strahlentherapie, Fakultät für Medizin und Klinikum rechts der Isar, München, Deutschland

²Technische Universität München, Physik-Department, Garching, Deutschland

³Institut für Strahlenmedizin (IRM), Department of Radiation Sciences (DRS), Neuherberg, Deutschland

Einleitung

Bei der präklinischen Strahlentherapie von Mäusen werden CT-Bilder sowohl für die Überwachung der Tumorentwicklung als auch für die Bestrahlungsplanung benötigt. Dual-Energy-Bildgebung liefert materialzerlegte Basismaterialbilder für eine bessere Unterscheidbarkeit zwischen den verschiedenen Gewebetypen.

Material & Methoden

Ziel ist die Implementierung der Dual-Energy-CT (DECT) an einer Mausbestrahlungsanlage (SARRP, Xstrahl Ltd, UK). Die Aufnahme der DECT-Datensätze erfolgt dabei sequenziell mit zwei unterschiedlichen Röntgenspektren. Basierend auf der „Empirical Dual Energy Calibration“ [1] wurde eine Methode entwickelt, die die CT Bilder eines Kalibrierphantoms mit einer simulierten Kalibrierung verbindet und daraus Kalibrierkoeffizienten berechnet. Diese dienen als Umrechnungsfaktoren zwischen den gemessenen Datensätzen und den Dual-Energy-Bildern. Das Kalibrierphantom besteht aus Polyoxymethylen (POM, gewebeähnlich) und Polyvinylchlorid (PVC, knochenähnlich), den sogenannten Basismaterialien. Die CT-Datensätze der Maus (oder einer anderen Probe) werden mithilfe der Kalibrierkoeffizienten in materialzerlegte Basismaterialbilder konvertiert, die eine bessere Unterscheidbarkeit der verschiedenen Gewebearten ermöglichen als beim herkömmlichen CT. Weitere Informationen liefern virtuelle monochromatische Bilder (VMIs), Elektronendichtebilder und Bilder der effektiven Kernladungszahl.

Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt exemplarisch ein Materialphantom aus verschiedenen gewebeäquivalenten Kunststoffen und deren bessere Unterscheidbarkeit in den Basismaterialbildern. Die Unterscheidung von Knochen und Jod ist in der CT-Bildgebung oft kaum möglich. Der Vorteil von DECT wird in Abbildung 2 anhand einer toten Maus mit einem jodgefüllten Behälter gezeigt.

Zusammenfassung

Die Dual-Energy-Bildgebung am SARRP führt zu einer verbesserten Gewebedifferenzierung durch materialzerlegte und monoenergetische Bilder, wobei auch die Trennung von Knochen und Jod möglich ist. Für den Anwender bedeutet dies eine einfachere Segmentierung für die Bestrahlungsplanung und eine verbesserte Dosisberechnung.

Literatur

[1] Stenner P et al. Empirical dual energy calibration (EDEC) for cone-beam computed tomography, Med Phys. 2007; 34(9):3630-41

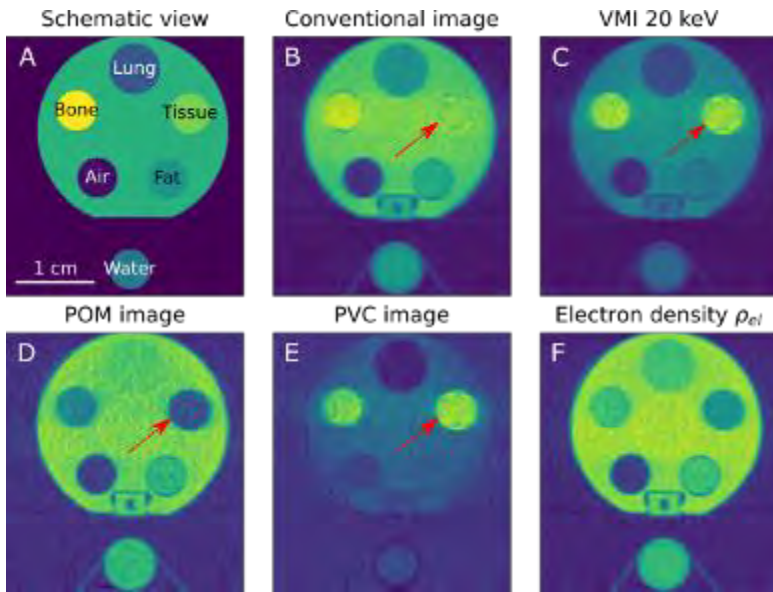


Abb. 1: Gewebeäquivalentes Kunststoffphantom (A). Der Vergleich eines herkömmlichen CT-Bildes (B) mit Dual-Energy-Bildern (C-F) zeigt die verbesserte Unterscheidbarkeit (roter Pfeil)

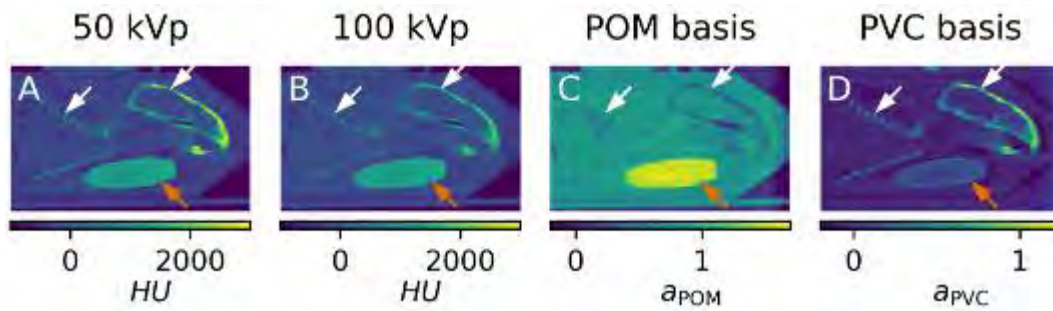


Abb. 2: Tote Maus mit Jodbehälter. In den gemessenen Aufnahmen (A, B) haben Knochen und Jod ähnliche Werte. In den Basismaterialbildern (C, D), vor allem im POM-Bild, ist das Jod klar zu identifizieren.

V145 Entwicklung und Charakterisierung eines präklinischen Micromegas pCT-Systems

G. Holthoff¹, F. Englbrecht¹, G. Hu¹, F. Kähler¹, P. Lämmer¹, A. Lange¹, L. Marchfelder¹, M. Meurer¹, S. Meyer^{1,2}, O. Schackmann¹, S. Schinzel¹, D. Schmidt¹, K. Schnürle¹, M. K. Sitarz³, M. Würfl¹, K. Parodi¹, J. Bortfeldt¹

¹Memorial Sloan Kettering Center, Department of Medical Physics, New York, NY, Vereinigte Staaten

³Danish Centre for Particle Therapy, Aarhus, Dänemark

Einleitung

Wir haben ein Protonen-Computertomographiesystem (pCT) auf der Basis von Micromegas Detektoren für das SIRMIO Projekt [1] zur präklinischen Kleintierbestrahlung mit Protonen entwickelt. Es dient zur Lagekontrolle des Strahls und liefert die, für die Bestrahlungsplanung benötigten, Relative-Stopping Power (RSP) Bilddaten. Niedrige Teilchenenergien unter 75MeV, zusammen mit der bei Kleintieren benötigten hohen Ortsauflösung stellen hohe Anforderungen an die dafür nötigen Detektoren und die Elektronik.

Materialien & Methoden

Je zwei ultra-dünne 2D Micromegas Streifendetektoren vor und hinter dem Kleintierhalter ermöglichen die Spurrekonstruktion einzelner Protonen. Streuung in den Spurdetektoren mit einem Massenbelag von 0.15% der Strahlungslänge (X_0) wurde durch Verwendung von Aluminium-Kapton-Auslesestrukturen minimiert. Eine ebenfalls Micromegas basierte Zeitprojektionskammer (TPC) mit 65 vertikalen, feldformenden Absorbern aus 600 μ m Aluminium-beschichtetem Polyamid und Mylar dient zur Erfassung der Restreichweite der Protonen nach dem Verlassen des Kleintieres. Zur Auslese wird ein modifiziertes RD51 Scalable Readout System auf VMM ASIC Basis verwendet, das eine Einzelteilchenrate von über 1MHz ermöglicht. Die Detektoren wurden vollständig von uns vor Ort entwickelt und produziert, inklusive der photolithographischen Herstellung der Auslesestrukturen. Eine detaillierte FLUKA Monte Carlo Simulation ermöglichte im Vorfeld die Optimierung des Systems.

Ergebnisse

Die FLUKA-Simulation sagt eine zu erwartende RSP Auflösung von unter 0,3%, sowie eine mittlere Spurauflösung von 0.18mm voraus. Methoden zur präzisen Herstellung und zum Betrieb der Detektoren sowie zur Spur- und Bildrekonstruktion wurden in den vergangenen Jahren entwickelt. Prototypen der Reichweiten- und Spurdetektoren wurden erfolgreich mit 22MeV Protonen am Tandembeschleuniger in Garching getestet. Wir berichten über die Rekonstruktionsmethoden und Herstellungsprozesse, sowie von Messungen mit den Seriidetektoren in 80GeV Pion- bzw. Myonstrahlen und in klinischen Protonenstrahlen und diskutieren simulierte und gemessene Orts- und Reichweitenauflösung des Systems, Orts- und Zeitauflösung der Detektoren, sowie deren Effizienz.

Zusammenfassung

Ein Kleintier-pCT System auf der Basis von Micromegas Detektoren wurde entwickelt, simuliert und eigenständig produziert, sowie abschließend in mehreren Messkampagnen getestet. Wir berichten über die Entwicklung, die Herstellungsprozesse und diskutieren das Verhalten und die Leistungsfähigkeit des Systems.

Unterstützt durch den Europäischen Forschungsrat (Grant Agreement 725539) und das COFUND-FP-CERN-2014 Programm (Grant Number 665779). Wir danken der CERN RD51 Kollaboration für die Unterstützung bei Messkampagnen.

Appendix 1

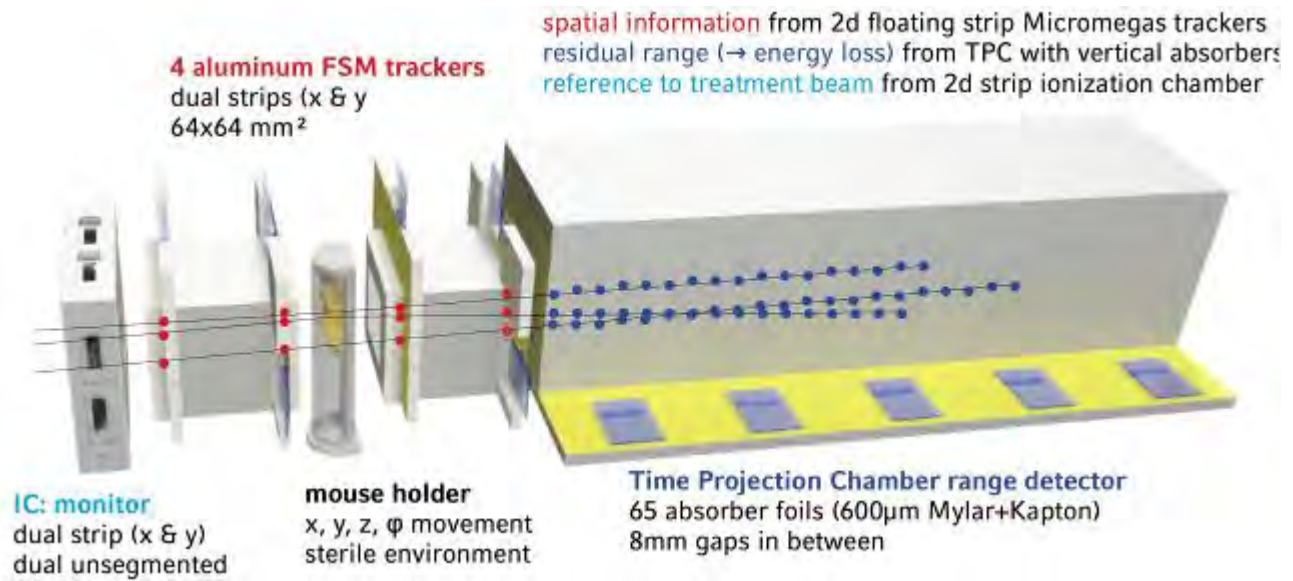


Abb. 1: Schem. Darstellung des SIRMIO pCT Aufbaus [1].

Literatur

- [1] Parodi K. et al. Towards a novel small animal proton irradiation platform: the SIRMIO project. Acta Oncol. 2019; 58:1470–1475.

V146 Photon counting computed tomography for relative electron density, effective atomic number, and proton relative stopping power estimation

G. Hu¹, C. Kurz², K. Niepel¹, M. Würfl¹, F. Risch³, F. Schwarz³, T. Kröncke³, K. Parodi¹, G. Landry^{2,4}

¹LMU Munich, Department of Medical Physics, Faculty of Physics, Garching, Deutschland

²Klinikum der Universität München, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland

³Universitätsklinikum Augsburg, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie, Augsburg, Deutschland

⁴Ludwig-Maximilians-Universität München, Department of Medical Physics, Garching, Deutschland

Introduction

Photon counting detector technology is one of the latest developments in X-ray computed tomography (CT), and allows multi-energy processing beyond what is feasible with dual-energy CT (DECT). We present the results of relative electron density (RED), effective atomic number (EAN), and relative (to water) stopping power (RSP) of protons derived from photon counting CT (PCCT) data of two phantoms containing tissue-equivalent inserts, using methodology adapted to virtual monoenergetic reconstructions provided by a first clinical PCCT scanner.

Materials & Methods

A calibration phantom containing 12 Gammex 467 inserts and a test phantom containing 6 CIRS 062M inserts were scanned at a new clinical PCCT scanner at source voltages 120 and 140 kV (Siemens NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers, Forchheim, DE). For each voltage, virtual monoenergetic images (VMI) were reconstructed ranging from 40 keV to 190 keV in 10 keV increments. Following the approach adopted by Landry et al. [1], RED and EAN were derived from calibrations (Gammex phantom) based on a pair of high- and low-energy VMIs using the formalism proposed by Saito [2]. Mean excitation energy was calibrated against EAN for soft-tissue and bone-tissue inserts, respectively, with a separation point at EAN=8.8. The obtained RED and mean excitation energy were used to calculate RSP by the Bethe-Bloch formula [3]. Root-mean-square errors (RMSE) of RED, EAN, and RSP were evaluated by mean values per phantom insert.

Results

RMSEs of RED, EAN, and RSP derived from various pairs of VMIs at 120 kV source voltage for the calibration phantom are shown in figure 1. The overall lowest error was obtained using the mono-energy pair 60 and 180 keV. Table 1 shows RMSE evaluated for this pair for both phantoms, demonstrating comparable RSP accuracy obtained from dual-source DECT scans [4]. Data acquired at 140 kV is currently being evaluated and will be presented.

Summary

We derived RED, EAN, and RSP of tissue-equivalent materials via calibration of VMIs generated by a clinical PCCT scanner, achieving an RSP accuracy of 1.41 % and 0.96 % for the calibration and test phantom, respectively. A more extensive resolution and noise evaluation, along with reproducibility assessment of the results in the first year of operation, will be performed.

Supported by the German Research Foundation (DFG) within the Research Training Group GRK 2274.

Appendix 1

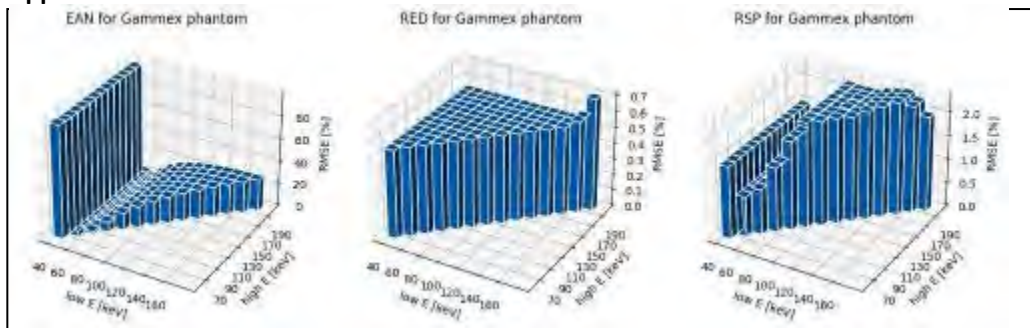


Fig. 1: RMSEs of RED, EAN, and RSP for the calibration (Gammex) phantom inserts for all the mono-energy pairs.

Appendix 2

Phantom	PCCT			DECT [4]
	RED	EAN	RSP	RSP
Gammex	1.52%	2.90%	1.41%	1.2%
CIRS	0.56%	2.32%	0.96%	1.0%

Tab. 1: RMSE of RED, EAN, and RSP for the calibration (Gammex) and test (CIRS) phantom inserts for the mono-energy pair 60 keV and 180 keV from the 120 kV scan.

References

- [1] Landry, G. et al., Med Phys, 46(4):1821-1828, 2019.
- [2] Saito, M. & Sagara, S., Med Phys, 44(6):2293-2303, 2017.
- [3] Saito, M. & Sagara, S., Med Phys, 44(8):4179-4187, 2017.
- [4] Hudobivnik, N. et al., Med Phys, 43: 495-504, 2016.

The Modular Software Platform for Comprehensive Patient QA

One platform. Flexible and scalable.

From visualization and evaluation to verification and reporting, VERIQA is an all in one software built on future-proof client-server architecture.

Track. Trend. Monitor.

Track and analyze your results with the automated integration of Track-it.

Automated plan verification

VERIQA gives you the choice to select the best method for specific verification needs – from independent dose calculations, pre-treatment and in vivo EPID dosimetry over log file analysis to phantom-based measurements with OCTAVIUS® 4D.

Advanced 3D EPID dosimetry

Based on a clinically proven algorithm enhanced with a unique, patent-pending Monte Carlo-based inhomogeneity correction, VERIQA RT EPID 3D is the new Patient QA module to come for true 3D pre-treatment and in vivo EPID dosimetry.

Automated workflows. Streamlined operations.

Take your workflow efficiency to the next level by automating your patient-specific quality.

Monte Carlo dose calculations: Fast and precise.

VERIQA calculates dose using the well-established SciMoCa™ Monte Carlo algorithm known for its accuracy and reliability. Use this gold standard method to automatically evaluate your treatment plans in 3D with minimum effort.

 **DGMP**

ISMIRM | German
CHAPTER

www.dgmp-kongress.de

ISBN 978-3-948023-26-3