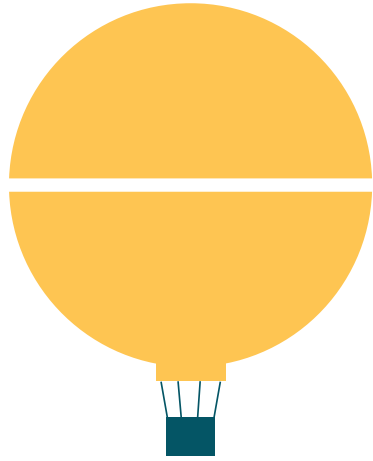


 **DGMP**

54. Jahrestagung der
Deutschen Gesellschaft
für Medizinische Physik



DGMP
2023



© engel.ac | stock.adobe.com | freepik.com

Magdeburg
27.–30.09.2023
www.dgmp-kongress.de

ABSTRACTS



Treffen Sie uns am Stand #27

SunSCAN™ 3D

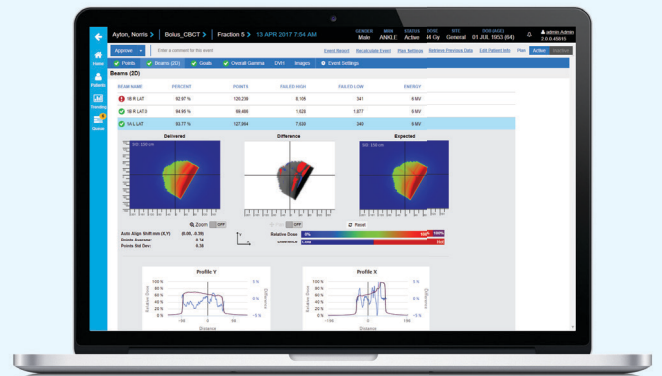
Die nächste Generation des zylindrischen Wassertanks

- Gesamtgenauigkeit von 0,1 mm im **gesamten Tankvolumen**
- Schnellstes **AutoSetup™** in nur 7 Minuten
- **Reales** mechanisches Leveling
- Halcyon / Ethos kompatibel
- Intuitive **SunDOSE™** Software



SunCHECK®

Die am häufigsten eingesetzte Software-Plattform für **automatisierte Patienten- und Maschinen-QA** in der Strahlentherapie



Platform

- Eine Datenbank
- Web-basierter Zugriff von überall möglich
- Effizienzsteigerung durch Automatisierung



Patient

- Prüfung der Planqualität
- Sekundäre Dosisberechnung
- Pre-Treatment QA
- In-Vivo Dosimetrie



Machine

- Standardisierte Maschinen-QA
- Integrierte DIN-Protokolle
- Automatisierte Bildgebungs-, VMAT- und MLC-QA



VERIQA

EPID & Monte Carlo
Powerful alone, stronger together.



Lunch-Symposium

VERIQA - Patienten-QA mit Monte Carlo und EPID

28. September 2023 | 12:15–13:15 Uhr | Plenum - Saal Holthusen

ptwveriqa.com



I N T R O D U C I N G H Y P E R S I G H T ™

A REVOLUTION IN RESOLUTION

An epic advancement in
image quality, precision, and speed.

**The next generation of in-treatment-room imaging:
now available for Halcyon® radiotherapy system and Ethos™ therapy.**

Experience HyperSight at varian.com/hypersight

Inhaltsverzeichnis

Particle Therapy I (ENG)	14
AS01.01 First results for prompt gamma energy-time spectra measured by PETSys electronics with 100-162 MeV proton beam at OncoRay TU Dresden	14
AS01.02 Secondary electron bremsstrahlung imaging towards in vivo range verification for small animal proton irradiation	15
AS01.03 A novel platform for small animal image-guided, intensity modulated proton therapy	17
AS01.04 In-silico study on the feasibility of 2D ionoacoustic-based dose reconstruction with contrast agents and possible application at synchrotron facilities	18
AS01.05 Fast neutron detection in proton beam therapy using SciFi detectors	19
AS01.06 Multicentric characterization of organ-based tube current modulation in head computed tomography: A dosimetric and image quality study using a scintillating fiber optic detector	20
Bildqualität in der Röntgendiagnostik	22
FS01.02 Dosiseffizienz von CT-Systemen: Ein automatisiertes Verfahren zur Bewertung von Dosis und Bildqualität	22
FS01.03 Bildqualitätsbewertung in der Mammographie: Vorhersage von Kontrast-Detail-Kurven mittels neuronaler Netze	23
FS01.04 Qualitätsbewertung nachbearbeiteter Bilder in der Mammographie	24
FS01.05 Nicht-Referenzverfahren zur Bestimmung der Bildqualität klinischer CT-Bilder	26
FS01.06 Invarianzen neuronaler Netze am Beispiel der CT-Rauschreduktion	29
Klinische Dosimetrie	32
AS02.01 Protonendosimetrie im Magnetfeld mit einer plan-parallelen Ionisationskammer: Bestimmung von Korrekturfaktoren	32
AS02.02 Zeitaufgelöste Dosisraten-Messung zur Bestimmung der Zeitfehler-Korrektur und zur Analyse des Generatorverhaltens bei zeitgesteuerten Röntgentherapiegeräten	35
AS02.03 Dosimetrische Charakterisierung eines ZAP-X Systems mittels Film und microSilicon Messungen	37
AS02.04 Bestimmung der lateralen Dosisantwortfunktion verschiedener Detektoren	38
AS02.05 Bestimmung der Outputfaktoren an einem Harmony Linearbeschleuniger in kleinen Feldern	45
AS02.06 Phantommessungen zur Validierung der Uterusdosis für verschiedene Linearbeschleuniger und Vergleich mit Berechnungen	46
Radiotherapy (ENG)	47
AS03.01 A novel combined therapy concept for ophthalmic tumours	47
AS03.02 Stereotactic body radiation therapy (SBRT) with focal dose escalation for prostate carcinoma using a standard linear accelerator (LINAC): Technical aspects within the hypofocal-SBRT trial	49
AS03.03 Development of diamond based beam monitoring systems	50
AS03.04 Monte Carlo investigation on the influence of magnetic fields on the dose response of a microDiamonddetector in proton beams	51
AS03.05 Retrospective study on the selection of optimal 2D gamma metrics for the QA of in-vivo brain deliveries	52
AS03.06 Neutron dosimetry with diamond sensors	54
Neue Bildgebungsverfahren	55
AS04.01 In vivo Tracking von Markierten Makrophagen in Mäusen mit Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI)	55
AS04.02 Synchrotron-basierte Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI)	57
AS04.03 Ermöglichung von groben Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI) – Scans durch Aufweitung eines Synchrotronstrahls durch Kohlenstoff-Mosaikkristalle	58
AS04.04 Bewertung von Koronararterienstenosen und Strömungseigenschaften mit PCD-CT: eine Phantom-Validierungsstudie	59
AS04.05 Neue Techniken der Cone-Beam Computertomographie mit vergrößertem Field of View basierend auf unabhängig voneinander rotierender Röntgenquelle und Detektor	61
AS04.06 Deep learning for denoising in X-Ray fluorescence computed tomography	62

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

GAPTN I: Medizinphysikalische Praxis in der Nuklearmedizin	63
FS02.01 Physikalisch-technische Qualitätssicherung I	63
FS02.02 Physikalisch-technische Qualitätssicherung II	64
FS02.03 Model-Observer in der Nuklearmedizin	65
FS02.04 Abfallmanagement in der Nuklearmedizin am Beispiel der Radioligandentherapie	66
FS02.05 Strahlenschutzüberwachung in der Nuklearmedizin	67
FS02.06 Schwangere in der Nuklearmedizin	68
Audiologie 1	69
AU1.01 Chirp-evozierte Hirnstammpotenziale	69
AU1.02 Stationäre akustisch evozierte Potentiale	70
AU1.03 Die Otoakustischen Emissionen und ihr klinischer Nutzen	71
FLASH Radiotherapy	72
FS03.01 Discovery of FLASH and pre-clinical evidence towards the use of FLASH RT for patients	72
FS03.02 FLASH radiotherapy with proton beams	74
FS03.03 FLASH radiotherapy: Silver bullet or fool's gold?	75
FS03.04 FLASH radiation therapy: A quantum leap in reducing radiation side effects	76
APT I: Richtlinien, Leitlinien, Empfehlungen und Stellungnahmen - Aktuelles aus dem Strahlenschutzrecht	
FS04.04 Die neue Qualitätssicherungsrichtlinie	77
Bildqualität / Sonstiges / Dosismanagement	78
AS05.01 Direkte Quantifizierung des Bildrauschens von klinischen CT-Aufnahmen durch den Rauschparameter τ	78
AS05.02 Bestimmung von Mindestanforderungen an Bildqualität und Dosis in der Brusttomosynthese (BETsy): Evaluation eines Bildqualitätstests mittels randomisierter sowie automatisierter Auswertung durch Model-Observer-Algorithmen	80
AS05.03 Analyse der Bildqualität bei Interventionsanlagen	81
AS05.04 Etablierung von Medizinphysik-Expert:innen in der Röntgendiagnostik in einer großen Uniklinik – Ein Erfahrungsbericht	82
Young Investigator Forum	83
YIF.01 Concept of software for implementing the characteristics of Ru-106 eye plaques in treatment planning	83
YIF.02 Eine kompakte Hochleistungs-Röntgenquelle für die Mikrostrahltherapie	85
YIF.03 Implementierung und Qualitätssicherung einer integrierten Infrarot-Kamera eines mobilen Cone-Beam Computertomographie-Systems für das Nadeltracking in der interstitiellen Brachytherapie	87
YIF.04 Vergleich patientenspezifischer AI-Modelle für die Autosegmentierung von Risikostrukturen in der 0.35 T MR-geführten Strahlentherapie von abdominalen Läsionen	88
YIF.05 Validierung von individualisierten 3D-Druck-Phantomen am Beispiel einer CT-Untersuchung an einer schwangeren Patientin	90
YIF.06 Going beyond range verification in particle therapy using prompt gamma timing	91
Partikeltherapie II	93
AS06.01 Vorhersage des dosisgemittelten linearen Energietransfers von Protonen bei Patienten mit primärem Hirntumor durch Convolutional Neural Networks	93
AS06.02 Deep Learning für patienten-spezifische Stopping-Power Kalibrierung von Röntgen-Computertomographie in der Therapieplanung	95
AS06.03 Eignung von Bestrahlungs-Logfiles für eine phantomlose patientenspezifische Qualitätssicherung in der Protonentherapie: Untersuchung der Reproduzierbarkeit von Logfile-Auswertungen	97
AS06.04 Charakterisierung der MR-Bildqualität bei gleichzeitiger MR-Aufnahme und aktivem Raster-scanning in der MRT-geführten Partikeltherapie	99
AS06.05 Deep learning basierte Intensitätskorrektur von 4D-Conebeam Computertomographie Bildern	101
AS06.06 Radiomics-basierte Modellierung zweidimensionaler Energie-Zeit-Verteilungen prompter Gammastrahlung zur Behandlungsverifikation in der Protonentherapie	103

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

APT II: Vorkommnisse und Dosismanagement	105
FS05.02 Vorkommnisse und DMS (II)	105
GAPTN II: Moderne Ansätze in nuklearmedizinischer Diagnostik und Therapie	106
FS06.01 GAPTN-Vorstellung	106
FS06.02 Bildgebung für die Onkologie	107
FS06.03 Übersicht nuklearmedizinische Therapien I	108
FS06.04 Übersicht nuklearmedizinische Therapien II	109
FS06.05 Grundlagen nuklearmedizinischer Dosimetrie I	110
FS06.06 Grundlagen nuklearmedizinischer Dosimetrie II	111
Brachytherapie und IORT	113
AS07.01 Bildgesteuerte intraoperative Strahlentherapie nach chirurgischer Resektion von Hirnmetastasen mittels O-Arm™	113
AS07.02 Seed-Verschiebungen in der unmittelbaren post-OP Phase in der permanenten Prostata-Brachytherapie	114
AS07.03 Monte-Carlo-basierte Detektorcharakterisierung für die HDR-Brachytherapie: ein Vergleich zwischen MCNP6.1 und EGSnrc	115
AS07.04 Leistungsvergleich verschiedener Algorithmen zur starren Registrierung auf Basis von Daten aus elektromagnetischem Tracking	117
AS07.05 Strahlungsqualitätskorrektur kQ,R für ausgewählte Ionisationskammern am TG-43 Referenzpunkt	118
AS07.06 Entwicklung und Erprobung einer geeigneten Phantomanordnung zur Messung der Oberflächendosisverteilung verschiedener Augenapplikatoren	121
Audiologie 2	123
AU2.01 Automatische Bestimmung von ECAPs und deren elektrodenspezifische Charakteristika	123
AU2.02 Ausgewählte Aspekte der prä- und postoperativen Diagnostik bei Versorgung mit Cochlea-Implantaten	124
AU2.03 Einfluss der frequenzspezifischen Elektrocochleographie während der Elektrodeninsertion auf Erhalt der intracochleären Strukturen	125
Röntgenbildgebung I (Poster)	127
PS01.01 Bestimmungen von Mindestanforderungen an Bildqualität und Dosis in der Brusttomosynthese (BETsy): Systematischer Vergleich verschiedener Bildqualitätsphantome für die digitale Brusttomosynthese (DBT)	127
PS01.02 Augenlinsenschutz für den Patienten in der CT - Bewertung der Auswirkung von Positionierung und Materialstärke des Augenschutzes auf die Bildqualität	128
PS01.03 Development of a photon-counting micro-CBCT for a small animal proton irradiation platform	130
PS01.04 Bragg-Diffraction-Based Mosaic HOPG/HAPG Crystals for High-Spatial-Resolution X-ray Fluorescence CT Imaging at Low Dose: Characterization and Requirements Assessment	131
PS01.05 KI-INSPIRE project: An overview of the project and next step toward implementation in clinics	133
PS01.06 The SINFONIA project: Novel research on medical radiation risk appraisal	135
PS01.07 Dosisreduktion bei projektionsradiographischen Beckenaufnahmen am Kleinkind	136
Röntgenbildgebung II (Poster)	138
PS02.01 Dosismanagementsystem-gestützte statistische Analyse von Dosisreferenzwerten anhand großer Datenmengen zur Verbesserung der Qualitätssicherung	138
PS02.03 Automatische Konturierung von Blase und Rektum auf CBCT, MVCT und Planungs-CT	142
PS02.04 Analyse von synchronisierten Surrogat-Systemen für die atemungsgesteuerte 4DCT Bildgebung	143
PS02.05 Validierung neuer ConeBeam-CT-Presets	144
PS02.06 Polyvinylalkohol-Cryogele (PVA-C) als Basis zur Erstellung anthropomorpher Trainingsphantome für CT-geführte Eingriffe	146
PS02.07 Kontrastmittel-CT-Untersuchungen: Einfluss des Geschlechts beim Bolus-Tracking Verfahren	148
PS02.08 Analysis of a fitting method for phase-stepping calculation of Talbot-interferometer-based spectral X-ray dark field images	149

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Freie und sonstige Themen (Poster)	152
PS03.01 Thermometrische Untersuchungen zur lasergestützten Prostata Therapie – Verbesserte Dosimetrie und biologisches Gedächtnis	152
PS03.02 3D-Druck eines anthropomorphen Kopfphantoms mit acht CT-Wert-Bereichen unter Verwendung zweier Filamente und variabler Füllichte	155
PS03.03 Monte Carlo simulation for evaluating dose delivery in ultra-high dose rate radiation therapy: A study at the PITZ facility	156
PS03.04 Entwicklung eines Maus-Applikators zur Adaption von Mikrowellen Hyperthermie für Präklinische Untersuchungen	157
PS03.05 Ein iterativer Ansatz für die Fehlzustandsart- und -auswirkungsanalyse (FMEA) mittels Feedback-Systemen	158
PS03.06 Evaluation of a radiosensitivity assay in the pediatric prospective cohort ARPEGE	160
PS03.07 Abschätzung des zusätzlichen Risikos für ein Sekundärkarzinom durch die Verwendung eines CTV-PTV-Sicherheitssaums bei der Mammaria Interna Strahlentherapie	162
PS03.08 3D printed custom-made lung phantoms for use in QC of AI models in CT imaging	164
PS03.09 Nachweis psychischer Beanspruchung bei Stressreaktionen im Arbeitsumfeld durch objektive und subjektive Messverfahren	166
Nuklearmedizin (Poster)	168
PS04.01 Effect of source geometry on the sensitivity of 2-layer hemispheric PET-Systems	168
PS04.02 Quantitatives SPECT/CT: Einführung in die klinische Routine – Kalibrierung, Verifizierung und Standardisierung	169
PS04.03 Implications of the PVE correction on the spatial quantification of hypoxia based on 18F-FMISO PET/CT data ...	171
PS04.04 Coincidence processing for an UHF MR compatible brainPET insert	173
Strahlentherapie I (Poster)	174
PS05.02 Auswirkungen auf die Risikoorgankonturierung durch Einführung eines KI-basierten Autokonturierungssystems	174
PS05.03 Evaluation der Genauigkeit einer KI-basierten Autosegmentierung von Risikoorganstrukturen im oberem Abdomen und Thorax	175
PS05.04 Quantifizierung von Neutronenflüssen in medizinischen Linearbeschleunigern mithilfe von SRAM-Detektoren unter Verwendung von 15 MV Photonenstrahlung	176
PS05.05 Untersuchung der Einflüsse von interfraktionellen anatomischen Veränderungen des Patienten auf die Dosisverteilung bei VMAT-Bestrahlungsplänen der Prostata unter Einsatz von digitalen XCAT2-Phantomen	177
PS05.06 Evaluierung verschiedener Möglichkeiten der Dosisnachberechnung mittels Conebeam-CT-Datensätzen in der adaptiven Strahlentherapie.....	179
Strahlentherapie II (Poster)	181
PS06.01 Inbetriebnahme der Schachtionisationskammer SOURCECHECK4 \uparrow , PTW zur Spezifikation eines Therapiestrahlers nach DIN 6803-2:2020-12	181
PS06.03 Charakterisierung einer neuartigen Gammakamera zur Echtzeitlokalisierung des 192Ir Strahlers in der HDR Brachytherapie	182
PS06.04 Nadelplanung für eine transrektale Implantation von Seeds in kleine Zielvolumen innerhalb der Prostata	183
PS06.05 Implementierung einer Konstanzprüfung der Röhrenspannung, Röntgendosis und Halbwertsschichtdicke mit dem Nomex Multimeter für die Bildgebung in der Strahlentherapie	184
PS06.06 ROI-Positionierung von SGRT-Systemen bei DIBH PatientInnen	185
Qualitätssicherung und -evaluation I (Poster)	186
PS07.01 Erhebung und Validierung von Referenzdaten für die Konstanzprüfung am Linearbeschleuniger Versa HDTM für den Umstieg auf ein Monte-Carlo basiertes BPS	186
PS07.02 Methoden zur Qualitätssicherung mittels CBCT	187
PS07.03 Evaluation der Dosisnachberechnung mit Monte-Carlo für die erweiterte patientenspezifische Qualitätssicherung	189
PS07.04 Nutzung von PentaGuide zur integrativen QA der Isozentren von MV-Feld, CBCT-Bildgebung und C-RAD Oberflächenscanner an zwei Elekta Beschleunigern	191
PS07.05 Kommissionierung und Verifikation einer 3D-EPID-in-vivo-Berechnungssoftware	192
PS07.06 Evaluation eines Monte-Carlo-basierten Secondary-Dose-Engine für die helikale Strahlentherapie	194

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Qualitätssicherung und -evaluation II (Poster)	196
PS08.01 Verwendung eines anthropomorphischen Phantoms mit 3-D gedruckten Beinen zur Qualitätssicherung von TBI Techniken	196
PS08.02 Isozentrumsüberprüfung und tägliche QA Routine mit dem RUBY Kopf Phantom am ZAP-X System	198
PS08.03 Systemtest-Norm DIN 6864-1: Umsetzung für 6D-Coach mit 3D-gedrucktem Phantom	199
PS08.04 Evaluation eines neuartigen, anthropomorphen Phantoms für die Integration von SGRT in den Systemtest für stereotaktische Bestrahlungen	200
PS08.05 VMAT-QA: von Octavius-Messungen zu RadCalc-Berechnungen	202
Klinische Dosimetrie (Poster)	203
PS09.01 Verfahren zur Bestimmung der Zeitfehlerkorrektion – ein Praxistest zur Umsetzung der Kochrezepte aus dem Lehrbuch und zur Bestimmung ihrer Zuverlässigkeit	203
PS09.02 Dosimetrische Eigenschaften und Kommissionierung von Elektronen-Rundtuben und -Applikatoren im Bestrahlungsplanungssystem	205
PS09.03 Die periphere Dosis bei Bestrahlungen am Linearbeschleuniger mit und ohne Ausgleichsfilter: Ein Vergleich	207
PS09.04 Strahlungsqualitätskorrekturfaktoren für Detektorarrays OD 1600XDR und OD 1000SRS	208
PS09.05 Monte-Carlo-Simulationen zur Untersuchung des Einflusses von Kammerkomponenten auf das Ansprechvermögen einer Ionisationskammer in externen Magnetfeldern	209
PS09.06 Monte Carlo Untersuchung von kQ für die Referenzdosimetrie am ZAP-X	211
PS09.07 Monte-Carlo-basierte Bestimmung von Korrekturfaktoren der Strahlungsqualität kQ,E und kQ,Qint für die Elektronendosimetrie	212
PS09.08 Untersuchung zur Dosisbestimmung mit einer Si-Diode in externen homogenen Magnetfeldern	213
Partikeltherapie I (Poster)	215
PS10.01 Etablierung des Kleintierbestrahlungsgeräts SmART+ IB für bildgesteuerte präklinische Bestrahlungen mit Protonen und Photonen	215
PS10.02 Positionsrekonstruktion in der Protonentherapie mit Hilfe von Protonenradiographie und maschinellem Lernen	216
PS10.03 Monte-Carlo berechnete kQ-Faktoren luftgefüllter Ionisationskammern in modulierten Protonenfeldern	217
PS10.04 A two plane proton imaging system using ATLAS IBL pixel detectors	219
PS10.05 Monte-Carlo Simulation eines nanodosimetrischen Messaufbaus in der Schwerionentherapie	220
PS10.06 Messtechnische Charakterisierung eines Halbleiterdetektors für die Partikeltherapie	221
PS10.07 Untersuchung von Reichweitenunsicherheiten durch Zahnersatzmaterialien zur Verbesserung der Bestrahlungsplanung in der Partikeltherapie	223
PS10.08 Implementierung und Vergleich zweier Berechnungsmethoden der Lungenmodulation bei der Partikeltherapie thorakaler Tumore	224
PS10.09 Einsatz des Dual Energy CT zur Reduzierung der Reichweitenunsicherheiten in der Partikeltherapie	226
Partikeltherapie II (Poster)	228
PS11.01 Monte-Carlo basierte Untersuchung des Einflusses nuklearer Wechselwirkungen auf das Ansprechvermögen luftgefüllter Ionisationskammern in Protonenfeldern	228
PS11.02 Bildgestützte Bestimmung der Bragg-Peak Verbreiterung bei der Partikeltherapie von Lungentumoren	230
PS11.04 A Monte Carlo simulation model of a small-animal proton therapy research beamline and its experimental validation in a clinical facility	232
PS11.05 Messtechnische Bestimmung der Strahlbreite von klinischen Protonen- und Kohlenstoffstrahlen mit unterschiedlicher Detektortypen	234
PS11.07 Fano test in Geant4/Gate for the transport of therapeutic proton beams in magnetic fields	236
PS11.08 Monte Carlo Analyse von Teilchenfluenzen in klinischen C-12 Feldern und die darauf basierende Bestimmung der Massenstoßbremsvermögenverhältnisse	237
PS11.09 Präklinische intensitätsmodulierte Protonentherapie: Systementwicklung und -integration, Kalibrierung und Validierung	238

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

FLASH und GRID Therapie (Poster)	240
PS12.01 Vergleich von zwei verschiedenen Methoden zur Simulation von inter-track Wechselwirkungen in dem radiobiologischen Monte-Carlo Toolkit TOPAS-nBio	240
PS12.02 Erste Bestrahlungen von Tumorzellkulturen mit konventionellen und ultrahohen Dosisraten mit dem FLASHlab@PITZ Elektronenstrahl	242
PS12.03 Dosimetrie bei FLASHlab@PITZ	243
PS12.04 Erste in vitro-Experimente mit ultra-hochenergetischen Elektronen (UHEE) am ELSA-Teilchenbeschleuniger	244
PS12.06 Charakterisierung einer SiC-Diode zur Relativedosimetrie für die FLASH-Strahlentherapie	245
PS12.07 Modellierung der Strahlendosis in zirkulierenden Lymphzellen: Die Auswirkungen der Protonen Ultrahochdosis-Strahlentherapie (FLASH)	246
MR-Linac (Poster)	249
PS13.01 Untersuchung des Einflusses des Totvolumens auf das Ansprechvermögen von Ionisationskammern in Magnetfeldern	249
PS13.02 Charakterisierung von vier Ionisationskammern in Magnetfeldern und typspezifische Exemplarstreuung von kB,Q	250
MRT (Poster)	251
PS14.01 Including a-priori information in deep learning models for quantitative susceptibility mapping	251
PS14.02 Entwicklung einer Natrium-24 resonanten Spule zur Bestimmung der T1- und T2-Relaxationszeiten von Natrium-24 im Niederfeld-Magnetresonanztomographen	253
PS14.03 Entwicklung einer Fluor-19 resonanten Spule zur Bestimmung der T1- und T2-Zeiten in einem Niederfeld-Magnetresonanztomographen	255
PS14.04 Entwicklung einer beschleunigten Multishot CEST-Sequenz mit MultiFLASH-Bildgebung für die Glukosemessung auf klinischen 3 T MR-Scannern	257
PS14.05 Utilizing styleGAN to analyze MRI images for predicting the progression of multiple sclerosis	259
PS14.06 Examining the consistency of tract-based quantitative measures in diffusion-weighted MRI	261
Brachytherapie und IORT / Adaptive Therapie / Qualitätssicherung und -evaluation	262
AS08.01 Möglichkeiten der offline 4D-MRT-Simulation von Kopf-Hals-Tumoren zur Berücksichtigung von (Schluck-)Bewegungen in der Strahlentherapieplanung	262
AS08.02 Echtzeitüberwachung der Strahlerposition in der HDR-Brachytherapie	264
AS08.03 Evaluierung verschiedener Einflussparameter auf das Ergebnis der Template-basierten Bestrahlungsplanung ..	265
AS08.04 Ganzkörper-Bestrahlungsplanung für die Translationsmethode: Monte-Carlo-Validierung des Feldzonenverfahrens	266
APT III: Spektral CT	268
FS07.01-05 APT III: Spektral CT	268
Sonstige / Bildgebende Verfahren	269
AS09.01 Kardiale Zeitharmonische Elastographie	269
AS09.02 Assessment of quantitative information for radiation therapy treatment planning from photon-counting CT data	271
AS09.03 Experimental characterisation of a silicon-based detector for proton imaging of small animals for image-guided proton irradiation	272
AS09.04 Echtzeit iMPI-geführte Angioplastie mit einem portablen Human-MPI-Scanner	274
AS09.05 Der COMPASS für hochpräzise und schnelle in vitro Diagnostik	276
AS09.06 Realistische 3D-gedruckte Phantome für Magnetic Particle Imaging (MPI)	278
Anforderungen an das Qualitätsmanagement in der Strahlentherapie nach Strahlenschutzrecht:	
Bericht vom sächsischen Weg	280
FS08.02 Praxistaugliche Anforderungen an ein QMS in der Strahlentherapie und Validierung im Klinikum Görlitz	280
Audiologie 3	281
AU3.01 Tonotope Latenz-Unterschiede elektrisch evozierter Hirnstammpotentiale mit Cochlea-Implantat nach Meningitis	281
AU3.02 Intraoperative Elektrocochleographie bei CI-Implantationen	282
MR-Linac	283

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

MR-Linac	283
AS10.01 Experimenteller Vergleich konventioneller und KI-basierter Algorithmen zur Bewegungsvorhersage für MLC-Tracking an einem MR-Linac	283
AS10.02 Deep Learning basierte Risikoorgan-Autosegmentierung für 0.35 T MRgRT von Lungenkrebspatienten	285
AS10.03 Validierung der Dosisberechnung kleiner Strahlungsfelder im Bestrahlungsplanungssystem für den Unity MR-Linac	287
AS10.04 Tägliche Planadaptation in der ultra-hypofraktionierten MRgRT bei Prostatakrebs: Vergleich von adaptierter und nicht-adaptierter akkumulierter Dosis	289
AS10.05 Bestrahlungsplanverifikation mit einem Diodenarray am 0.35 T MR-Linac im Vergleich zur Filmdosimetrie	291
AS10.06 Leaf-individuelle Kalibrierung eines double-stack Multilamellenkollimators	294
Strahlenschutz / Bildgebung	295
AS11.01 Validierung von individualisierten 3D-Druck-Phantomen am Beispiel einer CT-Untersuchung an einer schwangeren Patientin	295
AS11.02 Strahlendosis der Myelographie bei spontaner intrakraniellen Hypotension: eine retrospektive Leckagetyp-spezifische Analyse der digitalen Subtraktionsmyelographie im Vergleich zur dynamischen CT-Myelographie	296
AS11.03 Messung der Organ-Äquivalentdosis der Augenlinse der Untersucher bei radiologischen Interventionen	298
AS11.04 Ein semi-empirischer Ansatz für die Simulation von Patiententischen für die personalisierten Dosimetrie in der Computertomographie (CT)	300
AS11.05 Evaluation of the IVIsScan detector for systematic dosimetric quality control including wide radiation beam for computed tomography and cone beam Cone Beam CT for radiotherapy	302
AS11.06 Analyse und Optimierung der Anbindung von röntgendiagnostischen Modalitäten eines Krankenhauses für die Überwachung durch einen Medizinphysik-Experten	303
Audiologie 4	305
AU4.01 Impedanzaudiometrie-Stapediusreflexmessung	305
AU4.02 Die Breitband-Absorbanz-Tympanometrie zur Mittelohrdiagnostik	306
AU4.03 Stapediusreflexschwellen im freien Schallfeld zur Anpassung von Cochlea Implanaten und deren Vergleich zu Normalhörenden	307
Stereotaxie und Radiochirurgie / IMRT / Digitalisierung, Big Data und KI	308
AS12.01 Gyroskopische Radiochirurgie: Auswertung von charakteristischen Bestrahlungskennndaten	308
AS12.02 Implementierung der Virtual-Cone-Technik für die stereotaktische Thalamotomie zur Tremorreduktion bei Parkinsonpatienten	309
AS12.03 4D-Dosimetrie-Modell zur Berechnung der individuellen Strahlendosis des peripheren Blutes: Auswirkung der verlängerten Fraktionsdauer auf die Verarmung des Lymphozytenbestandes bei der IMRT	311
AS12.04 Stabilitätsanalyse von 4DCT und 4DCBCT basierten Korrespondenzmodellen	314
AS12.05 Datenbasierte Automatisierung der Strahlentherapie-Bestrahlungsplanung	316
AS12.06 Normungsverfahren für die elektronische Brachytherapie	318
APT IV: Grundlagen der Dosimetrie in der Röntgendiagnostik	318
FS10.01 Technische Dosimetrie von CT-Geräten unter Berücksichtigung besonderer Herausforderungen bei wide-beam Geräten	319
FS10.02 Über die Konversion technischer Dosisgrößen in Patientendosen bei CT-Untersuchungen	320
FS10.03 Wie vergleicht man diagnostische Referenzwerte für CT und CBCT? Ein empirischer und theoretischer Ansatz	321
FS10.04 Wie ermittelt man Patientendosiswerte bei Projektionsaufnahmen und fluoroskopischen Verfahren	322

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Partikeltherapie III	321
AS13.01 Untersuchung des Ansprechvermögens luftgefüllter Ionisationskammern unter Protonenstrahlung im Magnetfeld mittels Monte Carlo Simulationen	323
AS13.02 Bewegungsüberwachung mit einem gemischten Kohlenstoff-Helium Strahl – eine erste Simulationsstudie	324
AS13.03 Reichweiteverifikation mittels der Prompt Gamma-Ray Timing Methode an einem realistischen Kopfphantom unter klinisch-relevanten Bedingungen	326
AS13.04 Charakterisierung eines Ionisationskammer-Array Prototypen für den Einsatz zur täglichen Qualitätssicherung in der Protonentherapie	328
AS13.05 Preclinical proton minibeam therapy facility for small animal irradiation	330
AS13.06 FLASHlab@PITZ: First experimental results and future extension of the new platform for FLASH radiation therapy and radiation biology	331
Wissenschaftsgeschichte Medizinische Physik: 100. Todestag von Wilhelm Conrad Röntgen	332
FS12.03 DGMP - Vom Stammtisch zur professionellen wissenschaftlichen Fachgesellschaft	332
Risikomanagement / Qualitätssicherung	333
AS14.01 Eine Untersuchung der Aufgabenpriorität zur Risikobeherrschung im Rahmen einer Ausfalleffektanalyse (FMEA) für die perkutane Strahlentherapie	333
AS14.02 Erste Erfahrungen mit der Durchführung einer Bow Tie Analyse in der Strahlentherapie	335
AS14.03 Reevaluation der Risikoanalyse der durch künstliche Intelligenz unterstützten CBCT-basierten Online-Adaption nach einem Jahr klinischer Erfahrung	336
MRT	338
AS15.01 In vivo Charakterisierung schnell relaxierender Kniegelenkstrukturen mit UTE basierter Kartierung von T1 und T2* Relaxationszeiten	338
AS15.02 Quantitatives T2-Mapping am Knie bei verschiedenen Feldstärken: eine Vergleichsstudie zwischen 0,3 T Niederfeld-MRT sowie 1,5 und 3 T Hochfeld-MRT	341
AS15.03 Umgang mit langstreckigen Implantaten bei MR-Untersuchungen: Erfahrungen aus der klinischen Praxis	343
AS15.04 Systematische Evaluation der MR-basierten Schwächungskorrektur in der Ganzkörper-PET/MRT: Implikationen für Optimierungen der MR-AC	344
Freie Themen I	346
AS16.01 Dosimetrische Charakterisierung einer Weißstrahl- und monochromatischen Beamline für in vitro Mikrostrahlen-Experimente	346
AS16.02 FLASHlab@PITZ Elektronenstrahl induziert die ROS-Bildung, DNA-Schäden und hemmt die Zellproliferation bei hohen und niedrigen Dosisraten	347
AS16.03 New Insight into Peripheral Molecular Change in Major Depressive Disorder by Breathomics Analysis	348
AS16.04 Atemgasanalyse zur Beurteilung und Erfassung von psychischer Beanspruchung bei Stressreaktionen im Arbeitsumfeld	350
Herausforderungen bei der Implementierung CBCT-basierter Adaptionverfahren	352
FS15.01 CBCT-basierte online-Adaption vor dem Hintergrund weiterer Strategien der adaptiven Strahlentherapie	352
FS15.02 MT-R Weiterbildung für die Adaptivtherapie mit dem ETHOS System sowie Ergebnisse zur Verwendung des Ruby-Phantoms	353
FS15.03 Herausforderungen bei der klinischen Implementierung bei der online adaptiven Strahlentherapie, am Beispiel von on-couch-Plan-Verifikation, Qualitätssicherung der automatischen Konturierung und stereotaktischer Lungenbestrahlung	354
FS15.04 Herausforderungen und Forschung an ETHOS in Würzburg	355
FS15.05 Erste Auswertung der Bildgebungs dosisparameter bei der online adaptiven Strahlentherapie am Ethos	357
FS15.06 Differenzen von Pseudofluenzen als Methode der VMAT-Adaption	358
Freie Themen II	360
AS17.01 Die Zukunft des Strahlenschutzes – Überarbeitung von ICRP 103	360
AS17.02 Improvisierte Ganzkörperzählung als Fähigkeitserweiterung der Task Force des InstRadBioBw bei nuklearen und radiologischen Ereignissen	361

alignrt[®] InBore[™]

Die innovative **SGRT-LÖSUNG** für **HALCYON[™]** und **ETHOS[™]** Linearbeschleuniger. Diese ermöglicht:

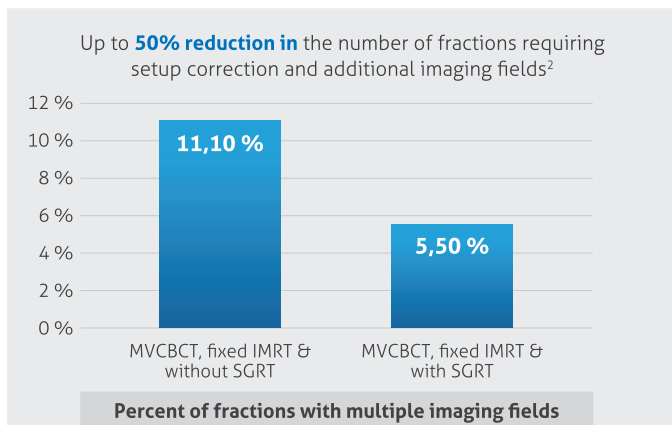
- Patientenpositionierung außerhalb der Bore
- 6DoF intrafraktionelle Überwachung innerhalb der Bore¹ bei Standard-, DIBH- sowie SRT/SBRT-Behandlungen
- Einen nicht-invasiven, markierungsfreien Workflow
- Hohe Genauigkeit und Stabilität der Behandlungen: Genauigkeit der Bewegungsüberwachung $\leq 0,5\text{mm}/\leq 0,2^\circ$
Überwachungsstabilität $\leq 0,2\text{mm}/\leq 0,2^\circ$ ¹

"AlignRT InBore allows us to combine the benefits of fast CBCT, high dose rate and continuous monitoring of patient motion to perform safe DIBH treatments."

Daniel Nguyen, Medical Physicist,
Orlam Group, Frankreich*



Die **publizierten klinischen Daten** aus der Strahlentherapie der University of California San Diego und Orlam Group in Frankreich haben bestätigt:



- AlignRT[®] InBore[™] ermöglicht eine **schnellere Patientenpositionierung**
- Deutlich **weniger Korrekturen** der Patientenlagerung
- Weniger zusätzliche Kontrollbildgebung
- **Reduzierung der Bildgebungs-dosis** pro Patientenbehandlung
- **Erhöhter Komfort** der Patienten während Behandlung
- Kein negativer Einfluss auf Halcyon-Workflow und Wartungsarbeiten³

Halcyon[™] & Ethos[™] sind eingetragene Marken der Firma Varian Medical Systems. Die Verwendung der Bezeichnungen Halcyon[™] und Ethos[™] dient lediglich zu Identifikationszwecken. Die Verwendung dieser Marken ist keine Indikation bzgl. Sponsoring, Zugehörigkeit, Billigung oder Genehmigung durch Varian.

* Diese Zitate und Kundengespräche beziehen sich auf die klinische Verwendung und Leistung von Vision RT-Produkten durch unabhängige Nutzer. Sie wurden von Vision RT nicht überprüft und werden daher von Vision RT nicht bestätigt. Anwender der Produkte von Vision RT sollten entsprechend der klinischen Praxis in ihren Einrichtungen eigene Arbeitsabläufe entwickeln und diese prüfen.

¹ Nguyen D, et al. Commissioning and performance testing of the first prototype of AlignRT InBore a Halcyon and Ethos-dedicated surface guided radiation therapy platform. Physica Medica: European Journal of Medical Physics 2020; 80:159-166. ² Flores-Martinez E, et al. Assessment of the use of different imaging and delivery techniques for cranial treatments on the halcyon linac. Journal of Applied Clinical Medical Physics 2020;21 (1):53-61. ³ Nguyen D. AlignRT with Halcyon: From Patient Setup to Monitoring. European SGRT meeting, London 2019.



AS01.01 First results for prompt gamma energy-time spectra measured by PETSys electronics with 100-162 MeV proton beam at OncoRay TU Dresden

O. Novgorodova¹, A. Straessner¹, R. Hentges¹, A. Glatte¹

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

Background

A Prompt Gamma (PG) Timing (PGT) measurement system with fine granularity is under investigation with the aim of both good energy and time resolution. It is required to be sensitive in a wide range of gamma energies of 3-8 MeV. In the case of a full acceptance solution; a high statistics of about 10^9 PG's per second are expected which leads to a high fraction of pileup events and an increase of the dead time. Reducing the effective area of scintillating crystals can solve this problem. A single CeBr₃ crystal read out by 1-4 channel SiPM from different vendors and an evaluation kit from PETSys Electronics was successfully characterized for PGT applications. This work presents first measurements of PG's at OncoRay TU Dresden with proton energies of 100-162 MeV.

Methods

SiPM arrays fabricated by different vendors like SensL and Hamamatsu were tested with different sizes of CeBr₃ scintillators in combination with the readout ASIC. Measurements were performed at the proton beam at OncoRay TU Dresden and with sources. Different scintillator sizes were considered. The setup was equipped with the TOFPET2 ASIC evaluation kit by PETSys Electronics S.A. For the synchronization with the incoming proton beam, the beam clock was divided and fed to the PETSys as a trigger of one of the channels as a reference time for further analysis.

Results

Measurement results from PETSys readout were performed with reduced trigger frequency due to an inherent data rate limit of the system. Energy and arrival time were recorded for the first time with PETSys electronics and a small size CeBr₃ at OncoRay with 100-162 MeV proton energies. PETSys was proven to operate for higher energies up to 8 MeV. The current system could resolve double escape peaks at 4.4 MeV and 6.1 MeV. The time resolution was tested with Hamamatsu S13360-6050CS SiPM and CeBr₃ scintillator and is below 100 ps. Measurements at different distances and intensities showed that PETSys does not suffer huge pileup effects and can operate in the same position with the current PGT system with rates below 100 kcps. A small loss of energy resolution is observed with increasing event rate or equivalently with an increase of proton energies.

Conclusion

To increase the statistics of detected PG's and to operate without any collimators the size of scintillators can be reduced and a multi-channel system like PETSys can be applied for PGT application with energies up to 6.1 MeV. It can be used to build a multi-channel and easily scalable system combining PGT and PET applications.

AS01.02 Secondary electron bremsstrahlung imaging towards in vivo range verification for small animal proton irradiation

T. Yabe^{1,2}, M. Nitta³, M. Yamaguchi¹, J. Bortfeldt³, M. Pinto³, H. G. Kang⁴, T. Yamaya⁴, K. Parodi³, N. Kawachi¹

¹National Institutes for Quantum Science and Technology, Takasaki Institute of Advanced Quantum Science, Takasaki, Japan

²Japan Society for the Promotion of Science, Postdoctoral Research Fellow, Tokio, Japan

³Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Department for Medical Physics, Faculty of Physics, Garching b. München, Deutschland

⁴National Institutes for Quantum Science and Technology, Institute for Quantum Medical Science, Chiba, Japan

Introduction

Secondary electron bremsstrahlung (SEB) imaging is a promising method for in vivo range verification of proton therapy [1]. By imaging proton-induced SEB using a dedicated low-energy X-ray camera, the proton trajectory and range can be monitored [2]. The next step in an international collaboration is to perform SEB imaging for small animal proton irradiation. In this study, we performed a Monte Carlo study to investigate feasibility of experimental SEB imaging for in vivo range verification in preclinical proton therapy research.

Materials & Methods

Monte Carlo simulations were performed using PHITS [3] version 3.26. As shown in figure 1, SEB imaging was simulated using the dedicated low-energy X-ray camera during proton beam irradiation of an acrylic phantom. The X-ray camera consisted of a $Gd_3Al_2Ga_3O_{12}$ (GAGG) scintillator, a tungsten holder, and a pinhole collimator. The scintillator was divided into a 22×22 matrix with a pixel size of $1.0 \text{ mm} \times 1.0 \text{ mm}$. By using a thin scintillator of 1.0 mm , low energy SEBs can be efficiently detected, while high energy gammas can penetrate the scintillator and reduce the background in the images. The scintillator was embedded in a 20 mm thick tungsten holder to shield high energy gammas with a pinhole positioned 60 mm from the scintillator. The pinhole diameter was designed to be 1.5 mm , considering the trade-off between spatial resolution and statistical noise of the images. The distance between the centre of the phantom and the pinhole was set at 60 mm to simulate an experimental setup for a small animal proton beamline. A pencil beam of 1.0 mm sigma width was delivered to the centre of the phantom with a total of 4×10^9 protons. The incident energy of the proton beam was $30, 40$ and 50 MeV [4].

Results

Figure 2 shows the simulated images of the SEB for three different proton energies. The beams were irradiated from the upper side of the image. A clear beam trajectory was observed in the image and the high-count region in the image varied depending on the incident energy of the proton beam. The energies deposited in the GAGG were concentrated around 20 keV .

Summary

We confirmed that SEB imaging is feasible for experimental imaging of proton irradiation in small animals. The prototype X-ray camera is currently under development, and we plan to perform experimental imaging of SEB using a small animal proton beamline [4].

Figure 1

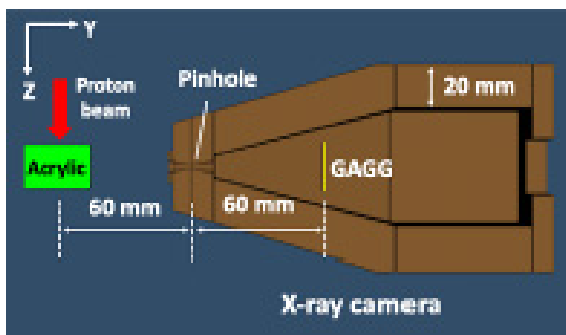


Fig.1: Geometry setup of simulation

Figure 2

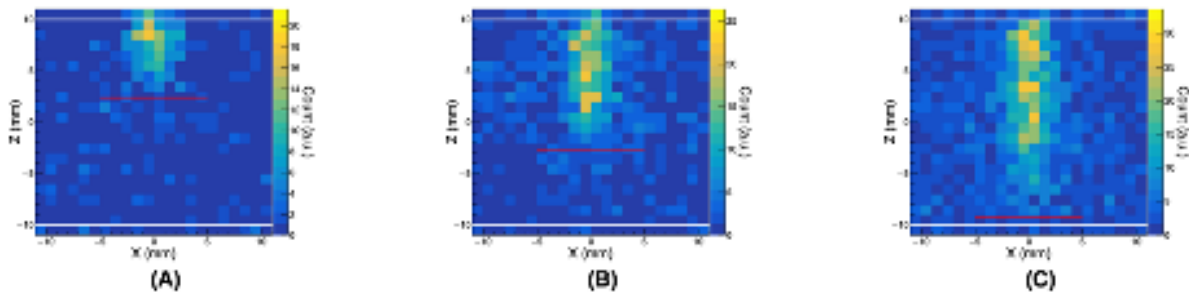


Fig.2: Simulated SEB images for 30 MeV (A), 40 MeV (B) and 50 MeV protons (C). White lines and red lines in the images indicate the phantom contour and the irradiated proton range.

References

[1] M. Yamaguchi et al, 2012 Phys. Med. Biol. 57 2843.

[2] K. Ando et al, 2017 Phys. Med. Biol. 62 5006.

[3] T. Sato et al, 2018 J. Nucl. Sci. Technol. 55 684.

[4] K. Parodi et al, 2019 Acta. Oncologica. 58:10, 1470-1475

Part of this work is supported by JSPS KAKENHI Grant Number JP22J01550, TERUMO LIFE SCIENCE and ERC Grant Number 725539.

AS01.03 A novel platform for small animal image-guided, intensity modulated proton therapy

K. Parodi^{1,2}, C. Belka^{2,3}, J. Bortfeldt¹, P. K. Dash¹, G. Dedes¹, F. S. Englbrecht^{1,4}, F. Evangelista¹, R. Haghani^{1,4}, G. Holthoff¹, G. Hu¹, Z. Huang¹, R. Kalunga^{1,4}, N. Kurichiyanil^{1,4}, J. Gebhard^{1,4}, S. Gerlach¹, M. Gerlei¹, C. Gianoli¹, J. Lascaud¹, P. Lämmer^{1,4}, K. Lauber^{2,3}, G. Lovatti¹, E. T. Lönnqvist¹, S. Meyer^{1,4}, M. Nitta¹, A. Noto¹, P. Palaniappan¹, H. Palmans^{5,6}, M. Pinto¹, P. R. Poulsen⁷, M. Rädler¹, M. Riboldi¹, T. Rösch^{1,4}, M. J. Safari^{1,4}, K. Schnürle^{1,4}, J. Schreiber¹, B. Sharifi¹, M. K. Sitarz⁷, C. Steinbrecht^{1,4}, P. G. Thirolf¹, H. P. Wieser^{1,4}, M. Würfl^{1,4}

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Experimental Physics - Medical Physics, Garching b. München, Deutschland

²Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland

³University Hospital, LMU Munich, Department of Radiation Oncology, München, Deutschland

⁴Work done during past affiliation with LMU Munich, München, Deutschland

⁵MedAustron Ion Therapy Center, Wiener Neustadt, Österreich

⁶National Physical Laboratory, Teddington, Vereinigtes Königreich

⁷Danish Centre for Particle Therapy (DCPT), Aarhus, Dänemark

Introduction

In the project SIRMIO (Small Animal Proton Irradiator for Research in Molecular Image-guided Radiation-Oncology) we realized a modular and portable system for precision image-guided irradiation of small animals at conventional beamlines of clinical proton facilities [1].

Material & Methods

SIRMIO features a dedicated beamline to degrade and focus a low energy clinical proton beam and deliver it to a target placed on motorized stages. Several imaging solutions are implemented for alignment, treatment planning and in-vivo range verification, for application at beams from different proton accelerators. For treatment planning we rely on a validated research system from RaySearch Laboratories AB, tailored to model the SIRMIO beam.

Results

In two recently concluded experimental campaigns at the Danish Centre for Particle Therapy (DCPT) in Aarhus, Denmark, we could show the ability of SIRMIO to degrade and focus the incoming lowest energy (70 MeV) proton beam. After a thorough dosimetric characterization and a dedicated protocol for beam monitor calibration, we performed intensity modulated delivery to homogenous and murine-like [2] phantoms with embedded dosimetric detectors. Image guidance based on proton radiography and proton tomography, also in comparison to prior X-ray CBCT from a SARRP system, could be successfully demonstrated, along with on-line monitoring with a dedicated in-beam positron-emission-tomography scanner measuring the irradiation induced activity.

Summary

The entire workflow of beam characterization and dosimetric calibration, image-guided planning and delivery steered by the SIRMIO dedicated beam monitor system has been successfully demonstrated. Future work will aim at further automation/acceleration of the workflow to support experimental studies and pre-clinical research which can benefit from the unique abilities of the developed system.

Acknowledgement

This project is supported by the European Research Council (grant agreement 725539), along with EU projects 730983 (INSPIRE) and 101008548 (HITRIplus) for transnational access. We also acknowledge support from DFG (grant agreements 299102935, 372393016, 455550444), and thank the broad network of collaborators, particularly the DCPT team, E. Traneus and R. Nilsson from RaySearch Laboratories AB, C. Granja and C. Oancea from Advacam, F. Becker from Vacuumschmelze GmbH, H. Kang and T. Yamaya from QST (NIRS), A. Zoglauer from University of California at Berkeley and J. Gordon from Pyramid Technical Consultants.

References

- [1] Parodi, K et al, Towards a novel small animal proton irradiation platform: the SIRMIO project, Acta Oncol 58 (2019) 1470
- [2] Lascaud, J et al, Fabrication and characterization of a multimodal 3D printed mouse phantom for ionoacoustic quality assurance in image-guided pre-clinical proton radiation research, Phys Med Biol 67 (2022) 205001

AS01.04 In-silico study on the feasibility of 2D ionoacoustic-based dose reconstruction with contrast agents and possible application at synchrotron facilities

M. Gerlej¹, D. Selzner¹, M. Nitta¹, P. K. Dash¹, G. Liubchenko¹, J. Maas², K. Lauber^{2,3}, K. Parodi^{1,3}, J. Lascaud¹

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Department of Medical Physics, Garching b. München, Deutschland

²University Hospital, LMU Munich, Department of Radiation Oncology, München, Deutschland

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

Introduction

Ionoacoustics (IA) is a developing field of research in dose reconstruction and range verification in ion beam therapy. The localized energy deposited in the Bragg Peak (BP) in a short time induces acoustic waves. At clinical energies, the efficient emission of the weak acoustic waves in the 10-100 kHz frequency range is achieved with single μ s-pulses. Hence, synchrotron facilities offer ideal conditions for IA, whereas the method is a priori not possible for long ion bursts (e.g. synchrotron accelerators). The microstructure induced by the synchrotron acceleration process still enables the generation of MHz-modulated continuous IA (CIA) signals. However, their intensity is orders of magnitude lower than for pulsed beams. Usual time-based IA reconstruction methods proposed for pulsed beams are also not suitable for dose assessment from CIA. This work investigates in-silico the feasibility of CIA dose reconstruction and possible enhancement using contrast agents (CA) in the context of a small animal proton irradiator development (SIRMIO) [1].

Materials & Methods

CIA and contrast-enhanced emissions using low concentrations of nanomaterials (e.g., up to 5 wt.% of gold, platinum, and graphene) were assessed in simple water phantoms and a real mouse. The doses of 25 MeV proton beams were calculated using FLUKA Monte Carlo code and converted to pressure accounting for the medium-specific properties. The IA signals produced by a delta-spike proton pulse were simulated with the k-wave toolbox. CIA were obtained by convolving the ideal signals with a realistic bunch structure [2] in post-processing. The initial pressures were reconstructed in 2D using a one-step FFT algorithm assuming a constant speed of sound. The method was applied to ideal IA emissions and simulated CIA. For the latter, additional filtering of the frequency spectrum was implemented to retrieve signals similar to the delta-spike pulse case.

Results

A similar accuracy of about 3% was obtained on the BP localization in the water phantom for either ideal IA or CIA. In the mouse, the accuracy reduces to 13 and 24% (IA and CIA, respectively), mostly due to inaccurate knowledge of the *in vivo* speed of sound distribution. High-density nanomaterials increase the signal amplitude by up to 100% for the used concentrations and enhance the target boundary imaging. Methods for accurate relative localization of the BP taking advantage of CA are being studied.

Conclusion

Dedicated reconstruction algorithm including spectrum filtering may enable CIA-based range verification at synchrotron centers. The impact of the CA type on the reconstruction and localization accuracy remains to be investigated. Further study will assess scintillator-based CA to induce additional photoacoustic effect.

Acknowledgment: support from the ERC (SIRMIO, Grant No. 725 539) and BMBF Excellence Strategy.

Literature

[1] K Parodi *et al.* 2019 Act. Onco. 58(10), 1470-1475.

[2] J Lascaud *et al.* 2021 Sci. Rep. 11 1–15

AS01.05 Fast neutron detection in proton beam therapy using SciFi detectors

M. Lau¹, K. Kröninger¹, A. J. Landmann¹, J. Schluß¹, H. Stevens¹, J. Weingarten¹, D. Wiedner¹

¹Technische Universität Dortmund, Dortmund, Deutschland

Introduction

Proton beam therapy is a rapidly growing field in radiation therapy due to the precise dose deposition within the patient. There are however many factors that contribute to range uncertainties of the proton beams. A simulation study showed the feasibility of tracking fast secondary neutrons emitted along the beam during irradiation to determine the penetration depth [1]. Fast neutrons undergo less scattering in material, hence their trajectories can be tracked for a more precise reconstruction.

Due to the difficulty of fast neutron detection, the potential use of a scintillating fibre detector from the LHCb upgrade is investigated to track fast neutrons in a clinical environment.

Material & Methods

Measurements with an organic scintillator which is modified for clinical applications are performed by irradiating a water phantom at a proton beam centre. To optimize the measurements with the SciFi detector, simulations are also conducted using GEANT4 to firstly construct an algorithm to determine a range landmark (RL) that correlates to the depth of the initial proton beam. Secondly, the simulation results will act as a ground truth with which the measurements can be compared.

Results

Thus far the neutron flux on the side of a water phantom was investigated, which verified, that the fast neutrons have a more forward biased trajectory. Furthermore, there is a higher amount of fast neutrons compared to thermal and intermediate neutrons on the side of the phantom. When investigating the neutron flux of the entire neutron emission spectrum, the distribution of fast neutrons is still clearly visible. Additionally, the positions where the neutrons are generated within the phantom have been tracked. This distribution will act as a ground truth for the measurements.

Summary

An operational SciFi detector is modified to track secondary neutrons from a proton beam, since a simulation study showed the feasibility of thereby determining the proton range. Simulations are also being conducted to evaluate the measurements at the proton beam centre.

Literature

[1] Ytre-Hauge KS, Skjerdal K, Mattingly J, Meric I. A Monte Carlo feasibility study for neutron based real-time range verification in proton therapy. Sci Rep. 2019 Feb 14;9(1):2011. doi: 10.1038/s41598-019-38611-w. Erratum in: Sci Rep. 2019 Oct 9;9(1):14773. PMID: 30765808; PMCID: PMC6376014.

AS01.06 Multicentric characterization of organ-based tube current modulation in head computed tomography: A dosimetric and image quality study using a scintillating fiber optic detector

S. Pondard¹, C. Desport², M. Munier^{1,3,4}, N. Kien², C. Popotte^{1,3}, R. Moreno^{2,5,6}

¹Fibermetrix, Entzheim, Frankreich

²Alara Expertise, Entzheim, Frankreich

³INSERM Unité U1296 Radiations: Défense, Santé Environnement, Lyon, Frankreich

⁴Alara Group, Entzheim, Frankreich

⁵Institute of Metabolic and Cardiovascular diseases of Toulouse (I2MC) - UMR1297, University of Toulouse, Toulouse, Frankreich

⁶CHU Toulouse, Toulouse, Frankreich

Introduction

Multislice CT is responsible of the main part of the effective collective dose. In this way, manufacturers implemented tools to reduce patient exposure and particularly to reduce the radiosensitive organ exposition. The purpose of this study was to evaluate the efficiency of organ-based tube current modulation (OBTCM) in head CT for different radiology services and manufacturers using a scintillating fiber optic detector.

Materials and methods

Five CT scanners from four radiology services were evaluated in this study: a Siemens Somatom Go Top, a GE Revolution CT, a GE Revolution Maxima, a Canon Aquilion Genesis, and a Canon Aquilion Prime. All scans were performed using a standard head protocol to compare the five CT scanners, and the routine head protocol used on each CT scanner. A scintillating fiber optic detector was placed directly on the gantry to measure the dose reduction rate at 16 angles. Image quality was quantified on a 16-cm CT dose index (CTDI) phantom by measuring the signal-to-noise ratio (SNR) and the standard deviation of the Hounsfield units (HU) of circular regions of interest placed in peripheral regions of the phantom. The NPS (Noise Power Spectrum) was also measured. Values measured were compared on images with and without OBTCM. A statistical analysis was performed using a Wilcoxon signed rank test to evaluate the significance of the differences of the SNR and the standard deviation.

Results

Using the standard protocol, the dose on the anterior part of the patient's body was reduced by 73.7%, 26.4%, 30.8%, 40.0%, and 10.9% respectively for Siemens Somatom Go Top, GE Revolution CT, GE Revolution Maxima, Canon Aquilion Genesis, and Canon Aquilion Prime using OBTCM. Using the routine protocol, the dose reduction rates measured with OBTCM on the anterior part of the patient were up to 73.8%, 31.8%, 21.0%, 58.0%, and 37.2% respectively in Siemens Somatom Go Top, GE Revolution CT, GE Revolution Maxima, Canon Aquilion Genesis, and Canon Aquilion Prime. The dose on the posterior part was unchanged in GE Healthcare and Canon Medical System CT scanners. On the contrary, the dose to the posterior part was increased up to 38.9% and 39.1% in Siemens Somatom Go Top respectively using the standard protocol and the routine protocol. Image noise represented by standard deviation increased between 2.4 and 10.4% depending on the CT scanner and the ROIs studied. This corresponds to a maximum increase of 0.5 HU. In the same way, the SNR decreased between 2.6 and 9.6% which represents a maximum increase of 2.5 HU. These differences are statistically significant (p -value < 0.05). The study of the NPS shown that the noise texture is unaltered.

Conclusion

OBTCM reduces the dose to the anterior part of patients. In this way, OBTCM reduces the dose to the radiosensitive anterior organs such as the eye lens, thyroid, and breast without reducing substantially image quality.



I N T R O D U C I N G H Y P E R S I G H T ™

A REVOLUTION IN RESOLUTION

An epic advancement in
image quality, precision, and speed.

**The next generation of in-treatment-room imaging:
now available for Halcyon® radiotherapy system and Ethos™ therapy.**

Experience HyperSight at varian.com/hypersight

FS01.02 Dosiseffizienz von CT-Systemen: Ein automatisiertes Verfahren zur Bewertung von Dosis und Bildqualität

M. Göppel¹, M. Anton², H. de las Heras Gala¹, A. Giussani¹, S. Trinkl¹, P. Kunert¹, D. Racine³, G. Brix¹

¹Bundesamt für Strahlenschutz, Medizinischer und beruflicher Strahlenschutz, Oberschleißheim, Deutschland

²Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), AG 6.24 "Medizinische Bildgebung", Braunschweig, Deutschland

³Institut de Radiophysique, Lausanne, Schweiz

Einleitung

Gemäß Strahlenschutzgesetz ist zu gewährleisten, dass die erforderliche Bildqualität mit möglichst geringer Strahlenexposition erreicht wird. Umsetzung findet diese Vorgabe in einer kontinuierlichen Optimierung röntgendiagnostischer Strahlenanwendungen. Für die Computertomographie (CT) stand bislang noch kein objektives und allgemein akzeptiertes Verfahren zur Ermittlung der Dosiseffizienz der Geräte, d.h. des Dosisbedarfes unter Berücksichtigung der Bildqualität, zur Verfügung. Aktuelle wissenschaftliche Entwicklungen haben nun jedoch die methodischen Grundlagen geschaffen, ein Verfahren zur Bestimmung der Dosiseffizienz in der CT zu etablieren.

Material & Methoden

Das BfS hat hierzu in Kooperation mit der PTB eine Software entwickelt, die eine objektive Kenngröße zur Bewertung verschiedener CT-Systeme und Rekonstruktionsalgorithmen liefert [1]. Diese Software basiert auf dem Einsatz eines modellbasierten Beobachters [2], um die Detektierbarkeit relevanter Niedrig-Kontrast-Strukturen zu bestimmen. Hierfür wurden Phantome mit entsprechenden Einsätzen unter Verwendung eines repräsentativen Abdomen-Protokolls gescannt und die daraus resultierenden Bilder mit der entwickelten Software analysiert. Der Dosiseffizienzindex $\langle d' \rangle_w$ wurde aus der Detektierbarkeit d' abgeleitet [1]. Die Methode wurde an verschiedenen CT-Systemen mit jeweils drei Exemplaren von zwei Phantomtypen getestet (CCT189 und CCT191; The Phantom Lab, Salem, NY, USA). Die Reproduzierbarkeit der Methode sowie die Robustheit gegenüber verschiedenen Einflussfaktoren wurden untersucht.

Ergebnisse

Die Reproduzierbarkeit der Methode, die mittels Wiederholungsmessungen am gleichen Gerät bestimmt wurde, liegt innerhalb von 5 %. Die Abweichungen zwischen den Phantomexemplaren für $\langle d' \rangle_w$ betragen bis zu 30 % für CCT189 bzw. bis zu 24 % für CCT191. Diese Unterschiede lassen sich zum Teil auf unterschiedliche Materialeigenschaften der Phantomeinsätze zurückführen, die von dem vom Hersteller angegebenen Nennwert abweichen. Durch einen eigens dafür eingeführten Korrekturfaktor konnten die Abweichungen für $\langle d' \rangle_w$ auf weniger als 8 % für CCT189 bzw. weniger als 7 % für CCT191 reduziert werden.

Zusammenfassung

Die vorgeschlagene Kenngröße [1] ist zusammen mit dem Scanprotokoll für Vergleiche von CT-Systemen und Rekonstruktionsalgorithmen und somit zur Bestimmung derer Dosiseffizienz geeignet. Die Untersuchung der Phantomexemplare zeigte deutliche Unterschiede, die mit einer Korrektur jedoch deutlich reduziert werden können und die Methode damit weitgehend unabhängig vom verwendeten Exemplar machen.

Literatur

1. Göppel, M., et al., *Dose-efficiency quantification of computed tomography systems using a model-observer*. Med Phys, 2023. in press.
2. Barrett, H.H., et al., *Task-based measures of image quality and their relation to radiation dose and patient risk*. Phys Med Biol, 2015. **60**(2): p. R1-75.

FS01.03 Bildqualitätsbewertung in der Mammographie: Vorhersage von Kontrast-Detail-Kurven mittels neuronaler Netze

J. Faller¹, N. Amanova¹, R. van Engen², J. Martin¹, C. Elster¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Datenanalyse und Messunsicherheit, Berlin, Deutschland

²LRCB Dutch Expert Centre for Screening, Nijmegen, Niederlande

Einleitung

Eine Methode zur Bewertung der Bildqualität eines Mammographiegerätes ist die Schätzung einer Kontrast-Detail-Kurve (CDC) basierend auf Aufnahmen eines technischen Phantoms. In diesem Vortrag wird gezeigt, dass auf synthetischen Daten trainierte neuronale Netze (NNe) in der Lage sind, CDCs für Phantomaufnahmen verschiedener realer Mammographiegeräte zu prognostizieren.

Material & Methoden

Zunächst erstellen wir einen synthetischen Datensatz zum Trainieren der NNe. Dazu werden mittels einer Software synthetische Aufnahmen eines technischen Phantoms generiert. Schließlich werden zu diesen synthetisch generierten Aufnahmen mit der CDMAM Analyser Software CDCs geschätzt. Dieser so erzeugte synthetische Datensatz wird zum Training der NNe verwendet. Anschließend wird die Vorhersagequalität der trainierten NNe an Phantomaufnahmen realer Mammographiegeräte getestet. Dazu werden die geschätzten CDCs der NNe mit den CDCs der CDMAM Analyser Software verglichen. Eine starke Übereinstimmung beider CDCs wird als eine gute Vorhersage der NNe gewertet.

Ergebnisse

Unsere Ergebnisse zeigen, dass NNe potenziell zur Bewertung der Bildqualität in der Mammographie eingesetzt werden könnten. Sowohl hinsichtlich verschiedener Netzwerkarchitekturen als auch Bildverarbeitungsmethoden können NNe für unterschiedliche Mammographiegeräte CDCs schätzen.

Zusammenfassung

NNe sind in der Lage, CDCs von technischen Phantomen zu bestimmen. Aufgrund unserer Ergebnisse und der vielseitigen Anwendbarkeit und Flexibilität NNe besteht die Möglichkeit, dass diese prospektiv für alternative Phantome verwendet werden könnten, für die es bisher keine automatisierte Bildqualitätsbewertungsverfahren gibt.

FS01.04 Qualitätsbewertung nachbearbeiteter Bilder in der Mammographie

F. Mauter^{1,2}, M. Reginatto¹, U. Mäder³, S. Schopphoven⁴, R. van Engen⁵, I. Sechopoulos^{2,5,6}, M. Anton¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Ionisierende Strahlung, Braunschweig, Deutschland

²Radboud University Medical Center, Medical Imaging, Nijmegen, Niederlande

³Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Life Science Engineering, Gießen, Deutschland

⁴Referenzzentrum Mammographie Südwest, Gießen, Deutschland

⁵LRCB, Nijmegen, Niederlande

⁶University of Twente, Multi-Modality Medical Imaging, Enschede, Niederlande

Einleitung

Für bildgebende Verfahren mit ionisierender Strahlung fordert das Strahlenschutzgesetz eine Optimierung der Bildqualität (BQ) bezogen auf die Dosis [1]. Etablierte Verfahren zur BQ-Bestimmung setzen ein nichtlineares, verschiebungsinvariantes System voraus, welches bei nachbearbeiteten Mammogrammen nicht gegeben ist.

Material & Methoden

Zur Lösung dieses Problems verfolgt die PTB zwei komplementäre Ansätze: Zum einen werden neue Bildqualitätsparameter entwickelt, die aus diagnostischen Aufnahmen bestimmt werden können. Neben einem publizierten Ansatz zur nichtparametrischen Charakterisierung des Rauschens [2] werden derzeit Parameter zur Quantifizierung des Kontrastes entwickelt. Zum anderen soll die Niedrigkontrast-Auflösung mit Hilfe von *model observern* bestimmt werden. Analog zur publizierten Arbeit zu unbearbeiteten Aufnahmen technischer Phantome [3] soll ein *convolutional neural network* für die Klassifizierungsaufgabe „Läsion vorhanden / nicht vorhanden“ verwendet werden. Die größte Herausforderung ist dabei die in Entwicklung befindliche Simulationssoftware, die anatomisch realistische, nachbearbeitete Mammogramme erzeugt, die wiederum als Trainingsdaten verwendet werden sollen.

Ergebnisse

Die Simulationssoftware erzeugt ein Primärbild mittels *ray-tracing*. Auflösung, Rauschen und Streuung werden anschließend gerätespezifisch angepasst [4]. Die Streuteile werden durch ein *U-net* simuliert, das auf Monte Carlo (MC) Simulationen homogener Phantome trainiert wurde [5], wodurch ein Zeitersparnis von 90% gegenüber der reinen MC-Simulation erreicht wird. Die Bildnachbearbeitung soll ebenfalls durch ein neuronales Netz erfolgen (Abb. 1).

Ein neuer Parameter d misst den relativen Abstand der Grauwerte im gegebenen Intervall. Damit kann z.B. orts aufgelöst die Kontrastverbesserung durch die Nachbearbeitung quantifiziert werden (Abb. 2). Wie bereits der Rauschparameter t kann auch d zur Charakterisierung der Eigenschaften sowohl simulierter als auch realer, nachbearbeiteter Bilder eingesetzt werden.

Zusammenfassung

Eine komplexe Simulationssoftware wird die Datenbasis für die Bestimmung der Niedrigkontrast-Auflösung über *model observer* und Neuronale Netze liefern. Neu entwickelte Parameter zur Quantifizierung von Rauschen und Kontrast können sowohl für die Charakterisierung der Simulationen als auch für reale diagnostische Aufnahmen verwendet werden.

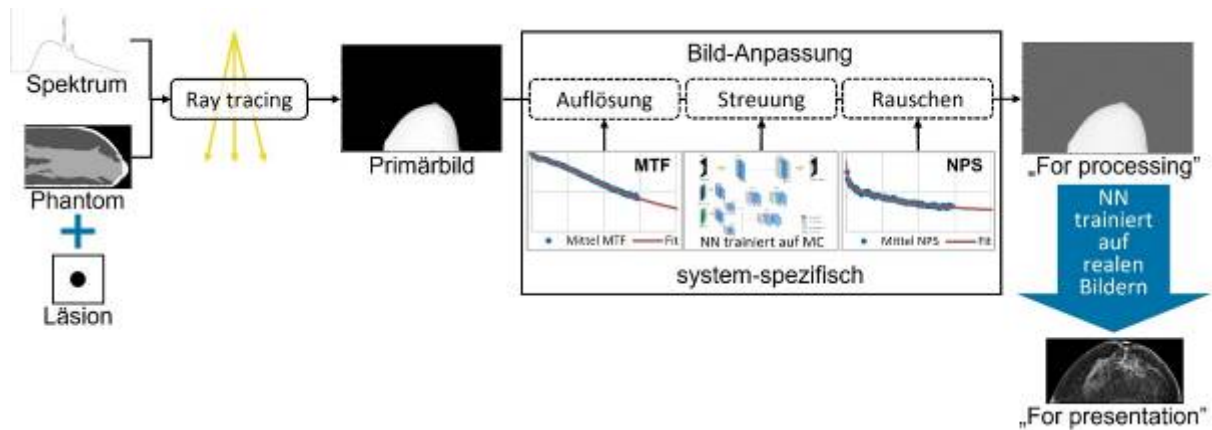


Abb.1: Schematische Darstellung des Simulationsprogrammes

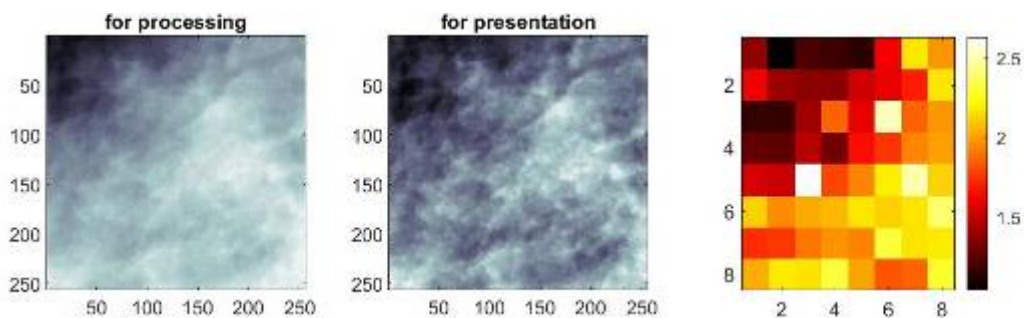


Abb.2: Links: Bildausschnitt (256 x 256 px) for processing; Mitte: for presentation; Rechts: relative lokale Kontrasterhöhung. Die Block-Größe für die Quantifizierung ist 32 x 32 px.

Literatur

- [1] Richtlinie 2013/59/Euratom der Europäischen Union
- [2] Anton et al., PMB 68(4), 2023, doi: 10.1088/1361-6560/acb485
- [3] Kretz et al., IEEE Trans. Biomed. Eng. 67(12), 2020, doi: 10.1109/TBME.2020.2983539
- [4] R Saunders, Med. Phys. 30(11), 2003, doi: 10.1118/1.1621870
- [5] Pinto et al., Med. Phys. (pre-print), 2023, doi: 10.1002/mp.16589

FS01.05 Nicht-Referenzverfahren zur Bestimmung der Bildqualität klinischer CT-Bilder

A. Neißner¹, M. Fiebich^{1,2}, U. Mäder¹

¹Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

²Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

“No-reference“-Verfahren erlauben eine Bildqualitätsanalyse ohne Vergleichsbild höherer Qualität. Sie nutzen statistische Modelle hochqualitativer Bilder anstelle eines Referenzbildes. Diese Verfahren wurden bisher auf natürliche [1] und Röntgenbilder [2] angewendet. In dieser Arbeit sollen sie auf computertomographische Bilder angewendet und geprüft werden.

Material & Methoden

Durch Subtraktion lokaler Mittelwerte und einer folgenden Normalisierung kann ein Bild mit lokal normalisierten Leuchtdichten erzeugt werden (siehe Abb. 1):

$$\hat{I} = \frac{I(t, f) - \mu(t, f)}{\sigma(t, f)} \quad (1)$$

$i \in 1, 2, \dots, M, j \in 1, 2, \dots, N$ sind räumliche Indizes, I das Originalbild und \hat{I} das normierte Bild,

$$\mu(t, f) = \sum_{k=-K}^K \sum_{l=-L}^L \omega_{k,l} I_{k,l}(t, f) \quad (2)$$

$$\sigma(t, f) = \sqrt{\sum_{k=-K}^K \sum_{l=-L}^L \omega_{k,l} (I_{k,l}(t, f) - \mu(t, f))^2} \quad (3)$$

Mit $\omega = \{\omega_{k,l} | k = -K, \dots, K, l = -L, \dots, L\}$ einer 2D kreissymmetrische gauss'sche Wichtungsfunktion.

Durch die Normalisierung kann das Histogramm des Bildes durch eine generalisierte Gaussverteilung (GGV) angenähert werden:

$$f(x; \alpha, \sigma^2) = \frac{\alpha}{2\beta\Gamma(1/\alpha)} \exp\left(-\left(\frac{|x|}{\beta}\right)^\alpha\right) \quad (4)$$

α beschreibt die Form, σ^2 die Varianz der GGV und β ein Skalierungsfaktor der die Breite der Verteilung definiert,

$$\beta = \sigma \sqrt{\frac{\Gamma(1/\alpha)}{\Gamma(3/\alpha)}} \quad (5)$$

mit $\Gamma(\cdot)$ der Gammafunktion.

Hypothese

Die Histogramme der normalisierten CT-Bilder und die angenäherte generalisierte Gaussverteilung (GGV) unterliegen Einflüssen von Bildrauschen (größere Varianz) und Unschärfe (zunehmende Korrelation), in ähnlicher Weise wie natürliche Bilder.

Zur Prüfung dieser Hypothese wurden CT-Schnittbilder eines anthropomorphen Lungenphantoms in 7 verschiedenen CTDIvol-Stufen (0,8 mGy - 29,9 mGy) aufgenommen. Zur Simulation von Unschärfe wurden die Bilder mit einer Gaussfilterung bearbeitet. Der dadurch entstehende Verlust an Bildqualität wurde mittels der angegebenen Methodik statistisch geprüft, wobei die GGV zur Bilddosis, Rauschamplitude und Unschärfe korreliert wurden.

Ergebnisse

Bildqualitätsbeeinflussende Effekte spiegeln sich im Histogramm der normalisierten CT-Schnittbilder und den GGV-Parametern wider, ähnlich wie bei Fotografie und Röntgenanwendungen. Niedrige Bilddosen zeigen eine größere Varianz im Histogramm, während geglättete Bilder eine zunehmende Korrelation und einen laplaceartigen Verlauf aufweisen (siehe Abb. 2).

Zusammenfassung

Die statistischen Grundlagen der "No-reference"-Verfahren sind plausibel auf klinische CT-Bilder anwendbar und bieten Potenzial für die rechnergestützte Bildqualitätsanalyse.

Anlage 1

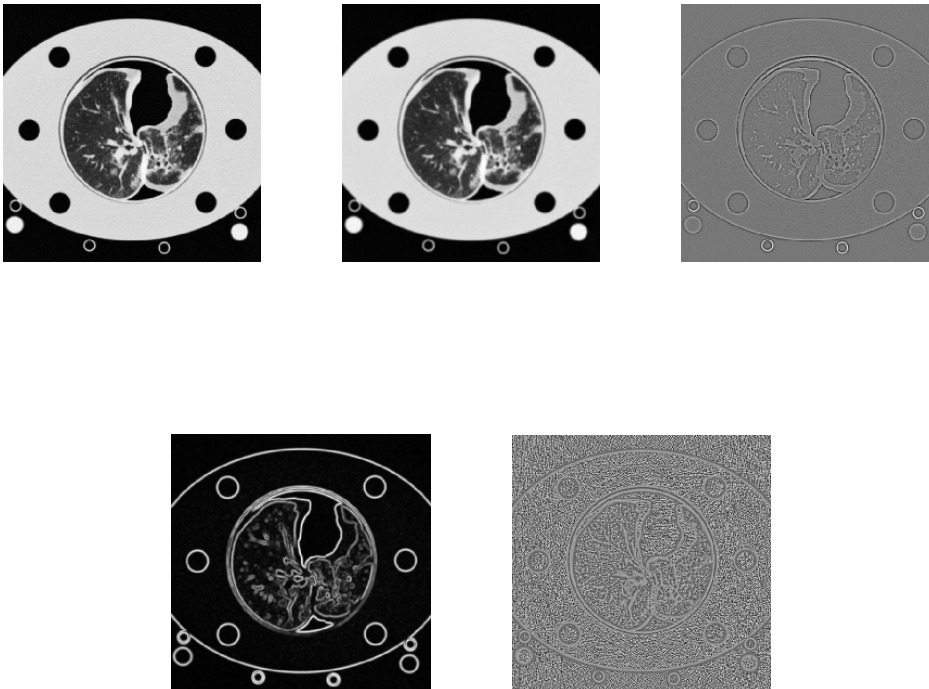


Abb. 1: CT-Bilder des Lungenphantoms in den Normalisierungsschritten. Oben von links nach rechts: I , μ und I -mu. Unten: σ und \hat{I}

Anlage 2

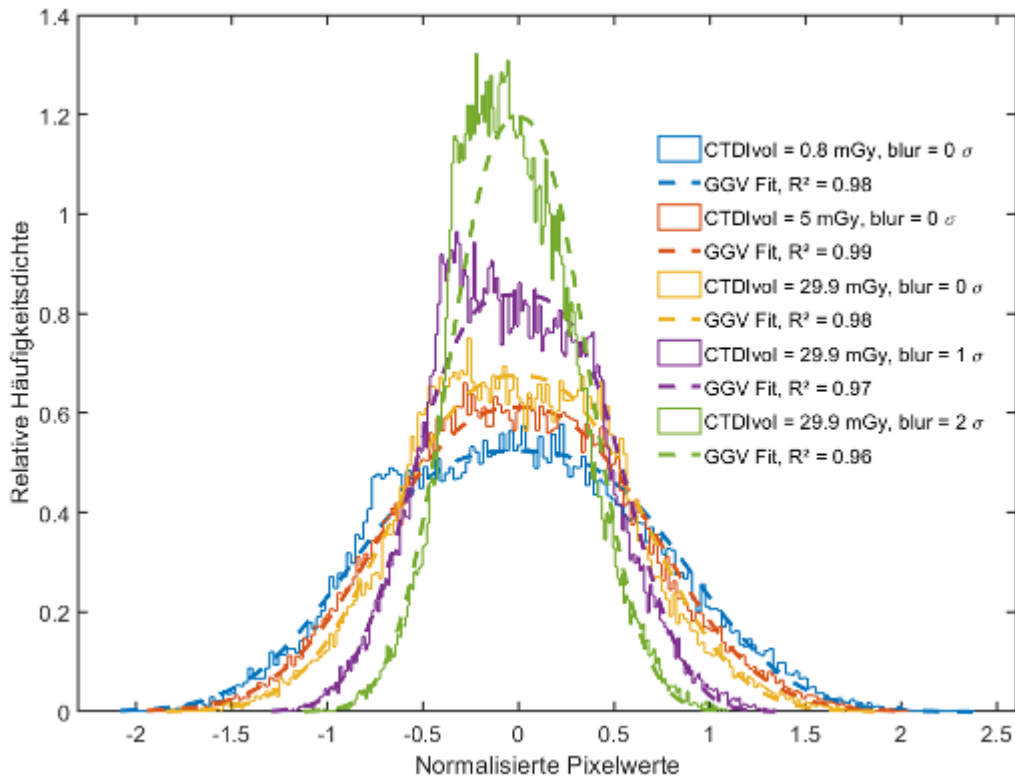


Abb. 2: Histogramme normalisierter CT-Schnittbilder des anthropomorphen Lungenphantoms. 3 Dosisstufen und Unschärfegrade.

Literatur

- [1] A. Mittal et al. No-reference image quality assessment in the spatial domain. IEEE Transactions on Image Processing. Dezember 2012, S. 4695-4708
- [2] Praful Gupta et al. Predicting Detection Performance on Security X-Ray Images as a Function of Image Quality. IEEE Transactions On Image Processing, Vol. 28, NO. 7, Juli 2019, S. 3328-3342.

FS01.06 Invarianzen neuronaler Netze am Beispiel der CT-Rauschreduktion

E. Eulig¹, B. Ommer², M. Kachelrieß¹

¹Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

²Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), München, Deutschland

Einleitung

Deep Learning-basierte Methoden werden vermehrt für diverse Bereiche der medizinischen Bildgebung eingesetzt, wie bspw. Rauschreduktion oder Streustrahlschätzung [1, 2]. Zwar sind die Ergebnisse dieser Methoden denen nicht datengestützter häufig überlegen, es mangelt aber an Interpretierbarkeit aufgrund des „Black-Box“-Charakters der Netze. Dies ist insbesondere bei generativen Modellen wie Variational Autoencodern (VAEs) [3] und Generative Adversarial Networks (GANs) [4] der Fall, welche durch realistische Bilder ein falsches Vertrauen erwecken können. Wir wollen anhand des Beispiels eines Rauschreduktionsalgorithmus aufzeigen, wie derartige Invarianzen eines beliebigen gegebenen Rauschreduktionsnetzes gefunden und visualisiert werden können.

Material & Methoden

Deep Learning-basierte Methoden zur Rauschreduktion von CT-Bildern lernen eine Funktion f_{θ} von Niedrigdosisbildern x zu Referenzdosisbildern y mittels $\operatorname{argmin}_{\theta} \|f_{\theta}(x) - y\|$. Eine solche Abbildung ist in aller Regel nicht eindeutig (ein Referenzdosisbild kann z.B. durch viele Niedrigdosisbilder unterschiedlicher Rauschrealisierung erzeugt werden). Netze haben daher Invarianzen, sie lernen bestimmte Eigenschaften der Niedrigdosisbilder zu ignorieren. In dieser Arbeit entwickeln wir eine Methode zum Rekonstruieren dieser Invarianzen mithilfe eines VAEs und invertierbaren neuronalen Netzes. Wir trainieren den VAE $D \circ E$, eine komprimierte Repräsentation $\bar{x} = E(x)$ der Niedrigdosisbilder zu lernen. Wir lernen dann welche Informationen in \bar{x} auch in $f_{\theta}(x)$ enthalten sind und welche nicht (die Invarianzen v) mithilfe eines invertierbaren neuronalen Netzes $t: v = t(\bar{x}, f_{\theta}(x))$. Während der Inferenz können wir für ein gegebenes x zufällige Invarianzen v ziehen und diese rekonstruieren, indem wir zunächst t^{-1} und dann den vortrainierten Decoder D des VAE anwenden: $\tilde{x} = D(t^{-1}(v, f_{\theta}(x)))$.

Ergebnisse

Wir analysierten die so rekonstruierten Invarianzen von Rauschreduktionsnetzen und fanden zwei Arten von Invarianzen: Gegenüber nicht-anatomischen Eigenschaften der Niedrigdosisbilder (z.B. die exakte Rauschrealisierung) und gegenüber anatomischen (z.B. hochfrequente Knochenstrukturen). In Abb. 1 zeigen wir Invarianzen \tilde{x}_i eines GAN-basierten Netzes zur Rauschreduzierung [1].

Zusammenfassung

Mithilfe der hier vorgestellten Methode können die Invarianzen von neuronalen Netzen für die Medizinische Bildgebung rekonstruiert werden. Während wir hier die Invarianzen von Rauschreduktionsnetzen untersuchen, ist die Methode agnostisch gegenüber der Netzarchitektur und anwendbar auf viele weitere Probleme und Modalitäten der medizinischen Bildgebung.

Literatur

- [1] Q. Yang et al., “Low-Dose CT Image Denoising Using a Generative Adversarial Network With Wasserstein Distance and Perceptual Loss,” IEEE TMI, 2018.
- [2] J. Maier, et al., “Real-time estimation of patient-specific dose distributions for medical CT using the deep dose estimation,” Med Phys, 2022.
- [3] D. P. Kingma and M. Welling, “Auto-Encoding Variational Bayes,” in ICLR, 2014.
- [4] I. Goodfellow et al., “Generative Adversarial Nets,” in NeurIPS, 2014.

Anhang

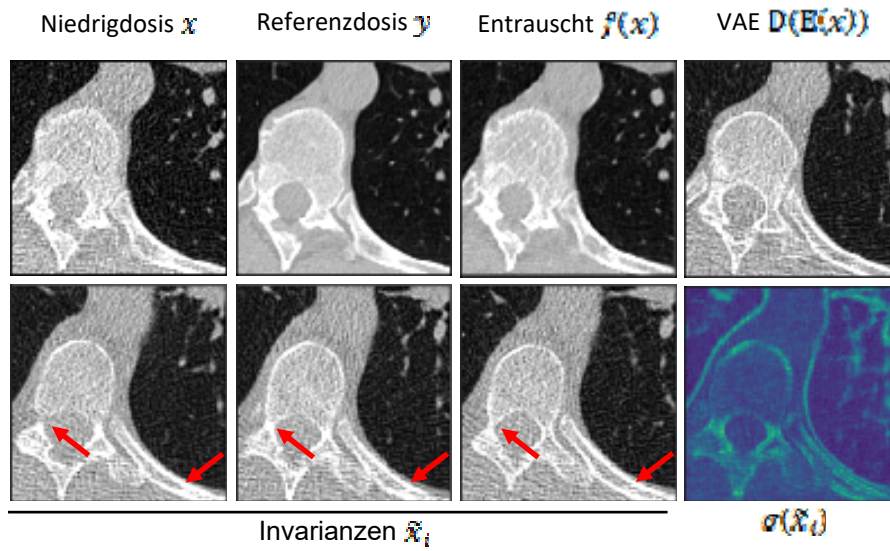


Abbildung 3: Rekonstruierte Invarianzen eines Rauschreduzierungsnetzes [1]. Rote Pfeile zeigen auf anatomische Invarianzen.

Hope for everyone
dealing with cancer.



Experience the freedom of the most comprehensive radiation therapy ecosystem from Elekta—adaptive, precise and personalized for you, your patients and your practice.

We don't just build technology, **we build hope**



elekta.com

AS02.01 Protonendosimetrie im Magnetfeld mit einer plan-parallelen Ionisationskammer: Bestimmung von Korrekturfaktoren

K. S. Baumann^{1,2,3}, B. Gebauer^{4,5}, D. Georg⁶, H. Fuchs⁶, B. Oborn^{4,7,8}, H. K. Looe⁹, A. Lühr¹⁰

¹Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

²University of Applied Sciences, Institute of Medical Physics and Radiation Protection, Gießen, Deutschland

³Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁴Faculty of Medicine and University Hospital Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, OncoRay – National Center for Radiation Research in Oncology, Dresden, Deutschland

⁵Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institute of Radiooncology-OncoRay, Dresden, Deutschland

⁶Medical University of Vienna, Department of Radiation Oncology, Wien, Österreich

⁷University of Wollongong, Centre for Medical Radiation Physics (CMRP), Wollongong, Australien

⁸Illawarra Cancer Care Centre (ICCC), Wollongong, Australien

⁹Pius-Hospital der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Oldenburg, Deutschland

¹⁰TU Dortmund University, Department of Physics, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Die Integration der Magnetresonanztomographie (MR) in die Protonentherapie bietet das Potenzial die Genauigkeit der Strahlenapplikation deutlich zu verbessern. Jedoch beeinflusst das Magnetfeld (MF) des MR die Dosimetrie mit luftgefüllten Ionisationskammern. Die magnetfeldabhängige Änderung des Ansprechvermögens von Ionisationskammern in der MR-integrierten Protonentherapie (MRiPT) wird durch den Korrekturfaktor $k_{\vec{B},M,Q}$ berücksichtigt. Dieser muss experimentell bestimmt oder über Monte-Carlo Simulationen (MC) berechnet werden. In der vorliegenden Studie wurde $k_{\vec{B},M,Q}$ für eine plan-parallele Advanced Markus Kammer (PTW, Deutschland) bei verschiedenen klinisch relevanten Protonenenergien und Magnetfeldstärken (MF) gemessen und simuliert.

Material & Methoden

Zur messtechnischen Bestimmung von $k_{\vec{B},M,Q}$ wurde eine Advanced Markus Kammer mit Protonen der Energien 103 MeV bis 252 MeV in einem Dipolmagneten bestrahlt, wobei die Magnetfeldstärke zwischen 0 T und 1 T variiert wurde. Durch das Verhältnis der Messanzeigen mit ($M_{\vec{B}}^{\vec{E}}$) und ohne (M_Q) MF, kann $k_{\vec{B},M,Q}$ hergeleitet werden:

$$k_{\vec{B},M,Q} = \frac{M_Q}{M_{\vec{B}}^{\vec{E}}} \quad (1)$$

Analog dazu wurde mit dem Monte Carlo-Toolkit TOPAS, basierend auf dem exakten Kammermodell, $k_{\vec{B},M,Q}$ bestimmt, indem das Verhältnis der in der Luftkavität deponierten Dosen mit ($D_{det}^{\vec{E}}$) und ohne (D_{det}) MF berechnet wurde:

$$k_{\vec{B},M,Q} = \frac{D_{det}}{D_{det}^{\vec{E}}} \quad (2)$$

Außerdem wurde der Einfluss des MF auf die Wasserenergiedosis am Messort mit MC untersucht, indem das Verhältnis $c_{\vec{B}}$ der Wasserenergiedosen mit ($D_W^{\vec{E}}$) und ohne (D_W) MF bestimmt wurde:

$$c_{\vec{B}} = \frac{D_W^{\vec{E}}}{D_W} \quad (3)$$

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Ergebnisse

Die Ionisationskammer zeigte für alle gemessenen Energien und MF-Stärken eine reduzierte Kammerantwort mit $k_{E,M,Q}$ -Werten größer 1 (Abb. 1). Die Werte für $k_{E,M,Q}$ nahmen in der Regel mit der Protonenenergie und der MF-Stärke zu. Für alle untersuchten Energien und MF-Stärken lag $k_{E,M,Q}$ zwischen 1.007 und 1.021. Die stärkste Abhängigkeit von der Protonenenergie wurde bei 1 T beobachtet. Die MC-simulierten $k_{E,M,Q}$ -Werte stimmten mit den experimentell ermittelten Korrekturfaktoren innerhalb ihrer Standardabweichungen überein (maximale Differenz 0,6 %). An der Messposition wich c_B um maximal 0,2% von 1 ab (Abb. 2).

Zusammenfassung

Korrekturfaktoren $k_{E,M,Q}$ einer Advanced Markus Kammer wurden für MF-Stärken zwischen 0 T und 1 T bei Protonenenergien zwischen 103 MeV und 252 MeV messtechnisch bestimmt und stimmten innerhalb einer Standardabweichung mit MC Berechnungen überein. $k_{E,M,Q}$ war für alle untersuchten Fälle größer als 1 mit Abweichungen bis 2%. Aufgrund der guten Übereinstimmung von Simulation und Messung können MC-Simulationen für verschiedene Kammermodelle, Protonenenergien und magnetischen Feldstärken genutzt werden, um dringend benötigte Daten zur Etablierung von Dosimetrieprotokollen für die MRIPT zu generieren.

Anhang 1

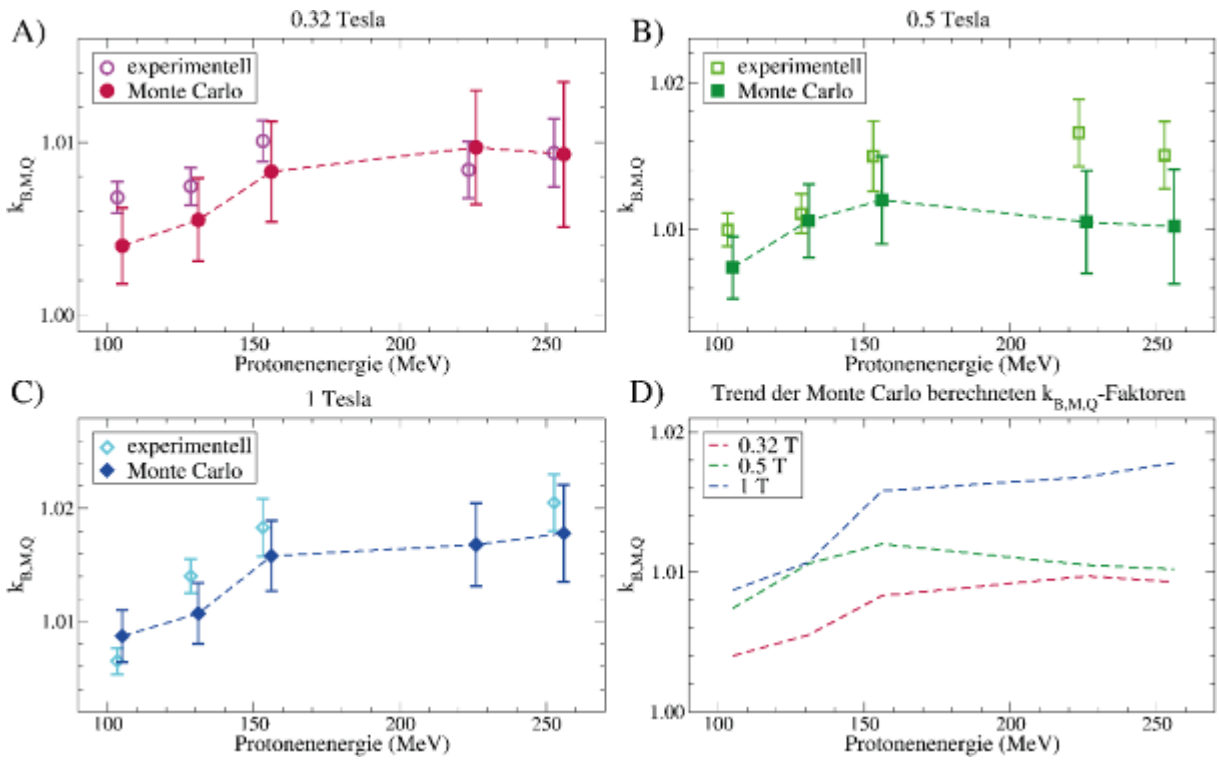


Abb.1: Experimentell bestimmte und mit MC berechnete Werte für $k_{B,M,Q}$ einer Advanced Markus Kammer in Abhängigkeit der Protonenenergie für verschiedene MF-Stärken (A-C) sowie der Trend der MC berechneten Werte (D).

Anhang 2

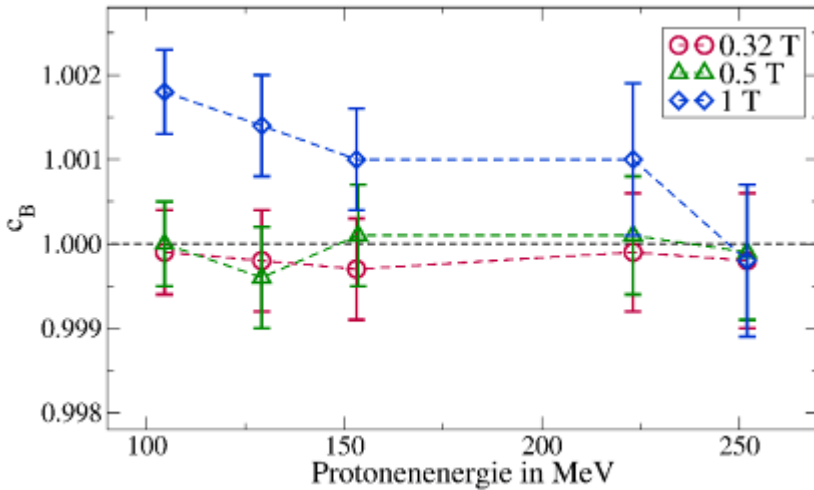


Abb. 2: Mit MC berechnete für C_B am Messort als Funktion der Protonenenergie für verschiedene MF-Stärken.

AS02.02 Zeitaufgelöste Dosisraten-Messung zur Bestimmung der Zeitfehler-Korrektion und zur Analyse des Generatorverhaltens bei zeitgesteuerten Röntgentherapiegeräten

C. Baum¹, M. Alraun¹, S. Mose¹

¹Schwarzwald-Baar Klinikum Villingen-Schwenningen GmbH, Klinik für Strahlentherapie, Villingen-Schwenningen, Deutschland

Einleitung

Im Bereich der Röntgentherapie werden Therapiegeräte verwendet, deren Bestrahlungsdauer T mit einer Uhr statt Monitorkammer kontrolliert wird. Durch das Ein- und Ausschaltverhalten und die Regelung der Röntgeneratoren sowie einen Zeitversatz beim Start der Uhr und des Röhrenstromes ergeben sich Abweichungen der Bestrahlungsdosis vom theoretischen Wert Dosisrate $\dot{D} \cdot T$. Bei der Bestrahlungsplanung werden sie durch eine Zeitfehler-Korrektion δ berücksichtigt. In dieser Arbeit wurde dieser Fehler anhand zeitaufgelöster Messungen der Dosisrate untersucht.

Material und Methoden

Der zeitliche Verlauf der Dosisrate \dot{D} wird wie folgt beschrieben: ansteigende $\dot{D}_{\text{ein}}(t)$ vom Start des Röhrenstromes ($t=0$) bis Erreichen des Stromsollwertes (t_{reg}), $\dot{D} = \text{const.}$ bis Ende der Bestrahlung t_{end} bei (geregeltem) konstanten Röhrenstrom. Danach fällt $\dot{D}_{\text{aus}}(t)$ mit dem Röhrenstrom auf 0 (t_{aus}).

Die Bestrahlungsdosis $D = \int_0^{t_{\text{aus}}} \dot{D}(t) dt$ wird berechnet aus $\dot{D} \cdot (t_{\text{end}} - t_{\text{reg}})$ und den Integralen $I_{\text{ein}} = \int_0^{t_{\text{reg}}} \dot{D}(t) dt$ und $I_{\text{aus}} = \int_{t_{\text{end}}}^{t_{\text{aus}}} \dot{D}(t) dt$. Den Zeitfehler erhält man aus $\delta = t_{\text{reg}} - (I_{\text{ein}} + I_{\text{aus}}) / \dot{D}$. Falls die Uhr vor dem Röhrenstrom startet, ist die Zeitdifferenz $(T - t_{\text{end}})$ noch zu addieren.

Die zeitaufgelösten Messungen wurden an einem T-200 Therapiegerät (WOMed, Bebig Medical GmbH, St. Gangloff) durchgeführt für Hartstrahl-Energien (siehe Tabelle1) mit dem Tubus 10x15cm (SSD 40cm). Gemessen wurde in 1,7cm Tiefe in PMMA mit einer 0.3cm³ starr-Kammer (PTW Freiburg) und einem Tandem-Elektrometer (PTW) gesteuert durch die PTW-Software BeamScan (Messprogramm Stationary Scans, Zeitauflösung 20ms, Version 4.4). Die Messdaten wurden aus der PTW-Software in eine Exceldatei kopiert und dort die entsprechenden Zeitpunkte und Dosisintegrale ermittelt.

Zusätzlich verfügt das T-200 über ein SPS-Modul zur Online-Abfrage und Speicherung von Geräteparameter-Werten (z.B. Röhrenstrom- und spannung, Uhr) (nur ohne Abfragezeitpunkte möglich).

Ergebnisse

Bei dem T-200 startet die Uhr ca. **0,1 – 0,2s** vor dem Röhrenstrom. Röhrenstrom & Dosisrate erreichen nach ca. 1s (20mA) bzw. 0,65s (13mA) ihr Maximum von ca. 102% (20mA) bzw. 105% (13mA) und den Bereich konstanter Dosisrate nach **1,4 – 1,8s**. Die Dosis I_{ein} ist dabei ca. 60-80% von $\dot{D} \cdot t_{\text{reg}}$. In den durchschnittlich 0,25s nach t_{end} entsteht eine Dosis I_{aus} bis 1,5mGy. Daraus entsteht ein Zeitfehler um **0,4 – 0,6s**. Im Regelungsbereich schwankt \dot{D} maximal um 0,006 **Gy/mtn** (Standardabweichung 0,001 **Gy/mtn**). Unterschiede in $(t_{\text{end}} - t_{\text{reg}})$ sind die Hauptursache für die Bestrahlungsdosis-Schwankungen.

Zusammenfassung

Die zeitaufgelöste Messung der Dosisrate ermöglicht eine quantitative Analyse des Regelverhaltens des Röntgentherapiegerätes. Die durchgeführten Messungen bestätigen das schnelle Regelverhalten des T-200 Gerätes und seine Stabilität der Dosisrate im Regelbereich.

Anhang 1:

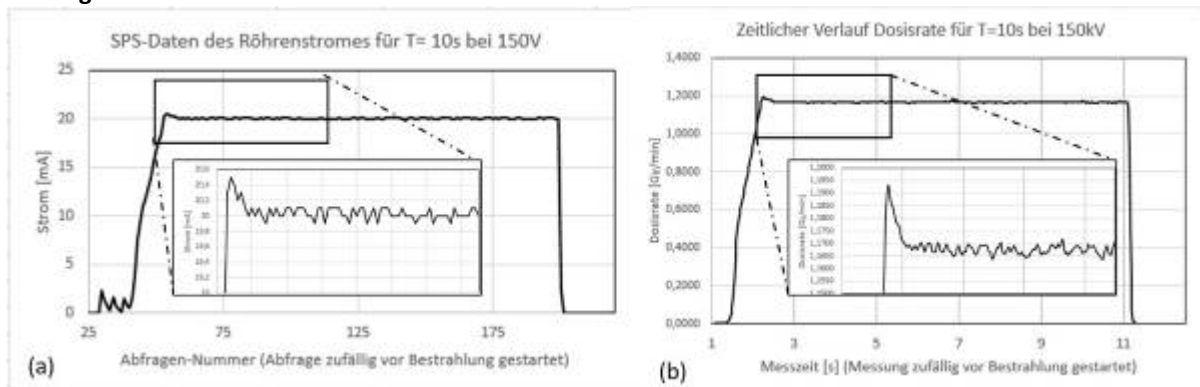


Abb.1: Verlauf von Röhrenstrom(a) und Dosisrate(b) bei 150kV

Anhang 2:

Spannung [kV]	Strom [mA]	Filter	t_{end} [s]	Dosisrate [Gy/min]	t_{reg} [s]	I_{in} [mGy]	I_{aus} [mGy]	δ [s]
100	20	4,0mm Al	9,89 (9,86-9,92)	0,880	1,43 (1,41-1,49)	13,7 (13,4-14,0)	0,7 (0,5-0,8)	0,56 (0,53-0,59)
120	20	0,2mm Cu	9,85 (9,82-9,92)	1,106	1,62 (1,60-1,64)	20,9 (20,7-21,2)	0,8 (0,6-1,0)	0,59 (0,53-0,63)
150	20	0,5mm Cu	9,82 (9,78-9,90)	1,165	1,81 (1,80-1,84)	25,7 (25,6-25,8)	0,8 (0,7-1,0)	0,62 (0,59-0,64)
200	13	0,5mm Cu	9,84 (9,80-9,90)	1,509	1,46 (1,44-1,50)	27,7 (27,4-28,0)	1,3 (1,1-1,4)	0,47 (0,44-0,49)
200	13	1,0mm Cu	9,80 (9,78-9,86)	1,004	1,54 (1,51-1,59)	20,2 (20,0-20,4)	0,8 (0,7-0,9)	0,48 (0,44-0,50)

Tab.1: Mittelwerte und Wertebereich (Min-Max) ermittelt aus je 6 zeitaufgelösten Messungen für $T = 10s$

AS02.03 Dosimetrische Charakterisierung eines ZAP-X Systems mittels Film und microSilicon Messungen

K. Saße¹, J. Harmsen², P. D. Klassen³, H. K. Looe¹, B. Poppe¹, D. Poppinga⁴

¹Medical Campus Pius Hospital, Carl von Ossietzky University, 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 abgeschlossenes System zur radiochirurgischen Bestrahlung des Kopfbereiches. Es verwendet einen Linearbeschleuniger mit einer Energie von 3 MV. Aufgrund zweier um 45° zueinander versetzten Gantryachsen lässt sich der Beschleuniger in alle Raumrichtungen bewegen, sodass nahezu eine 4 π Bestrahlung möglich ist. Als Feldgrößen stehen acht Rundkollimatoren mit Durchmessern zwischen 4 mm und 25 mm zur Verfügung. Ziel der Studie ist eine dosimetrische Charakterisierung des Systems in Hinblick auf Profilmessungen, Tiefendosiskurven und Outputfaktormessungen. Zusätzlich wird die Frage untersucht welcher Detektor bei 4 mm Feldgröße verwendet werden kann.

Material & Methode

Die Messungen wurden mit einem MP3 XS Wasserphantom (PTW Freiburg, Deutschland) und TANDEM Elektrometer (PTW Freiburg, Deutschland) durchgeführt. Dafür wurde das Wasserphantom mit einer speziellen Halterung am Kopfende des Patiententisches befestigt. Mit dem microSilicon Detektor (PTW Freiburg, Deutschland) und EBT3 Filmen (Ashland, USA) wurden Profile, Tiefendosiskurven und Outputfaktoren für alle Feldgrößen gemessen. Vor den Detektormessungen wurde für jede Feldgröße der Feldmittelpunkt bestimmt. Die Profile wurden bei einem source-to-surface-distance (SSD) von 450 mm in unterschiedlichen Tiefen aufgenommen. Die Outputfaktoren wurden bei einem SSD von 443 mm in 7 mm Wassertiefe bestimmt. Dies entspricht den Herstellerempfehlungen.

Für die Filmmessungen wurden EBT3 Filme mittels einer PMMA Platte am Wasserphantom fixiert. So wurden Profile in 7 mm Wassertiefe sowie Outputfaktoren gemessen. Pro Messpunkt wurden fünf Filme bestrahlt. Alle Filme wurden nach 24 Stunden mit einer Auflösung von 150 dpi mit einem Epson 10000 XL Scanner gescannt. Die Kalibrierung der Filme wurde zuvor an einem Elekta Synergy Linearbeschleuniger mit einer Energie von 6 MV durchgeführt. Zur Bestimmung der Outputfaktoren wurde in der Feldmitte über einen Bereich von 3 x 3 Pixeln (entspricht 0,5 mm x 0,5 mm) gemittelt.

Ergebnisse

Die Profile wurden hinsichtlich der Feldgröße und Halbschattenbreite untersucht. Für das 4 mm Feld ergibt sich so eine messtechnisch bestimmte Feldgröße von 4,16 mm und für das 25 mm Feld eine Feldgröße von 25,1 mm. Auch der Vergleich zwischen Filmen und microSilicon zeigen eine große Übereinstimmung und erfüllt damit die Erwartungen. Als Referenzfeld für die Outputfaktoren wurde das größtmögliche Feld mit einem Durchmesser von 25 mm gewählt. Mit einer maximalen Abweichung zwischen Film und Detektor von 1 % ist eine gute Übereinstimmung zwischen Detektor und Film zu erkennen.

Zusammenfassung

Sowohl für die Profile als auch bei den Outputfaktoren sind die Ergebnisse der microSilicon und der Filmmessung sehr ähnlich. Aufgrund der vergleichbaren Ergebnisse der microSilicon kann diese zur Bestimmung der Basisdaten am ZAP-X herangezogen werden.

AS02.04 Bestimmung der lateralen Dosisantwortfunktion verschiedener Detektoren

K. J. Dörner¹

¹ALLGEMEINES KRANKENHAUS CELLE, Strahlentherapie, Celle, Deutschland

Einleitung

In der modernen Strahlentherapie werden Patienten routinemäßig mit komplexen Dosisverteilungen bestrahlt. Solche Strahlenfelder werden durch steile Dosisgradienten charakterisiert und es ist wichtig, die Dosisverteilung in allen drei Raumrichtungen sehr genau zu messen. Da es keinen idealen Punktdetektor gibt, ist das Messergebnis immer eine Integration des Mess-Signals über ein Detektorvolumen [1], [2], [3]. Die Form der lateralen Detektor-Dosisantwort-Funktion wird dabei bestimmt durch Material, Dichte und Form der Detektorbestandteile und die Energie und Richtung der einfallenden Strahlung, insbesondere unter Berücksichtigung der Streuung und Freisetzung von Sekundärelektronen.

In diesem Beitrag wird die laterale Dosisantwortfunktion mit Hilfe von Kantenprofilen untersucht und die Ergebnisse werden für verschiedenste Detektoren vorgestellt.

Material & Methoden

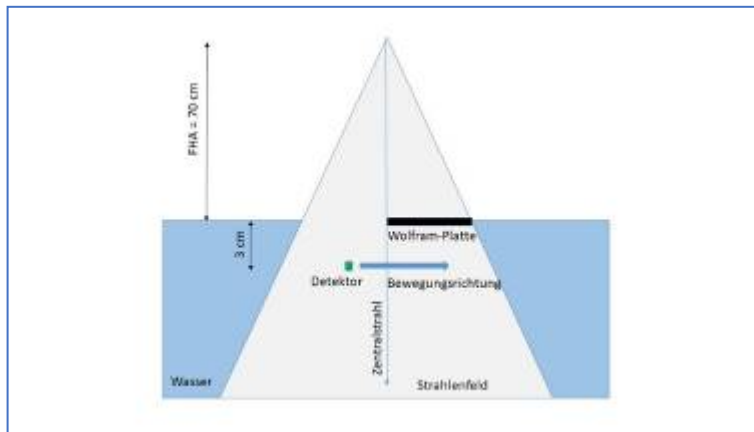


Abb.1: Skizze des Messaufbaus mit Ausrichtung des Wasserphantoms, Position der Wolframplatte und Detektor-Bewegungsrichtung in Relation zueinander und zum Zentralstrahl

Am TrueBeam-Beschleuniger (Fa. VARIAN) wird dafür in der Wasseroberfläche eines motorgesteuerten Wasserphantoms (BeamScan Fa. PTW) eine 1 cm starke Wolfram-Platte (Abmessungen 1 cm x 10 cm x 10 cm) am Zentralstrahl ausgerichtet. Für eine möglichst hohe Dosisleistung am Messort wird ein Fokus-Oberflächen-Abstand von 70 cm eingestellt und mit einem 6 MV Photonenstrahl ohne Ausgleichsfilter ein Feld der seitlichen Abmessung von 20 cm x 20 cm gestrahlt. Die Detektoren werden in einer Wassertiefe von 3 cm parallel zur Wasseroberfläche aus dem Bereich des offenen Strahlenfeldes in den Bereich unter dem Absorber mit einer Schrittweite von 0.1 mm bewegt. Das Profil wird dabei entlang der Feld-Hauptachse senkrecht zur Wolframkante aufgenommen.

Um rechnerisch aus diesem „Kanten“-Profil ein „Schlitz“-Profil zu erzeugen, wird als Approximation der ersten Ableitung die numerische Differenz der Messwerte von den Nachbarpositionen gebildet (z.B.: [4], [5]). Der zugehörige Messort ist dann das arithmetische Mittel der Nachbarpositionen. (Eine saubere Herleitung zeigt, dass die notwendigen ortsfrequenzabhängigen Korrekturfaktoren kleiner sind als das weiter unten bestimmte Messrauschen - und damit vernachlässigt werden können.) Die Abbildung Abb.2 zeigt das Querprofil im offenen Strahlenfeld, das Profil mit am Zentralstrahl ausgerichteter Absorber-Platte und die recht kleinen Werte der ersten Ableitung des Kantenprofils. Auf der rechten Seite des Wolfram-Platten-Profiles werden durch die Abschirmwirkung der Wolframplatte die Messwerte auf ca. 45 % der Werte des offenen Feldes geschwächt. Aus der Betrachtung der ersten Ableitung des Kantenprofils ergibt sich eine Begrenzung des interessierenden Bereiches auf die Strecke von -10 mm bis +10 mm um die Kantenposition.

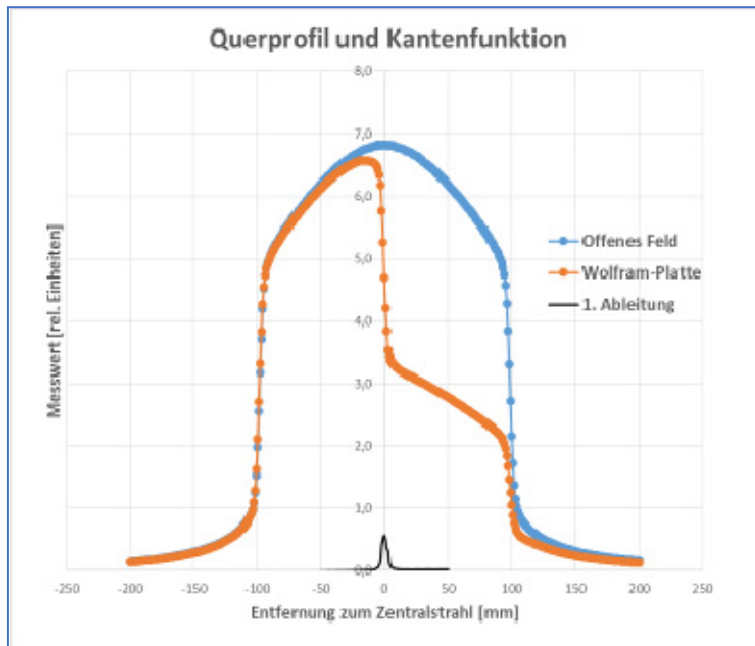


Abb.2: Messprofil im offenen ausgleichsfilterfreien Strahlenfeld in 3 cm Wassertiefe, Messprofil mit justierter Wolframplatte und das errechnete „Schlitz-Profil“

Wird in diesem Bereich an das Profil im offenen Feld eine nach unten geöffnete Parabel als Ausgleichspolynom angepasst, kann aus der Streuung der Messwerte um diese Ausgleichsfunktion das Rauschen auf einen Wert von 0.06 Prozent abgeschätzt werden.

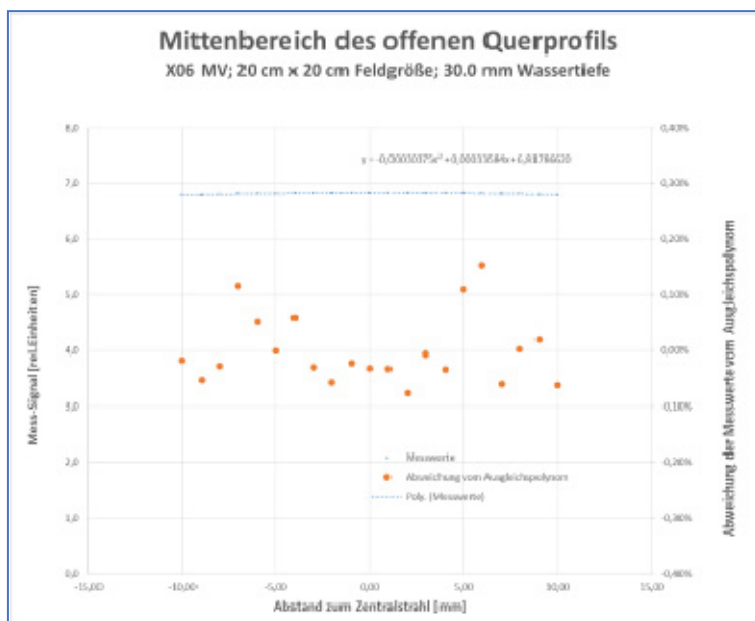


Abb.3: Ausgleichspolynom und Abweichung der Messwerte im Mittbereich des ungestörten Profils

Da in diesem Messrauschen auch die Auswirkungen der Strahlregelung des Beschleunigers enthalten sind, kann auf eine zeitabhängige Korrektur von Dosisleistungsschwankungen (Messung mit Strahlmonitor-Ionisationskammer) verzichtet werden. Vergleicht man die Abweichungen des Querprofils von einem konstanten Verlauf mit der Abtastrate von 0.1 mm wird klar, dass auch eine ortsabhängige Korrektur unnötig ist.

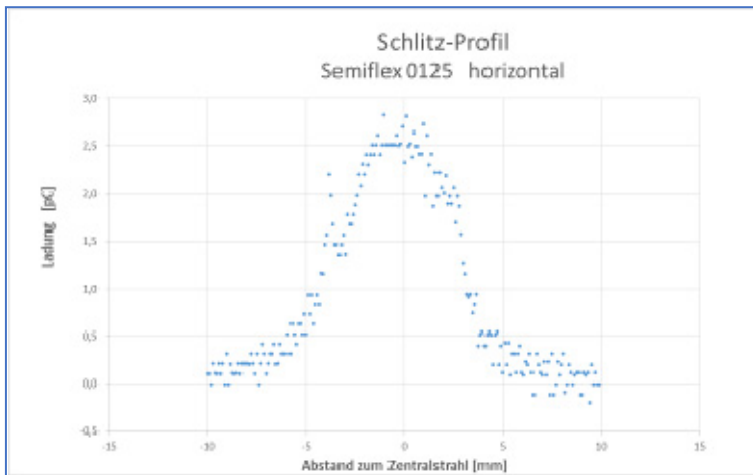


Abb.4: Schlitz-Profil der horizontal ausgerichteten Semiflex-Ionisationskammer (PTW)

Am mit Kantenmessung und Ableitung gewonnen Schlitz-Profil einer Semiflex-Ionisationskammer kann man sehen, dass das Messsystem an seine Grenzen kommt: Die Messwerte liegen im Bereich von weniger als 3 pC und auf der linken Seite wird durch die Differenzbildung das Digitalisierungsrauschen augenfällig. Die Werte springen hier zwischen den Digitalisierungsstufen hin und her und sind nicht kontinuierlich verteilt.

Nach der Hohlraumtheorie treten bei Messungen auch in diesem Strahlenfeld zwei Extreme auf: die Messung unter Bragg-Gray-Bedingungen (BG) oder unter Sekundärelektronengleichgewicht (Charged Particle Equilibrium (CPE)). Im ersten Fall, bei den luftgefüllten Ionisationskammern, wird das Messsignal im Messvolumen meistens erzeugt durch Ionisationen entlang der Bahnen von Sekundär-Elektronen, die in der Kammerwand freigesetzt werden. Im zweiten Fall, z.B. bei einer flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammer wie der μ Lion, kommt das Messsignal meistens von Sekundärelektronen im Messvolumen. Die Form der Schlitzprofile sollte daher bei BG von der Oberfläche, bei CPE vom Volumen des Detektors abhängen.

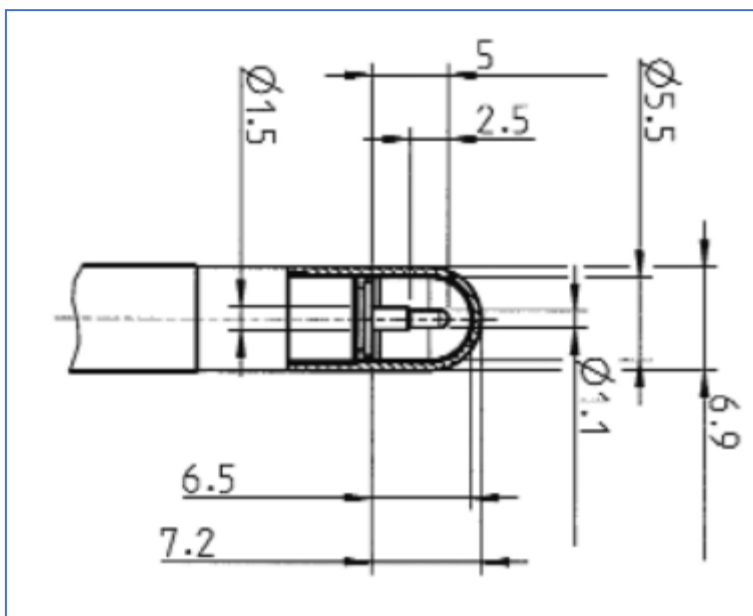


Abb.5: Technische Zeichnung der Semiflex-Ionisationskammer (PTW)

Welche Einflüsse auf das Messsignal nach der Hohlraumtheorie zu erwarten sind, listet z.B. die DIN 6800-2:2020 im Abschnitt C.2 auf: u.a. Kammerstiel, Kammerwand, Mittelelektrode und Form und Größe des Hohlraums, sowie Einfallrichtung und Strahlenqualität der hochenergetischen Photonenstrahlung.

Mit diesem Wissen können vereinfachte Modelle der Detektoren gebildet werden: Die Semiflex-Kammer zum Beispiel wird aus einer Halbkugeloberfläche, einer Zylinder-Wandschale, einer Zentralelektrode und einer Rückwand nachgebildet. Aus diesen Oberflächen treten Sekundärelektronen mit spezifischer Quellstärke (abhängig von Strahlenqualität und Material) in

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

das Sammelvolumen und erzeugen Ionisationsspuren. Bei angelegter Hochspannung wandern die hierbei freigesetzten Ladungen entlang der Feldlinien zur Sammelelektrode und bilden das Messsignal.

Die im Spaltbereich liegenden Atome wechselwirken mit der einfallenden Strahlung, wodurch das Spalt-Querprofil in 3 cm Wassertiefe nicht durch eine ideale Rechteckfunktion beschrieben werden kann. In dieser Arbeit werden daher Gauss- und Lorentz-Funktionen ($Y=A(1+x^2)^{-n}$) [6] zur Beschreibung der Spaltfunktion ausprobiert.

Mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate werden die Modellabmessungen der Detektoren modifiziert und das Optimum für Abmessungen und Quellstärken für die in der Tabelle aufgeführten Detektoren gesucht und so die laterale Dosisantwortfunktion für horizontale und laterale Positionierung im Wasserphantom ermittelt.

Detektor	Name	Typ	Hersteller	Mess-Volumen	Wand	Elektrode
Fingerhut-IK	Semiflex	31010	PTW	0.125 cm ³	0.55 mm PMMA + 0.15 mm C	Al Ø 1.1 mm
Fingerhut-IK	Semiflex3D	31021	PTW	0.07 cm ³	0.57 mm PMMA + 0.09 mm C	Al Ø 0.8 mm
Fingerhut-IK	PinPoint3D	31022	PTW	0.016 cm ³	0.57 mm PMMA + 0.09 mm C	Al Ø 0.6 mm
Fingerhut-IK	Farmer	30013	PTW	0.6 cm ³	0.335 mm PMMA + 0.15 mm C	Al Ø 1.1 mm
Parallel-Platten-IK	Markus	23343	PTW	0.055 cm ³	0.87 mm PMMA + 0.4 mm Air + 0.03 mm PEC	Ø 5.4 mm
Parallel-Platten-IK	Roos	34001	PTW	0.35 cm ³	1.01 mm PMMA + 0.02 mm C + 0.1 mm Varnish	Ø 15.6 mm
Flüssigkeits-IK	µLion	31018	PTW	0.0017 cm ³	0.5 mm PS + 0.28 C	Ø 2.5 mm
Diode	Diode E	60012	PTW	1 mm ² x 2.5 µm	0.01 mm Al 0.48 mm Epoxy	Ø 1.1 mm
Festkörper	µDiamant	60019	PTW	3.8 mm ² x 1 µm	0.3 mm RW3 0.6 mm Epoxy 0.01 mm Al 99.5	Ø 2.2 mm
Szintillator	EXRADIN	W1	Standard Imaging	Ø 1 mm 3 mm	Epoxid, Polyimid, ABS- Kunststoff	-

Tab. 1: Tabelle der untersuchten Detektoren

Ergebnisse

Rauschen

Mit den üblichen Einstellungen für Messungen im Wasserphantom am Beschleuniger mit 6 MV-Photonenstrahlung, einer Dosisleistung von 3 Gray pro Minute in 3 cm Wassertiefe und einem Fokus-Haut-Abstand von 100 cm ergibt sich bei einer Integrationszeit von 0,3 Sekunden ein Signal zu Rausch Verhältnis (SNR) von 0.93% bei Verwendung des MP3-PTW-Wasserphantoms mit dem eingebauten Tandem-Elektrometer. Ein Wechsel zu einem Strahl ohne Ausgleichkörper mit einer nominellen Dosisleistung von 20 Gray pro Minute senkt das SNR auf 0.15 %. Verlängert man zudem die Integrationszeit von 0.3 sec auf 1.2 sec verringert sich das SNR auf 0.14 %. Ein Umstieg auf das neue PTW-BeamScan-Wasserphantom bei gleichzeitiger Verlängerung der Integrationszeit auf 10 Sekunden und Verkleinerung des Fokus-Haut-Abstandes auf 70 cm drückt das SNR auf 0.06%.

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Modellierung der Semiflex-Ionisationskammer

Aus den gegebenen geometrischen Abmessungen (siehe Abb.5: Technische Zeichnung) werden für die im Spalt liegenden Teile des Detektors die Summen der Flächen von Wandzylinder, Halbkugeloberfläche, Elektrode und Rückwand berechnet und mit Quellstärken gewichtet. Diese Summen werden mit Spaltfunktionen gefaltet und daraus das Gesamtsignal, als Faltungssumme, berechnet. Die Quellstärken werden mit dem Excel-Solver bei verschiedenen Spalt-Parametern optimiert. Die geringste Fehlerquadratsumme ergab sich nicht mit Rechteckfunktion oder Gauss-Funktion, sondern mit der Lorentz-Spaltfunktion $Y=(1+x^2)^{-1.5}$, die im Weiteren zur Beschreibung des Spalt-Profiles verwendet wird.

Der Referenzpunkt des Detektors ist am Zentralstrahl ausgerichtet und liegt in der Abbildung Abb.6 im Koordinatensprung. In diesem Koordinatensystem reicht der Zylindermantel von seiner linken Begrenzung bei -2.8 mm bis zur rechten Begrenzung bei +0.95 mm, an die sich die Halbkugelschale bis zur Spitze der Kammer bei +3.7 mm anschließt. Auf der linken, der Kammerstiel-Seite wird eine streuende Rückwand bei -4.0 mm bis -3.9 mm eingefügt, um den Peak im Messsignal an dieser Stelle zu modellieren.

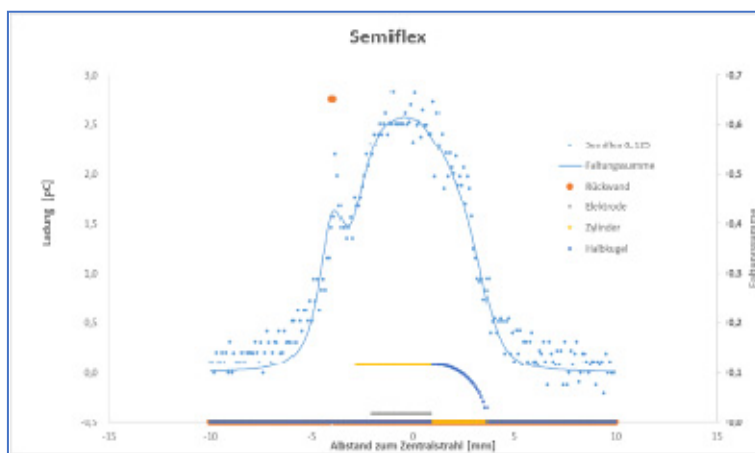


Abb.6: Schlitz-Profil-Messwerte und Faltungssumme aus dem Kammermodell mit Kugelhalbschale, Zylinderwand, Innenelektrode und Rückwand

Laut der technischen Zeichnung müsste die Elektrode in der Kammerachse von -2.8 mm bis +0.9 mm reichen. Die Faltungssumme weicht aber weniger vom gemessenen Spaltprofil ab, wenn die Elektrode statt bei -2.8 mm erst bei -2.0 mm beginnt. Offensichtlich gibt es hier in der Kammer eine „Tot-Zone“, die nicht zum Messsignal beiträgt, weil die Feldlinien, an denen entlang die Ladungsträger wandern, nicht zur Messelektrode, sondern zum Isolator an der Kammerwand führen. Der Isolator trennt Hochspannung und Messelektrode (bzw. Schutzelektrode), so dass an seiner Oberfläche das elektrische Potential von der Hochspannung zur Messelektrode abfällt und dementsprechend auch hier Feldlinien enden.

Tab. 2:

Semiflex 0.125 cm ³	Rückwand	Elektrode	Zylinder	Halbkugel
Linke Begrenzung	-4.00 mm	-2.00 mm	-2.80 mm	+0.95 mm
Rechte Begrenzung	-3.90 mm	+0.90 mm	-0.95 mm	+3.70 mm
Anteil am Signal	14.6 %	6.7 %	50.2 %	28.5 %
Oberfläche	23.76 mm ²	3.71 mm ²	64.80 mm ²	47.52 mm ²
Anteil an der Oberfläche	17.0 %	2.7 %	46.4 %	34.0 %
Spezifische Quellstärke	0.6 %/mm ²	1.8 %/mm ²	0.7 %/mm ²	

Modellierung der Semiflex-Kammer

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Der Anteil der Elektrode am Messsignal ist aber mit 6.7 % erheblich höher, als nach dem Anteil an der Sammelvolumenoberfläche von 2.7 % erwarten lässt. Offensichtlich wechselwirkt das Aluminium mit im Vergleich zu den anderen Kammermaterialien höherer Dichte und Ordnungszahl mehr mit der einfallenden Strahlung. Die spezifische Quellstärke ist um das zweieinhalbfache größer als bei der Kammerwand.

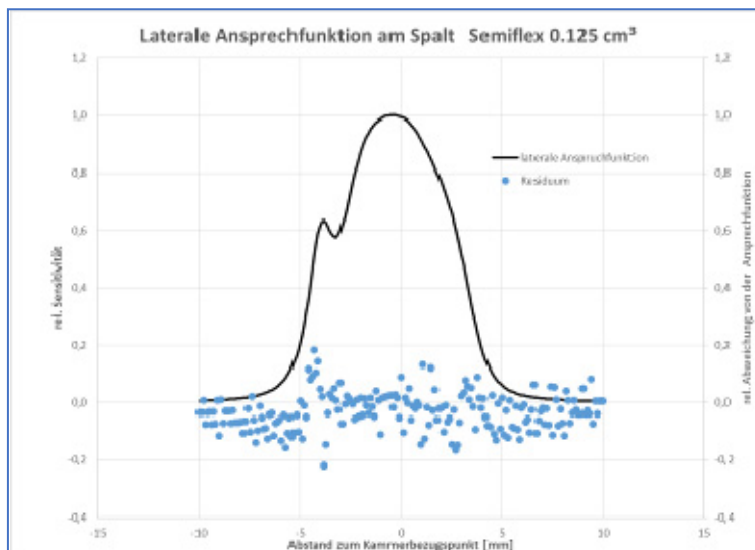
Hinter der Rückwand wird mit dem Modell ein stark streuender Bereich, wahrscheinlich ein Metall mit relativ zu den anderen Bauteilen hohen Ordnungszahl und Dichte, gefunden. Trifft der Spalt diesen Bereich, wird relativ viel Messsignal in das Messvolumen gestreut, obwohl das streuende Bauteil hinter der räumlichen Begrenzung des Messvolumens liegt und durch andere Rückwandelemente abgeschirmt wird. Zudem liegt direkt an der Rückwand der tote Bereich, aus dem keine Ladungen gesammelt werden, so dass auch viele niederenergetische Elektronen mit geringer Reichweite nicht das Sammelvolumen erreichen. Daher liegt die beobachtete spezifische Quellstärke mit 0.6 % des Messsignals pro Quadratmillimeter unter dem Wert der sonstigen Wandoberfläche von 0.7 %/mm².

In analoger Weise werden die anderen in Tabelle *Tab.1* aufgeführten Detektoren am Kantenprofil untersucht: Sowohl für die radiale Ausrichtung als auch für die axiale Ausrichtung der Detektoren im Strahlenfeld werden einfache Detektormodelle angepasst und die räumlichen Dosisantwortfunktionen bestimmt.

Zusammenfassung

Es wird eine Methode vorgestellt, mit der aus gemessenen Kanten-Strahlquerprofilen durch numerische Ableitung Schlitzprofile und durch Anpassung weniger Modell-Parameter die jeweiligen lateralen Dosisantwortfunktionen der verwendeten Detektoren gewonnen werden können. Auch wenn zur Reduktion des Rauschens Messzeiten von 10 Sekunden pro Messwert notwendig sind, kann dies im klinischen Umfeld geschehen. Zieht man, wie in Abbildung *Abb.7*, von der so ermittelten lateralen Dosisantwortfunktion die zugrundeliegende Spalt-Profilmessung ab, verbleibt ein unstrukturiertes Residuum an dem Digitalisierungs- und Messrauschen verdeutlicht werden können. Offensichtlich ist das einfache Modell gut genug für die gestellte Aufgabe: Die Residuumswerte streuen mit einer Standardabweichung von nur 0.6 % und zeigen keine auffällige Struktur.

Abb.7: Laterale Dosisantwortfunktion der Semiflex-Ionisationskammer am Spalt und Residuum



Mit der Kenntnis des lateralen Auflösungsvermögens können nun eindimensionale Dosisprofile genauso wie tiefenabhängige Dosisverteilungen entfaltet werden. Zudem ist ein neuer Zugang zur Untersuchung des Verhaltens der Messortverschiebung geöffnet und es gibt neue Anstöße für die Lösung von Problemen bei der Dosimetrie kleiner Felder.

Literatur

- [1] DIN 6800-2
Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung – Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern
Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin (2008)
- [2] IAEA
Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water
Technical Reports Series No. 398 (2000) International Atomic Energy Agency Vienna, Austria
- [3] Almond P.R., Biggs P.J., Coursey B.M., Hanson W.F., Huq M. S., Nath R., Rogers D.W.
AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams
Med. Phys. 26 (1999) 1847-1870
- [4] Wahl F.M.
Digitale Bildverarbeitung
Nachrichtentechnik 13, Springer-Verlag, 1984
- [5] Kettelhut S., Kapsch R-P.
Measurement of spatial response functions of dosimetric detectors
Phys. Med. Biol. 60 (2015) 6177-6194
- [6] Djougguela, A.: *The Lorentz-type convolution kernel of narrow photon beams*. In: Kollmeier, B. (Hrsg.) Medizinische Physik 2008, Oldenburg

AS02.05 Bestimmung der Outputfaktoren an einem Harmony Linearbeschleuniger in kleinen Feldern

J. Niedermeier¹, D. Poppinga², B. Poppe¹, H. K. Loe¹

¹Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Pius Hospital, Oldenburg, Deutschland

²PTW Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Die Verwendung von kleinen Bestrahlungsfeldern in der Strahlentherapie hat durch die klinische Einführung von intensitätsmodulierten Techniken und stereotaktischen Behandlungen stark zugenommen. Die dosimetrische Charakterisierung von solchen Feldern stellt eine Herausforderung dar, weil das Ansprechvermögen von Detektoren unter diesen Bedingungen vom dem im großen Referenzfeld abweicht. Diese Abweichung wird durch die Anwendung von Korrekturfaktoren wie in den Dosimetrieprotokollen (TRS 483, DIN 6800-2) vorgesehen ist. In dieser Studie werden verschiedene Detektoren für die Bestimmung der Outputfaktoren in kleinen Feldern an einem Elekta Harmony Linearbeschleuniger beschrieben.

Material & Methoden

Messungen wurden mit den Detektoren MicroDiamond Type 60019, MicroSilicon Type 60023, PinPoint 3D Type 31022, Semiflex 3D Type 31021 (PTW Freiburg), W1 Szintillator Detektor (Standard Imaging) und EBT3-Filmen durchgeführt. Dafür wurden alle Detektoren nacheinander im PTW MP3-Wasser Phantom, bei SSD 90 ausgerichtet und in 10 cm Tiefe positioniert. MicroDiamond, MicroSilicon und W1 wurden in axialer Ausrichtung (Kammerachse parallel zur Strahlachse), und die PinPoint 3D und Semiflex 3D Kammern wurden in radialer Ausrichtung (Kammerachse senkrecht zur Strahlachse) eingespannt. Gemessen wurden die Outputfaktoren von den quadratischen Feldgrößen mit Seitenlänge von 0,5 cm, 0,7 cm, 1 cm, 2 cm, 4 cm und 10 cm. Die Werte wurden auf das 10 x 10 cm Feld normiert. Die dosimetrischen Feldgrößen $S = \sqrt{xy}$ wurden anhand der Profile von microDimond bestimmt, wobei die x und y die Halbswertbreite in crossplane und inplane Richtungen darstellen. EBT3-Filme und W1 gelten beide als korrektionsfrei. Für die anderen Detektoren wurden die Signalverhältnisse mit den Korrekturfaktoren in TRS 483 [1,2] korrigiert.

Ergebnisse

Die gemessenen Feldgrößen sind mit den Outputfaktoren in Anhang 1 dargestellt. Nach den Korrekturen zeigen die Outputfaktoren der Diode und luftgefüllten Kammern gute Übereinstimmung mit EBT3- und W1-Werten. Bei 0,5 cm x 0,5 cm Feldgröße stimmen die Outputfaktoren innerhalb von 2% überein.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse in dieser Studie zeigten, dass die verwendeten Detektoren in Zusammenhang mit den tabellierten Korrekturfaktoren für die Bestimmung der Outputfaktoren in kleinen Feldern geeignet sind. Die PinPoint 3D und Semiflex 3D Kammern sollten nicht für die Feldgrößen kleiner als 1 cm bzw. 2 cm verwendet werden, da die benötigten Korrekturen 5% übersteigen.

Anhang 1

Tabelle 1: Outputfaktoren der Detektoren

Quadratische Feldgröße [cm]	MicroDiamond	MicroSilicon	W1	EBT3	PP3D	Semiflex 3D
0.5	0.452	0.447	0.457	0.450	-	-
0.7	0.575	0.579	0.571	0.591	-	-
1.0	0.683	0.684	0.677	0.697	0.668	-
2.0	0.805	0.804	0.799	0.808	0.804	0.802
4.0	0.872	0.872	0.867	0.886	0.873	0.872
10.0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

Literatur

- [1] IAEA: Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 483, Vienna (2017)
- [2] PTW: Small Field Dosimetry, Application Guide (2022)

AS02.06 Phantommessungen zur Validierung der Uterusdosis für verschiedene Linearbeschleuniger und Vergleich mit Berechnungen

S. Menger¹, S. Weick¹, K. Breuer¹, D. Lisowski¹, G. Razinkas¹

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

Einleitung

Ungeborenes Leben ist besonders strahlenempfindlich und muss bei der Strahlentherapie explizit geschützt werden. In dieser Arbeit soll die Uterusdosis während der Strahlentherapie für VersaHD (Elekta) und Halcyon (Varian) anhand Phantommessungen abgeschätzt werden und für die zwei Linearbeschleuniger verglichen werden. Zusätzlich soll die Berechnungsgenauigkeit der Bestrahlungsplanungssysteme Pinnacle und Eclipse in Bezug auf die Uterusdosis validiert werden.

Material & Methoden

Die Messungen und Planung erfolgten an einem anthropomorphen Alderson-Phantom und wasseräquivalenten Polystyrol-Platten (RW3) zur Simulation des Schwangerenbauches. Es wurden Zielvolumina und Bestrahlungspläne für folgende Bestrahlungssituationen erstellt: Brustwirbelkörper (BWK 5-7) mit VMAT (Halcyon) und Stehfeldern (VersaHD), Ösophagus mit VMAT, Parotis mit VMAT und der Energie 6MV. Die Uterusdosis wird zur Simulation verschiedener Schwangerschaftsstadien an vier Position cranio-caudal, weit außerhalb des PTV, gemessen und durch die Lage zur Wirbelkörperposition definiert. Messaufbaubedingt erfolgt die Dosismessung in zentraler axialer Position der RW3-Platten. Die gemessenen Dosen werden mit den Werten aus dem Planungssystem verglichen.

Ergebnisse

Tabelle 1 fasst die gemessenen Dosiswerte an den entsprechenden Positionen in mGy skaliert auf einen kompletten Behandlungszyklus zusammen.

Gerät – Entität (Gesamtdosis PTV)	BWK 10 in mGy	BWK 11 in mGy	BWK 12 in mGy	LWK 1 in mGy
Halcyon – Parotis (69,3 Gy)	64	64	42	21
VersaHD – Parotis (69,3 Gy)	44	44	22	0
Halcyon – Ösophagus (58,8 Gy)	504	360	254	148
VersaHD – Ösophagus (58,8 Gy)	446	316	93	37
Halcyon – BWK (30 Gy)	411	270	186	96
VersaHD – BWK (30 Gy)	584	352	232	120

Tab. 1: Messwerte in mGy für einen kompletten Behandlungszyklus auf Höhe der entsprechenden Brustwirbel- und Lendenwirbelkörper (BWK und LWK) für verschiedene Geräte und Entitäten und den einhergehenden Maximaldosen für das PTV.

Die Werte des Planungssystems unterscheidet sich von der Messung (normiert auf die Messung) für Halcyon um $-1\pm 20\%$ und für VersaHD um $+300\pm 500\%$.

Die Genauigkeit der Messung lässt keine Abschätzung darüber zu, welches Gerät bei der Bestrahlung einer Schwangeren zu bevorzugen ist. Der Vergleich mit der Berechnung zeigt, dass die Dosisberechnung des Halcyon-Beschleunigers in Eclipse mit den Messungen ausreichend übereinstimmt. Deshalb ist in unserer Strahlentherapie der Halcyon zur Bestrahlung von Schwangeren zu empfehlen.

Zusammenfassung

Eine Methode wurde entwickelt um die Uterusdosis während der Bestrahlung am Halcyon und VersaHD abzuschätzen. In unserer Strahlentherapie bietet sich die Bestrahlung am Halcyon mit in Eclipse geplanten Plänen an.

AS03.01 A novel combined therapy concept for ophthalmic tumours

H. Manke¹, M. Stroth¹, D. Flühs², B. Spaan¹, J. Albrecht¹

¹TU Dortmund University, Dortmund, Deutschland

²Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland

Purpose

The aim of this study is to examine the effectiveness of a combination of two irradiation techniques for intraocular tumors. Brachytherapy with ¹⁰⁶Ru eye plaques is insufficient for tumors with a height of 7 mm or more, as it does not deliver the required dose at the tumor apex without exceeding the maximally tolerable sclera dose. Other therapy methods, such as irradiation with charged particles, may also be individually contraindicated [1,2]. Therefore, simultaneous treatment with an X-ray tube may provide a dose boost at the apex while avoiding damage to the lens and other organs at risk. The eye plaque may also act as an absorber of X-rays passing through the target volume.

Material & Methods

For the dosimetry of this technique, a phantom with three suitable detector types were constructed. Measurements were performed using a conventional X-ray unit for surface therapy. Furthermore, a simulation workflow was developed using retrospective patient data and fundus photos to create a three-dimensional model of the eye. The model includes both the tumor and organs at risk. A ¹⁰⁶Ru plaque is positioned due to the radiation scar in the fundus photo. The model is then implemented within a Geant4 simulation of both irradiation techniques. Dose distributions in the tumor and the organs at risk are calculated.

Results

The data sets acquired in the measurements confirm our concept regarding the usage of ¹⁰⁶Ru plaques as beam stop for the X-rays. The simulation results indicate that the combined therapy enables a more homogeneous tumor irradiation without increasing the dose to organs at risk. The novel concept of combining brachytherapy and X-ray irradiation may extend the currently available modalities for ophthalmic tumors in order to decrease enucleation rates.

Summary

The study aims to investigate the effectiveness of combining brachytherapy and X-ray therapy for irradiating ophthalmic tumors more homogeneously without increasing the dose to organs at risk. The measurement and simulation results suggest a successful application of this concept.

Attachment 1

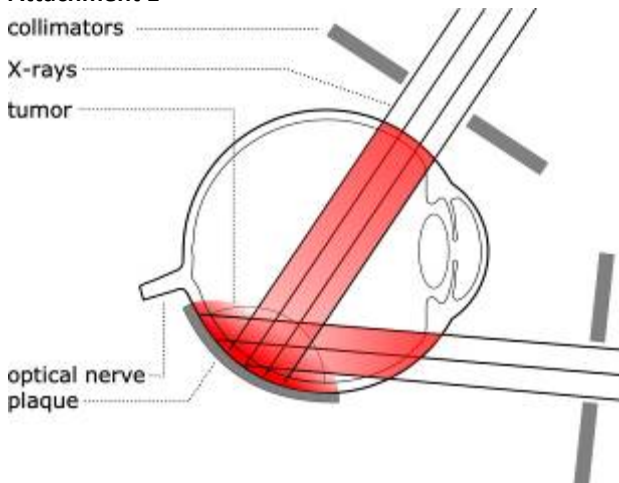


Fig.1: Illustration of the combined therapy concept consisting of both brachytherapy and external X-ray irradiation. The dose profiles are not to scale and just for visualization purposes.

Attachment 2

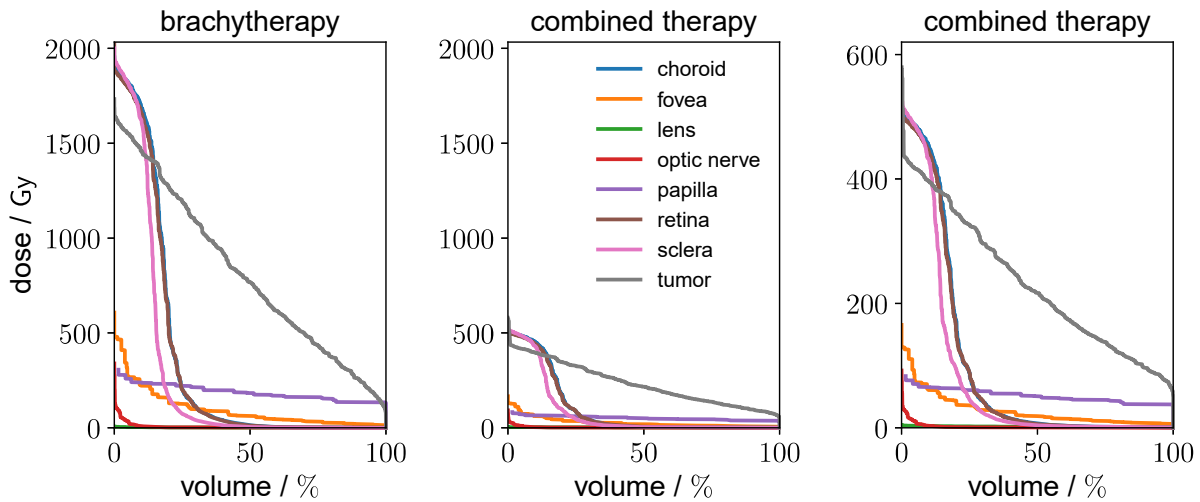


Fig.2: Dose-volume histograms of a retrospective single case study. The tumour was located close to the optic nerve and had a height of 7.2 mm. It was irradiated using only brachytherapy with the dose-volume histogram shown on the left. Using the combined therapy concept the dose-volumes in the middle and right of the figure are achieved.

[1] Tseng, V. et al.: Complications from Plaque versus Proton Beam Therapy for Choroidal Melanoma: A Qualitative Systematic Review. In: "Journal of Cancer Therapy" vol. 7 (2016) DOI: 10.4236/jct.2016.73018

[2] Damato, B. et al. Proton beam radiotherapy of uveal melanoma. In: "Saudi Journal of Ophthalmology" vol. 27 no. 3 (2013) DOI: 10.1016/j.sjopt.2013.06.014

AS03.02 Stereotactic body radiation therapy (SBRT) with focal dose escalation for prostate carcinoma using a standard linear accelerator (LINAC): Technical aspects within the hypofocal-SBRT trial

M. Serpa^{1,2}, R. Wiehle¹, S. Kuchler¹, T. Rothe¹, B. Thomann¹, S. Kuhn¹, C. Rizzo³, S. Kirste³, P. Toncheva³, C. Zamboglou³
D. Baltas¹, A. L. Grosu³, S. K. Spohn³

¹Universitätsklinikum Freiburg im Breisgau, Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Department of Radiation Oncology, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

³Universitätsklinikum Freiburg im Breisgau, Department of Radiation Oncology, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Purpose

To report on the implementation of focal dose-escalated stereotactic body radiotherapy (SBRT) for prostate carcinoma using a standard clinical linear accelerator (CLINAC) and investigate whether periodic intrafraction image-guidance improved the accuracy of treatment delivery.

Methods and Materials

Ten patients were treated with a three-dose level schedule in five fractions: 30 Gy to seminal vesicles, 35 Gy to the prostate, and a focal dose escalation of 40-42 Gy to intraprostatic tumor lesions. Treatment planning process is optimized so as to minimize plan complexity, while maximizing delivery efficiency. Treatment is delivered using a conventional LINAC equipped with volumetric as well as stereoscopic imaging. A three-step fiducial marker-based adaptive image-guided radiotherapy (IGRT) treatment delivery workflow is executed combining (periodic) stereoscopic imaging with pre-defined action thresholds for on-line correction in six degree of freedom (6DoF). Initial pre-treatment setup is accomplished through stereoscopic based fiducial marker alignment, followed by volumetric imaging for anatomy acceptance. At treatment delivery, stereoscopic images are acquired at pre-set intervals. Implanted markers are automatically detected, registered and the resolved (position) uncertainty analyzed. Action thresholds are triggered on detected errors > 1mm (translational) and > 1° (rotational) to apply 6DoF couch corrections. Recorded image data was reviewed post-treatment. We quantified the accuracy of treatment, defined by the period of time following pre-treatment imaging (patient setup). To this end, the root mean square error (RMSE) of the difference between actual (applied) marker registration values and ground truth (ideal) values, determined through manual registration, are determined.

Results

All ten patients completed treatment successfully. Planning involves plan quality, complexity reduction, and delivery efficiency tradeoffs. To date, treatment session times lie < 15 minutes. Intrafraction marker position variability was patient- and fraction-dependent. Position corrections were applied in ≥ 1 treatment for all patients and in 81% of the treatment sessions. Periodic imaging combined with action threshold levels reduced the geometric uncertainty, compared to the scenario that without intrafraction IGRT would have been. Non-negligible marker deviations from planned position are possible, albeit routinely pre-treatment imaging, underlining the need for frequent verification and individualized responses.

Conclusion

LINAC-based focal dose-escalated SBRT for prostate carcinoma can be efficiently and accurately performed. Periodic intra-treatment imaging coupled with action thresholds reduce the geometric uncertainty.

Keywords

Prostate carcinoma (PC), focal dose escalated, hypofraction, stereotactic body radiation therapy (SBRT), intrafraction motion, fiducial marker tracking

AS03.03 Development of diamond based beam monitoring systems

H. Stevens¹

¹Technische Universität Dortmund, Dortmund, Deutschland

Introduction

All common forms of **radiation therapy** are limited due to the uncertainties regarding the beam parameters. In the case of proton or ion-beam based tumor treatment the uncertainties are the beam profile, the particle energy, and the dose. A limiting factor for these uncertainties are the used detectors during the various performed QA measurements. Therefore, the development of new high precision detectors can improve the tumor treatment planning.

From various application in high energy physics, it is known that diamond is a promising detector material in extreme radiation conditions. One example for diamond-based applications in medical physics is the PTW micro diamond. But this device is only suitable for small radiation fields.

The goal of this research approach is to build a high precision diamond detector for large fields. In addition, diamond sensors are used to measure the number of traversing particles and estimate their energy.

Material & Methods

The baseline diamond used in this research has a size of 10 mm * 10 mm and is 0.5 mm thick, has a polycrystalline structure and is produced via CVD. For the usage of the diamonds as detector the need a contact surface. With a flexible in house gold metallization process, it is possible to create different sizes and structures of pixel on diamond. Therefore, it is possible to test multiple geometric sensor configurations with a single diamond.

In the laboratory measurements a Sr90 source is used . A stepping motor is moving this source, thereby the beam profile is measured. An simplified 1D fit is applied to the data.

A second setup is equipped with a special commercial fast spectrometric signal amplifier. It allows for storing the data from single charged particles traversing the diamond. With the knowledge of the produced charge, it is possible to calculate the energy of the particle which caused the signal. Independent of the energy it is also possible to just count the particle flux through the diamond.

Results

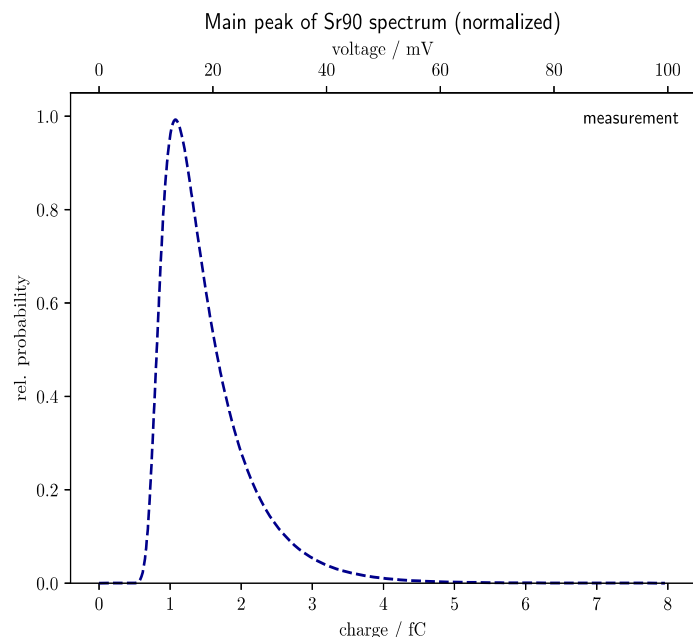
The setup with the moved diamond was successfully tested in a clinical proton beam.

In the reconstruction of the Sr90 beam shape the fit parameter uncertainties are below 1%

The normalized results of the signal spectrum are shown in the plot and a Landau function is applied to the data which is recorded in 200 bins. The recording device is a oscilloscope with a bandwidth of 20GHz. The x-axis shows amplifier output level and the produced charge calculated via the calibration factor.

Summary

Diamonds sensors can measure particle fluxes very precisely. Their fast response allows for counting the number of traversing particles. Additionally, it is possible to measure the deposited energy per particle by using special commercial amplifier. Beside this dosimetry approaches diamond detector can be used to measure the shape of extended radiation profiles.



the

time

AS03.04 Monte Carlo investigation on the influence of magnetic fields on the dose response of a microDiamond detector in proton beams

K. Godino Padre¹, J. S. Wong¹, I. Blum¹, H. Fuchs², B. Poppe¹, H. K. Looe¹

¹Medical Campus Pius Hospital, Carl von Ossietzky University, Oldenburg, University Clinic of Medical Radiation Physics, Oldenburg, Deutschland

²Medical University of Vienna, Division of Medical Physics, Department of Radiation Oncology, Wien, Österreich

Purpose

The recent developments of magnetic resonance guided proton therapy (MRgPT) require also the investigation of detector behavior under these conditions. The microDiamond detector (PTW Freiburg) has been often used in the characterization of therapeutic proton beams due to its favorable properties such as small dimensions and water-equivalence of the diamond with regard to its atomic composition. However, it has been demonstrated that its dose response in photon beams is strongly modified by strong magnetic fields (Tekin *et al* 2020; Blum *et al* 2021). In this work, the dose response of the microDiamond detector for proton dosimetry in different magnetic field strengths has been investigated using Monte Carlo simulations.

Material/Methods

Monte Carlo simulations were performed in GATE (version 9.2)/Geant4 (version 11.0.2). The response of the microDiamond were simulated in a proton beam with energies 97.4, 152, 223.4 and 252 MeV and a field size of 10 cm x 10 cm. Magnetic fields of \pm (0.25, 0.32, 0.5, 0.75 and 1 T) oriented perpendicular to the beam were applied. The microDiamond was positioned with its reference point in 2 cm water depth and its axis antiparallel to the beam. The change of detector response is calculated as $k_{B,M} = M/M_B$, that is, the ratio of detector response between the case without and with magnetic field. The same was performed by replacing the detector with a cylindrical water disc ($r = 1$ cm, $h = 0.25$ mm). The change in the absorbed dose to water, or the so-called dose conversion factor, was calculated as D_B/D , which is the ratio of the absorbed dose with and without the magnetic field. Finally, the magnetic field correction factor $k_B = (D_B/D) \cdot (M/M_B)$ that accounts for the change in detector dose response was computed. Additionally, the contribution of protons and secondary electrons towards k_B has been analyzed.

Results

D_B/D increases slightly with increasing magnetic field, where its dependency on the magnetic field is more pronounced at lower energies. The largest deviation from unity was found in this study for 97.4 MeV and 1 T with D_B/D amounts to 1.0024 ± 0.0001 . Considering the uncertainty ($\pm 0.2\%$) associated with the simulations of the microDiamond detector, no significant magnetic field dependence of the factor $k_{B,M}$ can be observed at all investigated energies.

Summary

The results of this study demonstrate that the magnetic field correction factor k_B of the microDiamond detector lies within the current achievable uncertainty of the Monte Carlo simulations. Based on these observations, its clinical relevance can be considered to be smaller than that of air-filled ionization chambers. Further investigations will be performed to compare the underlying mechanisms of the influence of magnetic field.

AS03.05 Retrospective study on the selection of optimal 2D gamma metrics for the QA of in-vivo brain deliveries

J. Kirchhefer^{1,2}, P. Doolan³, K. Ferentinos^{4,5}, A. A. Schönfeld², M. N. Chofor²

¹Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Norderstedt, Deutschland

²Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Research and Development, Melbourne, FL, Vereinigte Staaten

³German Oncology Center, Department of Medical Physics and Bioengineering, Limassol, Zypern, Republik

⁴German Oncology Center, Department of Radiation Oncology, Limassol, Zypern, Republik

⁵European University Cyprus, Nicosia, Zypern, Republik

Introduction

A bottleneck for the adoption of EPID in vivo dosimetry (EIVD) is the selection of optimal gamma criteria [1,2]. With the availability of retrospective data only, and no prior sensitivity analysis of the system's performance, suitable selection methods need to be deployed. This study investigates the correlation between the fraction-based gamma index analysis of 2D EIVD data and corresponding gamma index analysis of 3D dose reconstruction on the treatment planning CT (TPCT) to derive optimal gamma index criteria for 2D EIVD on SunCHECK's PerFRACTION platform.

Methods

Using a fixed global 3D gamma analysis of 4%/3mm (lower dose threshold 20%) computed on the TPCT, thirteen 2D metrics were retrospectively investigated for EIVD data collected during partial brain (PTV < 1000 cm³, 49 fractions) and whole brain (PTV > 1000 cm³, 14 fractions) VMAT deliveries on an Elekta linac. Only fractions with both EPID and log data were analysed. Filtering was applied by systematic flagging of the 3D TPCT data removed any outlier data pairs and local outlier factor (LOF) analysis on the 2D metrics. Pearson correlation tests were conducted to objectively decide on the most appropriate gamma criteria.

Results

Following the described filtering criteria, the fraction number reduced to 47 and 10 respectively for PTV < 1000 cm³ and PTV > 1000 cm³, as shown in Figs. 1 and 2 panels a-c. For PTV < 1000 cm³, the Pearson correlation and significance tests (panels d-f) were best for the 3%/2mm metric, while the 1%/1mm metric had the best results for the dataset with PTV > 1000 cm³. The simplicity of the method is met with the challenge that the data filtering logic should not bias the results and/or change the outcome of the correlations significantly. Its robustness is underlined by the marked improvement in the correlation coefficients and significance levels after flagging and removing outliers.

Discussion and Conclusion

Following derivation of the optimal 2D gamma metric, the error detection capability of the EIVD system is enhanced. This enhances decision making for the physics staff, and in combination with the already existing online and offline QA workflow during radiotherapy, would enable the detection of clinically relevant errors.

References

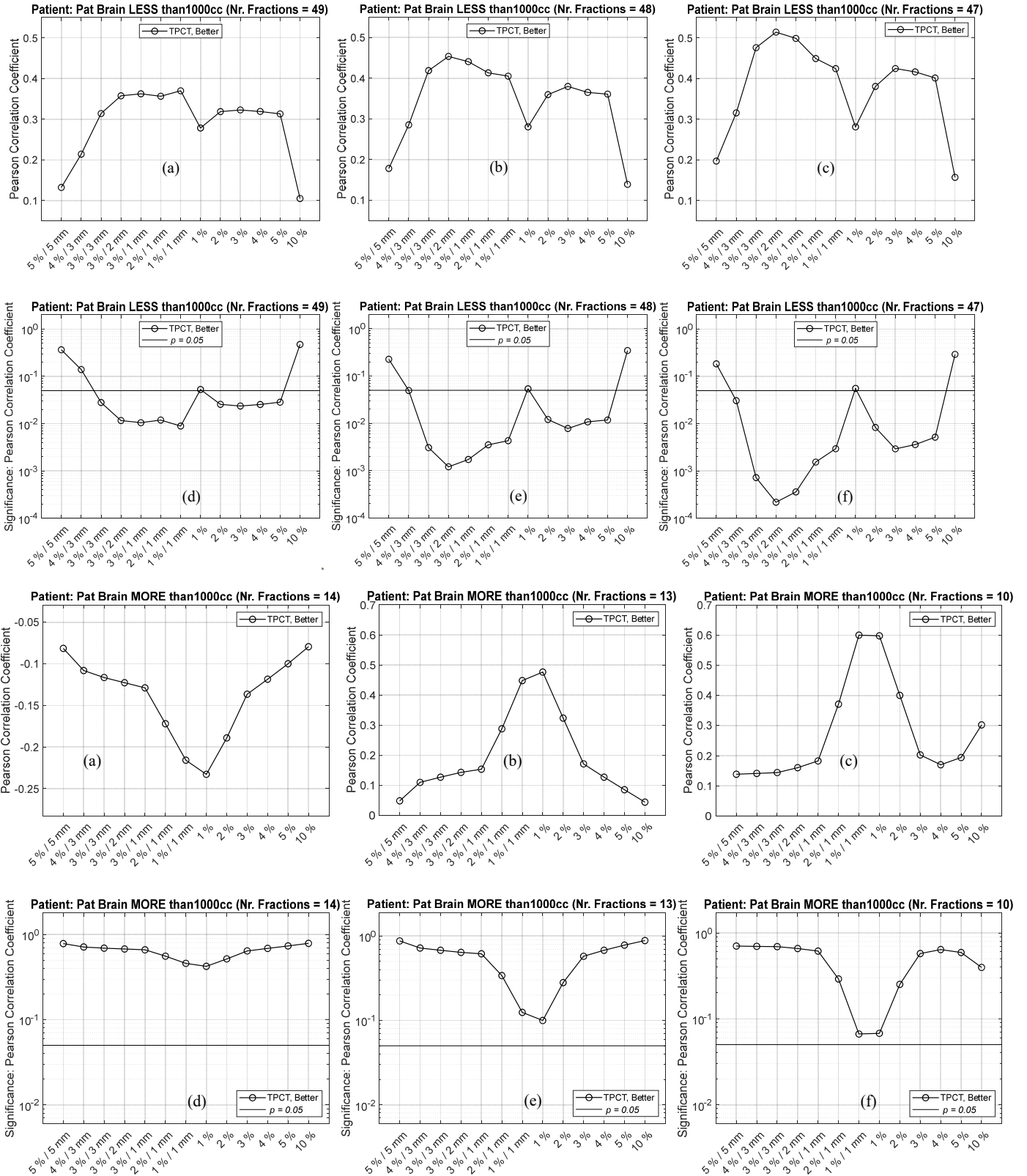
[1] S.W. Stevens et al, IPEM topical report: results of a 2020 UK survey on the use of online treatment monitoring solutions for IMRT/VMAT, Phys Med Biol, 66 (2021).

[2] E. Bossuyt et al, Evaluation of automated pre-treatment and transit in-vivo dosimetry in radiotherapy using empirically determined parameters, Phys Imaging Radiat Oncol, 16 (2020) 113-129.

Annex

F1: Correlation and significance tests for the 3D TPCT gamma versus 2D metrics (PTV < 1000 cm³). (a) original data, (b) after removing flagged 3D TPCT data, (c) after removing 2D EIVD outliers

F2: Correlation and significance tests for the 3D TPCT gamma versus 2D metrics (PTV > 1000 cm³). (a) original data, (b) after removing flagged 3D TPCT data, (c) after removing 2D EIVD outliers.



AS03.06 Neutron dosimetry with diamond sensors

J. Schlüß¹, K. Kröninger¹, J. Weingarten¹, H. Stevens¹, A. J. Landmann¹

¹TU Dortmund University, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Neutron dosimetry is becoming increasingly relevant in proton therapy. From the neutrons released, conclusions can be drawn about the deposited energy in the body. However, neutron dosimetry is complicated because of their physical characteristics. Neutrons are electrically neutral particles and cannot ionize directly. Neutrons must therefore be converted to charged particles before they can be detected. The energy of neutrons produced by proton therapy can be classified into thermal and fast neutrons [1]. One way to convert neutrons is using diamond sensors. The detection spectrum of diamond sensors is limited to fast neutrons [2]. The goal of this Phd-project is to make the detector sensitive to fast and thermal neutrons.

Material & Methoden

The natural carbon isotope ^{12}C captures fast neutrons ($E_{\text{kin}} > 5 \text{ MeV}$). ^{12}C produces alpha particles which can be detected in the diamond detector itself. To make the detector more sensitive to thermal neutrons, an attempt is made to coat the detector with a converter material such as ^6LiF . The simulation platform Geant4 is used to test carbon capture reactions as a tool for further detector development. A wide-spectrum will then be used to perform neutron dosimetry with the goal of implementing a wide-spectrum detector for neutron dosimetry. To characterize the detection of fast neutrons, the diamond sensor will be tested in a further step with a simple readout in a neutron field.

A first prototype of a diamond sensor is ready to measure energy spectrums [3].

Ergebnisse

The results of the Geant4 simulation show that a diamond sensor coated with ^6Li is suitable for measuring thermal and fast neutrons. Neutron flux can be detected for different energies. With the help of the simulation, an ideal converter thickness is determined, which makes the diamond sensor sensitive to fast and thermal neutrons.

Zusammenfassung

Diamond sensors offer a high potential to measure neutrons generated in proton therapy. The detector material matches the energy range for thermal and fast neutrons. With the ^6Li converter, the detector can be made sensitive to thermal neutrons, so that the full spectrum of neutrons can be measured.

Literatur

- [1] Trinkl, S., et al. (2017): Systematic out-of-field secondary neutron spectrometry and dosimetry in pencil beam scanning proton therapy. In: Medical physics 44 (5), S. 1912-1920. DOI: 10.1002/mp.12206.
- [2] Kavargin, P., et al. (2017): The $^{13}\text{C}(n,\alpha_0)^{10}\text{Be}$ cross section at 14.3 MeV and 17 MeV neutron energy. In: EPJ Web Conf. 146, S. 11036. DOI: 10.1051/epjconf/201714611036.
- [3] Stevens, H. (2021): SciFi meets GPU. Tracking performance and GPU trigger studies for the SciFi Tracker. Dissertation. Technische Universität Dortmund, Dortmund.

AS04.01 In vivo Tracking von Markierten Makrophagen in Mäusen mit Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI)

T. Staufer^{1,2}, C. Körnig^{1,2}, B. Liu^{3,4}, Y. Liu⁵, C. Lanzloth^{3,4,6}, O. Schmutzler^{1,2}, T. Bedke^{3,4}, A. Machicote^{3,4}, W. Parak⁵, N. Feliu⁷
L. Bosurgi^{3,4,6}, S. Huber^{3,4}, F. Grüner^{1,2}

¹Universität Hamburg, Institut für Experimentalphysik, Hamburg, Deutschland

²Center for Free-Electron Laser Science, Hamburg, Deutschland

³University Medical Center Hamburg-Eppendorf, I. Department of Medicine, Hamburg, Deutschland

⁴Hamburg Center for Translational Immunology (HCTI), Hamburg, Deutschland

⁵Universität Hamburg, Center for Hybrid Nanostructures (CHyN), Hamburg, Deutschland

⁶Bernhard Nocht Institute for Tropical Medicine, Protozoa Immunology, Hamburg, Deutschland

⁷Fraunhofer Center for Applied Nanotechnology (IAP-CAN), Hamburg, Deutschland

Einleitung

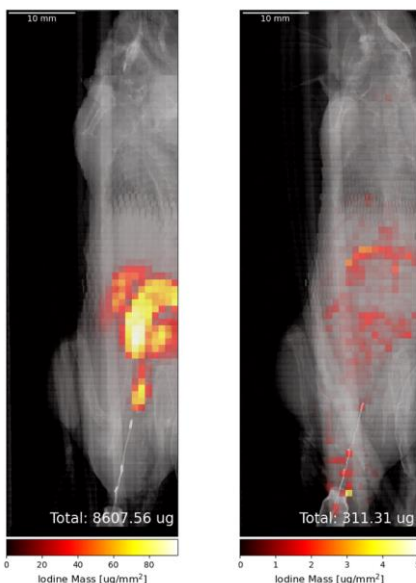
Die hier präsentierte, weiterentwickelte Methode der **Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI)** erlaubt das quantitative Nachverfolgen von Zellen in vivo und gibt damit einen detaillierten Einblick in die Dynamiken verschiedener Zell-Subtypen, z.B. in immun-vermittelten chronisch entzündlichen Erkrankungen wie Morbus Crohn. Präsentiert wird hier die weltweit erste Synchrotron-basierte in vivo XFI-Messung von Mäusen nach intraperitonealer Injektion sowohl eines Kontrastmittels alleine, als auch damit markierter Makrophagen (MHS), und die dabei demonstrierte erfolgreiche Nachverfolgung der Biodistribution von diesen markierten Immunzellen unter der Verwendung von moderaten Dosis-Mengen.

Material & Methoden

Makrophagen wurden mit dem weitverbreiteten klinischen Kontrastmittel Iohexol gemäß standardisierten Protokollen markiert. Unsere Daten zeigen, dass diese Prozedur weder die Lebensfähigkeit, noch die Proliferation oder Migration der Zellen beeinflusste. Nach der Injektion des Kontrastmittels bzw. der markierten MHS wurden die Mäuse mit Isofluran in Narkose versetzt und in einer speziellen Röhre positioniert, um diese durch den eingehenden Röntgenstrahl an der P21.1 - beamline bei PETRA III in Hamburg zu bewegen. Sowohl die Eingangsenergie von 53 keV, als auch der Fluss der Röntgenphotonen wurden derart gewählt, dass die resultierenden Dosiswerte weit unterhalb der gut tolerierbaren 300 mGy lagen. Ein Ganzkörper-Scan, in dem Fluoreszenzphotonen mit einem Siliziumdriftdetektor (SDD) gemessen wurden, dauerte 18 Minuten.

Ergebnisse

Die aus den XFI-Messungen rekonstruierten Jod-Verteilungen zeigen ein grundlegend anderes Verhalten für die Fälle, in denen nur das Kontrastmittel alleine verabreicht wurde (Abbildung A), oder aber die damit markierten Immunzellen nachverfolgt wurden (Abbildung B). Im letzteren Fall wurde eine weite Verbreitung der MHS im Bereich der Peritonealhöhle gemessen mit Anreicherungen im Bereich der Leber, der mesenterialen Lymphknoten, sowie im Darm. Die gemessenen Verteilungen beinhalten 100% der transferierten Jod-Masse, wodurch die Möglichkeit der Quantifizierung mittels XFI validiert wird [Manuskript eingereicht].



A)

B)

Zusammenfassung

Unsere Ergebnisse demonstrieren die Möglichkeit, mittels XFI die Verteilung von transferierten Immunzellen in vivo sowohl mit ausreichender Sensitivität, als auch mit hoher räumlicher Auflösung zu messen, wodurch der Weg hin zu XFI-basierter Immunzell-Nachverfolgung geebnet wird. Derartige Studien sind nicht nur für die Behandlung von entzündlichen Darmerkrankungen relevant, sondern neben weiteren Anwendungen können auch Krebstherapien, basierend z.B. auf T-Zellen, von einer solchen nicht-invasiven, longitudinalen in vivo Methode profitieren.

AS04.02 Synchrotron-basierte Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI)

F. Ziegler¹

¹Universität Hamburg, Institut für Experimentalphysik, Hamburg, Deutschland

Synchrotron-basierte Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI)

Einleitung

Synchrotron-Quellen sind gut für Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI) geeignet, da sie einen sehr kleinen, monoenergetischen Strahl mit hohem Fluss erzeugen können. Der Strahl kann in einem Target einen Tracer anregen die wiederum Fluoreszenz abstrahlen. Das Signal kann dann genutzt werden um die Position und die Masse des Tracers zu ermitteln. So kann XFI benutzt werden um verschiedenste Abläufe zu beobachten, z.B. können Makrophagen markiert werden. Beschrieben werden soll auch der dazu nötige experimentelle Aufbau sowie die Software die eigens für die Datenaufnahme von Röntgenfluoreszenz-Bildern entwickelt wurde.

Material & Methoden

Die meisten Messungen wurden an der beamline P21.1 bei PETRA III durchgeführt, dort liegt ein Strahl von 53 oder 101 keV vor, der bis auf 0.1 x 0.1 mm² kollimiert werden kann. Die Probe wird in der Mitte einer Platte an einem Arm befestigt. Der Arm kann die Probe mittels 4 Linearachsen durch den Strahl bewegt. Um die Probe können auf der Platte bis zu 10 Siliziumdriftdetektoren (SDD) in verschiedenen Winkeln und Abständen, in Schritten von 5° bzw. 5mm platziert werden. Des Weiteren können die Proben mit zwei Kameras beobachtet werden. Ein sogenanntes X-ray eye kann genutzt werden um rudimentäre Absorptionsbilder der Probe zu erzeugen. Außerdem wird der Fluss durch einen Binären Absorber mit 6 Elementen eingestellt, und an drei Positionen mit Si-PIN Detektoren überwacht. Der ganze Aufbau wird dabei von einem Softwaresystem gesteuert, dass auf Tango Controls basiert.

Ergebnisse

Der beschriebene Aufbau in Zusammenhang mit dem Softwaresystem ermöglicht das verschiedene Arten von Proben automatisch gescannt werden können. Dabei sind zwei Scan Modi möglich, der einfachste Fall, dass jeder Pixel angefahren wird und dann vermessen und der bei dem die Probe mit konstanter Geschwindigkeit in eine Richtung verfahren wird und dabei vermessen wird. Der Zweite Fall kann die Scanzeit und dabei die Dosis reduzieren, ist aber technisch aufwendiger. Da das System auf Tango basiert ist möglich zusätzliche Geräte hinzuzufügen und damit den Aufbau zu verbessern bzw. den Gegebenheiten anzupassen. Mit den so aufgenommenen Daten können akkurat Massen des Tracers bestimmt werden sowie auch die räumliche Verteilung in 2 Dimensionen im Target bis auf maximal 100µm ermittelt werden. Mittels Tomosynthese-Algorithmus kann auch eine dreidimensionale räumliche Information rekonstruiert werden.

Zusammenfassung

Die bisherigen Ergebnisse zeigen, dass XFI für die Rekonstruktion der Verteilung verschiedenartiger Proben genutzt werden kann. Dabei können Massen akkurat bestimmt werden sowie eine hohe räumliche Auflösung erreicht werden. Mit dem Aufbau ist außerdem der Grundstein für komplexere Messungen, z.B. mit mehreren Tracern, gelegt. Eine solche nicht invasives Bildgebendes Verfahren könnte z.B. auch für Krebstherapie basierend auf T-Zellen relevant sein.

AS04.03 Ermöglichung von groben Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI) – Scans durch Aufweitung eines Synchrotronstrahls durch Kohlenstoff-Mosaikkristalle

J. Haak¹, J. Baumann², T. Staufer¹, C. Schlesiger², F. Grüner¹, W. Malzer², B. Kanngießer²

¹Universität Hamburg, Institut für Experimentalphysik, Hamburg, Deutschland

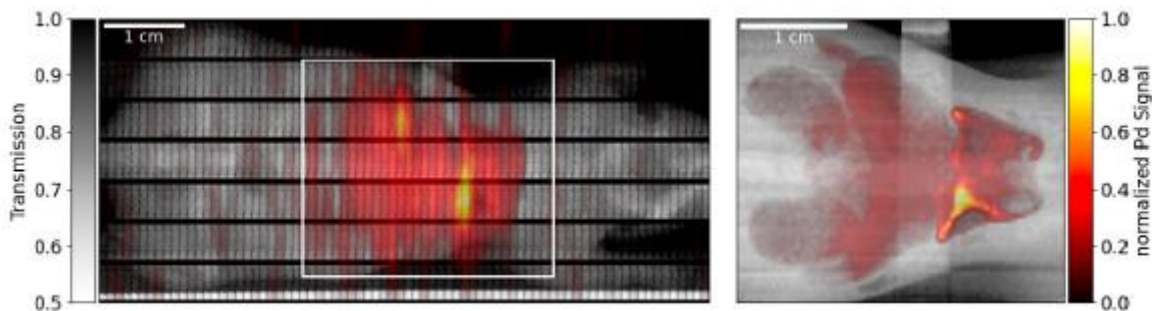
²Technische Universität, Physik, Berlin, Deutschland

Einleitung

Röntgenfluoreszenz-Bildgebung (XFI), eine vielversprechende nicht-invasive Bildgebungsmethode, ermöglicht die in-vivo-Nachverfolgung von Entitäten wie z.B. Zellen, Molekülen und Medikamenten, indem diese mit einem Marker versehen und verabreicht werden. Anschließend wird die Zielregion mit einem nadelförmigen Röntgenstrahl, z.B. von einem Synchrotron abgerastert, wobei die Strahlendosis dabei gering sein muss. Dies kann erreicht werden, indem zuerst das ganze Objekt mit einem groben Scan auf Regionen mit hoher Marker - Konzentration untersucht wird, welche anschließend mit einem feineren Scan vermessen werden kann. Dadurch wird eine hohe Ortsauflösung trotz verringerter Gesamtdosis erreicht. Für den groben Scan wird ein Strahl mit einem großen Durchmesser benötigt, welchen ein Synchrotron im Regelfall nicht liefern kann. In der hier präsentierten Methode wurden Kohlenstoff-Mosaikkristalle genutzt, um eine Aufweitung eines feinen Röntgenstrahls durch Bragg-Reflektion in einer Richtung zu erreichen. Damit wurde anschließend eine Pilot-Messung zur Dosisminimierung mit einem Mausphantom durchgeführt.

Material & Methoden

Vier Kristall-Optiken wurden jeweils an der P21.1 – beamline bei PETRA III (DESY, Hamburg) in dem Röntgenstrahl platziert. Die Eingangsenergie betrug dabei ca. 53 keV, die Strahlgröße 1 mm x 1 mm. Der reflektierte und der ungebeugte Strahl wurden jeweils vermessen, wodurch die Aufweitung und die Reflektivität der Optiken bestimmt wurden. Ein Mausphantom mit Palladium (Pd) -Lösung wurde dann mit dem ausgedehnten Strahl der performantesten Optik abgerastert (Abb. A). Anschließend wurden die Regionen mit hoher Pd-Konzentration mit dem ungebeugten, feinen Strahl gescannt (Abb. B).



Ergebnisse

Je nach Optik konnte eine Strahlaufweitung um einen Faktor von 10-20 in einer Entfernung von 1.5 m erreicht werden. Vergleiche mit Raytracing-Simulationen zeigten zunächst grobe Abweichungen der Reflektivität der Optiken im Vergleich zu den theoretisch erwarteten Werten. Dies konnte auf abweichende Kristallparameter zurückgeführt werden. Bei den Testmessungen an dem Mausphantom konnte eine Dosisreduktion um 68% und eine Zeiteinsparung um 62% erzielt werden. Dabei spielte die Größe der Zielregion eine entscheidende Rolle, wonach höhere Reduktionen bei kleineren Regionen erreichbar sind.

[Abbildung 4: Entnommen aus: J. Baumann et al. Enabling Coarse X-ray Fluorescence Imaging Scans with Enlarged Synchrotron Beam by Means of Mosaic Crystal Defocusing Optics. Int. J. Mol. Sci. 2022, 23\(9\), 4673;](#)

A) B)

Zusammenfassung

Unsere Ergebnisse demonstrieren eine starke Dosisreduktion bei einer XFI-Messung, wenn die Zielregionen zuerst durch einen groben Scan bestimmt werden. Die dafür benötigte Strahlgröße konnte erfolgreich durch eine Kristall-Optik erzeugt werden. Die Ergebnisse zeigen das Potenzial für dosis-konforme in-vivo Messungen an Kleintieren mit geringeren Marker-Konzentrationen, bei denen üblicherweise längere Scans der Zielregionen vonnöten sind.

AS04.04

abgesagt

AS04.04

abgesagt

AS04.05 Neue Techniken der Cone-Beam Computertomographie mit vergrößertem Field of View basierend auf unabhängig voneinander rotierender Röntgenquelle und Detektor

A. Karius¹, J. Szkitsak¹, V. Strnad¹, R. Fietkau¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik - Radioonkologie, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Cone-Beam Computertomographie von Field of Views (FOVs), welche die Größe von Scans, die in der konventionellen Bildgebungsgeometrie mit gegenüberliegender Röntgenquelle und Detektor aufgenommen werden, übersteigen, ist in vielen medizinischen Fachbereichen von hoher klinischer Bedeutung. Ein neuer Ansatz für die Bildgebung dieser vergrößerten FOVs mit einem Full-scan (360° Gantryrotation, EnFOV360) oder zwei Short-scans (180° + Strahldivergenz, EnFOV180) wird durch die auf unabhängig voneinander rotierender Quelle und Detektor basierende nicht-isozentrische Bildgebung ermöglicht. Die Präsentation, Beschreibung, und experimentell Validierung dieses neuen Ansatzes und der neuen Scantechniken EnFOV360 und EnFOV180 bildet den Gegenstand dieser Arbeit.

Material & Methoden

Die Scantechniken für EnFOV360, EnFOV180, und nicht-isozentrische Bildgebung werden beschrieben. Für ihre experimentelle Validierung wurden Scans von dedizierten QA und anthropomorphen Phantomen aufgenommen, wobei die Phantome sowohl innerhalb der tomographischen Ebene als auch am longitudinalen FOV Rand (beides sowohl mit als auch ohne laterale Verschiebungen vom Gantryzentrum) platziert wurden. Darauf aufbauend wurden geometrische Genauigkeit, Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) von verschiedenen Materialien, räumliche Auflösung, Rauschcharakteristika und CT-Zahl-Genauigkeit quantitativ bewertet. Die Ergebnisse wurden mit Scans verglichen, die in der konventionellen Bildgebungsgeometrie aufgenommen wurden.

Ergebnisse

Die geometrische Genauigkeit war mit Mittelwerten $\leq (0.21 \pm 0.11)$ mm für alle Scantechniken sehr hoch. CNR und räumliche Auflösung waren vergleichbar zwischen isozentrischen und nicht-isozentrischen Full-Scans sowie EnFOV360, wohingegen eine deutlich verschlechterte Bildqualität in dieser Hinsicht für EnFOV180 beobachtet wurde. Das Rauschen im Isozentrum war für konventionelle Full-scans mit (13.4 ± 0.2) HU am geringsten. Für lateral verschobene Phantompositionierungen vergrößerte sich das Rauschen für konventionelle Scans und EnFOV360, wohingegen Rauschreduktionen für EnFOV180 beobachtet wurden. Hinsichtlich der Scans des anthropomorphen Phantoms waren sowohl EnFOV360 als auch EnFOV180 vergleichbar zu konventionellen Full-scans.

Zusammenfassung

Beide Techniken zur Bildgebung vergrößerter FOVs zeigten hohes Potenzial. EnFOV360 zeigte eine zu konventionellen Full-scans im Allgemeinen vergleichbare Bildqualität. EnFOV180 zeigte eine verringerte Bildgebungsperformance insbesondere hinsichtlich CNR und räumlicher Auflösung.

AS04.06 Deep learning for denoising in X-Ray fluorescence computed tomography

N. Mahmoodian¹, K. Kumar¹, M. Fachet¹, C. Hoeschen¹

¹Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Magdeburg, Deutschland

Deep Learning for Denoising in X-Ray Fluorescence Computed Tomography

Naghmeh Mahmoodian, Kunal Kumar, Melanie Fachet, Christoph Hoeschen

Otto von Guericke University Magdeburg, Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Institute for Medical Technology, Chair of Medical Systems Technology, Magdeburg, Germany.

X-ray fluorescence computed tomography (XFCT) is a non-invasive quantitative imaging technique providing information on the molecular level. This technique has attracted much attention due to its potential for simultaneous high spatial resolution and high sensitivity imaging. However, achieving high sensitivity using benchtop x-ray sources, which enables better visualization of low concentration elemental distributions inside samples, is associated with high radiation doses.

Artificial intelligence has garnered significant interest in the field of imaging processing due to its ability to provide high-resolution images even in the presence of noise. In recent years, deep learning (DL), CNN and generative adversarial networks (GAN) composed of multiple layers, have shown promising results in improving image quality. Specifically, this is the case for applications like noise reduction in low-dose CT, limited-angle image prediction, and iterative image reconstruction. As of now in XFCT, primary means of noise reduction has been cumbersome background reduction algorithms, subtraction methods, and background estimation in iterative reconstruction steps, etc., to separate XRF signals from Compton background. However, AI could offer potential solutions to the high dose problem in XFCT with the aim of reducing the x-ray dose during image acquisition. In this regard, we propose DL method based on an optimized CNN model for dose reduction in XRF images. The results of our proposed method are compared with images acquired using higher dose levels. Various denoising methods have been proposed in the field of X-ray and CT medical imaging, but very few have been developed specifically for XFCT [1, 2].

In this research using reconstructed images from a sparse-view benchtop XFCT system that utilizes cone-beam polychromatic x-rays generated by a microfocus x-ray tube, a pinhole collimated 2D cadmium telluride detector, and XRF excitation from conventional Gadolinium (Gd) contrast embedded in small-animal water phantoms. A small-animal surrogate phantom with the following features was used: a 50 mm diameter background with 8 mm diameter contrast columns, at concentrations of 0%, 0.031%, 0.1%, and 0.2% by Gd weight (wt.%). First, for each concentration, an overall high dose of 276 cGy was used to acquire 10 angular projections over a 360° scan with an exposure time of 150 s per projection. Then, noise is introduced into the high-dose images and then correlated with the images acquired at a reduced fraction (e.g., 5%, 10%, 25%, 50%, and 75%) of the high-dose, in order to estimate the effect of radiation dose on background noise. The DL model is trained using the augmented data and evaluated for background noise reduction via the proposed denoising approach. The quality of the images generated by the proposed method is assessed and compared with those acquired at 100% x-ray dose levels.

References

- [1] Feng, Peng, et al. "Reduction of Compton Background Noise for X-ray Fluorescence Computed Tomography with Deep Learning." *Photonics*. Vol. 9. No. 2. MDPI, 2022.
- [2] Jung, Seongmoon, et al. "Compton background elimination for in vivo x-ray fluorescence imaging of gold nanoparticles using convolutional neural network." *IEEE on Nuclear Science* 67.11 (2020): 2311-2320.

FS02.01 Physikalisch-technische Qualitätssicherung I

C. Schütze¹

¹Universitätsmedizin Göttingen, Klinik für Nuklearmedizin, Göttingen, Deutschland

Bei Anwendung radioaktiver Stoffe und ionisierender Strahlung am Menschen werden in der Nuklearmedizin eine Vielzahl von Geräten im Rahmen der Diagnostik und Therapie eingesetzt. Diese Systeme unterliegen der Qualitätssicherung. Im Rahmen dieses Vortrages soll ein grundlegender Überblick über die physikalisch-technische Qualitätssicherung an nuklearmedizinischen Systemen sowie speziell zur Qualitätssicherung an nicht bildgebenden Geräten gegeben werden.

FS02.02 Physikalisch-technische Qualitätssicherung II

C. Schütze¹

¹Universitätsmedizin Göttingen, Klinik für Nuklearmedizin, Göttingen, Deutschland

Bei Anwendung radioaktiver Stoffe und ionisierender Strahlung am Menschen werden in der Nuklearmedizin eine Vielzahl von Geräten im Rahmen der Diagnostik und Therapie eingesetzt. Diese Systeme unterliegen der Qualitätssicherung. Im Rahmen dieses Vortrages soll ein vertiefter Überblick zur physikalisch-technische Qualitätssicherung an bildgebenden Modalitäten der Nuklearmedizin gegeben werden

FS02.03 Model-Observer in der Nuklearmedizin

M. Borowski¹, Y. Haack²

¹Klinikum Braunschweig, Braunschweig, Deutschland

²Gemeinschaftspraxis für Strahlentherapie und Radioonkologie, Hannover, Deutschland

Die technische Qualitätssicherung hat unter anderem das Ziel, sicherzustellen, dass die eingesetzten Geräte eine ausreichende Bildqualität zur Detektion von Details zur Befundung der relevanten klinischen Fragestellungen ermöglichen. Im Bereich der Nuklearmedizin wird aktuell die Bildqualität, z.B. von SPECT-Aufnahmen, im Rahmen von Konstanzprüfungen rein visuell bewertet. Dieses hat zur Folge, dass Aussagen zur Bildqualität von der durchführenden Person sowie deren aktueller Leistungsfähigkeit abhängen. Auch sind die Stufungen in denen eine Bewertung erfolgt eher grob.

Es gibt, insbesondere im Bereich der Röntgendiagnostik, Ansätze, Bildqualität objektiv zu bewerten. Ein Ansatz hierzu ist die Verwendung von Model-Observern. Es handelt sich hierbei um Softwaresysteme, die anhand statistischer Auswertungen eine Aussage darüber ermöglichen, ob einzelne Details in Bilddaten erkennbar sind.

Im Rahmen des Vortrags wird ein Versuch, Model-Observer im Bereich der Nuklearmedizin zu implementieren vorgestellt. Herausforderungen, die sich aus der Bilddatenakquise ergeben sowie erste Resultate werden vorgestellt. Die Ergebnisse machen Mut, zukünftig mit Hilfe objektiver Verfahren eine anwenderunabhängige und feiner differenzierende Aussage über Bildqualität zu erhalten und diese perspektivisch in Konstanzprüfungen einzusetzen.

FS02.04 Abfallmanagement in der Nuklearmedizin am Beispiel der Radioligandentherapie

F. Bärenfänger¹

¹Klinikum Dortmund gGmbH, Institut für Medizinische Strahlenphysik und Strahlenschutz, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Die steigende Verfügbarkeit neuer Therapienuklide führt zu einem immer breiter werdenden Behandlungsspektrum in der Nuklearmedizin. Neben etablierten Verfahren wie der Radioiodtherapie gewinnen insbesondere Radioligandentherapien (RLT) mit [177Lu]Lu-DOTATATE und [177Lu]Lu-PSMA-617 an Bedeutung. Da es insbesondere bei der Herstellung von geträgertem Lu-177 zu Verunreinigungen mit dem langlebigen metastabilen Lu-177m kommen kann, ist bei der Einführung neuer Therapieformen häufig auch eine Anpassung des bestehenden Abfallmanagements notwendig.

Methodik

Die gesetzlichen Vorgaben für den Umgang mit radioaktiven Abfällen und deren Freigabe basieren auf Kapitel 3 der Strahlenschutzverordnung mit den Anlagen 4 (Abfälle) und 11 (Abwasser). Anhand der Radioligandentherapie [177Lu]Lu-DOTATATE werden die verschiedenen Schritte im Umgang mit den bei stationär durchgeführten Radionuklidtherapien entstehenden Abfällen aufgezeigt. Dabei werden Herausforderungen bei der Lagerung und dem Freigabeverfahren innerhalb bestehender Workflows diskutiert, und mögliche zukünftige Lösungsansätze erörtert.

Zusammenfassung

Die bei einer Radionuklidtherapie entstehenden Abfälle werden in Primär- und Sekundärabfälle sowie Abwasser unterteilt. Wenn herstellungsbedingte Verunreinigungen mit langlebigen Radionukliden, wie beim geträgerten Lu-177, vorliegen, können die Primärabfälle in der Regel nicht nach § 35 StrlSchV freigegeben werden und müssen stattdessen über eine Landessammelstelle entsorgt werden. Dies gilt ebenso für das Abwasser, wodurch die Kapazität der Abklinganlage und der Grad der Verunreinigung zu limitierenden Faktoren für das maximal mögliche Behandlungsvolumen werden.

Eine vielversprechende Lösung könnte in Zukunft der Einsatz von Filtersystemen in sogenannten BioChroma-Anlagen darstellen.

FS02.05 Strahlenschutzüberwachung in der Nuklearmedizin

C. Wanke¹, B. Szermerski¹, L. Geworski¹

¹Medizinische Hochschule Hannover, Strahlenschutz und Medizinische Physik, Hannover, Deutschland

In der Nuklearmedizin werden offene radioaktive Stoffe am Menschen zu diagnostischen und therapeutischen Zwecken angewendet, was zu speziellen Anforderungen an die Strahlenschutzüberwachung des Personals führt.

Zur Planung und Festlegung entsprechender Überwachungsmaßnahmen ist zunächst anhand der genehmigten Aktivitäten eine Abschätzung der Exposition durch externe Bestrahlung sowie der potentiellen Inkorporationsdosis durchzuführen. Dabei ist zu beachten, dass die Handhabung von radioaktiven Stoffen auch zu Teilkörperexpositionen, insbesondere der Hand, führen kann. Weiterhin ist die potentielle Dosis für die Augenlinse zu betrachten. Ggf. ist außerdem die Exposition durch Röntgenstrahlung, z. B. beim Betrieb von Hybridgeräten oder bei der Durchführung von Radiosynoviorthesen, zu berücksichtigen. Zur Berechnung der potentiellen Inkorporationsdosis werden in der Regel gemäß der Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle Teil 2¹ [1] die potentiell inkorporierbaren Bruchteile der gehandhabten Aktivitäten mit Hilfe von Inkorporationsfaktoren abgeschätzt und mittels Dosiskoeffizienten in eine potentielle Dosis umgerechnet. Für den Bereich der Nuklearmedizin sind Inkorporationsfaktoren in der „Empfehlung für die Anwendung der Richtlinie zur Inkorporationsüberwachung in der Nuklearmedizin“ zu finden [2]. Empirisch ermittelte Inkorporationsfaktoren für Tätigkeiten auf einer nuklearmedizinischen Therapiestation sind z. B. in [3] veröffentlicht. Diese Abschätzungen sind konservativ ausgelegt, so dass die Expositionen, die das Personal tatsächlich erhalten wird, überschätzt werden.

Als durchzuführende Überwachungsmaßnahmen werden in der Regel die Überwachung mit Personendosimetern sowie bei der Handhabung von radioaktiven Stoffen zusätzlich mit Fingerringdosimetern festgelegt. Diese Überwachung ist leicht durchzuführen und für das Personal nicht belastend. Das Erfordernis für eine Überwachung der Augenlinsendosis ist in der Nuklearmedizin meist nicht gegeben. Ebenso ist in der Regel in der nuklearmedizinischen Diagnostik keine regelmäßige Inkorporationsüberwachung erforderlich, für Tätigkeiten auf einer nuklearmedizinischen Therapiestation können aber Schwellwertmessungen angezeigt sein.

Erfahrungen aus der personendosimetrischen Überwachung des Personals der Klinik für Nuklearmedizin der MHH zeigen, dass die externe Exposition gering ist. So wurde in den Jahren 2020 bis 2022 jeweils bei über 90 % des Personals eine effektive Dosis durch externe Exposition von weniger als 1 mSv festgestellt, ein Wert von 6 mSv wurde in keinem Fall überschritten. Auch bei der Ermittlung der Teilkörperdosis der Hand mittels Fingerringdosimetern, die an radiopharmazeutischem und ärztlichem Personal vorgenommen wurde, die Radiopharmaka handhaben, betrug die Dosis in den Jahren 2020 bis 2022 jeweils in über 90 % der Fälle weniger als 50 mSv. Der Grenzwert für beruflich Exponierte von 500 mSv im Kalenderjahr wurde stets eingehalten. Inkorporationsmessungen an Personal der nuklearmedizinischen Therapiestation zeigen, dass gelegentlich Aktivitätsfeststellungen vorkommen, die aber in der Regel auf Kontaminationen zurückzuführen sein dürften [3]. Hochgerechnet betrug die festgestellte Dosis durch Inkorporation in allen Fällen weniger als 0,5 mSv im Jahr [3].

Literatur

- [1] Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen, Teil 2: Ermittlung der Körperdosis bei innerer Strahlenexposition (Inkorporations-überwachung) (§§ 40,41 und 42 StrlSchV) vom 12.1.2007. RdSchr. d. BMU v. 12. 1. 2007 - RS II 3 - 15530/1. GMBI. 2007, Nr. 31/32, S. 623
- [2] BMU (Hrsg.): Empfehlung für die Anwendung der Richtlinie zur Inkorporationsüberwachung in der Nuklearmedizin vom 5. Januar 2009. RdSchr. d. BMU – RS II 3 – 15560/1, GMBI 2009, Nr. 12-14, S. 266
- [3] C. Wanke, B. Szermerski, L. Geworski: Inkorporationsüberwachung des Personals einer nuklearmedizinischen Therapiestation mit Einsatz von I-131 und Lu-177. Nuklearmedizin 2022, Nr. 61, S. 333-338.

¹ Die RiPhyKo2 befindet sich zum Zeitpunkt der Abstracterstellung in Überarbeitung, der Veröffentlichungstermin der novellierten RiPhyKo2 ist noch nicht bekannt.

FS02.06 Schwangere in der Nuklearmedizin

C. Happel¹, M. Borowski², A. Kamp³, D. Groener¹, G. Brix⁴, F. Grünwald¹, M. Fiebich⁵

¹Universitätsklinikum Frankfurt am Main, Klinik für Nuklearmedizin, Frankfurt am Main, Deutschland

²Städtisches Klinikum Braunschweig gGmbH, Radiologie & Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland

³Bundesamt für Strahlenschutz, Externe und interne Dosimetrie, Biokinetik, Oberschleißheim, Deutschland

⁴Bundesamt für Strahlenschutz, Abteilung Medizinischer und beruflicher Strahlenschutz, Neuherberg, Deutschland

⁵Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

Einleitung

Die Anwendung offener radioaktiver Stoffe zur nuklearmedizinischen Diagnostik und Therapie ist während Schwangerschaft im Allgemeinen kontraindiziert. In medizinisch begründeten Einzelfällen oder bei unbekannter Frühschwangerschaft kann es jedoch zu einer pränatalen Strahlenexposition kommen.

Material und Methoden

Die Strahlenexposition des Ungeborenen bei der nuklearmedizinischen Anwendung radioaktiver Isotope an Schwangeren hängt unter anderem von der applizierten Aktivität, den physikalischen Radionuklideigenschaften, sowie der Biokinetik und -distribution des verwendeten Radiopharmakons ab. Da die Dosiskoeffizienten nicht direkt gemessen werden können, werden sie mittels Monte-Carlo-Simulationen unter vereinfachenden Annahmen für Referenzpersonen abgeschätzt.

Ergebnisse

Die pränatale Entwicklung wird in Präimplantationsphase, Organbildungsphase und Fetalphase untergliedert. Die Radiosensitivität ist im ersten Drittel der Schwangerschaft am höchsten und nimmt danach stetig ab. Es werden drei Kategorien deterministischer Schäden infolge einer pränatalen Strahlenexposition beschrieben: Spontanabort/Totgeburt, kongenitale Malformationen sowie geistige und Wachstumsretardierung. Für das Auftreten dieser Strahleneffekte wurden mittels biokinetischer und dosimetrischer Modelle für verschiedene Radiopharmaka Schwellenwerte für die applizierte Aktivität abgeschätzt, unterhalb derer der entsprechende Schaden nicht beobachtet wird.

Zusammenfassung

In diesem Vortrag werden unterschiedliche Verfahren zur Dosisabschätzung vorgestellt, an Fallbeispielen evaluiert und Konsequenzen für die Schwangere und das Ungeborene diskutiert.

AU1.01 Chirp-evozierte Hirnstammpotenziale

I. Baljić¹

¹Helios Klinikum Erfurt, Klinik für Hals-, Nasen-, und Ohrenheilkunde, Erfurt, Deutschland

Um die frequenzspezifische Hörschwellenbestimmung mittels früher akustisch evozierter Potenziale (FAEP) zu verbessern, wurden in der Vergangenheit unterschiedliche Stimulations- und Messparadigmen eingeführt und evaluiert. Einen vielversprechenden Ansatz zur Verbesserung der Nachweisbarkeit von Reizantworten stellt dabei die Verwendung frequenzmodulierter Chirp-Signale dar, welche die zeitliche Synchronizität der neuronalen Antworten über einen Bereich entlang der Basilarmembran deutlich verbessert. Auf Basis dieser Erkenntnisse wurde später ein pegeladaptives Maskierungskonzept zur Verbesserung der Frequenzspezifität der FAEP entwickelt, und anschließend in Verbindung mit drei generierten schmalbandigen Chirp-Reizen an einem normalhörenden Kollektiv überprüft.

Die erzielten Messergebnisse zeigten zum einen, dass es, um mit einem schmalbandigen tiefrequenten Chirp-Reiz frequenzspezifische Antworten zu erzeugen, zwingend erforderlich ist, gleichzeitig ein hochpassgefiltertes Maskierungsrauschen einzusetzen. Zum anderen konnte gezeigt werden, dass die Hirnstammaudiometrie mit Verwendung von bandbegrenzten und pegelabhängig maskierten Chirp-Reizen eine effiziente Methode darstellt, die es in der klinischen Routine ermöglicht die frequenzspezifischen Erregungsschwellen zeiteffektiv zu ermitteln. Der geringe, nicht signifikante Abstand zu den subjektiven Hörschwellen macht die Verwendung von Korrekturfaktoren weitgehend überflüssig. Vor allem konnten die bisherigen Studienergebnisse für den low-chirp bestätigt werden, sodass die Registrierung der low-chirp FAEP derzeit die Methode der Wahl zur objektiven Hörschwellenbestimmung im Tieftonbereich um 500 Hz zu sein scheint.

In weiterführenden Studien war es noch gelungen, Reizkombinationen zu erzeugen, welche eine zeitsparende simultane Hörschwellenschätzung in verschiedenen Frequenzbereichen ermöglichen, ohne dabei die Überlagerung der einzelreizabhängigen Potenzialgruppen hervorzurufen sowie im Vergleich zur Einzelreizstimulation zur Verschlechterung der Schwellenwerte zu führen. Weiterhin können simultan ausgelöste FAEP auch zur Beurteilung der Hörbahnreifung sowie einer möglichen Restschallleitungskomponente uneingeschränkt herangezogen werden, da verschiedene Chirps mit dem Klickreiz kombiniert werden können.

Aufgrund vorliegender Datenlage und existierender praktischer Erfahrungen kann daher angenommen werden, dass sich modellbasierte Chirp-Ausschnitte (als Einzel- oder Reizkombination) in der Hand eines erfahrenen Untersuchers unter guten Messbedingungen zur Abschätzung frequenzspezifischer subjektiver Hörschwelle effizient und zeiteffektiv in der klinischen Routine einsetzen lassen.

AU1.02 Stationäre akustisch evozierte Potentiale

T. Rahne¹

¹Universitätsklinikum Halle (Saale), Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie, Halle (Saale), Deutschland

Die Diagnostik von Hörstörungen erfordert neben den subjektiven, psychoakustischen Messungen der Reintonhörschwelle und des Sprachverstehens in vielen Fällen auch objektive Methoden. So kann z.B. bei Neugeborenen, Patienten in Narkose und auch im Zusammenhang mit medizinischen Gutachten eine zuverlässige Information über das Hörvermögen gewonnen werden. Als eine etablierte neurophysiologische Methode werden die auf einen kurzen akustischen Reiz folgenden Veränderungen im EEG als transiente akustisch evozierte Potentiale ausgewertet. Werden diese simultan zu kontinuierlich präsentierten Signalen ausgewertet, spricht man von stationären akustisch evozierten Potentialen. Diese werden in der Frequenzdarstellung des EEG besonders gut darstellbar.

In diesem Beitrag wird die Methode der Messung stationärer akustisch evozierter Potentiale vorgestellt. Ihre Anwendung insbesondere auf die frequenzspezifische und seitengetrennte Bestimmung der Reizantwortschwelle wird ebenso diskutiert wie die Anwendbarkeit bei Patienten, die mit einem aktiven Hörimplantat versorgt sind.

AU1.03 Die Otoakustischen Emissionen und ihr klinischer Nutzen

S. Hoth¹

¹n.a., n.a., Heidelberg, Deutschland

Die Otoakustischen Emissionen (OAE) nehmen im Instrumentarium der objektiven Audiometrie einen etwas eigentümlichen Platz ein, denn sie liefern auf die zweite und dritte der folgenden, einer jeden Hörprüfung zugrundeliegenden Fragen keine erschöpfende Antwort:

- (1) Liegt eine Hörstörung vor?
- (2) Welches Ausmaß weist sie auf?
- (3) Welcher Frequenzbereich ist betroffen?
- (4) Welcher Teil des Hörsystems ist ursächlich?
- (5) Welche Therapie ist angemessen?

Selbst in Bezug auf das fundamentale Kriterium (1) weisen die OAE ein gravierendes Defizit auf – sie können selbst bei Taubheit (wenn diese synaptisch oder neural bedingt ist) unauffällig sein!

Dennoch belegt die Messung der OAE bezüglich der Zahl der Anwendungen einen Spitzenplatz, denn gerade die TEOAE (transitorisch evozierte OAE) eignen sich in nahezu idealer Weise als primär dichotomer Test für das Neugeborenenhörscreening. In diesem Kontext spielt es keine Rolle, dass sowohl die Inzidenz als auch die Amplitude der Click-evozierten TEOAE nur sehr begrenzt für die Frequenzabhängigkeit des Hörverlustes spezifisch sind. Auch bei den otoakustischen Distorsionsprodukten (DPOAE) steht es trotz der Stimulation mit frequenzselektiven Reizen mit der Frequenzspezifität nicht viel besser – zumindest bei der üblichen überschwelligen Reizung (nur junge Audiologen setzen frequenzselektive Reizung mit frequenzspezifischen Ergebnissen gleich).

Bei Annäherung des Reizpegels an die Schwelle nimmt die Frequenzspezifität in dem Maße zu, wie die Breite der cochleären Abstimmkurve und folglich auch die Amplitude der OAE abnimmt. Daher eignet sich die Messung der OAE-Amplitude in Abhängigkeit vom Reizpegel (Amplitudenwachstumsfunktion) potentiell zur Bestimmung der Reizantwortschwelle. Die bisher beschriebenen Ansätze führen jedoch aus wahrscheinlichen methodischen Gründen noch nicht zu befriedigenden Ergebnissen.

Aktuell übernehmen die OAE bei der Differentialdiagnostik der Auditorischen Synaptopathie/Neuropathie (AS/AN) eine zunehmend bedeutende Rolle. Die Suppression der an einem Ohr gemessenen OAE durch eine contralaterale Beschallung gilt als ein Test für die efferente Steuerung der äußeren Haarzellen, die im Fall einer AS/AN beeinträchtigt sein kann. Im Verbund mit der Elektrocochleographie begründet dies die Einbindung der OAE in die präoperative Diagnostik vor CI-Versorgung. An dieser Anwendung wird deutlich, dass die Stärke der objektiven Audiometrie nicht in der einzelnen Methode, sondern in der Gesamtheit des Instrumentariums liegt.

FS03.01 Discovery of FLASH and pre-clinical evidence towards the use of FLASH RT for patients

A. Gasparini^{1,2}, A. Arrigo², L. Brants², L. de Freitas Nascimento³, V. Vanreusel^{2,3}, D. Verellen^{1,2}, P. Montay-Gruel^{1,2}

¹Iridium Network, Antwerpen, Belgium

²University of Antwerp, Faculty of Medicine and Health Sciences, Antwerpen, Belgium

³SCK CEN, Research in Dosimetric Applications, Mol, Belgium

FLASH radiation therapy (FLASH-RT) is a very promising technique and a potential game-changer in cancer therapy. In 2014, Favaudon et al. (Sci Transl Med. 2014; 6(245):245ra93) observed a great reduction of normal tissue toxicity upon radiation when using ultra-high dose rates (UHDR>40 Gy/s) over a very short time period (<500 ms), while keeping a similar anti-tumour control as conventional dose rate radiotherapy.

This observation is now known as the "FLASH-effect" and opens interesting possibilities for clinical applications. Studying the FLASH effect requires the involvement of multidisciplinary teams, in which radiobiologists, physicists, physicians and other scientists work together to decipher all aspects of this new radiotherapy paradigm.

While the FLASH effect has been confirmed in multiple animal models of tumour and normal tissue toxicity, it makes us question the classic rules of classic radiobiology. By specifically adding the impact of exposure time on normal tissue toxicities to the already well-defined parameters that are: dose, volume, fractionation, organ radiosensitivity and individual variation, it forces to develop and design new biological models to decipher the interaction of ionizing radiation with the biological tissues. Identifying the impact of ultra-high dose rates on biological systems at both tumour and normal tissue levels and comparing it to what is well-described in the radiobiology literature is essential to characterize the FLASH effect, and design proper and safe clinical trials.

Preclinical UHDR systems are therefore still extensively used. The commissioning and QA of these systems and preclinical experiments is non-standard, yet of extreme importance for a correct comparison of preclinical results. Additionally, the current clinical techniques have to be optimized for UHDR deliveries, for instance as dose delivery modalities, conformality, motion management and fractionation. For patient safety, fast and robust beam monitoring is needed to check the dose output and energy, and to interrupt the treatment when needed. The current exposure rate limits possibly lose their relevance with much shorter irradiation times. Additional hazards, like ozone production, might be instead relevant. Here we review the current preclinical evidence and the corresponding preclinical physics roadmap to the clinical implementation of FLASH-RT.



Besuchen
Sie uns!
DGMP 2023
27. - 30. September
Stand 3
Messe
Magdeburg

Gemeinsam für mehr Patientensicherheit

**DOSE – Modernes Dosismanagement
powered by Qaelum**

Automatisierte Lösungen zur Dosisüberwachung unterstützen Dienstleister im Gesundheitswesen dabei, die gesetzlichen Vorschriften einzuhalten und die Patientenversorgung nachhaltig zu optimieren. Darüber hinaus bieten sie einen wichtigen Einblick in den Gesamtprozess, sodass dieser dauerhaft verbessert werden kann.

Weiterführende Informationen erhalten Sie an unserem gemeinsamen Stand oder auf:
dedalusgroup.de sowie **qaelum.com**



FS03.02 FLASH radiotherapy with proton beams

E. Beyreuther¹

¹Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Laser-Teilchenbeschleunigung, Dresden, Deutschland

Introduction

The Flash effect [1] circumscribes the preclinical observed protection of normal tissue by dose delivery at dose rates of 40 Gy/s and higher compared to conventional dose delivery over minutes. The simultaneously observed unaltered tumor treating efficacy promises improved tumor treatment by dose escalation and/or less normal tissue side effects enhancing patient's quality of life. By combining the beneficial depth dose distribution of proton radiotherapy with Flash dose delivery the normal tissue sparing, i.e. the clinical benefit of both could potentially be maximized.

Material & Methods

The development of proton Flash radiotherapy will be briefly summarized starting from own preclinical studies at the Oncoray proton cyclotron [2] and animal studies at other centres and end up with the first patient trials performed in the US [3]. Beside experimental biology results, the necessary development of Flash dose delivery, including Spread-out Bragg peak (SOBP) formation, treatment planning and influence of time structure will be discussed.

Results

The proton Flash effect was demonstrated on different animal species of varying complexity at clinical and research accelerators, for transmission and clinical more relevant SOBP proton fields. The first in human trial prove the safe application of Flash dose rates to patients.

Conclusion

Supported by preclinical data and a first human trial, Flash radiotherapy with proton beams seem to be a promising and beneficial treatment option for future tumor treatment. However, despite these optimistic results, open questions like the mechanisms behind the Flash effect, the optimal beam parameters, including fractionation schemata, and on realistic proton treatment plans should be answered before widespread application.

Literatur

- [1] Favaudon et al. Sci Transl Med 6 (2014)
- [2] Karsch et al. Radiother Oncol 173 (2022)
- [3] Mascia et al. JAMA oncology 9 (2023)

FS03.03 FLASH radiotherapy: Silver bullet or fool's gold?

O. Jäkel^{1,2}

¹Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

²Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

Radiotherapy at ultrahigh dose rates (FLASH) is probably the hottest and most discussed topic in radiotherapy worldwide at the moment and many believe it will lead to nothing less than a revolution of radiotherapy. The FLASH effect is certainly an amazing research topic and it highlights our poor understanding of the basic mechanisms of radiation damage to normal tissues and tumour cells. Therefore, I do think, that all efforts are warranted to investigate and understand this effect in the lab.

When it comes to a clinical application of FLASH, however, there are a number of serious limitations, downsides and potential risks connected to FLASH-RT and it may be too early to start a wider application of FLASH-RT in our radiotherapy practice.

In this talk, the abovementioned limitations will be highlighted first from a mere technical viewpoint on the available machines, which allow delivery of FLASH-RT today, as well as the available delivery techniques and treatment planning algorithms. Secondly, some basic radiobiological facts will be highlighted, which we are currently using for the benefit of our patients in radiotherapy and which we may no longer be able to use, when moving towards FLASH-RT.

FS03.04 FLASH radiation therapy: A quantum leap in reducing radiation side effects

J. Seco¹

¹Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), biomedical physics in radiation oncology, Heidelberg, Deutschland

Introduction

Radiotherapy has always been a trade-off between tumor control and organ toxicity, where healthy organs are in many cases very sensitive to radiation. However, after recent developments in FLASH radiotherapy, this paradigm has been challenged due to a significant reduction in the toxicity of healthy organs [1]. "FLASH" is based on very high dose-rate irradiation (dose rate ≥ 50 Gy/s), short beamon times (≤ 100 ms) and large single doses (≥ 10 Gy) per beam [1].

Materials and Methods

FLASH mechanisms are reviewed based on Oxygen depletion and delivery pulse structure effects comparing FLASH to non-FLASH deliveries [2-4]. Oxygen depletion studies were done by measuring oxygen during conventional and FLASH deliveries and for different pulse structures of the delivered radiation.

Results and Discussion

We show that Oxygen depletion does not occur during FLASH radiation. We show that the pulse structure of the delivered radiation plays an important role in allowing sparing tissues to radiation effects. We also discuss other possible mechanisms at the heart of the FLASH.

Conclusions

FLASH can transform the whole field of radiation therapy by significantly reducing side-effects. At the moment it is still unknown how to perform FLASH with multiple beams because the mechanism is still unknown.

References

1. Wilson et al (2020) "Ultra-high dose rate (FLASH) Radiotherapy: Silver bullet or fool's gold?" *Front. Oncol.* **9:1563** doi:10.3389/fonc.2019.01563
2. Jansen J, Knoll J, Beyreuther E, Pawelk J, Skuza R, Hanley R, Brons S, Pagliari F, Seco J (2021) "Does FLASH deplete oxygen? Experimental evaluation for photons, protons, and carbon ions." *Medical Physics* 48(7):3982-3990
3. Karsch L, Pawelke J, Brand M, Hans S, ... Seco J ... Beyreuther E (2022) "Beam pulse structure and dose rate as determinants for the flash effect observed in zebrafish embryo" *Radiotherapy and Oncology* vol 173: 49-54
4. Jansen J, Beyreuther E, Garcia-Calderon D, Karsch L, Knoll J, Pawelke J, Schuerer M, Seco J (2022) "Changes in radical levels as a cause for the FLASH effect: Impact of beam structure parameters at ultra-high dose rates of oxygen depletion in water" *Radiotherapy and Oncology* vol 175: 193-96

FS04.04 Die neue Qualitätssicherungsrichtlinie

J. Westhof¹

¹Hessisches Landesamt für Naturschutz, Umwelt und Geologie, Dezernat I5 Strahlenschutz, Kassel, Deutschland

Im Vortrag soll die neue Struktur der Richtlinien zur Qualitätssicherung und deren Regelungsbereiche dargestellt werden. Zukünftig werden die grundsätzlichen Anforderungen in der Rahmenrichtlinie zur Qualitätssicherung geregelt. Nachgeordnet werden die Qualitätssicherungsanforderungen für die Bereiche Röntgendiagnostik, Strahlentherapie und Nuklearmedizin in speziellen Modulen zur Rahmenrichtlinie geregelt.

AS05.01 Direkte Quantifizierung des Bildrauschens von klinischen CT-Aufnahmen durch den Rauschparameter τ

U. Mäder¹, P. Abissi¹, M. Fiebich^{1,2}

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Anton et. al. [1] haben den Parameter „ τ “ entwickelt, der Bildrauschen in klinischen Aufnahmen quantifiziert ohne auf technische Strukturen oder homogene Bildbereiche angewiesen zu sein. Dabei kann τ direkt auf einem klinischen Bild berechnet werden, ohne dass eine weitere Vorverarbeitung notwendig ist. In [1] wurde „ τ “ hergeleitet und an Hand von synthetischen Bildern sowie klinischen Mammographie-Aufnahmen validiert. In der hier vorliegenden Arbeit wird untersucht, ob das Konzept auf CT-Aufnahmen übertragen werden kann. Dazu wurde τ für Aufnahmen eines Kopfphantoms sowie eines klinischen Patientendatensatz (Abdomen) berechnet.

Material & Methoden

Beide Datensätze stammen von einem Siemens Somatom Definition Scanner. Der Phantomdatensatz wurde bei 100 kV und drei mAs-Stufen (15 mAs, 40 mAs, 100 mAs) aufgenommen und mit FBP (Kernel H50f) rekonstruiert. Der Patientendatensatz (120 kV, 265 mAs) wurde mit den Verfahren FBP, IRIS und SAFIRE rekonstruiert. Dabei kamen die Kernel B60f (FBP) und I50s (IRIS, SAFIRE) zum Einsatz. Die Auswertung des Rauschens für das Phantom erfolgte über die Standardabweichung der Intensitätswerte in einem homogenen Bildbereich über sechs konsekutive Schichten sowie mit dem Parameter τ . Für das Abdomen-CT wurden die gleichen Parameter verwendet. Zusätzlich dazu haben sieben Radiologen das Rauschen auf einer Punkteskala von 1 (sehr wenig Rauschen) bis 5 (sehr viel Rauschen) bewertet.

Ergebnisse

Abb.1 und Abb.2 stellen exemplarische Bildausschnitte des Kopfphantoms beziehungsweise des Abdomen-CTs sowie die jeweils zugehörigen Ergebnisse der Rauschanalyse dar.

Der Korrelationskoeffizient von τ und der Standardabweichung beträgt für das Kopfphantom 0,999 und für das Abdomen-CT 0,997. τ korreliert mit der gemittelten Punktzahl der Radiologen für das Abdomen-CT mit einem Wert von 0,996.

Zusammenfassung

Die Auswertungen legen den Schluss nahe, dass τ das Rauschen in CT-Datensätzen mit hoher Übereinstimmung zu Referenzverfahren beschreiben kann. Dies konnte sowohl für ein anthropomorphes Phantom als auch für einen klinischen Patientendatensatz gezeigt werden. Das Abdomen-Beispiel demonstriert, dass τ als Gütemaß für Rauschreduktionsverfahren geeignet ist, da das Verfahren unabhängig von der eingesetzten Rekonstruktionsmethode ist. Eine des Rauschparameters τ ist auf der „FileExchange“-Plattform der Fa. Mathworks unter dem Namen „Non-parametric noise measure tau“ frei verfügbar.

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Abb. 1: Bildausschnitt des Kopfphantoms der verschiedenen mAs-Stufen sowie die Ergebnisse der Rauschparameter.

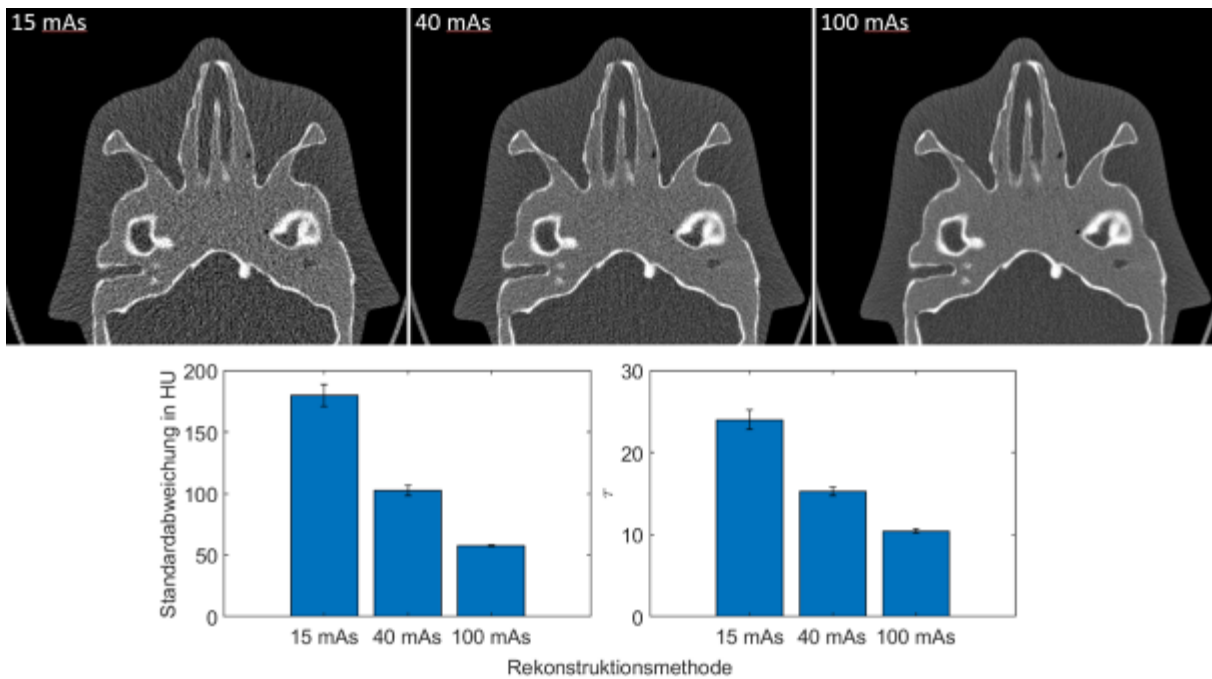
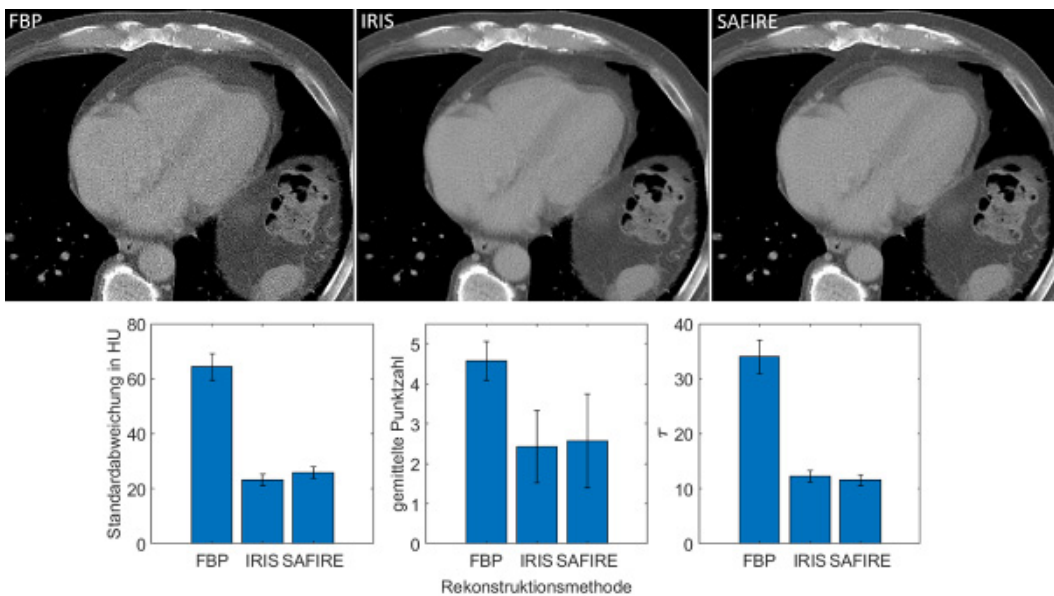


Abb. 2: Bildausschnitt des Abdomen-CTs unter Verwendung der drei Rekonstruktionsmethoden sowie die Ergebnisse der Rauschparameter.



Literatur

- [1] M. Anton, U. Mäder, S. Schopphoven, und M. Reginatto, „A nonparametric measure of noise in x-ray diagnostic images—mammography“, *Phys. Med. Biol.*, Bd. 68, Nr. 4, S. 045003, Feb. 2023, doi: 10.1088/1361-6560/acb485.

AS05.02 Bestimmung von Mindestanforderungen an Bildqualität und Dosis in der Brusttomosynthese (BETsy): Evaluation eines Bildqualitätstests mittels randomisierter sowie automatisierter Auswertung durch Model-Observer-Algorithmen

A. Sommer¹, P. Hink¹, U. Timmel¹, C. Müller¹, R. Eßeling²

¹Universitätsklinikum Münster, Referenzzentrum Mammographie, Münster, Deutschland

²Universitätsklinikum Münster, Klinik für Radiologie, Münster, Deutschland

Einleitung

Im Rahmen eines vom BfS geförderten Forschungsprojektes (BETsy) [1] sollte u. a. evaluiert werden, inwiefern eine Auswertung von Prüfkörperaufnahmen zur Bewertung der Bildqualität in der Brusttomosynthese (DBT) durch Model-Observer-Algorithmen (MO) anstelle von oder ergänzend zu menschlichen Auswertern im Rahmen einer Routine-Qualitätssicherung (QS) möglich ist, um die Objektivität zu verbessern und den Zeit- und Personalaufwand zu reduzieren.

Ziel der vorliegenden Analyse ist die Evaluation eines Bildqualitätstests mittels eines Phantoms (L2-Phantom) mit strukturiertem und gleichzeitig variablem Hintergrund, sowie einer visuell-randomisierten als auch einer MO-Auswertung.

Material & Methoden

Das L2-Phantom zeigt im Aufbau mehrere Besonderheiten für ein QS-Phantom. Es verwendet strukturierten Hintergrund der zufällig zwischen jeder Aufnahme variabel verändert werden kann. Das Phantom beinhaltet Hochkontrast- (HK) und Niedrigkontrastobjekte (NK) unterschiedlicher Größen. Die Evaluation erfolgte anhand von 772 Aufnahmen von 10 DBT-Systemen zweier Hersteller. Alle Aufnahmen wurden von 6 Personen visuell randomisiert (4-AFC) ausgewertet. Die Auswertung mittels MO erfolgte durch einen Channelized Hotelling Observer (CHO) mit 8 Gabor-Kanälen. Um möglichst ähnliche Detektionsraten (DR) zu den menschlichen Auswertungen zu erhalten, wurden gewisse Parameter der Kanalfunktionen systematisch variiert.

Ergebnisse

Insgesamt lagen 4.632 Auswertungen vor. NK-Objekte konnten bei Systemen mit großen DBT-Winkel und HK-Objekte bei Systemen mit kleinem DBT-Winkel besser detektiert werden. Lerneffekte traten aufgrund des variablen Hintergrundes nicht auf.

Für DBT-Geräte gleichen Modells ließen sich i.d.R. MO-Parameter finden, die geräteübergreifende DR generierten, welche eine gute Korrelation mit den menschlichen Ergebnissen aufwiesen. Eine modellübergreifende MO-Optimierung gelang hingegen nicht. Für Geräte des gleichen Modells traten bei System mit aktivem Pixelbinning Unterschiede auf, so dass bei der MO-Optimierung zwischen ihnen differenziert werden muss.

Zusammenfassung

Strukturierte Phantome simulieren durch ihren Hintergrund, im Gegensatz zu etablierten QS-Phantomen, anatomische Überlagerungen und scheinen somit für die QS von 3D-Verfahren geeigneter zu sein. Eine visuelle Auswertung mittels 4-AFC führt in der Routine zu keinem zeitlichen Mehraufwand und zu objektiveren Ergebnissen als gängige Auswertungen. Die Verwendung von MO als Ersatz oder Ergänzung von menschlichen Auswertern in der Routine-QS scheint grundsätzlich möglich, wobei für jedes Gerätemodell ein individueller Parametersatz ermittelt werden muss. Für Typprüfungen könnte alternativ die Benutzung des eines „idealen“ MO erprobt werden, der nicht darauf festgelegt ist, einen menschlichen Beobachter möglichst gut zu simulieren.

[1] Sommer, A.; et al.: Bestimmungen von Mindestanforderungen an Bildqualität und Dosis in der Brusttomosynthese – <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2023032336912>

AS05.03 Analyse der Bildqualität bei Interventionsanlagen

M. Borowski¹, A. Karsunke^{1,2}

¹Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland

²Klinikum Region Hannover, Hannover, Deutschland

Einleitung

Die Einbindung von Medizinphysik-Experten in röntgendiagnostische Verfahren beabsichtigt eine Optimierung des Einsatzes von Röntgenstrahlung bei den entsprechenden Verfahren. Vielfach führt dieses aktuell zu einer alleinigen Verringerung der verwendeten Dosis, wobei die resultierende Bildqualität unberücksichtigt bleibt. Insbesondere bei interventionellen Verfahren stellt die Bewertung der Bildqualität eine Herausforderung dar. Model-Observer-Ansätze zur Bewertung der Bildqualität können hier eine Lösung bieten und eine Objektivierung der Bildqualität unterschiedlicher Untersuchungsprogramme eines Gerätes sowie den Vergleich unterschiedlicher Geräte ermöglichen.

Material & Methoden

Untersucht wurde die Bildqualität unterschiedlicher Interventionsanlagen verschiedener Hersteller, insbesondere im Herzkatheterbereich. Betrachtet wurden die Geräte im Vergleich sowie unterschiedliche Fluoroskopie- und Dokumentationsprogramme innerhalb der einzelnen Geräte. Die Bildqualität wurde anhand eines speziellen Kontrast-Detail-Prüfkörpers bewertet. Die Auswertung erfolgte über eine Model-Observer-Analyse unter Verwendung eines Channelized Hotelling Observers.

Ergebnisse

Die Model-Observer-Resultate zeigen gut Unterschiede in der Bildqualität unterschiedlicher Geräte und Untersuchungsprogramme. Sie ermöglichen es, objektiv und anwenderunabhängig Aussagen zur dosisabhängigen Bildqualität unterschiedlicher Geräte und Konfigurationen vorzunehmen und darauf aufbauend Optimierungen anzustoßen.

Zusammenfassung

In der Routine-Qualitätssicherung von interventionell genutzten Röntgenanlagen erfolgt aktuell die Bewertung der Bildqualität anhand von subjektiv bewerteten Strukturen. Im Bereich der medizinphysikalisch begleiteten Optimierung wird in Ermangelung von guten Alternativen vielfach ausschließlich die Dosis von Untersuchungen berücksichtigt. Model-Observer-Analysen bieten an dieser Stelle das Potential fundiert Anwender im Hinblick auf eine Optimierung von Dosis und Bildqualität zu unterstützen.

AS05.04 Etablierung von Medizinphysik-Expert:innen in der Röntgendiagnostik in einer großen Uniklinik – Ein Erfahrungsbericht

M. L. Fehrmann¹, P. Scherkl¹, L. Glaser¹, D. Nelson¹, T. Frenzel²

¹Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf (UKE), Geschäftsbereich Sicherheit & Compliance, Hamburg, Deutschland

²Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf (UKE), Strahlentherapie & Radioonkologie, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Die gesetzliche Verpflichtung zum Hinzuziehen von Medizinphysik-Expert:innen in der Röntgendiagnostik (MPE-Rö) stellt viele Kliniken vor eine große Herausforderung. Da der gesamte Fachbereich häufig von Grund auf neu etabliert wird, müssen MPE-Rö ausgebildet oder von außen angeworben werden. Dabei sind tradierte Strukturen zu hinterfragen und an die neuen gesetzlichen Anforderungen anzupassen. Insbesondere innerhalb von Unikliniken koexistieren **viele verschiedene eigenständige Kliniken mit spezifischen Arbeitsabläufen, Geräten und IT-Systemen. Diese individuellen Anforderungen sind aufeinander abzustimmen und um neue IT-Projekte, wie beispielweise ein Dosismanagementsystem (DMS) zu ergänzen**, was die Kliniken und die neuen MPE-Rö vor eine besondere Herausforderung stellt. Im Folgenden werden unsere Erfahrungen im Umgang mit diesen Herausforderungen in einem Universitätsklinikum dargestellt.

Material & Methoden

2021 wurden vier Kolleg:innen als MPE-Rö in Weiterbildung eingestellt und klinikübergreifend angesiedelt. Die berufliche Qualifikation wurde intern von einem fachkundigen Kollegen aus der Strahlentherapie begleitet. Um sich mit den unterschiedlichen Arbeitsweisen und Anforderungen der Kliniken vertraut zu machen, sind die MPE-Rö während ihrer Sachkundezeit in die einzelnen Bereiche rotiert. Gleichzeitig wurde ein DMS inklusive aller Grundvoraussetzungen implementiert und in die Routine einer Vielzahl von Kliniken integriert. Dieses überwacht über 100 Hochdosis- und Röntgengeräte verschiedener Hersteller in unterschiedlichen IT-Netzwerken. Parallel wurde der gesamte Fachbereich mitsamt aller Strukturen neu etabliert.

Ergebnisse

Eine große Aufgabe war, parallel zum Fachkundeerwerb bereits MPE-Rö-Tätigkeiten in der Klinik auszuführen. Es bestand für die MPE-Rö die Chance aber auch die Herausforderung, die Tätigkeitsfelder und Strukturen selber mitentwickeln zu können. Eine zusätzliche Belastung stellte die Etablierung eines DMS dar. Dieses IT-Projekt war gleichermaßen der Schlüssel **für die gemeinsame Zusammenarbeit und Kommunikation mit den Kliniken, wo die neuen MPE-Rö zunächst auf Skepsis bezüglich ihrer neuen Rolle gestoßen sind. Durch die Schaffung von Vertrauen, neuer Kommunikationswege und Strukturen sowie der Etablierung des DMS war es möglich, die Rolle als MPE-Rö zu definieren und eine harmonische Kooperation mit dem medizinischen Personal, der IT und der Medizintechnik aufzubauen. Die zuständige Aufsichtsbehörde wurde in diesen Prozess mit eingebunden.**

Zusammenfassung

Die Einführung von MPE-Rö stellt viele Kliniken vor große Herausforderungen, gleichzeitig eröffnen diese ein großes Potential, etablierte Prozesse neu zu denken und zu optimieren. Nach einem für alle Seiten arbeitsintensivem Start konnten durch die entwickelten Strukturen eine Vielzahl an Synergien und somit Unterstützung für die Bereiche geschaffen werden, wodurch auch die Akzeptanz der Position der MPE-Rö gefördert wurde.

YIF.01 Concept of software for implementing the characteristics of Ru-106 eye plaques in treatment planning

M. Stroth¹, H. Manke¹, E. Sokolenko², D. Flühs², J. Albrecht¹

¹Technische Universität Dortmund, Dortmund, Deutschland

²Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland

Introduction

Brachytherapy with Ru-106 eye plaques is an effective method for successfully treating ocular tumours. However, irradiation of radiosensitive structures, such as the fovea and optic nerve head, can cause severe side effects. A recent retrospective analysis of irradiated eyes showed clearly defined dose-effect relationships for these side effects (Fig. 1b) [1]. To optimize the planning process under these conditions, a standardized treatment planning software is needed, taking into account every relevant therapy parameter, such as the geometry of the treated eye, the plaque size and its position as well as the inhomogeneous surface dose rate distribution of an individual plaque.

Material & Methods

A generic eye model (Fig. 1a) [2] that can be adapted to the data of patient cases is the basis of a program to investigate the influence of the characteristics of the Ru-106 eye plaques on the therapy. Implementing this model within Geant4-based Monte Carlo simulations allows for the generation of dose-volume histograms and, thus, for the comparison of different therapeutic approaches with various plaque types and positions.

To take the individual surface dose profile of Ru-106 eye plaques into account, a model is designed with the plaque surface divided concentrically into separate segments. A standard dose distribution for each segment is calculated, and the sum of these dose distributions, each weighted by the local dose rate, allows a representation of the dose profile.

Results

The software for investigation of the effects of the characteristics of the Ru-106 eye plaques on the treatment allows the estimation of the probability of a failure of the therapy due to an insufficient dose distribution due to the size, position or inhomogeneities of the Ru-106 eye plaque. The general software concept for the investigation and implementation of the characteristics of Ru-106 eye plaques in treatment planning and first results for different therapy situations are presented.

Summary

Brachytherapy with Ru-106 eye plaques is a standard modality for the treatment of ocular tumours. To support an optimized treatment planning considering the results of a recent analysis of therapy outcomes, a novel software approach to investigate the therapeutic effects of the plaque characteristics is presented. **Appendix 1**

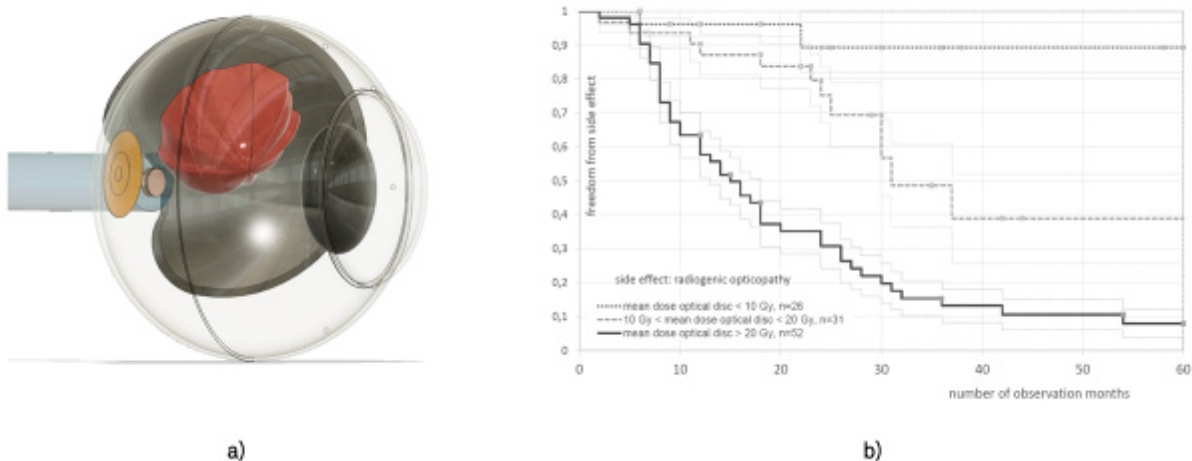


Fig.1: a): The generic eye model with implemented patient data [2] and b): the Kaplan-Meier diagram for the radiogenic opticopathy [1].

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

References

- [1] Sokolenko, E.: Retrospektive Analyse einer Dosisverteilung, dosisbezogenen Komplikationen und Quantifizierung der Ergebnisse einer Brachytherapie mit Ruthenium-Applikatoren (Rh-106) bei posterior gelegenen Aderhautmelanomen. PhD thesis. University Duisburg-Essen, 2021.
- [2] Stroth, M.: Untersuchungen zur Kombination von Brachy- und Röntgentherapie zur Behandlung von Augentumoren. Master's Thesis. TU Dortmund University, 2022.

YIF.02 Eine kompakte Hochleistungs-Röntgenquelle für die Mikrostrahltherapie

C. Petrich^{1,2,3}, J. Winter^{1,2,3}, A. Dimroth^{3,4}, C. Matejcek⁵, M. Ravichandran⁶, M. Zimmermann⁶, K. Aulenbacher⁵, M. Butzek⁴
S. E. Combs^{1,2}, J. J. Wilkens¹, S. Bartzsch^{1,2,3}

¹Klinikum rechts der Isar, der Technischen Universität München, Klinik und Poliklinik für RadioOnkologie und Strahlentherapie, München, Deutschland

²Helmholtz Zentrum München, Institut für Strahlenmedizin, München, Deutschland

³Forschungs-Neutronenquelle Heinz Maier-Leibnitz (FRM II), Garching b. München, Deutschland

⁴Forschungszentrum Jülich GmbH, Zentralinstitut für Engineering, Elektronik und Analytik (ZEA), Jülich, Deutschland

⁵Johannes Gutenberg Universität, Institut für Kernphysik, Mainz, Deutschland

⁶Technische Universität München, Lehrstuhl für Produktentwicklung und Leichtbau, Garching b. München, Deutschland

Einleitung

In der Mikrostrahltherapie formt ein Schlitzkollimator aus einem konventionellen ein stark inhomogenes Strahlenfeld bestehend aus parallelen Strahlen hoher Dosis mit 25-100 μm Breite in einem Abstand von einigen 100 μm . Zahlreiche präklinische Studien bescheinigen der Mikrostrahltherapie eine deutlich geringere Toxizität im Normalgewebe im Vergleich zu konventionellen Behandlungen bei gleichzeitiger Kontrolle aggressiver Tumore. Dennoch ist die Mikrostrahltherapie noch nicht im klinischen Einsatz. Grund dafür ist das Fehlen geeigneter kompakter Röntgenquellen, die klinisch vertretbare Anforderungen erfüllen. Wir haben den ersten Prototypen einer kompakten Röntgenquelle gebaut, die diese Lücke schließt und die Behandlung bestimmter Tumore entscheidend verbessern könnte.

Material & Methoden

Basierend auf dem Wärmekapazitätslimit [1] haben wir den ersten, 2 m langen Prototypen einer Linienfokusröntgenröhre (Abb.1) für präklinische Anwendungen gebaut. Der Elektronenstrahl wird in einem stark exzentrischen Brennfleck (Abb.2) auf 50 μm x 20 mm fokussiert und trifft auf ein mit bis zu 200 Hz rotierendes Wolfram-Target. Der Elektronenstrahl hat eine Leistung von 90 kW bei einer Beschleunigungsspannung von 300 kV. Die entstehende Röntgenstrahlung wird durch einen Schlitzkollimator aus Wolfram in ein Mikrostrahlprofil aufgeteilt, in dem 50 μm breite Hochdosisregionen getrennt sind durch 350 μm breite Niedrigdosisregionen. Da ein Großteil der Leistung in Wärme umgewandelt wird, haben wir ein leistungsstarkes Kühlsystem integriert. Die Risiken durch ionisierende Strahlung und die nötige Hochspannung werden durch Abschirmungen sowie ein Sicherheitssystem eingedämmt. Der Prototyp wird mit radiologischen und thermischen Messsystemen experimentell validiert.

Ergebnisse

Momentan nehmen wir den Prototyp der Linienfokusröntgenröhre in Betrieb. Monte Carlo-Simulationen zeigen Dosisraten von bis zu 12 Gy/s für bis zu 20 s. Während einer Bestrahlung heizt sich der Brennfleck auf über 2000 °C auf, weshalb eine Pause von 20 Minuten nötig ist, um die entstandene Wärme abzuführen. Laut Simulationen ermöglichen künftige klinische Versionen der Linienfokusröntgenröhre mit einer Leistung von 1,5 MW bei einer Beschleunigungsspannung von 600 kV Dosisraten von mehr als 100 Gy/s.

Zusammenfassung

Wir haben den ersten Prototypen einer Linienfokusröntgenröhre für die Mikrostrahltherapie gebaut und nutzen erstmals das Prinzip des Wärmekapazitätslimits zur Erzeugung hoher Röntgenintensitäten. Dies legt den Grundstein zur Entwicklung einer noch leistungsfähigeren Anlage für die ersten klinischen Studien. Der Prototyp dient außerdem für präklinische Experimente, um die radiobiologischen Mechanismen der Mikrostrahltherapie aufzuklären.

Anhang 1

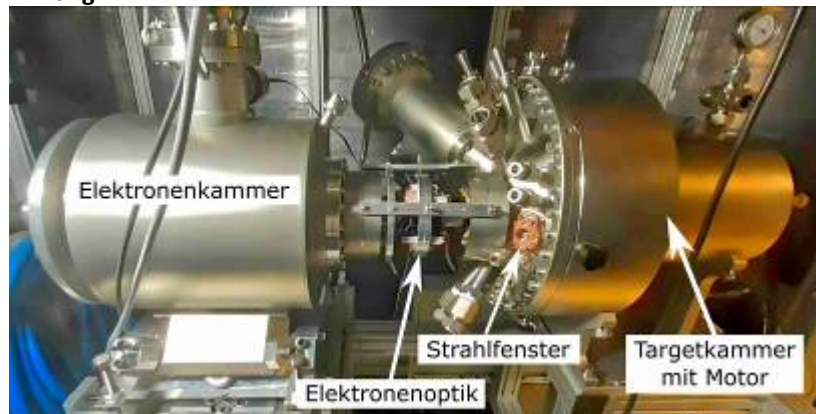


Abb.1: Prototyp der Linienfokusröntgenröhre

Anhang 2

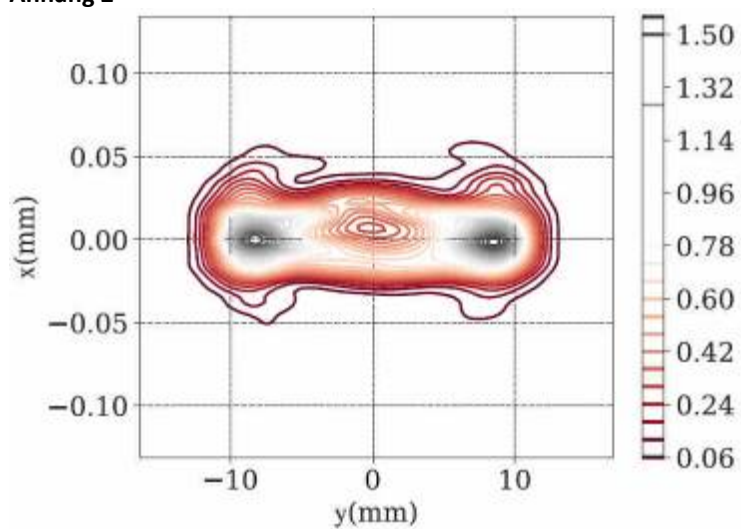


Abb.2: Stark exzentrischer Brennfleck [2]

Literatur

- [1] Bartzsch S, Oelfke U. Phys Med Biol., DOI: 10.1088/1361-6560/aa910b
- [2] Matejcek C et al. Physica Medica, DOI: 10.1016/j.ejmp.2023.102532

YIF.03 Implementierung und Qualitätssicherung einer integrierten Infrarot-Kamera eines mobilen Cone-Beam Computertomographie-Systems für das Nadeltracking in der interstitiellen Brachytherapie

M. Leifeld¹, A. Karius¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung

In der interstitiellen Brachytherapie kann die korrekte Positionierung implantierter Nadeln intraoperativ mit Hilfe von Cone-Beam Computertomographie (CBCT) verifiziert werden. Dies ist mit zusätzlicher Strahlenexposition verbunden. Um die Aufnahme mehrerer, wiederholter CBCT-Scans zu vermeiden, sollen die Nadelverläufe in-situ mittels einer Infrarot-Tracking-Kamera bestimmt und auf einem einmalig aufgenommenen CBCT-Scan visualisiert werden. Die prä-klinische Implementierung und Qualitätssicherung einer solchen prototypisch in ein mobiles CBCT-System [1] integrierten Kamera wurde in dieser Arbeit durchgeführt.

Material & Methoden

Eine Infrarot-Tracking-Kamera wurde herstellerseitig, prototypisch in das technische Setup des eingesetzten CBCT-Systems integriert, sodass das Field of View (FOV) der CBCT-Scans im FOV der Kamera liegt. Zur Untersuchung der Temperaturabhängigkeit der Tracking-Genauigkeit wurde ein Phantom mit fünf Infrarot-Markern mittig im FOV des CBCT-Scans, und somit auch der Kamera, platziert. Die Marker-Positionen wurden über den Aufwärmprozess alle 30 s aufgenommen, und die entsprechenden Positionsveränderung analysiert. Des Weiteren wurden verschiedene Kalibrierungskonfigurationen der Kamera (z.B. Anzahl Kalibriervorgänge n_p und FOV-Abdeckung) angewandt und anschließend entsprechende Kameraaufnahmen und CBCT-Scans durchgeführt. Der Einfluss der unterschiedlichen Konfigurationen auf Verzerrungen des Kamera-Koordinatensystems sowie auf die Registrierungs-genauigkeit zwischen den Koordinatensystemen von CBCT und Kamera wurde evaluiert.

Ergebnisse

Die Tracking-Genauigkeit der Kamera stabilisierte sich ab 2 Stunden Aufwärmdauer. Während des Aufwärmprozesses zeigten sich hingegen Ungenauigkeiten von bis zu 1,8 mm in der Bestimmung der Marker-Positionen. Des Weiteren wurden bei einer Kalibriervorgängen mit $1000 > n_p > 800$ sowohl in den Kameraaufnahmen als auch in der Kamera-CBCT-Registrierung Euklidische Distanzverschiebungen der Marker-Positionen von < 1 mm beobachtet. Kalibrierungen mit $n_p < 100$ führten zu einer unzureichenden Registrierungs-genauigkeit von bis zu 1,65 mm.

Zusammenfassung

Die Tracking-Kamera zeigte im Allgemeinen eine gute geometrische Genauigkeit, jedoch auch eine erwartete Temperaturabhängigkeit während des Aufwärmprozesses, sowie eine reduzierte Tracking-Genauigkeit bei unzureichender Kamerakalibrierung. In weiteren Schritten werden an Implantationsnadeln befestigte Tracking-Tools genutzt werden, um die Position der Nadelspitzen in Phantomen zu bestimmen, und insbesondere die Übereinstimmung mit den CBCT-Scans als Ground-Truth zu evaluieren. Zusätzlich wurden herstellerseitig technische Maßnahmen vorgenommen, um die Aufwärmzeit beträchtlich zu verringern. Diese werden in neuen Messserien evaluiert und mit den aktuellen Ergebnissen verglichen.

[1] Karius et al. Quality assurance and long-term stability of a novel 3-in-1 X-ray system for brachytherapy. J Appl Clin Med Phys 23(9):e13727, doi: 10.1002/acm2.13727.

YIF.04 Vergleich patientenspezifischer AI-Modelle für die Autosegmentierung von Risikostrukturen in der 0.35 T MR-geführten Strahlentherapie von abdominalen Läsionen

M. Kawula¹, M. Ribeiro¹, S. Marschner¹, S. Corradini¹, C. Belka^{1,2}, G. Landry¹, C. Kurz¹

¹University Hospital, LMU Munich, Department of Radiation Oncology, München, Deutschland

²Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland

Einleitung

Die adaptive Magnetresonanztomographie geführte Strahlentherapie (MRgRT) an MR-Linacs erfordert täglich Konturanpassungen, wodurch sich die Behandlungszeit erheblich verlängert. Ziel dieser Studie war es, zwei Ansätze zu vergleichen, die Planungs-Expertenkonturen von Risikoorganen (OARs) verwenden, um die Autosegmentierung auf Fraktionsbildern eines 0,35 T MR-Linacs für abdominale Krebspatienten zu verbessern.

Material und Methoden

179 Patienten wurden in die Studie aufgenommen, was einen Datensatz von 179 Planungs- und ca. 800 Fraktions-MRTs mit Expertenkonturen ergab. Die Planungsdaten von 109 Patienten wurden verwendet, um 3D U-Net Single-Label-Basismodelle (BMs) für die wichtigsten OARs zu trainieren, d. h. Aorta, Darm, Duodenum, Nieren, Leber, Spinalkanal und Magen. 35 Patienten wurden zur Optimierung der Hyperparameter zweier patientenspezifischer (PS) Ansätze verwendet. Bei der ersten Methode wurde jedes Modell mit den Planungsbildern eines Patienten weitertrainiert und an den Fraktionsbildern validiert, wobei das BM zur Initialisierung verwendet wurde (PS). Bei der zweiten Methode wurden die PS-Modelle nach jeder Fraktion kontinuierlich mit neuen Daten aktualisiert (PS-KA). Um das Potential dieser Methode abzuschätzen, testeten wir diese bei der 5. Fraktion, wobei hier 4 Fraktionsbilder sowie das Planungsbild zur Verfügung stehen. Demensprechend bestand der Testdatensatz dieser Studie nur aus der 5. Fraktion der übrigen 35 Patienten. Die Ergebnisse wurden anhand der Dice-Metrik (DSC), des Mittelwerts (HD_{avg}) und des 95. Perzentils (HD_{95}) der Hausdorff-Metrik ausgewertet, wobei die Expertenkonturen als Vergleichswert dienten.

Ergebnisse

In Tabelle 1 sind die Ergebnisse der Auswertung zusammengefasst. Sowohl das PS als auch das PS-KA Modell verbesserten die BM-Segmentierung erheblich, wobei letzteres am besten abschneidet. In Abbildung 1 sind Beispiele für Vergleiche der Vorhersagen der Modelle zu den Expertenkonturen zu sehen.

Zusammenfassung

Es wurden zwei PS-Ansätze untersucht, die den Vorteil von Transferlernen unter Einbeziehung von Vorwissen demonstrieren. Während die PS-KA-Methode am besten abschneidet, ist dies der zeit- und arbeitsintensivste Ansatz und erst zu späteren Fraktionen möglich. Magen, Duodenum, und Darm profitieren von den PS-Ansätzen am meisten. Die übrigen Organe, d. h. Leber Nieren, Aorta und Spinalkanal profitieren nur geringfügig bzw. in den Niedrigdosisbereichen.

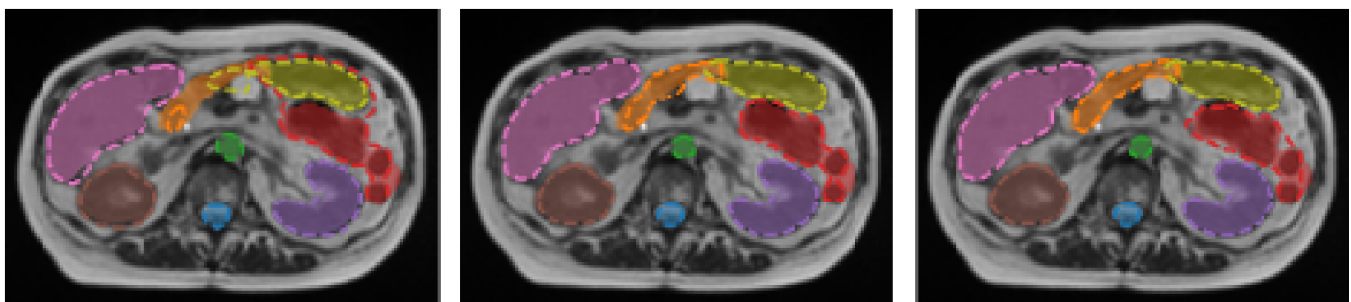


Figure 1: Beispielhafte Segmentierung von Organen, die am meisten von den PS-Ansätzen im Tumorbereich profitieren: Magen (gelb), Duodenum (orange) und Darm (rot). Die übrigen Organe, d. h. Leber (rosa), Nieren (violett und braun), Aorta (grün) und Spinalkanal (blau), profitieren nur geringfügig bzw. in den Niedrigdosisbereichen. Die Vorhersagen für BM (links), PS (mitte) und PS-KQA (rechts mit gestrichelten Linien dargestellt), während die Ground Truth als farbige Schattierung dargestellt ist.

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Table 1: Ergebnisse des patientenspezifischen Trainings (PS und PS-KA) verglichen mit dem Basis-modell (BM). Von den Testpatienten wird jeweils nur die 5. Fraktion verwendet. DSC (oben), HD₉₅ (mitte) und HD_{avg} (unten), mit (Standardabweichung des Mittelwertes) sind angegeben.

Model	Aorta	Darm	Duodenum	Niere L	Niere R	Leber	Spinalkanal	Magen
BM	0.73(0.11)	0.63(0.13)	0.53(0.18)	0.88(0.13)	0.85(0.12)	0.92(0.04)	0.75(0.04)	0.84(0.08)
	21(10)	35(23)	20(11)	7.1(9.0)	8.7(6.8)	11(12)	15(8)	11(8)
	4.7(3.1)	9.9(6.7)	6.6(4.3)	2.4(3.4)	2.7(2.1)	3.3(2.4)	3.3(1.7)	3.1(2.22)
PS	0.84(0.09)	0.75(0.12)	0.69(0.14)	0.39(0.03)	0.91(0.07)	0.94(0.02)	0.83(0.05)	0.89(0.04)
	6.9(6.8)	24(19)	12(10)	3.4(1.9)	4.5(3.6)	8.0(11)	6.6(5.2)	6.2(3.8)
	1.9(1.7)	6.7(5.2)	3.7(3.5)	1.2(0.5)	1.6(0.9)	2.3(1.9)	1.6(0.7)	1.9(0.8)
PS-KA	0.88(0.06)	0.79(0.09)	0.78(0.09)	0.93(0.09)	0.92(0.05)	0.96(0.01)	0.86(0.03)	0.90(0.03)
	3.7(4.1)	20(19)	6.1(3.3)	3.4(4.3)	3.5(2.6)	6.6(11)	3.6(3.4)	4.6(2.0)
	1.2(0.9)	5.6(4.7)	2.0(1.0)	1.3(1.5)	1.3(0.8)	1.9(2.0)	1.1(0.5)	1.6(0.4)

YIF.05 Validierung von individualisierten 3D-Druck-Phantomen am Beispiel einer CT-Untersuchung an einer schwangeren Patientin

P. Kunert¹, H. Schlattl¹, S. Trinkl¹, A. Giussani¹, D. Reichert², G. Brix¹

¹Bundesamt für Strahlenschutz, Oberschleißheim, Deutschland

²Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Halle (Saale), Deutschland

Einleitung

Bei medizinisch indizierten Strahlenanwendungen an Schwangeren kommt dem Strahlenschutz des Ungeborenen ein hoher Stellenwert zu. Um Strahlenrisiken in der späteren Schwangerschaftsphase bewerten zu können, ist eine möglichst genaue Dosisabschätzung für den Fötus erforderlich. Neben der aufwändigen Simulation an virtuellen Phantomen eignen sich dafür auch Messungen an anthropomorphen Phantomen. Konventionelle anthropomorphe Phantome repräsentieren allerdings nur Frauen mit standardisierten Körpermaßen und nicht die individuellen Gegebenheiten während der Schwangerschaft. In dieser Studie wurde ein anthropomorphes Phantom auf Basis eines virtuellen Phantoms einer Schwangeren mittels 3D-Druck-Technologie hergestellt und anhand von Monte-Carlo-Simulationen am Beispiel eines CT-Scans evaluiert.

Material & Methoden

Mittels eines Fused-Deposition-Modelling (FDM)-Druckers mit mehreren Druckköpfen wurde das Abdomen einer Schwangeren in der 25. Woche entsprechend den Mesh-Daten eines virtuellen Phantoms [1] schichtweise gedruckt. Berücksichtigt wurden dabei neben dem Weichteilgewebe auch das mütterliche und das fetale Skelett durch die Verwendung unterschiedlicher gewebeäquivalenter Materialien [2]. Durch die Kombination mit einem konventionell hergestellten anthropomorphen Frauen-Phantom (Atom Model 702; CIRS inc., Norfolk, USA) entstand das Ganzkörper-Phantom einer schwangeren Frau. Dieses wurde in allen relevanten Organen mit Thermolumineszenz-Dosimetern (TLDs) bestückt, um die Dosisverteilung bei einem Ganzkörper-CT-Scan zu erfassen. Darüber hinaus wurde die Dosisverteilung anhand der Voxel-Version des virtuellen Phantoms mittels EGSnrc simuliert.

Ergebnisse

Das 3D-gedruckte Abdomen ist hinsichtlich seiner Bildkontraste und Anatomie kompatibel mit dem konventionellen anthropomorphen Phantom (Weichteilkontraste: 14 ± 30 HU vs. 24 ± 20 HU). Die gemessenen TLD-Dosiswerte in Bereichen des 3D-gedruckten Abdomens (Uterus, Blase, Fruchtwasser) und in durch die gedruckten Strukturen eindeutig lokalisierbaren fetalen Organen (Augen, Hirn, Lunge) stimmten unter Berücksichtigung der Unsicherheiten gut mit den Ergebnissen der Monte-Carlo-Simulation überein.

Zusammenfassung

Mit Hilfe der FDM-Technologie lassen sich Körperphantome mit realistischen Schwächungs- und Absorptionseigenschaften kostengünstig herstellen. Das bietet die Möglichkeit strahlenphysikalische Untersuchungen gezielt für vulnerable Patienten, wie z.B. schwangeren oder korpulenten Personen, durchzuführen, die nicht adäquat mittels kommerziell verfügbarer anthropomorpher Phantome charakterisiert werden.

Literatur

[1] Maynard, M.: The UF Family of hybrid phantoms of the pregnant female for computational radiation dosimetry, *Physics in Medicine & Biology*, 59 (2014), 4325

[2] Kunert, P.: Tissue equivalence of 3D printing materials with respect to attenuation and absorption of X-rays used for diagnostic and interventional imaging, *Medical Physics*, 49 (2022), 7766

YIF.06 Going beyond range verification in particle therapy using prompt gamma timing

J. F. Werner¹, V. Ferrero², M. Aglietta², P. Cerello², E. Fiorina², J. Kasprzak¹, A. Vignati^{2,3}, F. Pennazio², M. Rafecas¹

¹Universität zu Lübeck, Institut für Medizintechnik, Lübeck, Deutschland

²Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, Sezione di Torino, Turin, Italien

³Università degli Studi di Torino, Department of Physics, Turin, Italien

Einleitung

We propose a new technique for monitoring particle therapy, that has the potential to not only estimate the beam range but also the electronic stopping power. It is based on Prompt Gamma Timing (PGT), i.e. measurements of the time difference between the primary particles entering the target and detection of secondary prompt gamma (PG) radiation.

Material & Methoden

Using multiple PGT detectors, we aim to reconstruct the spatiotemporal emission distribution of the PG radiation and thereby estimate the average motion of the primary particles inside the patient. We simulated 110 fast scintillating crystals placed in an asymmetrical pattern around a homogeneous Polymethyl Methacrylate (PMMA) target. The PGT spectra from all detectors (see Abb.1) are the input to our spatiotemporal emission reconstruction SER-PGT [1]. The end of the emission (Abb. 2) corresponds to the beam range. Additionally, we fit models of the primary particle motion to the spatiotemporal emission and use the parameters of the motion model to calculate an estimate of the electronic stopping power [2]. We simulated proton beams impinging the PMMA block with six particle energies ranging from 110 MeV to 219 MeV. For each energy, fifty simulations of 10^7 primary particles were performed.

Ergebnisse

Based on Monte-Carlo simulations we reach a range uncertainty of 3 mm and a mean relative stopping power error between 4 and 16 %. The most accurate stopping power estimates were achieved for proton beam energies of 170 MeV and above, while estimation performance decreased significantly for lower primary particle energies. The range uncertainty did not depend significantly on the primary particle energy.

Zusammenfassung

SER-PGT holds the potential to extend particle therapy verification beyond identification of range shifts. Stopping power estimation during the treatment could open new avenues for quality assurance, treatment verification and treatment replanning. Extensions to in-homogeneous targets and experimental validation with a homogeneous phantom are currently underway.

Anhang 1

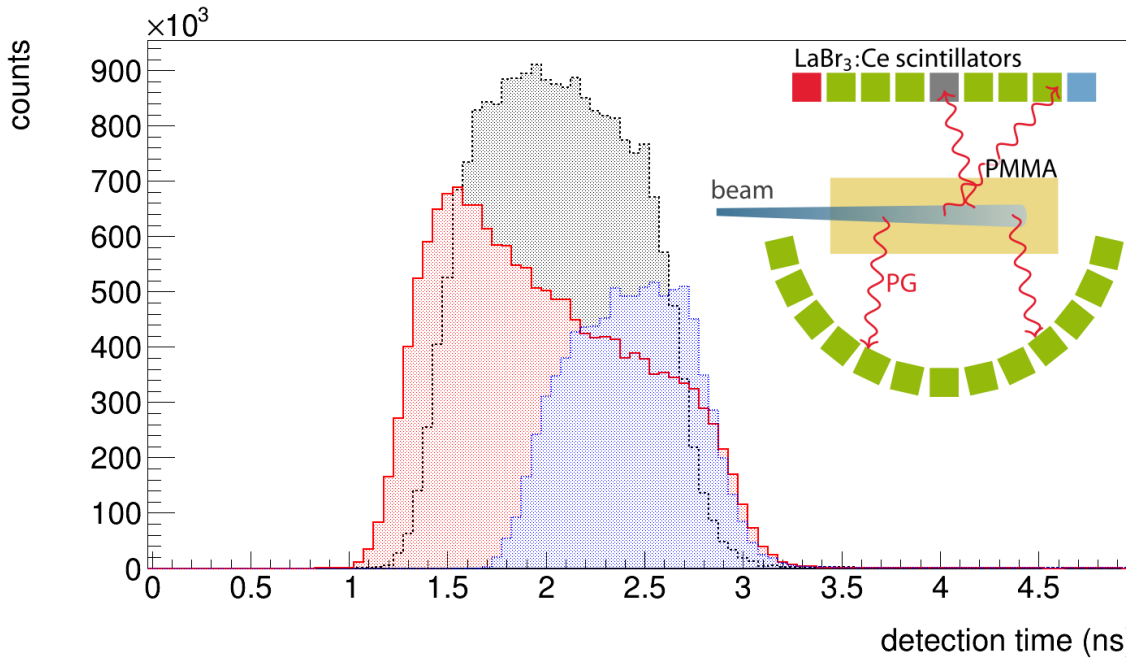


Abb.1: Exemplary PGT spectra from MC-simulation of a 170 MeV proton beam impinging on a homogeneous PMMA phantom for detectors placed close to (red) beam entry, (gray) middle of the phantom, and (blue) end of the phantom.

Anhang 2

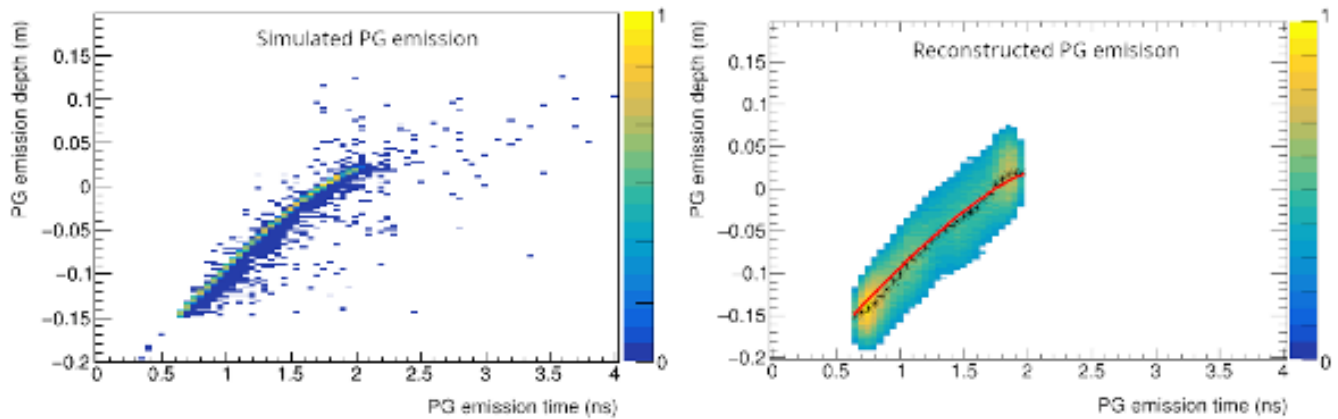


Abb. 2: Exemplary normalized spatiotemporal PG emission from MC-simulation of a 170 MeV proton beam impinging on a homogeneous PMMA phantom (left) recorded during the simulation and (right) reconstructed using SER-PGT. The average position over time (black markers) and our fitted motion model (red line) are shown for the reconstructed distribution.

Literatur

[1] Pennazio, F. et.al.: Proton therapy monitoring: spatiotemporal emission reconstruction with prompt gamma timing and implementation with PET detectors, 2022, Phy. Med. Biol. 67 065005
 [2] Ferrero, V. et.al.: Estimating the stopping power distribution during proton therapy: A proof of concept, 2022, Front. Phys. 10:971767

AS06.01 Vorhersage des dosisgemittelten linearen Energietransfers von Protonen bei Patienten mit primärem Hirntumor durch *Convolutional Neural Networks*

A. Kieslich^{1,2}, S. Starke^{1,2}, M. Palkowitsch^{1,2}, F. Hennings^{1,2}, E. G. C. Troost^{1,2,3,4,5}, M. Krause^{1,2,3,4,5}, J. Bensberg⁶, C. Hahn^{1,3,6}, F. Heinzelmann^{7,8,9}, C. Bäumer^{6,7,8,9}, A. Lühr⁶, B. Timmermann^{7,8,9}, S. Löck^{1,3,4,5}

¹OncoRay – Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

²Institut für Radioonkologie – OncoRay, Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

³Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus der Technischen Universität Dresden, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

⁴Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Heidelberg, Deutschland

⁵Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Partnerstandort Dresden: Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg; Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

⁶Technische Universität Dortmund, Institut für Physik, Dortmund, Deutschland

⁷Klinik für Partikeltherapie, Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland

⁸Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Heidelberg, Deutschland

⁹Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen (WPE), Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland

Einleitung

In der Radioonkologie hat sich die Protonentherapie als Alternative zur Photonentherapie etabliert. Die relative biologische Wirksamkeit (RBW) von Protonen wird bislang klinisch als konstant angenommen, hängt jedoch u.a. von der physikalischen Dosis, dem Gewebetyp und dem linearen Energietransfer (LET) ab [1]. Die Vernachlässigung dieser Variabilität kann zu einer relevanten Unterschätzung von therapiebedingten Nebenwirkungen führen. Die Berechnung des LET ist in einigen Bestrahlungsplanungssystemen möglich, steht jedoch in anderen Systemen sowie für retrospektive Daten nicht immer zur Verfügung. *Deep-Learning*-basierte Ansätze könnten in diesen Fällen helfen den LET, und somit die variable RBW, abzuschätzen. In dieser Arbeit wird das Potenzial von 3D *Convolutional Neural Networks* (CNN) zur Berechnung des dosisgemittelten LET (LET_d) auf Basis der geplanten Dosisverteilung untersucht.

Material & Methoden

An einer Kohorte von 115 an der Universitäts Protonen Therapie Dresden behandelten Patienten mit primärem Hirntumor wurden drei Netzwerkarchitekturen (*UNet*, *UNETR*, *SegResNet*) mittels einer fünffachen Kreuzvalidierung trainiert und verglichen. Das leistungsfähigste Modell wurde an 28 Patienten aus dem Westdeutschen Protonentherapiezentrum Essen validiert. Dabei wurde die mittels Monte-Carlo (MC)-Simulation generierte LET_d-Verteilung anhand der geplanten Dosisverteilung vorhergesagt. Die Genauigkeit des Resultats wurde für einzelne Regionen (u.a. Hirn, Hirnstamm, CTV) bewertet. Durch die RBE-gewichtete Dosis [2] wurden therapiebedingte Nebenwirkungen anhand veröffentlichter Modelle abgeschätzt.

Ergebnisse

Das *SegResNet* zeigte die qualitativ besten Ergebnisse in der Kreuzvalidierung. In der externen Validierung dieses Modells ergaben sich für den mittleren LET_d im Hirn, dem Hirnstamm und dem CTV jeweils eine Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung (RMSE) von 0,22, 0,33 und 0,25 keV/μm. Der gepaarte Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test wies für die drei Regionen keine signifikanten Unterschiede zwischen den MC- und CNN-generierten Verteilungen des mittleren LET_d auf (Abb. 1, links). Für die Vorhersage der Wahrscheinlichkeit einer Gedächtnisstörung Grad ≥ 2 12 Monate nach Therapie betrug die RMSE zwischen beiden Ansätzen 0,003 (Abb. 1, rechts).

Zusammenfassung

In dieser Studie wurden 3D-CNN entwickelt, die den Protonen-LET_d erfolgreich anhand der geplanten Dosisverteilung vorhersagen. Beobachtete Abweichungen im LET_d zeigten dabei einen geringen Einfluss auf die klinisch relevantere Vorhersage behandlungsbedingter Nebenwirkungen. Die entwickelten Modelle können einen wichtigen Beitrag für die Untersuchung der variablen RBW von Protonen leisten, insbesondere für retrospektive Patientendaten und für Kliniken ohne die Möglichkeit der MC-basierten LET-Berechnung.

Anhang 1

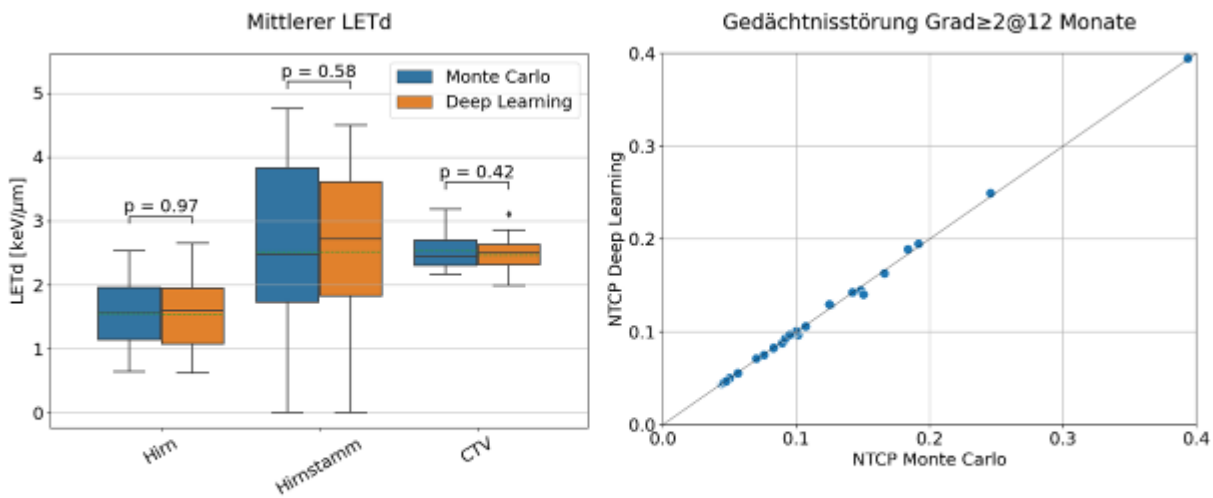


Abb.1: Links: Vergleich der dosisgemittelten LET-Verteilungen (LETd). Rechts: Vorhersage der Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer Gedächtnisstörung Grad ≥ 2 nach 12 Monaten (NTCP) auf Basis von Monte-Carlo- und Deep-Learning-generierten LETd-Verteilungen

Literatur

- [1] Lühr, A. et al. *Clin Transl Radiat Oncol*, 9:35–41, 2018.
- [2] Bahn, E. et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 3:571-578, 2020.

AS06.02 Deep Learning für patienten-spezifische Stopping-Power Kalibrierung von Röntgen-Computertomographie in der Therapieplanung

J. Butz¹, M. Zlatic¹, H. Andrade Loarca¹, G. Kutyniok¹, K. Parodi¹, C. Gianoli¹
¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), München, Deutschland

Einleitung

In der Partikeltherapie wird die Therapieplanung anhand eines Röntgen-CTs durchgeführt, welches mit einer fehlerbehafteten semi-empirischen Kalibrierkurve in Relative Stopping Power (RSP) konvertiert wird (*CTcal*). Mithilfe von Ionenradiographie kann das Wegintegral der RSP gemessen werden und die Kalibrierkurve analytisch optimiert werden, jedoch verhindern Inkonsistenzen im Projektionsmodell die Eliminierung des Kalibrierfehlers [1]. Daher schlagen wir einen datengetriebenen Ansatz vor, welcher anhand des *CTcal* und weniger Ionenradiographien das kalibrierte CT (*CTinf*) ableitet.

Material & Methoden

Wir trainieren ein U-Net mit *CTcal* und Radiographien im Input (Abb. 1). *CTcal* und *CTinf* werden mit abweichenden Kalibrierkurven aus einem CT generiert, die entsprechenden Radiographien berechnet und in die Bilddomäne rückprojiziert. Vorerst werden geradlinige Trajektorien verwendet. Das Netz wird mit $N_a = 2, 5, 79$ Projektionen auf simulierten CTs von vier anthropomorphen Phantomen vortrainiert und einem Fine-Tuning auf klinischen CTs von zehn Patienten unterzogen (alle Daten aus Kopf-Hals-Region). Außerdem werden die Ergebnisse des U-Net mit und ohne Vortraining, und des U-Net, eines Convolutional Neural Network (convNN) (angepasst von [3]), und des Learned Primal Dual Network [4] basierend nur auf dem Vortraining verglichen (alle mit $N_a = 5$).

Ergebnisse

Auf den klinischen Daten reduziert das U-Net den RMSE deutlich, wobei der RMSE mit größeren N_a leicht sinkt (Abb. 2a). Das Vortraining des U-Net erbringt eine leicht verbesserte Performance gemessen am mittleren RMSE (Abb. 2b). Basierend auf dem Vortraining schneidet das U-Net im Vergleich mit dem convNN und dem Primal Dual Ansatz besser ab (Abb. 2c).

Zusammenfassung

Das vorgeschlagene U-Net zeigt sich als geeigneter Ansatz, um anhand von wenigen Projektionen die Kalibrierung des CT zu verbessern. Neben der weiteren Evaluation auf klinischen Daten sind Anpassungen des convNN und des Primal Dual Ansatzes geplant, sowie die Erweiterung auf realistischere Trajektorien.

Funding: DFG-project HIGH-ART (Grant 372393016)

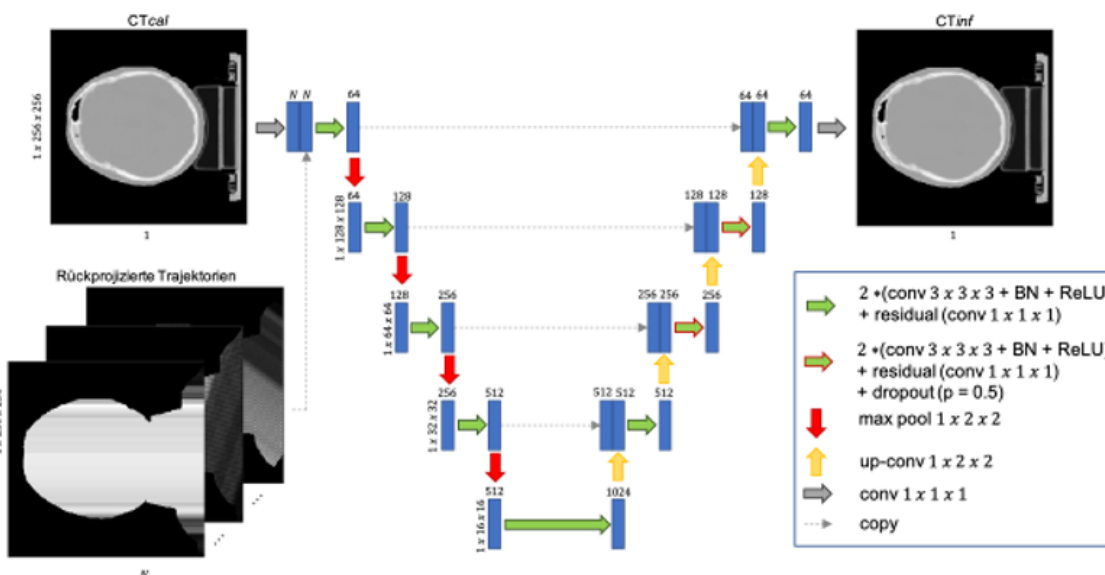


Abb. 3: Architektur des vorgeschlagenen U-Net.

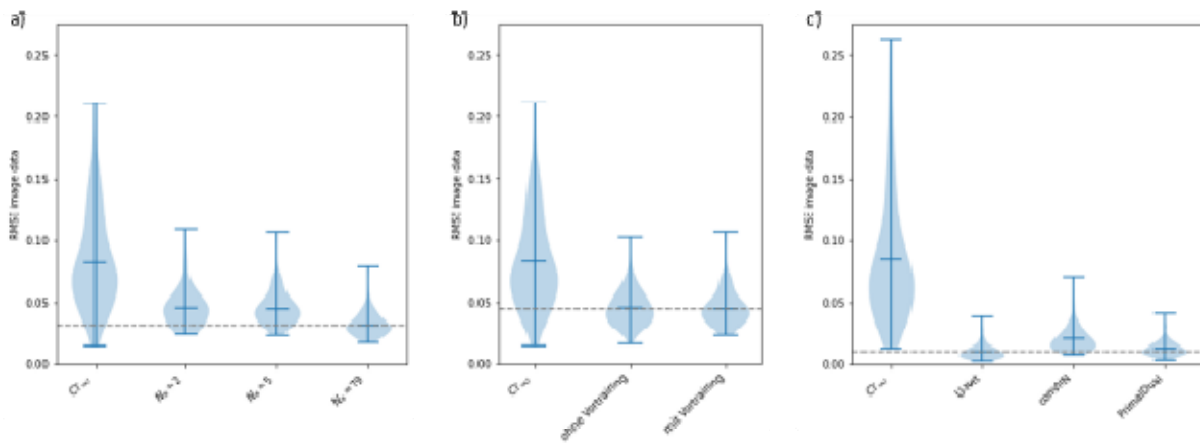


Abb. 4 Performance (RMSE) des U-Net für $N_n = 2, 5, 79$ (a), für $N_n = 5$ mit und ohne Vortraining (b), beides auf klinischen Daten, und des U-Net, convNN und Primal Dual ($N_n = 5$) auf simulierten Daten (c). Der mittlere RMSE des besten Netzes ist jeweils gestrichelt markiert.

Literatur

- [1] C. Gianoli, ..., K. Parodi, "Patient-specific CT calibration based on ion radiography for different detector configurations in (1)H, (4)He and (12)C ion pencil beam scanning,," *Phys. Med. Biol.*, vol. 65, no. 24, p. 245014, 2020.
- [2] C. Gianoli, M. Zlatić, I. Butz, ..., K. Parodi, "Model-based and Data-driven Calibration of the X-ray CT Image based on Proton Radiographies,," *In Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC)*, 2022.
- [3] J. Adler et al., "Learned Primal-Dual Reconstruction,," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 37, no. 6, pp. 1322–1332, 2018.

AS06.03 Eignung von Bestrahlungs-Logfiles für eine phantomlose patientenspezifische Qualitätssicherung in der Protonentherapie: Untersuchung der Reproduzierbarkeit von Logfile-Auswertungen

L. C. Wolter^{1,2}, F. Hennings^{1,2}, J. Bokor³, C. Richter^{1,2,4,5}, K. Stützer^{1,2}

¹OncoRay – Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

²Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

³Ion Beam Applications Particle Therapy GmbH, c/o Universitätsklinikum Dresden, Dresden, Deutschland

⁴Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

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

Einleitung

Da Bestrahlungs-Logfiles in der Protonentherapie Informationen über Energie, Position und Monitoreinheiten (MU) aller abgestrahlten Spots enthalten, ermöglichen sie eine Rekonstruktion der applizierten Dosis und bilden damit eine wichtige Komponente für eine phantomlose, patientenspezifische Qualitätssicherung (PSQA). Für eine zuverlässige Einschätzung der Dosisapplikation innerhalb einer solchen PSQA vor oder zum Therapiebeginn muss die Reproduzierbarkeit der Logfile-Parameter gewährleistet sein, d.h. tägliche Schwankungen der Logfile-Parameter dürfen keinen relevanten Einfluss auf die Fraktionsdosis haben. Wir haben Bestrahlungslogfiles diesbezüglich retrospektiv ausgewertet und deren Dosisverteilungen verglichen.

Material und Methoden

Die Logfile-Variabilität wurde sowohl auf Spotparameter- als auch auf Dosisebene untersucht. Für 14 Bestrahlungspläne (Tab.1; unterschiedliche Tumorlokalisationen und Gantrywinkel; $100 \leq \text{Energie/MeV} \leq 226,7$; $0,02 \leq \text{MU/Spot} \leq 4,75$) wurden die Logfiles aller Fraktionen analysiert. Aus den Parametern x/y-Position und MU wurden für 108.610 Spots die jeweilige mittlere Abweichung vom geplanten Wert (Genauigkeit) und die Standardabweichung vom Mittelwert (Reproduzierbarkeit) über alle Fraktionen berechnet. Die aus den Logfiles der insgesamt 339 Fraktionen rekonstruierten Dosisverteilungen wurden mittels 3D Gamma-Index-Analyse ausgewertet. Die dosisbasierte γ -Durchlassrate wurde mit einer spotbasierten Logfile-Durchlassrate $\gamma(d)$ verglichen. Diese wurde definiert als die MU-Summe aller Spots, deren Distanz zur geplanten Position $\leq d$ ist, relativ zur Fraktions-MU.

Ergebnisse

Die mittlere spotweise Genauigkeit bezüglich der Planposition betrug $(0,6 \pm 0,3)$ mm und bezüglich der Plan-MU $(0,0001 \pm 0,0023)$ MU. Die mittlere Reproduzierbarkeit der Einzelspots lag bei $(0,2 \pm 0,1)$ mm und $(0,0004 \pm 0,0004)$ MU (Mittelwert \pm Standardabweichung der Einzelwerte). Diese Abweichungen führen in allen untersuchten Fraktionen zu minimalen Änderungen in den Dosisverteilungen mit Gamma-Durchlassraten von $\gamma(2\text{mm}/2\%) > 99\%$. Die Ergebnisse für sensitivere Kriterien $\gamma(1\text{mm}/1\%)$ sind planspezifisch (Abb.1), jedoch pro Plan im Mittel $> 92,6\%$ und korrelieren mit der $\gamma(1\text{mm})$ -Durchlassrate (Tab.1; $0,51 \leq r_{\text{Pearson}} \leq 0,99$).

Zusammenfassung

Die untersuchten Einzelspotparameter sind über alle Fraktionen durchgängig stabil. Auch größere Positionsabweichungen sind im Submillimeterbereich reproduzierbar, was eher auf systematische Abhängigkeiten zwischen den Planparametern als auf Messfehler in den Strahlmonitoren hinweist. Geringe, klinisch nicht relevante Schwankungen in den Fraktionsdosisverteilungen konnten mittels sensitiver Gamma-Index-Analyse detektiert werden. Dies qualifiziert die Logfiles des Bestrahlungssystems für eine zuverlässige phantomlose PSQA und verspricht aufgrund der hohen Sensitivität einen außerordentlichen Nutzen für eine retrospektive Kontrolle der Bestrahlungsqualität im Rahmen einer zukünftigen online-adaptiven Protonentherapie.

ID	Lokalisation	Gantrywinkel [°]	Anzahl an Spots	Mittlere (schlechteste) Pos.-Genauig. [mm]	Mittlere (schlechteste) Pos.-Reprod. [mm]	Anzahl an Fraktionen	$\Gamma(1\text{mm}/1\%)$ Mittelwert (Minimum) [%]	$\Lambda(1\text{mm})$ Mittelwert (Minimum) [%]	r_{pearson}
1	Mundhöhle	50/180/330	11.135	0,7 (2,2)	0,2 (0,3)	15	94,3 (93,3)	76,1 (66,7)	0,77
2	Ösophagus	135/210/225/335	5.862	0,5 (1,3)	0,2 (0,4)	18	99,0 (98,0)	95,8 (92,2)	0,63
3	Mundhöhle	55/135/230/305	8.521	0,5 (1,3)	0,2 (0,5)	25	98,1 (96,0)	93,8 (75,1)	0,97
4	Ösophagus	0/180	9.314	0,7 (1,9)	0,2 (0,5)	15	92,6 (91,9)	71,0 (37,1)	0,56
5	Lunge	100/340	4.021	0,4 (1,6)	0,2 (0,5)	15	95,2 (85,2)	88,1 (45,8)	0,99
6	Hirn	200/290	3.327	0,6 (1,4)	0,2 (0,5)	30	97,6 (96,7)	84,6 (64,4)	0,77
7	Prostata	90/270	2.961	0,7 (1,6)	0,2 (0,4)	29	93,6 (85,5)	54,6 (24,4)	0,88
8	Prostata	90/270	2.943	0,8 (1,5)	0,3 (0,5)	20	94,9 (84,0)	57,1 (17,8)	0,88
9	Hirn	210/270/295	5.758	0,5 (1,1)	0,2 (0,4)	30	99,0 (98,7)	93,5 (82,1)	0,51
10	Lunge	40/180/320	17.843	0,5 (2,1)	0,2 (0,5)	32	95,4 (92,2)	80,7 (58,2)	0,93
11	Pankreas	144/219/280	6.009	0,4 (1,5)	0,2 (0,6)	30	99,4 (97,3)	83,7 (59,6)	0,83
12	Pankreas	90/180/270	8.030	0,7 (1,9)	0,2 (0,4)	30	97,5 (95,3)	68,7 (51,4)	0,80
13	Niere	73/168/209	15.772	0,7 (2,4)	0,2 (0,7)	25	97,6 (94,5)	63,6 (48,1)	0,91
14	Schädelbasis	90/230/295	7.114	0,6 (1,6)	0,2 (0,7)	25	98,2 (90,6)	73,2 (43,0)	0,78
Total			108.610	0,6 (2,4)	0,2 (0,7)	339	97,0 (84,0)	76,9 (17,8)	0,80

Tab.1: Datenübersicht und Ergebnisse. Positionsgenauigkeit und –reproduzierbarkeit werden beschrieben durch die mittlere euklidische Distanz der Einzelspots zur Planposition bzw. die interfraktionelle Standardabweichung von diesem Wert. Die Korrelation der Durchlassraten $\Gamma(1\text{mm}/1\%)$ und $\Lambda(1\text{mm})$ miteinander ist planspezifisch.

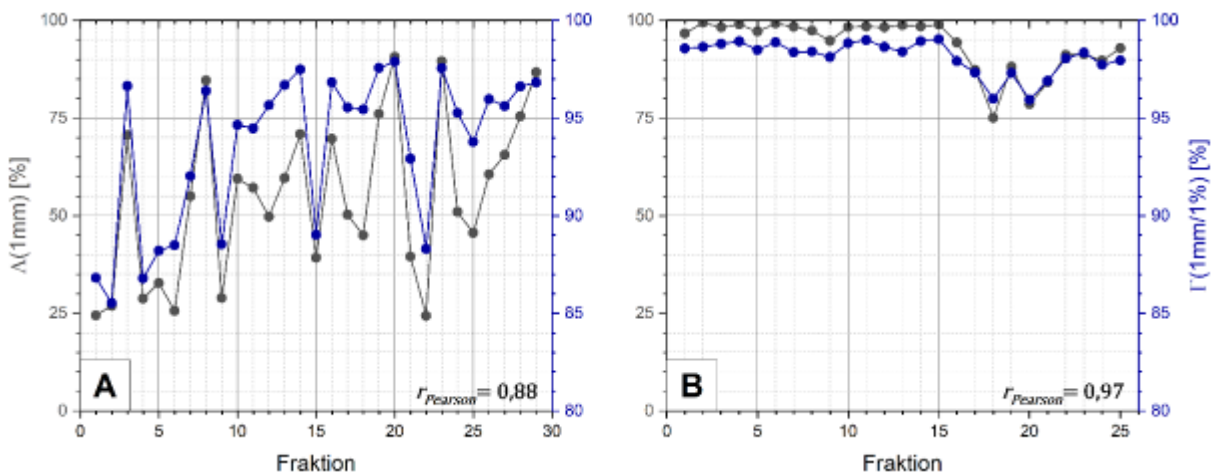


Abb.1: Fraktionsweise Logfile- [grau, $\Lambda(1\text{mm})$] und Gamma-Durchlassraten [blau, $\Gamma(1\text{mm}/1\%)$] für zwei ausgewählte Pläne (A: Prostata, Gantrywinkel [90°, 270°], B: Mundhöhle, Gantrywinkel [135°, 210°, 225°, 335°]). Niedrigere und stärker fluktuierende Durchlassraten (Plan A) sind das Resultat verminderter Bestrahlungsqualität bei horizontalen Gantrywinkeln. Eine starke Korrelation (r_{Pearson}) ist in beiden Fällen gegeben.

AS06.04 Charakterisierung der MR-Bildqualität bei gleichzeitiger MR-Aufnahme und aktivem Raster-scanning in der MRT-geführten Partikeltherapie

S. Dorsch^{1,2,3}, K. Paul^{2,3}, A. Elter^{2,3,4}, C. Beyer^{2,3}, J. Naumann⁵, T. Hansmann⁵, E. Feldmeier⁵, C. P. Karger^{1,3}, J. Debus^{1,2,3,5,6,7}

¹Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

²Universitätsklinikum Heidelberg, RadioOnkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

³National Center for Radiation Research in Oncology (NCRO), Heidelberg Institute for Radiation Oncology (HIRO), Heidelberg, Deutschland

⁴Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland

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

⁶Clinical Cooperation Unit Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁷Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die MR-geführte Partikeltherapie (MRgPT) hat das Potenzial die Therapiepräzision durch tägliche Kontrolle der Lage und Form von Tumor und Risikostrukturen zu erhöhen. Obwohl bisher noch kein kommerzielles MRgPT-System verfügbar ist, wurde bereits über Versuchsaufbauten berichtet^{1,2,3}. In dieser Arbeit⁴ stellen wir die Charakterisierung eines offenen MR-Scanners an einer Ionenstrahlanlage vor, mit Fokus auf der Bewertung der MR-Bildqualität bei gleichzeitiger Partikelbestrahlung.

Material & Methode

Ein offener MR-Scanner mit einer Feldstärke von 0,25 T wurde in einer fahrbaren hochfrequenzgeschirmten Kabine an einem horizontalen Bestrahlungsplatz positioniert. Für MR-Bilder (2D-Spin-Echo (SE), 2D-CINE und 3D-Gradienten-Echo (GRE)-Pulssequenzen), die während gleichzeitiger Bestrahlung mit Protonen und Kohlenstoffionen (jeweils mit und ohne Strahlscan (hor./vert.) aufgenommen wurden, wurden Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) sowie Ghosting-Ratio an Phantomen bewertet. Zudem wurden die Strahlscan-Magnete mit einem Strom-Dreiecksmuster ohne aktiven Strahltransport gesteuert, um an einem Probanden eine Bestrahlungssituation zu simulieren.

Ergebnisse

Es wurde keine Abhängigkeit der MR-Bildqualität von der Strahlenergie einer zentralen Strahlposition festgestellt. Allerdings führt das Fernfeld des horizontalen Scanmagneten zu einer zusätzlichen Magnetfeldkomponente innerhalb des MR-Geräts, die das MR-Signal beeinflusst (Abb. 1a), Ghosting-Artefakte (Abb. 1b) verursacht und das SNR vor allem in 3D-GRE-Bildern verringert. Das Ausmaß der Artefakte korreliert mit Spotdauer und Amplitude der Scanmagnete. In den 2D-SE-Bildern wurden deutlich weniger oder gar keine Artefakte gefunden. Auch die 2D-CINE-Bilder zeigten bei der In-vivo-Messung keine Ghosting-Artefakte (Abb. 2), was darauf hindeutet, dass die Effekte durch das Fernfeld der Scanmagnete bei der Verwendung schneller CINE-MR-Bildgebung vernachlässigt werden können.

Schlussfolgerung

Die Experimente haben gezeigt, dass der vorgestellte Aufbau eines MR-Scanners vor einer horizontalen Strahlanlage eine qualitativ hochwertige MR-Bildgebung bei gleichzeitiger Bestrahlung mit aktivem Strahlscanning ermöglicht. Erstmals wurde eine in-vivo-(Knie)Bildgebung (2D-Cine) bei gleichzeitig dynamisch angesteuerten Scanning-Magneten durchgeführt.

1. Schellhammer et al 2018 Phys.Med.Biol.63;23LT01

2. Gantz et al 2020 Phys.Med.Biol.65;215014

3. Paul et al 2022 ESTRO2022,OC-0778

4. Gefördert durch BMBF (13GW0436 A/B)

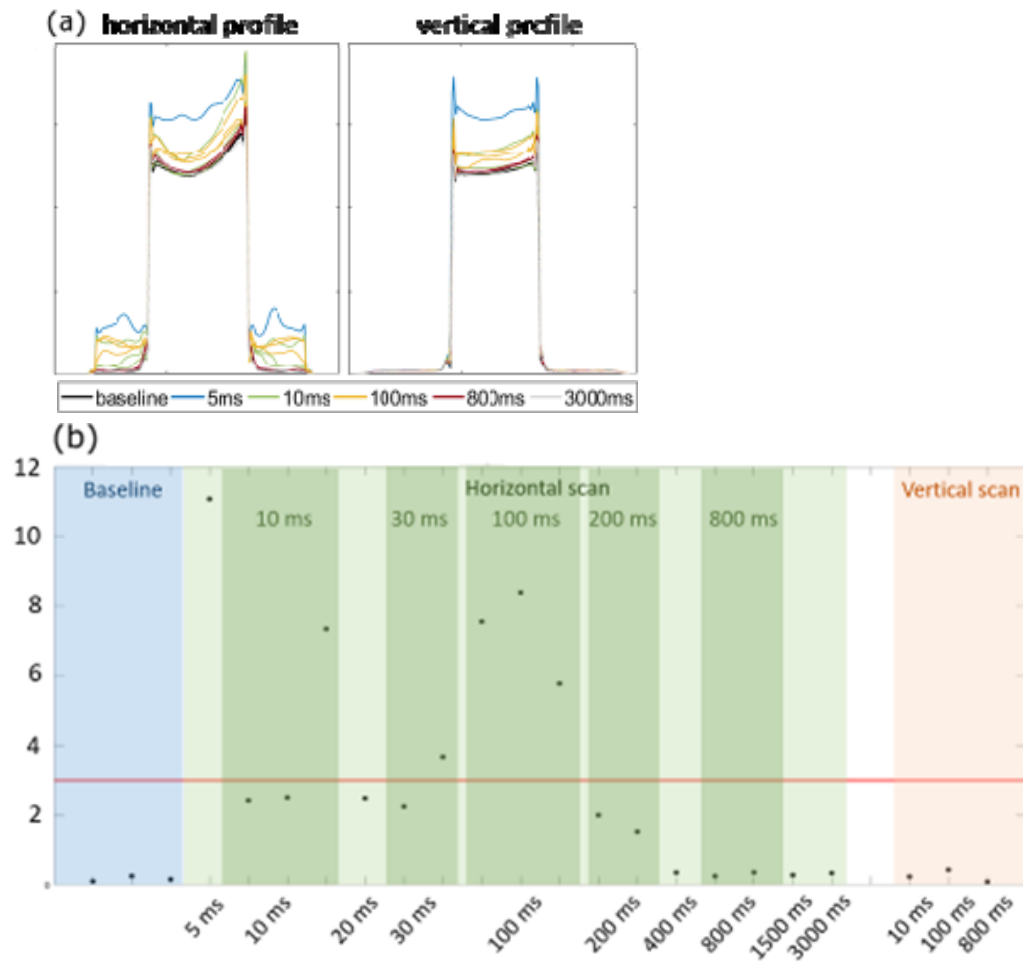


Abb. 1: (a) Profil und (b) Ghosting-Ratio eines homogenes Phantoms bei Bestrahlung mit Strahlscan (hor./vert.) von Kohlenstoff (430 MeV/u) unter Verwendung verschiedener Spotdauern.

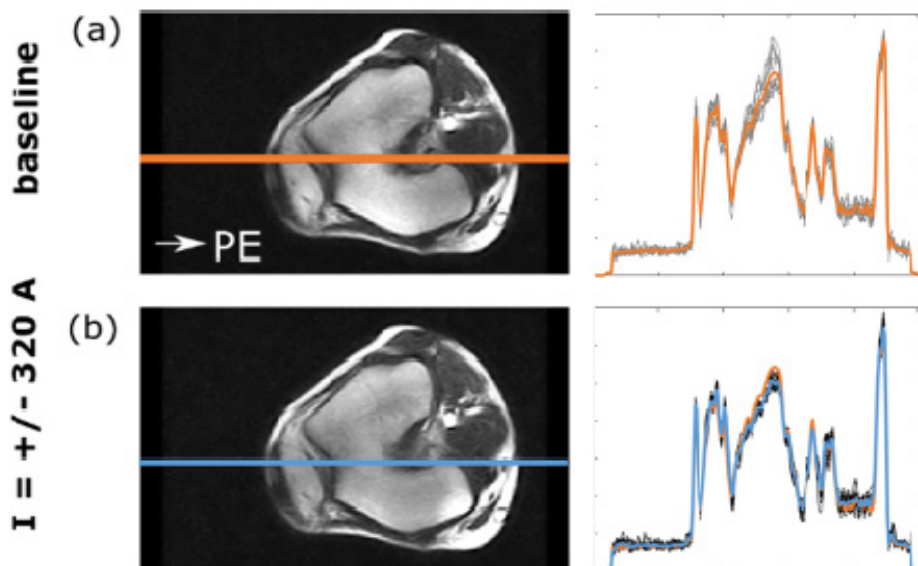


Abb. 2: Bilder und Profile der 2D-CINE in-vivo-Aufnahme für (a) Baseline ohne Scanning und (b) Dreiecksmuster. Die Profile über alle 15 CINE-Bilder wurden sowohl für (a, grau) als auch für (b, schwarz) aufgenommen und überlagert, zudem sind die mittleren Profile für die Baseline (orange) und Scanning (blau) dargestellt.

AS06.05 Deep learning basierte Intensitätskorrektur von 4D-Conebeam Computertomographie Bildern

H. Schmitz¹, M. Kawula¹, E. Lombardo¹, A. Thummerer¹, K. Parodi², C. Belka^{1,3}, F. Kamp^{1,4}, G. Landry¹, C. Kurz¹

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

²Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Medizinische Physik an der Fakultät für Physik, Garching b. München, Deutschland

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

⁴Uniklinik Köln, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, Cyberknife- und Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Einleitung

Diese retrospektive Patientenstudie vergleicht die Protonen-Dosisgenauigkeit eines in einem rechenintensiven Workflow erstellten streuungskorrigierten 4D-Conebeam-CT (4DCBCT), basierend auf einem 4D-Virtual-CT (4DvCT) Prior und anschließender Projektionskorrektur, mit einer auf Deep-Learning basierten Methode (ScatterNet).

Material/Methode

Für 26 Lungenkrebspatienten, die mit Photonentherapie behandelt wurden, waren Planungs-CTs (pCTs) und CBCT-Projektionen verfügbar. Ein U-förmiges 2D Convolutional Neural Network (CNN) wurde mit gemessenen und korrigierten CBCT-Projektionen trainiert, wobei Letztere mit einem konventionellen, validierten 4DCBCT_{cor}-Workflow generiert wurden. Die Anzahl der Patienten für Training, Validierung und Test betrug 15, 6 und 5. Die Rekonstruktionsmethode MA-ROOSTER wurde analog für die vom Netzwerk, als auch vom konventionellen Workflow korrigierten Projektionen verwendet, was zu 4DCBCT_{SN} und 4DCBCT_{cor} führte.

Mit einer Forschungsversion des Bestrahlungsplanungssystems RayStation wurden robuste intensitätsmodulierte Protonentherapiepläne (IMPT) auf von Radioonkologen konturierten pCTs in freier Atmung erstellt. Für jede Atemphase von 4DvCT, 4DCBCT_{cor} und 4DCBCT_{SN} wurden die Pläne neu vorwärtsberechnet. Die Dosisunterschiede wurden mit Hilfe von Dosis-Volumen-Histogramm-(DVH)-Parametern und einer Gamma-Pass-Rate-Analyse quantitativ analysiert.

Ergebnisse

Beide 4DCBCT-Korrekturmethode zeigten erhebliche und ähnliche Verbesserungen der Bildqualität gegenüber dem ursprünglichen unkorrigierten 4DCBCT. Tabelle 1 zeigt Unterschiede in Bezug auf das ITV D_{98%}. Mediane Werte zwischen CBCT_{cor}-vCT, CBCT_{SN}-vCT bzw. CBCT_{SN}-CBCT_{cor} waren nicht höher als 1,2 %, 1,9 % bzw. 1,1 %. Die Gamma Analyse mit einem 2%/2mm Kriterium zeigte mediane Werte von 88%, 90% bzw. 98%. Abbildung 1 zeigt Dosisdifferenzplots mit kleineren Abweichungen von wenigen Prozent im Lungengewebe.

Diskussion

Phasenabhängige 4DCBCT-Intensitätskorrektur für Lungenkrebspatienten ist mit einem CNN möglich. IMPT-Pläne, die auf Netzwerk-generierten Bildern vorwärtsberechnet wurden, zeigten eine vergleichbare Qualität mit dem Workflow ohne Deep-Learning. Eine erhebliche Verringerung der Rechenzeit (pro Patient von mehr als 10 Minuten auf wenige Sekunden) macht diese CNN-Methode potenziell interessant für tägliche klinische Entscheidungen wie die Notwendigkeit einer Neuplanung.

Danksagung: DFG: 399148265, GRK2274

Anhang 1

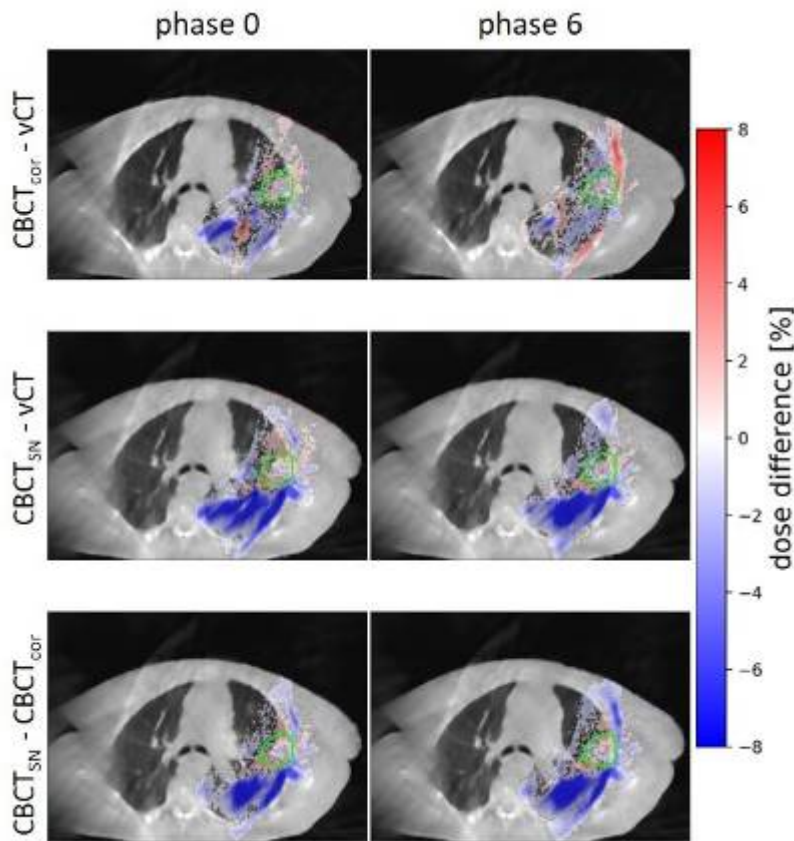


Abb. 1: Unterschiede zwischen vCT, CBCT_{cor} und CBCT_{SN} für vorwärtsberechnete Protonendosisverteilungen in Prozent der verschriebenen Dosis von 60 Gy für die beiden extremen Atemphasen von Patient 3. Um die Lesbarkeit der Grafik zu verbessern, sind Dosisunterschiede von weniger als 0,4 % maskiert.

Anhang 2

Tab. 1: DVH-Werte in Gy für ITV D_{98%} (median [min, max]) von 4DvCT, 4DCBCT_{cor} und 4DCBCT_{SN} der 5 Testpatienten.

IMPT	ITV D _{98%} [Gy]		
	vCT	CBCT _{cor}	CBCT _{SN}
1	61.2 [61.2, 61.7]	60.8 [60.2, 61.2]	60.5 [60.2, 60.9]
2	64.7 [64.1, 65.3]	64.1 [62.7, 65.3]	63.4 [60.5, 66.5]
3	60.9 [60.5, 61.1]	60.7 [60.6, 61.1]	60.9 [60.7, 61.1]
4	60.9 [60.8, 61.0]	60.2 [59.8, 60.5]	60.7 [60.5, 60.8]
5	63.5 [63.1, 63.8]	63.8 [63.4, 64.4]	63.6 [63.2, 64.4]
median	62.2 [61.7, 62.6]	61.9 [61.3, 62.5]	61.8 [61.0, 62.7]

AS06.06 Radiomics-basierte Modellierung zweidimensionaler Energie-Zeit-Verteilungen prompter Gammastrahlung zur Behandlungsverifikation in der Protonentherapie

S. M. Schellhammer^{1,2}, T. Lenk^{2,3}, A. Kieslich^{1,2}, S. Löck^{2,4,3}, T. Kögler^{1,2}

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

²OncoRay – Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

³Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

⁴Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Aufgrund des steilen distalen Dosisgradienten und der starken Gewebeabhängigkeit des Bremsvermögens kann die Präzision der Protonentherapie durch Bewegungen und anatomische Veränderungen kompromittiert werden. Insbesondere im Rahmen der online-adaptiven Strahlentherapie wird deshalb ein System benötigt, das derartige Änderungen detektieren und eine entsprechende Intervention ermöglichen kann. Ein Ansatz hierfür ist der Nachweis von im Patienten emittierter prompter Gammastrahlung. Die applizierte Protonenreichweite muss dazu jedoch mit hoher Genauigkeit aus einer begrenzten Anzahl von detektierten Ereignissen rekonstruiert werden. In derzeitig entwickelten Systemen wird nur jeweils eine Eigenschaft der Gammastrahlen berücksichtigt, d.h. deren räumliche, zeitliche oder Energieverteilung. Die Kombination dieser Informationen (Multi-Feature-Behandlungsverifikation) birgt das Potenzial, die Genauigkeit der Reichweiterekonstruktion zu erhöhen. Wir schlagen daher einen Radiomics-basierten Ansatz zur Analyse kombinierter Zeit- und Energiespektren vor und wenden ihn auf Messdaten an, die in einer klinischen Einrichtung mit dem direkt am Strahlkopf montierbaren Prompt Gamma-Ray Timing System erfasst wurden.

Material & Methoden

Hierzu wurden zweidimensionale Energie-Zeit-Verteilungen prompter Gammastrahlung analysiert, die am OncoRay (Dresden, Deutschland) mit CeBr₃-Detektoren aufgenommen wurden. Ein zylindrisches Acrylglasphantom mit Luftkavitäten variabler Dicke wurde zunächst mit einem statischen Nadelstrahl und anschließend im Pencil-Beam-Scanning-Verfahren bestrahlt. Relevante Bildmerkmale der zweidimensionalen Verteilungen (Abb. 1, links) wurden mit Hilfe von maschinellem Lernen ausgewählt, um die Kavitätsdicke vorherzusagen. Das Modell wurde durch multivariate lineare Regression definiert (Abb. 1, rechts) und auf der Grundlage der Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung (RMSE) zwischen vorhergesagter und tatsächlicher Kavitätsdicke bewertet.

Ergebnisse

Im Vergleich zur bisher verwendeten Methode, die ausschließlich auf der Auswertung der zeitlichen Verteilungen basiert, konnte die Genauigkeit der Reichweiterekonstruktion um 38 % (1,5 mm) auf einen RMSE von 2,5 mm verbessert werden. Herausforderungen zeigten sich in der Übertragbarkeit der Modelle des statischen Strahls auf Daten des Pencil-Beam-Scannings. Um dies zu überwinden, ist ein erweiterter Trainingsdatensatz nötig, der die klinische Variabilität der Spotposition, -intensität und -energie abdeckt.

Zusammenfassung

Diese Ergebnisse zeigen, dass maschinelles Lernen und die Hinzunahme der Gammastrahlungsenergie zusätzlich zur Detektionszeit wertvolle Instrumente zur Optimierung der Prompt Gamma-Ray Timing Methode sind und deren Sensitivität bezüglich Reichweiteunsicherheiten erhöhen. Der Radiomics-basierte Ansatz ist somit ein wichtiger Schritt zur Entwicklung eines Multi-Feature-Behandlungsverifikationssystems und zur klinischen Translation der Prompt Gamma-Ray Timing Methode.

Anhang 1

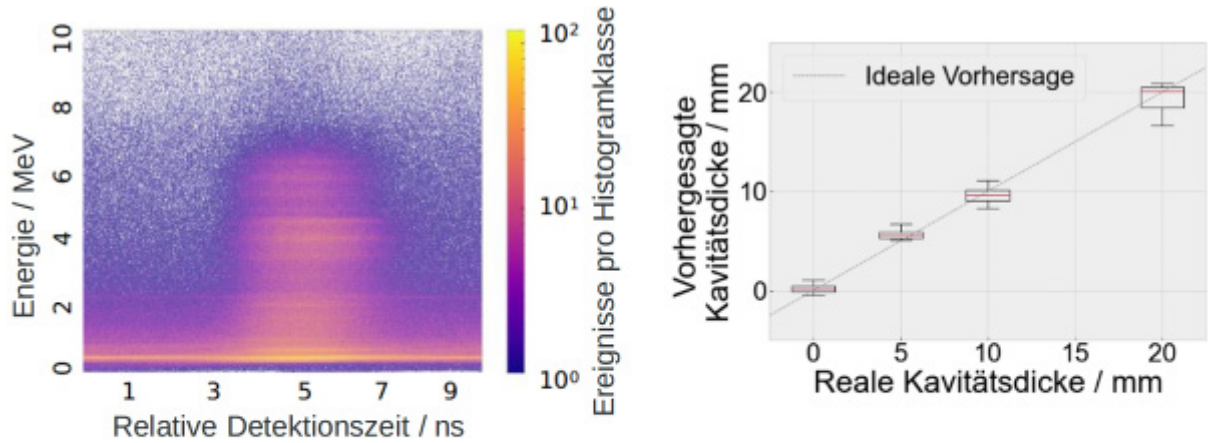


Abbildung 1. Links: Gemessene Zeit-Energie-Verteilung prompter Gammastrahlung. Die verschiedenen Gammastrahlungsenergien sind als horizontale Linien unterschiedlicher Intensität sichtbar. Rechts: Boxplot der mit dem Radiomics-Modell rekonstruierten Kavitätsdicke in Abhängigkeit von der tatsächlichen Kavitätsdicke.

FS05.02 Vorkommnisse und DMS

G. Stamm¹, K. S. Winter², C. Müller³, U. Timmel³, R. Eßling³, M. Liebmann⁴

¹Universitätsmedizin Göttingen, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Göttingen, Deutschland

²Bundesamt für Strahlenschutz, Oberschleißheim, Deutschland

³Universitätsklinikum Münster, Münster, Deutschland

⁴GeNo Klinikverbund, Bremen, Deutschland

Abstract

Die beiden Vorträge zu den Dosismanagementsystemen sollen zunächst zeigen, wie Vorkommnisse im DMS erkannt werden können und wie die Nutzer/Betreiber über mögliche bedeutsame Vorkommnisse informiert werden. Da dabei auch die diagnostischen Referenzwerte eine Rolle spielen wird erklärt, wie sich die neuen DRW in bestehende Systeme einpflegen lassen und wie mit den Änderungen bei den DRW (Scanlänge und DLP nur als Orientierung, sowie Umstellung auf Medianwerte) sinnvollerweise umzugehen ist.

Anschließend soll für die beiden Anwendungsgebiete Durchleuchtung/Intervention und Computertomographie erläutert werden, welche Art von Vorkommnissen dort üblicherweise auftreten und wie die Meldungen an die Aufsichtsbehörden erfolgen (Erst- und Abschlussmeldung, notwendige Angaben bei der Meldung, Rückmeldungen/-fragen von den Aufsichtsbehörden).

Den Abschluss der Fachsitzung bildet dann der Vortrag zum BeVoMed-Register des Bundesamtes für Strahlenschutz: wie ist die Gesamtentwicklung der Meldezahlen von 2019 bis 2023 und welche Schlüsse lassen sich aus Clusteranalysen ziehen?

FS06.01 GAPTN-Vorstellung

U. Lützen¹, C. Wanke²

¹Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Klinik für Nuklearmedizin, Molekulare Bilddiagnostik und Therapie, Kiel, Deutschland

²Medizinische Hochschule Hannover, Strahlenschutz und Medizinische Physik, Hannover, Deutschland

Der „Gemeinsame Arbeitskreis Physik und Technik in der Nuklearmedizin“ (GAPTN) ist ein gemeinsamer Arbeitskreis der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin (DGN) und der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (DGMP). Er wurde 1999 von Prof. Dr. Dr. Müller-Schauenburg, Tübingen, ins Leben gerufen, um ein Forum für Kontakt und Informationsaustausch unter Physikern, Naturwissenschaftlern, Ingenieuren, methodisch interessierten Ärzten und MTRs zu bieten. Seit 2022 ist PD Dr. Ulf Lützen aus Kiel der Sprecher seitens der DGN und Dr. Carsten Wanke aus Hannover der Sprecher seitens der DGMP.

Zentrale Themen des GAPTN sind einerseits die physikalisch-technischen und wissenschaftlichen Aspekte der nuklearmedizinischen Diagnostik und Therapie sowie andererseits auch Themen des Strahlenschutzes und der Radiopharmazie. Schwerpunkte sind dabei Gerätetechnik inklusive Hybridsysteme, Bildgebung, Dosimetrie sowie praktische und rechtliche Aspekte.

Der GAPTN veranstaltet regelmäßig das „GAPTN-Treffen“, eine Veranstaltung mit Vorträgen und Diskussionen zu aktuellen Themen und neuen Entwicklungen sowohl aus Wissenschaft und Forschung als auch in der praktischen Anwendung. Neben den wissenschaftlichen Beiträgen wird besonderer Wert auf den fachlichen und interdisziplinären Austausch gelegt. Das 18. GAPTN-Treffen fand am 11. und 12. November 2022 in Hannover statt, das 19. GAPTN-Treffen ist für das Frühjahr 2024 geplant. Die Termine können der Webseite des GAPTN (<https://www.dgmp.de/de-DE/1206/gemeinsamer-arbeitskreis-physik-und-technik-in-der-nuklearmedizin-gaptn-der-dgn-und-der-dgmp/>) entnommen werden.

Zentrales Medium zum Austausch ist die GAPTN-Mailingliste. Um in den Verteiler aufgenommen zu werden, ist eine E-Mail mit dem Inhalt „subscribe gaptn“ an gaptn-request@ists.lrz.de zu senden. Mitteilungen über die Mailingliste können per E-Mail an gaptn@lists.lrz.de verschickt werden.

FS06.02 Bildgebung für die Onkologie

S. Nekolla¹

¹Klinikum rechts der Isar, der Technischen Universität München, Nuklearmedizinische Klinik und Poliklinik, München, Deutschland

Einleitung

Die Nuklearmedizin hat sich im Laufe der vergangenen Jahre sozusagen immer wieder „neu erfunden“ und sich als erfolgreiche Modalität in Diagnostik und Therapie fest etabliert. Die Entwicklungen des letzten Jahrzehnts mit „digitaler“ Messtechnik in SPECT und PET sowie der Verfügbarkeit neuer diagnostischer und therapeutischer Optionen im Bereich der Radiopharmaka werden auch im Bereich der Medizinphysik neue Möglichkeiten - aber auch Risiken zeigen.

Material & Methoden

Natürgemäß findet sich eine nahezu überwältigende Menge an Literatur zu diesem Themenbereich, es sei hier deswegen nur auf deutschsprachige Übersichtsarbeiten (insbesondere [1], Abb. 1) und englischsprachige Reviews zu PET/CT [2], SPECT/CT [3] und PET/MR [4] verwiesen.

Ergebnisse und Zusammenfassung

In den letzten Jahrzehnten hat unser Feld in etwa alle zehn Jahre technologische Fortschritte erlebt, die zu einer beeindruckenden Weiterentwicklung geführt haben. Diese Entwicklungen können grob in vier wesentliche Bereiche unterteilt werden: Radiochemie, hybride Bildgebung, neue Detektortechnologien und innovative Therapien. Jeder dieser Fortschritte hat maßgeblich dazu beigetragen, unsere Arbeit zu verbessern und neue Perspektiven zu eröffnen.

Anhang 1

Übersicht	
167	Wurzer, Alexander; Nekolla, Stephan S.; D'Allesandra, Calogera: Stand der Technik in der Radiopharmazie State of the art in radiopharmacy
189	Marotta, Alexandros; Fragoso Costa, Pedro: Instrumentierung in der präklinischen PET- und SPECT-Bildgebung Preclinical PET and SPECT instrumentation
190	Schütze, Christian: Qualitätssicherung an Hybridsystemen Quality assurance on hybrid systems
204	Braune, Anja: PET Rekonstruktionen – Harmonisierung, alte und neue Ansätze PET reconstruction – harmonization, old and new approaches
210	Broder, Oliver S.; Kapitz, Dennis; Kreißl, Michael C.: Protokoll- und Dosisoptimierung der CT in der Hybridbildgebung für Schwächungskorrektur und strukturelle Korrelation Protocol and dose optimization for CT in hybrid imaging for attenuation correction and structural correlation
217	Kisak, Sandra Leoni; Jentsch, Walter; Seifert, Robert; Herrmann, Ker; Kersting, David: Digitale Positronenemissionstomografie – Entwicklung, Detektortechnologie und Perspektiven Digital positron emission tomography – Development, detector technology and perspectives

Abb.1: Inhaltsverzeichnis von [1]

Literatur

1. Angewandte Nuklearmedizin, Heft 3, Band 45, September 2022 DOI: 10.1055/s-00051909
2. Hybrid total-body pet scanners-current status and future perspectives. Nadig V, Herrmann K, Mottaghy FM, Schulz V. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022 Jan;49(2):445-459. doi: 10.1007/s00259-021-05536-4
3. It Is Time to Reach for the Sky! Tim Van den Wyngaert, Filipe Elvas, Stijn De Schepper, John A Kennedy, Ora Israel SPECT/CT: Standing on the Shoulders of Giants, JNM DOI: 10.2967/jnumed.119.236943
4. PET/MR Technology: Advancement and Challenges. Bogdanovic B, Solari EL, Villagran Asiares A, McIntosh L, van Marwick S, Schachoff S, Nekolla SG. Semin Nucl Med. 2022 May;52(3):340-355. doi: 10.1053/j.semnuclmed.2021.11.014.

FS06.03 Übersicht nuklearmedizinische Therapien I

A. Braune¹

¹Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Dresden, Deutschland

Anders als bei der externen Strahlentherapie, bei welcher Strahlungserzeugung, Strahlungsfeld und Wirkort über Gerätetechnik außerhalb des Patienten moduliert werden, erreicht das Radiopharmakon bei den meisten nuklearmedizinischen Therapien seinen Wirkort über systemische Prozesse. Dies ermöglicht eine Reduktion der Normalgewebstoxizität und auch eine spezifische Adressierung von Fernmetastasen. Aufgrund der individuellen Biologie eines jeden Patienten unterliegen nuklearmedizinische Therapien aber auch einer größeren biologischen Schwankung und größeren Unsicherheiten bezüglich Strahlungsverteilung und -Wirkung, weshalb stets eine Dosimetrie erforderlich ist. In diesem Vortrag werden verschiedene nuklearmedizinische Therapieverfahren vorgestellt, welche sich u.a. hinsichtlich des Standardisierungsgrades und damit den Anforderungen an den Detailgrad der patientenindividuellen Dosimetrie unterscheiden.

FS06.04 Übersicht nuklearmedizinische Therapien II

A. Braune¹

¹Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Dresden, Deutschland

Die Entwicklung der nuklearmedizinischer Therapiemethoden schreitet rasch voran. Mit der selektiven internen Radiotherapie hat sich eine innovative Behandlungsform von bösartigen Tumoren in der Leber etabliert, welche mit lokalen Verfahren, wie einer Operation, nicht behandelbar sind und nicht mehr ausreichend auf eine Chemotherapie ansprechen. Auch neue therapeutische Isotope werden intensiv erforscht. Insbesondere Alphastrahler, wie z.B. ^{225}Ac oder ^{212}Pb , rücken aufgrund ihrer attraktiven physikalischen Eigenschaften (z.B. höhere Energie und kürzere Reichweite der emittierten Alphateilchen) immer mehr in den Fokus. In diesem Vortrag werden neue nuklearmedizinische Behandlungskonzepte vorgestellt.

FS06.05 Grundlagen nuklearmedizinischer Dosimetrie I

J. Brosch-Lenz¹

¹Klinikum rechts der Isar, der Technischen Universität München, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, München, Deutschland

Grundlagen nuklearmedizinischer Dosimetrie I

Bei radiopharmazeutische Therapien in der Nuklearmedizin werden Liganden mit Radioisotopen markiert, welche nach Applikation direkt an molekulare Ziele an den Krebszellen binden. Durch Verwendung von Radioisotopen mit kurzreichweitigem Beta-Minus- oder Alpha-Zerfall, wird eine lokale Therapie ermöglicht. Wenn beim Zerfall außerdem Photonen oder Positronen ausgesendet werden, kann zusätzliche Bildgebung mittels Single Photon Emission Tomography (SPECT) oder Positron Emission Tomography (PET) erfolgen. Dosimetrie im Kontext radiopharmazeutischer Therapien beschreibt die Berechnung der im Gewebe absorbierten Energiedosis.

Im Allgemeinen umfassen die für die Dosimetrie erforderlichen Schritte die quantitative Bildgebung der Aktivitätsverteilung im Patienten über die Zeit nach Applikation der radiopharmazeutischen Therapie; die Segmentierung von Organen und Läsionen, gefolgt von der Anpassung der Zeit-Aktivitäts-Kurve und der Umrechnung in die Energiedosis. Aufgrund der Komplexität, des Zeitaufwandes und weiteren Gründen, ist die Dosimetrie noch nicht Bestandteil der klinischen Routine bei radiopharmazeutischen Therapien.

Dieser Beitrag wird die Notwendigkeit der Dosimetrie in der Nuklearmedizin motivieren und die Grundlagen der obigen vier Schritte zur Berechnung der absorbierten Dosis beleuchten.

FS06.06 Grundlagen nuklearmedizinischer Dosimetrie II


J. Brosch-Lenz¹

¹Klinikum rechts der Isar, der Technischen Universität München, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, München, Deutschland

Dosimetrie im Kontext radiopharmazeutischer Therapien beschreibt die Berechnung der im Gewebe absorbierten Energiedosis.

Im Allgemeinen umfassen die für die Dosimetrie erforderlichen Schritte die quantitative Bildgebung der Aktivitätsverteilung im Patienten über die Zeit nach Applikation der radiopharmazeutischen Therapie; die Segmentierung von Organen und Läsionen, gefolgt von der Anpassung der Zeit-Aktivitäts-Kurve und der Umrechnung in die Energiedosis. Verschiedene Methoden existierten zur Berechnung der absorbierten Dosis in Gewebe. Diese variieren im Hinblick auf Genauigkeit, Zeitaufwand und Tiefenebene (Organ-Dosis vs. 3D Dosisverteilung auf Voxel-Level). Das etablierte Schema des Medical Internal Radiation Dose (MIRD) Committee der Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging verwendet die Zeit-integrierte Aktivität auf Organ-Level und tabellierte Organ-S-Werte, welche die absorbierte Dosis pro Zeit-integrierter Aktivität im Organ eines digitalen humanen Referenzphantom beschreiben. Für die Berechnung der 3D Dosisverteilung anhand quantitativen Bildgebung gibt es die Möglichkeit Voxel-S-Werte zu verwenden, welche einmalig für ein Radioisotop in einer homogenen Verteilung eines bestimmten Gewebes (bspw. Weichteilgewebe) simuliert werden. Diese Methode ist limitiert in der Anwendung in heterogenen Bereichen, beispielsweise am Übergang Lunge zu Weichteilgewebe oder Weichteilgewebe zu Knochen. Monte Carlo Simulationen zur Berechnung der 3D Dosisverteilung sind die Alternative, da sie sowohl Aktivitäts- als auch Gewebeverteilungen patienten-individuell berücksichtigen.

Dieser Beitrag beleuchtet die verschiedenen Methoden zur Dosisberechnung in der Nuklearmedizin und beschreibt einen optimierten Dosimetrie-Workflow, welcher potentiell einfacher in der klinischen Routine umsetzbar ist.



ExacTrac Dynamic[®]

A new dimension of patient
positioning & monitoring

Learn how the next generation of ExacTrac is
streamlining radiotherapy treatments for a broad range
of clinical workflows at brainlab.com/exactrac.



AS07.01 Bildgesteuerte intraoperative Strahlentherapie nach chirurgischer Resektion von Hirnmetastasen mittels O-Arm™

M. Grimmer¹, P. Eich¹, G. Sarria¹, C. Schmeel¹, J. Holz¹, M. Fiebich², M. Hamed³, M. Banat³, H. Loranzana⁴, A. Kowark⁴
C. Schmeel⁵, S. Garbe¹

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

²Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Fachbereich LSE, Gießen, Deutschland

³Universitätsklinikum Bonn, Klinik für Neurochirurgie, Bonn, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Bonn, Klinik für Anästhesiologie, Bonn, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Bonn, Klinik für diagnostische und interventionelle Neuroradiologie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Die intraoperative Strahlentherapie (IORT) chirurgisch resezierter Hirnmetastasen mittels INTRABEAM® 600 (Carl Zeiss Meditec AG) kann die etablierte perkutane Strahlentherapie verkürzen oder vollständig ersetzen. Hierbei werden einmalig 20Gy-30Gy mit niederenergetischer Röntgenstrahlung (30kV-50kV) auf die Oberfläche der Resektionshöhle appliziert. Die Berechnung der applizierten Energiedosis erfolgt anhand des Abstandsquadratgesetzes. Eine korrekte Positionierung des sphärischen Applikators durch den Chirurgen vor der Behandlung ist ausschlaggebend für den Therapieerfolg. Diese wird bisher bildgebend nicht überprüft. Intraoperative tomografische Bildgebungen unmittelbar vor der IORT ermöglichen nicht nur eine exakte Kontrolle und Dokumentation der Position des Applikators ermöglichen, sondern liefern auch die Grundlage für eine präzisere dreidimensionale Bestrahlungsplanung.

Material und Methoden

Hierfür wurden zunächst Tiefendosiskurven der Röntgenquelle des INTRABEAM® 600-Systems mit einem sphärischen Applikator ($\varnothing = 3,5\text{cm}$) im Wasserphantom (Carl Zeiss Meditec AG) gemessen. Dabei wurden chirurgische Pflasterkombinationen (TachoSil®, Corza Medical, MA, US und Tabotamp®, Ethicon, J&J Surgical Technologies, NJ, US) für die Wundversorgung um den Applikator gewickelt, um die klinische Situation zu simulieren. Zusätzlich wurden zwei Machbarkeitsstudien mit einem interdisziplinären Team aus der Neurochirurgie, Strahlentherapie und Anästhesie durchgeführt zur Demonstration der technischen Umsetzung einer CBCT-Bildgebung intraoperativ im OP-Saal. Die Bildgebungsparameter für die Bildqualität und die Minimierung der Strahlenbelastung für die Patienten wurden untersucht. Bildartefakte durch die Röntgenquelle wurden unter Aufrechterhaltung des Handlungsspielraums des Operateurs minimiert. Die Bildqualität wurde mit Hilfe des „Cheese-Phantom“ (Gammex Inc. RMI, Middleton, WI) bestimmt. Anschließend wurden die mittleren CT-Zahlen von zwölf Dichtewerten des „Cheese-Phantoms“ mit unterschiedlichen Massendichten von 0,3 g/cm³ bis 1,842 g/cm³ und daraus eine HU-Dichte-Beziehung erstellt. Diese CT-Kalibrierkurve ermöglichen die online-Bestrahlungsplanung in der Software Radiance™ (GMV).

Ergebnisse

Die Messungen der Tiefendosiskurve zeigten, dass jeder Abstand im mm-Bereich, der zusätzlich zur chirurgischen Wundversorgung entsteht, auf Grund des Abstandsquadratgesetzes zu einer Unterdosierung der Resektionshöhlenoberfläche führt. Eine Distanz des Applikators zur Resektionshöhle von 2mm verursacht eine Unterdosierung von ca. 3Gy in der 2mm-Tiefe des umliegenden Gewebes ausgehend vom Resektionshöhlenrand. Eine bildgestützte Kontrolle des Applikators ist daher essenziell, um eine Aussage über die genaue Positionierung des Applikators und der Hämostatika treffen zu können. Die Machbarkeitsstudie ergab, dass eine optimale Bildqualität des O-Arms™ mit den Bildgebungsparametern 120kV und 20mA „HD3D (groß)“ erreicht wird. Die Strahlenbelastung der Patienten liegt hier bei 0,51mSv. Der große Dynamikbereich dieses Bildgebungsmodus (-600HU bis +600HU) und die geringe Voxelgröße von 127 μm^3 sowie der Unterschied der mittleren CT-Zahlen zwischen Gehirngewebe und Applikator von 27 HU gewährleisten eine gute Differenzierbarkeit zwischen Applikator und Gewebe. Die geringe Differenzierung von Weichteilstrukturen in den Bilddaten (HU/ $\pm \sigma = 0,04$) sowie der Rauschanteile in der CBCT erschweren jedoch die Konturierung einiger Risikoorgane.

Zusammenfassung

Die Untersuchung ergab, dass eine technische Durchführung der Bildgebung in ausreichender Qualität zur Lagekontrolle des in der IORT verwendeten Applikators intraoperativ durchführbar ist.

AS07.02 Seed-Verschiebungen in der unmittelbaren post-OP Phase in der permanenten Prostata-Brachytherapie

A. Karius¹, C. Schweizer¹, V. Strnad¹, M. Lotter¹, S. Kreppner¹, A. Lamrani¹, R. Fietkau¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik - Radioonkologie, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die permanente Brachytherapie mit Seeds repräsentiert eine etablierte Behandlungsmodalität für Prostatakrebs mit Niedrigrisikoprofil und stellt für viele Patienten die Methode der Wahl dar. Nichtsdestotrotz sind Therapieverbesserungen weiterhin Gegenstand laufender Forschung. So wurde erst kürzlich gezeigt dass Seedverschiebungen innerhalb der Prostata bevorzugte Richtungen annehmen und die Hypothese wurde aufgestellt dass diese hauptsächlich kurz nach der Implantation in Erscheinung treten [1]. Aus diesem Grund wurden in dieser Arbeit Unterschiede in den Seedverschiebungen zwischen der unmittelbaren post-OP Phase (Tag 0-1) und der Zeit zur post-plan Computertomographie (CT) (Tag 1-30) untersucht.

Material & Methoden

Seed-Positionen wurden aus dem intraoperativ erstellten Behandlungsplan (Tag 0) sowie auf aufgenommenen CT Scans an Tag 1 und Tag 30 für 33 Patienten bestimmt. Die Tag 1 (Tag 30) Anordnung der Seeds wurde auf die Tag 0 (Tag 1) Anordnung mittels eines Seed-only Ansatzes registriert. Basierend auf einer 1:1 Zuordnung der Seeds mittels des Kuhn-Munkres Algorithmus wurden die Seed-Verschiebungen anschließend analysiert. Die Verschiebungen wurden auch in Abhängigkeit der Seed-Stranglänge sowie des anatomischen Implantationsortes innerhalb der Prostata evaluiert. Die resultierenden dosimetrischen Ergebnisse wurden berechnet.

Ergebnisse

Seed-Verschiebungen in der unmittelbaren post-OP Phase (Median: 3.8 ± 3.6 mm) waren größer als in der Zeit bis zum post-plan CT (2.1 ± 2.6 mm) und am stärksten entlang der superior-inferior Richtung ausgeprägt. Von Tag 0 bis 1 zeigten Stränge aus einem (7.3 ± 5.4 mm) oder zwei (8.1 ± 5.8 mm) Seeds größere Abweichungen als Stränge größerer Länge (bis zu 4.2 ± 7.0 mm), wohingegen keine Stranglängenabhängigkeit für den Zeitraum bis Tag 30 gefunden wurde. Seeds die in Basis und Apex implantiert wurden tendierten zu Verschiebungen in die Prostata-Mitteldrüse in beiden untersuchten Zeiträumen. D_{90} (Dosis, die die am stärksten exponierten 90% der Prostata erhalten) war mit Veränderungen von 2 ± 15 Gy in der Zeit zum post-plan CT stabiler als in der unmittelbaren post-OP Phase (-18 ± 11 Gy).

Zusammenfassung

Seed-Verschiebungen in der unmittelbaren post-OP Phase waren größer als zwischen Tag 1 und 30. Dies wurde als das Resultat von Unsicherheiten in der ultraschallbasierten Behandlungsplanung und Implantation eingeschätzt, welche den derzeitigen Goldstandard darstellt. Adaptive Implantationsworkflows erscheinen nützlich und sinnvoll um eine hohe Implantat-Stabilität ab Therapiebeginn zu gewährleisten.

Literatur (falls vorhanden)

- [1] Karius A, Lotter M, Kreppner S, Schaller V, Lubgan D, Grigo J, Fietkau R, Strnad V, Bert C. Permanent LDR prostate brachytherapy: Comprehensive characterization of seed-dynamics within the prostate on a seed-only level. Brachytherapy. 2022 Sep-Oct;21(5):635-646. doi: 10.1016/j.brachy.2022.04.007.

AS07.03 Monte-Carlo-basierte Detektorcharakterisierung für die HDR-Brachytherapie: ein Vergleich zwischen MCNP6.1 und EGSnrc

G. Rossi^{1,2,3,4}, M. Gainey^{1,2,3,4}, M. Kollefrath^{1,2,3,4}, D. Baltas^{1,2,3,4}

¹Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Strahlenheilkunde, Abteilung Medizinische Physik, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, Medizinische Fakultät, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁴Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Partnerstandort Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Für die experimentelle Dosimetrie an ¹⁹²Ir-Quellen der HDR-Brachytherapie sind häufig Monte-Carlo (MC)-basierte Korrekturfaktoren nötig. Diese können jedoch stark vom ausgewählten MC-Code abhängig sein. In dieser Arbeit wurde diesbezüglich MCNP6.1 mit dem als Goldstandard betrachteten Code EGSnrc verglichen.

Material & Methoden

Der User-Code *egs_chamber* von EGSnrc wurde benutzt, um die in MCNP6.1 durchgeführten MC-Simulationen aus der Arbeit von Rossi *et al.* [1] zu reproduzieren. Zuerst wurde die ¹⁹²Ir-Quelle des Modells mHDR-v2r in einer Wasserkugel (Radius 40 cm) simuliert (TG-43-Geometrie). Die Dosis in Wasser wurde in radialen Abständen von 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2, 3, 4, 5, 6, 8 und 10 cm und festem Polarwinkel von 90° bestimmt. Hierbei wurde die Dosis durch Kerma bestimmt, ohne Elektronentransport zu aktivieren. Danach wurde ein microDiamond-Detektor (PTW-Freiburg) mit der Quelle in einem PTW-MP3-Wasserphantom simuliert (analog zu [1]). Der microDiamond wurde mit der Achse senkrecht zum Strahl ausgerichtet. Die Dosis wurde in radialen Abständen von 0.5, 0.75, 1, 2, 5 und 10 cm und festem Polarwinkel von 90° im effektiven Messvolumen des Detektors bestimmt. Hierfür war der Elektronentransport aktiviert. Die Ergebnisse von *egs_chamber* wurden mit den entsprechenden MCNP6.1-basierten Ergebnissen aus [1] verglichen.

Ergebnisse

Für die Kerma-Berechnungen in der Wasserkugel wurde eine sehr hohe Übereinstimmung ($\leq 0.2\%$) zwischen MCNP6.1 und *egs_chamber* beobachtet (Abb.1). Größere Abweichungen wurden hingegen für die microDiamond-Dosis im Wasserphantom beobachtet. Die Differenzen lagen hier im Bereich von -2.3% (10 cm) bis $+1.8\%$ (0.5 cm) und waren fast immer größer als die kombinierte statistische MC-Unsicherheit ($< 0.5\%$ bei $k = 1$).

Zusammenfassung

MCNP6.1 zeigte signifikanten Abweichungen zu EGSnrc, wenn Elektronentransport aktiviert wurde. Eine mögliche Ursache hierfür könnte im in MCNP6.1 verwendeten Elektronentransportalgorithmus liegen. Diese Aussage wird auch von Koivunoro *et al.* [2] unterstützt. Die Differenzen liegen noch im Bereich der gesamten Messunsicherheiten der Dosimetrie mit ¹⁹²Ir-Quellen (ca. 2-4% bei $k = 1$). Dennoch müssen diese Abweichungen berücksichtigt werden, wenn MCNP6.1 für MC-basierte Detektorcharakterisierung mit aktiviertem Elektronentransport genutzt wird.

Anhang 1

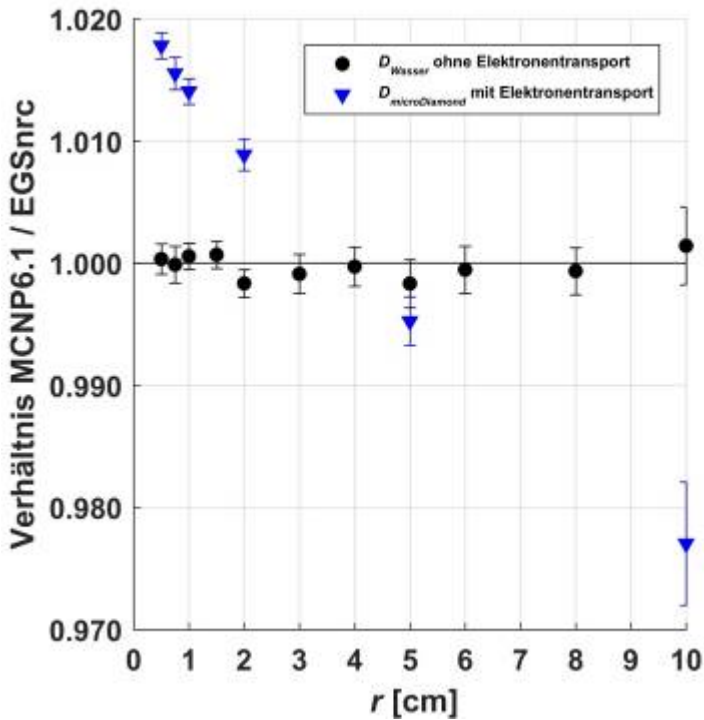


Abb.1: Vergleich MCNP6.1 zu EGSnrc mit MC-Unsicherheit ($k = 1$).

Literatur

- [1] Rossi G, Gainey M, Thomann B, Kollefrath M, Würfel J, Allgaier B, et al. Monte Carlo and experimental ¹⁹²Ir brachytherapy dosimetry with microDiamond detectors. *Z Med Phys.* 2019;29:272–281.
- [2] Koivunoro H, Siiskonen T, Kotiluoto P, Auterinen I, Hippeläinen E, Savolainen S. Accuracy of the electron transport in MCNP5 and its suitability for ionization chamber response simulations: a comparison with the EGSnrc and PENELOPE codes. *Med Phys.* 2012;39:1335–1344.

AS07.04 Leistungsvergleich verschiedener Algorithmen zur starren Registrierung auf Basis von Daten aus elektromagnetischem Tracking

B. Sauer^{1,2}, C. Dürrbeck^{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


Eine laufende Studie misst mit elektromagnetischem Tracking (EMT) die Katheterspuren von Brustimplantaten in der interstitiellen HDR-Brachytherapie. Die rigide Registrierung zwischen zwei Punktwolken (Haltepositionen aus der Behandlungsplanung und EMT-basierte Haltepositionen) spielt dabei eine Schlüsselrolle. In diesem Beitrag wird die Qualität und Laufzeit von vier Registrierungsalgorithmen an einer Kohorte von 69 Brustkrebspatienten evaluiert.

Material & Methoden

Die Implantate bestanden aus 11 bis 27 Kathetern (Mittelwert: 17). Nach jeder Behandlung wurden EMT-Daten mit einem Afterloader Prototypen (Flexitron, Elekta Brachytherapy, Veenendaal, Niederlande), der mit einem EMT Sensor (Aurora, NDI, Waterloo, Kanada) ausgestattet ist, gemessen. Die Haltepositionen aus dem Behandlungsplan und die EMT-Daten wurden registriert und die dafür benötigte Zeit ausgelesen. Zur Bewertung der Registrierungsqualität wurde sequentiell jeweils ein Katheter ausgelassen (Testkatheter) und mit der über die restlichen Katheter bestimmten Registrierungsmatrix propagiert. Anschließend wurden geometrische Abweichungen der Haltepositionen entlang des Testkatheters basierend auf Haltepositionen und propagierten EMT-Daten bestimmt.

Alle verwendeten Registrierungsverfahren sind iterative Verfahren, unterscheiden sich aber hinsichtlich des Konvergenzkriteriums. Methode 1 (M1) optimiert auf den Abstand der kleinsten Quadrate. Methode 2 (M2) verwendet die Procrustes Distanz. Methode 3 (M3) optimiert auf die Differenz der Euklidischen Distanz der Verschiebevektoren und den Winkelunterschied aufeinanderfolgender Iterationen. Methode 4 (M4) ist ein statistischer Erwartungs-Maximierungs-Algorithmus (Coherent Point Drift, CPD).

Ergebnisse

Keiner der insgesamt 10.939 Registrierungsversuche schlug fehl. Die mittleren Laufzeiten waren bei M1 und M2 vernachlässigbar und mit >40 s bei M4 so hoch, dass beispielsweise unmittelbare Kontrollen nach der Messung beeinträchtigt wären. Die geometrischen Abweichungen entlang der Testkatheter sind für M2 am geringsten (MW: 3,37 mm). Bei allen Methoden wurden hohe Maximalwerte bestimmt, die von bekannten Verschiebungen einzelner Katheter in den EMT-Daten resultieren. Da M4 von diesen Einzelverschiebungen sehr stark beeinflusst wird (MW: 40,31 mm), wurde hierfür eine zusätzliche Registrierung ohne den von der Verschiebung betroffenen Katheter durchgeführt (M4+). Diese Methode erreicht dann vergleichbare Mittelwerte von : 4,54 mm.

Zusammenfassung

Die Wahl der Registrierungsmethode beeinflusst die Güte der Registrierung. Alle Methoden liefern vergleichbare Resultate, allerdings musste M4 (CPD) zusätzlich adaptiert werden. Sowohl hinsichtlich der Rechenzeit als auch der resultierenden Reproduzierbarkeit der Registrierung schneidet M2 (Procrustes Distanz) besser ab als die anderen Methoden.

Tabelle: Laufzeiten und geometrische Abweichungen der Untersuchten Algorithmen

Methode	Laufzeit [s] Mittelwert (Spanne)	Geometrische Abweichung [mm] Mittelwert (Maximum)
1	0,03 (0,01 – 3,46)	3,4 (65,08)
2	0,01 (0,0 – 0,2)	3,37 (56,61)
3	1,98 (0,03 – 29,03)	4,97 (98,59)
4 / 4+	43,1 (0,47 – 282,08)	40,31 (152,92) / 4,54 (95,32)

AS07.05 Strahlungsqualitätskorrektur $k_{Q,R}$ für ausgewählte Ionisationskammern am TG-43

Referenzpunkt

T. Failing^{1,2}, F. W. Hensley³, K. Zink^{2,4,5}

¹Universitätsmedizin Göttingen, Strahlentherapie und Radioonkologie, Göttingen, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

³Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

⁵Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

Einleitung

In der vorliegenden Arbeit werden Korrekturfaktoren $k_{Q,R}$ zur Bestimmung der Wasser-Energiedosis von Ir-192-Brachytherapiestrahlern am TG-43 Referenzpunkt für 5 luftgefüllte Ionisationskammern mittels Monte-Carlo (MC) Simulationen ermittelt.

Material & Methoden

Es wurden 5 zylindrische Kompakt-Ionisationskammern untersucht, die sich hinsichtlich Größe und Detektormaterialien unterscheiden. Aufgrund der angestrebten Fixierung in einem PTW Beamscan Wasserphantom (PTW-Freiburg, Freiburg, Deutschland) ergeben sich 3 verschiedene Ausrichtungen der Kammern zur ebenfalls zylindrischen Ir-192 HDR Afterloadingquelle; diese sind in Abb. 1 dargestellt.

Die Korrekturfaktoren wurden mittels MC Simulationen eines erweiterten EGSnrc usercodes `egs_chamber` zur zusätzlichen Ausgabe der energieaufgelösten beschränkten Cema gewonnen.

Allgemein berechnet sich der Strahlungsqualitäts-Korrekturfaktor $k_{Q,R}$ aus dem Quotienten der Dosisumrechnungsfaktoren bezüglich Mess- und Kalibrierbedingungen $f = D_w/D_{det}$, mit der Wasserenergiedosis D_w und mittlerer Detektordosis

\bar{D}_{det} . Mithilfe der Cema-Näherung [1] gilt

$f \rightarrow f_{Cema} = S_{w,a} \cdot P_{int} \cdot P_{ext}$ mit dem Spencer-Attix Stopping Power Ratio $S_{w,a}$ sowie einem internen und externen Störfaktor P_{int} und P_{ext} [1]. Dies ermöglicht eine differenzierte Analyse von $k_{Q,R}$, da Störungen aufgrund des Kammervolumens (P_{int}) sowie von Kammerbauteilen (P_{ext}) getrennt und energieaufgelöst betrachtet werden können.

Ergebnisse

In Tab. 1 sind die Korrekturfaktoren $k_{Q,R}$ der Ionisationskammern in den drei verschiedenen Ausrichtungen zur Quelle gelistet. Hierbei ergeben sich Korrekturen abhängig von Größe und verwendeten Materialien von bis zu ca. 9 % für die PTW Kammer 31010 in frontaler Ausrichtung.

Abb. 2 zeigt exemplarisch die zugehörigen detektorspezifischen Störfaktoren P_{int} . Unter a) Kalibrierbedingungen nach DIN 6800-2 ist dieser Einfluss vernachlässigbar. P_{int} kann jedoch am TG-43 Referenzpunkt (b-d) die maßgebliche Störung darstellen. Dies zeigt die große Abweichung von 1 für $k_{Q,R}$ der PTW Kammer 31010 in frontaler Ausrichtung, welche in den anderen Orientierungen nicht zu beobachten ist.

Zusammenfassung

Mithilfe von MC Simulationen und der Betrachtung der beschränkten Cema konnten Korrekturfaktoren $k_{Q,R}$ für 5 unterschiedliche Ionisationskammern differenziert analysiert werden.

Neben der erwarteten Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens aufgrund von Hoch-Z Materialien stellt auch die räumliche Ausdehnung der Kammer am TG-43 Referenzpunkt eine deutliche Störung der Fluenz dar.

Literatur

[1] Hartmann, G. H., et al. "Ermittlung der Wasser-Energiedosis nach der Sondenmethode gemäß DIN 6800 Teil 1: Vorschlag für eine Erweiterung der Grundgleichung." Zeitschrift für Medizinische Physik 30.1 (2020): 24-39.

Anhang 1

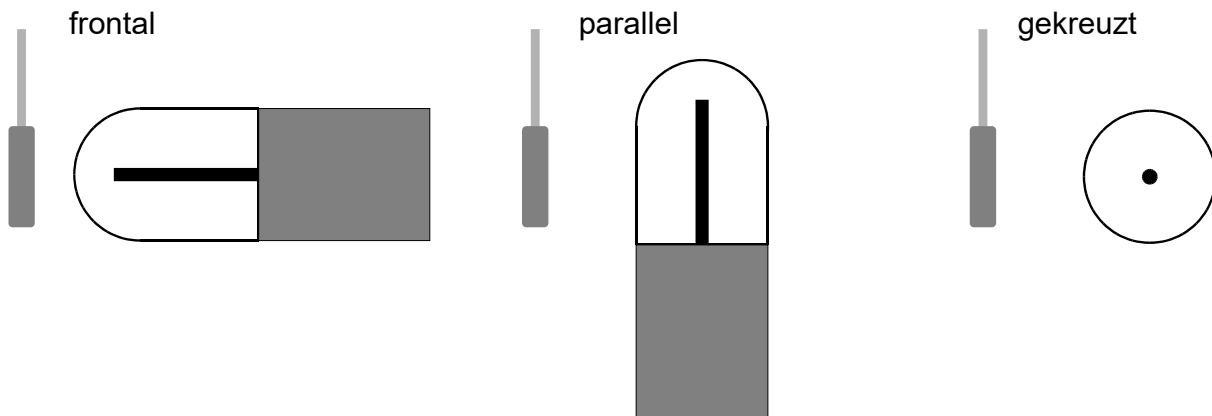


Abb.1: Ausrichtungen der Detektoren zur Quelle im Wasserphantom

- *frontal*: Detektor deutet auf Quellenmitte
- *parallel*: Detektor- und Quellenachse verlaufen parallel zueinander
- *gekreuzt*: wie parallel mit 90° verkippter Detektorachse ggü. Quellenachse

Anhang 2

	PTW 31010	PTW 31021	PTW 31022	Exradin A26	PTW 31023
frontal	0,909	0,975	0,994	0,996	0,918
parallel	1,008	0,972	0,986	0,991	1,008
gekreuzt	1,008	0,972	0,986	0,989	1,008

Tab. 1: $k_{Q,R}$ für ausgewählte Ionisationskammern am TG-43 Referenzpunkt.

Anhang 3

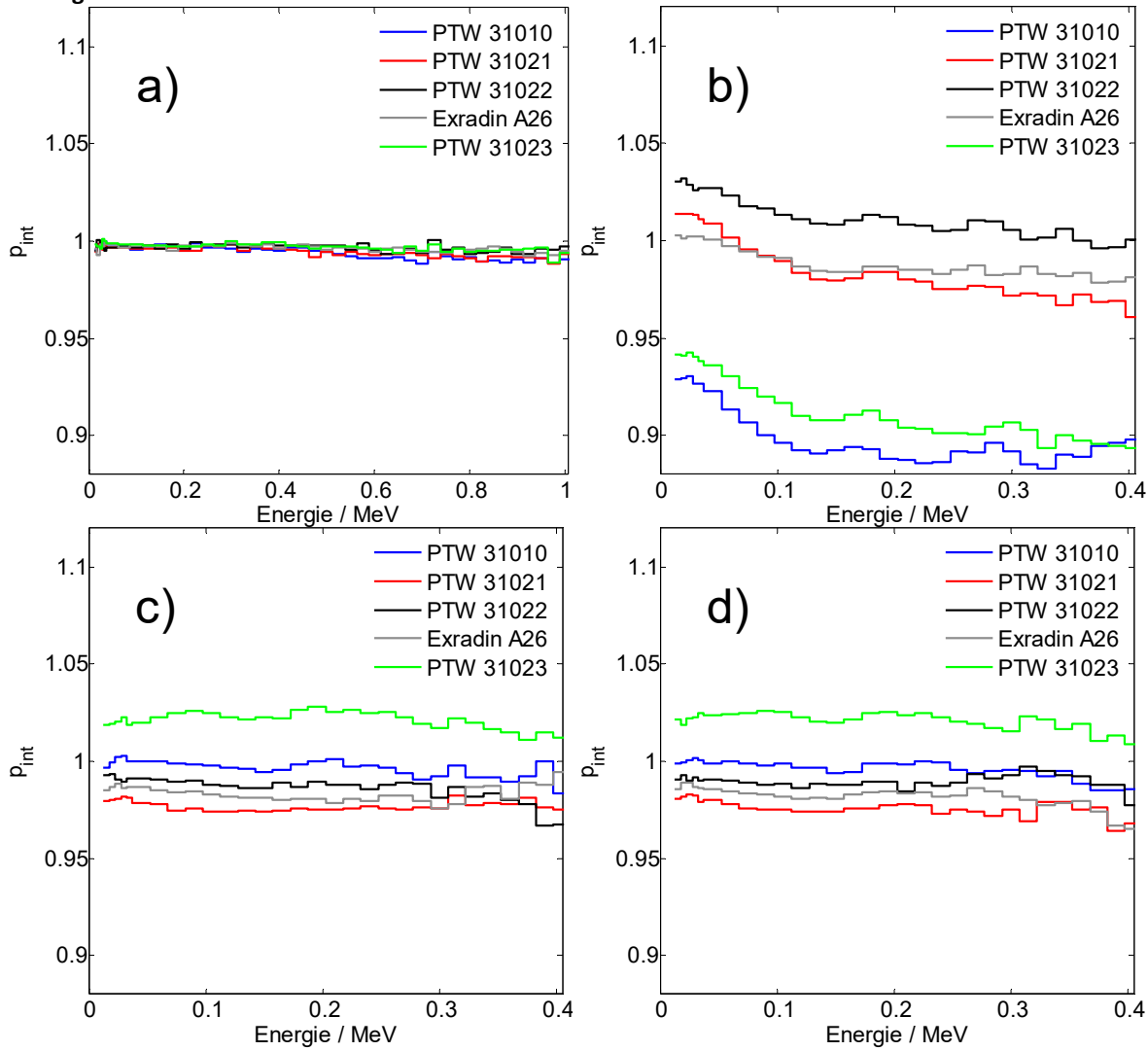


Abb.2: Störungsfaktor P_{int} unter a) Kalibrierbedingungen nach DIN 6800-2 sowie am TG-43 Referenzpunkt in den drei o.g. Ausrichtungen b) frontal, c) parallel und d) gekreuzt.

AS07.06 Entwicklung und Erprobung einer geeigneten Phantomanordnung zur Messung der Oberflächendosisverteilung verschiedener Augenapplikatoren

A. Nitsche¹, F. Chrestin¹, T. Schlender¹, T. Scholz¹, S. Fischer², B. Sattler¹, O. Sabri¹

¹Universitätsklinikum, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Leipzig, Deutschland

²Universitätsklinikum, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

Einleitung

Für die kurative Behandlung von Augentumoren eignet sich die Brachytherapie, um eine effektive Bestrahlung des Tumors und den Erhalt des Auges bei einer geringen Komplikationsrate zu gewährleisten. Je nach Art des Tumors werden Applikatoren mit einer ¹⁰⁶Ru- oder ⁹⁰Sr-Beschichtung direkt am Auge platziert. Die zur Erreichung des gewünschten Effekts nötige Dosis wird von der Aktivität, dem Tiefendosisverlauf und schließlich der Liegezeit bestimmt, welche prätherapeutisch berechnet wird. Aufgrund des radioaktiven Zerfalls nimmt die Liegezeit der Applikatoren stets zu, weshalb die ¹⁰⁶Ru-Applikatoren etwa alle zwei Jahre ersetzt werden müssen. Neu gelieferte Applikatoren müssen einer dosimetrischen Eingangskontrolle unterzogen werden, in der die Tiefendosisverteilung kontrolliert wird, welche als Grundlage für die Berechnung der Liegezeit herangezogen wird. Zusätzlich erfolgt die Aufnahme der Oberflächendosisverteilung, mit deren Kenntnis die Therapie optimiert werden kann, sodass zum einen die für die Behandlung nötige Dosis im Tumor verabreicht wird und zum anderen Risikostrukturen, welche oft nur in einem Abstand von wenigen Millimetern zum Tumor liegen, weitestgehend geschont werden.

Die Umsetzung der Eingangskontrolle erfolgt bisher mit einem OptiDos-Messgerät, einem Szintillationsdetektor und einem PMMA-Phantom mit Distanzhülsen. Die Technik befindet sich im End-of-Life-Zustand und die Methodik ist mit einem signifikanten systematischen Fehler behaftet, weshalb eine Alternativlösung erforderlich ist.

Material & Methoden

Für die Umsetzung der Eingangskontrolle dient eine neu konzipierte Messkette, bestehend aus einem UniDos-Messgerät, einem Diamantdetektor und einem speziell dafür entwickelten Wasserphantom. Neben der Stabilität der Apparatur sind weitere Anforderungen zu erfüllen. Die Messungen werden in Wasser durchgeführt, um die Verhältnisse im Auge realitätsnah zu repräsentieren. Die genutzten Materialien sollten ebenfalls eine Gewebeäquivalenz in ihren Eigenschaften aufweisen. Außerdem ist darauf zu achten, dass mechanische Bauelemente die Ausbreitung des β -Strahlenfeldes nicht wesentlich beeinflussen.

Ergebnisse

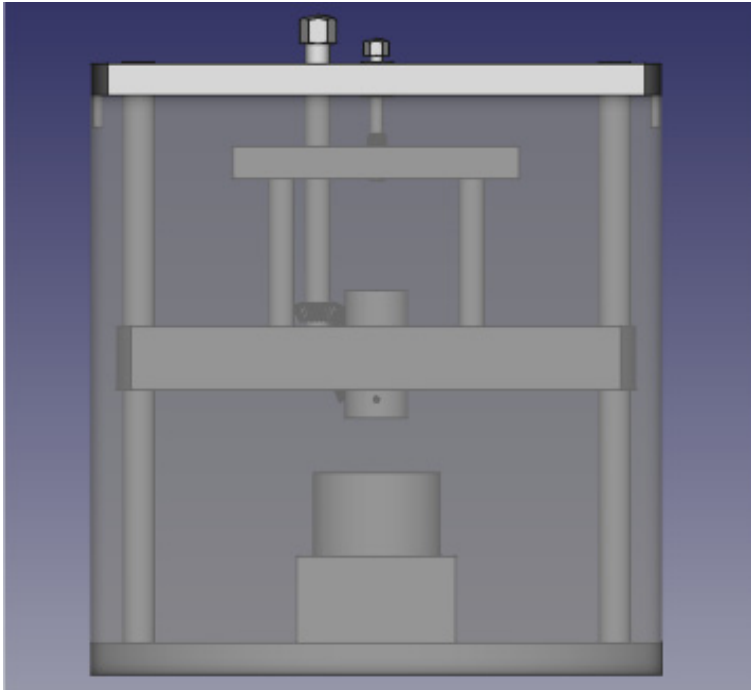
Das aus PMMA gefertigte Phantom ist kompakt und unkompliziert zu bedienen. Es verfügt über eine Halterung für den Diamantdetektor, welche sowohl eine tiefenabhängige als auch winkelabhängige Messung der Dosis ermöglicht. Für die unterschiedlichen Applikatortypen wurden speziell angepasste Halterungen hergestellt. Die Messungen in dem Augennäheren äquivalentem Medium (Wasser) lässt einen geringen systematischen Fehler erwarten, was die Liegezeiten und somit die gesamte Therapie optimieren wird.

Zusammenfassung

Um die Messung der Tiefendosisverteilung sowie die Aufnahme der Oberflächendosisverteilung von verschiedenen Augenapplikatortypen durchzuführen, wurde eine kompakte Apparatur entworfen, die durch eine einfache Handhabung, hohe Stabilität und Präzision überzeugt.

Anhang 1

Abb.1: CAD Konstruktion des Wasserphantoms



AU2.01 Automatische Bestimmung von ECAPs und deren elektrodenspezifische Charakteristika

P. Spitzer¹, S. Strahl¹, K. Schwarz¹

¹MED-EL, R&D, Innsbruck, Österreich

Einleitung

Aktuelle Cochlea-Implantate (CI) können die durch elektrodenspezifische, intracochleäre elektrische Stimulation ausgelösten Aktionspotentiale (ECAP: Electrically Evoked Compound Action Potential) der Hörnerven automatisiert vom implantierten Elektrodenarray ableiten. Dieser Vortrag behandelt die Methodik dieser ECAP-Messung bei CIs der Firma MED-EL (genannt ART (Auditory Nerve Response Telemetry) bzw. AutoART) und gibt einen Überblick über diesbezügliche Forschungsgebiete, mit dem Schwerpunkt auf Elektrodenspezifika, die mit Frequenz- bzw. Ortsspezifika eng verwandt sind.

Material & Methoden

Da die Autoren zu den Entwicklern von ART (*ART Guide* 2008) und AutoART (*AutoART Guide* 2019; Gärtner et al. 2018; Strahl et al. 2018) bei der Firma MED-EL gehören ist es in dem Vortrag möglich die Methodiken der ART und AutoART Messungen akkurat zu beschreiben. Die Auswahl der präsentierten Forschungsergebnisse beruht auf der Relevanz-Einschätzung der Autoren und inkludiert Suchergebnisse von PubMed sowie Poster von nationalen und internationalen einschlägigen Konferenzen.

Ergebnisse

AutoART bestimmt die Amplitudenwachstumsfunktion elektrodenspezifisch und extrahiert automatisch deren Schwellen und Steigungen. Es hat sich gezeigt, dass im Apex die Steigungen höher sind (Dziemba et al. 2021). Weiters bietet ARTFit mit dem so bestimmten ECAP-Profil eine Hilfestellung bei der CI-Anpassung (Gärtner et al. 2022; Vos et al. 2017). Die Steigungen der ECAP-Wachstumsfunktionen finden in der klinischen Routine derzeit kaum diagnostische Verwendung, auch wenn sie - wie einige andere ECAP-Eigenschaften auch - mit der ortsabhängigen "Gesundheit" die Spiralganglionzellen korreliert ist (Ramekers 2014).

Zusammenfassung

Auf Grund der vergleichsweise unkomplizierten Verwendung und diagnostischen Relevanz ist die ECAP-Messung das klinisch meistverwendete objektive Messverfahren bei CIs (Vaerenberg et al. 2014) (abgesehen von der Impedanzmessung). Die aktuelle Forschung lässt erwarten, dass die diagnostische Relevanz dieser Messung zukünftig noch zunimmt.

Literatur

ART Guide. 2008. 3.0 ed. MED-EL.

AutoART Guide. 2019. MED-EL.

Dziemba, Oliver C., et al. <https://doi.org/10.1080/14670100.2020.1853956>.

Gärtner, Lutz, et al. <https://doi.org/10.3390/life12020269>.

Gärtner, Lutz, et al. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0588-z>.

Ramekers, Dyan. 2014. "Assessment and Preservation of Auditory Nerve Integrity in the Deafened Guinea Pig." PhD thesis, University Medical Center Utrecht.

Strahl, Stefan et al. 2018. "AutoART – a System for Automatic Determination of eCAP Thresholds." In *21. Jahrestagung Der Deutschen Gesellschaft Für Audiologie*.

Vaerenberg, Bart et al. <https://doi.org/10.1155/2014/501738>.

De Vos, Johan J et al. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000495>.

AU2.02 Ausgewählte Aspekte der prä- und postoperativen Diagnostik bei Versorgung mit Cochlea-Implantaten

T. Hocke¹

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

Ging man vor nunmehr 40 Jahren davon aus, dass „Innenohrprothesen ... tauben Patienten zumindest einen Teil ihres Hörvermögens zurückgeben“¹, fanden sich in einer aktuellen Population³ mehrheitlich Fälle, in denen präoperativ noch ein messbares Sprachverstehen vorhanden war.

Zeitgleich mit zunehmenden Versorgungszahlen und veränderten Fallcharakteristika wurde die im Rahmen der Versorgung mit Cochlea-Implantaten (CI) genutzte Hard- und Software um zahlreiche Funktionen zur Registrierung von Summenaktionspotentialen (ECAP) erweitert^{3,4}. Diese potentiell auch für die Diagnostik einsetzbaren Messungen werden hauptsächlich zur Einstellung der CI-Systeme genutzt⁵. Die Korrelation von ECAP-, Wahrnehmungs- und Unbehaglichkeitsschwellen haben die immer weiter verbreitete Verwendung von ECAP-Profilen zur Unterstützung der Sprachprozessorprogrammierung gefördert⁴.

Der oben erwähnte gestiegene Anteil von Fällen mit präoperativen Restgehör und entsprechend höheren Erwartungen² an die CI-Versorgung sollte jedoch auch andere Anforderungen an die prä- und postoperative Diagnostik in den Vordergrund rücken. So ist es dann Ziel dieses Beitrags unter diesem Gesichtspunkt ausgewählte Arbeiten zur objektiven Diagnostik nach CI-Versorgung zu diskutieren und mögliche Verfahren herauszustellen wie z.B. die Messung von Schwellenschwund, der zeitlichen Responsivität und Abhängigkeit der ECAP-Morphologie von Stimulationsparametern.

1. Battmer, Lehnhardt, Laszig (1988). "[Changes in the hearing and discomfort thresholds in patients with the Clark/nucleus inner ear prosthesis]." *Laryngo-Rhino-Otologie* 67(8): 412-415.
2. Hoppe, Hast, Hocke (2023). "[Validation of a Model for Cochlear Implant Outcome Prediction]" HNO epub.
3. Battmer, Dillier, Lai, Weber, Brown, Gantz, Roland, Cohen, Shapiro, Pesch, Killian, Lenarz (2004). "Evaluation of the neural response telemetry (NRT) capabilities of the nucleus research platform 8: initial results from the NRT trial." *Int J Audiol* 43 Suppl 1: S10-S15.
4. Lai, Dillier, Weber, Lenarz, Battmer, Gantz, Brown, Cohen, Waltzman, Skinner, Holden, Cowan, Busby, Kilian (2009). "TNRT profiles with the nucleus research platform 8 system." *Int J Audiol* 48(9): 645-654.
5. Maruthurkkara, S. and C. Bennett (2022). "Development of custom sound® pro software utilising big data and its clinical evaluation." *Int J Audiol*: 1-12.

AU2.03 Einfluss der frequenzspezifischen Elektrocochleographie während der Elektrodeninsertion auf Erhalt der intracochleären Strukturen

G. Geissler¹, R. Koning¹

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

Einleitung

Cochlea-Implantate (CI) sind die wirksamste und erfolgreichste Neuroprothese und ermöglichen vielen ertaubten Menschen ein gutes Sprachverstehen. Durch diesen Erfolg und verbesserte chirurgische Techniken wurden die Kriterien für CIs in den letzten Jahren erweitert, sodass auch Patienten mit gutem tieffrequenten Restgehör implantiert werden. Von oberstem Interesse ist der Erhalt von den intracochleären Strukturen während der Elektrodeninsertion damit das Restgehör auch postoperativ für eine elektro-akustische Stimulation genutzt werden kann.

Material & Methoden

Elektrocochleographie (ECochG) ist die elektrische Messung der cochleären Aktivität auf akustische Stimulation und kann mittels des AIM-Systems (Active Insertion Monitoring) in Echtzeit über die CI-Elektrode durchgeführt werden. Hierfür wird während der Insertion über einen Einsteckhörer kontinuierlich ein akustischer Reiz von 250 Hz oder 500 Hz präsentiert und die Cochlear Microphonics (CM) über die CI-Elektrode abgeleitet. Der Verlauf der Antwort-Amplitude wird dabei sowohl von der Insertionstiefe (und damit der Distanz zu der Characteristic Frequency, CF) als auch vom Zustand der Cochlea beeinflusst. So wird z.B. ein Skalensprung und die damit verbundene Translokation der Basilarmembran die Amplitude der CM stark verringern [1]. Da es in manchen Fällen nicht eindeutig ist, ob ein Abfall auf eine Schädigung oder Positionsänderung zurückzuführen ist, wurde eine Forschungsversion des AIM-Systems entwickelt, mit der mehrere Frequenzen gleichzeitig stimuliert und ausgewertet werden können.

Ergebnisse

Erste Ergebnisse [2] zeigen eine sehr gute Machbarkeit der frequenzspezifischen Elektrocochleographie. Hier konnten in allen Probanden frequenzspezifische Antworten während der Insertion gemessen werden. Teilweise ließen diese Rückschlüsse über Elektrodenposition und Schädigungen zu. Weiterhin scheint auch die Phase der CM-Antwort wichtige Hinweise auf den cochleären Zustand und damit den Strukturertalt zu geben [3].

Zusammenfassung

Eine Klassifikation der ECochG-Messung basierend nur auf der Antwort-Amplitude einer einzelnen Stimulationsfrequenz erscheint derzeit unsicher, da oftmals nicht sicher unterschieden werden kann, wodurch ein Abfall der CMs verursacht wurde. Hier bietet die Möglichkeit mehrere Frequenzen simultan zu messen eine wertvolle Neuerung, die aber noch weiterführende Forschung benötigt um das gesamte Potential nutzen zu können

Literatur

- [1] Koka et al. "Intra-Cochlear Electrocochleography During Cochlear Implant Electrode Insertion Is Predictive of Final Scalar Location." *Otology & Neurotology*, September 2018
- [2] Saoji et al. "Multi-Frequency Electrocochleography and Electrode Scan to Identify Electrode Insertion Trauma during Cochlear Implantation." *Brain Sciences*, February 15, 2023
- [3] Buechner et al. "Clinical Experiences with Intraoperative Electrocochleography in Cochlear Implant Recipients and Its Potential to Reduce Insertion Trauma and Improve Postoperative Hearing Preservation." *PLOS ONE*, April 22, 2022

Book a demo to learn more about how to harness the full potential of our innovative oncology software solutions.

Visit us at raysearchlabs.com



RayStation



RayIntelligence



RayCare

Machine Learning

Efficiency,
speed,
and
accuracy
are just
the
beginning

**IT'S
PERSONAL**

**ADVANCING
CANCER
TREATMENT**

RaySearch
Laboratories



PS01.01 Bestimmungen von Mindestanforderungen an Bildqualität und Dosis in der Brusttomosynthese (BETsy): Systematischer Vergleich verschiedener Bildqualitätsphantome für die digitale Brusttomosynthese (DBT)

U. Timmel¹, C. Müller¹, A. Sommer¹, P. Hink¹, R. Eßeling²

¹Universitätsklinikum Münster, Referenzzentrum Mammographie, Münster, Deutschland

²Universitätsklinikum Münster, Klinik für Radiologie, Münster, Deutschland

Einleitung

Im Rahmen eines vom BfS geförderten Forschungsprojektes (BETsy), sollten aufgrund von fehlenden Normvorgaben für die DBT verschiedene Bildqualitätsphantome, hinsichtlich ihrer Handhabung, Dosissensitivität und Auswertbarkeit miteinander verglichen werden.

Material & Methode

Auf der Grundlage einer Literaturrecherche und eines Datenblattvergleichs, wurden 5 von 9 Phantomen vorausgewählt. Verglichen wurden das Model 020 BR3D (CIRS), DBT QC Model 021 (CIRS), das TORMAM (Leeds Test Objects), das Mam/digi-PAS+ (Quart) und das MAMMO-TOM alias L2 (Universität Wien/Elimpex). Während der Messungen wurde sowohl die Dosis als auch die Dicke variiert und die Reproduzierbarkeit am synthetischen 2D-Bild (s2D) geprüft. Die Messungen wurden an 2 DBT-Systemen durchgeführt (Hologic; Siemens). Insgesamt sind 994 visuelle Auswertungen erfolgt. Die Ergebnisse der L2-Auswertungen werden in einer separaten Analyse diskutiert, da die Evaluation dieser nur mittels anderer Auswerteverfahren (4AFC; Model Observer) sinnvoll ist.

Ergebnisse

Bei drei Phantomen lag die Detektionsrate der Projektionsaufnahmen höher als in der DBT. Auch waren einige Strukturen zu wenig bzw. nicht dosissensitiv, d.h. mit zunehmender Dosis konnte die Detektionsrate nicht gesteigert werden. Meist war dann die maximale Anzahl an eingelassenen Strukturen bei der niedrigsten Dosisstufe bereits ausgeschöpft. Zum Teil waren sowohl die s2D-Aufnahmen kaum auswertbar als auch die gesamte visuelle Auswertung zu zeitaufwendig. Letztendlich wies von den getesteten Phantomen nur das Model 020 BR3D (CIRS) in der DBT einen Mehrwert in der Detektion der Strukturen gegenüber einer Projektionsaufnahme auf. Auch zeigte sich eine Dosis- und Dickenabhängigkeit.

Zusammenfassung

Die Weiterentwicklung von Phantomen speziell für die DBT ist notwendig. Ein heterogener Hintergrund sowie verschiedene, anatomisch relevante Strukturen sind dabei sinnvoll. Bekannte, für die Mammographie entwickelte Phantome, können nur eingeschränkt für die Qualitätssicherung der DBT genutzt werden.

Literatur

- [1] Sommer, A.; Hink, P.; Müller, C.; Timmel, U.: Bestimmungen von Mindestanforderungen an Bildqualität und Dosis in der Brusttomosynthese - Vorhaben 3619S42363 (24.03.2023); <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2023032336912>

PS01.02 Augenlinsenschutz für den Patienten in der CT - Bewertung der Auswirkung von Positionierung und Materialstärke des Augenschutzes auf die Bildqualität

J. A. Peña¹, T. Damm¹, S. Wolff¹, M. Sandbrink¹, E. Peschke¹, K. Them¹, J. B. Hövener¹

¹UKSH, Radiologie und Neuroradiologie, Kiel, Deutschland

Einleitung

Der Schutz der Augenlinse von ionisierender Strahlung bei klinischen CT-Untersuchungen gewinnt zunehmend an Bedeutung. Verschiedene absorbierende Augenlinsenschutze (ALS) mit z.T. starken Unterschieden im Abstand zur Augenlinse sind verfügbar. In dieser in vitro Studie haben wir den Einfluss des Abstands auf die Bildqualität untersucht.

Material & Methoden

(CT und Phantom) Ein Alderson Radiation Therapy (ART) Kopfphantom wurde in zwei CT-Scannern (Philips Spectral CT, Siemens Somatom Definition) mit typischen Schädel-Scan-Protokollen unter leichter Neigung gemessen (gesamter Schädel und Augenhöhle). Die Siemens Scans hatten zusätzlich die Möglichkeit einer Organbasierte-Röhrenstrommodulation (X-CARE). Bismut-Linsenschutzfolien mit einer Dicke von 0,04 mm (mit 5 mm Schaumstoff) und 0,08 mm (ohne Schaumstoff) wurden in 5 Konfigurationen getestet: 1) 0,08-mm-Schutz an einer Polykarbonatbrille mit und ohne Seitenschutz befestigt (Abb. 1c, Seitenschutz nicht gezeigt), 2) 0,04-mm-ALS direkt auf die Augenhaut des Phantoms (Abb. 1d), auf der Polykarbonatbrille mit 3) innenliegendem (Abb. 1e) oder 4) außenliegendem Schaumstoff (Abb. 1f). Die Bildqualität wurde qualitativ von einem Experten und quantitativ durch Messung der CT-Zahl im Bereich des Augapfels, etwa $dT = 8$ mm unter der Haut, in elliptische Flächen ermittelt (Abb. 1a). Der Abstand zwischen der Innenfläche des Strahlenschutzes und der Haut des Phantoms (dH) wurde verwendet, um den Gesamtabstand d_{Tot} zwischen Messbereich und ALS zu ermitteln (Summe aus dT und dH). Für den Philips-CT wurden nur Messungen mit den Konfigurationen 1c und 1d sowie eine zusätzliche Messung rechts und links durchgeführt, die ein dT näher an der Hautoberfläche von ca. 2,2 mm hatten.

Ergebnisse

Allen Bildern mit ALS zeigten unterschiedlich ausgeprägte Streak-artige Artefakte, die zum Teil weit in das Augapfel des Phantoms ragten. Da die Konfiguration mit dem Augenschutz (Abb. 1d) direkt auf die Haut des Phantoms lag, wies diese ähnliche Artefakte wie die Brille mit dem dickeren Protektor (Abb. 1c), der aber einen größeren d_{Tot} hatte. Die qualitative Bewertung für die Konfigurationen 1e und 1f ergab die besten Ergebnisse, da sie nur leichte Aufhellungen aufwiesen und sich nur auf den Augenhöhlenbereich beschränkten, so dass die Bildqualität im Hirn nicht beeinträchtigt war.

Bei allen Bildern wurde die CT-Zahl im Bereich der Augen durch den ALS stark erhöht.

Bei den Siemens-CTs betrug die CT-Zahl und Abstand der ALS für Nativ = 7.75 HU, Brille-o-Seite (23,6 mm) = 125.5 HU, Brille-m-Seite (24,5 mm) = 102.8 HU, AugSchutz (18,6 mm) = 62.5 HU, AugSchutz-a-BrilleInv (19,0 mm) = 50.2 HU und AugSchutz-a-Brille (27,7 mm) = 25.85 HU

Für Philips blieben die Werte mit ALS vergleichsweise konstant für Nativ, Brille-m-Seite und AugSchutz 10,8 HU, 115,0 HU bzw. 90,8 HU. Mit Hilfe der linearen Regression wurde eine signifikante Steigung zwischen der Abweichung der durchschnittlichen CT-Zahl und dem Abstand zwischen Strahlenschutzschild und ROI (d_{Tot}) für den 0,04 mm Protektor festgestellt.

Für den dickeren 0,08-mm-Protektor in der getesteten Konfiguration, d. h. mit Polykarbonatbrille, ergab sich keine signifikante Steigung in der Regression (Abb. 2).

Zusammenfassung

Der kommerzielle Protektor für die Augen, der auf eine Polykarbonatbrille in einem Abstand von ca. 2 cm zur Phantomhaut (dH) und ca. 3 cm (d_{Tot}) zum Augapfel platziert wurde, ergab eine durchschnittliche HU, die der durchschnittlichen HU des nativen Scans sehr ähnlich war. Dies könnte auf einen angemessenen diagnostischen Wert für diese Konfiguration hinweisen. Weiterhin wäre eine solche Konfiguration wie in Abb.1e mit einem abnehmbaren Strahlenschutzprotektor auf eine Brille bezüglich der Akzeptanz für die Patienten, Handhabbarkeit, Wiederverwendbarkeit und Hygiene eine bessere Option für den klinischen Alltag.

Zukünftige Messungen, die eine Augendosimetrie einschließen werden, sind in Planung. Diese Messungen wurden durchgeführt, um die Auswirkungen einer Strahlenschutzmaßnahmen für die Patientenaugen bei CCT-Messungen bezüglich der Bildqualität zu ermitteln. Wir gehen davon aus, dass derartige Strahlenschutzmaßnahmen in unserer klinischen Einrichtung zumindest dann weit verbreitet sein werden, wenn das Gehirn und die vom Auge und der Augenhöhle weiter entfernten Regionen im Mittelpunkt stehen und das Auge nicht vom Strahlengang ausgeschlossen werden kann.

Anhang 1

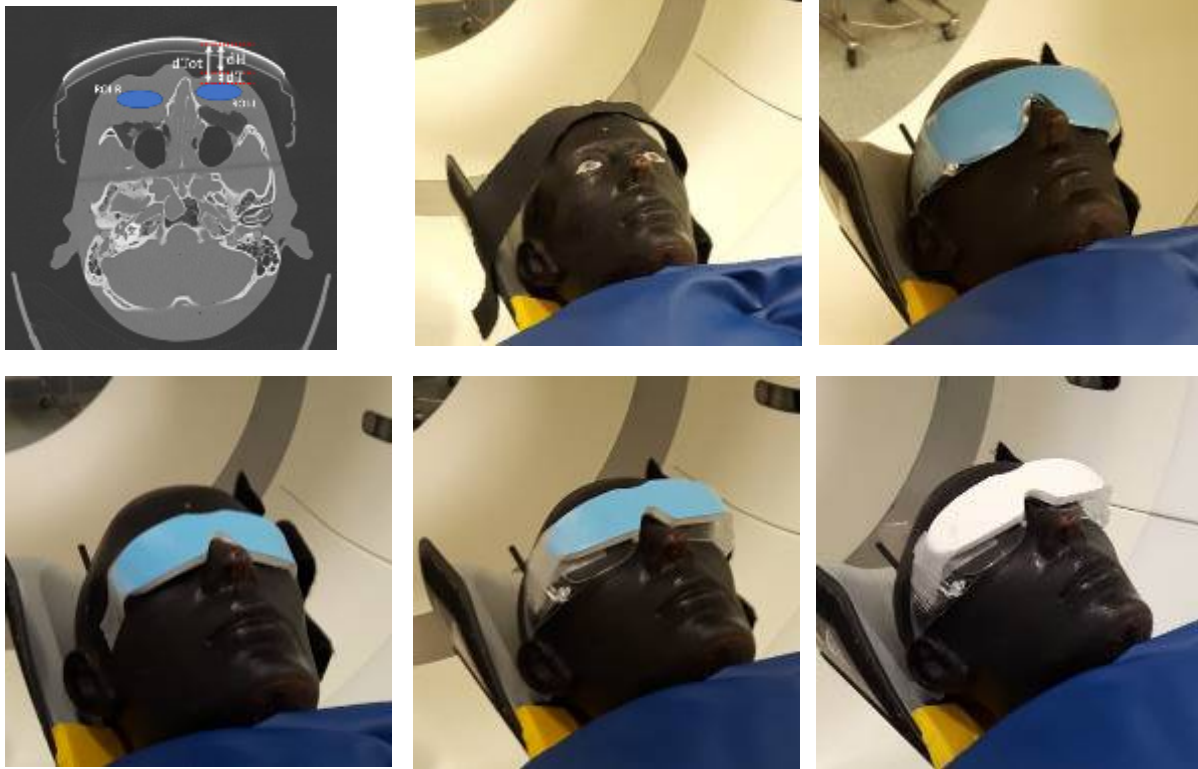


Abb. 1 (a) Axiales CT-Bild des ART-Kopfphantoms mit Brille, ausgewerteten Flächen (blau) und relevanten Abständen d_{Tot} , d_H und d_T . Aufbau für den nativen CT-Scan ohne Augenschutz (b), mit „Brillenschutz“ ohne Seitenstreifen (c, Aufbau mit Seitenstreifen nicht gezeigt), mit Augenlinsenschutz auf dem Phantom (d, „AugSchutz“) und auf einer Brille mit außen (e, „AugSchutz-a-Brille“), und innenliegender blauer Schutzschicht (f, „AugSchutz-a-BrilleInv“).

Anhang 2

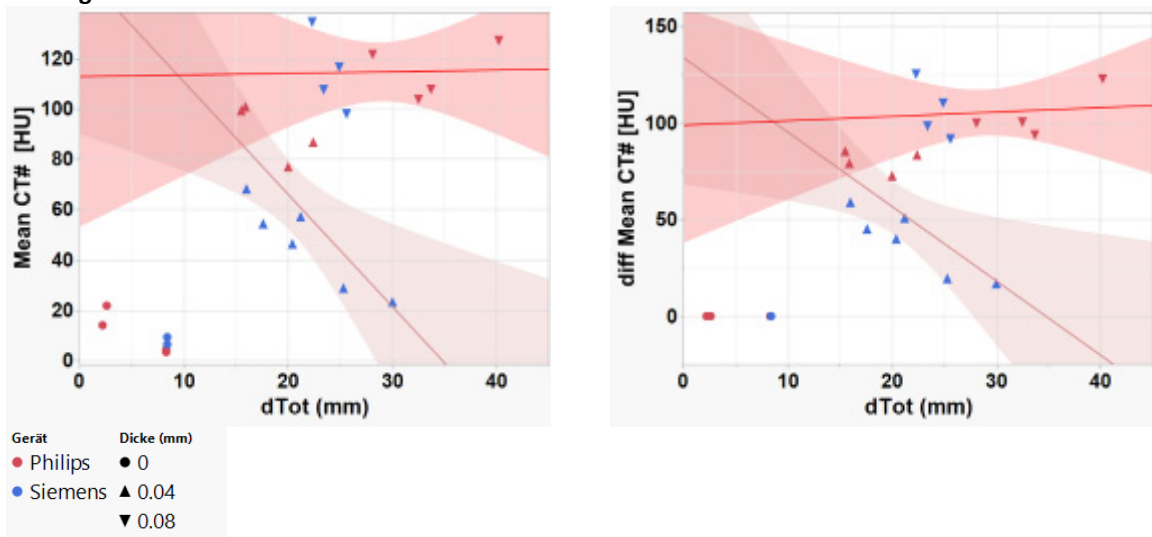


Abb. 2 Links: CT-Zahl im Bereich des Augapfels in Abhängigkeit zum Abstand zwischen den Innenflächen des Strahlenschutzes und der elliptischen Messregion (d_{Tot}). Rechts: Differenz in CT-Zahl zum Nativen CT-Scan ohne Strahlenschutz in Abhängigkeit zur d_{Tot} . Die rote und violette Regressionsgeraden stellen die lineare Anpassung für den 0,08 mm Protektor bzw. für den 0,04 mm Protektor dar.

PS01.03 Development of a photon-counting micro-CBCT for a small animal proton irradiation platform

M. Chen¹, J. Bortfeldt¹, D. Berthe², S. Prajeesh², G. Dedes¹, F. Pfeiffer², K. Parodi¹

¹LMU Klinikum der Universität München, Medical Physics, Garching b. München, Deutschland

²Technische Universität München, Biomedical Physics, Garching b. München, Deutschland

Introduction

Computed tomography (CT) imaging with photon-counting detectors can provide better visualization of tumors with virtual monochromatic images as a result of spectral photon discrimination. More importantly, it is expected to improve Relative Stopping Power (RSP) prediction accuracy in proton therapy treatment planning with material decomposition images, which is expected to be more robust in tissue composition variations and has already shown promise with a clinical system [1]. We present here the development of a photon-counting micro-Cone Beam Computed Tomography (micro-CBCT) setup and its integration with a small animal proton irradiation platform [2].

Materials & Methods

We designed a micro-CBCT system with a compact x-ray tube (RTW MCBI-65B, max 65kVp, 50 μ m focal spot) and a small photon-counting detector (Direct Conversion XC-ACTAEON, 26x26mm², 0.1mm/pixel pitch), including a small laboratory cabinet for x-ray shielding. The tube and detector holders, positioning accuracy and movement capabilities were designed to be easily integrable and transferable between the shielded laboratory x-ray cabinet and the small animal proton irradiation platform. A step-wedge phantom with two materials simulating soft and hard tissue is also designed for water equivalent thickness calculation and detector calibration.

Results

The x-ray cabinet exhibits a compact dimension with sufficient source to detector distance and field of view with detector shift for mouse imaging. The shielding was designed to be sufficient for 80kVp. The system installation in the x-ray cabinet has been just completed and its characterization with commercial and in-house printed phantoms is ongoing. Design details, capabilities and results in terms of spatial resolution and RSP retrieval will be presented.

Summary

We designed and developed a photon-counting micro-CBCT setup for use in a custom x-ray cabinet and a pre-clinical image guided proton therapy platform.

Supported by DFG GRK2274 and ONE MUNICH Strategy Forum.

We acknowledge Hans Wirth and the mechanical and electrical workshop from LMU.

Reference

[1] Hu et al. Assessment of quantitative information for radiation therapy at a first-generation clinical photon-counting computed tomography scanner. *Front Oncol.* 2022;12:970299.

[2] Parodi et al. Towards a novel small animal proton irradiation platform: the SIRMIO project. *Acta Oncol.* 2019;58(10):1470-1475.

PS01.04 Bragg-Diffraction-Based Mosaic HOPG/HAPG Crystals for High-Spatial-Resolution X-ray Fluorescence CT Imaging at Low Dose: Characterization and Requirements Assessment

K. Kumar¹, M. Lambro Egito¹, M. C. Chifu¹, M. Fachtet¹, C. Hoeschen¹

¹Lehrstuhl Medizintechnische Systeme, Institut für Medizintechnik, Fakultät für Elektro- und Informationstechnik, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Magdeburg, Deutschland

Introduction

X-ray fluorescence (XRF) computed tomography (XFCT) has recently gained interest in molecularly targeted theranostics, particularly in oncology and personalized medicine. Despite the growing recognition of its potential applications in translational research and pre-clinical stages, e.g., via *in vivo* animal models and patient-derived *in vitro* models, the clinical translation of XFCT is still hindered by existing research gaps and technical challenges. In addition to technical limitations primarily arising from current X-ray generation technology, additional research and validations are necessary to determine its medical diagnostic value and associated therapeutic benefits. This work focuses on the feasibility of achieving high-spatial-resolution XFCT imaging using commercially available (standard) Bremsstrahlung X-ray sources at reasonable scan times while maintaining *in vivo* relevant contrast agent dosage and radiation dose.

Reducing energy bandwidth and divergence of X-rays while maintaining high flux rates is crucial in achieving high sensitivity and high spatial resolution in XFCT [1]. Such beam conditions allow for the optimization of contrast sensitivity to radiation dose and the separation of background noise from XRF signals, while a high flux with a low divergence pencil-type beam enables fast and high-resolution scanning. However, when using benchtop Bremsstrahlung X-ray sources, filter-based beam hardening (quasi-monochromatization) and beam collimation (pencil beam shaping) approaches may suffer from low photon flux rates. Utilization of certain focusing-type X-ray optics, e.g., bent HOPG/HAPG crystal geometries, can result in high brilliance through radiation concentration effect, in addition to X-ray quasi-monochromatization, radiation collection in large solid angle, and beam condensation to small spatial focal points at the scanning target plane [2,3]. In this work, we propose ellipsoidal HOPG/HAPG crystal geometry for a relatively larger collection solid angle of the primary beam and simultaneous beam concentration effect to excite K-shell XRF from gold nanoparticles (AuNPs) at target focal points.

Material & Methods

Spatial reflection behavior and crystal performance are analyzed based on system geometric parameters and mosaic crystal design parameters using *mmpxrt*, which is a semi-Monte Carlo ray tracing simulation package [4]. The source-to-crystal (d_{sc}) and crystal-to-detector (d_{cd}) distances are calculated as the semi-major axis distances of the one-to-one ellipsoid geometry, i.e., $d_{sc} = d_{cd} = 50$ cm, based on the Bragg condition, $E = nhc/2d \sin\theta$, corresponding to first-order reflection ($n = 1$), grating constant ($d = 3.354$ Å), and mean incident energy ($E = 0.9$ keV) of the primary x-rays. The influence of mosaic spread (and corresponding crystal thickness) was compared for three configurations: 0.12° (80 μm), 0.24° (100 μm), and 0.46° (120 μm), using a 90 kVp microfocus x-ray tube and a 100/160 kVp Galinstan-target (Ga/In/Sn alloy) liquid metal source [6]. The source x-ray positions were sampled based on a 2D Gaussian distribution with a focal spot broadening of 20 μm FWHM for 90 kVp microfocus and 20 μm/30 μm for 100/160 kVp liquid metal.

Results

Figure 1 characterizes the reduction of spectral bandwidth (ΔE) of the primary excitation beam by the crystal configurations and X-ray sources. Lower mosaic spread leads to better reduction factors of ΔE , with the cut-off at 90 kVp resulting in higher reductions for the 0.46° (120 μm) configuration. Additionally, Figure 2 indicates that lower mosaicities lead to better spatial focusing in ellipsoidal geometry, with an achievable sub-mm spatial resolution (horizontal spread $\Delta x \approx 400$ -500 μm FWHM) with higher efficiency in both x-ray collection and reflection.

Conclusion and Future Work

Our results suggest that the proposed HOPG/HAPG design may achieve simultaneous spatial focusing for high resolution and monochromatization in the hard X-ray range, enabling potential benchtop imaging applications using AuNP-bioconjugates. Besides using ellipsoidal crystal-based primary beam focusing, we have also designed planar crystals for secondary leaf-based collimation to reduce higher-order Compton scattering and spectral filtering (similar to [5]). However, the efficiency of this approach in relation to radiation dose (signal loss from leaf reflection system [6]) and geometric alignment constraints need to be evaluated carefully. In order to investigate the primary factors affecting image quality, signal-to-noise ratio (SNR), and background noise in relation to radiation dose, a combination of Monte Carlo (*Geant4*) and ray tracing (*mmpxrt*) simulation is currently being developed to identify dependencies and quantify the influence from XFCT system geometric parameters, mosaic crystal design parameters, and X-ray beam conditioning/acquisition parameters.

References

- [1] Grüner, F., et al. *Scientific reports* 8.1 (2018): 1-12. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-34925-3>
- [2] Beckhoff, B., et al. *Hard X-Ray/Gamma-Ray and Neutron Optics, Sensors, and Applications*. Vol. 2859. SPIE, 1996. <https://doi.org/10.1117/12.245140>
- [3] Larsson, J., et al. (2018). *Physics in Medicine and Biology* 63. doi:10.1088/1361-6560/aad51e
- [4] Šmíd, M., et al. *Comput. Phys. Commun.* 2021, 262, 107881. doi: 10.17632/dkpbzvtz3b.1
- [5] Müller, B.H., et al. " *Physics in Medicine & Biology* (2013). doi: 10.1088/0031-9155/58/22/8063
- [6] Larsson, J. C., et al., *Optics Letters* (2018). <https://doi.org/10.1364/ol.43.002591>

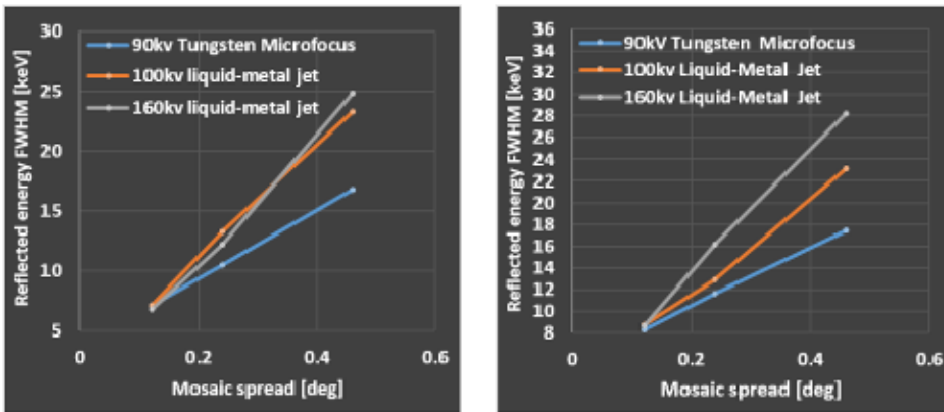


Figure 1: Comparison of monochromatization (reflected energy bandwidth ΔE in keV FWHM) between microfocus x-ray tube and liquid metal jet source for (Left) ellipsoidal and (Right) planar geometry.

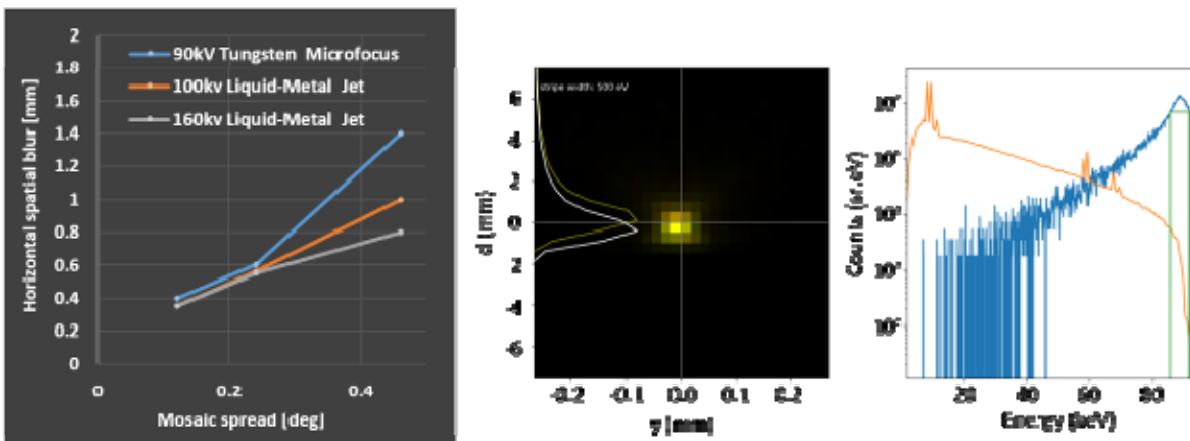


Figure 2: Comparison of spatial focusing (horizontal spread Δx in mm FWHM) between sources (Left). Intensity distribution on detector (spectral dispersion, d , vs. horizontal spread, y) (Middle) and spectral distribution before (orange) and after (blue) filtering for 90 kVp microfocus source (Right).

PS01.05 KI-INSPIRE project: An overview of the project and next step toward implementation in clinics

M. AL-Maatog¹, A. Pashazadeh¹, M. Facht¹, C. Hoeschen¹

¹Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Institute for Medical Technology, Magdeburg, Deutschland

Introduction

In the fields of medical physics and medical technology, the application of artificial intelligence (AI)-based methods holds great potential, particularly in radiation protection and medical imaging [1, 2]. The latter contributes to nearly 100% of civilization's annual radiation exposure of 1.9 mSv. AI's disruptive technologies could unlock substantial dose-saving opportunities in this context. The KI-INSPIRE (Künstliche Intelligenz für den innovativen nachhaltigen Strahlenschutz von Patienten in interventionellen radiologischen Einsatzgebieten) project, a collaborative effort among Otto-von Guericke University Magdeburg, Heidelberg University, and Luebeck University, is a three-year national initiative aimed at developing, testing, and ultimately implementing AI methods to reduce radiation dose in medical imaging with ionizing radiation by two-thirds. This goal will be achieved by enhancing image quality in low-dose imaging procedures, thereby improving radiation protection for medical imaging procedures that rely on ionizing radiation. To ensure a comprehensive and systematic approach, the project focuses on interventional imaging, which combines diagnostic and therapeutic objectives using computed tomography, angiography, and nuclear medicine. As the project nears completion, a testing methodology employing 3D-printed phantoms is being developed to evaluate the quality and robustness of the developed models on unseen data, paving the way for their implementation at the University Clinic Magdeburg. The following provides a concise overview and report of the collaborative efforts undertaken by the three partners mentioned above.

Materials & Methods

This study concentrates on the development and implementation of intelligent algorithms for medical radiation applications, with the specific goals of (I) reducing imaging dose, (II) enhancing image quality, and (III) minimizing motion artifacts, as well as (IV) characterizing tissues during interventions. These objectives are all related to radiation protection, with the ultimate aim of improving safety for patients and medical staff, thereby fostering a positive perception of AI among the general public. The AI algorithms were developed using extensive imaging data from computed tomography (CT), cone beam computed tomography systems (CBCT), and positron emission tomography (PET) employing both patient and phantom data. Additionally, simulation data generated through the GATE simulation platform was utilized as required by the study. To evaluate the robustness and performance of the developed models with unseen data, a Prusa i3 MK3S 3D printer with a single extruder is being employed to create custom phantoms. Leveraging 3D printing technology, critical structures relevant to individual organs can be fabricated in various sizes and shapes for incorporation into the phantoms. When assessing the developed models, particular emphasis is on these critical structures of the phantoms, which may be difficult to identify in medical imaging and consequently pose a risk of being overlooked by radiologists.

Results

Although several months remain until the conclusion of the KI-INSPIRE project, the project has thus far successfully achieved some of its milestones and delivered the defined outcomes. Multiple convolutional neural networks have been implemented to reduce noise in CBCT images within image space, achieving a desired dose reduction of two-thirds as promised by the project. In terms of image correction and segmentation, successfully developed AI-based scatter correction for CT data and tissue characterization for interventional tumor ablation methods.

A Monte Carlo model was created to generate realistic PET data, and a custom image reconstruction framework for the simulated PET scanner was implemented. Furthermore, a neural network was developed to enhance the quality of reconstructed images, reducing the administered dose. A novel design for the dedicated brain PET scanner was also introduced and simulated.

For the evaluation of the developed models, we fabricated custom-built lung, brain, and liver phantoms using a Prusa 3D printer (Figure 1). Critical structures were easily formed by adjusting the infill ratio of the 3D printer from 10% to 100%, allowing for the creation of structures with varying density different from the surrounding tissue, and different CT numbers in CT and CBCT images. Beside further development of the CT and CBCT phantoms, we will investigate two options in the remaining months of the project to test the AI algorithms developed for PET imaging: 3D printing of phantoms with long-lived radioisotopes and/or printing phantoms that can be filled with a radioactive source.

Summary

KI-INSPIRE primarily focuses on leveraging AI-based algorithms to reduce radiation exposure in medical examinations, particularly in interventional procedures. This strategy aims to improve patient comfort during procedures and provide enhanced protection for both patients and medical staff. As a leader in this initiative, KI-INSPIRE is expected to have a substantial impact on the healthcare sector by showcasing the benefits of AI in radiological diagnostics and therapy for the broader population. Additionally, this project supports Germany's continued leadership in developing advanced medical technologies that prioritize radiation efficiency while maintaining rigorous health and radiation protection standards for the community.

Figure 2 : Exemplary 3D-printed phantoms for use in testing and quality control of AI models developed in the KI-INSPIRE project (from top left to the bottom right: lung phantom, liver phantom, full liver phantom, sigmoid sinus structure, and brain phantom)



Literatur

- [1] Oren O, Gersh BJ, Bhatt DL. Artificial intelligence in medical imaging: switching from radiographic pathological data to clinically meaningful endpoints. *The Lancet Digital Health*. 2020 Sep 1;2(9):e486-8.
- [2] Fiagbedzi EW, Gorleku PN, Nyarko S, Atuwu-Ampoh VD, Fiagan YA, Asare A. The Role of Artificial Intelligence (AI) in Radiation Protection of Computed Tomography and Fluoroscopy: A Review. *Open Journal of Medical Imaging*. 2022 Mar 1;12(01):25-36.

PS01.06 The SINFONIA project: Novel research on medical radiation risk appraisal

J. Damilakis¹

¹University of Crete, School of Medicine, Medical Physics, Iraklion, Griechenland

Introduction

The SINFONIA project is a European Commission project on radiation risk appraisal for detrimental effects from medical exposure during management of patients with lymphoma or brain tumour. The main objective of the project is to develop novel methodologies and tools that will provide comprehensive risk appraisal for detrimental effects from radiation exposure to patients, workers, carers and comforters, the public and the environment during the management of patients suspected or diagnosed with lymphoma and brain tumours.

Material and Methods

To achieve the purpose of the project, SINFONIA reconsiders medical radiation dosimetry by using a) patient models with an exact representation of patients with respect to both body contour and internal anatomy and b) advanced computer-based phantoms, with the flexibility to model an unlimited set of anatomies. These models combined with Monte Carlo simulations and AI algorithms have the potential to serve as the ground truth in modern medical radiation dosimetry. This is of paramount importance for improved estimation of radiogenic risk, relying on realistic situations, ground-breaking technology and reference data and models provided by international organisations.

Results

The development of personalized dosimetry methods and AI-assisted tools is underway to estimate the amount of radiation exposure to patients undergoing medical procedures. There is also an ongoing effort to develop a computational system for real-time dose assessment of nuclear medicine staff. In addition, appropriate transport models are being developed to assess the impact of radiopharmaceutical releases on humans and biota. Research is being conducted to determine the degree of intra- and inter-individual variability for the risk of developing second malignant neoplasms (SMNs) after radiotherapy and validate functional and genetic biomarkers of susceptibility to SMNs. The collected data are stored in a shared depository. A training program has been developed that trains young healthcare professionals to work in this area.

Summary

The SINFONIA tools and methodologies generate new insights into the parameters that impact radiation detriment. With personalized medicine becoming more prevalent, this new knowledge will assist clinicians in effectively weighing the risks and benefits of ionizing radiation procedures. Moreover, it will also assist practitioners and medical physicists in devising strategies for optimizing patient examinations.

Acknowledgments

This work was supported by the Euratom research and training programme 2019-2020 Sinfonia project under grant agreement No 945196.

PS01.07 Dosisreduktion bei projektionsradiographischen Beckenaufnahmen am Kleinkind

T. Hesse¹, E. Bohrer¹, M. Fiebich², D. Berthold¹, G. A. Krombach¹

¹Universitätsklinikum Gießen, Institut f. diag. u. interven. (Kinder-)Radiologie, Gießen, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut f. Med. Physik u. Strahlenschutz - IMPS, Gießen, Deutschland

Einleitung

In der Kinderradiologie ist der Strahlenschutz wichtig, da Kinder ein höheres Risiko für strahleninduzierte Malignome haben [1]. Die neuen Leitlinien (LL) empfehlen einen geringeren kV-Bereich beim Röntgen von Kinderbecken, während die Diagnostischen Referenzwerte zum Kinderbecken gleich geblieben sind [2, 3]. Ziel dieser Studie war es daher zu untersuchen, wie sich die Anpassung in den LL bei Beckenaufnahmen am Kleinkind auf die Dosisreduktion und Bildqualität auswirkt.

Material & Methoden

An einem anthropomorphen Kleinkind-Phantom (CIRS, Atom Phantom Family) wurden 82 Beckenaufnahmen mit variierenden Werten für Röhrenspannung (60-70 kV) und Röhrenstrom erstellt (Philips Digital Diagnost C50). Die Bildqualität wurde mittels mehrerer Region of Interest (ROI) und dem daraus ermittelten Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) und Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) analysiert. Für das CNR wurde das Weichteilgewebe (WT) als Referenzwert bestimmt. Zudem beurteilte ein Facharzt die Aufnahmen mittels der Likert-Skala (0 = nicht diagnostisch bis 4 = exzellent sichtbar) für die Indikation Hüftdysplasie. Die Dosis in der Harnblase und dem Ovar wurde mit einem PSD-Dosimeter (Unfors) bestimmt. Dafür wurde die entsprechende Phantomschicht durch eine Agaragar-Schicht ersetzt, in die das Dosimeter eingebracht wurde. Die Agaragar-Schicht zeigte eine vergleichbare Schwächung wie das Phantommateriale für WT in CT-Aufnahmen mit unterschiedlicher Röhrenspannung.

Ergebnisse

In Abb. 1 ist das CNR in Abhängigkeit von der Dosis in der Harnblase dargestellt. Die Werte der Röhrenspannung und des Röhrenstroms beeinflussten die im Phantom gemessene Dosis stark. Das CNR und die Dosis ließen sich bei unterschiedlichen BP verbessern.

Die Auswertung der Likert-Skala ergab, dass alle Bilder hinsichtlich der Fragestellung Hüftdysplasie als mindestens ausreichend bewertet werden können. (Abb. 2)

Zusammenfassung

Mit den in den neuen LL empfohlenen kV-Werten kann bei angepassten Röhrenstrom-Werten ein höheres CNR und eine niedrigere Dosis erzielt werden. Die Bildqualität war für die Fragestellung Hüftdysplasie dabei ausreichend, bei einer Dosisersparnis von etwa 70%.

Anhang 1

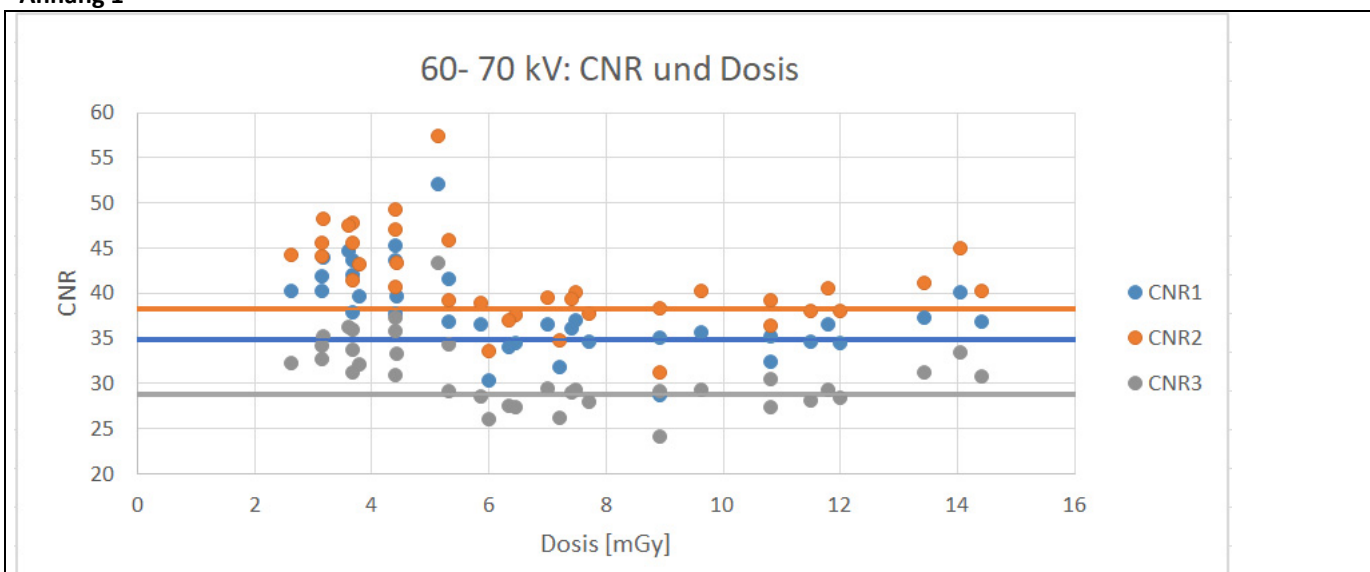


Abbildung 1: CNR bei 60-70kV in Abh. von Dosis in Harnblase: CNR 1: Verhältnis (VH) von WT zu Hüftpfanne; CNR 2: VH von WT zu Beckenschaufel; CNR 3: VH von WT zu Kreuzbein-Foramen; Horizontalen: CNR bei Standardeinstellungen

Literatur

[1] Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik [Internet]. Deutsches Ärzteblatt; 2022. DOI: 10.3238/arztebl.2022.LL_Qualitätssicherung_Röntgendiagnostik (aufgerufen am 6. März 2023)

[2] Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen, 2022 https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/Bfs/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&v=11 (aufgerufen am 22. März 2023)

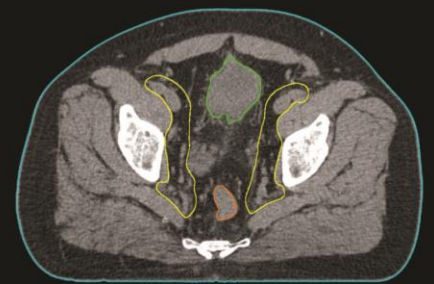
MVISION

AI-Powered Autocontouring

for Radiotherapy



Manual Method



Contoured by Mvision GBS™

**BOOTH
23**

Join Our Lunch Symposium

Friday, 29/9 | 12.45-13.45
Lunchsymposium 8 | Saal Röntgen

**HOW MVISION AI TECHNOLOGIES
WILL IMPROVE RADIOTHERAPY
PLANNING WORKFLOW?**



Gregory Bolard
Clinical scientist, Mvision

We can bring your
clinic to the next level



Download our brochure

PS02.01 Dosismanagementsystem-gestützte statistische Analyse von Dosisreferenzwerten anhand großer Datenmengen zur Verbesserung der Qualitätssicherung

C. Westphäliger¹, L. Henkenherm¹, E. Kortmann², C. Bremer³, N. Lang¹

¹Gesellschaft für Medizinische Physik und Strahlenschutz mbH, Münster, Deutschland

²Herz-Jesu-Krankenhaus Münster-Hiltrup, Radiologie, Münster, Deutschland

³St. Franziskus-Hospital Münster, Radiologie, Münster, Deutschland

Einleitung

Im Sinne der radiologischen Dosisüberwachung und -Optimierung veröffentlicht das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) sogenannte Diagnostische Referenzwerte (DRWs). Hierbei handelt es sich um untersuchungsbasierte Richtwerte für eine Standarduntersuchung am Standardpatienten. [1]

Die Gesellschaft für Medizinische Physik und Strahlenschutz mbH (GMPS) nutzt im Rahmen Ihrer Tätigkeit als MedizinphysikexpertInnen (MPE) im Bereich Röntgendiagnostik das DMS DOSE von Qaelum [2], um somit den Krankenhausverbund der St. Franziskus-Stiftung Münster mit zehn Standorten und über 40 radiologischen Anlagen anzubinden. Neben der Abdeckung der Rechtskonformität können hieraus relevante Erkenntnisse für das Qualitätsmanagement gewonnen werden – gestützt durch Big Data. Zentraler klinischer Kooperationspartner für Datenauswertung und Einordnung in den klinischen Kontext ist das Westfälische Zentrum für Radiologie der St. Franziskus Stiftung Münster.

Material & Methoden

Zur Überwachung der Patientendosis werden seit einigen Jahren Dosismanagementsysteme (DMS) etabliert, welche die applizierte Dosiswerte wie bspw. Dosislängenprodukt (DLP), CT-Dosisindex (CTDI), oder Dosisflächenprodukt (DFP) direkt aus den DICOM Headerdaten [3] importieren und – sofern konfiguriert – den verwendeten Protokollen bzw. Studien und somit Ihren DRWs zuordnen. Für dosisintensive Anwendungen wie die CT und Herzkatheter-Messplätze ist der RDSR (Radiation Dose Structured Report – erweiterter Informationsstandard) eine wichtige Ergänzung, da hierdurch Zusatzinformationen zu den Applikationen zur Verfügung stehen.

Damit dient das DMS primär dem Qualitätsmanagement, indem es direktes Feedback über die Höhe der Dosisexposition gibt und die Möglichkeit bietet, jede Untersuchung zu kommentieren, um so mögliche Überschreitungen des DRWs zu rechtfertigen. Darüber hinaus bietet ein DMS die Möglichkeit zum Import von Zusatzinformationen wie Patientengröße, -Gewicht, Alter oder Lagerung, sofern diese im Krankenhaussystem gepflegt und geräteseitig zur Verfügung gestellt werden. [4]

Aktuelle Rechtslage und Prüfpraxis

Derzeit gibt es zur radiologischen Qualitätssicherung (QS) diverse Prüfmechaniken: So hat das Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit (BMU) 2020 folgende Stellungnahme veröffentlicht: „(...) auch künftig muss nicht bei jeder einzelnen Untersuchung der DRW eingehalten werden. Daraus folgt, dass auch nicht in den Aufzeichnungen zu einer einzelnen Untersuchung eine Begründung für die Überschreitung des DRW vermerkt werden muss.“ [5]. Im Widerspruch hierzu hat das BfS 2022 in seiner Veröffentlichung der DRWs ausgeführt, dass „Wenn aus einem dieser Gründe (Körpermaße, Gewicht des Patienten oder dessen Mitarbeit) die Strahlenexposition bei einem Patienten höher liegt als der entsprechende DRW, so ist das erklärbar und zu dokumentieren, erfordert aber keine weiteren Konsequenzen. Doch sollte der für eine Gruppe von mindestens zehn Patienten erhobene Medianwert der Strahlenexposition den jeweiligen DRW in der Regel nicht überschreiten.“ [1].

Ärztliche Stellen prüfen derzeit gemäß Leitfaden des BfS von 2017 den Mittelwert von 10 Untersuchungen und geben bei Überschreitungen Optimierungsempfehlungen. Hierzu schreibt das BfS: „Bei Überschreitung des entsprechenden DRW sollte eine genaue Betrachtung der Gründe für die Überschreitung mit Festlegung des weiteren Vorgehens sowie gegebenenfalls eine eingehende Beratung durch die ÄS erfolgen. Als „beständige Überschreitung der DRW“ wird beispielsweise angesehen, falls der arithmetische Mittelwert (von 10 Dosisparameter-Einzelwerten) in zwei aufeinanderfolgenden Prüfungen die Schwelle „DRW + 30 %“ einer Untersuchungsart überschreitet. Die beständige Überschreitung kann auch schon innerhalb einer Prüfung festgestellt werden, wenn z.B. Informationen über einen längeren Zeitraum vorliegen.“ [7].

Diese teils widersprüchlichen Anforderungen führen nicht nur bei den Ärztlichen Stellen auf der einen Seite und klinischen Kollegen auf der anderen Seite, sondern auch seitens der MPEs zu Unklarheiten.

Rechtlich bindend im Bezug auf die Überwachung von Besonderen Vorkommnissen gem. § StrlSchV ist Anlage 14 StrlSchV für ein Kollektiv an Untersuchungen (vgl. Anhang 1, Abb. 1 Prüflogik gem. Anlage 14 StrlSchV).

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Das DMS ermöglicht eine automatisierte rechtskonformen Überwachung von DRW-Überschreitungen und Bedeutsamen Vorkommnissen und liefert die Grundlage für eine dauerhafte Dosisoptimierung zur frühzeitigen Prävention dieser Vorkommnisse. Darüber hinaus liefert das DMS in der hier genutzten Skalierung über mehrere Standorte einen sehr großen Datenpool mit $> 10^5$ Datensätzen, die statistisch aussagekräftige Analysen und perspektivisch ermöglichen. und der festgeschriebenen Protokolle sowie seltenerer Protokolle mit noch nicht etablierten DRWs.

Die mit dem DMS gesammelten Daten werden mit statistischen Methoden analytisch beschrieben sowie durch Korrelationsanalysen untersucht. In einem ersten Analyseschritt wird das gesamte Dosispektrum einzelner Untersuchungen aufbereitet und dargestellt (vgl. Anhang 1, Abb. 2 Histogramm zur Expositionsverteilung eines Schulter-Protokolls).

Die mit dem DMS gewonnen Rohdaten im *.CSV Datenformat werden mithilfe der Programmiersprache Python oder auch MATLAB [8] analysiert und visualisiert.

Die gewonnen Histogramme werden in einem ersten Ansatz mit einer Rayleigh-Verteilung [8] gefittet. Im Unterschied zu einer Normalverteilung zeichnet sich diese Verteilung durch Ausläufer zu höheren Werten aus und passt daher gut zu den empirisch gefundenen Verteilungen.

Ergebnisse

In diesem Beitrag wurde die Nutzbarkeit von statistischen Dosisverteilungen dargestellt, in denen mit $n > 10$ (n : Anzahl der Untersuchungen) eine qualitative Bewertung der Untersuchungsdosen vorgenommen werden kann. Die Streuung bzw. statistische Verteilung der Dosiswerte um den Median lässt sich gut durch analytische Wahrscheinlichkeitsdichte-Verteilung beschreiben.

Die oberhalb der DRW auftretenden Dosiswerte im Rahmen der statistischen Verteilungen (bspw. durch unterschiedlichen BMI) entsprechen somit den Erwartungen. Sie spiegeln im Patientenkollektiv begründete Abweichungen vom Standardpatienten mit 70 kg \pm 5 kg (vgl. Anhang 1, Abb. 2 Histogramm zur Expositionsverteilung eines Schulter-Protokolls) wider.

Somit ist eine Rechtfertigung zu Überschreitungen des DRWs allein schon durch die Statistik gegeben. Definitionsgemäß überschreiten 25 % des Kollektivs den DRW [6].

DRW, Mittelwert und Median des zugrundeliegenden Datensatzes zum Schulterprotokoll sind exemplarisch in Anhang 2, Tab. 1 dargestellt.

Neben der Rechtfertigung von erwartbaren Überschreitungen, ergibt sich daraus ebenso die Sichtbarkeit systematischer Fehler. Unmittelbarer Handlungsbedarf zur Optimierung besteht, wenn viele Hochdosisereignisse nicht durch den analytischen Fit erklärbar sind.

Der vorgestellte Fit an eine Rayleigh-Verteilung ist als erster empirischer Test einer analytischen Beschreibung der Verteilungsfunktion gut brauchbar. Weitere statistische Test sind geplant (z.B Shifted- Wald- Verteilung, Gamma-Verteilung). Sobald eine optimal passende analytische Beschreibung gefunden wurde, sollen künftig die Parameter Erwartungswert und Varianz der Verteilungsfunktion als objektiv belastbare Quantifizierungsgrößen für anschließende Dosisoptimierungen verwendet werden.

Hier sollte sich in der Praxis unmittelbar eine Fehleranalyse und Optimierung der Dosis anschließen. Die systematischen Fehler lassen sich in typischerweise in anwenderbezogener Einblendtechnik, sowie anlagenbezogenen Protokolloptimierung (z.B. Belichtungssteuerung) finden.

Neben dem Verständnis der Dosisverteilung gibt das vorgestellte Verfahren die Möglichkeit, eigene DRWs für bisher nicht zugeordnete Protokolle zu erstellen oder hausinterne niedrigere DRWs über das 75. Perzentil festzulegen – äquivalent zur Festlegung der DRWs durch das BFS [6]. Darüber hinaus bietet eine statistische Darstellung der Dosisdaten die Möglichkeit zur Prüfung der tatsächlichen Abweichung von aktuell gegebenen DRWs mit dem Datenpool aus über > 500 Untersuchungen sowie zur Einordnung der mit einhergehenden Anforderungen.

In diesem Beitrag werden erste konkrete Analyseergebnisse an konkreten Untersuchungsprotokollen gezeigt.

Die gewonnen Erkenntnisse liefern einen unmittelbaren Beitrag zur Qualitätssicherung, da bei hohen Fallzahlen die mangelnde Belastbarkeit statistischer Aussagen von zehn Datensampeln kompensiert werden kann.

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Zusammenfassung

Im Rahmen der QS basiert die Prüfpraxis auf dem noch geltenden **“Leitfaden zur Handhabung der diagnostischen Referenzwerte in der Röntgendiagnostik“** [6]. Demnach wird vom Anwender ein Datensample aus zehn Stichproben zur Überprüfung arithmetischen Mittelwertes eingereicht und ausgewertet.

Die Gewinnung von analytisch belastbaren Dosisverteilungen mit hoher Statistik ist erst durch die Verbreitung von DMS sinnvoll möglich.

Durch die analytische Beschreibung der gewonnenen statistischen Verteilung lässt sich nachweisen, dass statistisch begründeten Unterschiede im Patientenkollektiv zu einer Streuung der Dosiswerte um die Zielwerter der DRW führen müssen. Somit ist auch ohne Zusatzinformationen plausibel, dass DRW-Überschreitungen jenseits der 75. Perzentile zwangsläufig auftreten.

Die aufbereiteten Dosisverteilungen aus DMS-Datenpools stellen somit eine wertvolle Informationsquelle dar. Mit der analytischen Aufbereitung lassen sich statistische Parameter gewinnen, die mit den Prüfmechaniken der Regelwerke kompatibel sind. Somit kann ein wichtiger Beitrag zur Weiterentwicklung der Qualitätssicherung geleistet werden.

Anhang 1

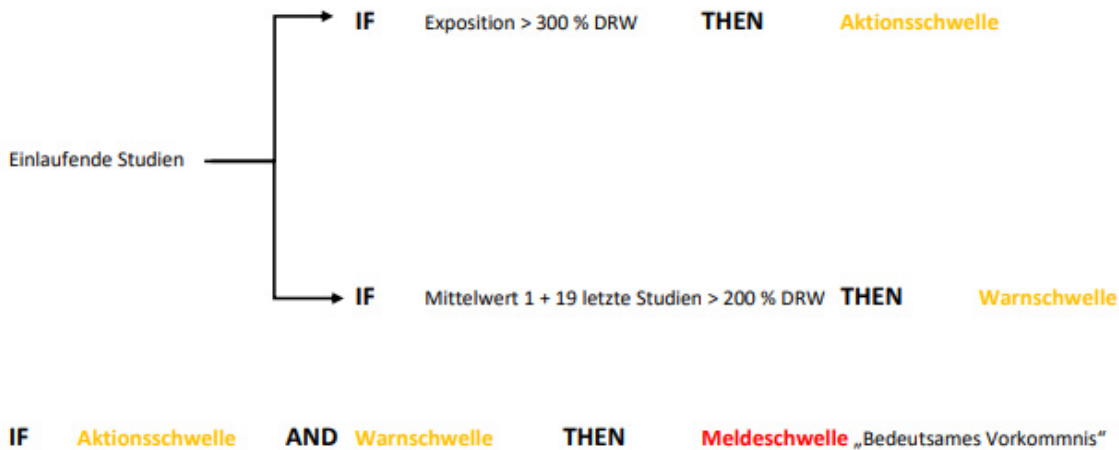


Abb.1: Prüflogik gem. Anlage 14 StrlSchV (erstellt mit Word, Microsoft Office 365)

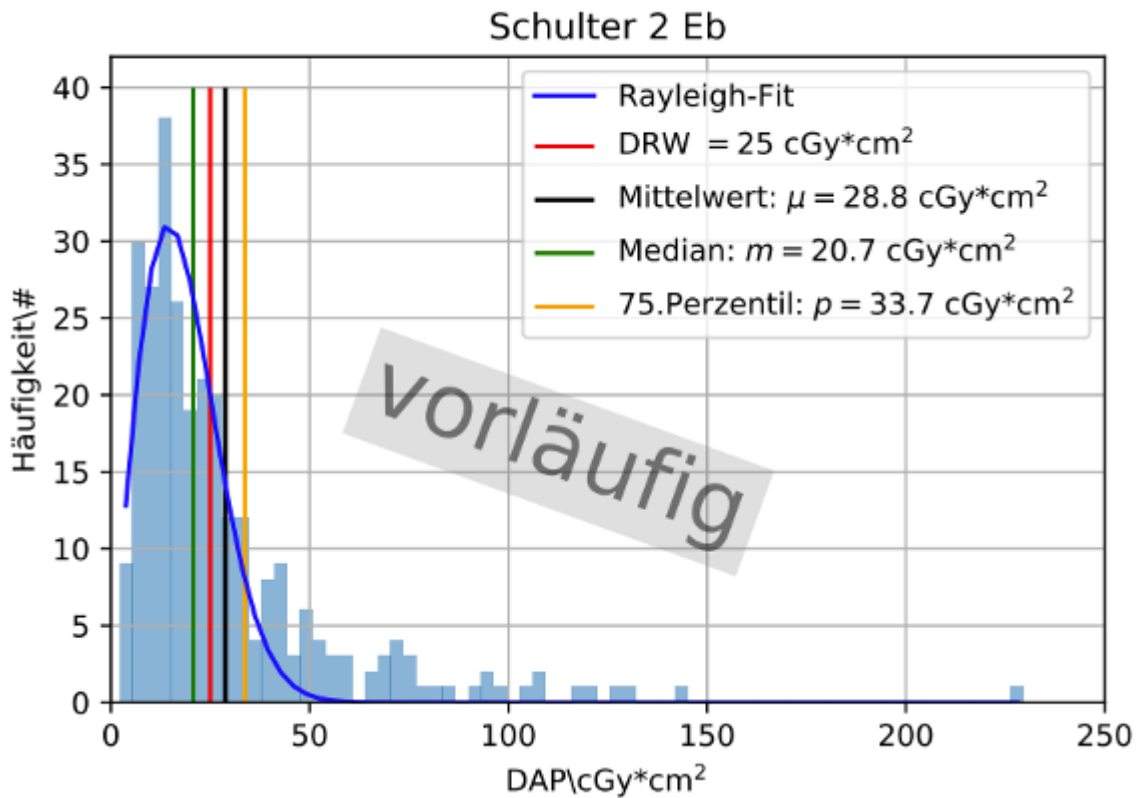


Abb.2 Histogramm zur Expositionsverteilung eines Schulter-Protokolls; Rayleigh-Fit (Python curve_fit)

Anhang 2

DRW	Mittelwert	Median	75. Perzentil
25 cGy · cm ²	28,8 cGy · cm ²	20,7 cGy · cm ²	33,7 cGy · cm ²

Tab. 1: Statistische Parameter: DRW, Mittelwert, Median und 75. Perzentil des zugrundeliegenden Datensatzes in Abb.2

Literatur

- [1] Bundesamt für Strahlenschutz: Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen, 17.11.2022
- [2] Qaelum: Dose – System zur Überwachung der Patienten-Strahlendosis, Benutzerhandbuch v21.2, 23.06.2022
- [3] www.dicomstandard.org, 22.03.2022
- [4] Lennart Henkenherm: Implementierung des Dosismanagementsystems „DOSE“ zur Überwachung und Optimierung von radiologischen Dosisreferenzwerten, Masterarbeit, Hochschule Hamm-Lippstadt., 28.03.2022
- [5] Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit: Überschreitung diagnostischer Referenzwerte, Auszeichnungspflicht nach § 85 Absatz 1 Satz 2 Nummer 3a StrlSchG, Mail an die Fachgesellschaften, Bonn, 22.01.2020
- [6] Bundesamt für Strahlenschutz: Leitfaden zur Handhabung der diagnostischen Referenzwerte in der Röntgendiagnostik, 15.08.2017
- [7] A. Schegerer, R. Loose, L. J. Heuser, G. Brix: Diagnostische Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen in Deutschland: Aktualisierung und Handhabung, Thieme, 08.02.2018
- [8] Edgar Dietrich, Alfred Schulze: Statistische Verfahren zur Maschinen- und Prozessqualifikation. 6. Auflage. Carl Hanser Verlag, 2009, ISBN 978-3-446-41525-6.

PS02.03 Automatische Konturierung von Blase und Rektum auf CBCT, MVCT und Planungs-CT

D. Kuhn^{1,2,3}, S. Bürkle⁴, A. L. Grosu^{1,2,4}, C. Zamboglou^{1,2,4,5}, S. K. Spohn^{2,4,6}, D. Baltas^{1,2,3}, T. Fechter^{1,2,3}

¹Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, Medizinische Fakultät, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Partner Site Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³Universitätsklinikum Freiburg im Breisgau, Klinik für Strahlenheilkunde, Abt. Medizinische Physik, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Freiburg im Breisgau, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁵Europäische Universität Zypern, Deutsches Onkologiezentrum (GOC), Limassol, Zypern, Republik

⁶Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, Medizinische Fakultät, Berta-Ottenstein-Programm, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Akkurate Konturierung von Organen ist essentiell für die Strahlentherapie. Da es sich dabei um einen zeitintensiven Prozess handelt, der von Inter- und Intra-Beobachter-Variabilität beeinflusst ist, rückt automatische Konturierung mittels Künstlicher Intelligenz (KI) immer weiter in den Vordergrund. Aktuelle Forschung beschäftigt sich hauptsächlich mit Konturierung auf Planungs-CTs. Wegen der hohen benötigten Datenmenge gibt es für andere CT Modalitäten (CBCT, MVCT) nur wenige komplexe Lösungen. In dieser Arbeit wurde untersucht, inwieweit genaue, automatische Konturierung von Blase und Rektum auf CT, CBCT und MVCT mit einem einfachen U-Net möglich ist.

Material & Methoden

Für diese Studie wurden sowohl drei verschiedene CT Datensätze separat als auch die Kombination dieser verwendet: Planungs-CT (Training: 40, Test: 4), CBCT (Training: 96, Test: 5), MVCT (Training: 34, Test: 3), Kombiniert: (Training: 170, Test: 12). Trainings- und Test-Splits wurden nach dem Zufallsprinzip erstellt. Alle CTs bildeten die Beckenregion ab. Wir trainierten das hochauflösende nnU-Net auf jeder Trainingskohorte separat von Grund auf und testeten es auf den Testsätzen aller Kohorten. Die Konturqualität wurde anhand des Dice-Koeffizienten (DSC) ermittelt.

Ergebnisse

Tabellen 1 und 2 fassen die Ergebnisse zusammen. Das Training auf allen CT Modalitäten lieferte insgesamt die besten Ergebnisse bei den Tests auf den einzelnen Modalitäten (Median DSC Rektum ≥ 0.91 , median DSC Blase ≥ 0.82). Wird nur auf einer Modalität trainiert und auf den anderen getestet, sinkt die Qualität der Ergebnisse leicht. Wobei die Ergebnisse für die Blase nach wie vor sehr gut (Median DSC ≥ 0.89) und für das Rektum moderat bis gut (Median DSC ≥ 0.67) sind.

Zusammenfassung

Durch das Training eines einfachen U-Nets, ist es möglich Konturen von Blase und Rektum auf CBCT, MVCT und Planungs-CT in sehr guter Qualität zu erzeugen. Das Training auf einer Kombination von den verschiedenen Modalitäten liefert die besten Ergebnisse, wobei Modalitäts-übergreifende Modelle unwesentlich schlechter abschneiden.

Anhang 1

	Planungs-CT	CBCT	MVCT
Alle CTs	0.95 (0.95 - 0.98)	0.93 (0.88 - 0.96)	0.91 (0.80 - 0.94)
Planungs-CT	0.96 (0.95 - 0.98)	0.93 (0.49 - 0.95)	0.89 (0 - 0.92)
CBCT	0.95 (0.94 - 0.97)	0.93 (0.86 - 0.96)	0.89 (0.84 - 0.93)
MVCT	0.94 (0.93 - 0.95)	0.89 (0.39 - 0.94)	0.91 (0.82 - 0.94)

Tab. 1: Median DSC der Blasenkontur

Anhang 2

	Planungs-CT	CBCT	MVCT
Alle CTs	0.88 (0.84 - 0.91)	0.89 (0.79 - 0.95)	0.82 (0.73 - 0.83)
Planungs-CT	0.87 (0.83 - 0.92)	0.83 (0.70 - 0.91)	0.67 (0.66 - 0.84)
CBCT	0.87 (0.84 - 0.91)	0.89 (0.78 - 0.95)	0.71 (0.65 - 0.87)
MVCT	0.79 (0.72 - 0.86)	0.76 (0.42 - 0.85)	0.81 (0.79 - 0.84)

Tab. 2: Median DSC der Rektumkontur

PS02.04 Analyse von synchronisierten Surrogat-Systemen für die atemungsgesteuerte 4DCT Bildgebung

N. Lackner¹, C. Bert¹, A. Karius¹, C. Hofmann², T. Moser³, J. Szkitsak¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

²Siemens Healthcare GmbH, Forchheim, Deutschland

³VisionRT LTD, London, Vereinigtes Königreich

Einleitung

Die vierdimensionale Computertomographie (4DCT) ist ein wesentlicher Teil der modernen Strahlentherapie, wird aber besonders durch irreguläre Patientenatmung und den daraus resultierenden Artefakten beeinträchtigt. Ein neuer, atemungsgesteuerter 4DCT Algorithmus minimiert Artefakte durch eine automatische Anpassung der Scanparameter anhand einer Echtzeit-Analyse des Bewegungssurrogats [1, 2]. Bisher wird als Surrogat-System nur eine Infrarotkamera, ausgerichtet auf einen auf dem Patienten positionierten reflektierenden Markerblock, klinisch genutzt. Ziel dieser Studie war es, basierend auf einer Analyse von Atemkurven und rekonstruierten 4DCT-Bildern, eine Qualitätssicherung und Bewertung verschiedener alternativer Surrogat-Systeme durchzuführen.

Material & Methoden

Im Vergleich zum klinisch verwendeten Infrarotkamarasystem (RGSC, version 1.1.25.0, Varian Medical Systems, Inc. Palo Alto, CA) untersuchten wir einen Atemgurt (AZ-733V, Anzai Medical, Ltd. Tokyo, Japan) und ein Oberflächenkamarasystem (SimRT, version 7.2, VisionRT, London, UK) als Surrogat-Systeme. Um eine potenzielle Lichtinterferenz zwischen den optischen Systemen zu testen, wurden wiederholte Scans durchgeführt, wobei beide Systeme gleichzeitig aktiv waren. Zur Überprüfung des Einflusses der von den verschiedenen Surrogat-Systemen gelieferten Atemsignale auf den 4DCT Algorithmus wurden Phantommessungen (Dynamic Thorax Motion Phantom Model 008A, CIRS, Norfolk, Virginia, USA) durchgeführt. Hierbei wurden verschiedene regelmäßige Atembewegungen (Sägezahn, sin, cos⁶) mit unterschiedlichen Amplituden (0.5 bis 15 mm) und einer Periodendauer von T = 4 s untersucht (Abb.1). Unter Verwendung der jeweils gelieferten Atemkurven der verschiedenen Surrogat-Systeme wurden 4DCT Bilder retrospektiv rekonstruiert. Sowohl Atemkurven als auch CT-Bilder wurden anschließend miteinander verglichen.

Ergebnisse

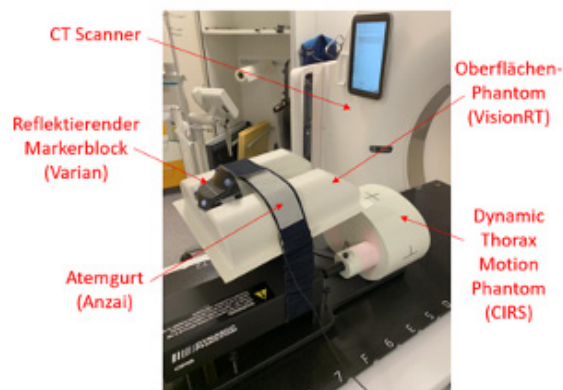
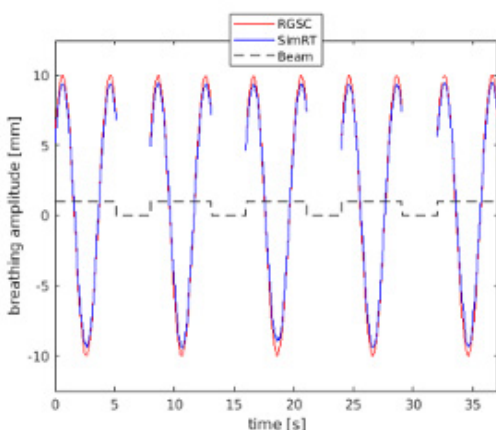
Bei keinem der Scans fanden wir einen Signalverlust durch Interferenz. Für die von den optischen Systemen erzeugten Atemkurven wurden die größten Unterschiede bei den größten Amplituden von A = 15 mm und nahezu identische Ergebnisse bei kleineren Amplituden der verschiedenen Atembewegungen beobachtet: hinsichtlich der zeitlichen Genauigkeit der Systeme fanden wir eine maximale Abweichung von 150 ms; die absoluten Phantompositionen wurden mit weniger als 10 % Abweichung konsistent wiedergegeben. Die vollständige Auswertung, der unter Verwendung der verschiedenen Systeme rekonstruierten CT-Bilder, steht noch aus.

Zusammenfassung

Bei der Atemkurvenanalyse wurden leichte Unterschiede ($\Delta t \leq 150$ ms, $\Delta A \leq 1.25$ mm bei 15 mm Amplitude) zwischen den Surrogat-Systemen festgestellt. Inwieweit diese in klinisch relevanten Unterschieden der rekonstruierten 4DCTs resultieren, wird derzeit evaluiert.

Literatur

- [1] Werner, R. *et al. Med Phys* **46**, 3462–3474 (2019).
- [2] Szkitsak, J. *et al. Phys Imaging Radiat Oncol* **23**, 85–91 (2022).



isierung.

PS02.05 Validierung neuer ConeBeam-CT-Presets

O. Bislich¹, S. Peters¹, R. Nachtigall¹, F. Behrens², S. Exner², F. Fehlauer²

¹Strahlencentrum Hamburg MVZ, Medizinphysik, Hamburg, Deutschland

²Strahlencentrum Hamburg MVZ, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Die IGRT (Image Guided RadioTherapy) hat sich in den vergangenen Jahren zu einem Standardverfahren in der Strahlentherapie entwickelt. Die Cone Beam-CT's (CBCT) haben den Vorteil, dass zum einen die Lagerung des Patienten mit dem initialen Planungs-CT abgeglichen werden kann und zum anderen eine Kontrolle des Weichteilgewebes möglich ist. In dieser Arbeit wurden neue CBCT-Presets auf Ihre Vor- und Nachteile für die klinische Routine getestet.

Material & Methoden

Für die CBCT's nutzen wir das XVI (X-Ray Volume Imaging) der Firma ELEKTA an einem VersaHD-Beschleuniger. Die neuen Presets Head and Neck Enhanced CW (**H&N Enh.**), Chest Fast M20 Enhanced CW (**Chest Fast**) und Pelvis Fast M20 Enhanced CW (**Pelvis Fast**) wurden mit den von uns zurzeit verwendeten Presets Head and Neck Fast S20 CW (**H&N**), Chest M20 CW (**Chest**) und Pelvis M20 CW (**Pelvis**) mit Blick auf die Scanzeit, die Bildqualität, der Dosis und den ermittelten Versätzen verglichen.

Die Bildqualität wurde mit Hilfe des CATPhan 501 bestimmt. Das CATPhan verfügt über verschiedene Bereiche, die die Analyse von Uniformity, Low Contrast Visibility, 3D Spatial Resolution und Geometry ermöglichen. Die Dosis wurde in einem RW3-Plattenphantom mit Farmer-Kammer gemessen. Zur Bestimmung der Verschiebungsvorgaben wurde des Quasar-Würfelphantom verwendet. Hierfür wurde das Phantom auf dem Tisch platziert, aus seiner Mittelposition verfahren und CBCT-Scans durchgeführt.

Ergebnisse

Bei Chest Fast und Pelvis Fast hat sich die Scanzeit halbiert. Bei H&N Enh. gab es keine Veränderung. Die Bildqualitätsparameter bei Chest und Pelvis sind gleichbleibend, für H&N Enh. ergibt sich eine schlechtere Uniformity und eine bessere Low-Contrast-Visibility. Die Ergebnisse der 3D Auflösung und der Geometrie sind für alle Presets gleichbleibend. Die Angaben zur nominellen Dosis stammen von ELEKTA. Die RW3/Farmer-Kammer-Messungen zeigen uns eine starke Erhöhung der Dosis bei H&N, eine leichte Erhöhung bei Chest und eine starke Dosisreduzierung bei Pelvis (s. Tab. 1).

Parameter	H&N	H&N Enh.	Chest	Chest Fast	Pelvis	Pelvis Fast
Uniformity	2,11	4,46	1,43	1,6	1,06	1,04
Low Con Vis	5,27	1,77	1,15	1,08	1,09	1,23
3D Spa Res	4	4	3	3	3-4	3-4
Geometry	34,13	34,17	33,84	33,94	33,94	33,93
Scan-Zeit [s]	42	42	136	70	128	70
Dosis [mGy]	0,69	14,7	14,25	17,49	55,02	21,87
Nom. Dosis [mGy]	0,5	7,1	3,8	9,8	15,5	7,75
Gesamt-mAS	18,3	292,8	264	330	1056	292,8

Tab. 1: Übersicht der Bild-Parameter, der Scanzeit und der Dosismessung

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Die Verschiebungsvorgaben stimmen bei allen Presets überein, die maximale Verschiebungsabweichung beträgt 0,02mm. Bzgl. der Rotation bei H&N 1° und bei Chest und Pelvis 0,3° (s. Tab. 2).

	Verschiebungen [mm]			Rotation [°]		
	X	Y	Z	X	Y	Z
H&N	0,5	0,66	-0,58	359,9	359,9	0
H&N Enh.	0,5	0,66	-0,58	0	358,9	359,7
Chest	0,52	0,69	-0,58	0,2	359,2	0,4
Chest Enh.	0,53	0,67	-0,57	0,3	359,5	0,3
Pelvis	0,52	0,66	-0,58	0,4	359,9	0,1
Pelvis Enh.	0,52	0,67	-0,58	0,3	359,6	0,3

Tab. 2: Übersicht der ermittelten Verschiebungs- und Rotationsvorgaben

Zusammenfassung

Für Chest und Pelvis ermöglichen die neuen Presets stark verkürzte Scanzeiten bei gleichbleibender Bildqualität. Bei Chest kommt es zu einer gering höheren Dosis-Applikation, die Dosis bei Pelvis wird halbiert. Auf Grund dieser Ergebnisse haben wir uns entschieden die neuen Presets im klinischen Alltag anzuwenden. Für H&N ist die Scanzeit gleichbleibend, die Bildqualität konnte nicht sichtbar verbessert werden bei gleichzeitig starker Dosiserhöhung, sodass wir davon absehen dieses Preset in die klinische Routine zu überführen.

PS02.06 Polyvinylalkohol-Cryogele (PVA-C) als Basis zur Erstellung anthropomorpher Trainingsphantome für CT-geführte Eingriffe

M. Volk¹, I. Fomin^{2,3}, K. Engel², M. Georgiades¹, J. Omari^{1,2}, G. Rose^{2,3}, M. Pech^{1,2}, O. S. Großer^{1,2}

¹Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Universitätsklinik für Radiologie und Nuklearmedizin, Magdeburg, Deutschland

²Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Forschungscampus STIMULATE, Magdeburg, Deutschland

³Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Lehrstuhl Medizinische Telematik und Medizintechnik, Magdeburg, Deutschland

Einleitung

Die Ausbildung interventioneller Radiologen erfolgt unter unmittelbarer Aufsicht erfahrener Ärzte an Patienten. In Ergänzung können im Training auch (virtuelle) Simulatoren oder dedizierte Phantome genutzt werden [1]. Kommerzielle Modelle bilden i.d.R. feste Geometrien (z.B. CIRS Triple Modality Abdominal Phantom) nach. Variationen sind nicht verfügbar, sodass sich im Training schnell eine Gewöhnung einstellt. Eine Lösungsvariante ist die Herstellung individualisierter Phantome, die verschiedene Anatomien abbilden. Die vorliegende Studie prüft die Nutzbarkeit eines Polyvinylalkohols (PVA) für die Herstellung von Trainingsphantomen für CT-geführte Eingriffe (CT-Fluoroskopie). Schwerpunkt der Evaluation liegt auf der Variation der Materialdichte und damit der darstellbaren Hounsfield (HU)-Werte.

Material & Methoden

PVA ist eine granuläre Substanz, die nach Lösung in Wasser durch Gefrier-Tau-Zyklen in eine stabile atoxische 3D-Form überführt werden kann [2]. Diese PVA-Cryogele (PVA-C) besitzen u.a. eine gewebeähnliche Mechanik und Stichfestigkeit [3]. Sie eignen sich daher für die Nutzung als Biopsiephantome. Für die Verwendung in der CT-Fluoroskopie müssen diese modifiziert werden, sodass unterschiedliche Gewebeschwächungen herstellbar sind. Dazu wurden PVA-C-Proben mit dichtemodulierenden Additiven (z.B. Cellulosederivate, Bariumsulfat und Iohexol) in verschiedenen Massenanteilen (w) mit konstantem PVA-Anteil ($w = 10\%$) versetzt. Die Röntgenschwächungen der Proben wurden mit einem Standard-CT (Somatom xCite, Siemens Healthineers GmbH, Deutschland) bei einer Röhrenspannung von 120 kV bestimmt (Abb. 1).

Ergebnisse

Das reine PVA-C zeigte im Mittel einen HU von $21,8 \pm 4,2$. Durch die Nutzung von Cellulosederivaten konnten z.T. fettähnliche Abschwächungen ($w = 1\%$: $21,6 \pm 4,6$ HU; $w = 3\%$: $3,1 \pm 5,6$ HU, $w = 10\%$: $-43,5 \pm 9,2$ HU) nachgebildet werden. Durch Substanzen höherer Schwächung konnten mittlere HU von 26 bis 734 (Accupaque 350 Iohexol, GE; $w = 0,1\%$: $26,1 \pm 4,7$ HU; $w = 1\%$: $98,0 \pm 5,8$ HU, $w = 5\%$: $370,6 \pm 7,7$ HU (Abb. 2) und Bariumsulfat; $w = 0,1\%$: $33,6 \pm 5,3$ HU; $w = 1\%$: $181,2 \pm 5,2$ HU, $w = 5\%$: $733,7 \pm 11,6$ HU) erzielt werden. Die Proben wiesen in Abhängigkeit von der verwendeten Substanz und Herstellung z.T. eine hohe Homogenität auf.

Zusammenfassung

Die untersuchten Proben konnten einen HU-Bereich zwischen -44 bis 734 nachbilden und somit hinsichtlich der Röntgenschwächung auf typische HU-Werte menschlichen Gewebes angepasst werden. Aufgrund des mechanischen und taktilen Feedbacks sowie der Verarbeitung erscheint es vielversprechend für eine weitere Validierung bezüglich der Nutzung für Trainingsphantome.

Anhang 1



Abb. 6: CT (1) mit Proben (2)

Anhang 2

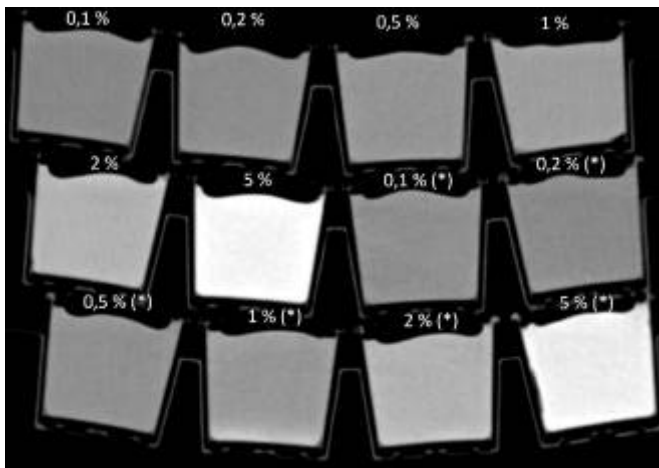


Abb. 5: Rekonstruktion von Proben (Iohexol $w=0,1-5\%$ (*): zweite Messreihe, WL 0HU, WW 800HU)

- [1] Zhao Z et al., Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers (2023); 237(1):3-17.
- [2] Shauna R. Stauffer, Nikolaos A. Peppas, *Polymer* 33 (1992): 3932-3936.
- [3] K J M Surry et al., *Phys. Med. Biol.* 49 (2004): 5529-5546.

PS02.07 Kontrastmittel-CT-Untersuchungen: Einfluss des Geschlechts beim Bolus-Tracking Verfahren

E. Bohrer¹, G. A. Krombach¹

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

Einleitung

Bei Kontrastmittel-CT-Untersuchungen konnte ein Einfluss des Geschlechts der Patienten auf die Kontrastmittelverteilung im Körper festgestellt werden [1]. Ein gängiges Verfahren bei Kontrastmitteluntersuchung ist das Bolus-Tracking, bei dem CT-Scans einer dünnen Schicht (Monitoring Scans) mit niedriger Dosis so lange wiederholt werden, bis das vorher definierte Gefäß ausreichend kontrastiert ist um dann den CT Scan auszulösen. Es sollte hier untersucht werden, ob auch beim Bolus-Tracking ein Einfluss des Geschlechts festgestellt werden kann, der auch Einfluss auf die Patientendosis hat.

Material & Methoden

Es wurden retrospektiv verschiedene CT-Untersuchungsprotokolle mit der Bolus-Tracking-Methode von zwei verschiedenen CT-Geräten (SOMATOM Definition AS und SOMATOM Force, Siemens Healthineers, Erlangen) ausgewertet. Dabei wurde das Geschlecht und die Anzahl der Monitoring Scans sowie der $CTDI_{vol}$ von jeweils 100 Untersuchungen pro Protokoll ermittelt. Die Kontrastmittelgabe wurde bei diesen Untersuchungen an das Körpergewicht des Patienten angepasst.

Ergebnisse

Weibliche Patienten benötigten statistisch gesehen weniger Monitoring Scans, als männliche Patienten (Abb.1). Dies wurde bei beiden CT Scannern festgestellt. Der Unterschied war hier signifikant ($p < 0,05$) mit $p = 0,0049$ (Definition AS) und $p = 0,0002$ (Force). Dies hatte auch eine geringere Strahlenbelastung durch Monitoring Scans bei weiblichen Patienten zur Folge.

Zusammenfassung

Bei Kontrastmitteluntersuchungen sollte das Untersuchungsprotokoll auch an das Geschlecht angepasst werden, um die Anzahl der Monitoring Scans und somit auch die Strahlenbelastung des Patienten zu minimieren. Dies kann z. B. über einen längeren Delay für den Start der Monitoring Scans bei männlichen Patienten erfolgen, oder durch Anpassung der Kontrastmittelgabe. Um einen Optimierungsbedarf beim Bolus-Tracking-Verfahren zu erkennen, können Dosismanagementsysteme ein hilfreiches Mittel sein.

Anhang 1

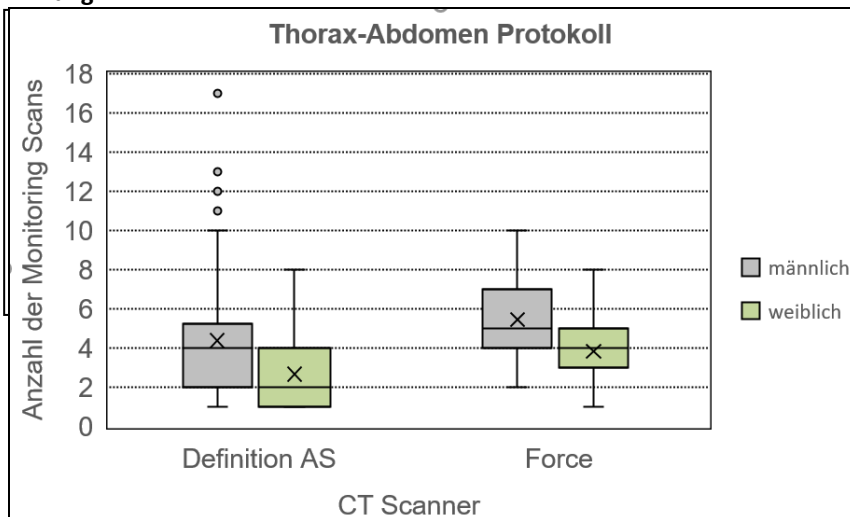


Abb.1: Box-Plot Diagramm der geschlechtsspezifischen Verteilung der Anzahl der Monitoring Scans bei einem Thorax-Abdomen-Protokoll an zwei verschiedenen CT Scannern.

Literatur

- [1] Bae KT. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches. Radiology. 2010 Jul;256(1):32-61. doi: 10.1148/radiol.10090908. PMID: 20574084.

PS02.08 Analysis of a fitting method for phase-stepping calculation of Talbot-interferometer-based spectral X-ray dark field images

X. Yan¹, C. Hoeschen¹

¹Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Institute for Medical Technology, Magdeburg, Deutschland

Introduction

Talbot interferometer-based X-ray dark-field imaging technology has been showing a promising prevision with its good ability for micro-structure detection. However, the success of interferometer-based techniques for applications relies critically on the strict spatio-spectral coherence sufficiency requirements [1, 2]. To match the feasibility in clinical and experimental tasks, 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 is applied. 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 clinical settings [2, 3]. In this work, we investigate the Talbot effect for a polychromatic incident plane wave, which was simulated using the angular spectrum method, to analyze the improvement possibilities to provide an approach for optimizing partial pixels in an experimental dark field setup with a metallic screw as imaging object.

Material & methods

The experimental investigation of the proposed imaging setup was implemented by imaging one micro-sized aluminum screws with 1 mm thread pitch as an object, which distributes small-angle scattering. The research objective 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-pixel 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 T. Weitkamp et al. [4] was performed and therefore, Fourier transforms coefficients, obtained from the curve-fitting methodology of each pixel in the readout region was 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 mathematically study the curve fitting-based image calculation approach applied to each pixel, particularly in those bad pixels with poor image quality in visibility contrast, the Talbot effect simulation with polychromatic wavelengths in Matlab platform, assumed superposition of Fresnel diffraction of monochromatic plane waves at different wavelengths. The weights of the photon energy distribution from the measured x-ray spectrum were accounted to simulate the interference pattern as close to the experimental condition as possible. The transversal intensity of the interference pattern at the third fractional Talbot distance fitted by the Fourier Series was studied.

With the aim for further investigation of the Fresnel diffraction with X-ray radiation conditions, a physical process-based model was simulated using Gate as software tool. The geometry conditions in Gate simulations, such as grating period, photon energy spectrum, were set to match the experimental parameters. The resulting interference patterns achieved by Gate simulations were then fitted by Fourier Series in Matlab.

Results

A significant blurring of the threaded structures of the irradiated screw phantom was 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.

Executive 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.

Literatur

- [1] Scherer, K.: Grating-based X-ray Phase-contrast Mammography, Springer, 2016 - ISBN: 978-3-319-39536-4
- [2] Egl, E.: Dose-compatible grating-based phase-contrast mammography on mastectomy specimens using a compact synchrotron source, Scientific Reports (2018) Vol.: 8, P.: 1-10
- [3] Heck, L.: Dose and spatial resolution analysis of grating-based phase-contrast mammography using an inverse Compton x-ray source, Proc. SPIE 11113, Developments in X-Ray Tomography XII, 111130M (10 September 2019)
- [4] Weitkamp, T.: X-ray phase imaging with a grating interferometer, Optics Express, Vol.: 13, Issue 16, (2005), P.: 6296-6304

PS03.01 Thermometrische Untersuchungen zur lasergestützten Prostata Therapie – Verbesserte Dosimetrie und biologisches Gedächtnis

J. Beuthan¹

¹Freie Univ. Berlin/ Charite Berlin, Berlin, Deutschland

Einleitung

Die Laser-Induzierte-Thermo-Therapie (LITT) der Prostata ist eine international genutzte Methode der Wahl, deren näherungsweise Dosimetrie (LITKIT-Software, LMZ Berlin u.a.) durch Nutzung des Arrhenius-Formalismus ein zu geringes Schädigungs-Volumen anzeigt. Zur Therapie wird eine Glasfaser mit Diffuser-Tip "vor Ort" gebracht und über Laserlicht-Einleitung (800-1100nm) das dosimetrisch berechnete Gewebevolumen bestrahlt und erwärmt. **Abb.1a** zeigt die Situation und die Differenz zur realen, mit der neuen Methode zu berechnenden, "Schädigungs-Zone". Die vorgestellte Methode orientiert sich an der Phasentransition der Mitochondrien-Membran. **Abb.1b** zeigt den Punkt größter Wärmekapazität – die begrenzende "T-Landmark" für die korrigierte Dosimetrie-Ermittlung (bei realer Schädigungszone). Mitunter ist eine LITT-Nachbehandlung nötig (ca.20% aller Prostatabehandlungen). Bisher kaum beachtet: hyperthermisch geschädigte (aber noch vitale) Membranen haben ein "Gedächtnis". Nachfolgend werden Fluoreszenz-Messungen (deren Meßwerte äquivalent der NADH-Konzentrationen sind) vorgestellt und auswertend eine adäquate systemtheoretische Lösung zum Gedächtnisverhalten präsentiert.

Material und Methode

Es wurde an folgenden Proben mitochondrialer Membranen gemessen:

(I) PNT2 gesunde Prostata, (II) LNCAP -hyperplastische Prostata, (III) Prostata-Karzinom.

Zur temperaturabhängigen Vitalitätskennzeichnung der Membranen diente das fluoreszierende (590nm) "alamarBlue/Resazurin". Die Zunahme hyperthermisch-geschmolzener Membranen zeigt **Abb.2.**: die erste Ableitung (Differentiation) der gemessenen Fluoreszenz-Funktion zeigt die Maximaltemperatur (Tm) der Therapie.

Zur Feststellung des "Vitalitätsgedächtnis" bei intermittierender Hyperthermie wurden (methodisch beispielgebend) NADH-Fluoreszenzen an 3T3-Zellmembranen gemessen. Die Auswertung erfolgte mit Methoden der Systemtheorie. Zur Nutzung in der Membranen-Physik (1.Problemstellung), gelangten folgende kalorimetrische Gleichungen:

$C_p = \left(\frac{dH}{dT}\right)_p, \text{ were } \Delta H \propto \Delta V$	(1)
die van't Hoff Gleichung	
$\frac{\partial \ln(\kappa)}{\partial(1/T)} = \frac{\Delta H_{vh}}{R}$	(2)
und mit der flächenäquivalenten Enthalpy – zur Ermittlung des "Flipp-Points" (Tm)	
$\kappa(T) = \kappa(T_m) \exp \left[\frac{\Delta H_{vh}}{R} \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_m} \right) \right]$	(3)
$\Delta C_p = \Delta H_{cal} \left(\frac{d\alpha}{dT} \right), \quad \left\{ \begin{array}{l} \alpha = 0 \text{ for the gel phase} \\ \alpha = 1 \text{ for the liquid phase} \end{array} \right.$	
$\Delta H_{cal} = \int_{T_{start}}^{T_{end}} \Delta C_p dT$	(4)

Ergebnisse

Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 3 und 4 zusammengefasst. **Abb3:** die Maxima der Kurven markieren als sogen. "Flipp-Points" die dosimetrisch **exakte T-Grenze der LITT-Prostata-Therapie!**

Die **Abb.4** zeigt als Ergebnis des methodischen Experiments mit 3T3-Fibroblasten das gedächtnisabhängige Vitalverhalten bei intermittierender Hyperthermie. Funktionell ist das mit einem LTI-System 2. Grades mit **Gedächtnisterm in guter Näherung** beschreibbar.

Zusammenfassung:

Die vorgestellten Ergebnisse und die neue Methode der Bio-Thermometrie führen zur optimalen LITT-Dosimetrie. Das "Bio-Gedächtnis" der Zell-Membran ist ein wichtiger Faktor der LITT-Dosimetrie .

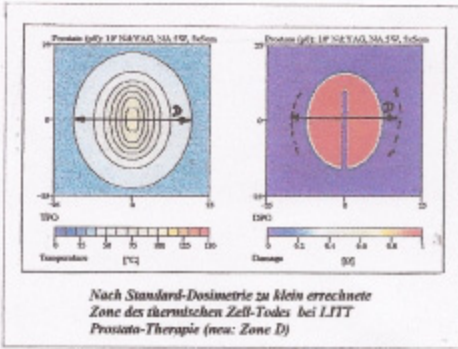


Abb.1a

Dosis-Standard-Berechnung der LITT bei Prostata-Thermo-Therapie -Differenz zum realen Wirk-Volumen

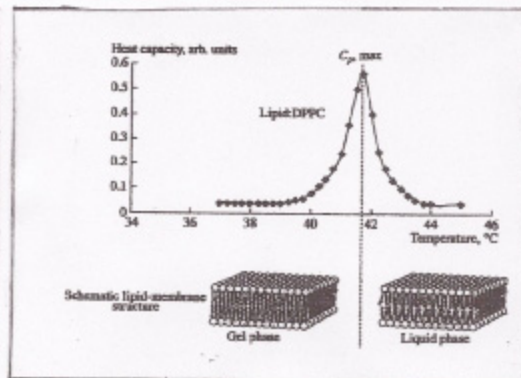


Abb.1b

Zwei Hauptphasen der Thermo-Reaktion von biologischen Zell-Membran-Strukturen

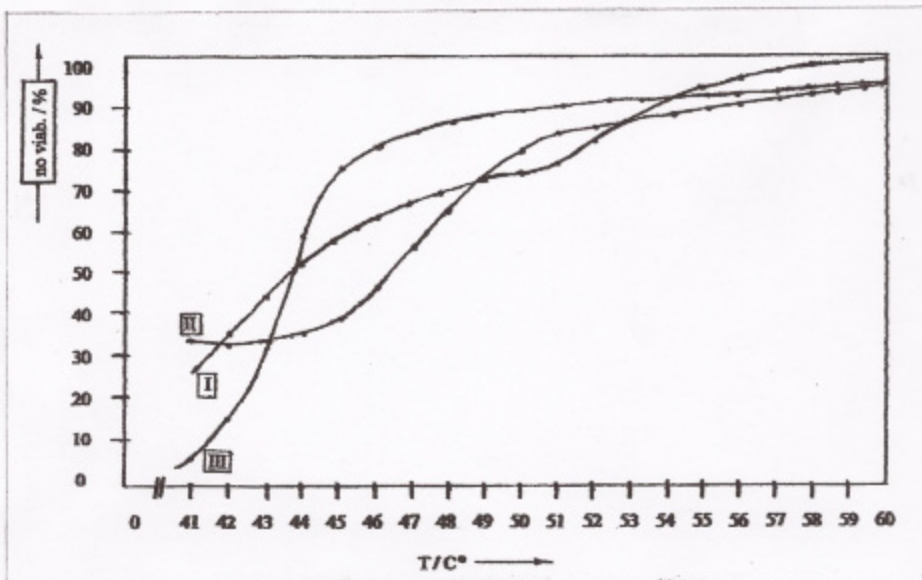


Abb.2

Graphische Darstellung der Zunahme toter Zell-Membranen-Areale bei steigender Thermo -Belastung (invers der Abnahme vital fluoreszierender Membranen)

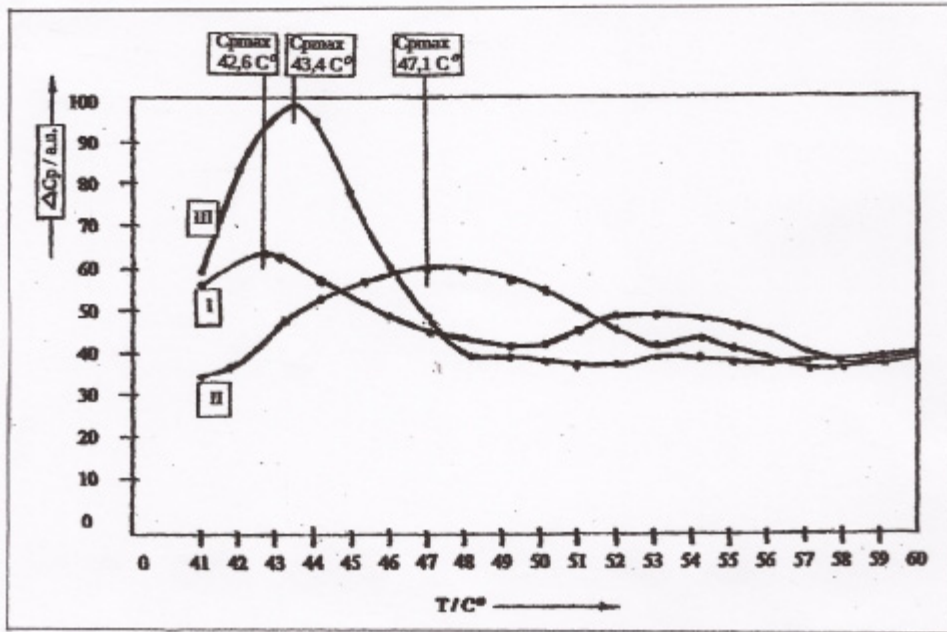


Abb.3

Die Maxima der Kurven markieren als sogn. "Flip-Points" das Maximum der Zell- Membran – Phasentransition. Maximum der Wärmekapazität „C“ = Membranen-Schmelzpunkt

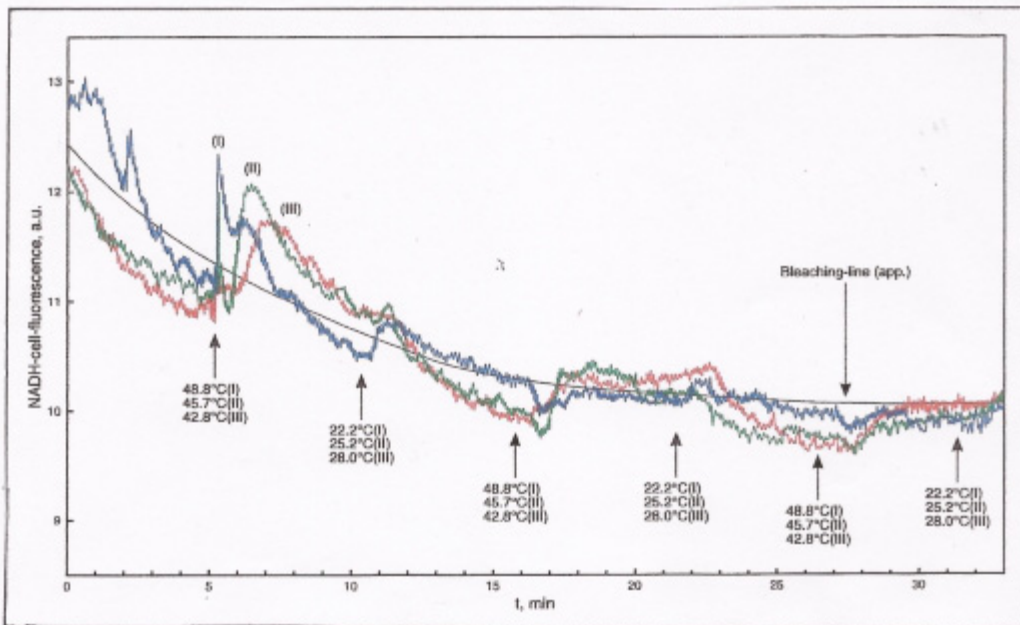


Abb.4

Methodisches Experiment zur zyklischen Erwärmung und „Abkühlung“ von 3T3-Fibroblastzellen- Membranen und Feststellung der Reaktion ihres Vitalparameters NADH - Konzentration (Zellatmung) an 3 Proben (I,II,III) bei differenten „Wärme-Sprüngen“

RADformation

Intelligente Automatisierung in der Radioonkologie

Automatisierung von Anfang bis Ende

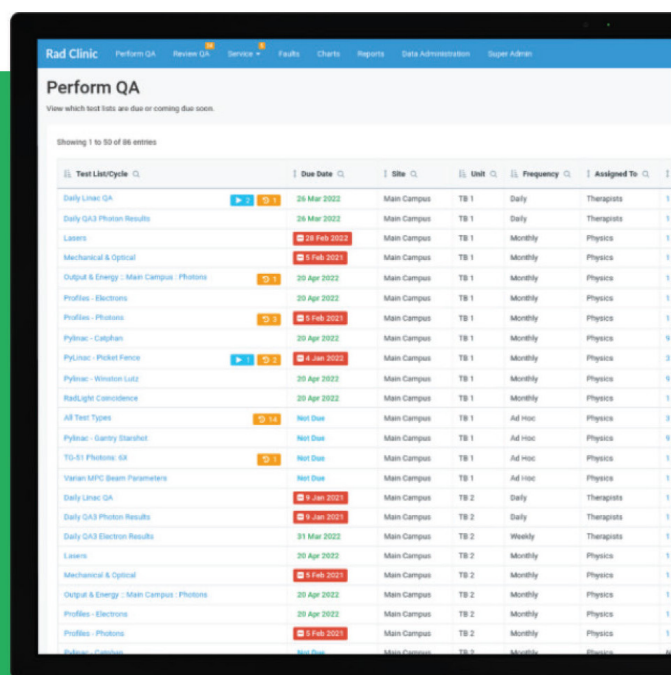
Von der Planung und Dokumentation bis zur Qualitätssicherung und darüber hinaus erleichtert Radformation den Ressourceneinsatz und erhöht die Präzision in allen Phasen des Behandlungsplanungs-Workflows. Unsere automatischen Überprüfungs- und Planungstools sind benutzerfreundlich, klinisch relevant und nahtlos in Eclipse® und andere TPS integrierbar.

RadMachine

Automatisierte Maschinen- Qualitätssicherung

- ✓ Unterstützt praktisch alle Geräte und Anbieter.
- ✓ Analysiert routinemäßige Bilddatensätze.
- ✓ Verfolgen Sie Maschinenfehler, Wartungen, Reparaturen und mehr.

Besuchen Sie uns am Stand 32



Test List/Cycle	Due Date	Site	Unit	Frequency	Assigned To
Daily Linac QA	26 Mar 2022	Main Campus	TB 1	Daily	Therapists
Daily QA3 Photon Results	26 Mar 2022	Main Campus	TB 1	Daily	Therapists
Lasers	29 Feb 2022	Main Campus	TB 1	Monthly	Physics
Mechanical & Optical	5 Feb 2021	Main Campus	TB 1	Monthly	Physics
Output & Energy - Main Campus - Photons	20 Apr 2022	Main Campus	TB 1	Monthly	Physics
Profiles - Electrons	20 Apr 2022	Main Campus	TB 1	Monthly	Physics
Profiles - Photons	5 Feb 2021	Main Campus	TB 1	Monthly	Physics
Pylinac - Caplan	20 Apr 2022	Main Campus	TB 1	Monthly	Physics
Pylinac - Pocket Fence	4 Jan 2021	Main Campus	TB 1	Monthly	Physics
Pylinac - Winston Lutz	20 Apr 2022	Main Campus	TB 1	Monthly	Physics
RadLight Consistency	20 Apr 2022	Main Campus	TB 1	Monthly	Physics
All Test Types	Not Due	Main Campus	TB 1	Ad hoc	Physics
Pylinac - Gantry Starshot	Not Due	Main Campus	TB 1	Ad hoc	Physics
TD-S1 Photonics QA	Not Due	Main Campus	TB 1	Ad hoc	Physics
Varian MPC Beam Parameters	Not Due	Main Campus	TB 1	Ad hoc	Physics
Daily Linac QA	9 Jan 2021	Main Campus	TB 2	Daily	Therapists
Daily QA3 Photon Results	9 Jan 2021	Main Campus	TB 2	Daily	Therapists
Daily QA3 Electron Results	31 Mar 2022	Main Campus	TB 2	Weekly	Therapists
Lasers	20 Apr 2022	Main Campus	TB 2	Monthly	Physics
Mechanical & Optical	5 Feb 2021	Main Campus	TB 2	Monthly	Physics
Output & Energy - Main Campus - Photons	20 Apr 2022	Main Campus	TB 2	Monthly	Physics
Profiles - Electrons	20 Apr 2022	Main Campus	TB 2	Monthly	Physics
Profiles - Photons	5 Feb 2021	Main Campus	TB 2	Monthly	Physics

PS03.02 3D-Druck eines anthropomorphen Kopfphantoms mit acht CT-Wert-Bereichen unter Verwendung zweier Filamente und variabler Fülldichte

F. Kugel¹, F. Schoroth¹

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

Einleitung

Phantome, die für die Qualitätssicherung röntgenbasierter Bildgebungssysteme verwendet werden, bestehen meist aus einfachen geometrischen Formen mit unterschiedlicher Strahlungsdichte. Für die medizinisch-physikalische Forschung, z.B. zur Dosimetrie oder Bildrekonstruktion, werden hingegen Phantome benötigt, die eine komplexe menschliche Anatomie in ihrer Strahlungsdichte räumlich exakt abbilden.¹

Additive Fertigung (3D-Druck) ist eine kosteneffiziente Möglichkeit solche Phantome individuell anzufertigen und an spezifische Anforderungen für Forschungsprojekte anzupassen. Die Herausforderung besteht hierbei darin die große Heterogenität der CT-Werte mit wenigen Materialien geometrisch exakt zu reproduzieren. Bisher wurden 3D-gedruckte Gussformen mit verschiedenen Materialien gefüllt oder Filamente mit unterschiedlicher radiologischer Dichte verwendet oder die Fülldichte beim Druck variiert.²⁻⁵

Im vorliegenden Projekt wird ein anthropomorphes Kopfphantom mit zwei kommerziell erhältlichen Filamenten in variierender Fülldichte gedruckt und geometrisch bzw. radiologisch mit der CT-Vorlage verglichen.

Methoden

Eine kraniale Computertomographie wurde als Vorlage verwendet und mit der Open-Source-Software 3D Slicer in acht CT-Wert-Bereiche segmentiert. Diese entsprechen unterschiedlichen Füllgraden der Filamente Ultrafuse PLA (BASF) und StoneFil™ Concrete (Formfutura) (s. Tab. 1). Die resultierenden Strukturen wurden bereinigt, die Anzahl der Polygone mit MeshLab (ISTI) auf ca. 7 Mio. reduziert und die.stl-Datei mit Ultimaker Cura (Ultimaker) in G-Code umgewandelt. Das Phantom wurde mit einem A2v4 3D-Drucker (3ntr) schichtweise gedruckt.

Die geometrische Kongruenz des Phantoms mit den CT-Daten wird anhand der Oberflächenüberlappung der HU-Bereiche ausgewertet. Die Übereinstimmung der Strahlungsdichte wird anhand verschiedener mathematischer Methoden evaluiert.

Ziel

Das Ziel der Untersuchung ist der Konzeptnachweis und die Etablierung der verwendeten Methode. Additive Fertigung ist ein kostengünstiges Verfahren, das die Möglichkeit bietet, radiologische Phantome individuell anzufertigen und einer breiten Öffentlichkeit zugänglich zu machen. Die Kombination eines handelsüblichen PLA-Filaments mit einem PLA-Steinmehl-Filament bei gleichzeitiger Variation der Fülldichte hat das Potential sowohl die Heterogenität von knöchernen Strukturen als auch von Weichteilen räumlich und radiologisch bestmöglich darzustellen. Das Verfahren vereint somit die Vorteile bisher bekannter Verfahren und kann die Qualität gedruckter Phantome weiter verbessern.

Tabelle 1

Filament	Fülldichte [%]	CT-Werte [HU]	
		von	bis
PLA	0	-1000	-400
	70	-400	120
	80	-120	0
	90	0	110
	100	110	240
StoneFil™	83	240	410
	90	410	960
	100	960+	

Literatur

- [1] Tino et al., *Technol. Cancer Res. Treat.* **2019**, 18:1-14
- [2] Niebuhr et al., *Phys. Med. Biol.* **2019**, 64:04NT05
- [3] Hamedani et al. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **2018**, 19:317-328
- [4] Kairn et al., *Phys. Eng. Sci. Med.* **2020**, 43:701-710
- [5] Hatamikia et al. *Z. fur Med. Phys.* **2022**, 32:438-452

PS03.03 Monte Carlo simulation for evaluating dose delivery in ultra-high dose rate radiation therapy: A study at the PITZ facility

Z. Amirkhanyan^{1,2}, X. Li¹, F. Riemer¹, A. Grebinyk¹, M. Groß¹, M. Krasilnikov¹, A. Oppelt¹, G. Adhikari¹, N. Aftab¹, P. Boompornprasert¹, A. Hoffmann¹, G. Georgiev¹, C. Richard¹, S. Philipp¹, G. Vashchenko¹, F. Stephan¹

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron (DESY), Zeuthen, Deutschland

²on leave from CANDLE Synchrotron Research Institute, Jerewan, Armenien

Introduction

In recent years, ultra-high dose rate (UHDR, ≥ 40 Gy/s) radiation therapy has received attention due to the ability of the FLASH effect to isoefficiently treat tumour while reducing the damage to the surrounding healthy tissue. The Photo Injector Test facility (PITZ) at DESY in Zeuthen is an R&D platform for exploring the potential applications of the UHDR for radiation therapy. The electron beam of the PITZ facility has a momentum of up to 22 MeV/c, which enables the generation of bunches with charges from 0.1 pC to 5 nC and durations from 0.1 to 60 ps. Additionally, the bunch trains are up to 1 ms in length (micro bunch repetition rate up to 4.5 MHz) and repeat at 10 Hz, making the facility an excellent tool for studying dosimetry and performing experiments on the irradiation of chemical, biochemical, and biological samples. In this study, we used Monte Carlo simulations to optimize dose delivery for enhanced radiation therapy at the PITZ facility.

Material & Method

Monte Carlo simulations were performed using the FLUKA code to estimate the dose delivery of electrons with a single bunch at the PITZ facility. To improve the accuracy of simulations results the measured beam profile from a YAG screen in front of the exit window is used as the initial beam profile. Additionally, all relevant geometrical setups, including the exit window, lead brick, and shape of the Eppendorf tube, were considered. The dose profiles were measured using Gafchromic film and compared with Monte Carlo simulations to optimize experimental setups and the irradiation of biological samples.

Results

Our results showed that Monte Carlo simulations were an effective tool for optimizing dose delivery at the PITZ facility. By considering all relevant geometrical setups, we were able to improve the accuracy of dose delivery and reduce potential harmful effects on biological samples. The experiments conducted at PITZ in 2023 demonstrated the potential of this facility to provide flexible dose options for UHDR radiation therapy and radiation biology studies.

Summary

In this study, we used Monte Carlo simulations to optimize dose delivery for enhanced UHDR radiation therapy at the PITZ facility. Our results showed that Monte Carlo simulations based on the FLUKA code were an effective tool for improving the accuracy of dose delivery and reducing potential harmful effects on biological samples. The experiments conducted at PITZ in 2023 demonstrated the potential of this facility to provide flexible dose options for UHDR radiation therapy and radiation biology studies.

PS03.04 Entwicklung eines Maus-Applikators zur Adaption von Mikrowellen Hyperthermie für Präklinische Untersuchungen

B. Kahlert^{1,2}, C. Bert¹, M. Rückert^{1,2}, B. Hensel³, R. Fietkau¹, M. Wadepohl⁴, U. S. Gaipl^{1,2}, B. Frey^{1,2}

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

²Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Translationale Radiobiologie, Erlangen, Deutschland

³Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Max Schaldach-Stiftungsprofessur für Biomedizinische Technik, Institut für Physik der Kondensierten Materie, Erlangen, Deutschland

⁴Dr. Sennewald Medizintechnik GmbH, München, Deutschland

Einleitung

Hyperthermiebehandlungen im prä-klinischen Setting beruhen bisher meist auf Erwärmungen in Wasserbädern oder Ganzkörperbehandlungen von Mäusen. Solche Hyperthermiebehandlungen entsprechen nicht der klinischen Situation und schließen zudem die Beobachtung von abkopialen Effekten, sowie von der Heizmethode abhängige Effekte aus. So sind etwa bei Mikrowellen-Strahlung im Vergleich zum konduktiven Wärmetransfer Unterschiede vorhanden. Erfolgreiche Untersuchungen des Effektes der Mikrowellen-bedingten Hyperthermie in präklinischen Modellen benötigen sorgfältige Kontrolle über die deponierte Energie sowie Wissen über die Temperaturänderung im Tumor. Für die zukünftige präklinische Forschung ist daher die Adaption des klinisch meistbenutzten Mikrowellensystems, sowie deren Simulation für die Anwendung an Mäusen von großem Interesse.

Material & Methoden

Es wurde ein 3D gedruckter Applikator für die Adaption des BSD-500 Hyperthermiesystems (Dr. Sennewald Medizintechnik GmbH) zu Mäusen entworfen und getestet. Die klinisch benutzten Bowman Temperatursensoren, welche in Präsenz von EM-Feldern benutzt werden können, wurden unabhängig mittels eines Linduino Mikrocontrollers ausgelesen und in Muskelgewebe imitierendem Phantom-Material zur Messung von Temperaturkurven genutzt. Mithilfe dieser Sensoren, sowie Infrarot- Aufnahmen des Phantoms, konnten mit der Software Sim4life erstellte Simulationen der Behandlung überprüft werden.

Ergebnisse

Die elektromagnetische und darauffolgende thermische Simulation konnte qualitativ das Hitzeprofil vorhersagen, die absoluten Temperaturwerte weichen allerdings deutlich von den Messwerten ab. Mögliche Gründe für die Abweichung sind u.a. Energieverluste durch Hitzeentwicklung in der Antenne sowie deren Wärmeleitung an die Umgebung. Es war trotzdem möglich das Design des Mausapplikators zu verbessern, so dass ein kleineres und konsistenteres Hitzeprofil erreicht wurde. Der Applikator beschränkt mögliche Bewegung der Antenne und fixiert diese weiter durch ein mit Phantom-Material gefülltem Becken. Das Phantom-Material sorgt gleichzeitig für homogene Koppelung entlang der Antenne und verhindert direkten Kontakt zur Maus.

Zusammenfassung

Es wurde für das klinisch häufig eingesetzte BSD-500 Hyperthermiesystem ein präklinisches System entwickelt, mitwelchem Hyperthermie im Mausmodell durchgeführt werden kann. Unser neu entwickelter Applikator vereinfacht die Positionierung der Antenne und sorgt für ein konsistenteres Hitzeprofil, bei reproduzierbarer Positionierung der Tiere. Gleichzeitig ist es möglich die Temperatur direkt über Bowmansensoren zu messen und elektronisch zu dokumentieren. Lediglich die Simulation der Behandlung ließ sich nur für qualitative Aussagen gebrauchen und ist im derzeitigen Zustand nicht für quantitative Aussagen geeignet.

Die Arbeiten werden durch die Bayerische Forschungsstiftung unterstützt (MikroHyperTumImmun; AZ-1495-20).

Anhang 1

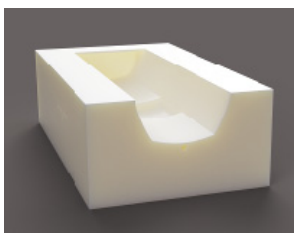


Abb.1: 3D Rendering des Applikator-Modells

PS03.05 Ein iterativer Ansatz für die Fehlzustandsart- und -auswirkungsanalyse (FMEA) mittels Feedback-Systemen

D. Kornek^{1,2}, D. Menichelli³, J. Leske³, R. Fietkau^{1,2}, C. Bert^{1,2}

¹Strahlenklinik Erlangen, Medizinische Strahlenphysik, Erlangen, Deutschland

²Comprehensive Cancer Center Erlangen-EMN (CCC ER-EMN), Erlangen, Deutschland

³IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Deutschland

Einleitung

Die Fehlzustandsart- und -auswirkungsanalyse (FMEA) ist eine wertvolle Methode, um hypothetische Ereignisse zu untersuchen und die Patientensicherheit proaktiv zu verbessern. Aufgrund mangelnder Informationen kann eine in der Anfangsphase durchgeführte FMEA jedoch möglicherweise nicht alle relevanten Fehlerarten (FA) identifizieren, und deren Priorisierung könnte unzutreffend sein. Korrektive Maßnahmen basieren auf subjektiven Annahmen, da absichernde Daten noch nicht existieren. Gewöhnlicherweise werden die Annahmen iterativ validiert (z.B. jährlich) in Anbetracht wachsenden Wissens und neuer Daten. Um zeitnahe Verbesserungen zu ermöglichen (z.B. täglich), wurde ein System für die kontinuierliche Sammlung von Feedbackdaten für die FMEA entwickelt.

Material & Methoden

Zum Zeitpunkt dieser Arbeit waren bereits 33 FA der perkutanen Strahlentherapie identifiziert und bewertet. Eine Webanwendung wurde erstellt, um diese FA Bildgebungs-, Planungs- und Bestrahlungs-Personal auf dedizierten Nutzerschnittstellen anzuzeigen. Das Personal wurde gebeten, das Auftreten gelisteter FA oder neuer Ereignisse, falls diese nicht gelistet waren, über das System zu melden. Das gemeldete Feedback wurde durch einen Medizinphysik-Experten triagiert und dann durch ein interprofessionelles Team analysiert, um bestehende Annahmen zu verifizieren oder neue FA zu identifizieren.

Ergebnisse

Es sind 123 Meldung während einer fünfmonatigen Validierungsperiode eingegangen. 26 Meldungen (21,1%) wurden aufgrund vernachlässigbarer Effekte (z.B. Systemabstürze) durch die Triage entfernt. 43 Meldungen (35,0%) bestätigten 12 potenzielle FA. Zu den 21 verbleibenden FA gingen keine Meldungen ein. Die Meldungen enthielten wertvolle Informationen zu möglichen Prozessverbesserungen. Die Analyse der 54 verbleibenden Meldungen (43,9%) resultierte in der Identifikation 17 weiterer, bisher unerkannter, FA.

Zusammenfassung

Anhand eines Feedback-Systems, das eine kontinuierliche Sammlung von FMEA-Feedbackdaten ermöglicht, indem das gesamte Personal involviert wird, konnten Unsicherheiten in der FMEA reduziert werden. Weiterhin konnten durch regelmäßige Aktualisierungen Aufwände für regelmäßige FMEA-Teambesprechungen reduziert und Prozessabläufe verbessert werden.

The screenshot shows the FMEA software interface for 'EBRT, incident reporting test'. On the left, a process flowchart lists steps: 1. Patient assessment, 2. Imaging for RT planning, 3. Treatment planning, 4. Pretreatment review and verification, and 5. Treatment. The main table displays failure modes with columns for Status, Step name / Failure mode, Severity (S), Occurr. (O), Detect. (D), and RPN (S-O-D). The feedback panel on the right, titled 'Feedback from step: Treatment planning', lists known failures such as 'Incorrect transfer of prescription' and 'Mix-up of imaging studies (e.g. previous CT scan used)'. It also includes buttons for 'Create a new issue', 'Text message', and 'Voice message'.

Status	Step name / Failure mode	Severity (S)	Occurr. (O)	Detect. (D)	RPN (S-O-D)
Yellow	3. Treatment planning Incorrect transfer of prescription	9.00	8.00	1.16	83.52
Yellow	3. Treatment planning Mix-up of imaging studies (e.g. previous CT scan used)	9.00	4.00	5.00	180.00
Yellow	3. Treatment planning Neglect of pacemaker	10.00	6.00	1.00	60.00
Yellow	3. Treatment planning Optimization failed	1.00	8.00	10.00	80.00
Yellow	3. Treatment planning Organ-at-risk not delineated	10.00	2.00	1.05	21.00
Yellow	3. Treatment planning Poor coverage of target delineation(s)	9.00	7.00	1.61	101.43
Green	3. Treatment planning Poor registration/fusion of imaging data sets	6.00	1.00	3.00	18.00
Green	3. Treatment planning Suboptimal plan produced	8.00	8.00	1.21	77.44
Green	3. Treatment planning Wrong dose summation	8.00	2.67	1.00	21.36

Abbildung 7: FMEA-Oberfläche (links) und Feedback-Oberfläche. FA der FMEA werden auf der Feedback-Oberfläche angezeigt. Das Personal wurde gebeten, identifizierte FA oder Ereignisse, für die keine entsprechende Auswahl vorhanden war, über die Oberfläche zu melden.

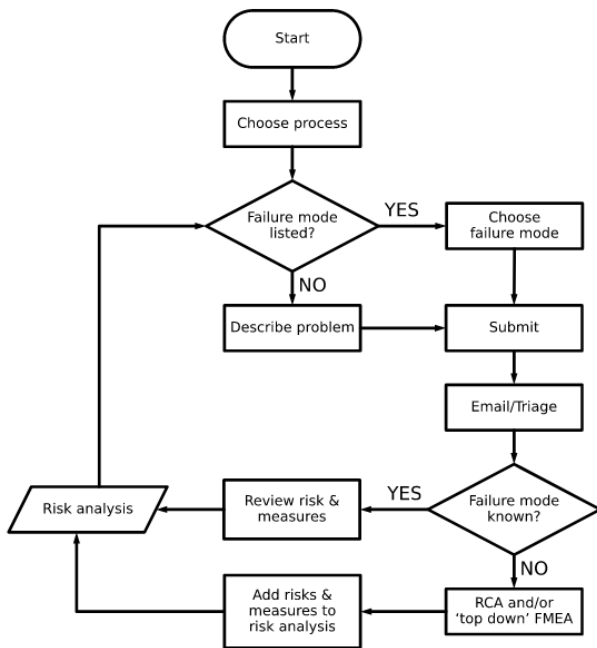


Abbildung 8: Flussdiagramm des Feedback-Systems. RCA: Root cause analysis (Grundursachenanalyse).

PS03.06 Evaluation of a radiosensitivity assay in the pediatric prospective cohort ARPEGE

S. Pereira^{1,2}, G. Vogin^{3,4,5,6}, E. Cerimèle³, M. Duclos^{1,7}, V. Scherrer³, I. Behm-Ansmant⁴, L. Hettal^{3,5}, J. Salleron³, A. François³, L. Bezdetnaya^{3,5,6}, D. Peiffert⁸, P. Chastagner⁹, V. Bernier-Chastagner^{3,9}

¹NEOLYS DIAGNOSTICS, Entzheim, Frankreich

²INSERM UMR1296, Lyon, Frankreich

³ICL, Vandœuvre-lès-Nancy, Frankreich

⁴IMOPA, Vandœuvre-lès-Nancy, Frankreich

⁵UMR 7365 CNRS-UL, Vandœuvre-lès-Nancy, Frankreich

⁶4 Université de Lorraine, CNRS, CRAN, Nancy, Frankreich

⁷UMR1296, Lyon, Frankreich

⁸ICL, Vandœuvre-lès-Nancy, Frankreich

⁹8Service d'oncologie pédiatrique CHRU, Nancy, Frankreich

Purpose

In France, approximately 900 children/adolescents are treated with radiotherapy (RT) every year. However, among the 80% of survivors, the cumulative incidence of long-term morbidity reaches 73.4% thirty years after the cancer diagnosis. Identifying a priori the subjects at risk for RT sequelae is a major challenge of pediatric oncology. Individual radiosensitivity (IRS) of children/adolescents is unknown at this time. The cellular response to radiation depends on recognizing and repairing radiation-induced DNA double-strand breaks (DSB). Unrepaired DSB and a delay in the intra-nuclear activation of the pATM protein are common features in patients with RT toxicity. From these conclusions, we proposed and retrospectively validated a functional IRS immunofluorescence assay based on Radio-Induced ATM Nucleoshuttling (RIANS) (Granzotto et al., 2016). The purpose of this study was to define prospectively the predictive impact of RIANS assay in children.

Materials and Methods

Patients of the ARPEGE prospective open-label, non-randomized multicentre clinical trial, were included in the study and prospectively evaluated for early toxicities. For each patient, skin samples were collected prior to RT to raise a primary dermal fibroblast line and carry out in blind the RIANS assay. Different endpoints were measured: residual double-strand breaks at 24 h (γ H2AX marker), pATM foci at 10 min and 1 h (pATM marker), and micronuclei at 24 h, respectively after ex vivo radiation (2 Gy). In parallel, early toxicity was reported according to NCI-CTCAE v4.0 three months after the completion of RT. Patients with grade <2 or \geq 2 toxicity were considered radioresistant (RR) and radiosensitive (RS), respectively. We correlated the parameters of the RIANS assay according to toxicity with logistic regression.

Results

Among the 29 analyzable patients, 37 % exhibit brain cancers, 10% Hodgkin lymphomas, 10% neuroblastoma, 10% Ewing cancer, and 13% malignant mesenchymal cancer. The mean delivered dose was 32.5 Gy (range 1,5 - 60 Gy) with fractionation between 1.5 to 2 Gy. 16/29 (56%) patients were clinically considered as RS. The two groups had no significant difference in the total dose delivered. A univariable analysis by a logistic regression allows us to identify predictive radiobiological (Micronuclei at 24h and pATM foci at 10 min post-irradiation) and some clinical factors such as the phototype, the fraction dose, and the irradiated volume ($p < 0,2$). When combined into a multivariable analysis with the radiobiological factors, the following performances were obtained: AUC= 0,75, sensitivity = 0,82, and specificity = 0,7. With all elements (clinical + radiobiological), an AUC = 0,91 was obtained.

Conclusions

ARPEGE is the first study to document the distribution of IRS in such a population. Screening hypersensitive patients would be a major step forward in the management of cancers, opening the way to personalized pediatric oncology.

Keywords: Pediatric oncology, Radiotherapy, Radiosensitivity, Toxicity, Biomarker, Predictive assay

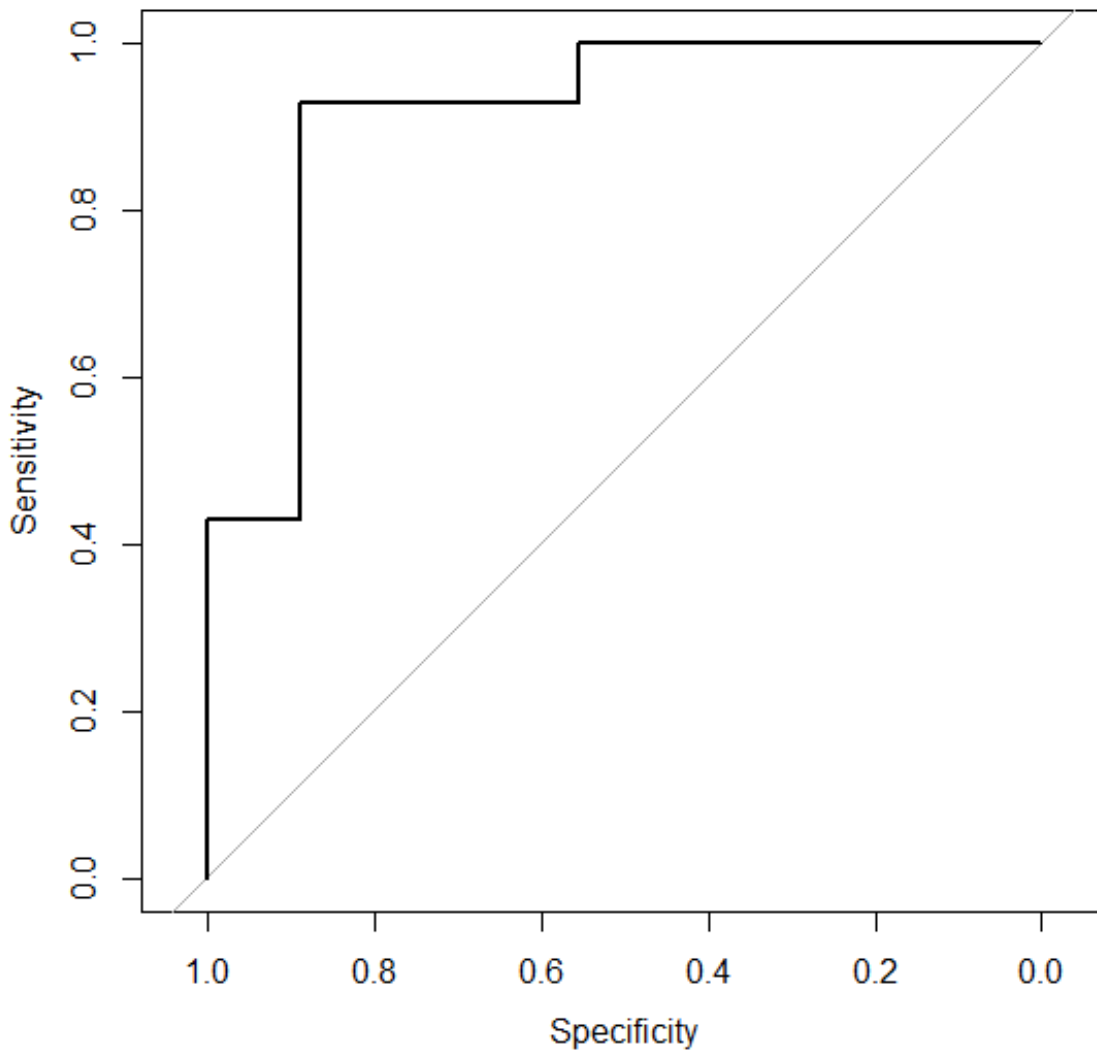


Figure 1: ROC curve of the multivariable analysis with all factors. Figure 1

PS03.07 Abschätzung des zusätzlichen Risikos für ein Sekundärkarzinom durch die Verwendung eines CTV-PTV-Sicherheitsraums bei der Mammaria Interna Strahlentherapie

M. Düsberg¹, K. J. Borm¹, S. E. Combs^{1,2,3}, J. J. Wilkens¹

¹Klinikum rechts der Isar, der Technischen Universität München, Klinik und Poliklinik für RadioOnkologie und Strahlentherapie, München, Deutschland

²Helmholtz Zentrum, Institute for Radiation Medicine (IRM), München, Deutschland

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

Einleitung

Die Bestrahlung der Mammaria Interna Lymphknoten (IMNI) ist in vielen Fällen Bestandteil der adjuvanten Strahlentherapie des Mammakarzinoms. Aufgrund der engen Lagebeziehung der Mammaria Interna (MI) zu den Risikoorganen ist in diesem Bereich der Einsatz eines CTV-PTV-Sicherheitsraums Richtung Lunge und Herz umstritten. Eine Vorarbeit konnte zeigen, dass die Reduktion des Sicherheitsraums signifikant die Dosisabdeckung in der MI-Region verschlechtert. Um eine bessere Risiko-Nutzen Abwägung zu ermöglichen, soll im aktuellen Projekt eruiert werden, welchen Einfluss der Sicherheitsraum auf das Zweitmalignom Risiko hat.

Material & Methoden

Die Risikoabschätzung basiert auf den Konzepten des „excess absolute risk“ (EAR) und der „risk equivalent dose“ (RED), welche anhand des von Schneider et al. [1] entwickelten Modells voxelbasiert und organspezifisch über die „organ equivalent dose“ (OED) berechnet werden.

Das untersuchte Kollektiv umfasst 4 Patientinnen bei denen eine Bestrahlung (50,4 Gy in 1,8 Gy Fraktionen) der Brust und der Lymphabflusswege inklusive IMNI durchgeführt wurde. Strahlentherapeuten definierten zwei verschiedene Zielvolumina, eines unter Verwendung eines 5mm CTV-PTV-Sicherheitsraums (MS) und eines mit reduziertem Sicherheitsraum (OS), welches überlappende Lungen- und Herzvolumina exkludiert. Für beide Arten PTV wurde je ein VMAT-Bestrahlungsplan in *Varian Eclipse* erstellt und aus den resultierenden Dosisverteilungen in einem *MATLAB*-Script unter Einsatz des Image-Processing-Frameworks *plastimatch* das EAR in $1/10^4$ Patientenjahren (PY) für den Fall eines Patientenalters von 50 Jahren zum Zeitpunkt der Strahlentherapie und einem erreichten Alter von 80 Jahren berechnet.

Ergebnisse

Für das untersuchte Kollektiv ergab sich durch die Verwendung eines vollständigen CTV-PTV-Sicherheitsraums eine durchschnittliche Erhöhung ΔEAR_{Lunge} von $0,82 \cdot 1/10^4$ PY für die Lunge und ein ΔEAR_{Brust} von $0,42 \cdot 1/10^4$ PY für die kontralaterale Mamma. Das ΔEAR für die übrigen untersuchten OARs Ösophagus, Leber und Rückenmark belief sich auf $0,10 \cdot 1/10^4$ PY oder kleiner. Eine genauere Aufstellung der berechneten EAR- und OAR-Werte bietet Tabelle 1.

Zusammenfassung

Das zusätzliche Risiko eines Zweitkarzinoms in den OARs ist nach unserer Risikomodellierung für 4 Patienten als gering anzusehen. Der implementierte Workflow eignet sich auch zur Evaluation anderer Fragestellungen.

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

	Pat1		Pat 2		Pat 3		Pat 4		Δ_{mean}
	MS	OS	MS	OS	MS	OS	MS	OS	
OED Lunge [Gy]	4,97	4,85	6,24	6,26	5,21	5,17	5,45	5,38	0,06
EAR Lunge [10^4PY^{-1}]	72,75	70,97	91,42	91,64	76,31	75,67	79,87	78,77	0,82
OED Brust [Gy]	2,88	2,95	4,14	3,68	3,66	3,66	3,81	3,85	0,09
EAR Brust [10^4PY^{-1}]	14,13	14,47	20,33	18,06	17,97	17,98	18,68	18,91	0,43
OED Ösophagus [Gy]	0,88	0,86	0,80	0,71	0,83	0,82	0,86	0,86	0,03
EAR Ösophagus [10^4PY^{-1}]	3,49	3,40	3,16	2,83	3,27	3,27	3,42	3,39	0,11
OED Leber [Gy]	0,79	0,79	0,96	0,97	0,97	0,96	1,04	1,03	0,00
EAR Leber [10^4PY^{-1}]	2,01	2,02	2,44	2,47	2,48	2,46	2,65	2,62	0,00
OED Rückenmark [Gy]	2,38	2,10	3,07	3,67	3,78	3,77	3,52	3,21	0,00
EAR Rückenmark [10^4PY^{-1}]	0,08	0,07	0,10	0,12	0,13	0,13	0,12	0,11	0,00

Tabelle 1: Ergebnisse der OED und EAR-Berechnung und der mittlere Unterschied Δ_{mean} zwischen vollständigem (MS) und reduziertem (OS) Sicherheitssaum.

[1]: Schneider U., Sumila M., Robotka J.: Site-specific dose-response relationships for cancer induction from the combined Japanese A-bomb and Hodgkin cohorts for doses relevant to radiotherapy. *Theor Biol Med Model* 2011; 8:27-47

PS03.08 3D printed custom-made lung phantoms for use in QC of AI models in CT imaging

M. AL-Maatog¹, A. Pashazadeh¹, C. Hoeschen¹

¹Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Institute of Medical Technology, Magdeburg, Deutschland

Introduction

Medical imaging phantoms are widely-used tools for quality control (QC) of medical systems such as computed tomography (CT) scanners [1]. To ensure the reliability of a CT scanner and its reconstruction algorithms, it is required to check the performance of a CT scanner on a regular basis using standard phantoms. CT scanners are typically tested using phantoms that contain objects of fixed shape and size, which are suitable for regular quality control. However, in cases where it is necessary to evaluate the performance of the scanner with phantoms that contain complex structures, using standard phantoms may not be practical. In such situations, leveraging 3D printing technology to create custom-made phantoms can provide new opportunities for fabricating phantoms that are tailored to specific needs [2, 3]. Several researchers have investigated this approach and reported promising results in terms of similarity of the printed model real structures of body. Recent advances in artificial intelligence (AI) have revolutionized medical imaging by introducing more efficient algorithms to the field [4]. This revolution seems to open up new possibilities for 3D printing technology, with the ability to print complex and challenging phantoms, as a sophisticated tool to be used in testing the robustness of AI-based algorithms. The aim of this work is to 3D print a lung phantom with critical structures that can be later used in QC of AI models developed for improving the quality in CT imaging.

Materials & Methods

In this study, a Prusa i3 MK3S 3D printer with a single extruder was utilized to fabricate a lung phantom using Acrylonitrile-Butadiene-Styrene (ABS) filament. In this work, we generated a digital model for the printer using real patient images along with a 3D slicer software. To mimic a tissue architecture with different structures presenting different **Hounsfield (HUs)**, we printed the lung with a 30% infill ratio, then added two structures: Ground-glass opacity (GGO) and solid nodule with infill ratios of 80% and 100%, respectively. The printed model was finally scanned at 120 kVp using the Somatom X.cite CT scanner (SIEMENS, Germany). The HUs of the lung parenchyma, GGO, and solid nodule were extracted from CT images using image J software.

Results

The physical lung model was printed at the dimensions of 51×71×11 mm³ in a time of 157 minutes. The digital model and CT image of the lung phantom are presented in Figure 1. This digital model allowed for precise measurements and detailed visualization of the lung's internal structures, including the lung parenchyma, GGO, and solid nodules. The HU of the different lung structures were measured and presented in Table 1. HU values are used to quantify tissue density in CT imaging, with lower HU values indicating less dense tissue and higher values indicating denser tissue. The HU measured for the obtained models were consistent with those expected for lung parenchyma, with a slightly lower mean HU value observed for the ground-glass opacity GGO and a slightly higher mean HU value observed for the solid nodule.

Summary

These findings suggest that the imaging protocol used in this study is reliable and accurate in differentiating between lung tissue with varying levels of density, and that the observed HU values from printed models are indicative of the characteristic features of the lung lesions under investigation. This confirms the suitability of the 3D printed lung phantom for use in testing the robustness of AI models designed for CT imaging. Such AI models may include, but not limited to, any algorithms that have developed for image correction and enhancement (image denoising, image reconstruction,). The lung phantom 3D printed in this study was readily fabricated in a cost-effective and efficient way. Even though the digital model fed into the printer was downscaled, the final model was able to serve our purpose. It included the GGO and solid nodules added inside it, and the final CT scan helped us create a tissue with added structures. The measured HUs of the printed model are in good agreement with the literature, highlighting the potential of this affordable technique in creating phantoms for quality control of AI models for CT imaging.

Figure 3 : A) digital model and B) CT scan of the 3D printed lung phantom

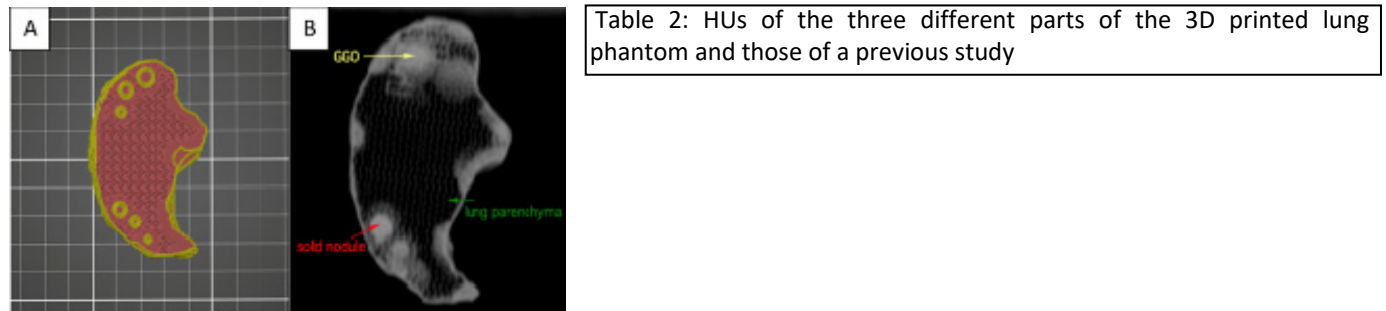


Table 2: HUs of the three different parts of the 3D printed lung phantom and those of a previous study

Anatomy	Parenchyma	GGO	Solid nodule
Reported HU [2]	-600 to -900	-300 to -400	-100
Our measured HU	-725 ± 70	-237 ± 25	-113 ± 15

Literatur

- [1] Li Y, Jiang Y, Liu H, Yu X, Chen S, Ma D, Gao J, Wu Y. A phantom study comparing low-dose CT physical image quality from five different CT scanners. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*. 2022 Jan;12(1):766.
- [2] Halloran A, Newhauser W, Chu C, Donahue W. Personalized 3D-printed anthropomorphic phantoms for dosimetry in charged particle fields. *Physics in Medicine & Biology*. 2021 Nov 18;66(22):22NT01.
- [3] Okkalidis N. 3D printing methods for radiological anthropomorphic phantoms. *Physics in Medicine & Biology*. 2022 Jul 27;67(15):15TR04.
- [4] Hosny A, Parmar C, Quackenbush J, Schwartz LH, Aerts HJ. Artificial intelligence in radiology. *Nature Reviews Cancer*. 2018 Aug;18(8):500-10.

PS03.09 Nachweis psychischer Beanspruchung bei Stressreaktionen im Arbeitsumfeld durch objektive und subjektive Messverfahren

L. M. Steigemann¹, L. M. Wagner¹, D. Cholewinski¹, T. Haase¹, M. Facht², I. Böckelmann³, S. Darius³, J. Arlinghaus^{1,4}
C. Hoeschen²

¹Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung IFF, Abteilung Fertigungsmesstechnik und digitale Assistenzsysteme, Magdeburg, Deutschland

²Otto-von-Guericke-Universität, Institut für Medizintechnik, Lehrstuhl für Medizintechnische Systeme, Magdeburg, Deutschland

³Otto-von-Guericke-Universität, Medizinische Fakultät, Bereich Arbeitsmedizin, Magdeburg, Deutschland

⁴Otto-von-Guericke-Universität, Institut für Arbeitswissenschaft, Fabrikautomatisierung und Fabrikbetrieb, Lehrstuhl Produktionssysteme und -automatisierung, Magdeburg, Deutschland

Einleitung

Die Arbeitswelt befindet sich momentan in einem rasanten Wandel, hauptsächlich bedingt durch die digitale Transformation. Obwohl moderne Technologien z.B. bei der Auftragssteuerung und mit digitalen Assistenzsystemen dazu beitragen sollen, Mitarbeitende an ihrem individuellen Arbeitsplatz zu entlasten, führen sie aufgrund mangelhafter Arbeitsgestaltung oft zu neuen Belastungsformen im gesamten Arbeitssystem [1]. Besonders in Bereichen mit sozialer Verantwortung und regulatorischen Rahmenbedingungen, wie zum Beispiel im medizinischen Bereich, sind die Beschäftigten aufgrund von Dilemmata in ihrer Entscheidungsfindung zusätzlich belastet [2]. Der Fehlzeitenreport (vgl. [3]) zeigt eine kontinuierliche Zunahme der Fehltagelast aufgrund von psychischen Belastungen in der Arbeitswelt. Unternehmen sind gemäß § 5 ArbSchG (2015) dazu verpflichtet, die psychische Belastung an Arbeitsplätzen zu bewerten und entsprechende Arbeitsschutzmaßnahmen zu ergreifen. Aktuelle Verfahren zur Ermittlung der individuellen psychischen Beanspruchung beruhen vor allem auf subjektiven Methoden wie Fragebögen oder Beobachtungen.

Unsere Untersuchungen beruhen auf einem multiperspektivischen Ansatz, bei dem subjektive Verfahren der Persönlichkeitsdiagnostik mit objektiven Verfahren der Arbeitsphysiologie (Herzratenvariabilitätsanalyse) sowie innovativen Methoden der Medizintechnik (Atemgasanalytik) verknüpft werden. Ziel der Studie ist, objektive und subjektive Verfahren zur Ermittlung der Beanspruchung auf ihre Aussagefähigkeit zu analysieren, um diese effizient in die Prozesse im arbeitsmedizinischen Handeln zu integrieren.

Material & Methoden

Für die Pilot-Studie wurden 25 gesunde Proband:innen (n=14 weiblich, n=11 männlich) rekrutiert.

Ausgeschlossen von der Untersuchung waren Menschen mit Vorerkrankungen (z.B. Krebs-, Herz-, Stoffwechselerkrankungen, Diabetes, akute und chronische Lungenerkrankungen und Erkrankungen des Verdauungstraktes) sowie Suchterkrankungen (z.B. Rauchen oder Alkoholabhängigkeit). Die Proband:innen wurden instruiert, nüchtern zum Test zu erscheinen, um mögliche Störfaktoren zu minimieren. Die Stressreaktion wurde durch einen standardisierten Test (Determinationsstest im Wiener-Testsystem der Firma Schuhfried, Mödling, Österreich) induziert. Während des gesamten Versuchsdurchlaufs wurden mithilfe von EKG-Aufnahmen Kardiointervall-Reihen erfasst, um eine anschließende Herzratenvariabilitäts-Analyse durchzuführen. Die Atemgasproben wurden durch mehrfaches Ausatmen in einem Tedlar-Beutel gesammelt und zu drei Messzeitpunkten entnommen: (1) nach einer Ruhephase vor dem Determinationsstest, (2) unmittelbar nach dem Test und (3) nach einer Ruhephase von 10 Minuten nach Abschluss des Tests.

Nach jeder Atemgasprobe erhielten die Teilnehmenden außerdem einen Fragebogen zur subjektiven Bewertung ihrer Beanspruchung. Die Fragebögen setzen sich aus standardisierten Skalen (POMS, SWLS, Borg- und visuelle Analogskala) zusammen. POMS (Profile of Mood States) in seiner deutschen Kurzversion wurde dabei auf einer fünfstufigen Likert-Skala bewertet [4]. SWLS (Satisfaction with Life Scale) in der deutschen Version wurde auf einer siebenstufigen Likert-Skala beantwortet [5]. Die Borg Skala [6] wurde auf einer Skala zwischen 6 – 20 („überhaupt nicht“ – „maximal anstrengend“) bewertet. Die visuelle Analogskala dieser Untersuchung stellte eine zehn Zentimeter lange Linie ohne Teilstriche dar, auf der die Versuchspersonen ankreuzen sollten, wie gestresst sie sich auf einer Skala von 0 bis 10 fühlen [7]. Abschließend wurden die volatilen organischen Komponenten (VOCs) der Atemluft mit dem Gerät PTR-TOF 2000 (IONICON Analytik GmbH, Innsbruck, Österreich) analysiert [8,9].

Ergebnisse

Die Ergebnisse unserer Pilotstudie zeigen, dass sich deutliche stress-bedingte Veränderungen der objektiven und subjektiven Messergebnisse bei den 25 Versuchsteilnehmenden nach dem Determinationstest zeigen. Die Auswertung der Fragebögen ergab signifikante Unterschiede für die Prä- (M = 1,83, SD = 0,36) und erste Post-Messung (M = 2,13, SD = 0,59) in Bezug auf die POMS-Skala ($p = 0,006$), sowie zwischen der zweiten (M = 2,13, SD = 0,59) und ersten Post-Stress-Messung ($p = 0,041$). Zudem wurden auch signifikante Unterschiede zwischen der Prä- (M = 1,24, SD = 1,1) und ersten Post-Erhebung (M = 4,1, SD = 2,22) der visuellen Analogskala festgestellt ($p < 0,001$), was auch für die zweite (M = 1,38, SD = 1,08) und erste Post-Messung gilt ($p < 0,001$). Im ersten Fragebogen wurde außerdem zusätzlich die SWLS-Skala (M = 5,67, SD = 0,71) und im zweiten Fragebogen die Borg-Skala (M = 14, SD = 1,53) erfasst.

Zwischen den o.g. Messzeitpunkten (1) und (2), d.h. vor und direkt nach dem Determinationstest, waren im untersuchten Masse-zu-Ladungs-Bereich (m/z 20 – 100) 17 VOCs signifikant verändert. Zwischen den o.g. Messzeitpunkten (1) und (3), d.h. vor und 10 min nach dem Determinationstest, sind 23 VOCs signifikant verändert. Damit konnten wir zeigen, dass sich stress-induzierte Veränderungen innerhalb weniger Minuten mit objektiven Messverfahren in der Ausatemluft detektieren lassen.

Zusammenfassung

Die Auswertung der Fragebögen spiegelt signifikante Unterschiede in der subjektiven Bewertung ihrer individuellen Beanspruchung der Probanden zu den verschiedenen Messzeitpunkten wider. Diese subjektive Einschätzung stimmt mit einer signifikanten Veränderung der Zusammensetzung von Molekülen im Atemgas zu den verschiedenen Erhebungszeitpunkten überein. Zudem belegen signifikante Veränderungen in der Herzratenvariabilität während der Beobachtungszeit die selbstberichteten Fragebogen-Resultate.

Die Ergebnisse unserer Pilotstudie zeigen daher, dass der Einsatz subjektiver und objektiver Messverfahren zur Erfassung psychischer Beanspruchung im Arbeitsumfeld von großer gesellschaftlicher Bedeutung ist und sowohl Beschäftigte, Unternehmen, das Gesundheitswesen und Krankenkassen von objektivierten Messverfahren profitieren. Damit können die Beanspruchungsfolgen psychischer Belastung am Arbeitsplatz frühzeitig erkannt und Präventionsmaßnahmen rechtzeitig getroffen werden.

Literatur

- [1] Sträter, O. (2019). Wandel der Arbeitsgestaltung durch Digitalisierung. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft 73. Springer Verlag. <https://doi.org/10.1007/s41449-019-00163-0>. S. 252–260.
- [2] Dick, M. (2022). Kontinuierliche Professionsentwicklung zur Bearbeitung hausärztlicher Antinomien. In: Herrmann, M. (Hrsg.): Professionelle Antinomien in hausärztlicher Praxis. Attestierung von Arbeitsunfähigkeit bei psychischen Beschwerden – zwischen Patientenorientierung und sozialer Kontrolle. 10/22. Leverkusen: Verlag Barbara Budrich.
- [3] Meyer, M., Wing, L., Schenkel, A., Meschede, M. (2021). Krankheitsbedingte Fehlzeiten in der deutschen Wirtschaft im Jahr 2020. In Fehlzeiten-Report 2021. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, S. 441-538.
- [4] Petrowski K, Albani C, Zenger M, Brähler E, Schmalbach B. Revised Short Screening Version of the Profile of Mood States (POMS) From the German General Population. *Front Psychol.* 2021 May 31;12:631668. DOI: 10.3389/fpsyg.2021.
- [5] Janke, S., & Glöckner-Rist, A. (2012). Deutsche Version der Satisfaction with Life Scale (SWLS). Zusammenstellung sozialwissenschaftlicher Items und Skalen (ZIS). DOI: 10.6102/zis147
- [6] Borg, G. A. (1962). Physical performance and perceived exertion.
- [7] Hayes, M. H. S., and Patterson, D. G. (1921). Experimental development of the graphic rating method. *Psychol. Bull.* 18, 98–99
- [8] Gbaoui, L., Facht, M., Lüno, T., Meyer-Lotz, G., Frodl, T., Hoeschen, C. (2022). Breathomics Profiling of Metabolic Pathways Affected by Major Depression: Possibilities and Limitations. *Frontiers in Psychiatry*.
- [9] Facht, M.; Lowitzki, S.; Reckzeh, M.-L.; Walles, T.; Hoeschen, C. (2022): Investigation of everyday influencing factors on the variability of exhaled breath profiles in healthy subjects. *Current Directions in Biomedical Engineering* 8 (2), S. 261–264. DOI: 10.1515/cdbme-2022-1067.

PS04.01 Effect of source geometry on the sensitivity of 2-layer hemispheric PET-Systems

K. Scheiff¹, M. C. Chifu¹, A. Pashazadeh¹, C. Hoeschen¹

¹Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Institut für Medizintechnik, Magdeburg, Deutschland

Introduction

Positron Emission Tomography (PET) is used for diagnosis and research on many brain diseases, such as tumours, epilepsy, and dementia. These applications require high resolution of close to 1 mm. Since PET resolution is highly dependent on the radius, brain-dedicated geometries have been proposed and prototyped [1]. Brain PET systems mostly use spherical or hemispherical geometries to keep the radius to a minimum [2]. Most of the brain-dedicated geometries, like the most whole-body PET systems, depend on detectors that use highly pixelated crystals. Depending on crystal width and coating, the crystal pitch reduces the crystal active volume fraction and thereby the detection efficiency. Over the last decade, detectors with monolithic crystals have achieved intrinsic resolutions comparable to pixelated ones, providing higher detection efficiency at the same detector size [3]. 2-layer hemispheric PET-Systems, combining monolithic and pixelated detectors, using a point source had been simulated. The influence of source geometries on sensitivity is investigated.

Materials & Methods

We used the GEANT4 toolkit GATE to simulate a two-layer hemispheric PET system with detectors that employed pixelated and monolithic crystals on the inner and outer layers, respectively. The systems were simulated for BGO, LSO and LYSO crystals and different 511 keV back-to-back photons source geometries. The coincidence sorting was conducted with a self-written coincidence sorter, which provides prompt and delayed coincidences. True coincidences were calculated from the differences of the prompt and delayed coincidences. The results from the extended source were compared with the results of a point source.

Results

We noticed that when using different materials for the crystals, even when the detector was in the same geometric configuration, there were varying count rates. Also, the size of the source has an impact on the count rate of the PET system. For example, the relative count rate of a PET system with sphere geometry of 10 cm radius differed for LYSO, LSO and BGO between -19 % and 13 % , when compared with the point source.

Conclusion

The investigated geometries present a highly differing reaction regarding on the source geometry, depending on the Material. This effect needs special consideration for investigation for different materials on each layer.

Literature

- [1] Ciprian Catana, Development of Dedicated Brain PET Imaging Devices: Recent Advances and Future Perspectives, J. Nucl. Med. 2019 Aug.; 60(8):1044–1052.
- [2] Hideaki Tashima et al 2019, First prototyping of a dedicated PET system with the hemisphere detector arrangement, 2019 Phys. Med. Biol. 64 065004
- [3] Andrea Gonzalez-Montoro et al, Evolution of PET Detectors and Event Positioning Algorithms Using Monolithic Scintillation Crystals, IEEE Transaction on radiation and plasma medical sciences, Vol. 5, No. 3, May 2021

PS04.02 Quantitatives SPECT/CT: Einführung in die klinische Routine – Kalibrierung, Verifizierung und Standardisierung

M. Kranick¹, O. Varlamova¹, O. Fiebig¹, P. Galert¹, M. Starke¹

¹Carl-Thiem-Klinikum Cottbus, Nuklearmedizinische Klinik, Cottbus, Deutschland

Einleitung

Die absolute Quantifizierung von SPECT/CT-Daten gewinnt immer mehr an Bedeutung in der nuklearmedizinischen Bildgebung. Da der Bedarf an Standardisierung von Aufnahme- und Rekonstruktionsparametern, auch auf multizentrischer Ebene, steigt, müssen verschiedene Parameter betrachtet und verglichen werden [1].

Um eine Quantifizierung durchzuführen, muss das SPECT/CT-System über eine Kreuzkalibrierung mit dem verwendeten Aktivimeter auf einen Standard kalibriert und vor routinemäßigem Einsatz verifiziert werden.

Material & Methoden

Die Datenakquisition wurde am SPECT/CT des Typs "Symbia Intevo Bold" der Firma Siemens Healthineers durchgeführt. Zur Verifizierung der Kalibrierung wurde ein wassergefülltes, mit Tc-99m versetztes, homogenes Zylinderphantom (V=6319ml) verwendet. Hierbei wurden die Parameter Recovery Coefficient (RC) und Variationskoeffizient (Noise) betrachtet [2] [3].

Zur Charakterisierung des Zusammenhangs zwischen Objektgröße und Messgenauigkeit wurde ein mit Wasser und Tc-99m gefülltes NEMA IEC Body Phantom (Data Spectrum Corporation, Durham, NC, USA, V=9790ml) verwendet (Anhang 1). Es wurden die volumenabhängigen RCs und das Signal-zu-Rausch Verhältnis (SNR) bestimmt [2] [3].

Die Daten wurden mit drei verschiedenen Aufnahmeprotokollen (Anhang 2) akquiriert. Zur Anwendung kamen die herstellereigenen quantitativen Rekonstruktionsalgorithmen xSPECTQuant und xSPECTBone sowie der nicht-quantitative Flash3D-Algorithmus (Schwächungs- und Streukorrigiert), jeweils mit einem 10mm Gauss-Filter, ohne Postfilterung und einer Variation der Updates (Iterationen x Subsets). Das Auslesen der Pixeldaten wurde mit definierten VOIs über Fiji Image J [4] realisiert.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der Verifizierung mittels eines homogenen Zylinderphantoms zeigen, dass sich RCs und Noise über alle Aufnahmeprotokolle und Rekonstruktionen nur minimal von der Kalibrierung unterscheiden.

Die RCs und das SNR im NEMA IEC Body Phantom differenzieren sich für verschiedene Volumina und Rekonstruktionsparameter und weisen einen volumenabhängigen Verlauf auf.

Zusammenfassung

Die absolute quantitative Bildgebung ist für die Verwendung im klinischen Einsatz geeignet. Die korrekte Kalibrierung sollte regelmäßig mit den hier vorgestellten Prozeduren überprüft werden. Für andere Nuklid- und Kollimatorkombinationen ist die Kalibrierungs- und Verifizierungsmethodik zu wiederholen.

Anhang 1



Abb.1: Verwendete Phantome (links: Homogenes Zylinderphantom, rechts: NEMA IEC Body Phantom)

Anhang 2

Tab. 1: Parameter der Akquisitionsprotokolle

Protokollnummer	1	2	3
Modus	Kontinuierlich	Schrittweise (Step-and-Shoot)	Kontinuierlich
Anzahl der Ansichten	60	60	60
Zeit pro Ansicht [s]	20	20	10
Matrix	256x256	256x256	128x128
Kollimator	LEHR		
Abstand Detektor-Phantom	Auto-contouring		

Literatur

- [1] Dickson, J.C., Armstrong, I.S., Gabiña, P.M. et al. EANM practice guideline for quantitative SPECT-CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 50, 980–995 (2023). <https://doi.org/10.1007/s00259-022-06028-9>
- [2] Geworski, L., Knoop, B., de Cabrejas, M. et al. Recovery correction for quantitation in emission tomography: a feasibility study. *Eur J Nucl Med* 27, 161–169 (2000). <https://doi.org/10.1007/s002590050022>
- [3] Noori-Asl M, Sadremomtaz A, Bitarafan-Rajabi A. Evaluation of three scatter correction methods based on estimation of photopeak scatter spectrum in SPECT imaging: a simulation study. *Phys Med.* 2014;30(8):947–53. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2014.05.008>.
- [4] Schindelin, J., Arganda-Carreras, I., Frise, E., Kaynig, V., Longair, M., Pietzsch, T., Cardona, A. (2012). Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods*, 9(7), 676–682. doi:10.1038/nmeth.2019

PS04.03 Implications of the PVE correction on the spatial quantification of hypoxia based on 18F-FMISO PET/CT data

A. Kafkaletos^{1,2}, M. Mix³, I. Sachpazidis¹, M. Carles⁴, H. Schäfer⁵, A. Rühle⁶, N. Nicolay⁶, A. L. Grosu⁵, D. Baltas¹

¹Universitätsklinikum Freiburg im Breisgau, Klinik für Strahlenheilkunde, Abt. Medizinische Physik, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Heidelberg, Deutschland

³Universitätsklinikum Freiburg im Breisgau, Klinik für Nuklear Medizin, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁴La Fe Health Research Institute, Valencia, Spanien

⁵Universitätsklinikum Freiburg im Breisgau, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁶Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Strahlenheilkunde, Leipzig, Deutschland

Einleitung

Hypoxia correlates strongly with increased radiation resistance of tumour cells and its spatial quantification can help to adjust treatment doses. An already published method converts standardized uptake values (SUV) from ¹⁸F-fluoromisonidazole (FMISO) PET, to partial oxygen pressure (pO₂), providing quantification of oxygen levels [1]. However, partial volume effect (PVE) can affect the reliability of the pO₂ values. Correcting the SUVs before the conversion would lead to improved pO₂ values. Our study provides insight into the PVE correction implications on the spatial quantification of hypoxia.

Material & Methoden

FMISO PET/CT data (SUVs) from 49 head-and-neck cancer patients were corrected for PVE using a custom recovery coefficient (RC) –based correction method. The corrected SUVs were converted to pO₂. Voxels with values below 10 mmHg were included in the hypoxic tumour volume (HTV). These HTVs were compared to the conventionally defined HTVs that were based on a tumour-to-muscle ratio (TMR) of SUVs ranging from 1.2 to 1.8. The well-oxygenated volume (WOV) used for normalisation was based on normoxic muscle tissue.

Ergebnisse

A topographical analysis of the HTVs that derived by both methods, showed the best agreement to the threshold of 10 mmHg, at TMR = 1.4 with no statistically significant difference in volume ($p = 0.20$). The HTVs were not consistently similar in terms of volume or shape but no shift was observed. The correlation of the two HTV segmentation methods showed a linear trend with a slope of about 1.8 (Fig.1). The examination of pO₂ distributions of the two HTV segmentations showed the same minimum pO₂ values, but there was a variability in the upper limit. The maximum pO₂ values ranged from 6 to 15 mmHg for the SUV-based method (Fig.2).

Zusammenfassung

The correlation of the results of the two methods was improved with the introduction of the PVE correction to the pO₂-based method. The linear trend had a slope of around 1.8 with the correction and around 6.0 from a similar analysis without the correction [1]. The correction was not applied to the conventional, SUV-based method because the TMRs derived from the normalisation of uncorrected FMISO PET data by the activity of normoxic tissue, measured in gamma well counter [2].

Anhang 1

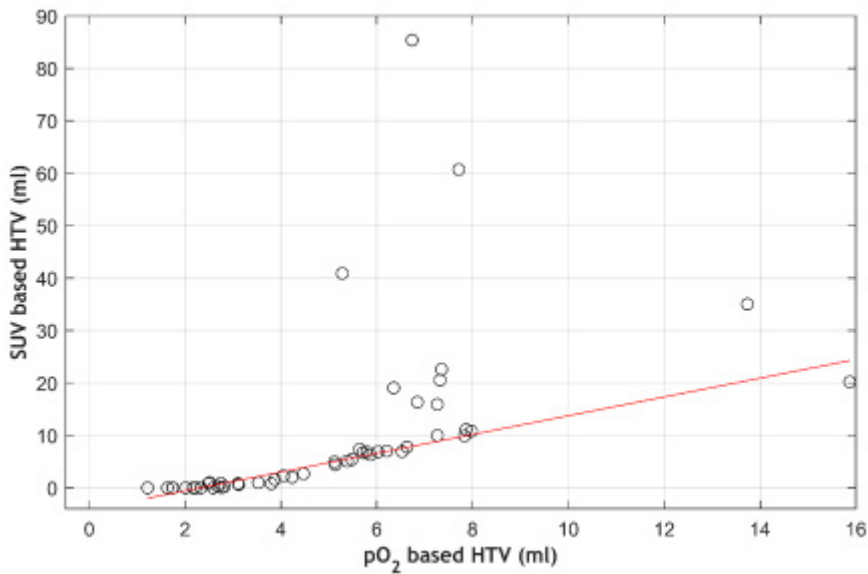


Fig.1: Volumetric correlation of HTVs from the two methods

Anhang 2

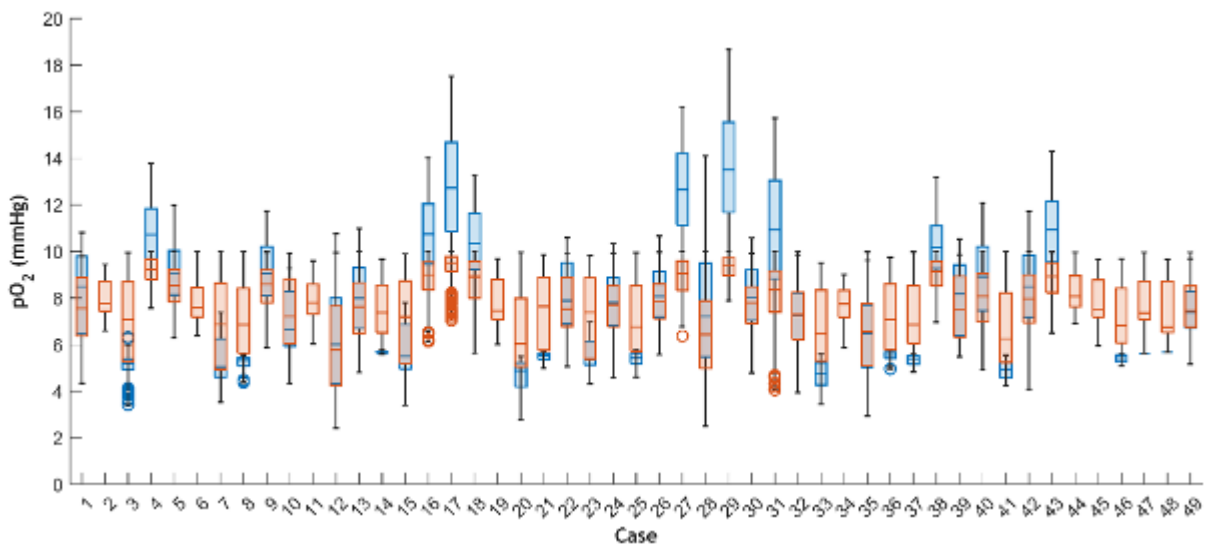


Fig.2: pO_2 distribution in the HTVs from the SUV-based (blue) and the pO_2 -based method (red) for each case

Literatur

- [1] M. Lazzeroni, A. Ureba, N. Wiedenmann, N.H. Nicolay, M. Mix, B. Thomann, D. Baltas, I. Toma-Dasu, A.L. Grosu, Evolution of the hypoxic compartment on sequential oxygen partial pressure maps during radiochemotherapy in advanced head and neck cancer, *Phys. Imaging Radiat. Oncol.* 17 (2021) 100–105
- [2] W. J. Koh, J.S. Rasey, M.L. Evans, J.R. Grierson, T.K. Lewellen, M.M. Graham, K.A. Krohn, T.W. Griffin, Imaging of hypoxia in human tumors with [F-18]fluoromisonidazole, *Int. J. Radiat. Oncol.* 22 (1992) 199–212

PS04.04 Coincidence processing for an UHF MR compatible brainPET insert

D. Niekämper^{1,2}, J. Scheins¹, D. Schug^{3,4}, N. J. Shah^{5,6,7,8}, J. López Herraiz⁹, C. Lerche⁵

¹Forschungszentrum Jülich GmbH, Institute of Neuroscience and Medicine 4, INM-4, Jülich, Deutschland

²RWTH Aachen University, Department of Physics, Aachen, Deutschland

³Hyperion Hybrid Imaging Systems GmbH, Aachen, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Physics of Molecular Imaging, Experimental Molecular Imaging, Aachen, Deutschland

⁵Forschungszentrum Jülich GmbH, Institute of Neuroscience and Medicine, INM-4, Jülich, Deutschland

⁶Forschungszentrum Jülich GmbH, Institute of Neuroscience and Medicine, INM-11, Jülich, Deutschland

⁷RWTH Aachen University, Department of Neurology, Aachen, Deutschland

⁸RWTH Aachen University, JARA - BRAIN - Translational Medicine, Aachen, Deutschland

⁹Complutense University of Madrid, Nuclear Physics Group, EMFTEL and IPARCOS, Madrid, Spanien

Introduction

A new UHF-MRI compatible high performance BrainPET insert for human neuroimaging has been developed [1]. For this new insert, enhanced coincidence processing methods are required to allow quantitative imaging of isotopes such as ⁵²Mn, ¹²⁴I, ⁸⁶Y, and ⁴⁴Sc that emit prompt gammas after the positron emission and to achieve a quantitation accuracy of 99% for standard pure positron PET nuclides as ¹⁸F, ¹¹C, and ¹⁵O. One possibility for improvement is the correct treatment of **multiple coincidences which either lead to a loss of sensitivity if rejected, or to inaccurate quantitation due to incorrect coincidence counting with conventional approaches. Thus, random estimation methods need to be extended for multiple coincidences. Additionally**, the emissions from the positron-gamma isotopes may create true triple coincidences which have to be properly identified. **Therefore, we have developed coincidence processing methods for the insert that consider multiples.**

Materials & Methods

The scintillation light is collected by tiles of digital Silicon photomultipliers. For generating appropriate timestamps for the registered single events, the corresponding timer components need to be correctly calibrated intrinsically and systemwide against each other. Coincidences are identified in software on a time sorted list of single events. Different options of treating multiple coincidences are investigated with adequate random estimation based on the delayed window technique. A second delayed window is used for estimating random triples originating from singles of three independent decays. Emphasis was put on implementing variance reduction methods for the random estimators by using multiple delayed windows and by using the fansum method [2] individually and jointly. The methods are evaluated **at the scanner, block, and crystal level**, with the simulator PENELOPET [3] for a **point source and an extended homogeneous source using a model of the BrainPET insert.**

Results

More than 15% of the coincidences were multiples already for an activity of 10MBq (see Tab. 1). The studies demonstrate the necessity of the consideration of multiples for achieving a high quantitation accuracy of pure positron and positron-gamma emitters. The investigated methods provide correct estimates for double and triple random coincidences with reduced variance.

Summary

Methods for coincidence event search, classification, and appropriate random estimation have been investigated for double and triple coincidences and are applied for the coincidence processing of the BrainPET insert.

Appendix 1

Activity / MBq	Ratio of multiple to double random coincidences / %	
	Point source, negligible deadtime	Extended source, with deadtime
10	30.56±0.17	16.2±0.6
40	62.79±0.04	21.98±0.33
100	79.744±0.018	17.8±0.4

Tab. 1: Contributions of multiples.

References

- [1] C. Lerche et al., Nukmed, 59 (2020) 2, p. V96
- [2] L. G. Byars et al., IEEE NSS, 5 (2005) 2622–2626
- [3] S. España et al., Phys. Med. Biol., 54 (2009) 6, pp. 1723–1742

PS05.02 Auswirkungen auf die Risikoorgankonturierung durch Einführung eines KI-basierten Autokonturierungssystems

S. Neppel¹, K. Claus¹, S. Marnitz¹, F. Kamp¹

¹Uniklinik Köln, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, Cyberknife- und Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Einleitung

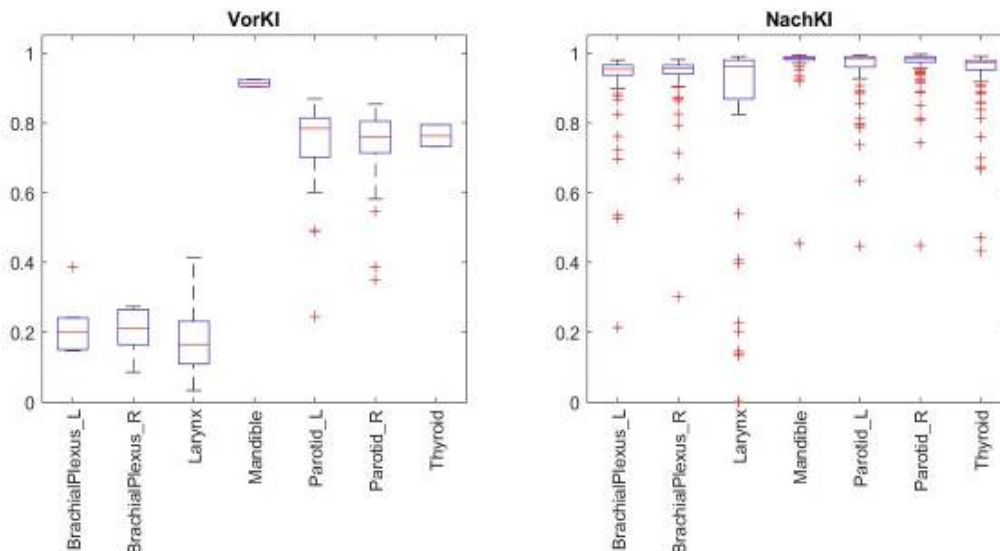
Autokonturierungssysteme (AKS), die auf künstlicher Intelligenz (KI) basieren, können durch erhebliche Einsparung ärztlicher Arbeitszeit, v.a. beim Generieren der Risikoorgane (OAR), Prozesse in der Radioonkologie optimieren. Die Vielzahl der automatisch generierten Strukturen muss jedoch vor der Übernahme in den klinischen Datensatz kritisch validiert und ggf. korrigiert werden. Im Zuge der Einführung des AKS sollte geprüft werden, ob sich durch die Verwendung des KI-Systems die Konturierung von OAR im Vergleich zu einem Datensatz vor Einführung der KI-basierten Autokonturierung verändert.

Material & Methoden

Um die Veränderung der Konturen zu erfassen, wurden 219 angepasste klinische Datensätze von Kopf/Hals-Tumorpatienten, die nach Einführung des AKS erstellt wurden (NachKI), und 50 manuell konturierte Datensätze, die vor Einführung des AKS erstellt wurden (VorKI) jeweils mit den noch unkorrigierten Konturen des AKS von MVision AI (Version 1.2.2) verglichen. Der Vergleich mittels DICE-Koeffizient und Hausdorffabstand wurde mit der Software plastimatch automatisiert. Die Auswertung wurde auf die axialen Schichten im Planungs-CT mit bis zu 20 mm Abstand zum PTV beschränkt.

Ergebnisse

Insgesamt zeigte sich für die Strukturen im Kopf-Bereich abgesehen vom Gehirn selbst, ein medianer Hausdorffabstand für beide Datensätze von unter 10 mm. Beim Gesamtgehirn selbst zeigte sich ein Unterschied in der Konturierung in Bezug auf den Einschluss des Hirnstamms in die Gehirnstruktur. Während der Median des DICE-Koeffizienten für alle betrachteten Strukturen des NachKI-Datensatzes im Kopfbereich über 0,8 lag, wiesen im VorKI-Datensatz insbesondere kleinvolumige Strukturen, wie die Augenlinsen und die optischen Nerven, Medianwerte unter 0,8 auf. Dies ist auf die Volumenabhängigkeit des DICE-Koeffizienten zurückzuführen. Bei den Strukturen des Kopf/Hals-Bereiches zeigt sich ein deutlich größerer Unterschied zwischen dem VorKI- und dem NachKI-Datensatz. Die entsprechenden DICE-Koeffizienten sind für beide Datensätze in Abb. 1 als Boxplot dargestellt. Die niedrigen DICE-Koeffizienten für die beiden Plexus brachiales und den Larynx, zeigen sich auch in medianen Hausdorffabständen über 20 mm. Während dies für die Plexus brachiales auf die Beschränkung der manuellen Konturierung auf kritische Bereiche zurückzuführen ist, zeigte sich für den Larynx ein Unterschied zum Konturierungsstil des AKS, der nur in Einzelfällen korrigiert wurde.



Zusammenfassung

Ein Großteil der Strukturen wies sowohl im VorKI- als auch im NachKI-Datensatz nur kleinere Hausdorffabstände von unter 20 mm auf. Bei einzelnen Strukturen, wie z.B. Larynx und Gehirn, zeigte sich eine Veränderung des Konturierungsstils. Eine dosimetrische Auswertung soll in einem nächsten Schritt zur Bewertung der Relevanz der relativen Unterschiede herangezogen werden. *Abb.1: Boxplot der DICE-Koeffizienten von ausgewählten Strukturen des Kopf/Hals-Bereiches für den VorKI- (links) und den NachKI-Datensatz (rechts).*

PS05.03 Evaluation der Genauigkeit einer KI-basierten Autosegmentierung von Risikoorganstrukturen im oberem Abdomen und Thorax

M. Eckl¹, L. Kästner¹, J. Boda-Heggemann¹, K. Siebenlist¹, Y. Abo-Madyan¹, M. Willam¹, F. A. Giordano¹, J. Fleckenstein¹

¹Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland

Einleitung

Nicht zuletzt wegen besserer Verfügbarkeit an modernen Therapiegeräten hat die adaptive Strahlentherapie im klinischen Alltag immer mehr an Bedeutung gewonnen. Hierfür ist neben einer hohen Bildqualität der täglichen Bildgebung auch die präzise Konturierung aller relevanten Risikoorganstrukturen (OAR) wichtig. Letztere stellt mitunter den zeitintensivsten Schritt der täglichen Therapiekette dar, kann jedoch aufgrund der fortschreitenden Verwendung von Deep-Learning-Ansätzen in der Bildsegmentierung immer besser automatisiert werden. Ziel dieser Arbeit war es, die Qualität und den zusätzlichen Zeitaufwand von KI-basierten OAR zu ermitteln.

Material & Methoden

15 CTs des oberen Abdomens mit 9 segmentierten OAR (Duodenum, Gallenblase, Herz, Leber, Magen, Milz, Nieren beidseits, Pankreas) und 15 Thorax-CTs mit 13 OAR (Aorta, Pulmonalarterie, Bronchus, Brustwand beidseits, Ösophagus, Herz, Lunge beidseits, Rückenmark, Trachea, linker Ventrikel, RIVA) wurden mittels Segmentierungssoftware (Limbus AI, V1.7.05) automatisch konturiert. Diese benutzt pro Struktur ein eigenes neuronales Netz. Anschließend wurde die Qualität aller Strukturen von einem Arzt auf einer Skala von 1 (unbrauchbar) bis 5 (ohne Modifikationen nutzbar) bewertet, wobei falls nötig auch die Modifikationszeit dokumentiert wurde. Die Strukturen vor und nach Modifikation wurden mittels Dice-Ähnlichkeitskoeffizient (DSC) und mittlerem Oberflächenabstand (d) miteinander verglichen.

Ergebnisse

Die Qualitätsbewertungen der Strukturen lagen bei $4,2 \pm 0,7$ im oberen Abdomen und bei $4,3 \pm 0,5$ im Thorax, wobei die manuellen Anpassungen im Mittel pro OAR jeweils $1,8 \pm 0,7$ min bzw. $0,6 \pm 0,3$ min und pro Patient jeweils $10,9 \pm 5,2$ min bzw. $5,0 \pm 1,8$ min beanspruchten. Insgesamt waren bei 41,5 % bzw. 39,0 % aller OARs keine manuellen Korrekturen nötig. Für die abdominalen Strukturen betrug der schlechteste DSC (Duodenum) $= 90,8 \pm 9,9$ % und der schlechteste d (Magen) $= 1,9 \pm 4,9$ mm. Die Ergebnisse im Falle der thorakalen OAR lagen bei einem minimalen DSC (RIVA) $= 91,1 \pm 10,4$ % und maximalen d (Trachea) $= 2,5 \pm 1,6$ mm. Visuell ergaben sich für die von der Fensterung abhängige Ausdehnungen der Lungen sowie bei morphologischen (Darmgas, Zysten) und radiologischen Besonderheiten (Kontrastmittel) die auffälligsten Strukturdiskrepanzen.

Zusammenfassung

Die Evaluation der insgesamt 22 OAR in oberem Abdomen und Thorax zeigte, dass bis auf wenige anatomische Ausnahmen die Strukturen lediglich geringe manuelle Modifikationen benötigten. Damit vereinfacht, beschleunigt und standardisiert eine KI-basierte OAR-Bildsegmentierung den Bestrahlungsplanungsablauf. Obwohl eine Kontrolle und gegebenenfalls manuelle Korrekturen bislang nicht ersetzbar sind, wird der zeitliche Aufwand für diesen Schritt durch sukzessive Verbesserungen der eingesetzten neuronalen Netze weiter verringert werden.

PS05.04 Quantifizierung von Neutronenflüssen in medizinischen Linearbeschleunigern mithilfe von SRAM-Detektoren unter Verwendung von 15 MV Photonenstrahlung

L. Gabrisch¹, M. Cecchetto², B. Delfs¹, H. K. Looe³, B. Poppe¹, V. Wyrwoll¹

¹Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Working Group Medical Radiation Physics, Oldenburg, Deutschland

²Cern, SY/STI/BMI, Genf, Schweiz

³Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Medical Radiation Physics, Oldenburg, Deutschland

Einleitung

In der medizinischen Radiotherapie können durch hinreichend energiereiche Photonen Neutronen durch Wechselwirkungsprozesse freigesetzt werden. Diese sind in der Lage, Single Event Upsets (SEUs) in elektronischen Bauteilen zu induzieren, die sich im Bestrahlungsraum befinden. SEUs können zu kritischen Fehlfunktionen dieser Bauteile führen. Diese sind insbesondere für Patienten mit Herzrhythmusimplantaten von Relevanz [1] und somit auch die Quantifizierung der Neutronenfluenzen im Bestrahlungsraum. Mithilfe von sog. SRAM-Detektoren können die beschriebenen SEUs gemessen und so der Neutronenfluss gemäß M. Cecchetto et al. [2] bestimmt werden.

Material & Methoden

SEU Messungen wurden unter Verwendung des ISSI 40 nm SRAM-Detektors in 15 MV Photonenstrahlung am klinischen Linearbeschleunigern Siemens Artiste und Elekta Synergy durchgeführt. Dabei wurde jeweils ein 10 cm x 10 cm großes Feld verwendet und 40 cm seitlich vom Isozentrum gemessen. Als Phantom diente ein 30 cm x 30 cm x 5 cm symmetrisch zum Isozentrum ausgerichtetes RW3 Plattenphantom. Darüber hinaus wurden Langzeitmessungen im klinischen Alltag durchgeführt, um den Einfluss von Neutronen auf die empfindliche Messelektronik in einer Entfernung von 3,5 m vom Isozentrum abzuschätzen. Zusätzlich wurde das Synergy Beschleunigermodell in Fluka implementiert, um die gemessenen Neutronenfluenzen mit Monte-Carlo-Simulationen zu vergleichen.

Ergebnisse

Nach 150.000 Monitoreinheiten (MU) mit 15 MV Photonenstrahlung konnten für den Artiste Linearbeschleuniger 65 SEUs nachgewiesen werden. Für den Synergy waren es 15 SEUs nach 19.000 MU. Im klinischen Alltag können wöchentlich SEUs im niedrigen einstelligen Bereich in einem Abstand von 3,5 m nachgewiesen werden. Die mittels Fluka berechneten Neutronenspektren zeigen qualitativ sehr gute Übereinstimmung mit Literaturwerten.

Zusammenfassung

Mit einem ISSI 40 nm SRAM-Detektor können via SEU Messungen Neutronenflüsse in Bestrahlungsräumen bestimmt werden. Diese Information kann zukünftig dazu beitragen, dass empfindliche elektronische Komponenten wie Herzrhythmusimplantate oder Messtechnik besser vor Neutronenstrahlung geschützt werden.

Literatur

[1] Miften M, Mihailidis D, Kry SF, Reft C, Esquivel C, Farr J, Followill D, Hurkmans C, Liu A, Gayou O, Gossman M, Mahesh M, Popple R, Prisciandaro J, Wilkinson J. Management of radiotherapy patients with implanted cardiac pacemakers and defibrillators: A Report of the AAPM TG-203[†]. Med Phys. 2019 Dec;46(12):e757-e788. doi: 10.1002/mp.13838. Epub 2019 Nov 1. PMID: 31571229.

[2] M. Cecchetto et al., "0.1–10 MeV Neutron Soft Error Rate in Accelerator and Atmospheric Environments," in IEEE Transactions on Nuclear Science, vol. 68, no. 5, pp. 873-883, May 2021, doi: 10.1109/TNS.2021.3064666.

PS05.05 Untersuchung der Einflüsse von interfraktionellen anatomischen Veränderungen des Patienten auf die Dosisverteilung bei VMAT-Bestrahlungsplänen der Prostata unter Einsatz von digitalen XCAT2-Phantomen

A. Lurtz^{1,2}, K. Zink^{1,2,3}, S. Adeberg^{2,3,4}, V. Flatten^{1,2,4}

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

³Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁴Philipps Universität Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

In der fraktionierten perkutanen Strahlentherapie führen interfraktionelle Veränderungen in Form von variierenden Hohlorganfüllständen und Lagerungsungenauigkeiten zu Änderungen der ursprünglich geplanten Dosisverteilung. Durch unterschiedliche Ansätze der adaptiven Strahlentherapie können diese Einflüsse minimiert werden. Ziel ist die Untersuchung der Einflüsse von interfraktionellen Veränderungen der Patientenanatomie auf die Dosisverteilung eines VMAT-Bestrahlungsplans der Prostata unter Verwendung der XCAT2-Phantome.

Material & Methoden

Für die Simulation von veränderlichen anatomischen Geometrien stellen die virtuellen XCAT2-Phantome eine Möglichkeit zur Generierung digitaler CT-Phantome dar, welche strukturindividuelle Variationen ermöglichen. Mittels der XCAT2-Software erfolgt die Erstellung einer Referenzanatomie sowie einer Phantomserie, die hinsichtlich des Blasen- bzw. des Rektumvolumens sowie des Patientengewichts variieren (Abb. 1). Für die ursprüngliche Geometrie wird mit dem Planungssystem Eclipse (Varian) ein VMAT-Referenz-Bestrahlungsplan erstellt. Die veränderten Phantome werden auf die Referenzanatomie registriert und anschließend wird die Referenz-Dosisverteilung mittels eines Monte-Carlo-Algorithmus (ProSoma) jeweils auf den variierten digitalen Patientengeometrien nachberechnet.

Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt den Einfluss der Variationen der Blasenfüllung auf die ursprüngliche Dosisverteilung. Für die untersuchten Variationen des Blasenvolumens zeigten sich Dosisabweichungen von bis zu -16 % für den Dosismittelwert der Blase, -1,8 % für den Mittelwert und bis zu -27 % für das Dosisminimum (D98), des Zielvolumens. Die Variation der Rektumgröße führt zu einer Reduktion um -11 % im Dosisminimum und -0,6 % im Mittel für das Zielvolumen, sowie einer Erhöhung der mittleren Rektumdosis um +3,4 %. Die Variation des Gewichts zeigt im Vergleich hierzu keinen signifikanten Einfluss (maximale Variation des Dosismittelwerts des Zielvolumens von +0,4 %) auf die Dosisverteilung.

Zusammenfassung

Der Einfluss von interfraktionellen Veränderungen auf die Dosisverteilung eines VMAT-Bestrahlungsplans der Prostata wurde unter Einsatz der XCAT2-Phantome untersucht. Hierbei zeigte sich ein Einfluss der variablen Hohlorganfüllstände sowohl für die Abdeckung des geplanten Zielvolumens als auch für die ursprünglich tolerierten Dosiswerte in den umliegenden Risikoorganen.

Anhang

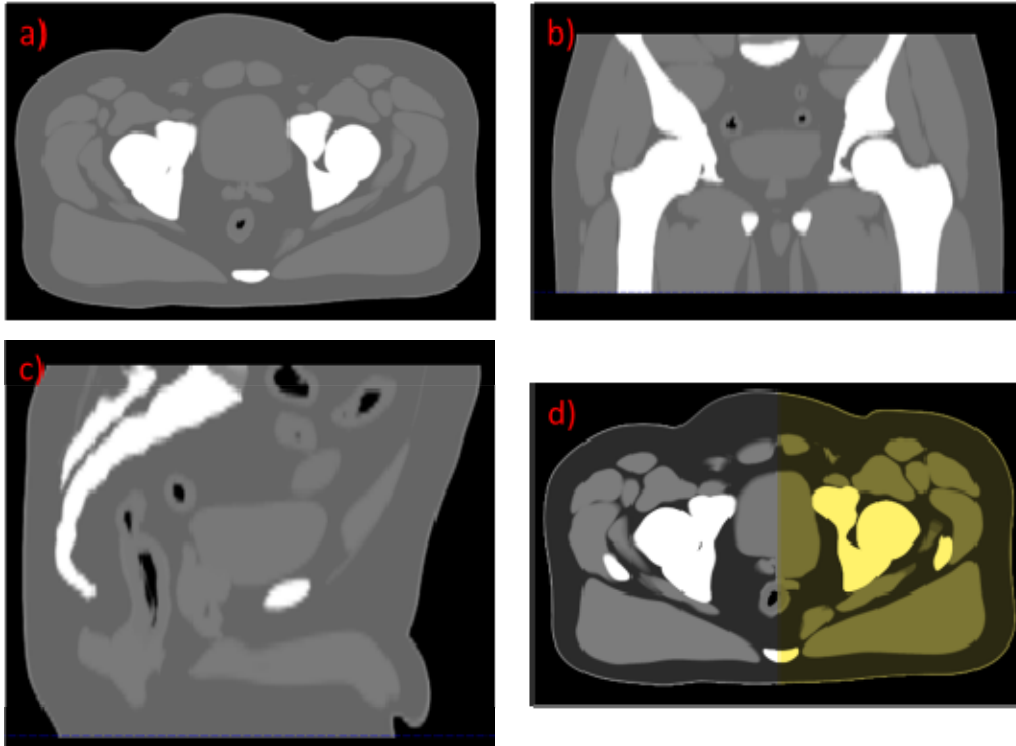


Abb.1: Beispiel der simulierten XCAT2-Phantome im Pelvis-Bereich in verschiedenen Ansichten. a) Transversal. b) Frontal. c) Sagittal. d) Beispiel für Veränderung des Blasenvolumens (gelb hinterlegt)

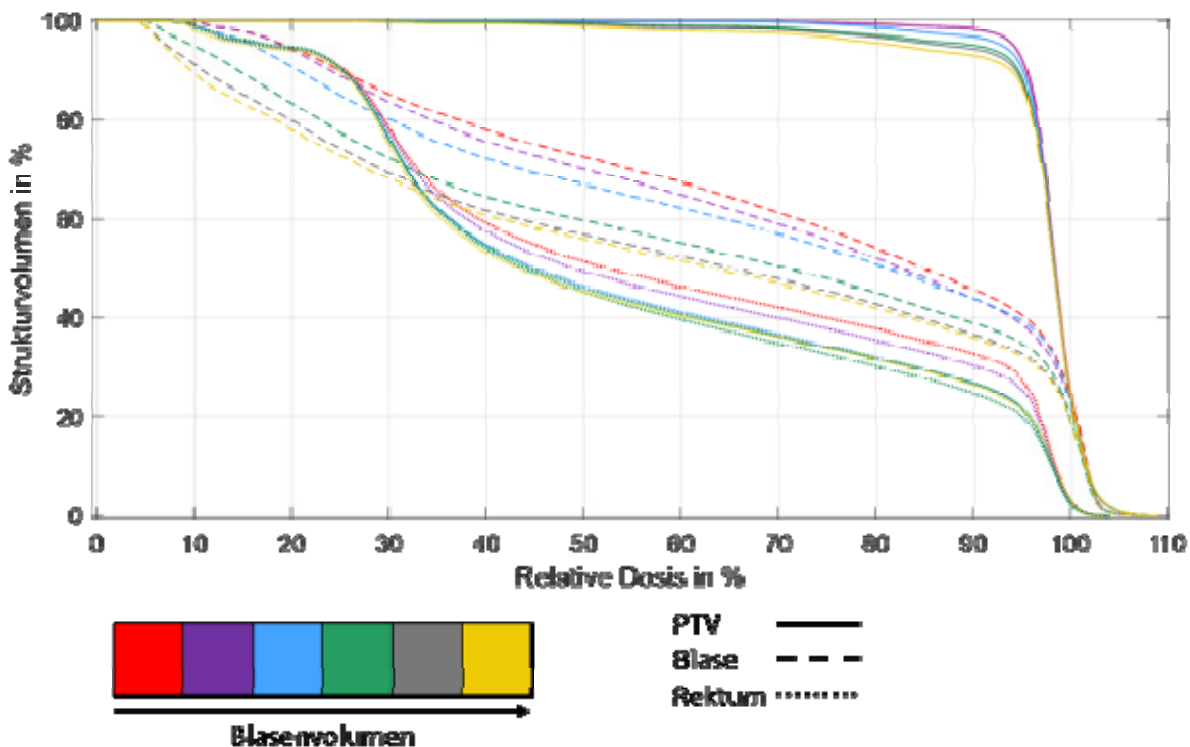


Abb.2: Dosis-Volumen-Histogramme für das Zielvolumen, sowie die Blase und das Rektum für unterschiedliche Blasenvolumina für einen VMAT-Bestrahlungsplan einer Prostata. Das Blasenvolumen nimmt entsprechend der Farbskala von rot nach gelb zu.

PS05.06 Evaluierung verschiedener Möglichkeiten der Dosisnachberechnung mittels Conebeam-CT-Datensätzen in der adaptiven Strahlentherapie

M. Ahmed Martinez^{1,2}, K. Zink^{1,3,2}, V. Flatten^{1,4,2}, S. Adeberg^{3,4,2}

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

³Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁴Philipps Universität Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

In der adaptiven Radiotherapie wird der Fokus auf interfraktionelle und anatomische Veränderungen gelegt, damit eine akkurate Dosisapplikation sichergestellt werden kann. Anhand der tagesaktuellen Veränderungen in der Conebeam Computertomographie (CBCT), kann die an diesem Tag erhaltene Dosis(verteilung) nachgerechnet werden. Diese Dosisberechnung kann entweder direkt auf dem CBCT erfolgen oder auf dem deformierten Bestrahlungsplanungs-CT (BSPCT). Ziel ist der Vergleich und die Evaluation beider Methoden für verschiedene Phantome hinsichtlich der Dosisverteilung.

Material & Methoden

Nach Sicherstellung der Elektronendichtekonstanz, wurden sowohl CBCT Aufnahmen (TrueBeam V2.7, Varian) eines Kopfphantoms im Modus „Pelvis“ und „Short Thorax“, als auch BSPCT Aufnahmen erstellt. In beiden Fällen wurde das Phantom in verschiedenen Szenarien durch Anbringung von Flabs verformt. Zunächst wurden fiktive Tumorstrukturen eingezeichnet und Dosisverteilungen anhand eines Arc Planes berechnet. Bei der Planevaluierung wurden die CT-Aufnahmen der jeweiligen Phantomdarstellung mit den CBCT-Aufnahmen hinsichtlich der Dosisverteilung und des Dosis-Volumen-Histogramms (DVH) verglichen.

Ergebnisse

Bei Betrachtung der erhaltenen Ergebnisse lässt sich festhalten, dass sowohl die Dosisverteilungen als auch die DVHs der jeweiligen BSP CT- und CBCT-Aufnahmen im Pelvis- und Short Thorax-Modus keine Unterschiede zueinander aufweisen. Bei genauerer Betrachtung von Abb. 1 jedoch wird erkennbar, dass die Bildqualität im Short Thorax-Modus wesentlich schlechter ausfällt als im Modus „Pelvis“. Somit sind prinzipiell Dosisberechnungen möglich, allerdings gestaltet sich die klinische Einschätzung aufgrund der Artefakte schwierig. Dies weist daraufhin, dass die Dosisberechnung auf CBCTs im Pelvis-Modus zuverlässig ist, wobei zu betonen gilt, dass die Abweichungen hierbei zunehmen, wenn Verformungen mittels Flabs an den Phantomen vorgenommen werden. Diese sind sowohl in den Dosis-Verteilungen als auch in den DVHs zu erkennen.

Zusammenfassung

Die erhaltenen CBCT-Aufnahmen im Pelvis-Modus eignen sich durchaus für Dosis(nach)berechnungen und stellen somit eine realistische sowie optimierbare Komponente im Sinne der adaptiven Radiotherapie dar. Bei starken Abweichungen zur Anatomie im BSPCT verspricht eine direkte Dosisberechnung auf dem CBCT gegenüber einem deformierten BSPCT Vorteile in der Genauigkeit.

Anhang 1

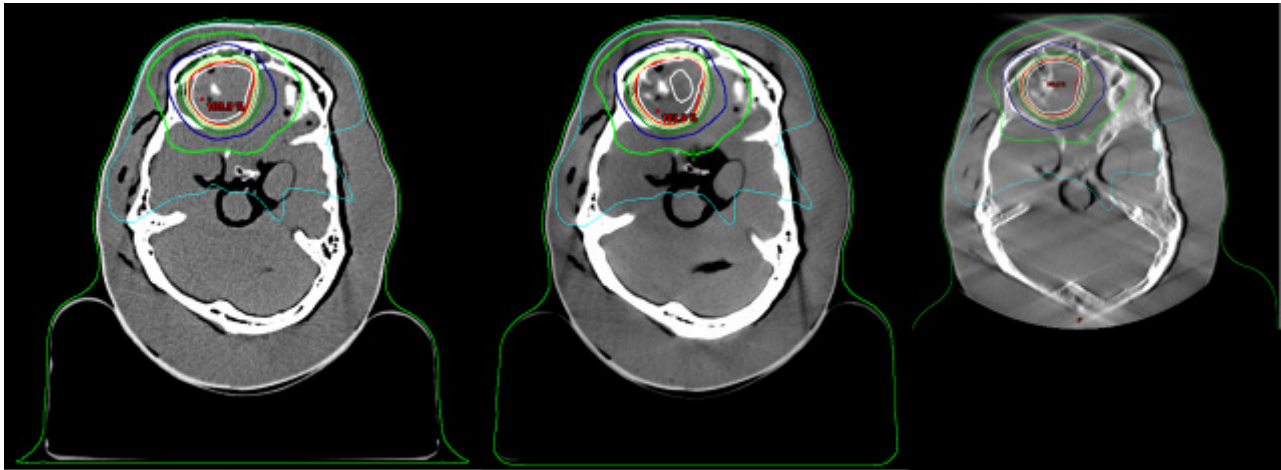


Abb. 1: Dosis-Verteilung im Kopf-Phantom: BSP CT (links); CBCT Pelvis (mittig); CBCT Short Thorax (rechts)

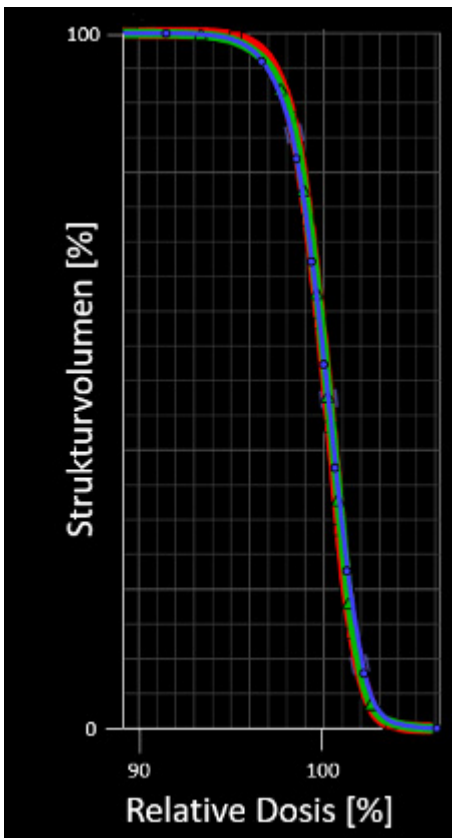


Abb. 2: DVH des PTV's im jeweiligen Modus: BSP CT (rot), CBCT Pelvis (grün); CBCT Short Thorax (blau)

PS06.01 Inbetriebnahme der Schachtionisationskammer SOURCECHECK4^{TT}, PTW zur Spezifikation eines Therapiestrahlers nach DIN 6803-2:2020-12

A. Schlageter¹, C. Baum¹, M. Alraun¹, S. Mose¹, S. Krier¹

¹Schwarzwald-Baar Klinikum Villingen-Schwenningen GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Villingen-Schwenningen, Deutschland

Einleitung

In der Brachytherapie ist die Spezifikation des verwendeten Therapiestrahlers für eine exakte Applikation der verschriebenen Dosis unerlässlich. DIN 6803-2:2020-12 schreibt deshalb eine unabhängige Strahlerprüfung vor der ersten Anwendung eines HE-Brachytherapie-Photonenstrahlers an einem Patienten durch den Anwender vor. Diese erfolgt gemäß der DIN über die Bestimmung der Kenn-Luftkermaleistung $K_{S,100}$, die mit einer rückführbar kalibrierten Schachtionisationskammer oder einer entsprechenden Detektor-Phantom-Anordnung überprüft werden kann. In unserem Klinikum soll die Strahlerprüfung zukünftig mit der Schachtionisationskammer erfolgen und bisherige Messungen mit dem Krieger-Phantom ablösen.

Material & Methoden

Zur Prüfung der Messstabilität der Schachtionisationskammer SOURCECHECK 4^{TT} (PTW, TM33005) werden Messungen mit unterschiedlichen Strahlzeiten durchgeführt. Weitere Messungen dienen der Festlegung eines geeigneten Messaufbaus und der Kontrolle des Einflusses von Raumstreubeiträgen, die im DGMP-Bericht [1] und der Arbeit von Baltas [2] beschrieben sind. Durch gezielte Literaturrecherche wird die Berücksichtigung verschiedener Korrekturfaktoren (u.a. k_p , k_{ion}) geprüft und ein neues Dosimetrieprotokoll erstellt. Über den Zeitraum von einem Jahr wird monatlich die Kenn-Luftkermaleistung $K_{S,100}$ mit der Schachtionisationskammer und dem Krieger-Phantom gemessen und mit den Herstellerangaben aus dem Quellenzertifikat verglichen.

Ergebnisse

Bei Messwiederholungen mit unterschiedlichen Strahlzeiten ergibt sich mit der Schachtionisationskammer eine konstante Dosisrate (Messstabilität: $\pm 0,1\%$). Messungen zur Bestimmung des Einflusses von Raumstreubeiträgen bestätigen die Ergebnisse aus der Literatur [1,2], weshalb wir für unsere Messungen einen Mindestabstand von 50 cm zu Einrichtungsgegenständen einhalten. Für das Dosimetrieprotokoll kann nach Literaturrecherche der Polaritäts-Korrekturfaktor $k_p = 1$ gesetzt werden [3], ebenso der Sättigungs-Korrekturfaktor k_{ion} , gemäß [4]. Die monatlich mit Schacht- und Ionisationskammer gemessene Kenn-Luftkermaleistung $K_{S,100}$ ist größer als die Angabe aus dem Herstellerzertifikat: für die Schachtionisationskammer im Mittel +1,5%, für die Detektor-Phantom-Anordnung +1,0%.

Zusammenfassung

Die Schachtionisationskammer von PTW ist für die Strahlerspezifikation und Bestimmung der Kenn-Luftkermaleistung $K_{S,100}$ nach DIN 6803-2:2020-12 geeignet und liefert zuverlässige Ergebnisse, sodass sie in unserem Klinikum die Bestimmung mittels Krieger-Phantom ablöst.

Literatur

- [1] DGMP-Bericht Nr. 13: Praktische Dosimetrie in der HDR-Brachytherapie, 1999
- [2] Baltas, D.: Comparison of calibration procedures for ¹⁹²Ir High-Dose-Rate Brachytherapy Sources, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 43, No. 3, pp. 653–661, 1999
- [3] IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, 2006
- [4] PTW: Sourcecheck 4^{TT} (Tx33005)– Gebrauchsanweisung, 2021-12

PS06.03 Charakterisierung einer neuartigen Gammakamera zur Echtzeitlokalisierung des ^{192}Ir Strahlers in der HDR Brachytherapie

J. Strotmann¹, A. Sipahi², K. Saße³, W. Kunth³, M. N. Chofor⁴, B. Poppe³, A. Patil⁴, A. A. Schönfeld⁵

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

²Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Abteilung für Radioonkologie, Düsseldorf, Deutschland

³Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Universitätsklinik für medizinische Strahlenphysik, Medizinischer Campus Pius-Hospital, Oldenburg, Deutschland

⁴Mirion Technologies, Inc., Meriden, CT, Vereinigte Staaten

⁵Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Melbourne, FL, Vereinigte Staaten

Einleitung/Ziel

Durch die Kombination einer visuellen Videokamera mit einer Gammakamera ermöglicht das neuartige HDR-Vue (Mirion Tech., Meriden, USA) die visuelle Echtzeitlokalisierung eines ^{192}Ir Strahlers in der High Dose Rate (HDR) Brachytherapie. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Ortsgenauigkeit der Lokalisation des Strahlers zu untersuchen.

Material/Methoden

Ein Stabapplikator wurde am Detektorschlitten eines motorisierten Wasserphantoms befestigt, um einen ^{192}Ir -Strahler ($A = 345\text{-}239\text{ GBq}$) in einem 10-mm-Raster durch das $30^\circ \times 40^\circ$ Sichtfelds (FOV) eines HDR-Vue Prototyps zu fahren. Es wurden Kamera-Strahler-Abstände von 500, 700 und 1000 mm sowie Wassertiefen von 20, 50, 70, 120 und 170 mm bei einer Verweildauer von 5 s eingestellt, um klinische Szenarien zu imitieren.

Aus den aufgezeichneten Videos wurden die mittlere Strahlerposition mit Standardabweichung bestimmt, wobei das Koordinatensystem des Wasserphantoms als Referenz diente. Auf diese Weise konnte das gesamte FOV im Hinblick auf die Lokalisierungsgenauigkeit der Quelle in diversen Wassertiefen charakterisiert werden.

Ergebnisse

Die Standardabweichung der detektierten Quellenposition lag in der Bildmitte unter 2 mm und nahm mit zunehmendem Kamera-Strahler-Abstand, Betrachtungswinkel und Wassertiefe zu. Eine Lokalisationsgenauigkeit innerhalb 10 mm Standardabweichung wird bei einem Kamera-Strahler-Abstand von 500 mm für Wassertiefen bis 70 mm über das gesamte FOV erreicht. Ab einer Wassertiefe von 120 mm ist eine Lokalisationsgenauigkeit innerhalb 10 mm Standardabweichung immer noch innerhalb eines FOV von 6° erreichbar.

Fazit

Das HDR-Vue ermöglicht die Echtzeitlokalisierung des ^{192}Ir -Strahlers während der Behandlung und kann zur Erkennung grober Fehler bei der HDR-Brachytherapie beitragen sowie nützliche Informationen für Notfallszenarien liefern.

PS06.04 Nadelplanung für eine transrektale Implantation von Seeds in kleine Zielvolumen innerhalb der Prostata

M. L. Dannert¹, P. Aumüller¹, M. Polednik¹, J. Fleckenstein¹, F. A. Giordano¹, S. Clausen¹

¹Universitätsklinikum Mannheim GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland

Einleitung

Bei lokal begrenztem Prostatakrebs, kann zur Behandlung eine Brachytherapie durch die Implantation von radioaktiven I125-Seeds erfolgen. Hierfür wird eine neue Implantationsmethode erforscht. Zur Positionierung der Implantationsnadeln soll die Nadelführung des ferngesteuerten Manipulator RCM (Soteria Medical BV, Arnhem, Netherlands) rektal eingeführt und so positioniert werden, dass die Implantationsnadeln durch die Rektumwand direkt in die Prostata gestochen werden. Dieses Vorhaben benötigt eine angepasste Nadelplanung, um die Planungsvoraussetzungen der neuen Methode zu beachten. Dafür wurde ein Planungssystem für perkutane Nadelimplantationen an die neue Anwendung angepasst. Das überarbeitete Planungssystem unterscheidet dabei zwischen der Behandlung des gesamten Prostatavolumens und kleineren Zielvolumen in der Prostata, die in einem fokalen Therapie-Ansatz behandelt werden sollen. Die neue Behandlungsplanung für den letzteren Fall wird hier vorgestellt.

Material & Methoden

Datensatz: Zur Testung des Planungssystems wird ein konturierter MRT-Datensatz eines anthropomorphen Pelvis-Phantoms verwendet.

Planungsvoraussetzungen: Die Nadelführung des RCM kann entlang ihrer Achse verschoben oder um einen gewählten Punkt senkrecht zur Achse rotiert werden. Daraus ergibt sich für die Planung, dass alle Nadeltrajektorien durch einen Punkt führen (Rotationspunkt).

Nadelplanung: Die Nadelplanung erfolgt in drei Schritten. Zunächst wird auf Grundlage der konturierten Volumen und des Rotationspunkts eine Menge an möglichen Nadeln (Trajektorie und mögliche Anzahl an Seeds) erstellt. Aus dieser Menge werden im nächsten Schritt Nadeln für einen initialen Plan ausgewählt. Zuletzt erfolgt eine Optimierung der Nadelpositionen mithilfe eines beschränkten Simulated Annealing Algorithmus.

Versuchsrechnungen: Es wurden zehn Pläne für ein fokales Zielvolumen erstellt. Die Verschreibungsdosis war **145 Gy** bei einer Aktivität der Seeds von **0,66 mCi**. Zur Beurteilung des Planungserfolgs werden die von der AAPM empfohlenen Grenzwerte berechnet und ausgewertet.

Ergebnisse

Die Grenzwerte für die Urethra und das Rektum sowie das D90 Kriterium für das Zielvolumen sind in allen zehn Plänen eingehalten. Die Abdeckung des Zielvolumens mit der Verschreibungsdosis ist am Ende der Planung in acht Fällen über den geforderten **95 %**. Im Schnitt beträgt sie **72,1 ± 6,2 %** vor und **96,3 ± 1,9 %** nach der Optimierung. Die V150 ist in keinem Plan eingehalten, was jedoch aufgrund der geringen Größe des Zielvolumens toleriert werden kann. In allen Plänen wurden drei Nadeln mit je einem Seed optimiert. Die Planungsdauer betrug **3,4 ± 0,9 min**.

Zusammenfassung

Das vorgestellte Planungssystem ermöglicht die Nadelplanung für eine **transrektale Implantation von Seeds in kleine Zielvolumen innerhalb der Prostata**. Die Optimierung der Nadelpositionen durch den Simulated Annealing Algorithmus erzeugt erfolgreich Behandlungspläne mit sehr guter Dosisabdeckung.

PS06.05 Implementierung einer Konstanzprüfung der Röhrenspannung, Röntgendosis und Halbwertsschichtdicke mit dem Nomex Multimeter für die Bildgebung in der Strahlentherapie

A. Sparenberg¹, M. Alraun¹, S. Mose¹, S. Krier¹

¹Schwarzwald-Baar Klinikum Villingen-Schwenningen GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Villingen-Schwenningen, Deutschland

Einleitung

Für die Patienten-Positionierung in der Strahlentherapie ist die kV-Bildgebung, in Form eines CBCTs, der Goldstandard. Allerdings existiert für die kV-IGRT bislang keine Norm für die Durchführung der Konstanzprüfung an dem Röntgensystem. Für die Bildqualität werden in vielen Kliniken und Praxen Herstellerempfehlungen herangezogen, die Überprüfung der Dosis liegt in der Handhabung der einzelnen MPE.

Für den Bereich Strahlentherapie wurde mit dem Nomex Multimeter der Firma PTW eine Konstanzprüfung zur Kontrolle der dosisrelevanten Parameter zur Beschreibung der Strahlungsqualität von Röntgenstrahlung entwickelt.

Material & Methoden

Bei der entwickelten Röntgen-Konstanzprüfung wird mit einer „single shot exposure“ verschiedener kV-mA-s-Konstellationen senkrecht mit einem SSD von 100cm auf die Multimeter-Oberfläche gestrahlt und die Strahlparameter dokumentiert. Das Nomex Multimeter ist nichtinvasiv, die Signale werden mittels einer Kombination aus Elektronik, Filtern und Silizium-Halbleiterdetektoren nach IEC 61674 erzeugt.

Dabei ist das Multimeter für verschiedene bildgebende Bereiche der Röntgenstrahlung kalibriert und misst verschiedene Strahlparameter: Dosis, Bestrahlungszeit, Spannung, Halbwertsschichtdicke, Gesamtfilterung, Dosis pro Puls, Pulsanzahl und Pulsfrequenz.

Ergebnisse

Die vorangegangenen Messungen zur Inbetriebnahme des Nomex Multimeter am Röntgensystem der Linearbeschleuniger und des Cyberknife haben gezeigt, dass das Messgerät nicht nur sehr intuitiv und einfach in der Handhabung zu bedienen ist, sondern gerade für eine Konstanzprüfung aufgrund der hohen Reproduzierbarkeit der Messwerte sehr geeignet ist. Im klinischen Alltag bietet das Nomex eine genauere Möglichkeit zur Konstanzüberprüfung der strahlungsqualitätsbeschreibenden Parameter und dient somit als Indikator für mögliche Fehler.

Mit dem Multimeter wurde ein genauer Vergleich der dosisrelevanten Parameter zwischen den kV-Bildgebungssystemen zweier Linearbeschleuniger ermöglicht. Diese zeigen eine Übereinstimmung der Parameter Praktische Spitzenspannung (PPV), Halbwertsschichtdicke und Gesamtfilterung in einem Bereich von 1,5%. Die Abweichung der Dosis pro Puls zwischen den beiden Linearbeschleunigersystemen war deutlicher und lässt im Vergleich mit den zeitlich korrelierten CTDI-Messungen tendenziell auf einen Zusammenhang zwischen den beiden schließen, wobei die Anzahl der Pulse der Anzahl der Frames entspricht.

Des Weiteren wurden während der Wartung der Linearbeschleuniger die Generatoren neu kalibriert, die dosisrelevanten Parameter, insbesondere die Dosis pro Puls, blieben dabei relativ konstant.

Zusammenfassung

Die Entwicklung einer neuen Röntgen-Konstanzprüfung und erste klinische Erfahrungen mit dem Nomex der Firma PTW haben gezeigt, dass das Multimeter ein geeignetes Mittel zur Überprüfung der Konstanz verschiedener Strahlparameter in der Bildgebung einer Strahlentherapie ist.

PS06.06 ROI-Positionierung von SGRT-Systemen bei DIBH PatientInnen

L. Dietrich¹, N. Lackner¹, O. Ott¹, M. Shariff¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Im Universitätsklinikum Erlangen werden Brustkrebs-PatientInnen mit Oberflächentrackingsystemen (SGRT) in Kombination mit regelmäßigen Cone Beam CT-Aufnahmen (CBCT) im Deep Inspiration Breath Hold (DIBH) bestrahlt. Zur Überwachung des Atemzyklus während der CT-Aufnahme und zur Verbesserung der Inspirationsreplikation während CT und der gesamten nachfolgenden Behandlung, wurde ein Oberflächentrackingsystem am Planungs-CT eingeführt.

Im Folgenden sollen die Erkenntnisse, die aus der Umstellung folgen dargestellt werden und inwiefern dies Konsequenzen für die Positionierung der region of interest (ROI) hat, welche für die SGRT-Überwachung notwendig ist.

Material & Methoden

Das SGRT-System (SimRT, VisionRT, London) ist an einem Somatom go.Open Pro (Siemens Healthineers, Erlangen) Computertomographen installiert. Für den DIBH-Workflow werden zwei CTs gefahren, jeweils eins in freier Atmung und in DIBH. Seit Januar 2023 wird gleichzeitig mit dem SGRT-System eine Atemkurve aufgezeichnet, womit Überwachung und Atemtraining unter Nutzung von visuellem Patientenfeedback durchgeführt wird.

Ergebnisse

Es wurden seit Projektstart 14 DIBH-PatientInnen überwacht. Der Datenpool erweitert sich um ein bis zwei PatientInnen pro Woche. Das Atemtraining wurde durch das Team und die PatientInnen gut angenommen. Es zeigt sich jedoch, dass die tiefe Inspiration von den PatientInnen unterschiedlich umgesetzt wird: etwa die Hälfte atmen eher in den Bauch ein während die andere Hälfte zur Inspiration in die Brust tendiert. Eine angepasste Positionierung der ROI abhängig vom Atemverhalten ist demnach von Nöten.

Zusammenfassung

Das Integrieren von Atemtraining vor der Aufnahme des Planungs-CTs und die Überwachung des DIBH mithilfe der SGRT-Systeme bei PatientInnen mit linksseitigem Brustkrebs ist einfach umsetzbar. Als Resultat ergibt sich, dass die Wahl der ROI zur Überwachung an die individuelle Atmung der PatientInnen angepasst sein sollte. Auswertungen zur optimalen Position der ROI in Bezug auf Atemmethode und Herzschonung sind in Arbeit.

PS07.01 Erhebung und Validierung von Referenzdaten für die Konstanzprüfung am Linearbeschleuniger Versa HDTM für den Umstieg auf ein Monte-Carlo basiertes BPS

L. Hartl¹, T. Koch¹

¹Sozialstiftung Bamberg, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Bamberg, Deutschland

Einleitung

Gemäß der DIN 6873-1:2021-05 muss ein Bestrahlungsplanungssystem vor der Inbetriebnahme und nach Änderungen geprüft werden. Dazu legt die DIN-Norm Prüfverfahren und Prüfmerkmale der Qualität eines Bestrahlungsplanungssystems fest. In der Strahlentherapie Bamberg wurde kürzlich das Bestrahlungsplanungssystem Monaco der Firma Elekta installiert. Monaco nutzt zur Dosisberechnung einen Monte-Carlo-Algorithmus. Im Zuge einer Masterarbeit wurde das Bestrahlungsplanungssystem Monaco gemäß der DIN 6873-1: 2021-05 geprüft. Zu diesem Zweck wurden Messungen mit den Berechnungen aus dem Planungssystem verglichen und teilweise Berechnungen aus Monaco mit Berechnungen aus dem unabhängigen Monte Carlo basierten Programm SciMoCa berechnet. Elekta gibt dem Anwender vor, dass Gewebe mit einer relativen Elektronendichte größer, oder gleich 1g/cm^3 mit einem korrigierten Wert überschrieben werden muss. Diese Vorgabe führt zu einigen Schwierigkeiten und Problemstellungen, welche es zu lösen galt.

Material & Methoden

Das Monaco[®]HD Bestrahlungsplanungssystem der Firma Elekta GmbH galt es zu überprüfen. Zu diesem Zweck wurden einige Messmittel und Softwares angewendet. Als unabhängige, sekundäre Berechnungssoftware wurden einige Pläne mit SciMoCa der Firma iba gegengerechnet. Die Verifikation von VMAT-Plänen wurde mithilfe des Delta4+-Phantoms durchgeführt. Des Weiteren wurden einige einzelne Bestrahlungsfelder mithilfe des Octavius Detektor 1500 im RW3-Plattenphantom und der Software Verisoft verifiziert. Zur Absolutdosimetrie wurde eine $0,3\text{cm}^3$ Semiflex Kammer der Firma PTW verwendet.

Ergebnisse

Das Bestrahlungsplanungssystem konnte gemäß der DIN 6873-1:2021-05 erfolgreich verifiziert werden. Im Zuge dieser Prüfungen und im Anschluss an die Masterarbeit wurden einige Messungen durchgeführt, welche prüfen sollten, inwiefern die Überschreibung von Dichtewerten notwendig ist. Hierfür wurde das Delta4+-Phantom genutzt. Dabei sind einige Schwierigkeiten aufgetreten, die es trotz der erfolgreichen Abnahme des Bestrahlungsplanungssystems, zu lösen galt. Besonders die Messung von absoluten Dosiswerten in inhomogenen Messphantomen stellt den geübten Pinnacle-Benutzer vor einige Probleme, die es erfordern ggf. neue Workflows zu etablieren und umzudenken. So ergaben sich bei Messungen von 3D-Bestrahlungsplänen mit dem Delta4+-Phantom Abweichungen von bis zu 2% in der Absolutdosis. Weitere Messungen haben ergeben, dass die Überschreibung der Tischstrukturen nicht nötig ist, da diese lediglich einen Unterschied von 0,2% in der Absolutdosis bewirkt. SciMoCa konnte die Ergebnisse, welche sich bei dem Vergleich von Messung und Berechnung ergeben haben, bestätigen.

Zusammenfassung

Mithilfe der Angabe von Elekta, dass alle nicht-biologischen Gewebe in Monaco mit einer relativen Elektronendichte überschrieben werden sollen, wird der Nutzer vor einige Probleme gestellt. Anhand von Absolutdosismessungen und Vergleichsrechnungen mit SciMoCa wurde zuerst sichergestellt, dass die Absolutdosis korrekt berechnet wird. Zur anschließenden Verifikation von Standardplänen im Delta4+-Phantom wurde ein Vorgehen erarbeitet, mithilfe dessen man das gewohnte Vorgehen bei der Verifikation von Bestrahlungsplänen fortführen kann. Außerdem wurden einige Messungen durchgeführt, die ergeben haben, dass die vorgeschriebenen Dichteüberschreibungen im klinischen Betrieb nicht zwingend notwendig sind.

Literatur

[1] © 2020 Elekta, Inc. *Schulungsmaterialien* „Monaco Physics“, 2021

PS07.02 Methoden zur Qualitätssicherung mittels CBCT

L. Lüdemann¹, R. Kramer², M. Grimm³, M. Stuschke¹

¹UK-Essen, Strahlenklinik, Essen, Deutschland

²ENVEMEDIK, Bochum, Deutschland

³MedCom GmbH Darmstadt, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

Die Konus-Strahlen-Computer-Tomographie (CBCT) entwickelte sich in den letzten Jahren in der Strahlentherapie zum täglichen Standard bei der Positionierung des Patienten für die Bestrahlung. Die erhöhte Strahlenexposition der Bildgebung wird durch engere Säume zwischen CTV und PTV gerechtfertigt. Ein routinemäßig vor der Bestrahlung akquiriertes CBCT ermöglicht die Anwendung weiterer Optimierungsmethoden in der Strahlentherapie.

Material & Methoden

Validierung der Koregistration: Eine starre Koregistration des CBCT mit dem Planungs-CT mit drei bzw. sechs Parametern (3xTranslation und ggf. 3xRotation) erfolgt am Bestrahlungsgerät. Die starre lokale Koregistration wird mit einer elastischen (Prosoma MedCom, Darmstadt) anhand der Verschiebung des Schwerpunktes des Zielgebietes verglichen, siehe Abb. 1 verglichen. Da sich die Unterschiede in der Regel auf ein relativ schmales Band beschränken, siehe Abb. 1, kann mit einem geeigneten Schwellwert eine Software die Qualitätskontrolle übernehmen

Validierung der applizierten Dosis: Da der Patient bei jeder Bestrahlung unterschiedlich auf dem Bestrahlungstisch liegt, die Fluenzverteilung in der Regel jedoch nicht angepasst wird, wird ein Saum zwischen CTV und PTV gelegt. Die elastische Koregistration liefert ein Transformationsfeld, mit dem Dosisverteilungen und Strukturen übertragen werden können. Die Monte-Carlo-Simulation berechnet die applizierte Dosisverteilung auf einem deformierten koregistrierten Planungs-CT. Die Summation der deformierten Dosisverteilungen liefert die real applizierte Dosisverteilung.

Erfassung von Volumenänderungen: Die elastische Koregistration vom Planungs-CT auf das CBCT ermöglicht die Erfassung von Volumenänderungen zuvor markierter Strukturen.

Ergebnisse

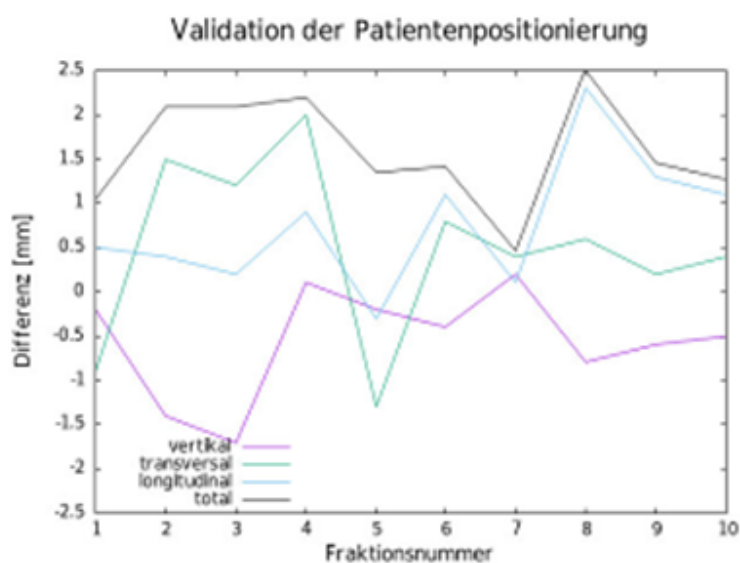
Die elastische und die starre lokale Koregistration unterscheiden sich je nach Körperegion innerhalb eines relativ engen Bandes, so dass Ausreißer klar identifiziert werden können und eine automatische Verifikation in der klinischen Routine umsetzbar erscheint.

Volumenänderungen der Targets wurden in mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,9 in beide Richtungen beobachtet.

Zusammenfassung

Die hier vorgestellten Verfahren zur CBCT Auswertung ermöglichen eine nachträgliche automatisierte Qualitätskontrolle der Patientenpositionierung, eine Kontrolle der Säume zwischen PTV und CTV und einen prognostischen Trend bei der Entwicklung der Volumina.

Abb.1: Die Streuung ist stabil.



PS07.03 Evaluation der Dosisnachberechnung mit Monte-Carlo für die erweiterte patientenspezifische Qualitätssicherung

N. Sommer^{1,2}, K. Theilmann^{1,2}, N. Jach², K. Zink^{1,2,3}, S. Adeberg^{2,3,4}, V. Flatten^{1,2,4}

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

³Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁴Philipps Universität Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Messungen der Dosisverteilung zur patientenspezifischen Qualitätssicherung (QS) in der Strahlentherapie können durch eine Dosisnachberechnung mit Monte-Carlo Verfahren (MC) ersetzt werden. Neben der Nachberechnung von Monitoreinheiten können zusätzliche Parameter wie Dosisabweichungen in Zielvolumen (ZV) oder Risikoorganen für die QS ermittelt werden. Es stellt sich daher die Frage, welche Parameter und Grenzwerte für eine Dosisnachberechnung als erweiterte QS-Maßnahme sinnvoll berechnet und definiert werden müssen.

Material & Methoden

Es wurden 212 VMAT-Bestrahlungspläne, die mit dem AAA-Algorithmus im Bestrahlungsplanungssystem Eclipse (Varian) berechnet wurden, mit dem dedizierten MC-Tool in ProSoma (MedCom) nachgerechnet. Als erweiterte QS-Maßnahme wurden folgende Parameter evaluiert: die Bestehensquote der globalen Gammaanalyse (3 %/3 mm) der Dosisverteilung sowie getrennt für das ZV und die Dosisabweichung für die mittlere und maximale Dosis des ZV und der Risikoorgane. Zusätzlich wurde die Dosisabweichung der minimalen Dosis des ZV und die Volumenabweichung für die Größe V_{20Gy} der Lunge bestimmt. Zunächst wurden als Grenzwerte eine Bestehensquote von 90 % und eine betragsmäßige Abweichung von 10 % definiert.

Ergebnisse

Bei der Gammaanalyse der Pläne sind die mittleren Bestehensquoten in allen Körperregionen über 95 %. Bei der Gammaanalyse im Hochdosisbereich (ZV) treten Bestehensquoten unter 90 % vor allem bei ZV im Thorax auf. Bei der maximalen, mittleren und minimalen Dosis des ZV liegt die mittlere Abweichung unter 5 %, mit Ausnahme der minimalen Dosis im Thoraxbereich. Bei den Risikoorganen sind Abweichungen von mehr als 10 % bei kleinen Organen und bei der mittleren Dosis der Lunge zu beobachten (vgl. Abb. 1), so dass hier eine Anpassung der Evaluationskriterien angestrebt wird. Für die anderen Risikoorgane liegen die mittleren Abweichungen mit zugehöriger Standardabweichung unter 10 %. Mit den aktuell definierten Grenzen bestehen mehr als 60 % der Pläne mit ZV in Kopf und Thorax und 30 % der Pläne mit ZV im Abdomen die QS nicht (vgl. Tab. 1), obwohl alle Pläne mit einer Portal-Dose Messung evaluiert wurden.

Zusammenfassung

Die Dosis von 212 Patientenplänen wurde mit dem MC-Tool in ProSoma nachgerechnet und Parameter für die patientenspezifische QS evaluiert. Die gewählten Parameter und Grenzwerte sind in vielen Fällen zu strikt für Abweichungen im Niederdosisbereich, welche nicht klinisch relevant sind, so dass diese auf der Grundlage der gesammelten Daten weiter angepasst werden müssen.

Anhang 1

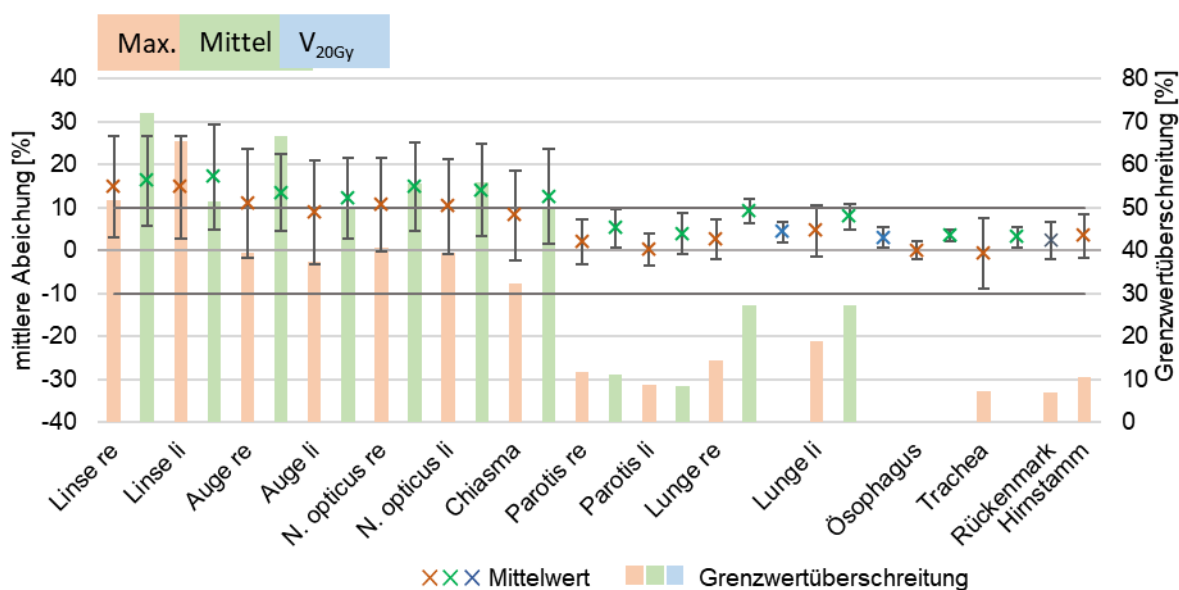


Abbildung 9 Mittlere Abweichung und Standardabweichung der maximalen (orange Kreuze), der mittleren (grüne Kreuze) Dosis und V_{20Gy} der Lunge (blaue Kreuze), sowie relative Anzahl der Überschreitung des Grenzwertes der maximalen Dosis (orange Säule) und der mittleren Dosis (grüne Säule) für die Risikoorgane des Kopfs

Anhang 2

Tabelle 1 Anzahl der Pläne getrennt nach Körperregion des ZV und Anzahl der Pläne mit Grenzwertüberschreitung

ZV	Kopf	Thorax	Abdomen
Pläne	60	44	108
Grenzwert überschritten	44	30	32

PS07.04 Nutzung von PentaGuide zur integrativen QA der Isozentren von MV-Feld, CBCT-Bildgebung und C-RAD Oberflächenscanner an zwei Elekta Beschleunigern

L. Muth¹, F. Stuckmann¹, F. Griff¹, S. Anacker¹, M. Reinert¹

¹Klinikum Fulda gAG, Medizinische Physik und Strahlenschutz, Fulda, Deutschland

Einleitung

Die Bestimmung der Position von Linac-Rotationsachsen und der Isozentren von Behandlungsstrahl und zugehöriger Bildgebung gehört zu den Standardverfahren der Qualitätssicherung bei stereotaktischen Bestrahlungen. Mithilfe des Phantoms PentaGuide (ModusQA) wurde ein Verfahren entwickelt, das durch die Winston-Lutz-Methode auf einfache, kostengünstige Art die Koinzidenz von Behandlungsfeld, CBCT-Bildgebung und dem Oberflächenscanner C-RAD überprüft.

Material & Methoden

Das PentaGuide Phantom wird an den Lasern ausgerichtet und die C-RAD QA vor Stereotaxie durchgeführt. Diese umfasst eine Validierung der Oberfläche des Phantoms anhand der CT-Referenzdaten mittels des Oberflächenscanners sowie eine CBCT-Aufnahme (XVI-Preset Chest M20). Anschließend folgt die Aufnahme von zehn MV-Projektionen mit verschiedenen Gantry-, Tisch- und Kollimatorwinkeln. Die Auswertung erfolgt über MATLAB. Aus den gewonnenen Daten kann die Position von Laser-, CBCT- und MV-Isozentrum sowie sämtlicher Rotationsachsen zueinander im Raum ermittelt werden. Die Ergebnisse werden in einer automatisch generierten Excel-Datei gespeichert, die als pdf-Dokument gedruckt und an die elektronische Patientenakte angehängt werden kann. Die komplette QA mit Auswertung nimmt etwa 30 Minuten in Anspruch. Die Messungen wurden in den Monaten Januar bis März 2023 an jedem Beschleuniger acht Mal wiederholt.

Ergebnisse

Der Abstand von MV-Isozentrum und CBCT-Isozentrum lag bei $0,92 \pm 0,07$ mm bzw. $0,75 \pm 0,04$ mm. Die ermittelten Abstände der Rotationsachsen zueinander lag an beiden Geräten zwischen 0,1 und 0,7 mm, der Gantry Sag lag bei $1,30 \pm 0,11$ mm bzw. $1,24 \pm 0,04$ mm. Die Beschleuniger liegen damit innerhalb der für Stereotaxie vorgegebenen Toleranzen [1].

Die Methode liefert zuverlässig reproduzierbare Ergebnisse. Die Genauigkeit der Objekterkennung in der Bildauswertung liegt bei $\pm 0,1$ mm. Die Standardabweichung der mit Winston-Lutz ermittelten Achsenpositionen liegt bei weniger als $\pm 0,15$ mm, die Position der Isozentren bei weniger als $\pm 0,15$ mm in jede Raumrichtung. Die Laserpositionen zeigen eine höhere Abweichung von $\pm 0,25$ mm, da hier die Ungenauigkeit des Setups mit einfließt.

Zusammenfassung

Die von uns entwickelte Methode erlaubt es, mit dem PentaGuide-Phantom basierend auf der Winston-Lutz-Methode alle für die Stereotaxie relevanten Positionierungssysteme und Isozentren präzise, schnell und komfortabel zu prüfen und zu dokumentieren.

Literatur

[1] Klein, E.E., Hanley, J., Bayouth, J., et al. (2009) Task Group 142 Report: Quality Assurance of Medical Accelerators. Medical Physics, 36, 4197-4212

PS07.05 Kommissionierung und Verifikation einer 3D-EPID-in-vivo-Berechnungssoftware

P. Rauwald-Josephs¹, V. Hebig¹, M. Mayer¹, S. Neppi¹, C. Baues¹, F. Kamp¹

¹Uniklinik Köln, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, Cyberknife- und Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Einleitung

Das 3D-EPID-Modul der Software RadCalc (V7.2.2.1) für in vivo Messungen zur Bestimmung von Dosisverteilungen in Patient*innen wurde für einen TrueBeam (V2.5) kommissioniert, verifiziert und bei ersten Patient*innen verwendet. Ziel ist die klinische Implementierung des Moduls zur Verwendung in der Patient*innenspezifischen Qualitätssicherung.

Material & Methoden

Zur Kommissionierung des Rückprojektionskerns wurden Messungen statischer Felder (3 - 26,5 cm) in verschiedenen wasseräquivalenten Tiefen (0 - 58 cm) mit dem EPID durchgeführt. Der Rückprojektionskern dient zur Weiterverarbeitung von Messdaten, die mit Hilfe des EPIDs während der Therapie nach dem Durchgang der Strahlung durch die Patient*innen, gemessen werden. Für die folgende Berechnung der Dosisverteilung auf dem Planungs-CT wird ein Collapsed-Cone-Algorithmus (CC) benutzt. Zur Verifikation des CC wurden unabhängige Punktdosismessungen durchgeführt. Die Genauigkeit und Funktionalität der EPID-basierten-Dosisberechnungen wurde verifiziert durch Messungen mit verschiedenen Phantomen von einfachen Geometrien bis zu 3D-gedruckten, anthropomorphen Kopfphantomen. Hierfür wurden sowohl Messungen mit statischen als auch dynamischen Feldern durchgeführt sowie Patient*innen-Verwechslungen durch Vertauschen verschiedener Kopfphantome simuliert. Messungen wurden durchgeführt für 64 Pläne unterschiedlicher Patient*innen und die berechneten Dosisverteilungen verglichen mit den Dosisverteilungen der Berechnungen des Originalplans im Bestrahlungsplanungssystem (TPS) sowie unabhängigen Nachrechnungen durch einen Monte-Carlo-Algorithmus (MC).

Ergebnisse

Die Kommissionierung des Rückprojektionskerns war erfolgreich. Die simulierten Patient*innen-Verwechslungen sind in Abb. 1 dargestellt und führten zu verminderten Passrates der 3%/3mm Gammaanalyse von 76% und 23%. Die Ergebnisse der 3%/3mm Gammaanalysen zwischen den Dosisverteilungen berechnet durch das TPS, den MC und den CC sind in Abb. 2 dargestellt. Die Mediane der Ergebnisse zwischen TPS und CC, TPS und MC sowie MC und CC sind 97,0%, 96,5% und 88,7%.

Zusammenfassung

Das 3D-EPID-Modul der Software RadCalc wurde kommissioniert und zeigt Potential im Einsatz in der Patient*innenspezifischen Qualitätssicherung mit weiterführenden Möglichkeiten durch den in-vivo Einsatz. Die erreichbare Genauigkeit des Systems, wie auch die Unterscheidung von Abweichungen durch Patientenpositionierung, anatomischen Veränderungen und Linac-Parametern wird im nächsten Schritt untersucht. **Anhang 1**

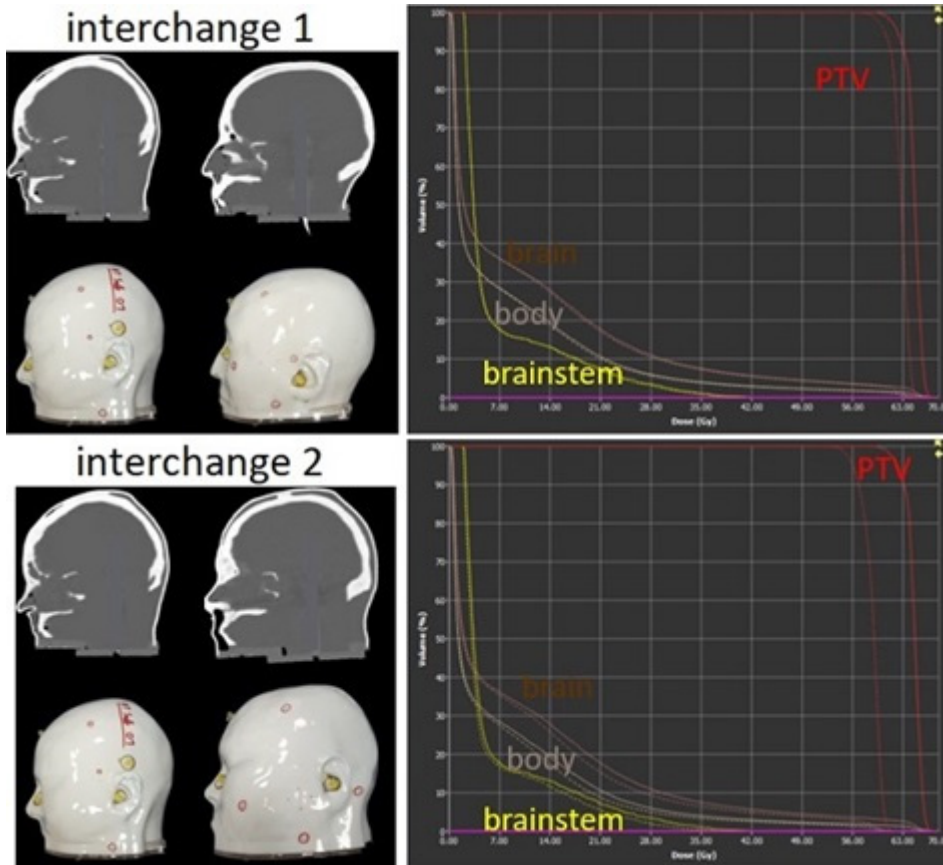


Abb.1: Links: 3D-gedruckte, anthropomorphe Kopfphantome verwendet zur Simulation der Patient*innen-Verwechslungen sowie repräsentative CT-Schnitte.
 Rechts: DVH Vergleich der Dosisverteilungen für body, brain, brainstem und PTV berechnet durch das TPS (durchgezogen) und den CC (gestrichelt).

Anhang 2

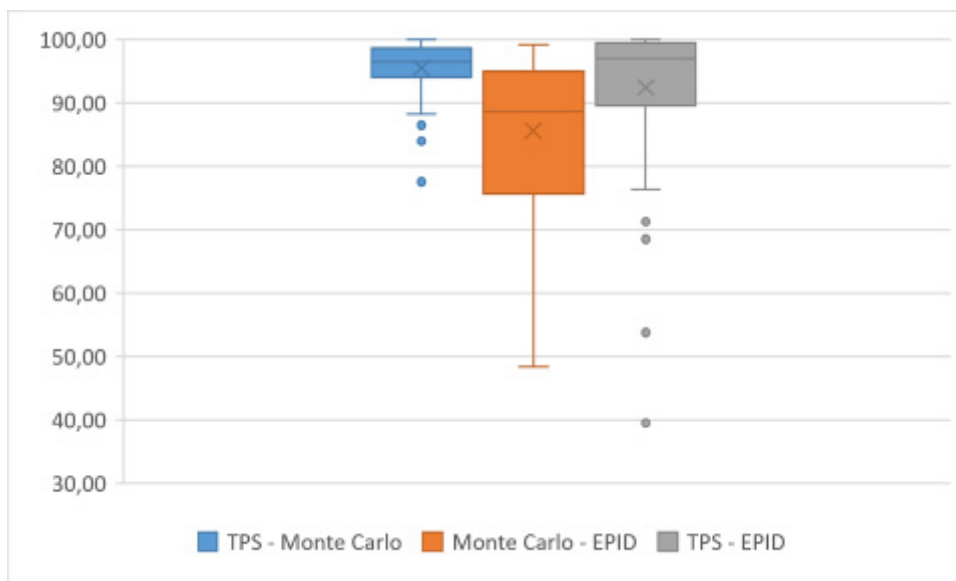


Abb.2: Ergebnisse der 3%/3mm Gammaanalysen zwischen den Dosisverteilungen berechnet durch das TPS, den MC und den CC.

PS07.06 Evaluation eines Monte-Carlo-basierten Secondary-Dose-Engine für die helikale Strahlentherapie

M. Mayer¹, V. Hebig¹, P. Rauwald-Josephs¹, S. Nepl¹, C. Baues¹, F. Kamp¹

¹Uniklinik Köln, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, Cyberknife- und Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Einleitung

Mit steigender Patientenzahl und begrenzter Gerätekapazität für Dosismessungen gewinnt der Gebrauch von unabhängiger Dosisnachrechnungssoftware in der individuellen Patientenplanverifizierung an Bedeutung. Bei ausreichender Gerätequalitätssicherung kann der Einsatz eines solchen Systems Vorteile hinsichtlich des Aufwands, der Berücksichtigung von Inhomogenitäten durch Dosisberechnungen im Patienten sowie der Auswertungsdichte gegenüber der herkömmlichen Planverifizierung mit Messungen im Phantom bieten [1].

Material & Methoden

Ein Gerätemodell eines Radixact-Linearbeschleunigers (Version 1.1.0.2) wurde in der Dosisnachrechnungssoftware Radcalc (Version 7.2.3.1) erstellt und mithilfe von Nachrechnungen und Messungen der Pläne zur Dosisoutput-QA des Geräts kommissioniert. Unter Einsatz des Radcalc-Monte-Carlo-Algorithmus wurden 172 klinische Patientenpläne, welche durch Messungen der Dosis in einem Delta4-Phantom verifiziert worden waren, vorwärts gerechnet. Analog zur Bestrahlungsplanungssoftware Precision (Version 2.0.1.1) wurde die Dosisberechnung im Couch-Replaced-CT-Datensatz im gesamten Volumen durchgeführt. Die Monte-Carlo-Dosisverteilungen der nachgerechneten Patientenpläne wurden hinsichtlich ihrer Übereinstimmung mit den Precision-Dosisverteilungen evaluiert. Ausgewertete Planvergleichskriterien sind Gamma-Passrates (PR für 3mm/3%, 2mm/2%, 1mm/2%, 1mm/1%) bezogen auf das Dosismaximum mit einem 10%-Dosisgrenzwert und die Abweichung des PTV-Dosismittelwerts.

Ergebnisse

Die mittlere Dauer einer Vorwärtsdosisberechnung beträgt 920 Sekunden. 98,3% der Patientenpläne hatten PR von >95% (3mm/3%), was der klinischen Anforderung in der individuellen Planverifizierung entspricht. Auch bei den konservativeren Auswertungen mit 2mm/2% (1mm/2%) wurden mit 72,7% (27,9%) der Pläne PR von >95% erzielt (Abb. 1). Mediane, minimale und maximale PR für die jeweiligen Auswertungskriterien sind nach Entitäten sortiert in Tab. 1 aufgeführt, wobei nur geringe Unterschiede zwischen den Körperregionen festgestellt wurden. Die Abweichung des Dosismittelwerts im PTV betrug durchschnittlich 1,0%. Größere Abweichungen von bis zu 3,6% im PTV-Dosismittelwert wurden trotz Dichteüberschreibungen für Pläne mit Metall- oder sonstigen Artefakten beobachtet.

Zusammenfassung

Weitere Patientenpläne werden aktuell ausgewertet. Mehr als 98% der betrachteten Patientenpläne erfüllen die Anforderungen für die Patientenbestrahlung.

Anhänge

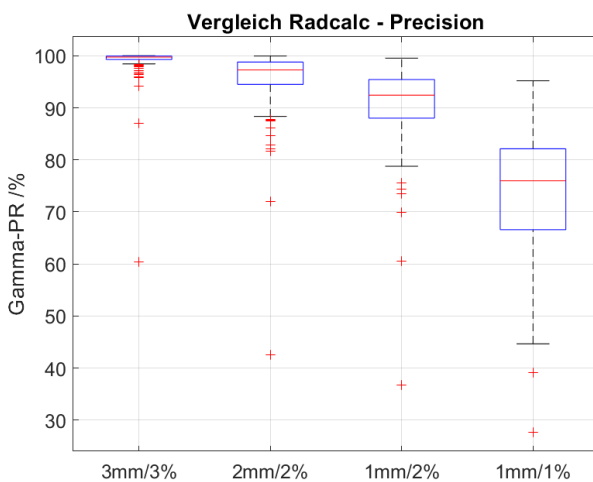


Abb.1: Verteilung der Gamma-PR

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Entität	Anzahl	Median [min; max] Gamma-PR /%				Abweichung PTV-Dosismittelwert /%
		3%/3mm	2%/2mm	2%/1mm	1%/1mm	
Kopf/Hals	54	99,5 [94,1; 100,0]	96,1 [82,2; 99,8]	90,2 [74,3; 97,6]	76,8 [44,7; 89,7]	0,9 [0,0; 2,5]
Thorax/Abdomen	24	99,8 [96,8; 100,0]	97,9 [87,6; 99,8]	93,7 [79,9; 98,7]	76,8 [51,9; 95,2]	0,6 [0,1; 2,4]
BWS/LWS	33	99,8 [60,4; 100,0]	97,9 [42,5; 99,9]	93,8 [36,8; 99,1]	76,6 [27,7; 94,2]	0,8 [0,0; 14,5]
Becken	50	99,8 [95,8; 100,0]	97,0 [81,6; 100,0]	93,5 [73,5; 99,5]	74,7 [46,5; 94,0]	0,9 [0,1; 2,4]
Bein	10	99,4 [87,0; 100,0]	96,2 [72,0; 99,5]	90,2 [60,5; 94,7]	75,2 [39,1; 90,6]	0,5 [0,0; 3,6]

Tab. 1: Gamma-PR des Dosisvergleichs Precision – Radcalc und Abweichung der mittleren PTV-Dosis.

Literatur

- 1) Zhu, T. et al. DOI: 10.1002/mp.15069

PROMOVIEREN



Strukturiertes PhD-Programm in Medizinphysik

FORTBILDEN



Fortbildungen im Bereich Radioonkologie, Strahlenschutz und Medizinphysik

Qualifizierungen in der Strahlentherapie



WEITERBILDEN



Zertifizierte Weiterbildungen und Sommerschulen

Interesse?

Mehr Informationen unter www.dkfz.de/medphys_edu



Deutsches Krebsforschungszentrum
Medizinische Physik in der Strahlentherapie
Im Neuenheimer Feld 280
69120 Heidelberg

dkfz.

DEUTSCHES
KREBSFORSCHUNGSZENTRUM
IN DER HELMHOLTZ-GEMEINSCHAFT

Forschen für ein Leben ohne Krebs

HIRO

Heidelberger Institut
für Radioonkologie



PS08.01 Verwendung eines anthropomorphischen Phantoms mit 3-D gedruckten Beinen zur Qualitätssicherung von TBI Techniken

N. Alizadeh Azbari¹, M. Wegner^{1,2}, M. Jäckel¹, D. Krause², E. Gargioni¹

¹Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf (UKE), Klinik für Strahlentherapie & Radioonkologie, Hamburg, Deutschland

²Technische Universität Hamburg Harburg, Institut für Produktentwicklung und Konstruktionstechnik, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Die Ganzkörperbestrahlung (TBI) wird in Verbindung mit einer Chemotherapie als Konditionierungsschema für die Knochenmarktransplantation im Rahmen der Behandlung von z.B. Leukämie eingesetzt. Eine Strategie, um eine gleichmäßige Dosisverteilung (innerhalb ±10 %) über den gesamten Körper des Patienten zu erreichen, ist, große Behandlungsfelder und einen großen Abstand zwischen Quelle und Haut (SSD) zu verwenden. Die Variation der Körperdicke und der Gewebedichte über das gesamte Behandlungsfeld und die Einführung lokaler Dosisinhomogenitäten zur Schonung kritischer Organe sind jedoch zwei zusätzliche dosimetrische Herausforderungen. In dieser Arbeit wird ein Konzept zur Qualitätssicherung der CT-basierte Bestrahlungsplanung einer TBI anhand von zwei Bestrahlungstechniken untersucht.

Material & Methoden

Ein kommerzielles anthropomorphes Oberkörperphantom wurde mit einem additiv gefertigten Beinmodul erweitert. Es wurden sowohl eine tabellenbasierte, statische Feldtechnik als auch den Dosisberechnungsalgorithmus eines Planungssystems (TPS) bei erweitertem SSD experimentell untersucht, um eine intensitätsmodulierte Sweeping-Beam-Technik (SB) bei erweitertem SSD zu entwickeln. Die absolute Dosis wurde an mehreren Stellen unter Verwendung von Film dosimetern, optisch stimulierten Lumineszenzdosimetern (OSLD) im gesamten Phantom gemessen und mit der erwarteten Dosis verglichen.

Ergebnisse

Die erwartete mittlere Dosis und die mit OSLD gemessene mittlere Dosis an verschiedenen Positionen sind in Tabelle 1 für die Stehfeldtechnik zusammengefasst. Für die Schichten des anthropomorphen Phantoms, in denen Film dosimeter während der Bestrahlung platziert wurden, sind die resultierenden gemessenen Dosisverteilungen sowie die berechneten Dosisverteilungen in diesen Schichten in Abb.1 dargestellt. Die konventionelle, nicht CT-basierte, statische Feldtechnik zeigte eine gute Übereinstimmung zwischen den experimentellen und berechneten Daten. Die Analyse der Genauigkeit der Dosisverteilungsvorhersagen durch das TPS bei SB zeigte, dass das TPS die gemessenen Dosen um bis zu 20% unterschätzt.

Zusammenfassung

Moderne Linac-Techniken ermöglichen schnellere Behandlungsschemata zur Durchführung von TBI, die außerdem für kleine Räume geeignet sind. An anthropomorphen Phantomen können die vorgeschlagenen Techniken am ganzen Körper dosimetrisch untersucht und verglichen werden. Während mit der konventionellen Behandlungsplanung die gewünschte Dosis mit der gemessenen übereinstimmt, hat sich gezeigt, dass ein TPS-basierter Ansatz die Dosis stark unterschätzt, was zu einer Überdosierung des Ziels führt.

Anhang 1

Position	Dosis in mSv	Gewünschte Dosis in mSv	Unterschied in %
Auge-R	2113.0894	2000	+5.7
Auge-L	1962.1701	2000	-1.9
Nacken	2025.82335	2000	+1.3
AP-Transmission(Mittelbauch)	2071.8376	2000	+3.6
PA-Transmission(Mittelbauch)	2007.7533	2000	+0.1
Feldschnittstelle(Oberbauch)-R	2172.6757	2000	+8.6
Feldschnittstelle(Oberbauch)-L	2064.9939	2000	+3.2

Tab.1: Dosismessung konventionelle TBI mit Stehfeldtechnik

Anhang 2

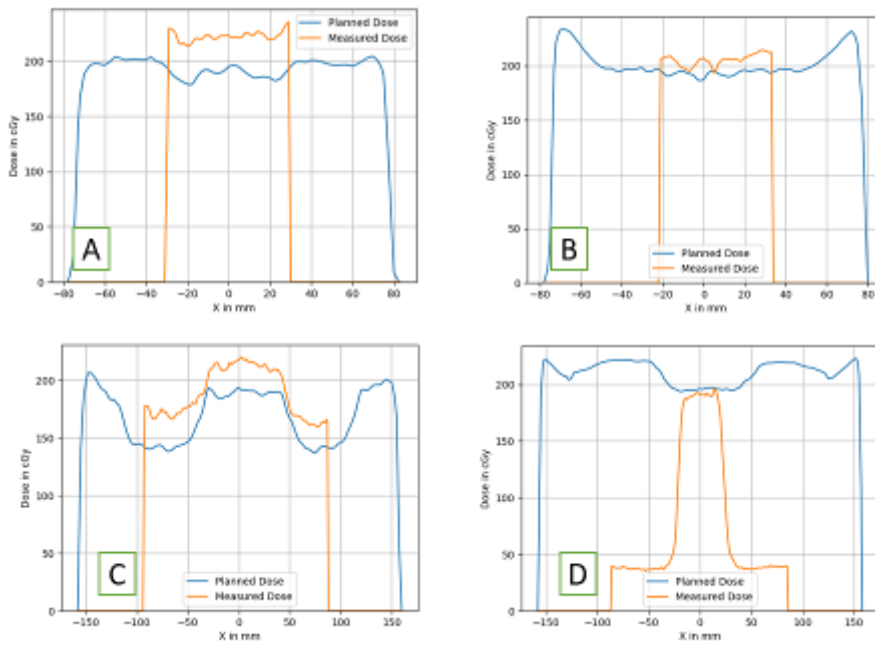


Abb. 1: Dosisprofile Film dosimeter und TPS berechnete Dosis an zwei Positionen. A: Zwischen den Schichten 3-4 Kopf, Sweeping Beam. B: Zwischen den Schichten 3-4 Kopf, Stehfeld. C: Zwischen den Schichten 16-17 Lunge, Sweeping Beam. D: Zwischen den Schichten 16-17 Lunge, Stehfeld.

PS08.02 Isozentrumsüberprüfung und tägliche QA Routine mit dem RUBY Kopf Phantom am ZAP-X System

K. Saße¹, J. Harmsen², P. D. Klassen³, J. Weidner⁴, H. K. Looe¹, B. Poppe¹, D. Poppinga⁴

¹Medical Campus Pius Hospital, Carl von Ossietzky University, 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 vollabgeschirmtes, radiochirurgisches 3 MV System zur Bestrahlung des Kopfbereiches. Ziel der Studie ist die Implementierung eines täglichen, schnell durchführbaren Tests zur Überprüfung der Patientenpositionierung, der Monitorkalibrierung sowie der Isozentrumslage. Die neu entwickelte Testroutine wird gegen die vom Hersteller empfohlene Routine verglichen.

Material & Methode

Für die Studie wird das RUBY Kopfphantom (T40072.1.800) mit RUBY LinacQA Einsatz (T4072.1.200) und RUBY System QA MultiMet Einsatz (T40072.1.500) (alles PTW Freiburg, Deutschland) verwendet.

Zur Überprüfung des Isozentrums wurde das Phantom mit Linac QA Einsatz am Kopfende des Patiententisches platziert. Mittels der kV-Bildgebung wurde das Phantom so positioniert, dass sich die Kugel des QA-Einsatzes im Isozentrum des kV Systems befindet. Für 12 Gantrypositionen wurden MV Aufnahmen mit einem Felddurchmesser von 25 mm aufgenommen. Mit einer selbstentwickelten Auswerterroutine wurde aus diesen Daten und den Gantrypositionen die Abweichung zum Isozentrum und Radius der Isozentrumskugel bestimmt.

Für die Dosisüberprüfung wurde der System QA MultiMet Einsatz mit der Semiflex3D Ionisationskammer (Typ 31021, PTW Freiburg, Deutschland) verwendet. Äquivalent zur Routine des Herstellers wurde ein Bestrahlungsplan mit dem 25 mm Cone erstellt. Für die Messung wurde das Phantom mit einer angepassten Maske am Patiententisch fixiert und die Kammer mit dem UNIDOS Tango Elektrometer (PTW Freiburg, Deutschland) verbunden. Mittels planarer kV Aufnahmen der Patientenpositionierung wurde das Phantom mit der Ionisationskammer im Isozentrum positioniert. Anschließend wurde die Bestrahlung gestartet und die Dosismessung durchgeführt.

Zum Vergleich wurde außerdem die Herstellerroutine zur Dosismessung mit der Semiflex 3D und der integrierte Steelball-Test durchgeführt.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der Isozentrumsüberprüfung mit dem RUBY Phantom ergaben Unterschiede $< 1\text{mm}$ für Lage der berechneten Isozentrumskugel im Vergleich zum geometrischen Isozentrum. Abweichungen zwischen dem kV- und MV-Isozentrum konnten eindeutig bestimmt werden. In allen Fällen betrug der Radius der berechneten Isozentrumskugel $< 1\text{mm}$.

Die Routinen zur Überprüfung der Monitorkalibrierung schwanken innerhalb von $\pm 1\%$ im Vergleich zueinander. Mit dem RUBY Phantom lässt sich zusätzlich die automatische Patientenpositionierung überprüfen. Die Tischwerte lassen sich innerhalb von $\pm 1\text{mm}$ reproduzieren. Abweichungen sind detektierbar.

Zusammenfassung

Sowohl ein 3D Steel Ball Test als auch eine tägliche Dosisüberprüfung sind mit dem RUBY Phantom am ZAP System möglich. Mit dem RUBY Linac QA Einsatz lassen sich die Übereinstimmung des kV- und MV-Isozentrum überprüfen. Die Ergebnisse der Dosisüberprüfung mit dem RUBY System QA MultiMet Einsatz ist mit der Herstellerroutine vergleichbar. Außerdem ist zusätzlich eine tägliche Überprüfung der kV-Positionierung mittels des RUBY System MultiMet Einsatzes möglich.

PS08.03 Systemtest-Norm DIN 6864-1: Umsetzung für 6D-Coach mit 3D-gedrucktem Phantom

W. W. Baus¹, H. Hermani²

¹Robert Janker Klinik, Köln, Deutschland

²Mediclin Robert Janker Klinik, Radiooncology, Bonn, Deutschland

Einleitung

Im Zentrum Prüfung der strahlentherapeutischen Kette (SK) gemäß DIN 6864-1:2021-12 [1] mittels eines sog. Systemtests (ST) stehen zwei Phantome: jeweils ein Geometrie- und ein Dosimetrie-Phantom, deren Funktionen aber auch in einem Prüfkörper (GDP) zusammengefasst sein können. Das Prüfverfahren entspricht dem Ablauf in der Strahlentherapie: Wie bei einer Patientenbehandlung durchlaufen die Phantome die SK vom Planungs-CT bis zur Bestrahlung. Mittels "eines Vergleichs zwischen gerechneter und gemessener Dosisverteilung", wozu "sowohl geometrische als auch dosimetrische Messungen" gehören, wird die Prüfung ausgewertet. Dieses Konzept der Norm wird incl. praktischer Aspekte und möglicher Erweiterungen kritisch diskutiert. Zur Durchführung wurde ein kombiniertes Geometrie- und Dosimetriephantom (GDP) entworfen und im 3D-Druck hergestellt.

Material & Methoden

In unserer Klinik mit 1 CT, 2 RTPS und 3 Linacs konnten 4 SK identifiziert werden. Der ST wurde zunächst mittels Octavius Phantom (T40051, PTW) mit einem '729' Flächendetektor (T10040, PTW) durchgeführt. Allerdings eignet sich das Octavius nur bedingt, weshalb ein dediziertes GDP entworfen wurde. Die Konstruktion erfolgte in OpenSCAD (V. 2021.01) in zwei Varianten: mit Ionisationskammer bzw. mit Films . Um die Prüfung auch auf die Korrektur der Rotationen erweitern zu können, wurde zusätzlich eine Halterung mit definierter Schiefe (2, 3.5 bzw. 8°) zur Testung mit 6D-Patiententischen entworfen. Verschiedene Versionen des GDP und die schiefe Halterung wurde an einem MakerBot Replicator+ (V. 4.10.1) mit PLA-Filament gedruckt.

Ergebnisse

Die Norm 6864 lässt dem Anwender viel Freiheit, positiv ausgedrückt. Manche Aspekte bleiben unklar, z.B. wird ein 'Längenmaßstab' gefordert, aber nicht benutzt u.a. Ein Hauptnachteil des Octavius besteht in seiner Größe und dem geteilten Aufbau. Diese Problematik löst das GDP (Abb. 1), das auch insgesamt einfacher zu handhaben ist. Ein 3D-gedrucktes Phantoms ist sehr gut für den ST geeignet, wie Messungen zeigen (Abb. 1).

Zusammenfassung

Die ST-Norm ist eher allgemein gefasst und wenig konkret. Ein vorhandenes Phantom zeigte sich als nicht optimal, weshalb ein GDP 3D-gedruckt wurde, das auch einen 6D-Patiententisch in die Prüfung einbeziehen kann. Die Druckparameter für das GDP können noch weiter optimiert werden, auch sollen in einem zukünftigen Modell Inhomogenitäten vorgesehen werden.

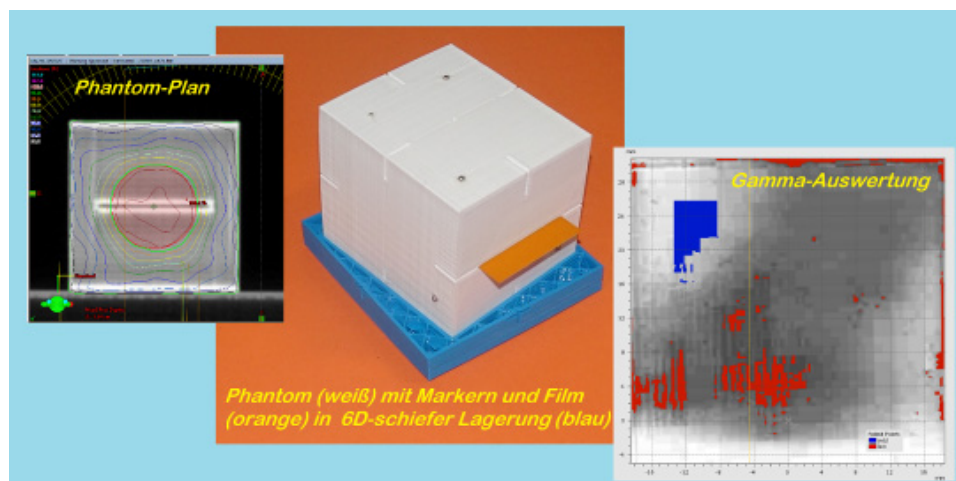


Abb.1: 3D-gedrucktes Geometrie- und Dosimetriephantom (Mitte). Links ein Phantomplan im RTPS, rechts eine Auswertung (Vergleich Plan/Film) nach dem Gamma-Kriterium (Verisoft, PTW).

Literatur

[1] DIN 6864-1:2021-12, 2021, Berlin: Beuth Verlag

PS08.04 Evaluation eines neuartigen, anthropomorphen Phantoms für die Integration von SGRT in den Systemtest für stereotaktische Bestrahlungen

M. Dierl^{1,2}, M. N. Chofor³, C. Bert^{2,4}, M. Robinson³, A. A. Schönfeld³, O. Casares-Magaz³, M. Rose³

¹Klinikum Bayreuth GmbH, Klinik für Strahlentherapie, Bayreuth, Deutschland

²Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

³Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Research and Development, Melbourne, FL, Vereinigte Staaten

⁴Universitätsklinikum, Department of Radiation Oncology, Erlangen, Deutschland

Einleitung

In dieser Arbeit wurde ein neuartiges anthropomorphes Phantom zur Verbesserung der Qualitätssicherung (QS) bei der oberflächengeführten Strahlentherapie (SGRT) in stereotaktischen und Gating-gesteuerten Bestrahlungen untersucht. Der Phantomprototyp ist eine Erweiterung des etablierten und vielfach in der klinischen Routine eingesetzten Detektorarrays SRS MapCHECK im Kopfphantom StereoPHAN (beide Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Melbourne, USA) und erweitert die Durchführung des Systemtests nach DIN 6864-1¹.

Methoden

Der Messaufbau (Abb.1) wurde auf der Dynamic Platform Model 008PL (Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Norfolk, USA) montiert, um dosimetrische Verifikationen von Gating-gesteuerten Bestrahlungen durchzuführen. Während der Bestrahlung mit einem quadratischen Stehfeld wurde die Dynamic Platform sinusförmig bewegt und die Dosisverteilung kontinuierlich mit dem SRS MapCHECK erfasst. Die Strahlunterbrechung wurden durch das SGRT-Systems AlignRT (VisionRT Ltd., London) mittels Oberflächenüberwachung gesteuert. Für die Gamma-Analyse (3%/1mm) diente dasselbe unbewegte Stehfeld als Referenz, um die Auswirkungen verschiedener Gating-Toleranzen auf die Dosisverteilung zu untersuchen.

Ergebnisse

In einem ersten Messzyklus wurde gezeigt, dass die patientenähnliche Oberfläche keinen Einfluss auf die Korrekturrechnungen des SRS MapCHECKs hat und zuverlässig von AlignRT erkannt wird. Die Abb. 2(a, b, d und e) zeigen in der Gamma-Analyse, dass das verwendete Surrogat eine effektive und verbesserte Verifikation von Gating-gesteuerten stereotaktischen Bestrahlungen ermöglicht. Die Abb. 2c und f illustrieren den Einfluss der SGRT-Toleranz bei der Oberflächendetektion für die untersuchten Felder.

Zusammenfassung

Durch die Verwendung des Surrogats wurde der Systemtest um die SGRT-Komponente erweitert. Dies ermöglicht eine effiziente Überprüfung der Steuerschnittstelle zwischen dem SGRT-System und dem Linearbeschleuniger und ermöglicht die Verifikation der so applizierten Dosisverteilung.

Literatur

1) Röser, A., Ulmer, E., Schöpke N., Schönfeld, A., Piroth, M. (2021) „eP40 Implementation of the requirements of DIN 6864-1 for checking the overall radiation therapy system in stereotactic applications“, Virtual Joint Conference of the SSRMP, DGMP, ÖGMP. ISBN 978-3-948023-16-4.

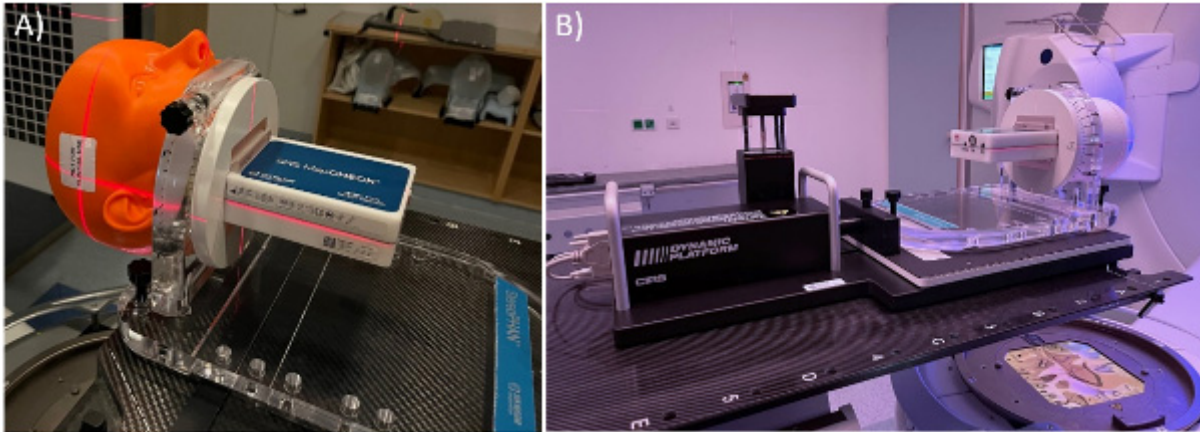


Abbildung 1: (a) Prototyp eines anthropomorphen Phantomaufsatzes (Surrogat) für das StereoPHAN, (b) Aufbau auf der Bewegungsplattform (ohne Surrogat).

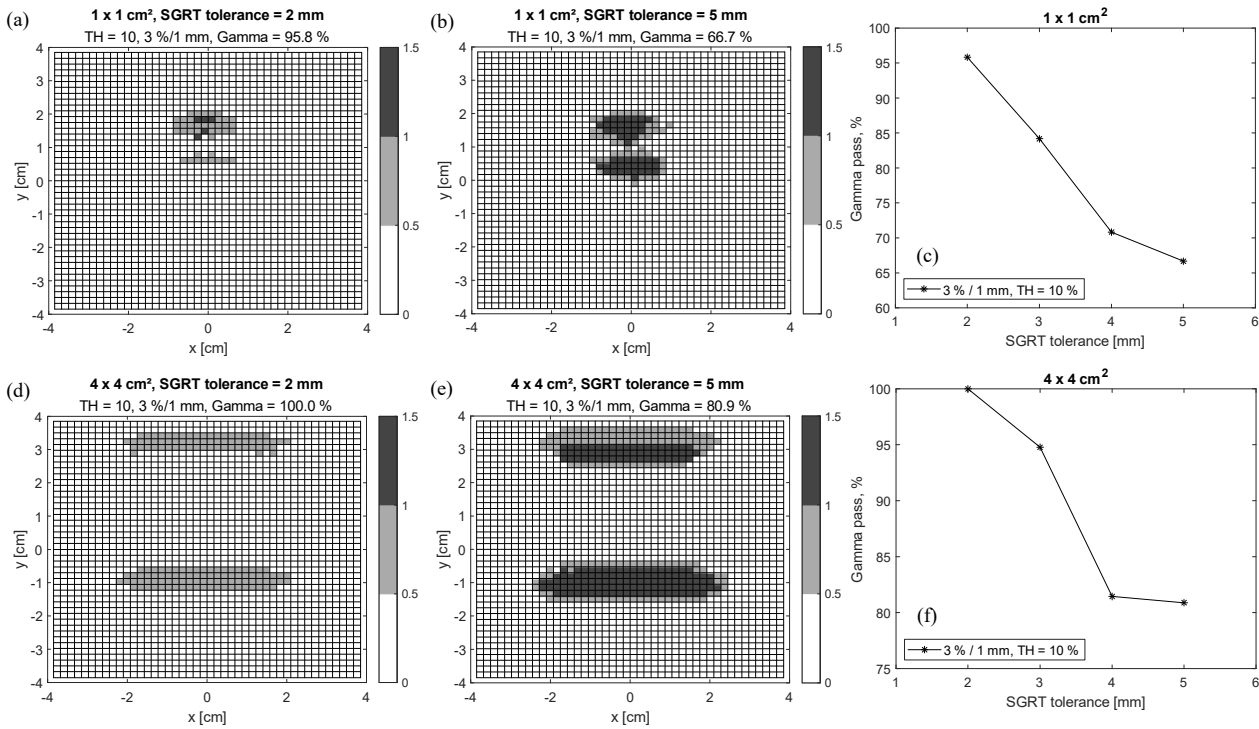


Abbildung 2: (a, b, d und e) Gamma-Analyse der 1x1 und 4x4 cm² Felder mit einer 2 mm und 5 mm SBRT Toleranz. (c und f) Einfluss der SGRT Toleranz auf der Gamma-Analyse. Als Referenz für den Vergleich wurden dieselben, unbewegten Stehfelder verwendet.

PS08.05 VMAT-QA: von Octavius-Messungen zu RadCalc-Berechnungen

C. Leucht¹, M. Schaks¹

¹Universitätsklinikum Halle (Saale) - Klinik für Strahlentherapie, Halle (Saale), Deutschland

Einleitung

Die komplexe Natur intensitätsmodulierter Bestrahlungspläne in IMRT- bzw. VMAT-Technik erfordert eine patientenspezifische Qualitätssicherung, um die durch das Bestrahlungsplanungssystem (TPS) generierte Dosisverteilung zu verifizieren. Neben der Messung der Dosisverteilung durch Abstrahlen des Bestrahlungsplanes auf ein geeignetes Messphantom, bietet sich eine Gegenrechnung in einer unabhängigen Dosisberechnungssoftware an, um den Messaufwand deutlich zu reduzieren. In dieser Arbeit wird die Integration der Dosisberechnungssoftware RadCalc (LAP-Laser GmbH) für die Verifikation von Bestrahlungsplänen aus dem TPS RayStation (RaySearch Laboratories) in den klinischen Verifikationsprozess vorgestellt. Es wird eine Lösung für die weitgehende Automatisierung dieses Prozesses gegeben. Weiterhin wird der Vergleich mit der Messung einer 3D-Dosisverteilung mithilfe des Systems Octavius 4D (PTW Freiburg GmbH) gezogen.

Material & Methoden

Zum quantitativen Vergleich zwischen TPS und RadCalc wurden 3 Kategorien von Parametern definiert. Die Kategorie 1 ist der Gammaindex (3%/2mm) in einer ROI, die PTV und einen zusätzlichen, vom PTV-Volumen abhängigen Rand einschließt. Die Kategorie 2 ist die mittlere Dosis im PTV. Die Kategorie 3 enthält MU, D95%, D50%, D5% und die Dosis im Isozentrum. Ein Plan besteht, wenn 2 von 3 Kategorien bestanden sind. Weiterhin wurden für die Gegenrechnung in RadCalc drei Verifikationsstadien definiert: Plan auf CT, Plan auf mit Wasser überschriebenes CT und Plan auf Phantom. Besteht der Plan in einer der Stadien, gilt dieser als erfolgreich verifiziert. Wenn nicht, ist eine Octavius-Messung durchzuführen. Die notwendigen Schritte vom Export bis zur Dokumentation der Verifikationsergebnisse werden durch eigens entwickelte Python-Skripte automatisiert.

Ergebnisse

Seit Einführung von RadCalc wurden 725 VMAT-Pläne gegengerechnet, wovon 94% in einer der drei Verifikationsstadien bestanden. 6% der Pläne mussten mit einer Octavius-Messung verifiziert werden, wobei alle mit einem mittleren Gammaindex (3%/3mm) von 98,7% bestanden. Den größten Anteil an durchgefallenen Plänen haben HNO-Pläne, was sich primär auf die Unterschiede der Dosisberechnungsalgorithmen und deren größere Abweichungen bei der Bewertung der Hautoberfläche und der Gewebe-Inhomogenität zurückführen lässt. Der Nachteil einer Plangegenrechnung ist, dass die reale Leistung des Linearbeschleunigers nicht abgebildet wird. Hierfür werden regelmäßige Octavius-Messungen von Stichproben- und Referenzplänen durchgeführt. Aus Sicht der Datenverarbeitung zeigt sich Verbesserungspotential bei der Zugänglichkeit der Datensätze zur Dokumentation.

Zusammenfassung

Die Plangegenrechnung in RadCalc verspricht eine immense Reduktion des Messaufwandes in der patientenspezifischen Qualitätssicherung und damit eine Schonung personeller und maschineller Ressourcen. Vorausgesetzt ist dennoch, dass die übliche, engmaschige Konstanzprüfung der tagesaktuellen Maschinenparameter erfolgt.

PS09.01 Verfahren zur Bestimmung der Zeitfehlerkorrektur – ein Praxistest zur Umsetzung der Kochrezepte aus dem Lehrbuch und zur Bestimmung ihrer Zuverlässigkeit

C. Baum¹, M. Alraun¹, S. Mose¹

¹Schwarzwald-Baar Klinikum Villingen-Schwenningen GmbH, Klinik für Strahlentherapie, Villingen-Schwenningen, Deutschland

Einleitung

In der Röntgentherapie werden Geräte mit Zeit- statt Dosisvorwahl verwendet. Durch das Ein- und Ausschaltverhalten und die Regelung der Röntgeneratoren sowie einen Zeitversatz beim Start von Uhr und Röhrenstrom ergeben sich Abweichungen der Bestrahlungsdosis. In dieser Arbeit wurden Verfahren zur Bestimmung der Zeitfehler-Korrektur δ aus der Literatur (Tab.1) gegenübergestellt und untersucht, welche Messdaten notwendig sind, um ausreichende Übereinstimmungen zu bekommen.

Material und Methoden

Die Messungen wurden an einem T-200 Therapiegerät (WOMed, Bebig Medical GmbH, St. Gangloff) durchgeführt für Hartstrahl-Energien (Tab.1) mit dem Tubus 10x15cm (SSD 40cm). Gemessen wurde in 1,7cm Tiefe in PMMA mit einer 0.3cm³ starr-Kammer und einem Unidos webline (PTW Freiburg) für $T_n = 15s \cdot n$; $n = 1, 2, 3, \dots, 8$. Die Dosisrate \dot{D} wurde aus einer Messung mit fliegendem Start im Bereich konstanter Dosisrate ermittelt. Aus dem Verlauf der Dosisrate kann abgeleitet werden, dass $D(T) = \dot{D} \cdot T - \dot{D} \cdot \delta$ (Steigung der Regressionsgerade für A ist \dot{D}). Für die Berechnungen wurde die Dosis gemittelt über alle Wiederholungen. Ins Verfahren A floss die Dosis aller Strahlzeiten T_n ein, für B wurden Tupel aus allen Strahlzeiten gebildet und für C δ_C für alle Strahlzeiten einzeln berechnet. Für die Dosis D_{4x20s} wurde das Vierfache des Mittelwertes \bar{D}_{20s} verwendet. Die Genauigkeit von A & D wurde durch Verwendung mini- und maximaler Dosis abgeschätzt (Worst case).

Ergebnisse

Die Geradensteigung bei A stimmt besser als 0,1% mit \dot{D} überein. δ_A kann als Referenz für die übrigen Verfahren betrachtet werden. Bei B stimmt für $T_1 = 15s, T_2 \geq 60s$ (Schwankung $< 0,02s$) δ_B überein für alle Energien, sonst waren die Unterschiede zu δ_A größer. Bei C weichen die δ_{T_n} bis 0,08s von δ_A ab. $T_n \in [30s; 60s]$ führt zu guter Übereinstimmung. Werden bei B & C Einzelmessungen verwendet, so entstehen z.T. Differenzen $> 0,1s$ zu δ_A . D & A stimmen gut überein. Die Worst-Case Szenarien bei A & D sind unwahrscheinlich.

Zusammenfassung

Dosismittelwerte für jedes T_n ergeben bei A-D übereinstimmende Zeitfehler-Korrekturen mit vergleichbarer Genauigkeit. Für die präzise Bestimmung von δ mittels Gerade genügen bereits 8 Strahlzeiten T_n . Als Konstanzprüfung können B oder D für Mittelwerte wiederholter Messungen gut verwendet werden.

Literatur

- [1] DGMP Bericht Nr. 15: Messverfahren und Qualitätssicherung bei Röntgentherapieanlagen mit Röhrensparnungen zwischen 100kV und 400kV, 2000, S. 46-47
- [2] DMGP Bericht Nr. 5: Praxis der Weichstrahldosimetrie, 1986, S. 22-23
- [3] ÖNorm S5293: Röntgentherapieanlagen – Konstanzprüfungen apparativer Qualitätsmerkmale, Ausgabe 2004-11-01
- [4] Clements et al., Chapter 10: Kilovoltage X-ray units, IPEM Report 81 (2nd Edition): Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy, S. 421

Anhang 1

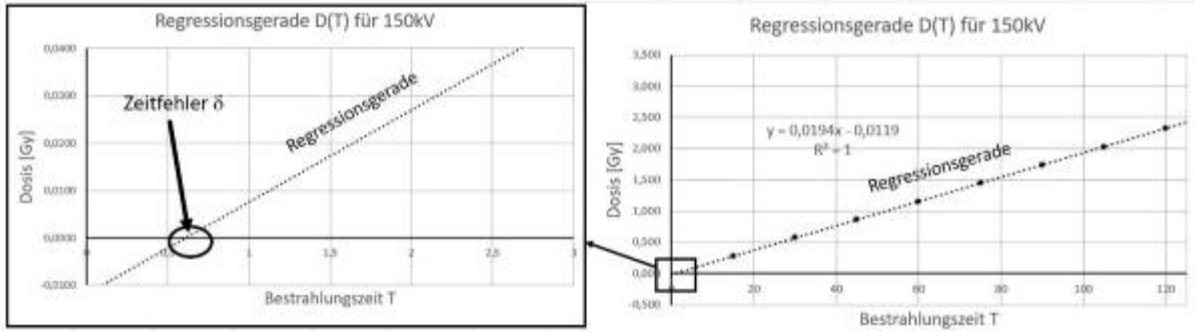


Abb.1: Graphische Methode zur Zeitfehlerbestimmung für 150kV

Anhang 2

Verfahren	Dosiswerte laut Literatur	Formel	Typischer Aufwand (inkl. Wiederholung)
A: Graphisch [1]	mehrere	Regressionsgerade im M-T-Diagramm: Schnittpunkt mit T-Achse ergibt δ	8 Strahlzeiten : 30 min
B: 2-Wert-Verfahren [2,3]	D_1 & D_2	$\delta = \frac{D_2 \cdot T_1 - D_1 \cdot T_2}{D_2 - D_1}$	$T_1 = 15s, T_2 \geq 60s$: 5-10min
C: 1-Wert-Verfahren [2,3]	D_1, \dot{D}	$\delta = T \cdot \left(1 - \frac{D_1}{\dot{D} \cdot T}\right)$	$T_1 \in [30; 60s], \dot{D}$: 5-10min
D: Einfach-Vierfach-Verfahren [4]	$D_{4 \times 30s}, D_{120s}$	$\delta = (-1) \cdot \frac{120s \cdot (D_{4 \times 30s} - D_{120s})}{4 \cdot D_{120s} - D_{4 \times 30s}}$	5-10min

Energie			Zeitfehler für Verfahren			
Spannung [kV]	Strom [mA]	Filter	A δ_A [s]	B δ_B [s] $T_1 = 15s,$ $T_2 \geq 60s$:	C δ_C [s] über alle T gemittelt	D δ_D [s]
100	20	4mm Al	0,56 (0,48-0,63)	0,57 (0,56-0,58)	0,57 (0,53-0,61)	0,59 (0,49-0,68)
120	20	0,2mm Cu	0,57 (0,50-0,67)	0,57 (0,56-0,58)	0,55 (0,50-0,63)	0,58 (0,48-0,63)
150	20	0,5mm Cu	0,61 (0,54-0,68)	0,63 (0,61-0,64)	0,61 (0,55-0,67)	0,63 (0,57-0,74)
200	13	0,5mm Cu	0,50 (0,44-0,54)	0,49 (0,48-0,51)	0,47 (0,42-0,50)	0,51 (0,49-0,55)
200	13	1,0mm Cu	0,47 (0,41-0,52)	0,48 (0,48-0,49)	0,49 (0,45-0,56)	0,46 (0,40-0,52)

Tab.1: Verfahren und Ergebnisse berechnet aus mittlerer Dosis pro Strahlzeit und Wertebereich (Min – Max für B&C bzw. Worst Case für A&D)

PS09.02 Dosimetrische Eigenschaften und Kommissionierung von Elektronen-Rundtuben und - Applikatoren im Bestrahlungsplanungssystem

A. Bojić^{1,2}, J. Valenta^{1,2}, C. Bert^{1,2}, M. Shariff^{1,2}

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich Alexander Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

²Comprehensive Cancer Center Erlangen-EMN (CCC ER-EMN), Erlangen, Deutschland

Einleitung

Elektronen werden für die Behandlung von oberflächennahen Tumoren oft ohne Modellierung im Bestrahlungsplanungssystem eingesetzt. Grundlage einer Modellierung ist die präzise Messung von Basisdaten. Im Rahmen dieser Untersuchung wurden Messungen für kleine Rundtuben und quadratische Applikatoren durchgeführt.

Material und Methoden

Tiefendosiskurven (TDK), Output-Faktoren (OF) und Profile wurden mit Applikatoren (6x6, 10x10, 14x14, 20x20 und 25x25 cm²) und Rundtuben (2, 3, 4 und 5 cm Durchmesser) für 6, 8, 10, 12 und 15 MeV Elektronen an einem Versa HD Linearbeschleuniger (Elekta, Stockholm, Schweden) gemessen und anschließend ausgewertet. Mit einem microDiamond-Detektor (PTW, Freiburg, Deutschland) wurden sowohl OF für jeden Applikator/Rundtubus in der jeweiligen Tiefe des Dosismaximums, als auch TDK und Profile mit den Rundtuben gemessen. Die Applikator-Scans wurden mit Ionisationskammern (zylindrische CC13 und PPC40-Flachkammer, IBA, Schwarzenbruck, Deutschland) gemessen.

Ergebnisse

Die OF-Messungen zeigten unterschiedliche Ergebnisse in Abhängigkeit von der Größe des Applikators und der Energie der Elektronen (siehe Abbildung 1). Bei den Rundtuben wurde für alle Energien der gleiche Trend beobachtet: Je kleiner der Tubus-Durchmesser, desto niedriger der OF (siehe Abbildung 1) und desto wasseroberflächennäher das Dosismaximum. Ab einer Feldgröße von 10x10 cm² verändert sich der Verlauf der Applikatoren-Tiefendosiskurven nicht mehr nennenswert (siehe Abbildung 2).

Zusammenfassung

Aufgrund der komplexen Wechselwirkung von Elektronen in Applikatoren und Rundtuben ist eine umfassende Kommissionierung von Elektronenstrahlen unabdingbar und ermöglicht eine genauere Bestrahlungsplanung unter Berücksichtigung der sich mit der Feldgröße ändernden Strahleigenschaften.

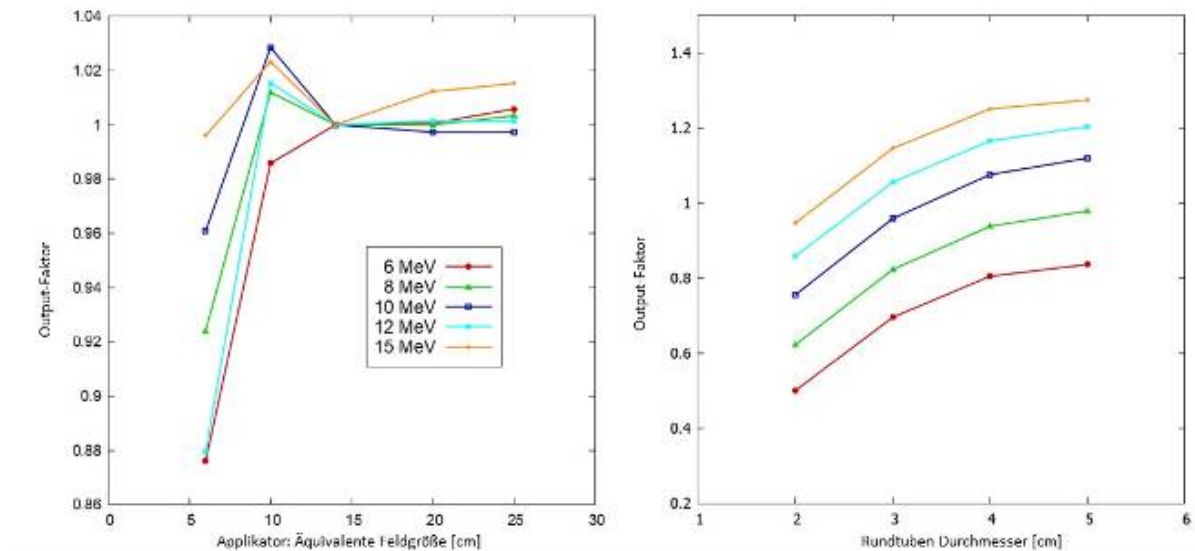


Abb.1: Output-Faktoren der Applikatoren und Rundtuben

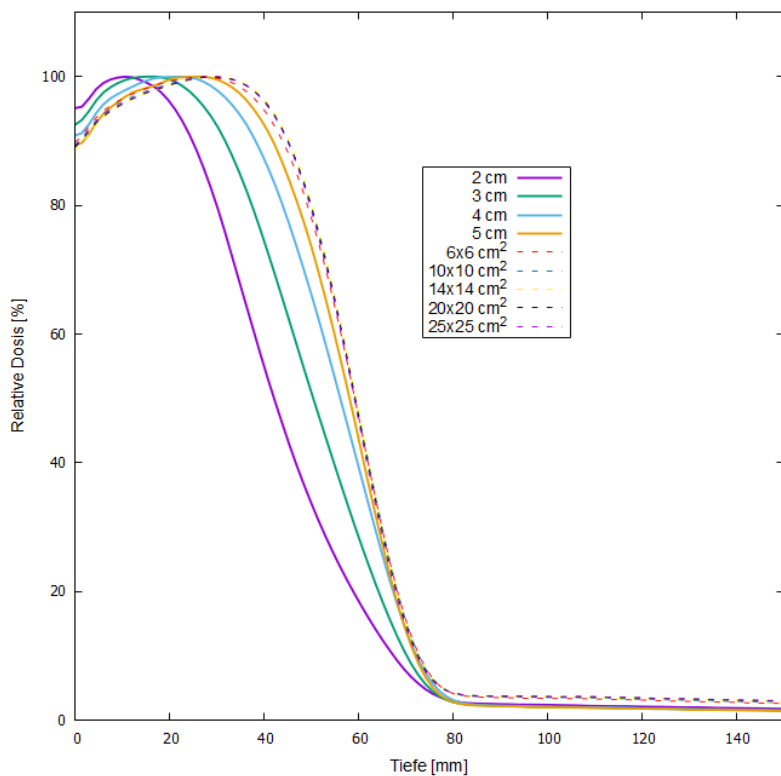


Abb. 2: Tiefendosiskurven für 15 MeV unter Verwendung von Rundtuben (Durchmesser 2-5 cm, durchgezogene Linien) bzw. quadratischen Applikatoren (gestrichelte Linien)

PS09.03 Die periphere Dosis bei Bestrahlungen am Linearbeschleuniger mit und ohne Ausgleichsfilter: Ein Vergleich

A. Block¹, U. Wolf²

¹Klinikum Dortmund gGmbH, Institut für Medizinische Strahlenphysik und Strahlenschutz, Dortmund, Deutschland

²Universität Leipzig, Leipzig, Deutschland

Fragestellung

Seit etwa fünfzehn Jahren sind Linearbeschleuniger ohne Ausgleichsfilter zur Homogenisierung des Strahlungsprofils auf dem Markt. Ein großer Vorteil sind die dadurch möglich gewordenen hohen Dosisleistungen von bis zu 24 Gray pro Minute. Durch das Weglassen dieser Komponente im direkten Strahlengang sollte auch die Streustrahlung aus dem Strahlerkopf reduziert werden. Die dadurch hervorgerufene Senkung der peripheren Dosis (out of field dose), die Anteil am Sekundärtumorrisiko aber auch an der Uterusdosis bei Schwangeren hat, soll in dieser Studie abgeschätzt werden. Da die periphere Dosis mit üblichen Bestrahlungsplanungssystemen oder mit Näherungsformeln nicht mit hinreichender Genauigkeit ermittelt werden kann, wird sie in dieser Phantomstudie direkt gemessen.

Methodik

Auf dem Lagerungstisch des Linearbeschleuniger TrueBeam (Fa. Varian) wurde der obere Teil eines Aldersonphantoms bis zum Diaphragma platziert. Dahinter wurden für die Dosismessungen RW3 Phantome (Fa. PTW) auf ihrer schmalen Kante aneinandergereiht. Als Zielvolumen wurde ein Bronchialkarzinom mit einem Volumen von 25,7 ccm im rechten oberen Lungenflügel definiert. Es wurden 4 verschiedene Bestrahlungspläne erstellt: (i) ein „Mercedesstern“ mit offenen Feldern, (ii) mit einem Lamellenkollimator (MLC) angepassten Feldern, (iii) ein intensitätsmodulierter (IMRT)-Plan mit 6 Stehfeldern und (iv) ein intensitätsmodulierter Rotations- (VMAT)- Plan mit zwei Halbroationen. Alle Pläne wurden sowohl mit Ausgleichsfilter (Flatness Filter: FF), als auch ohne (Flatness Filter Free: FFF) bei der Photonenenergiestufe 6 MV und einer Einzeldosis von 1,8 Gy abgestrahlt.

Die Dosis in dem RW3-Phantom wurde mit einer Farmer Kammer und dem Dosimeter Webdos (beides Fa. PTW) durchgeführt. Im 1. Teil wurde nur mit RW3-Platten im Dosismaximum und im 2. mit dem o.g. Aufbau die periphere Dosis in 20 cm, 25 cm, 29 cm und 44 cm gemessen. Um die Leckstrahlung der Bestrahlerkopfes von der körpereigenen Streustrahlung zu separieren, wurde im 3. Teil zwischen Alderson- und RW3-Plan eine 5 cm dicke Bleischicht angebracht.

Ergebnis

In der folgenden Tabelle ist der Anteil der Leckstrahlung an der peripheren Dosis für die verschiedenen Bestrahlungstechniken zusammengefasst:

Abstand	25 cm	29 cm	44 cm
oF 6 MV	20,77%	34,14%	59,54%
oF 6 MV FFF	14,42%	25,53%	47,49%
MLC 6 MV	9,09%	22,96%	49,92%
MLC 6 MV FFF	5,30%	16,83%	42,04%
IMRT 6 MV	5,61%	24,43%	46,35%
IMRT 6 MV FFF	6,17%	19,94%	53,50%
VMAT 6 MV	8,70%	28,33%	76,34%
VMAT 6 MV FFF	4,33%	22,20%	52,59%

Schlussfolgerung:

Der FFF-Modus kann die periphere Dosis in der Größenordnung von bis zu 50 % gegenüber Bestrahlung mit Ausgleichsfiltern senken, was in der Konsequenz auch zu einem verringerten Sekundärtumorrisiko führen sollte. Bei Schwangeren ist man bestrebt, die Uterusdosis unter 100 mGy zu halten, bei zum Beispiel Brust- oder Lungenbestrahlungen kann der FFF-Modus die entscheidende Uterusdosiseinsparung bedeuten.

PS09.04 Strahlungsqualitätskorrekturfaktoren für Detektorarrays OD 1600XDR und OD 1000SRS

A. Pflaum¹, H. K. Looe¹, V. Wyrwoll¹, B. Poppe¹

¹Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Medizinische Physik, Oldenburg, Deutschland

Einleitung

Ziel der Arbeit ist es, die Strahlqualitätskorrekturfaktoren in Bezug auf Protonen-Strahlung für Detektor-Arrays nach DIN 6801-1 zu ermitteln [1], um eine unabhängige zwei-dimensionale Dosismessung unter den untersuchten Strahlungsbedingungen zu ermöglichen. Im Anschluss an theoretische Simulationen, die Gegenstand dieser Arbeit sind, sollen die erhaltenen Korrekturfaktoren experimentell verifiziert werden.

Material & Methoden

Für diese Arbeit werden die Detektor-Arrays OD 1000SRS und OD 1600XDR (PTW Freiburg) verwendet. Beim OD 1000SRS handelt es sich um mit Flüssigkeit gefüllte Ionisationskammern, das OD 1600XDR ist mit luftgefüllten Ionisationskammern bestückt. Die Dimension einer Detektorkammer des OD 1000SRS beträgt dabei 2,5 mm x 2,5 mm x 0,5 mm (L x B x H). Eine Detektorkammer des OD 1500 hat die Maße 4,4 mm x 4,4 mm x 3 mm. Die Simulationen wurden mit Hilfe der Monte Carlo Software FLUKA und FLAIR durchgeführt. Der Protonenstrahl wurde mit 50 MeV bis 190 MeV senkrecht auf jedes Array simuliert und für jede Energie die resultierende Dosis im sensitiven Volumen einer Detektorkammer des Arrays sowie in einem Wasservoxel entsprechend der Größe einer Detektorkammer in der effektiven Messtiefe nach der Gleichung $k_Q = (D_{w,p}/D_{arr,p})/(D_{w,60Co}/D_{arr,60Co}) = f_Q/f_{Q0}$ berechnet, mit D_w Wasser-Energiedosis und D_{arr} die Dosis im Messvolumen jeweils für die Protonen- und ⁶⁰Co-Strahlung. Die effektive Messtiefe der Detektorarrays liegt 0,8 cm beim OD 1600XDR bzw. 0,9 cm beim OD 1000SRS unterhalb der Oberfläche. Der Referenzpunkt des sensitiven Volumens der Detektorarrays wurde für die ⁶⁰Co-Strahlung jeweils 5 cm unterhalb der Oberfläche eines simulierten Wasserphantoms positioniert.

Ergebnisse

Die Berechnungen für den Strahlqualitätskorrekturfaktor k_Q haben ergeben, dass der Wert über einen Bereich von 50 MeV bis 190 MeV Protonenstrahlung weitestgehend konstant bleibt. Für das flüssigkeitsgefüllte Detektorarray 1000SRS liegt der Wert für k_Q bei 1,08. Für das luftgefüllte Detektorarray 1600XDR ergab sich ein Korrekturfaktor von 1,00. Für den Faktor f_Q , ergibt sich im Falle des OD 1600XDR ein Wert von 1,14 und für das OD 1000SRS ein Wert von 0,90.

Zusammenfassung

Die Strahlungsqualitäts-Korrekturfaktoren k_Q für Protonenstrahlung konnten für die Detektorarrays OD 1000SRS und OD 1600XDR bestimmt werden. Sie zeigen weitestgehend konstante Werte im untersuchten Energiebereich von 50 MeV bis 190 MeV.

Literatur (falls vorhanden)

[1] Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Protonen- und Ionenstrahlung – Teil 1: Ionisationskammern

PS09.05 Monte-Carlo-Simulationen zur Untersuchung des Einflusses von Kammerkomponenten auf das Ansprechvermögen einer Ionisationskammer in externen Magnetfeldern

D. Weishaar¹, D. Czarnecki¹, K. Zink¹

¹Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Gießen, Deutschland

Einleitung

Gemäß der Bragg-Gray Theorie wird das Messsignal einer Ionisationskammer (IC) im Strahlungsfeld hochenergetischer Photonen durch die Fluenz der Sekundärelektronen in ihrem aktiven Volumen bestimmt. Aufgrund der Lorentzkraft werden die Trajektorien der Elektronen in einem äußeren Magnetfeld verändert, was zu einer Änderung des Ansprechvermögens führt. Um ein besseres Verständnis des veränderten Ansprechvermögens in äußeren Magnetfeldern zu erlangen, wurde ein bestehender Monte-Carlo (MC) Code angepasst. Die deponierte Energiedosis im sensitiven Volumen der IC kann der Entstehungsregion der Sekundärelektronen sowie der zugrundeliegenden Wechselwirkung zugeordnet werden.

Material & Methoden

Mit dem veränderten EGSnrc MC-Code *egs-chamber* wurden Simulationen für zwei Modelle einer zylindrischen Ionisationskammer in einem Wasserphantom durchgeführt. Die Entstehungsregionen der Sekundärelektronen wurden in Wasserphantom, Kammerstamm, Elektrode, Kammerwand und sensitives Volumen kategorisiert. Als Strahlungsquellen wurden ein kollimiertes 100 kV ein Co-60- und ein 7 MV-Photonenspektrum verwendet. Die Berechnungen wurden mit und ohne externes Magnetfeld der Feldstärke 1.5 T durchgeführt.

Ergebnisse

Beim Co-60 und 7 MV-Spektrum verursachen Sekundärelektronen aus dem Wasserphantom den Großteil der absorbierten Dosis. Im 100 kV-Spektrum haben die Kammergeometrie und die verwendeten Materialien einen großen Einfluss auf die Wechselwirkungsmechanismen.

Vergleicht man die Dosisbeiträge mit und ohne Magnetfeld, ist die Orientierung des Magnetfeldes entscheidend. Bei senkrechter Orientierung des Magnetfeldes zur Kammerachse verändern sich die Dosisanteile aus dem Kammerstamm sowie der Kammerwand. Bei antiparalleler Ausrichtung kommt es zu Abweichungen von bis zu 10 % der Dosisbeiträge aus der Elektrode, dem Kammerstamm und dem Phantom.

Zusammenfassung

Der veränderte MC-Code ermöglicht eine Zuordnung der in der Kammer deponierten Dosis zum Entstehungsort der entsprechenden Sekundärelektronen. Die Ergebnisse der damit durchgeführten Simulationen belegen, dass bei Anwesenheit äußerer magnetischer Felder sich die Dosisbeiträge im aktiven Volumen sowohl von Elektronen aus dem Wasserphantom als auch aus den einzelnen Kammerbauteilen deutlich verändern.

Anhang 1

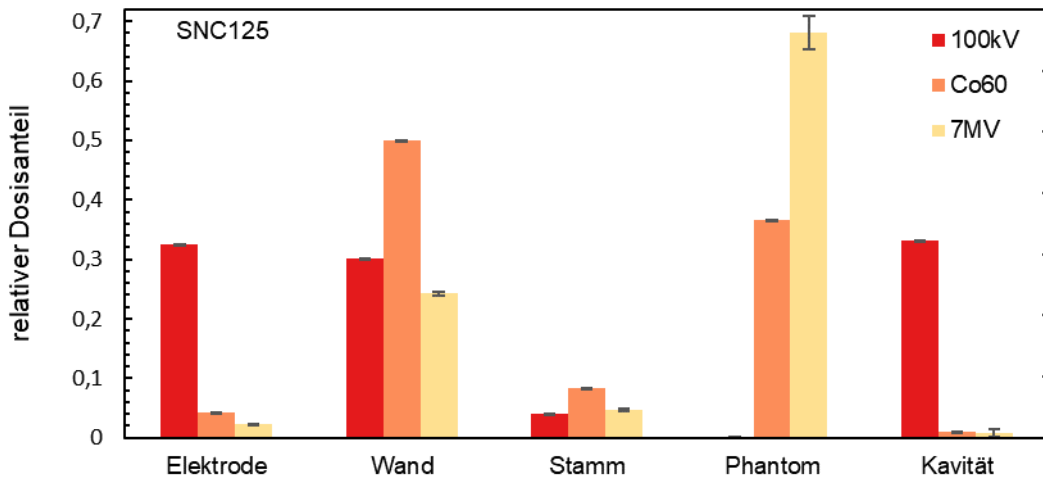


Abb.1: Relativer Dosisanteil der Sekundärelektronen aus den verschiedenen Geometriekomponenten für verschiedene Photonspektren am Beispiel der Ionisationskammer SNC125. Die Fehlerbalken geben die Typ-A-Unsicherheiten der Simulationen an (1 s)

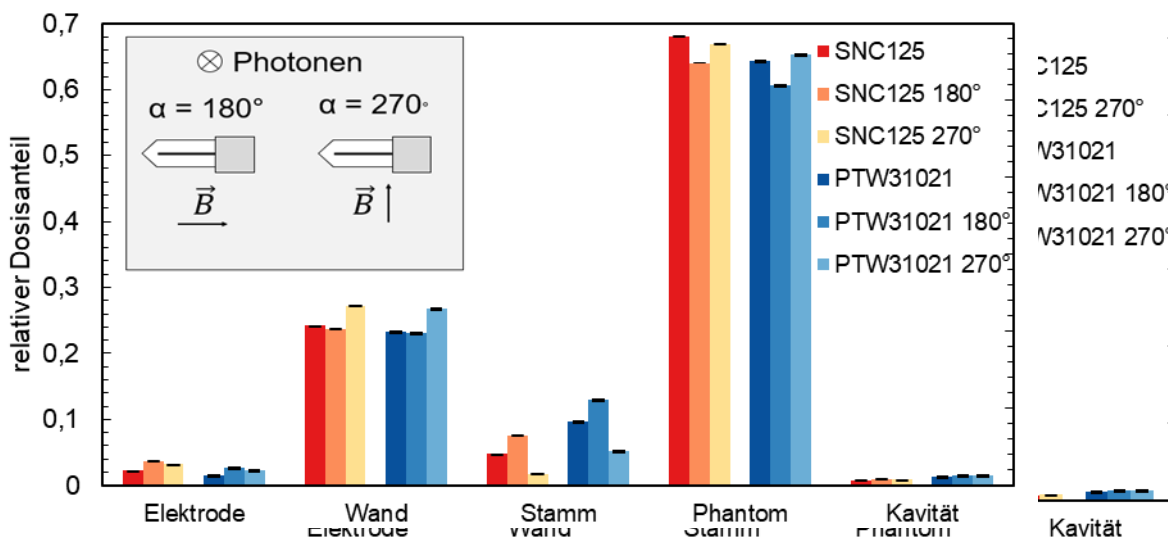


Abb.2: Relativer Dosisanteil der verschiedenen Kammerbestandteile zweier Ionisationskammern für ein 7 MV Photonspektrum mit und ohne äußeres Magnetfeld. Die Orientierung des Magnetfeldes relativ zur Strahlrichtung und zur Kammerorientierung ist in der Abbildung gekennzeichnet. Die Fehlerbalken geben die Typ-A-Unsicherheiten der Simulationen an (1 s)

PS09.06 Monte Carlo Untersuchung von k_Q für die Referenzdosimetrie am ZAP-X

K. Albers^{1,2}, K. Saße^{1,2}, B. Poppe^{1,2}, D. Poppinga³, H. K. Loe^{1,2}

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

²Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Abteilung für Medizinische Strahlenphysik und Weltraumumgebung Department für Medizinische Physik Fak. VI Medizin und Gesundheitswissenschaften, Oldenburg, Deutschland

³PTW Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Das neuartige ZAP-X System ist ein vollabgeschirmtes System für die Radiochirurgie im Kopfbereich. Das System besteht aus einem 3 MV Linearbeschleuniger. Die Bestrahlungsfelder werden durch Kollimatoren mit einem Durchmesser zwischen 4 und 25 mm geformt. Die Referenzdosimetrie wird laut Herstellerempfehlung mit dem größten Kollimator (25 mm) in einer Messtiefe von 7 mm in Wasser (Dosismaximum) und bei SSD 45 cm mit einer luftgefüllten Ionisationskammer durchgeführt. Da die existierenden Dosimetrieprotokolle keine Korrekturfaktoren zur Berücksichtigung des Einflusses der Strahlungsqualität für diese Messbedingungen liefern, werden in dieser Arbeit die Korrekturfaktoren mit Hilfe von Monte Carlo Simulationen untersucht.

Material & Methoden

Die Wasserenergiedosis (D_w) ergibt sich für die vorliegende Strahlungsqualität Q aus $D_w = M \cdot N_{D,w} \cdot k_Q$, wobei M der abgelesene Messwert und $N_{D,w}$ der Kalibrierfaktor ist. Da die Ionisationskammer mit einem ^{60}Co Spektrum (Strahlungsqualität Q_0) kalibriert ist, wird der Einfluss der Strahlungsqualität (zwischen Q_0 und Q) auf das veränderte Ansprechvermögen der Ionisationskammer in der Referenzdosimetrie durch den Korrekturfaktor k_Q berücksichtigt. In dieser Arbeit wurde k_Q für die Semiflex 3D 31021 (PTW Freiburg) mit Hilfe von Monte Carlo Simulationen bestimmt: $k_Q = (D_w/D_{IK})_Q / (D_w/D_{IK})_{Q_0}$, wobei D_w/D_{IK} das Verhältnis zwischen der Wasserenergiedosis in einem $0,2 \times 0,2 \times 0,2 \text{ mm}^3$ Wasservoxel und die zugehörige Dosis im sensitiven Luftvolumen der Kammer ist. Die Kammer wurde so positioniert, dass sich die angegebene Messtiefe auf ihr Bezugspunkt bezieht. Außerdem wurden in detaillierten Simulationen die Störungsfaktoren (P_{wall} , P_{dens} , P_{cel} , P_{stem} , P_{vol}) für die Ionisationskammer in Abhängigkeit zur Messtiefe bestimmt. Dazu wurden unterschiedliche Modifikationen der Kammer jeweils im Wasserphantom platziert und in der Messtiefe von 2,4 mm bis 50 mm variiert. Zudem wurde k_Q in Abhängigkeit zur Messtiefe berechnet und der Verlauf analysiert.

Ergebnisse

Für die Referenzbedingungen des ZAP-X in 7 mm Messtiefe ergibt sich ein k_Q von 1,009. Bei der Betrachtung der Störungsfaktoren stellt sich in einer Tiefe ab ca. 15 mm ein konstantes Verhalten der einzelnen Faktoren ein. In geringeren Tiefen zeigt sich je nach Störungsfaktor ein tiefenabhängiges Verhalten. Vor allem nimmt die Gradientenstörung $P_{\text{gr}} = P_{\text{vol}} \cdot P_{\text{dens}}$, ab 15 mm Tiefe ($P_{\text{gr}} = 0,998$), mit kleiner werdender Messtiefe stark zu und erreicht in 7 mm Tiefe einen Wert von 1,017. Der Korrekturfaktor k_Q verläuft für eine Messtiefe $> 15 \text{ mm}$ annähernd konstant mit $k_Q = 0,994$.

Zusammenfassung

Der Korrekturfaktor k_Q für die Referenzbedingungen des ZAP-X wurde bestimmt. In der vom Hersteller empfohlene Messtiefe von 7 mm ist $k_Q > 1$. In größeren Messtiefen ab 15 mm wird k_Q als Funktion der Messtiefe konstant und nimmt einen Wert $k_Q < 1$ an. Demnach liegt bei den Messungen nach den Referenzbedingungen für ZAP-X aufgrund der Positionierungsgenauigkeit eine höhere Messunsicherheit vor.

PS09.07 Monte-Carlo-basierte Bestimmung von Korrekturfaktoren der Strahlungsqualität $k_{Q,E}$ und $k_{Q,Qint}$ für die Elektronendosimetrie

M. Alissa^{1,2}, K. Zink^{1,2,3}, A. A. Schönfeld⁴, 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, A Mirion Medical Company, Melbourne, FL, Vereinigte Staaten

Einleitung

Im Zuge der Überarbeitung des Dosimetrieprotokolls TRS 398 und der neuen Empfehlungen des ICRU-Reports 90 zur Dichtekorrektur sowie zu den mittleren Ionisierungsenergien von Wasser und Graphit werden aktualisierte Strahlqualitätskorrekturfaktoren $k_{Q,E}$ für die Referenzdosimetrie in Elektronenstrahlen. In dieser Studie wurden die Korrekturfaktoren der Strahlungsqualität $k_{Q,E}$ sowie $k_{Q,Qint}$ für die Farmer Kammer SNC600c und die planparallele Ionisationskammer SNC350p (Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Melbourne, FL) mittels Monte-Carlo-Simulationen berechnet.

Methoden

Es wurden Monte-Carlo-Simulationen mit EGSnrc durchgeführt, um die Wasser-Energiedosis und die Dosis in den aktiven Volumen der Ionisationskammern SNC600c und SNC350p zu berechnen. Es wurden realistische klinische Elektronenspektren im Energiebereich 5 bis 18 MeV verwendet, um den gesamten therapeutischen Bereich abzudecken. Um den Korrekturfaktor $k_{Q,E}$ zu berechnen, wurde ein tabelliertes Spektrum einer Co-60 Anlage verwendet. Wie in den Dosimetrieprotokollen vorgeschlagen, wurde $R_{50} = 7.5 \text{ g/cm}^2$ als intermediäre Strahlungsqualität Q_{int} zur Bestimmung von $k_{Q,Qint}$ verwendet. Die Simulationen mit der Farmer-Kammer erfolgten gemäß den Aufbauempfehlungen von TRS 398 und AAPM TG 51, d.h. mit und ohne Berücksichtigung einer Messortverschiebung um einen halben inneren Kammerradius $r_{cav}/2$.

Ergebnisse

Die $k_{Q,E}$ -Werte als Funktion des jeweiligen Strahlungsqualitätsindikators R_{50} wurden mit den empfohlenen Gleichungen für die Elektronenstrahldosimetrie im Bereich von 5 MeV bis 18 MeV gefittet. Die Fitting-Kurven zu den berechneten Werten zeigten eine mittlere quadratische Abweichung zwischen 0,16 % und 0,24 %.

Zusammenfassung

Die Korrekturfaktoren $k_{Q,E}$ für die Qualität des Elektronenstrahls wurden durch Monte-Carlo-Simulationen für die Farmer-Ionisationskammer SNC600c und die planparallele Ionisationskammer SNC350p berechnet, um aktualisierte Daten für die Dosimetrieprotokolle TRS 398 und TG 51 zu erhalten.

PS09.08 Untersuchung zur Dosisbestimmung mit einer Si-Diode in externen homogenen Magnetfeldern.

M. Alissa^{1,2}, K. Zink^{1,2,3}, A. A. Schönfeld⁴, R. P. Kapsch⁵, S. Frick⁵, A. Schofer⁶, 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, A Mirion Medical Company, Melbourne, FL, Vereinigte Staaten

⁵Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Deutschland

⁶Institute für Medizinische Physik und Strahlenschutz Gießen, Gießen, Deutschland

Einleitung

Die Integration der Magnetresonanztomografie in klinische Linearbeschleuniger ermöglicht eine kontrastreiche Bildgebung während der strahlentherapeutischen Behandlung. Jedoch krümmt das Magnetfeld auch die Trajektorien geladener Teilchen durch die Lorentz-Kraft, was die Dosisverteilungen in Patienten oder einem Phantom verändern kann und das Messsignal von Dosimetern beeinflusst. In dieser Arbeit wurde die Auswirkung eines externen Magnetfeldes auf die Dosismessung mit einer Si-Diode in einem 6 MV Photonenfeld untersucht.

Methoden

Ein Modell des Silizium-Detektors EDGE Detector (Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Melbourne, FL) für Monte-Carlo-Simulationen wurden nach den Angaben des Herstellers erstellt. Dieses Modell wurden durch Dosismessungen im externen Magnetfeld an der PTB (Physikalisch Technische Bundesanstalt, Deutschland) validiert. Dabei wurde der Detektor in zwei unterschiedlichen Orientierungen positioniert (Detektoroberfläche senkrecht und parallel zum Strahlungsfeld). Die Orientierung des Magnetfeldes war senkrecht zum Zentralstrahl.

Ergebnisse

Die mittels Monte-Carlo-Simulationen berechnete Energiedosis im sensitiven Volumen des Si-Detektors stimmt gut mit den gemessenen Werten in einem homogenen externen Magnetfeld mit einer Magnetfeldstärke von bis zu 1,5 T überein. Dabei beträgt die mittlere quadratische Abweichung zwischen gemessenen und simulierten Werten 1.6%.

Zusammenfassung

Das in dieser Studie entwickelte Monte-Carlo-Modell des Si-Detektor kann verwendet werden, um Auswirkungen auf das Signal des Halbleiterdetektors im Magnetfeld zu untersuchen, die in Experimenten nur schwer zu beobachten sind.

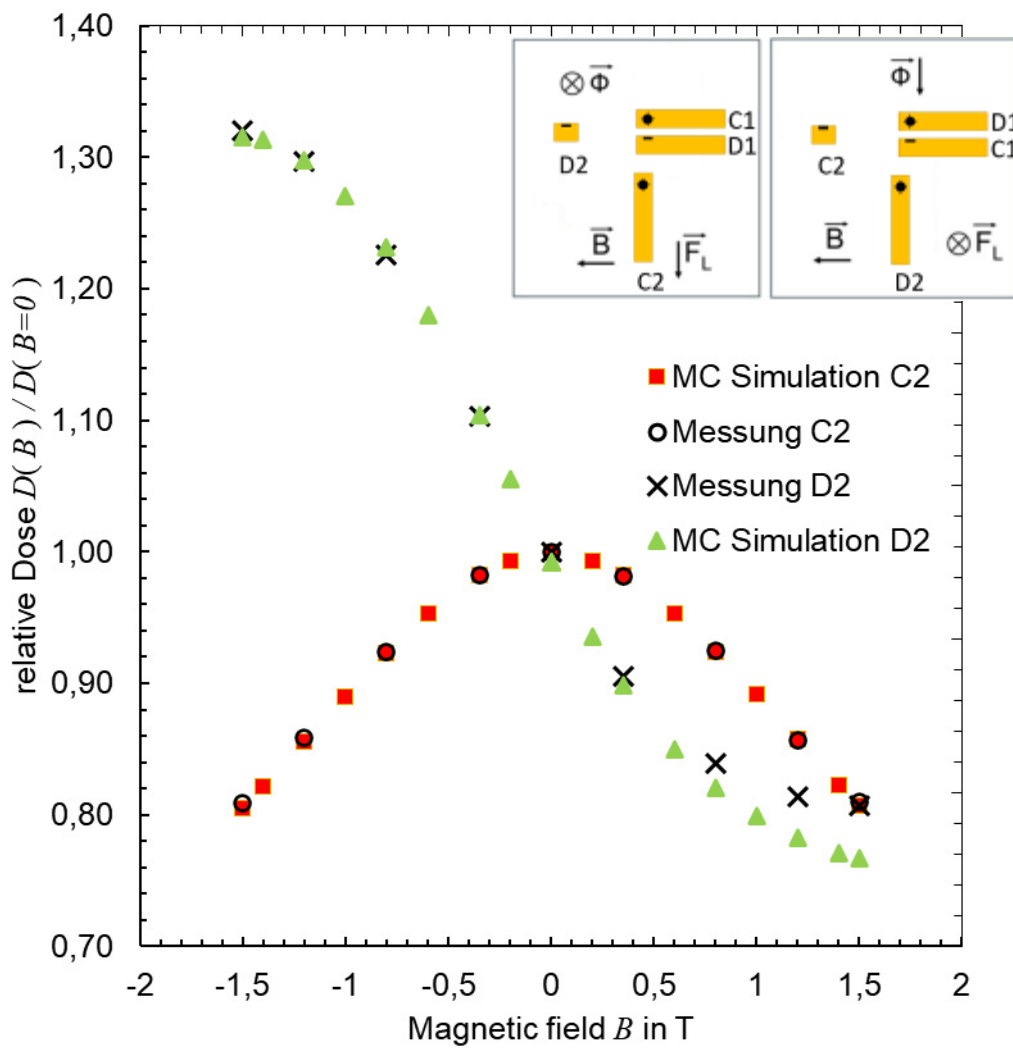


Abbildung: Vergleich von Monte-Carlo basierten und experimentellen relativen Dosiswerten $D(B)/D(B=0)$ in Abhängigkeit von der Magnetfeldstärke B für den EDGE-Detektor der Fa. SunNuclear. Der Detektor wurde mit seiner sensitiven Oberfläche senkrecht C2 und parallel D2 zum Strahlungsfeld positioniert (siehe Skizze des Detektors mit Strahlungsfeld $\vec{\Phi}$, Magnetfeld \vec{B} und Lorentzkraft \vec{F}_L).

PS10.01 Etablierung des Kleintierbestrahlungsgeräts SmART+ IB für bildgesteuerte präklinische Bestrahlungen mit Protonen und Photonen

M. Schneider^{1,2}, J. Schilz^{1,2}, F. Horst^{1,2}, S. Gantz^{1,2}, E. Bodenstern^{1,2}, M. Schürer^{2,3}, E. Beyreuther^{1,2}

¹HZDR, Dresden, Deutschland

²OncoRay – Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

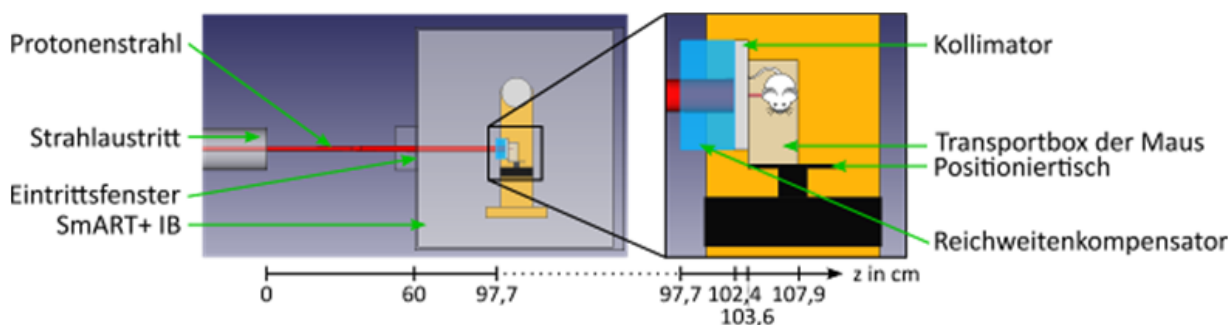
³NCT, Dresden, Deutschland

Einleitung

Die Protonentherapie eignet sich sehr gut für Tumoren im Kopf- und Halsbereich, da nur eine geringe Dosis in empfindlichen Geweben hinter und seitlich vom Tumor deponiert wird. Obwohl die Behandlung von Patienten bereits etabliert ist, gibt es immer noch offene Fragestellungen, die in präklinischen In-vivo-Experimenten untersucht werden können, wie z.B. die relative biologische Wirksamkeit von Protonen und Unterschiede in der Strahlensensitivität verschiedener Hirnregionen. Im Experimentraum der Universitäts Protonentherapie Dresden wurde das Kleintierbestrahlungsgerät SmART+ IB installiert, welches zukünftig bildgesteuerte, vergleichende Tierexperimente mit Photonen- und Protonenbestrahlung ermöglichen soll.

Material & Methoden

Zur optimalen Integration des bestehenden Aufbaus für Mausehirnbestrahlungen mit Protonen (doi: 10.3389/fonc.2022.982417) in das SmART+ IB wurden Monte-Carlo-Simulationen (FLUKA) hinsichtlich geringster Streudosis durchgeführt, um den Röntgendetektor und die Elektronik vor Strahlungsschäden zu schützen (sh. Abb.).



Abbildung

Skizze des Bestrahlungsaufbaus mit allen notwendigen Komponenten für eine erfolgreiche Kleintierbestrahlung.

Zur Vorbereitung der Protonen- und Photonenbestrahlungsplanung wurden verschiedene CT-Bildgebungsparameter hinsichtlich des Kontrast-Rausch-Verhältnisses bei niedrigen Bildgebungs Dosen in Mausphantomen optimiert. Für die Photonenbestrahlung wurden verschiedene Feldgrößen kommissioniert und für die Protonenplanung eine Korrelation zwischen Photonen (CT-Zahlen) und Protonen (Bremsvermögen) erstellt.

Ergebnisse

Es zeigte sich, dass der maximale Schutz der Komponenten des SmART+ IB vor Streustrahlung durch Positionierung von Kollimator und Reichweitenmodulator direkt vor das zu bestrahlende Tier erreicht wird (sh. Abb.). Für alle getesteten CT-Konfigurationen und Mausphantome konnten vernünftige Bildqualitäten bei niedrigen Dosen von einigen zehn mGy erzielt werden. Für die Photonenbestrahlung wurden Dosisleistungen, Strahlprofile und Korrekturfaktoren für alle Feldkonfigurationen in die Behandlungsplanungssoftware (μ RayStation 8B) implementiert. Ähnlich wurden für Protonenexperimente entsprechende Basisdaten gemessen, und das Strahlenmodell befindet sich derzeit in Vorbereitung. Stöchiometrische und empirische Hounsfield Lookup-Tabellen ergaben akzeptable Protonenreichweiteunsicherheiten von weniger als 0,51 mm. Darüber hinaus wurde ein Protokoll für die reproduzierbare Ausrichtung von Protonenstrahl, Bestrahlungskollimator und CT-Isozentrum entwickelt.

Schlussfolgerung

Die grundlegenden Daten und Aufbauten für die zukünftige, bildgesteuerte Bestrahlung mit Photonen und Protonen wurden für das SmART+ IB implementiert. Dadurch sind die bevorstehenden Phantom- und Validierungsmessungen vorbereitet, die den letzten Schritt vor der Durchführung vergleichender Tierversuchen darstellen.

PS10.02 Positionsrekonstruktion in der Protonentherapie mit Hilfe von Protonenradiographie und maschinellem Lernen

J. Zillner¹, C. Burgard¹, J. Hohmann¹, K. Kröniger¹, F. Mentzel¹, O. Nackenhorst¹, I. Schilling¹, H. Speiser¹, J. Weingarten¹

¹Technische Universität Dortmund, Fakultät Physik, Dortmund, Deutschland

Einleitung

In der Protonentherapie ist aufgrund der gezielten Dosisdeposition eine präzise Positionierung des Patienten ausschlaggebend für den Erfolg der Therapie. Aktuelle Forschungen beschäftigen sich mit der Möglichkeit, Protonen für die bildgebende Verfahren zu verwenden. So könnte unmittelbar vor der Bestrahlung mit einer Protonenradiographie-Aufnahme die Lage des Patienten überprüft werden. Ziel dieser Arbeit ist es, mit Hilfe eines Neuronalen Netzwerkes die Position des Patienten unmittelbar vor der Bestrahlung mit der Position im Planungs-CTs zu vergleichen und anzugeben, wie die Patientenlagerung zu korrigieren ist.

Material & Methoden

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein kubisches, 3x3x3 cm³ großes, 3D-gedrucktes Phantom verwendet. Dieses weist eine T-förmige Aussparung auf, in die Gips-Modelle gelegt werden können. Diese sollen annähernd als gestreckter oder gebeugter Ellbogen fungieren. Auf Grundlage eines CT-Datensatzes des Phantoms und eines Verschiebungs- und Rotationsvektors, der die Position des Phantoms angibt, soll ein dreidimensionales Convolutional Neural Network Protonenradiographie-Bilder vorhersagen. Ein Minimierungsalgorithmus soll denjenigen Verschiebungs- und Rotationsvektor identifizieren, für den die Differenz zwischen einem gemessenen Protonenradiographie-Bild unmittelbar vor der Bestrahlung und dem vom Netzwerk vorhergesagten minimal wird. Anhand dieses Vektors kann die Positionierung des Phantoms, bzw. des Patienten, im Planungs-CT rekonstruiert werden, beziehungsweise die Lagerung des Patienten vor der Bestrahlung korrigiert werden. Für das Training des Neuronalen Netzes werden Protonenradiographie-Bilder verwendet, die mit der Simulationssoftware GEANT4 simuliert werden. Das Phantom wird ausgehend von einem CT-Bild in die Simulation implementiert.

Ergebnisse

Eine Implementierung des Phantoms auf Grundlage der CT-Daten ist in GEANT4 möglich. Aus der Simulation lassen sich Protonenradiographie-Bilder generieren, in denen die Konturen des Phantoms, der Aussparung und des Gips-Modells zu erkennen sind, wie in Abbildung 1 dargestellt ist. Die Verschiebung des Phantoms in eine Richtung lässt sich bereits mit Hilfe des Neuronalen Netzes vorhersagen. Die Erweiterung um zusätzliche Translations- und Rotationsparameter wird implementiert. Im Rahmen dieses Vortrags werden die neuesten Ergebnisse präsentiert.

Zusammenfassung

Mit Hilfe eines 3D Convolutional Neural Networks soll auf Basis einer CT- und einer Protonenradiographie-Aufnahme die Position des Patienten im Planungs-CT rekonstruiert werden. Damit lässt sich die Positionierung der Patienten unmittelbar vor der Bestrahlung in der Protonentherapie überprüfen und korrigieren, um Lagerungsunsicherheiten zu minimieren. Zudem kann es möglich sein mit Hilfe des Minimierungsalgorithmus interfraktionale anatomische Veränderungen des Patienten zu detektieren.

Anhang 1

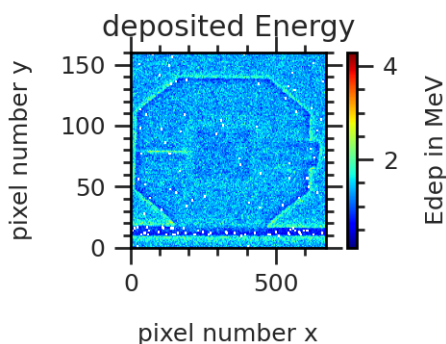


Abb.1: Simulierte Protonenradiographie-Aufnahme

PS10.03 Monte-Carlo berechnete k_Q -Faktoren luftgefüllter Ionisationskammern in modulierten Protonenfeldern

K. S. Baumann^{1,2,3}, L. Derksen¹, V. Flatten^{1,2}, M. Witt^{1,3}, R. Engenhardt-Cabillic^{2,3}, S. Adeberg^{2,3}, K. Zink^{1,2,3}

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

³Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

Einleitung

Die überarbeitete Fassung des Dosimetrieprotokolls TRS-398 der IAEA [1] steht kurz vor der Veröffentlichung und wird unter anderem Strahlungsqualitäts-Korrekturfaktoren (k_Q) luftgefüllter Ionisationskammern in monoenergetischen und modulierten Protonenfeldern zur Verfügung stellen.

In dieser Arbeit wurden k_Q -Faktoren in unterschiedlichen Tiefen eines Protonen Spread-Out Bragg Peaks (SOBP) mithilfe des Monte-Carlo Codes TOPAS/Geant4 berechnet und mit den Werten aus dem kommenden TRS-398 Protokoll der IAEA verglichen (Werte veröffentlicht von Palmans et al. [2]). Diese Werte des kommenden TRS-398 Protokolls der IAEA wurden aus Monte-Carlo berechneten und experimentell bestimmten Daten hergeleitet.

Material & Methoden

Ein Protonen SOBP in Wasser mit einer homogenen Dosisabdeckung in der Tiefe zwischen 6 cm und 11,5 cm wurde simuliert und k_Q -Faktoren für sechs plan-parallele und vier zylindrische Ionisationskammern mithilfe des Monte Carlo Codes TOPAS/Geant4 berechnet. Die Kammern wurden dafür in unterschiedlichen Tiefen im SOBP positioniert. Außerdem wurden die spektralen Fluenzen der Protonen und Elektronen in den jeweiligen Messtiefen simuliert.

Ergebnisse

Anhand der spektralen Fluenzen konnte gezeigt werden, dass die mittlere Energie der Protonen und Elektronen mit zunehmender Tiefe im SOBP abnimmt und sich der Peak der primären Protonen verbreitert. Entsprechend zeigen auch die k_Q -Faktoren eine Tiefenabhängigkeit und steigen mit zunehmender Tiefe im SOBP (also kleiner werdenden Restreichweiten) an. Der größte Unterschied zwischen k_Q -Faktoren in geringen und großen Tiefen im SOBP beträgt im untersuchten Fall 1,7%. Der Vergleich mit den k_Q -Faktoren aus dem kommenden TRS-398 Protokoll der IAEA [2] zeigt, dass die Monte-Carlo berechnete Werte aus dieser Studie um bis zu 2,5% größer sind, wobei Unterschiede vor allem für große Tiefen im SOBP auftreten.

Zusammenfassung

Für sechs plan-parallele und vier zylindrische Ionisationskammern wurden k_Q -Faktoren luftgefüllter Ionisationskammern im Protonen SOBP berechnet. Die k_Q -Faktoren zeigen dabei eine Tiefenabhängigkeit und steigen zum Ende des SOBP um bis zu 1,7% an. Dieser Anstieg wird von den Werten des kommenden TRS-398 Protokolls der IAEA unterschätzt.

Anhang 1

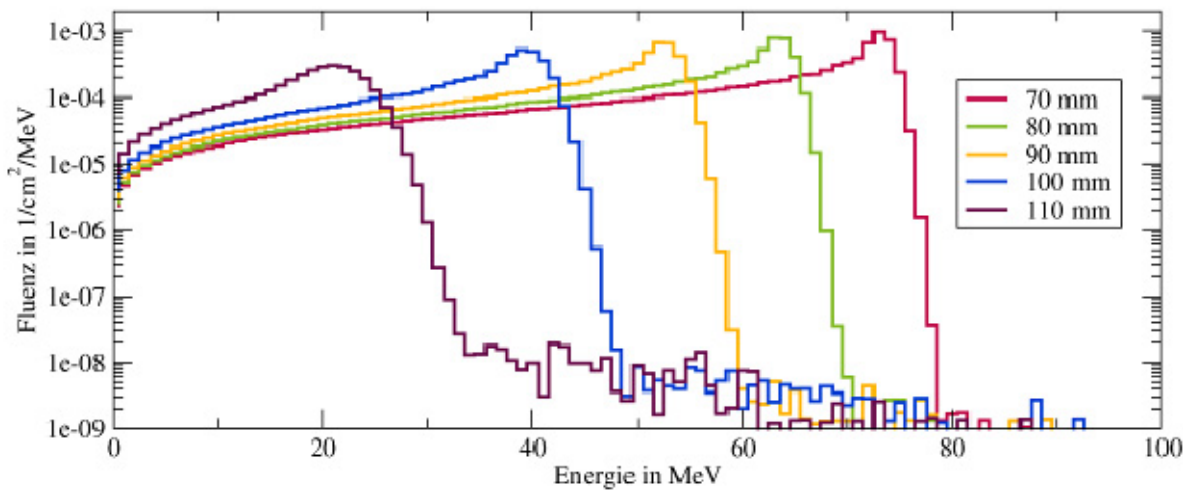


Abb.1: Spektrale Fluenzen der Protonen in unterschiedlichen Tiefen.

Anhang 2

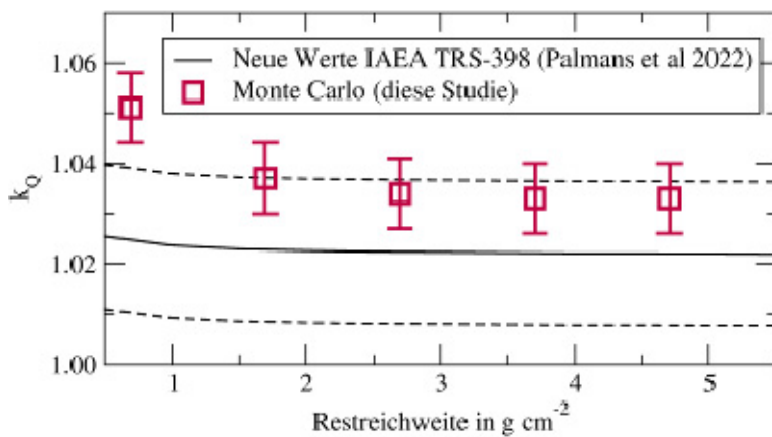


Abb.2: Monte-Carlo berechnete k_Q -Faktoren aus dieser Studie und die Werte aus dem kommenden TRS-398 Protokoll der IAEA [2] für die NE 2571 Ionisationskammer in Abhängigkeit der Restreichweite. Je kleiner die Restreichweite, desto größer die Tiefe im SOBP.

Literatur

- [1] Andreo, P et al: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water (2000), Technical Report Series 398, IAEA
- [2] Palmans, H et al.: Current best estimates of beam quality correction factors for reference dosimetry of clinical proton beams (2022), Physics in Medicine and Biology, 67(19):195012

PS10.04 A two plane proton imaging system using ATLAS IBL pixel detectors

H. Speiser¹, J. Hohmann¹, K. Kröniger¹, I. Schilling¹, J. Weingarten¹

¹TU Dortmund University, 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. In order to ensure this conformity, daily quality assurance of the proton beam shape and range has to be done according to guidelines suggested by the AAPM task group 224 [1]. Previous studies have shown that both beam features can be evaluated simultaneously using a single radiation hard ATLAS IBL silicon pixel sensor [2,3]. Concerning range measurements it is reliably useable for proton energies up to 44 MeV [3]. To extend the applicable energy range beyond this, we are investigating an enhanced detector system.

Materials & Methods

The new detector system is a two plane system consisting of two IBL pixel detectors separated by an absorber of well-known water-equivalent thickness. Such a system can be used to implement two methods for conducting the daily quality assurance.

The first method uses the primary detector behind the irradiated object to measure the spot shape of the proton beam. The subsequent absorber reduces the kinetic energy of the protons incident on the detector system to match the dynamic range of the subsequent second pixel detector.

The second method also uses the first detector to measure the spot shape. In addition, it measures the deposited energy of the protons in its sensor. This is combined with the measured deposited energy in the second detector and the information of the absorber thickness in order to obtain a more precise measurement of the proton energy over an extended energy range.

Measurements were conducted with varying incident proton energies to investigate the precision and accuracy of the proton range measurements.

Results

For both methods, first results show a higher precision and accuracy for the measured proton energies compared to the single plane approach. In addition, the new methods extend the energy range in which proton energies can be determined in order to cover a broad range of kinetic energies that are clinically relevant.

Summary

We present two new methods for conducting the daily quality assurance in proton therapy using the radiation hard ATLAS IBL pixel detector. Both methods offer an enhancement of the measurable energy range of the incident protons with respect to using a single detector plane as done in the past. Therefore, the new two plane detector system makes precise and accurate measurements of the beam spot shape and its mean kinetic energy feasible.

Literature

- [1] Arjomandy, B et al. AAPM task group 224: Comprehensive proton therapy machine quality assurance. *Med. Phys.* 46. 678–228. 2022
- [2] Schilling, I et al.: Characterization of pixelated silicon detectors for daily quality assurance measurements in proton therapy. *Journal of Physics: Conference Series.* 2374. 1. 2022
- [3] Schilling, I et al.: Measuring the Beam Energy in Proton Therapy Facilities Using ATLAS IBL Pixel Detectors *Instruments.* 6. 80. 2022

PS10.05 Monte-Carlo Simulation eines nanodosimetrischen Messaufbaus in der Schwerionentherapie

M. Schwarze¹, H. Rabus¹, G. Hilgers²

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), 8.01, Berlin, Deutschland

²Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), 6.3, Braunschweig, Deutschland

Einleitung

Schwerionentherapie überzeugt nicht nur aufgrund der günstigen Energiedepositionseigenschaften, sondern auch wegen ihrer hohen biologischen Wirksamkeit. Diese hängt von vielen Faktoren wie dem Gewebetyp, dem Ion oder der Dosis ab. Ein essenzieller Teil zur Untersuchung der biologischen Wirksamkeit ist die Ermittlung der Spurstruktur. Experimentell kann diese durch Nanodosimeter bestimmt werden. Dazu wurden erste Messungen mit therapeutischen C12 Ionen durchgeführt. Diese Arbeit befasst sich mit der Simulation des Messaufbaus.

Material & Methoden

Mittels Geant4 wird der Versuchsaufbau nachgestellt und die Wechselwirkung der C12 Ionen mit der Materie simuliert. Für eine detaillierte Simulation der Spurstruktur im Bereich des Nanodosimeters wird das Simulationsprogramm PTrä verwendet.

Ergebnisse

Es werden Informationen über die erzeugten Sekundärteilchen, ihren LET sowie ihren Beitrag zum Signal des Nanodosimeters ermittelt. Diese werden genutzt, um die Ergebnisse der nanodosimetrischen Messungen zu erläutern.

Zusammenfassung

Die Arbeit stellt Hintergrundinformationen bereit, welche zur Beurteilung von nanodosimetrischen Messungen im Kontext der Schwerionentherapie herangezogen werden können.

PS10.06 Messtechnische Charakterisierung eines Halbleiterdetektors für die Partikeltherapie

A. Töpfer¹, Y. Senger¹, S. Felsing¹, W. Heep¹, A. Trapeznikov¹, S. Lahrmann¹, K. Zink^{1,2,3}, S. Adeberg^{1,3}, K. S. Baumann^{1,2,3}

¹Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Medizinphysik, Marburg, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Zur Vereinfachung der Qualitätssicherung (QA) an unserem Partikeltherapiezentrum für die Patientenbehandlung mit Protonen (¹H) und Kohlenstoffionen (¹²C) im Raster-scanningverfahren wurde der Halbleiterdetektor *Sphinx Compact* der Firma IBA angeschafft. Er soll zur Messung der Homogenität, Strahlbreite und –position, Dosis, sowie zur Energieverifikation und Überprüfung des Isozentrums in der zyklischen QA eingesetzt werden. Dazu sollte der Detektor zunächst charakterisiert werden. Es wurden in einem ersten Schritt die Abhängigkeiten des Detektorsignals von der Verstärkung, Teilchenzahl und Teilchenrate für verschiedene Energien jeweils für beide Ionensorten untersucht.

Material & Methoden

In ersten Messungen sollte das Ansprechvermögen untersucht werden. Dazu wurden für beide Ionensorten für zwei repräsentative Energien jeweils aus dem niedrigen und hohen Energiebereich 16 Felder mit einer Kantenlänge von 4x4 cm² mit jeweils unterschiedlicher Teilchenzahl bestrahlt. Die Teilchenzahl pro Spot reichte für ¹²C von 7,7E+04 bis 8,5E+05 und für ¹H von 2,7E+06 bis 4,0E+07 bei klinischen Strahlbreiten und Spot-Abständen.

Um die Abhängigkeit von der Teilchenrate zu untersuchen, wurden die gleichen Felder abgestrahlt und die Teilchen aus dem Synchrotron verschieden schnell extrahiert. Die Intensitätsstufen reichten von 9,0E+06 bis 6,5E+07 Ionen/s für ¹²C und von 9,7E+08 bis 1,9E+09 Ionen/s bei ¹H.

Ergebnisse

In Abb. 1 sind die mittleren Counts pro Pixel gegen die Teilchenzahlen für je zwei Energien von ¹²C und ¹H dargestellt. Der Detektor zeigte einen linearen Zusammenhang zwischen Teilchenzahl und Signal bis zu einer bestimmten Schwelle. Zudem wird vom Hersteller eine minimale Anzahl von Counts für eine auswertbare Messung angegeben. Somit reicht der Messbereich für ¹²C von 2,4E+05 bis 6,3E+05 Teilchen/Spot und für ¹H von 1,6 E+07 bis 3,3 E+07 Teilchen/Spot; entsprechend einer Wasserenergiedosis für ¹²C von ca. 0,2 Gy bis 0,5 Gy und 0,1 Gy bis 0,3 Gy für ¹H. Die Bestrahlung eines solchen Feldes dauert zwischen 10 und 30 s.

Weitere Messungen zeigen eine vernachlässigbare Abhängigkeit der Detektorantwort von der Teilchenrate. Für ¹²C-Teilchenraten von 9E+06 bis 6,5E+07 Teilchen/Sekunde und ¹H-Raten von 1,3E+09 und 1,9E+09 konnten keine signifikanten Unterschiede im Ansprechvermögen festgestellt werden.

Zusammenfassung

Die Unabhängigkeit von der Intensität und die lineare Abhängigkeit der Detektorantwort von der Teilchenzahl bei beiden untersuchten Ionensorten in einem klinisch relevanten Dosisbereich und vertretbarer Messdauer sind wichtige Detektoreigenschaften für die Messung der eingangs genannten Parameter. Ausgehend von der Identifizierung des linearen Bereichs können die Messung dieser Strahlparameter mit dem *Sphinx Compact* nun optimiert und Konzepte für die QA entwickelt werden.

Anhang

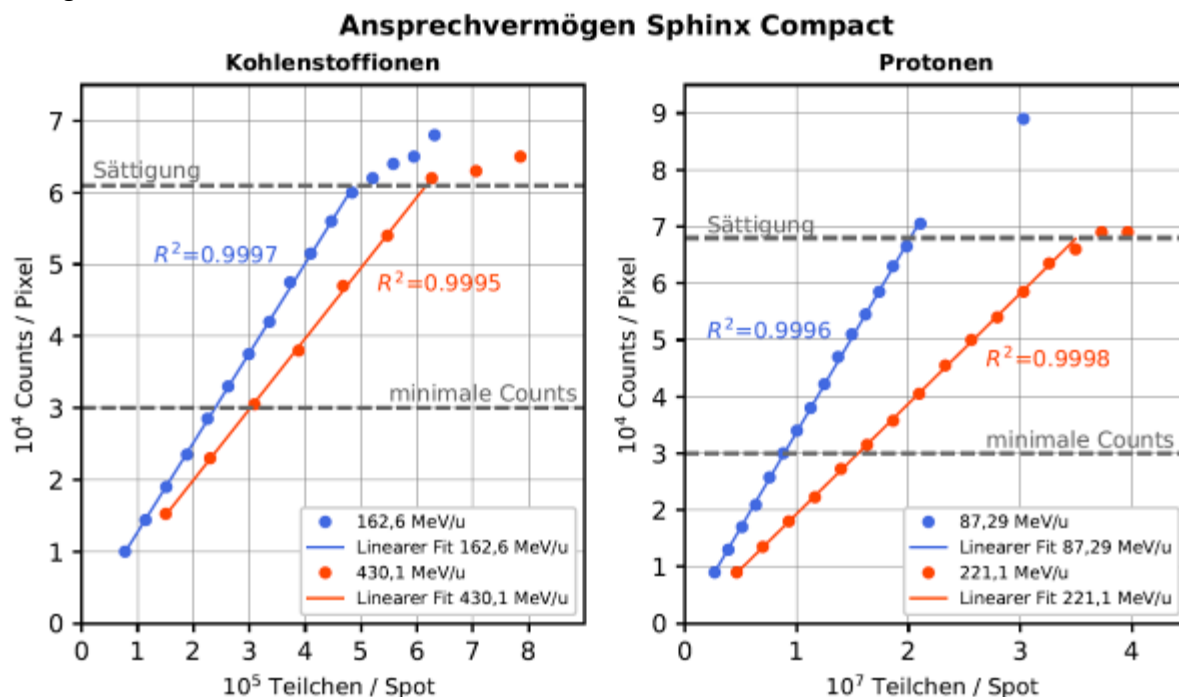


Abb.1: Mittlere Counts pro Pixel gegen Teilchen pro Spot für je zwei Protonen- und Kohlenstoffenergien. Die gestrichelten Linien markieren den klinischen Messbereich.

PS10.07 Untersuchung von Reichweitenunsicherheiten durch Zahnersatzmaterialien zur Verbesserung der Bestrahlungsplanung in der Partikeltherapie

S. Rick^{1,2}, V. Flatten^{2,3}, A. König¹, S. Lahrman¹, K. Zink^{1,2,3}, S. Adeberg^{1,3}, K. S. Baumann^{1,2,3}

¹Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Medizinphysik, Marburg, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Die Entstehung von Artefakten und verfälschten Grauwerten von Zahnersatzmaterialien bei der Computertomographie (CT), führt zu Fehlern in der Zuordnung der *Stopping Power*, welche die Grundlage für die Reichweitenberechnung in der Partikeltherapie liefern. Um fälschlich berechnete Reichweiten der Partikel zu vermeiden, wurden verschiedenen Zahnersatzmaterialien und ihre Auswirkung auf die Reichweite und somit auf die Dosisverteilung untersucht und auf Grundlage dieser Ergebnisse ein Verfahren zum Umgang mit Zahnersätzen in der klinischen Bestrahlungsplanung konzipiert.

Material & Methoden

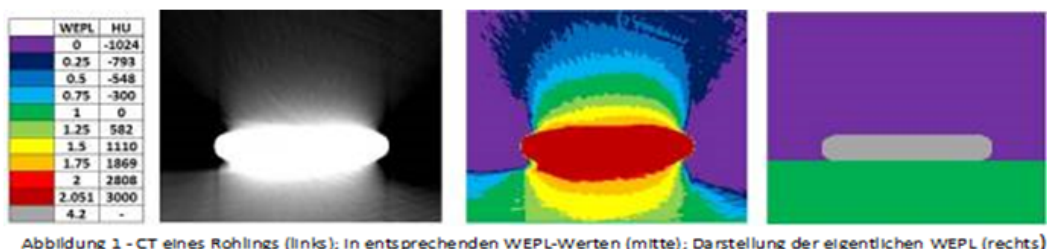
Als Proben dienten sowohl verschiedene Rohlinge, welche zur Herstellung von Zahnersätzen verwendet werden, als auch echte Zähne, welche bereits mit verschiedenen Ersatzmaterialien behandelt wurden. Zur Untersuchung der Auswirkung der Proben wurde die "Water equivalent path length" (WEPL) der Materialien experimentell mithilfe der *Peakfinder* Wassersäule (PTW Dosimetry) bestimmt, indem der Verschiebung der Tiefendosiskurve (TDK), durch Platzierung der Proben im Strahlengang, messtechnisch ermittelt wurde. Über die Planungssoftware *SyngoPT* (Siemens SyngoPTPlanning, TPS) konnten die, auf CT-Aufnahmen basierenden, Vorhersagen für die WEPL der Proben bestimmt und mit den Ergebnissen der Messungen verglichen werden. Darüber hinaus wurde die Darstellung der Proben im CT, wie beispielsweise in Abbildung 1 zu sehen, betrachtet, um Merkmale für eine mögliche Identifizierung des Fremdmaterials zu entnehmen.

Ergebnisse

Beim Vergleich der bestimmten Reichweiten, ergaben sich im TPS um bis zu 19% (2,18 mm) höhere Werte für die behandelten echten Zähne, bis zu 366% (126,3 mm) für die Rohlinge und bei Umrechnung der Rohlinge auf die gängigen Breiten von Zahnersatzmaterialien, eine Überschätzung von bis zu 95% (19,5 mm). Weiterhin zeigten die Untersuchung der Proben und derer Artefakte im CT, dass eine Unterscheidung der Art des Zahnersatzes, in zum Beispiel Füllungen und Kronen, möglich ist, es aber zur Bestimmung des Materials des Ersatzes an erkennbaren Merkmalen fehlt.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass eine Anpassung der WEPL im Bereich dieser Materialien erforderlich ist. Anhand der experimentellen gemessenen Werte konnten passende, in *SyngoPT* enthaltene, Voreinstellungen bestimmt werden, mit denen betroffene Bereiche im CT überschrieben werden können. Das Vorgehen bei der Überschreibung wurde in einem Leitfaden zusammengefasst, welcher bereits angewendet wird, und führt im Allgemeinen zu einer verbesserten Berechnung der Reichweiten. Darüber hinaus soll ein Patientenbogen weitere Informationen über vorliegende Zahnersätze liefern und somit Fehler bei der Identifizierung vermeiden.



PS10.08 Implementierung und Vergleich zweier Berechnungsmethoden der Lungenmodulation bei der Partikeltherapie thorakaler Tumore

M. Witt^{1,2,3}, V. Flatten^{1,3}, A. Paz⁴, C. Graeff⁴, K. Zink^{1,2,3}, R. Engenhardt-Cabillic^{2,3}, S. Adeberg^{2,3}, K. S. Baumann^{1,2,3}

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

²Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

⁴GSI Helmholtzzentrum, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

Modulationseffekte, welche aufgrund der Mikrostruktur der Lunge bei der Ionenstrahltherapie auftreten, führen zu einer Abweichung zwischen geplanter und applizierter Dosis. Hierbei treten vor allem Unterdosierungen am proximalen und distalen Ende des Zielvolumens, sowie eine Überdosierung des gesunden Gewebes distal vom Zielvolumen auf. In präklinischen Arbeiten wurden bisher in der Literatur zwei Ansätze beschrieben, die eine Berücksichtigung der Modulationseffekte in der Bestrahlungsplanung prinzipiell ermöglichen.

Material & Methoden

Das Open-Source Bestrahlungsplanungssystem matRad [1] wurde, analog zu Paz et al. [2], um eine analytische Berücksichtigung der Lungenmodulation mittels Faltung der Basisdaten mit einer Modulationsfunktion erweitert. Für eine Monte-Carlo gestützte Dosisberechnung wurde die in Baumann et al. [3] beschriebene Implementierung mittels Dichtemodulation der CT-Voxel in TOPAS/Geant4 verwendet. Beide Methoden wurden mit einer Messung an einer klinischen Ionenstrahltherapie Anlage verglichen. In einfachen CT-basierten Phantomen, sowie in einem klinischen Bestrahlungsplan, werden die Unterschiede mit und ohne Lungenmodulation systematisch analysiert.

Ergebnisse

Den mit einem Pencilbeam gemessenen Effekt der Lungenmodulation nach Durchstrahlung von Lungensubstituten konnte mit beiden Methoden nahezu exakt nachgebildet werden. Bei komplexeren Geometrien, bei denen laterale Streueffekte an Materialien höherer Dichte eine Rolle spielen, sind Unterschiede, bereits ohne den Einfluss der Lungenmodulation, sichtbar (siehe Abb. 1). Diese Abweichungen sind hauptsächlich auf die unterschiedlichen Berechnungsalgorithmen zurückzuführen, sodass es im komplexeren klinischen Fall zu einer Überlagerung mit der Lungenmodulation kommt (siehe Abb. 2).

Zusammenfassung

Beide Implementierungen beschreiben die Modulationseffekte aufgrund der Mikrostruktur der Lunge im einfachen Fall exakt. Die Abweichungen in komplexeren Geometrien sollen in künftigen Simulationen und Messungen näher untersucht werden. Ob der Pencilbeam-Algorithmus, im Vergleich zu Monte-Carlo Simulationen, auch bei starken Inhomogenitäten und beim Vorliegen von Kanten eine adäquate Dosisberechnung liefert, gilt es zu untersuchen.

Literaturverzeichnis

[1] H. P. Wieser *et al.*, *Med Phys*, 2017, doi: 10.1002/mp.12251.

[2] A.E.S. Paz *et al.*, *Med Phys*, 2021, doi: <https://doi.org/10.1002/mp.15292>.

[3] K.-S. Baumann *et al.*, *Radiation Oncology*, 2019, doi: 10.1186/s13014-019-1375-0.

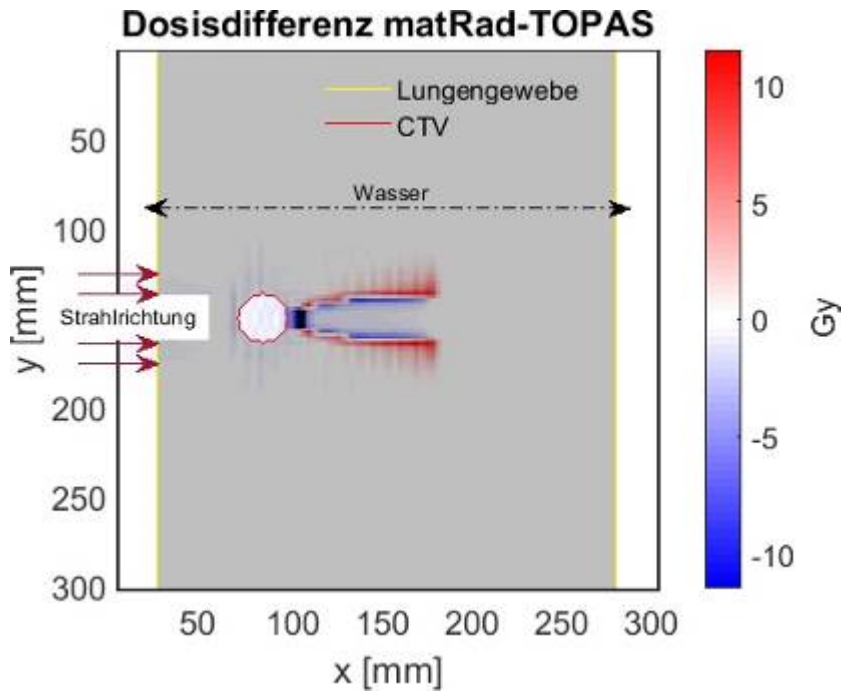


Abbildung 11: Dosisdifferenz zwischen der in matRad und TOPAS berechneten Dosis in einfacher Geometrie ohne Lungenmodulation mit volumetrischem Bestrahlungsplan mit einer Gesamtdosis von 30Gy. Unterschiede von bis zu 30% sind an der distalen Kante hinter dem Zielvolumen sichtbar.

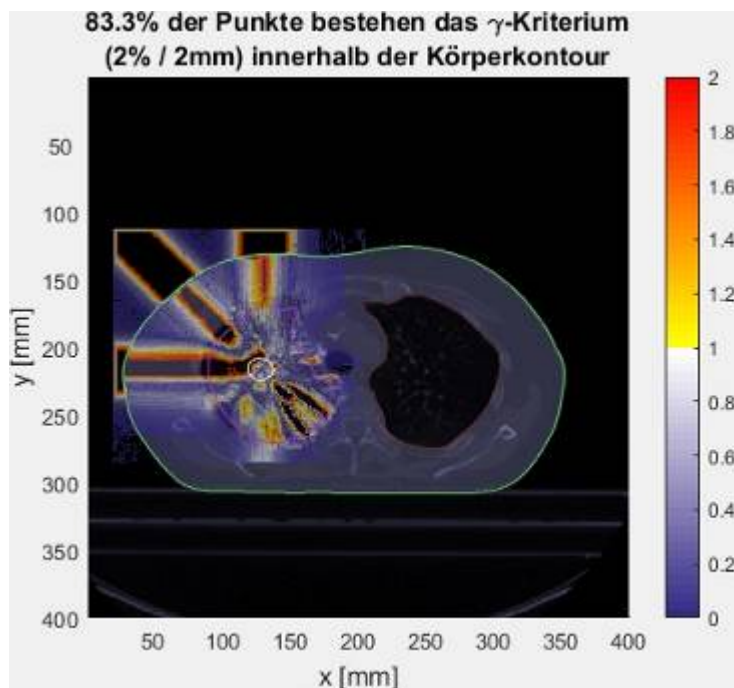


Abbildung 10:-Vorläufiges Ergebnis-

γ -Analyse eines Bestrahlungsplanes im Thorax. Es wird die Dosisverteilung der von TOPAS berechneten Dosis, mit der von matRad berechneten Dosis unter Berücksichtigung der Lungenmodulation verglichen.

PS10.09 Einsatz des Dual Energy CT zur Reduzierung der Reichweitenunsicherheiten in der Partikeltherapie

N. Shrestha^{1,2}, M. Witt^{1,2}, V. Flatten^{1,2,3}, K. Zink^{1,2,3}, S. Adeberg^{2,3}, R. Engenhardt-Cabillic^{2,3}, K. S. Baumann^{1,2,3}

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

²Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Die Vorhersage des relativen Bremsvermögens (engl. Stopping power Ratio, SPR) auf Grundlage klinischer Single Energy CT (SECT)-Bilder mithilfe einer Look-Up Tabelle birgt Unsicherheiten in der Partikeltherapie, da die unterschiedliche Materialzusammensetzung einen signifikanten Einfluss auf das SPR und somit die Reichweite der Partikel hat. Um die CT-bezogene Unsicherheit zu verringern, wird das Dual Energy CT (DECT) als vielversprechende Erweiterung angesehen, da es die direkte Bestimmung des SPRs ermöglicht. Ziel der Studie ist es, die Vorhersage der SPRs mittels HLUT und direkte SPRs und die daraus resultierenden Unterschiede in der Reichweitenberechnung in der Protonentherapie zu vergleichen.

Material & Methoden

Für die Untersuchungen wurde das Gewebecharakterisierungsphantom (Gammex Phantom Modell 467) mit verschiedenen Gewebesubstituten (Solid Water, Lunge, Muskel und Knochen CB2-50% CaCO₃) und ein anthropomorphes Kopfphantom verwendet. Die Phantome wurden mit einem SECT (Somatom Confidence, Siemens Healthineers) mit 120 kVp gescannt, um mit den Datensätzen ein HLUT zu erstellen und daraus die SPR abzuleiten. Für die direkte SPR wurden die Phantome mit einem DECT (Somatom Confidence, Siemens Healthineers) mit 80 kVp und 140 kVp aufgenommen. Die DECT-Datensätze wurden dann mit der Software DirectSPR (Syngo.via Siemens Healthineers) in direkte SPRs konvertiert. Als Referenz wurden die SPRs der Gewebesubstitute über die Verschiebung der Tiefendosiskurve in einer Wassersäule messtechnisch im Protonenstrahl bestimmt (Peakfinder, PTW). Im CT des Kopfphantoms wurde ein kugelförmiges PTV mit einem Durchmesser von 35 mm definiert und ein Protonenbestrahlungsplan mit zwei Feldern auf der Kopfphantom CTs optimiert. Die entsprechende Dosisverteilung wurde für die DirectSPR und die mittels HLUT vorhergesagten SPR berechnet und verglichen.

Ergebnissen

Die DirektSPRs weichen von den im Protonenstrahl messtechnisch bestimmten Werten um maximal 1% für die vier untersuchten Materialien ab. Abweichungen für die mittels HLUT generierten SPRs weichen um maximal 3% ab. Die Dosisverteilungen des beispielhaften Bestrahlungsplans für beide Methoden zeigen eine gute Übereinstimmung der Gamma Analyse (2% / 2mm) mit einer Passing Rate über 98% und der SPR-Bestimmung mit einer Differenz der D₉₅ im PTV von 0,6%.

Zusammenfassung

DECT-basierte Verfahren zur SPR-Bestimmung zeigen im dargestellten Fall keine signifikanten Unterschiede gegenüber der üblichen stöchiometrischen CT-Kalibrierung zu SPR-Bestimmung. Im weiteren Verlauf soll anhand eines größeren Datenkollektivs der Unterschied weiter analysiert werden.

Anhang

Tabelle 2: SPR der untersuchten Gewebesubstitute bestimmt mit Messungen im Protonenstrahl, DECT und SECT

Gewebesubstitute	SPR		
	Protonenstrahl	DECT	SECT
Solid Water	1,00	1,00	0,99
Lunge	0,44	0,44	0,44
Muskel	1,04	1,03	1,03
Knochen CB2-50% CaCO ₃	1,44	1,43	1,47

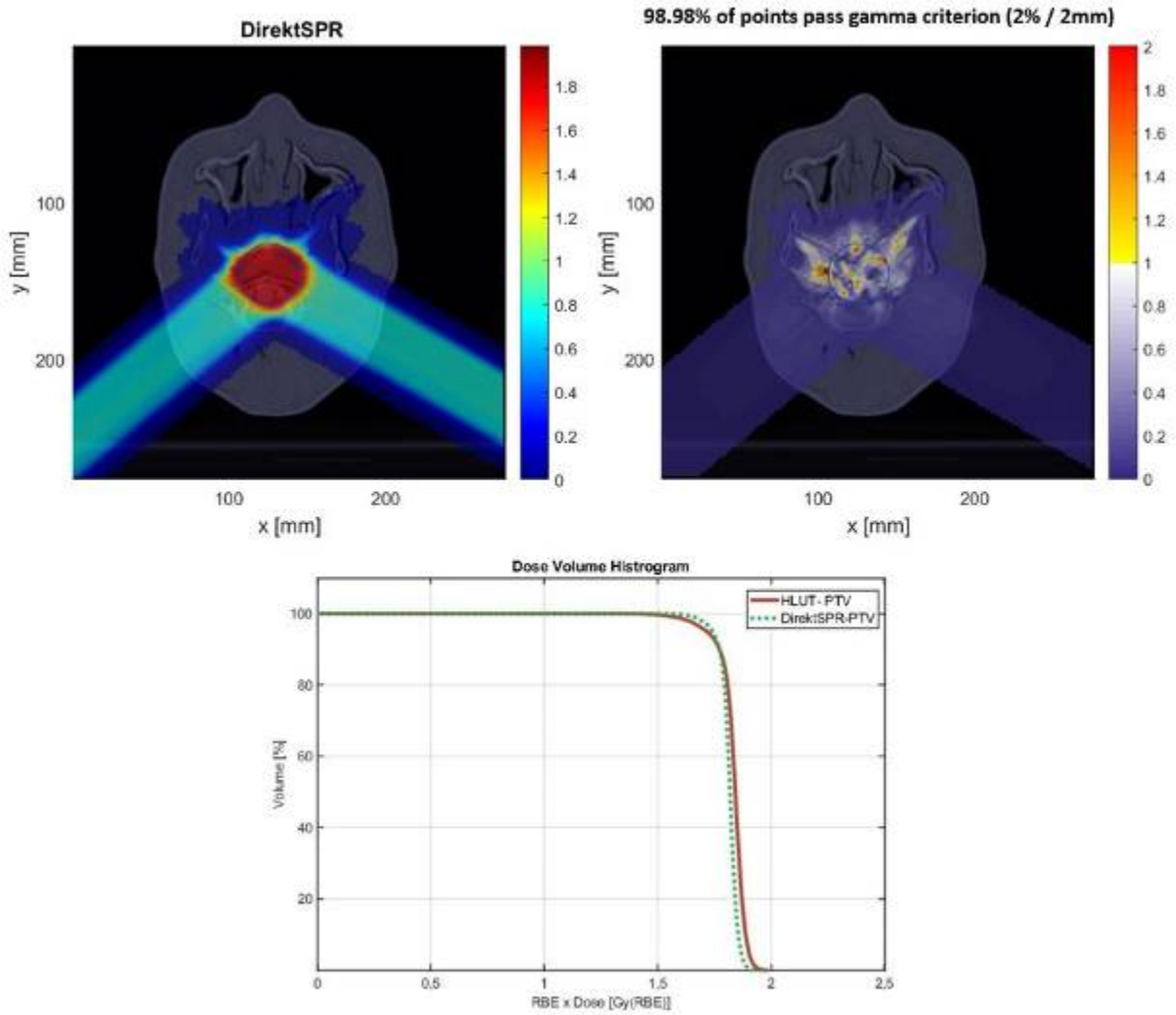


Abbildung 12: Bestrahlungsplan basierend auf der DirektSPR für das Kopfphantom (oben, links), Gamma Analyse der Dosisverteilungen basierend auf dem DirektSPR und der HLUT-Tabelle (oben, rechts) und DVH-Vergleich (unten)

PS11.01 Monte-Carlo basierte Untersuchung des Einflusses nuklearer Wechselwirkungen auf das Ansprechvermögen luftgefüllter Ionisationskammern in Protonenfeldern

M. Saphörster^{1,2,3}, L. Zimmermann², K. Zink^{2,3,4}, J. Wulff⁵, L. Brualla⁵, K. S. Baumann^{2,3,4}

¹Philipps Universität Marburg, Fachbereich Physik, Marburg, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

³Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

⁵Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen (WPE), Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland

Einleitung

Im Rahmen der Überarbeitung des TRS-398 Protokolls der IAEA zur Bestimmung der absorbierten Wasserenergiedosis mit luftgefüllten Ionisationskammern in klinischen Protonenfeldern wurde der Strahlungsqualitätskorrektionsfaktor k_Q mit verschiedenen Monte-Carlo (MC) Codes berechnet. Die ermittelten k_Q -Faktoren zeigen bei klinisch hohen Energien (ab ~150 MeV) eine Abweichung von bis zu 2%. Der Grund dafür wird in den nuklearen Wechselwirkungsmodellen der MC Codes vermutet und wurde in dieser Studie näher untersucht.

Material & Methoden

Um die Ionisationskammern zu untersuchen, wurden vereinfacht luftgefüllte Kavitäten betrachtet, wie sie auch in Baumann *et al.* [1] verwendet wurden. Mit den MC Codes Topas/Geant4 und Fluka wurde die deponierte Dosis in den Luftkavitäten (D_{Luft}) und einem Wasserreferenzvolumen (D_{Wasser}) im Wasserphantom simuliert und daraus der f_Q -Faktor ($\frac{D_{Wasser}}{D_{Luft}}$) berechnet, welcher die Basis MC berechneter k_Q -Faktoren darstellt. Um den Einfluss des häufig verbauten Kammermaterials Graphit auf die deponierte Dosis zu untersuchen, wurden verschieden dicke Graphitschichten (von 50 μm bis 500 μm) vor den Luftkavitäten platziert. Alle Simulationen wurden mit ausgeschalteten nuklearen Wechselwirkungen (n.W.) wiederholt.

Ergebnisse

Der Anteil der deponierten Dosis durch n.W. nimmt mit der Energie zu. Er beträgt bei 150 MeV ca. 6% und bei 250 MeV ca. 9%. Der Einfluss auf f_Q -Faktoren ist hingegen mit weniger als 0,5% deutlich kleiner, siehe Abbildung 1. Der geringere Einfluss der n.W. auf den f_Q -Faktor im Vergleich zur Dosis liegt daran, dass sich systematische Unterschiede im Dosisverhältnis Wasser-zu-Luft weitgehend aufheben. Abbildung 2 zeigt, dass durch die Graphitschichten vor den Luftkavitäten die Dosis mit zunehmender Dicke der Graphitschicht bis zu 2% ansteigt, wobei ab 250 μm Graphit der Dosisanstieg in Sättigung geht. Für die untersuchten Luftkavitäten und Graphitschichten sind Unterschiede zwischen Topas und Fluka kleiner als 1%.

Zusammenfassung

Bei der Untersuchung des Einflusses der n.W. auf die MC basierte Bestimmung der k_Q -Faktoren mit Topas und Fluka konnte die Energieabhängigkeit der n.W. bestätigt werden. Das Material Graphit führt zu keinen systematischen Unterschieden in den ermittelten Dosen zwischen den betrachteten Codes, auch wenn der Beitrag zur Gesamtdosis durch Sekundärteilchen aus Graphit signifikant ist. In zusätzlichen Rechnungen sollen weitere Materialien, die im Bau von Ionisationskammern Einsatz finden, betrachtet werden.

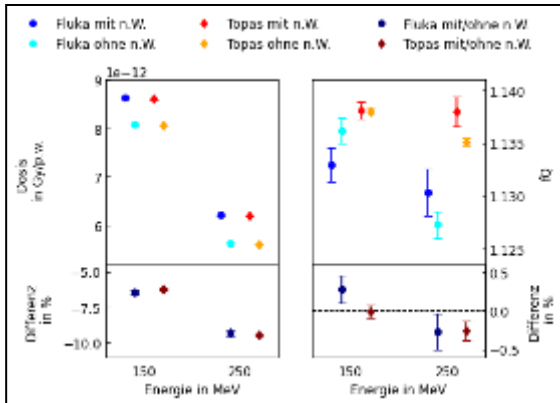


Abbildung 1: Dosis und f_Q -Faktoren einer Luftkavität für 150 MeV und 250 MeV Protonen mit und ohne nukleare Wechselwirkungen (n. W.) (Werte zur Lesbarkeit verschoben), im unteren Panel werden die codeinternen Unterschiede gezeigt, Fehlerbalken entsprechen 1σ

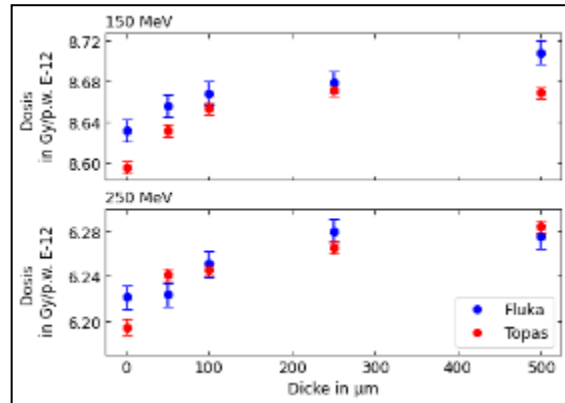


Abbildung 2: Dosis in einer Luftkavität hinter Graphitschichten verschiedener Dicken für 150 und 250 MeV Protonen, Fehlerbalken entsprechen 1σ

Literatur

- [1] Baumann et al. 2019; Med. Phys., 46(10):4639-4653.

PS11.02 Bildgestützte Bestimmung der Bragg-Peak Verbreiterung bei der Partikeltherapie von Lungentumoren

C. Breitenbach¹, J. M. Burg², C. Graeff³, V. Flatten^{2,4}, M. Witt^{2,5}, U. Weber³, S. Adeberg^{4,5}, K. Zink^{2,4,5}, K. S. Baumann^{2,4,5}

¹Philipps Universität Marburg, Fachbereich Physik, Marburg, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

³GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

⁵Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

Einleitung

Aufgrund der heterogenen, submillimeter-feinen Struktur von Lungengewebe kommt es bei dessen Bestrahlung mit Partikeln zu einer Verbreiterung des Bragg-Peaks, welche durch die Modulationsstärke (P_{mod}) beschrieben werden kann [1]. Um diese in Zukunft klinisch berücksichtigen zu können, wurde in dieser Studie P_{mod} von Gewebeproben aus Schweinelungen anhand hochauflöser CT-Bildgebung bestimmt.

Material & Methoden

Zur Bestimmung von P_{mod} dienen Mikro-CT (Auflösung 50 μm , Abb. 1) und klinische CT-Aufnahmen von vier Schweinelungenproben. Für diese Proben wurde bereits in einer anderen Arbeit [2] P_{mod} im Partikelstrahl mit einer Halbwertsbreite (FWHM) von 6,9 mm gemessen. Eine HU-Wert-Kalibrierung konnte mithilfe der klinischen CT-Aufnahmen durchgeführt werden und mit einer Look-Up Tabelle werden die wasseräquivalenten Dicken der einzelnen Voxel abgeleitet. P_{mod} des Lungengewebes lässt sich mithilfe der Verteilung der wasseräquivalenten Dicken der Voxel herleiten, welche vom Partikelstrahl durchquert werden. Um die räumliche Verteilung von P_{mod} innerhalb des Lungengewebes zu untersuchen wird der Strahl virtuell verschoben, wobei die in [2] benutzte Strahlgeometrie (normalverteilte Fluenz, FWHM 6,9 mm) beibehalten wird.

Ergebnisse

In Abb. 2A ist P_{mod} ortsabhängig in einem 5x5 mm² großen Bereich beispielhaft für eine der Lungengewebeproben dargestellt. Es zeigt sich, dass P_{mod} im Bereich 100-400 μm liegt und räumlich stark variiert. In fast allen Proben konnten Bereiche gefunden werden, mit Werten, die den experimentellen entsprechen (Abb. 2B). Allerdings ist in den Mikro-CT-Aufnahmen die Position, an welcher der Strahl die Probe in den Messungen aus [2] durchquert hat, nicht ohne weiteres nachvollziehbar. Aufgrund der Ortsabhängigkeit von P_{mod} hat bereits eine kleine Verschiebung einen großen Einfluss auf P_{mod} (Abb. 2A).

Zusammenfassung

Basierend auf Mikro-CT-Aufnahmen wurde P_{mod} systematisch für verschiedene Strahlpositionen in verschiedenen Lungengewebeproben bestimmt. Im Rahmen der Unsicherheit der Strahlposition stimmen die so bestimmten P_{mod} mit den im Partikelstrahl gemessenen Ergebnissen überein. Um die Ergebnisse dieser Arbeit zu validieren, sollte P_{mod} der Proben ebenfalls ortsaufgelöst im Partikelstrahl gemessen werden.

Anhang 1

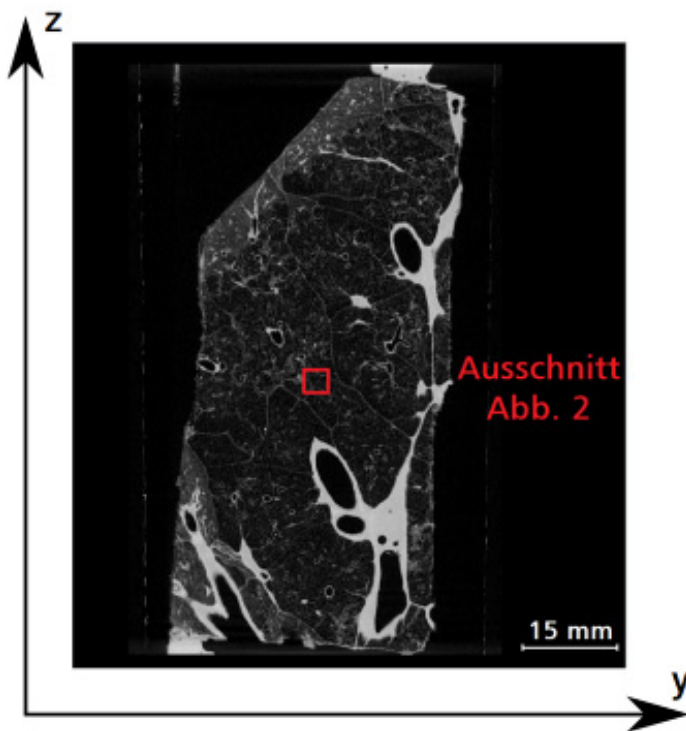


Abb. 1: Mikro-CT-Aufnahme einer Lungengewebeprobe.

Anhang 2

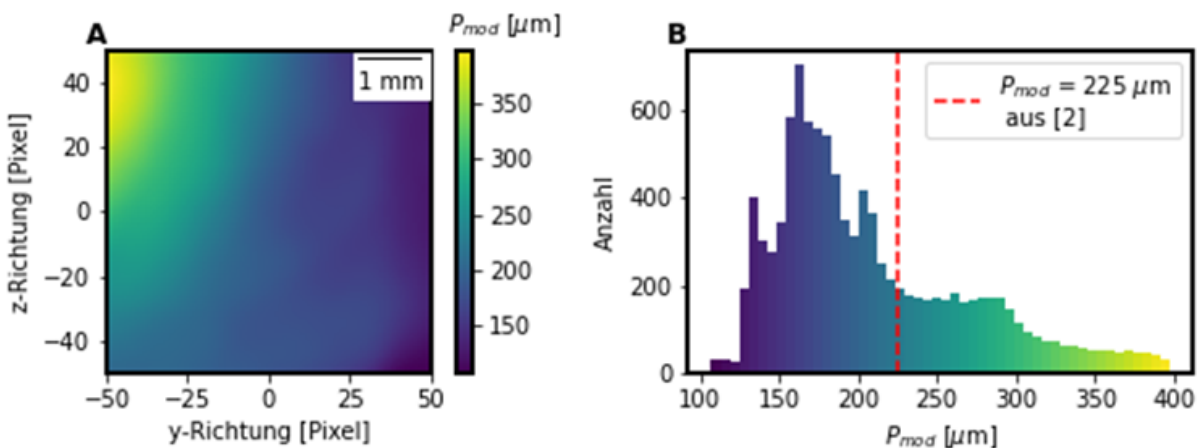


Abb. 2: **A** Mithilfe von Mikro-CT-Aufnahmen bestimmte Modulationsstärke in $5 \times 5 \text{ mm}^2$ großem Bereich, in dem jedes Pixel als virtueller Mittelpunkt des Strahls interpretiert wird. **B** Histogramm der P_{mod} Werte aus **A**.

Literatur

- [1] Baumann, K.S. u.a.: An efficient method to predict and include Bragg curve degradation due to lung-equivalent materials in Monte Carlo codes by applying a density modulation. Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2017
- [2] Burg, J.M. u.a.: Experimental determination of modulation power of lung tissue for particle therapy. Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2021

PS11.04 A Monte Carlo simulation model of a small-animal proton therapy research beamline and its experimental validation in a clinical facility

Z. Huang¹, J. Bortfeldt¹, F. S. Englbrecht¹, J. Gebhard¹, N. Kurichiyani¹, P. R. Poulsen², T. Rösch¹, K. Schnürle¹, M. Mateusz², C. S. Søndergaard², K. Parodi¹, M. Pinto¹

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Department of Medical Physics, Faculty of Physics, Garching b. München, Deutschland

²Aarhus University Hospital, Danish Center for Particle Therapy, Aarhus, Dänemark

Einleitung

In the SIRMIO project, a portable small-animal image-guided proton therapy research platform was developed. Recently, we could experimentally demonstrate the energy degradation of a clinical beam, active proton beam focusing, and treatment delivery capability of the SIRMIO system. This abstract will introduce the simulation model for the SIRMIO active beamline and energy degradation system.

Material & Methoden

The SIRMIO beamline simulation model was constructed in a Monte Carlo (MC) code G4beamline [1]. The magnetic field maps were created based on magnet measurement data. The water-equivalent-thickness of degrader material implemented in the simulation model was measured at the Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT). The simulation model was benchmarked against test-beam results at the Danish Centre for Particle Therapy (DCPT) in Aarhus, Denmark. Proton range was assessed using Giraffe detector (IBA, Louvain-la-Neuve, Belgium) data, with an additional degrader wheel for improved range measurement resolution. Beam envelopes were measured by a Micromegas detector with optical readout [2]. The resulting simulated proton phase space data assisted us in overall SIRMIO system performance evaluation [3] and treatment plan optimization.

Ergebnisse

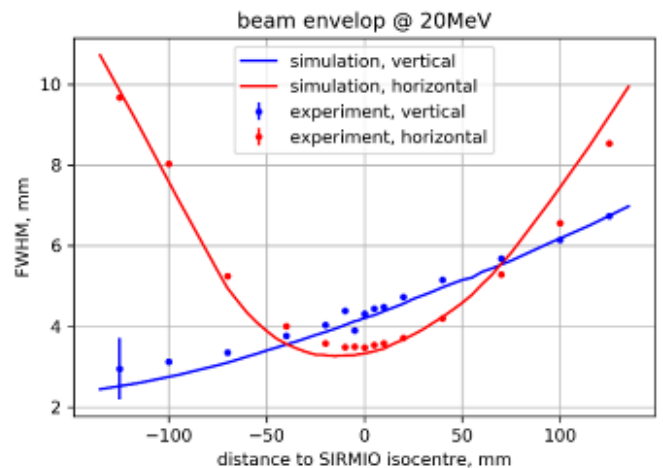
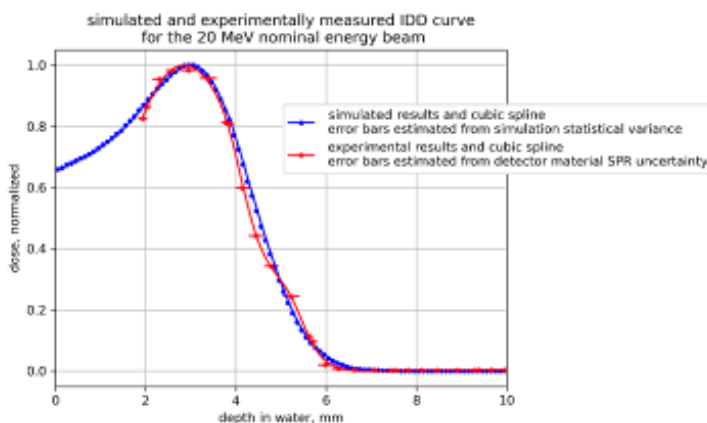
The characterized degrader material mean ionization potential value was consistent with published values [4]. In addition, the MC simulation results were compared with the test-beam measurements, exemplarily shown in Fig. 1 and Fig. 2.

Anhang 1

Fig.1: Simulated and experimentally measured integral depth dose (IDD) curve on the SIRMIO central axis. Results for the 20 MeV beam are shown. Both curves are normalized to the maximum of a cubic spline. The R80 difference between simulation and experiment is smaller than 0.1 mm.

Anhang 2

Fig.2: Simulated and experimentally measured beam size near the SIRMIO irradiation isocentre. Results for the 20 MeV beam are shown. Full width at half-maximum (FWHM) calculated in vertical and horizontal directions describes beam envelope evolution along the beam direction. Different beam focusing behaviors in vertical and horizontal directions can be observed in the figure.



DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Zusammenfassung

An MC model for the SIRMIO beamline has been constructed based on beamline material characterization and magnet measurement data. The simulation model has been benchmarked against test-beam results and used in small-animal treatment planning.

Danksagung

This work was supported by EU grant 725539 (SIRMIO), and beamtimes were provided within INSPIRE TNA (EU grant 730983) and HITRIplus (EU grant 101008548). We also appreciate support from the entire SIRMIO team and collaborators, particularly the DCPT team and Stephan Brons from HIT.

Literatur

- [1] Roberts, T. and Kaplan, D.: IEEE PAC, (2007), S. 3468-3470
- [2] Bortfeldt, J.: MPGD 2022, Dec. 16, 2022, Rehovot, Israel
- [3] Parodi, K. et al: submitted to DGMP 2023, Magdeburg, Germany
- [4] Psoroulas, S. et al: Phys. Med., 80 (2020), S. 111-118

PS11.05 Messtechnische Bestimmung der Strahlbreite von klinischen Protonen- und Kohlenstoffstrahlen mit unterschiedlicher Detektortypen

M. Melchger¹, M. Witt^{1,2}, K. S. Baumann^{1,2,3}, K. Zink^{1,2,3}, S. Adeberg^{1,3}

¹Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Bei Partikeltherapieanlagen mit dem Raster-Scan-Verfahren ist die Überprüfung der Konstanz der Strahlbreiten ein wichtiger Bestandteil der Qualitätssicherung. Allerdings führt die Verwendung unterschiedlicher Detektoren (Vieldrahtkammer, Ionisationskammerarray, radiochromer Film und hochauflösender Halbleiterdetektor) zu unterschiedlichen Messergebnissen. In dieser Arbeit wurden die Unterschiede in den gemessenen Strahlbreiten für klinisch verwendete Protonen- und Kohlenstoffstrahlen näher untersucht.

Material & Methoden

Die verwendete Vieldrahtkammer (Siemens, Deutschland), die aktuell bereits in der Qualitätssicherung Anwendung findet, hat eine Auflösung von 2mm. Neben der Vieldrahtkammer wurde noch das Ionisationskammerarray Octavius 1600XDR (PTW, Deutschland) mit 2,5mm Auflösung und Sphinx (IBA, Deutschland) als Halbleiterdetektor mit 0,2mm Auflösung verwendet. Die radiochromen Filme wurden mit einer Auflösung von 72 dpi gescannt. Verglichen wurden mehrere Energien im Bereich von 48 MeV/u bis 221 MeV/u bei Protonen und Kohlenstoffionen von 86 MeV/u bis 430 MeV/u. In den Energiebereichen von Proton und Kohlenstoff können jeweils knapp 300 Energiestufen gewählt werden. Bei den Messungen wurden die Teilchenzahlen für jeden Detektor separat angepasst, um den Messbereich bestmöglich auszunutzen. Im Vergleich zu der Vieldrahtkammer, die nur über die Software MTS_VB13C (Siemens, Deutschland) ausgewertet werden kann, wurden bei den anderen Detektoren das Signal in x- und y-Richtung mit einer Normalverteilung gefittet.

Ergebnisse

In Abb. 1 sind die mit Vieldrahtkammer (gelb), Ionisationskammerarray (rot) und radiochromer Film (blau) gemessenen Strahlbreiten als Funktion der Energie für Kohlenstoffionen gezeigt. Als Vergleich werden in der Abbildung noch der Sollwert und die dazugehörigen Grenzwerte in schwarz gezeigt. Die un stetige Änderung der Strahlbreite bei Energiestufe 50 und 90 entsteht dabei durch einen Fokuswechsel, um Strahlbreiten einer ähnlichen Größe zu vergleichen. Die unterschiedlichen Detektoren zeigen eine Abweichung der Strahlbreite von bis zu 20 % in der Halbwertsbreite (FWHM). Zudem fällt auf, dass die Messergebnisse vom Array nicht vollständig innerhalb der maximal zulässigen Abweichung vom Referenzwert für die Qualitätssicherung liegen. Die Messungen der Sphinx sind noch nicht abgeschlossen.

Zusammenfassung

Die Messungen haben gezeigt, dass es klinisch relevante Abweichungen zwischen den Detektoren in der gemessenen Strahlbreite gibt. Im weiteren Verlauf werden die Detektoren auf die Ursache der Abweichung in der gemessenen Strahlbreite weiter untersucht.

Anhang

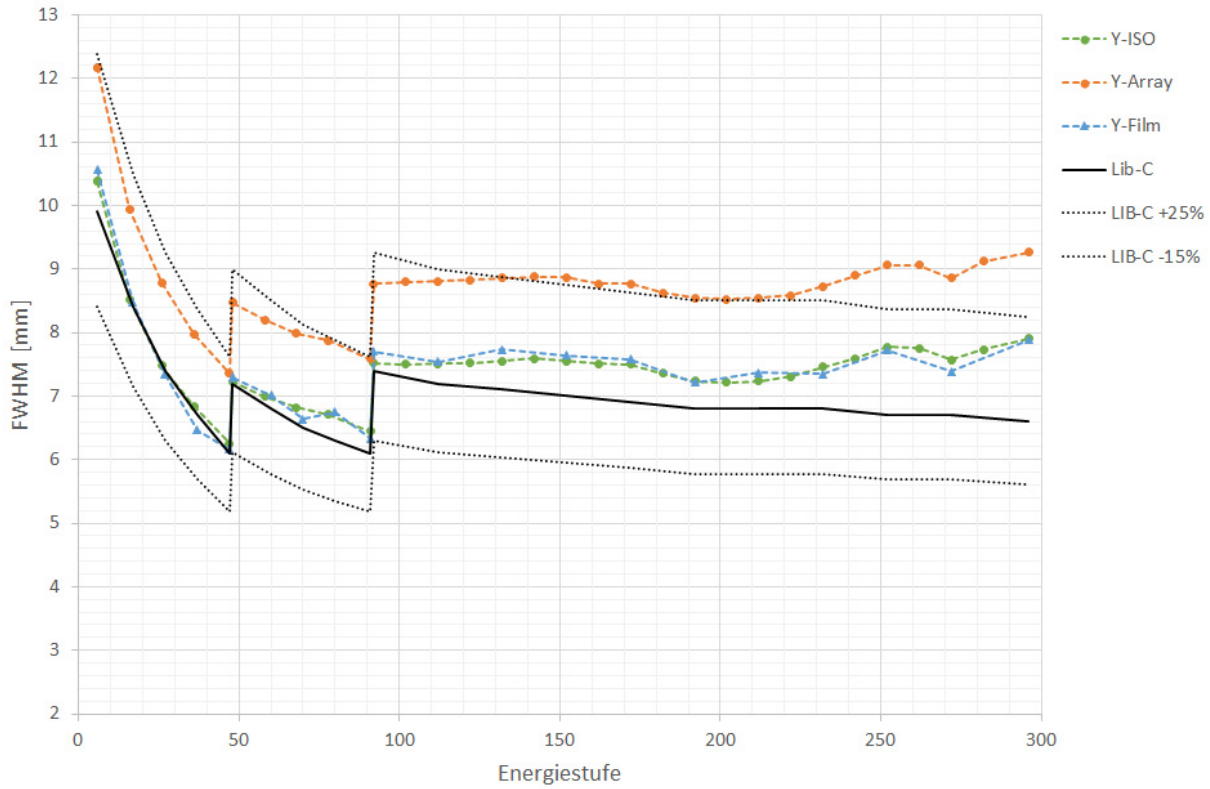


Abb.1: Ergebnisse von Strahlbreitenmessungen bei Kohlenstoffionen mit radiochromen Filmen, Array, Vieldrahtkammer (Iso) und dem Sollwert (LIB-C) als Vergleich. Es sind zwei Fokuswechsel bei etwa Energiestufe 50 und 90 sichtbar.

PS11.07 Fano test in Geant4/Gate for the transport of therapeutic proton beams in magnetic fields

J. S. Wong¹, I. Blum¹, K. Godino Padre¹, B. Poppe¹, H. K. Loe¹, H. Fuchs²

¹University Clinic for Medical Radiation Physics, Division for Medical Physics and Radiation Protection, Oldenburg, Deutschland

²Medical University of Vienna, Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Wien, Österreich

Purpose

Recently, studies about clinical realization of MR-guided Proton Therapy (MRgPT) have been expanding. The alteration of dosimeter behavior in a magnetic field, and the required correction factors are investigated either experimentally or with Monte Carlo (MC) simulations. For the latter, the MC transport algorithm has yet to be tested rigorously. In this study, Fano test was conducted to verify the accuracy of condensed history (CH) transport algorithms and the influence of the selected step parameters on the results.

Material/Methods

The Fano test was carried out using GATE (version 9.2)/Geant4 (version 11.0.3) without density correction. A cylindrical slab geometry with 2 layers of wall disks sandwiching a low-density scoring volume was simulated. All three layers have the same atomic composition of water, but the density of the sandwiched layer was set to be 830 times lower than that of the wall. A cutbox encasing the scoring volume with a 1 cm margin allows for stricter implementation of step parameters. Along the central axis, a 150 MeV isotropic proton line source with intensity scaled with the source length and material density was implemented. Magnetic fields of 0.5 T and 1 T were applied perpendicular to the slab geometry. As a starting point, the simulation parameters in *Kretschmer et al. 2020* were used that correspond to the default dRoverRange values (0.2 for electrons and 0.1 for protons) and 1 mm maximum step size in the cutbox. The production cut of all particle types was kept constant at 1 μm , while the dRoverRange and the max. step size for protons and electrons were systematically modified. The Q value, representing the ratio of the simulated dose and the Fano value were calculated at each setting.

Results

At 0 T, increasing the dRoverRange from 0.01 for both electrons and protons, up to the default of 0.2 and 0.1 for electrons and protons, respectively, resulted in Q between $1.0025 \pm 5.10\text{e-}4$ and $1.0011 \pm 3.22\text{e-}4$, where the default dRoverRange leads to the smallest deviation. Furthermore, with default dRoverRange, the best Q value ($1.0009 \pm 2.55\text{e-}4$) was obtained with no restriction on maximum step size. Using a maximum step size up to 0.1 mm increases Q ($1.0024 \pm 2.59\text{e-}4$), while Q decreases ($1.0018 \pm 4.95\text{e-}4$) when the maximum step size was increased to 1 mm. In a magnetic field, Q decreases with increasing field strength. Without maximum step size restriction, Q ranges from $1.0009 \pm 2.55\text{e-}4$ to $0.9969 \pm 2.10\text{e-}4$ for 0 T to 1 T. With a 1 mm restriction, the range of Q reduces from $1.0024 \pm 2.59\text{e-}4$ to $0.9983 \pm 2.11\text{e-}4$ for 0 T to 1 T.

Conclusion

The Fano cavity test passed with an accuracy better than 0.25 % up to 1 T using the simulation settings in *Kretschmer et al. 2020*. Stricter dRoverRange and maximum step size did not always yield better results, especially in strong magnetic field. Henceforth, these settings were considered adequate and can be applied in further proton dosimetry chamber simulations in magnetic fields.

PS11.08 Monte Carlo Analyse von Teilchenfluenzen in klinischen C-12 Feldern und die darauf basierende Bestimmung der Massenstoßbremsvermögenverhältnisse

P. Saße¹, B. Poppe¹, H. K. Looe¹

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

Einleitung

Ziel dieser Arbeit ist es, durch Monte Carlo Simulationen die Teilchenfluenzen in klinischen C-12 Feldern zu bestimmen und unter genauerer Betrachtung der Fragmentierungsprozesse zu untersuchen. Hierzu wird der Einfluss der Fragmente und deren Isotope auf das Massenstoßbremsvermögen analysiert.

Material & Methoden

Für Energien zwischen 140 MeV/u und 400 MeV/u wurden die Teilchenfluenzen monoenergetischer 10 cm x 10 cm Felder in einer Wassertiefe von 0,5 cm mit GEANT4 v11.0.2 simuliert. Die Physikeinstellungen wurden in Anlehnung an Kretschmer et al 2020 definiert [1]. Dabei wurden die Schrittweiten im Wasserphantom auf 0.02 mm reduziert. Bei der Bestimmung der Fluenzen wird auch zwischen den unterschiedlichen Isotopen der entstehenden Fragmente differenziert. Das elektronische Bremsvermögen für alle registrierten Teilchen wird basierend auf den ICRU90 Tabellen und ergänzend SRIM Berechnungen für Luft und Wasser bestimmt. Das Verhältnis der Wasser und Luft Bremsvermögen wird mit diesen Daten und der simulierten Teilchenfluenzen gebildet. Dieses Verfahren wurde für den Referenzpunkt laut DIN 6801-1; den Bragg Peak und den Fragmentierungsausläufer wiederholt.

Ergebnisse

Bisherige Monte Carlo Simulationen haben gezeigt, dass bei den inelastischen nuklearen Wechselwirkungen zwischen den C-12 Ionen und den Targetkernen Fragmente mit Massen zwischen 1 Amu und 32 Amu entstehen. Bei den entstehenden Sauerstofffragmenten, die zu den schwersten Fragmenten zählen, kommt es zu einer Unterteilung in 4 Isotope, die mehr als 99% der Sauerstofffragmentfluenz ausmachen. Das Bremsvermögen dieser Isotope weicht punktuell mehr als 10% von dem für O-16 ab. Der Anteil der Fragmente mit einer Masse über 4 Amu an der Gesamtfluenz und dem Verhältnis der Wasser zu Luft Bremsvermögen liegt unter 1%. Dieser Anteil steigt entlang des Zentralstrahls an. Das mit diesem Verfahren bestimmte Verhältnis der Bremsvermögen z.B. für eine Energie von 140 MeV/u am Referenzpunkt liegt bei $\kappa_{w/a} = 1.1258$ und stimmt damit innerhalb der Messunsicherheit mit den Werten von Burigo und Greilich 2019 überein [2].

Zusammenfassung

Die bisherigen Ergebnisse geben Anlass die Bedeutung der entstehenden Fragmente in klinischen C-12 Feldern sowohl medizinisch als auch messtechnisch genauer zu untersuchen. Ein genaueres Verständnis der Fragmentierungsprozesse und der daraus resultierenden Fluenzen würde eine weitere Optimierung der Dosimetrie in der Schwerionenteletherapie erlauben. Erste Ergebnisse zeigen gute Übereinstimmungen mit Ergebnissen aus der Literatur. Im Weiteren sollen kammer-spezifische Einflüsse auf die in dieser Arbeit ermittelten Effekte bestimmt werden.

Literatur

[1] J. Kretschmer, A. Dulkys, L. Brodbek et al., "Monte Carlo simulated beam quality and perturbation correction factors for ionization chambers in monoenergetic proton beams," 2020

[2] L. Burigo and S. Greilich, "Impact of new ICRU90 key data on stopping-power ratios and beam quality correction factors for carbon ion beams," 2019

PS11.09 Präklinische intensitätsmodulierte Protonentherapie: Systementwicklung und -integration, Kalibrierung und Validierung

J. Bortfeldt¹, F. S. Englbrecht¹, J. Gebhard¹, M. Gerlei¹, J. Gordon², Z. Huang¹, N. Kurichiyani¹, J. Lascaud¹, E. T. Lönnqvist¹, R. Nilsson³, H. Palmans^{4,5}, M. Pinto¹, P. R. Poulsen⁶, T. Rösch¹, D. Selzner¹, M. K. Sitarz⁶, C. S. Søndergaard⁶, C. Steinbrecht¹, E. Traneus³, K. Parodi¹

¹LMU Klinikum der Universität München, Medizinische Physik, Garching b. München, Deutschland

²Pyramid Technical Consultants Europe, Ltd., Henfield, Vereinigtes Königreich

³RaySearch Laboratories AB, Stockholm, Schweden

⁴National Physics Laboratory, Middlesex, Vereinigtes Königreich

⁵MedAustron Ion Therapy Center, Wiener Neustadt, Österreich

⁶Danish Centre for Particle Therapy (DCPT), Aarhus, Dänemark

Einleitung

Unsere Gruppe hat eine portable Plattform zur bildgeführten, intensitätsmodulierten, präklinischen Protonenbestrahlung entwickelt und erfolgreich in Betrieb genommen. Kürzlich haben wir das plattformeigene Strahlmonitor- und Kontrollsystem an einem Varian ProBeam System auf absolute Dosis kalibriert und realistische, präklinische Volumina in einfachen und komplexen Phantomen bestrahlt.

Material & Methoden

Der klinische 70MeV Protonenstrahl wird auf der Plattform auf Energien zwischen 20 und 50MeV degradiert und aktiv auf Millimetergröße (Strahl Sigma) fokussiert. Die B₄C Degrader, Kollimatoren und Quadrupole werden über eigens entwickelte, präzise Lineartische automatisiert verfahren und befinden sich in einer Heliumatmosphäre. Ebenso lässt sich das Zielobjekt über Schrittmotoren lateral und in Strahlrichtung bewegen sowie rotieren, sodass beliebige Felder bestrahlbar sind. Die Bestrahlungsplanung verwendet eine Forschungsversion von RayStation mit Monte Carlo Dose Engine (9A-IonPG9) und enthält detaillierte Strahlmodelle.

Der präklinische Strahl wird durch eine ultradünne Ionisationskammer überwacht und gesteuert. Dazu wird der klinische Strahl, je nach gewünschter Rasterpunktdosis, durch das Bestrahlungssteuerungssystem (TCS) unserer Plattform an- und ausgeschaltet. Um leichte Kompatibilität mit unterschiedlichen klinischen Protonenzentren zu ermöglichen, läuft das Linuxbasierte TCS auf einem portablen Server, der über ein Inselnetzwerk die Komponenten der Plattform ansteuert und TANGO, Docker sowie virtuelle Maschinen verwendet.

Die Dosis und Feldform innerhalb der Phantome wird über eine kalibrierte Ionisationskammer (PTW Semiflex 31010) und EBT3 Filme vermessen.

Ergebnisse

Wir haben das FPGA-basierte Strahlmonitorsystem im gesamten präklinischen Energiebereich mit dosimetrischen Messungen durch kommerzielle Ionisationskammern (PTW X-Ray Chamber 7862, Roos Chamber 34001) und mithilfe eines detaillierten Monte Carlo Modells des präklinischen Strahls auf die Anzahl der Primärteilchen kalibriert. Bestrahlungspläne wurden für ein kubisches PMMA-Phantom und ein komplexes 3d-gedrucktes Mausphantom berechnet und automatisiert abgestrahlt. Die Form der Dosisverteilung (Abb. 1) stimmt im sub-mm Bereich mit der geplanten Dosis überein.

Zusammenfassung

Wir haben die von uns entwickelte Plattform zur intensitätsmodulierten, präklinischen Protonenbestrahlung erfolgreich in Betrieb genommen. Wir berichten über die Entwicklung und Kalibration des Monitor- und Kontrollsystems, die Systemintegration und die automatisierte Abstrahlung von realistischen Plänen in unterschiedliche Phantome. Die gemessenen Dosisverteilungen werden mit den geplanten verglichen und diskutiert.

Danksagung

Unterstützt durch den ERC (EU grant 725539), Strahlzeiten ermöglicht durch INSPIRE TNA (EU grant 730983) und HITRIplus (EU grant 101008548). Wir danken dem gesamten beteiligten Team.

Anhang 1

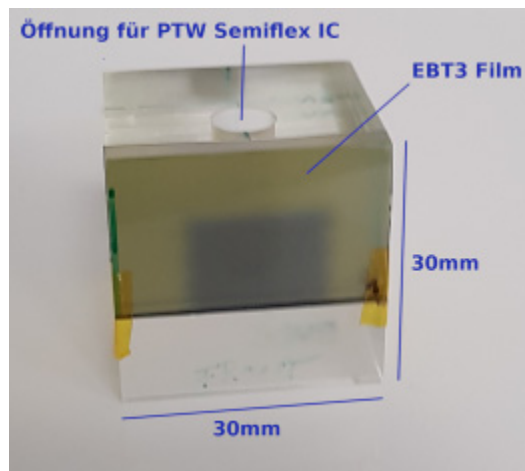


Abb. 13: PMMA Phantom nach Abstrahlung eines intensitätsmodulierten, präklinischen Plans.

PS12.01 Vergleich von zwei verschiedenen Methoden zur Simulation von inter-track Wechselwirkungen in dem radiobiologischen Monte-Carlo Toolkit TOPAS-nBio

L. Derksen¹, V. Flatten², R. Engenhardt-Cabillic^{2,3}, S. Adeberg^{2,3}, K. Zink^{1,2,3}, K. S. Baumann^{1,2,3}

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

³Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

Einleitung

Bei der Bestrahlung mit ultra-hohen Dosisraten wie der FLASH-Bestrahlung können vermehrt inter-track Wechselwirkungen, d.h. chemische Reaktionen zwischen den Radiolyseprodukten verschiedener Primärteilchen, auftreten. Der Effekt von inter-track Wechselwirkungen auf die Dynamik der chemischen Phase der Strahlungswirkungskette wurde bereits mit dem Monte-Carlo Toolkit TOPAS-nBio 1 untersucht [1]. Da die Simulation von inter-track Wechselwirkungen mit dieser Version standardmäßig nicht möglich war, wurde eine manuelle Methode entwickelt. Mit TOPAS-nBio 2 können inter-track Wechselwirkungen nun standardmäßig simuliert werden. In dieser Arbeit wurden die zwei unabhängig voneinander entwickelten Methoden zur Simulation von inter-track Wechselwirkungen miteinander verglichen.

Material & Methoden

Inter-track Wechselwirkungen von $N = 2$ bis $N = 60$ Primärteilchen einer 4,5 keV Elektronenquelle wurden mit TOPAS-nBio 2 mit den Methoden aus Version 1 (V1) und Version 2 (V2) simuliert. Um den Einfluss der zwei Methoden auf die Dynamik der chemischen Phase zu vergleichen, wurde der G-Wert (Anzahl Moleküle/ 100 eV deponierter Energie) in einer wassergefüllten Kugel ($r = 5 \mu\text{m}$) untersucht.

Die Simulationen wurden in TOPAS-nBio 1 mit Methode V1 für einen Vergleich der Versionen wiederholt.

Ergebnisse

Die G-Werte von V1 unterscheiden sich zwischen den zwei TOPAS-nBio Versionen, da die chemischen Modelle leicht variieren. Abweichungen des G-Wertes zwischen V1 und V2 mit TOPAS-nBio 2 betragen bis zu 2,8%, welches einer absoluten Abweichung von ca. 0,2 Molekülen/ 100 eV entspricht. Hierbei ist der G-Wert von V1 für alle N größer als von V2 und die Abweichungen schwanken zwischen 2,5% und 2,8% (siehe Abb. 1).

Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass chemische Reaktionen, insbesondere inter-track Wechselwirkungen, in der pre-chemischen Phase ($t < 1 \text{ ps}$) mit diesen zwei Methoden unterschiedlich behandelt werden. Entsprechend ist die Molekülanzahl zum Start der chemischen Phase ($t = 1 \text{ ps}$) zwischen V1 und V2 unterschiedlich (siehe Abb. 2), was zu verschiedenen G-Werten am Ende der chemischen Phase ($t = 1 \mu\text{s}$) führt.

Zusammenfassung

Die Simulation von inter-track Wechselwirkungen führt mit beiden Methoden zu vergleichbaren G-Werten, wobei geringe Abweichungen bis 2,8% auftreten. Die Abweichungen könnten durch unterschiedliches Berücksichtigen von inter-track Wechselwirkungen in der pre-chemischen Phase erklärt werden.

Anhang

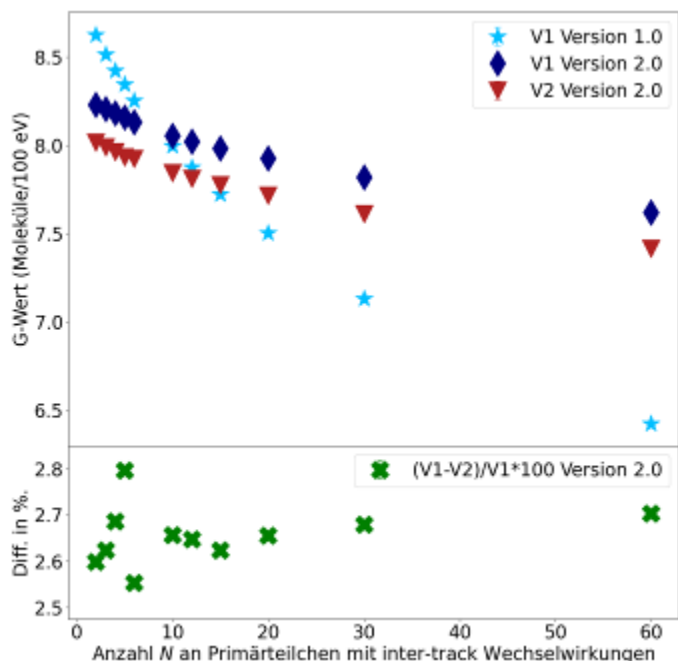


Abb.1: G-Werte in Abhängigkeit der inter-track Wechselwirkungen von N Primärteilchen simuliert in TOPAS-nBio 1 mit Methode V1 und in TOPAS-nBio 2 mit V1 und V2 sowie prozentuale Abweichungen. Unsicherheiten sind kleiner als die Symbole.

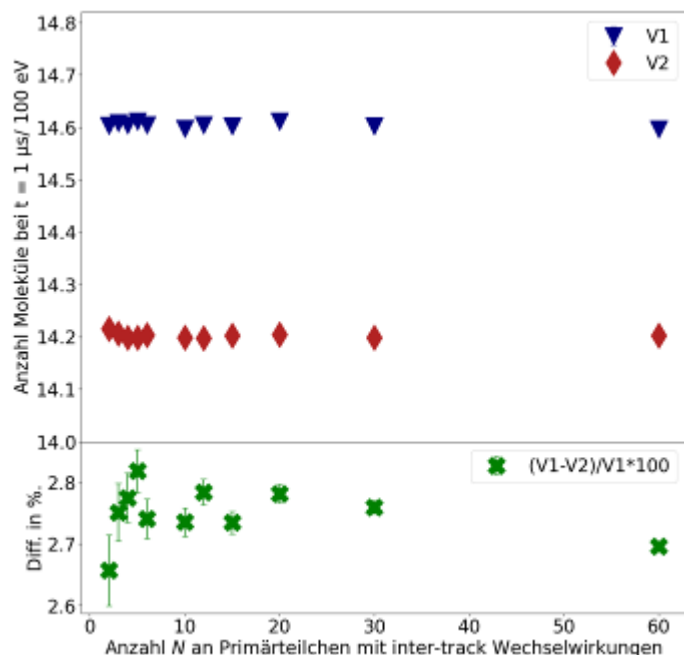


Abb. 2: Anzahl der Moleküle, berücksichtigt in der chemischen Phase der Simulation, in Abhängigkeit der inter-track Wechselwirkungen von N Primärteilchen in TOPAS-nBio 2 mit den Methoden V1 und V2.

Literatur

[1] Derksen, L. et al: Abstractband der 53. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (2022), S.37

PS12.02 Erste Bestrahlungen von Tumorzellkulturen mit konventionellen und ultrahohen Dosisraten mit dem FLASHlab@PITZ Elektronenstrahl

M. Groß¹, Z. Amirkhanyan¹, A. Grebinyk^{1,2}, D. Kaul³, F. Riemer¹, S. Roohani³, F. Stephan¹, Z. Aboulbanine¹, G. Adhikari¹, N. Aftab¹, P. Boompornprasert¹, D. Dmytriiev¹, G. Georgiev¹, J. Good¹, A. Hoffmann¹, M. Krasilnikov¹, X. Li¹, A. Lueangaramwong¹, R. Niemczyk¹, A. Oppelt¹, H. Qian¹, C. Richard¹, G. Vashchenko¹, T. Weilbach¹

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron (DESY), Zeuthen, Deutschland

²Technische Hochschule, Biotechnologie, Wildau, Deutschland

³Charité - Universitätsmedizin Berlin, Onkologie, Berlin, Deutschland

Einleitung

Am Photo-Injektor-Teststand in Zeuthen (PITZ) wird derzeit die Beschleunigeranlage ausgebaut, um Bestrahlungen von biologischen Proben (*in vitro*, später auch *in vivo*) in der R&D Plattform FLASHlab@PITZ mit Elektronen bei einer Strahlenergie bis zu 22 MeV zu ermöglichen. Die hohe Flexibilität des Beschleunigers ermöglicht es innerhalb von wenigen Minuten oder sogar innerhalb einer tausendstel Sekunde, Bestrahlungen mit sehr unterschiedlichen Dosen und Dosisraten durchzuführen. Ziel ist es, in dem biologischen Material den FLASH Effekt auszulösen bzw. weiter zu studieren und zu optimieren. Dieser beschreibt das Phänomen, dass bei der Bestrahlung mit ultrahohen Dosisraten (UHDR) von über >40 Gy/s Tumorzellen im selben Maße abgetötet werden wie bei Bestrahlung mit konventionellen Dosisraten, jedoch das umliegende, gesunde Gewebe viel besser geschont werden kann.

In einer ersten Ausbaustufe von FLASHlab@PITZ wurde ein vorläufiger Experimentierplatz u.a. zur Probenbestrahlung in gewöhnlichen Eppendorfgefäßen eingerichtet. Der Elektronenstrahl wird zu einem Austrittsfenster geführt und kann dort diagnostiziert werden: Die transversale Strahlverteilung und die Ladung der Elektronenbunche können sowohl im Beschleunigervakuum, als auch in der Luft hinter dem Experimentierplatz dokumentiert werden. Zusätzlich werden gafchromische Filme eingesetzt, um die Dosis zu bestimmen, mit der die Proben bestrahlt werden und es wurde ein Simulationsmodell entwickelt, um die Dosisverteilung innerhalb der Probenbehälter zu bestimmen.

In diesem Artikel berichten wir über erste Bestrahlungen von Tumorzellkulturen, die zusammen mit der Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie der Charité - Universitätsmedizin Berlin durchgeführt wurden.

Material & Methoden

Die Bestrahlung erfolgte mit einem 18 MeV Elektronenstrahl mit zunehmenden Dosen von 0 bis 16 Gy und mit einer Dosisrate von 0,05 Gy/s für konventionelle Bestrahlung und 10⁵ Gy/s für UHDR. Bestrahlt wurden 3D Tumorzellkulturen von Patienten-abgeleiteten Weichgewebssarkomen und gesunden Fibroblasten. Dosimetrie wurde mit gafchromischen Filmen durchgeführt, um Dosen und Dosisraten in den Probenbehältern zu bestimmen; außerdem wurden die durch Untergrund und Dunkelstrom hervorgerufenen Dosen vermessen. Die experimentellen Ergebnisse wurden mit Simulationsergebnissen verglichen.

Ergebnisse

Die gemessenen Dosen stimmen sehr gut mit den Simulationsergebnissen überein. Beide zeigen eine strenge Linearität zwischen der Ladung, die mit dem Beschleuniger erzeugt und zu den Proben transportiert wurde und den Dosen. Die simulierte Homogenität der Dosen innerhalb des Probenvolumens ist >90% transversal und >85% longitudinal.

Zusammenfassung

FLASHlab@PITZ ist eine neue, äußerst flexible Plattform für Bestrahlungsexperimente, die am DESY in Zeuthen derzeit aufgebaut wird. Ziel ist die umfassende Untersuchung von Bestrahlungen mit ultrahohen Dosisraten. In einem gemeinsamen Experiment mit der Charité wurden Tumorzellkulturen bestrahlt und die Dosimetrie für zukünftige Messungen demonstriert.

PS12.03 Dosimetrie bei FLASHlab@PITZ

F. Riemer¹, Z. Amirkhanyan¹, A. Grebinyk¹, M. Groß¹, X. Li¹, Z. Aboulbanine¹, G. Adhikari¹, N. Aftab¹, P. Boompornprasert¹, G. Georgiev¹, A. Hoffmann¹, M. Krasilnikov¹, A. Lueangaramwong¹, R. Niemczyk¹, H. Qian¹, C. Richard¹, F. Stephan¹, G. Vashchenko¹, T. Weilbach¹, S. Worm¹

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron (DESY), Zeuthen, Deutschland

Einleitung

FLASH Strahlentherapie ist eine neue, innovative Form der Strahlentherapie, die reduzierte Nebeneffekte auf das gesunde Gewebe bei gleichbleibender Schädigung des Tumors aufweist. Dabei wird die komplette Dosis mit sehr hoher Dosisleistung von > 40 Gy/s und in einer Zeit von weniger als 200 ms verabreicht.

Der Photonen Injektor Teststand in Zeuthen (PITZ) ist ein Forschungs-Teilchenbeschleuniger und bietet weltweit einzigartige Strahlparameter in Bezug auf abgegebener Dosis und Dosisleistung im FLASH Bereich, dabei sind durchschnittliche Dosisleistungen von bis zu 10^7 Gy/s möglich.

FLASHlab@PITZ ist Ende letzten Jahres in einer ersten Ausbaustufe Betrieb gegangen und bietet die Möglichkeit zur Bestrahlung von biologischen/chemischen Proben. Erste Experimente wurden bereits erfolgreich durchgeführt. Dabei ist die korrekte Dosisbestimmung eine wichtige Herausforderung.

Material & Methoden

Zur Dosisbestimmung wurden Gafchromische EBT-XD Filme benutzt. Diese strahlungsempfindlichen Filme sind für Dosen von 0.1 Gy bis zu 200 Gy geeignet. Außerdem wurde bisher noch keine Abhängigkeit von der Dosisleistung nachgewiesen, weshalb sie geeignet für die FLASH Strahlentherapie sind. Kalibriert wurden die Filme mit einem kommerziellen Strahlentherapie-Gerät der Firma Varian in der Charité in Berlin.

Für niedrige Dosisleistungen wird außerdem eine PPC05 Ionisationskammer von IBA als Referenz verwendet. Weitere Detektortests mit Silizium-Detektoren aus der Hochenergie-Teilchenphysik sind geplant.

Ergebnisse

Verschiedene Eigenschaften der Gafchromischen EBT-XD Filme wurden untersucht. Die maximale Dosis, bevor die Filme in Sättigung gehen, sowie die Abhängigkeit der Dosis von der Dosisleistung wurden untersucht. Verschiedene Strahlprofile wurden vermessen, sowie auch Tiefenprofile in Wasser für unterschiedliche Strahlparameter.

Ein Vergleich zwischen der PPC05 Ionisationskammer und den Filmen, sowie erste Ergebnisse von Silizium-Detektoren zur Dosismessung werden präsentiert.

Zusammenfassung

Der PITZ-Teilchenbeschleuniger ist für die neue FLASH-Strahlentherapie geeignet. Erste biologische/chemische Proben wurden bestrahlt und für die Dosimetrie wurden Gafchromische EBT-XD Filme verwendet. Diese sind auch für hohe Dosisleistungen bestens zur verlässlichen Dosismessung geeignet. Dies wurde in einer ausführlichen Untersuchung der Filme demonstriert.

PS12.04 Bestimmung der relativen biologischen Wirksamkeit mittels hochenergetischer Elektronen des ELSA-Teilchenbeschleunigers für den Einsatz in der FLASH-Radiotherapie

S. Spaeth¹, M. Denz¹, S. Garbe¹, P. Eich¹, B. Link², F. A. Giordano², C. Herskind², K. Desch³, K. Grunwald³, L. Thome³
M. Lösger³, D. Proft³

¹Universitätsklinikum Bonn, Strahlentherapie, Bonn, Deutschland

²Universitätsklinikum Mannheim GmbH, Strahlentherapie, Mannheim, Deutschland

³Universität Bonn, Physikalisches Institut, Bonn, Deutschland

Einleitung

Beim Einsatz von Dosisraten >40 Gy/s ("FLASH-Radiotherapie") zeigt sich eine geringere Toxizität im gesunden Gewebe, was zur Verbesserung der Tumorkontrolle beitragen kann. Solch hohe Dosisraten können unter anderem mit hochenergetischen Elektronen erreicht werden, wie sie der ELSA-Teilchenbeschleuniger (Elektronen Stretcher Anlage) in Bonn erzeugt. Erstes Ziel dieser Untersuchung ist die Evaluierung der relativen biologischen Wirksamkeit dieser Strahlung.

Material & Methoden

Mithilfe des ELSA-Teilchenbeschleunigers der Universität Bonn kann ein hochenergetischer, kurzer Elektronenstrahl (Pulsdauer 250 ns) erzeugt werden. Mit Energien bis zu 3,2 GeV werden Dosisraten von >60 Gy/s erreicht, wodurch wir uns im Regime der FLASH-Radiotherapie befinden. Die Dosimetrie erfolgt zum einen mit Hilfe einer computersimulierten Tiefendosiskurve (GEANT4), sowie Messungen in einem Wasserphantom mit Gafchromic-Filmen. Somit können *in vitro* Zellen (gesund und tumorös) im Dosismaximum unter FLASH-Bedingungen bestrahlt werden. Zum Vergleich wird der Varian Truebeam STx am Uniklinikum Bonn genutzt. Hier können Zellen konventionell mit 12 MeV-Elektronen bestrahlt werden. Die resultierenden Zellüberlebenskurven geben Auskunft über die relative biologische Wirksamkeit der FLASH-Radiotherapie (insbesondere im Vergleich von gesunden und tumorösen Zellen). Zurzeit werden Experimente mit Brustkrebszellen des Zelltyps MDA-MB 231 durchgeführt.

Ergebnisse

Aktuell werden am ELSA-Teilchenbeschleuniger Strahlen mit 1,2 GeV-Elektronen extrahiert. Ein Puls enthält hierbei etwa 10^{10} Elektronen. Die Anzahl der Elektronen eines Pulses wird mittels Induktion erfasst. Die Einstellung des Strahls und die daraus resultierende Strahlposition und -profil wurden erfolgreich und reproduzierbar überprüft. In ersten Experimenten mit *in vitro* MDA-MB 231 Zellen konnte der Strahl erfolgreich zur Reduktion des Zellwachstums eingesetzt werden.

Zusammenfassung

Der ELSA-Teilchenbeschleuniger scheint passende Elektronenstrahlen für den Einsatz in der FLASH-Radiotherapie liefern zu können. Der nächste Schritt ist nun die Erstellung von Zellüberlebenskurven im Vergleich: Bestrahlung im FLASH-Regime und herkömmliche Bestrahlung mit 12 MeV Elektronen.

PS12.06 Charakterisierung einer SiC-Diode zur Relativdosimetrie für die FLASH-Strahlentherapie

A. Schüller¹, C. Fleta², P. Godignon², G. Pellegrini², F. Gomez³, J. Paz-Martin³, R. Kranzer⁴

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

²Centro Nacional de Microelectrónica (CSIC-CNM), Barcelona, Spanien

³Universidad de Santiago de Compostela (USC), Santiago de Compostela, Spanien

⁴PTW Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

Einleitung

Die Dosimetrie für die FLASH-Strahlentherapie mit Elektronen ist aufgrund der ultrahohen Dosisleistungen (UHDR) und der gepulsten Struktur der Strahlung mit einer Dosis pro Puls (DPP) von 0,6 - 10 Gy eine messtechnische Herausforderung. Ionisationskammern (IC) zeigen mit zunehmender DPP erhebliche Abweichungen durch Ionenrekombination. Si-Dioden sättigen bei hoher Dosisleistung und sind nicht besonders strahlungsfest. Im Rahmen des Projekts UHDrpulse wurden neuartige Dioden aus Siliziumkarbid (SiC) zur Dosimetrie für FLASH-Strahlentherapie entwickelt. SiC hat eine hohe Schwellenenergie zur Erzeugung von Gitterfehlern, was es intrinsisch strahlungsfest macht. Die Ionisierungsenergie ist zweimal höher als bei Si, was zu einem geringeren Signal pro Volumeneinheit und deponierter Dosis führt. Das vermeidet die Sättigung des Halbleiters bei hoher Dosisleistung. Außerdem verringert die breite Bandlücke von SiC die Häufigkeit thermisch erzeugter Ladungsträger, wodurch der Leckstrom und das Rauschen im Vergleich zu Si reduziert ist. Im Gegensatz zu Si ist SiC weitgehend unempfindlich gegenüber sichtbarem Licht und Temperaturschwankungen.

Material & Methoden

Es wurden kreisförmige SiC-PiN-Dioden entwickelt und in epitaktischen 4H-SiC-Wafern hergestellt. Die Dioden wurden mit einem normalen microSilicon-Gehäuse verkapselt und in einem Wasserphantom in einem Elektron-Referenzstrahlungsfeld mit ultra-hoher Pulsdosisleistung charakterisiert.

Ergebnisse

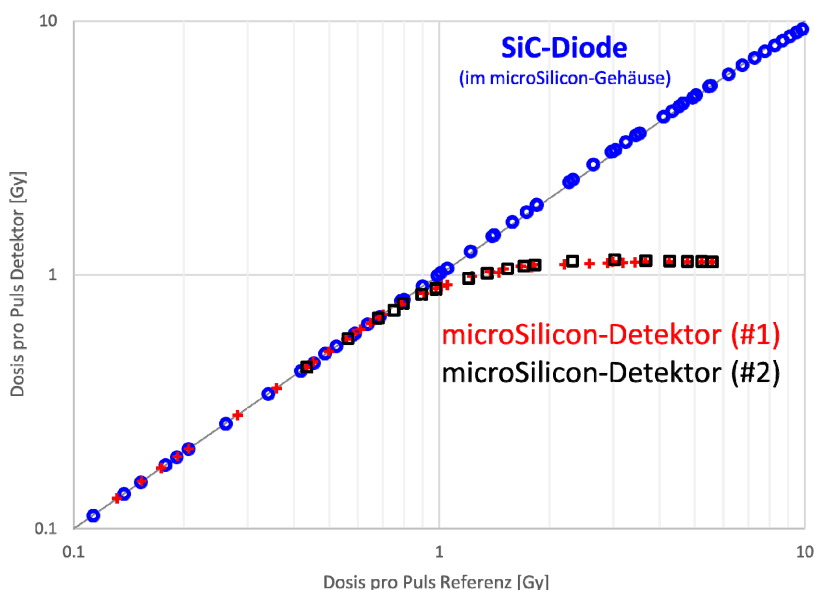
Die SiC-Diode zeigte ein sowohl von der DPP als auch von der Pulsdosisleistung unabhängiges Ansprechvermögen im gesamten untersuchten Bereich (bis zu 11 Gy pro Puls bzw. bis zu 3,8 MGy/s) mit einer relativen Abweichung von unter 4%. Die mit der SiC-Diode unter UHDR-Bedingungen erfassten Tiefendosisprofile zeigten keine Abweichungen von der Referenz. Die Strahlungsfestigkeit ist mindestens eine Größenordnung besser als bei Si-Dioden.

Zusammenfassung

Diese Arbeit hat zum ersten Mal die Eignung von SiC-Dioden für die relative Dosimetrie in gepulsten UHDR-Elektronenstrahlen gezeigt. SiC-Dioden sind daher ein guter Kandidat als Messmittel zur Charakterisierung von Strahlungsfelder bei der FLASH-Strahlentherapie.

Anhang 1

Abb.1: Angezeigte Dosis pro Puls als Funktion der tatsächlichen Dosis pro Puls für zwei microSilicon-Detektoren und eine SiC-Diode in einem microSilicon-Gehäuse.



PS12.07 Modellierung der Strahlendosis in zirkulierenden Lymphzellen: Die Auswirkungen der Protonen Ultrahochdosis-Strahlentherapie (FLASH)

A. Hammi¹

¹TU Dortmund University, Physics, Dortmund, Deutschland

Um die potenziellen Auswirkungen der ultra-hohen Dosisrate der intensitätsmodulierten Protonentherapie (IMPT) FLASH-RT auf die strahlenbedingten Folgen auf das Immunsystem zu untersuchen.

Für die Quantifizierung der Strahlendosis im zirkulierenden Blut (ZB) wurden zwei voneinander unabhängige dynamische Modelle implementiert: Eines beschreibt die räumlich variierende Strahlendosisleistung auf der Grundlage von Parametern eines kommerziell Protonen cyclotron, und ein zweites Modell beschreibt die raum-zeitliche Verteilung der Blutpartikel (BP) in den Körper auf der Basis von hämodynamischen Referenzen der International Commission on Radiological Protection. Im Gehirn wurden arterielle Gefäße aus den 3-Testa-MRT-Daten quantifiziert (**Abb. 1 a-b**). Das ZB zählt mehr als $50 \cdot 10^6$ BP. Eine diskrete zeitliche Markov-Kette wurde zur Simulation der Zirkulation von BP durch den gesamten Körper eingesetzt (**Abb. 1 c-d**).

Es wurden einzelne Fraktionen sowie zwei hypofraktionierte FLASH-RT-Pläne mit einer Strahlenintensität von $I=300$ nA und einem minimalen Spotgewicht von $1,4 \cdot 10^8$ Protonen simuliert (**Abb. 1 e-f**). Die FLASH-Regime wurden mit fraktionierten (2 Gy) Behandlungsszenarien verglichen, wie IMPT, passive Protonenstreuung (PS) und intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT). Die Wirkungen der Behandlungsverfahren auf die Verringerung der zirkulierenden Lymphozyten wurden untersucht. Die bestrahlte Blutmenge ($V > 0$ Gy) steigt nach einer Behandlung von 1,5% bei der einfraktionierten FLASH-RT zu 3,1%, 42,4% und 99,4% bei den hypofraktionierten FLASH-RT, der IMPT und der IMRT (**Abb. 2 a-b**). Bei Dosen über 1 Gy ($V > 1$ Gy) bestrahlt FLASH-RT mehr ZB als die fraktionierten Behandlungsformen, während der D2% Wert bei der FLASH-RT hoch ist und mit wachsender Fraktionszahl und steigender Behandlungszeit zurückgeht (**Abb. 2 c**).

Wir präsentieren den ersten Versuch, die Auswirkungen von FLASH-RT auf die Immunabwehr zu bewerten. Die FLASH-RT schont zirkulierende Immunzellen gegenüber den fraktionierten Therapieformen. Die Zahl der Fraktionierungen hat einen Einfluss auf die Strahlungs-dosis der zirkulierenden Lymphozyten.

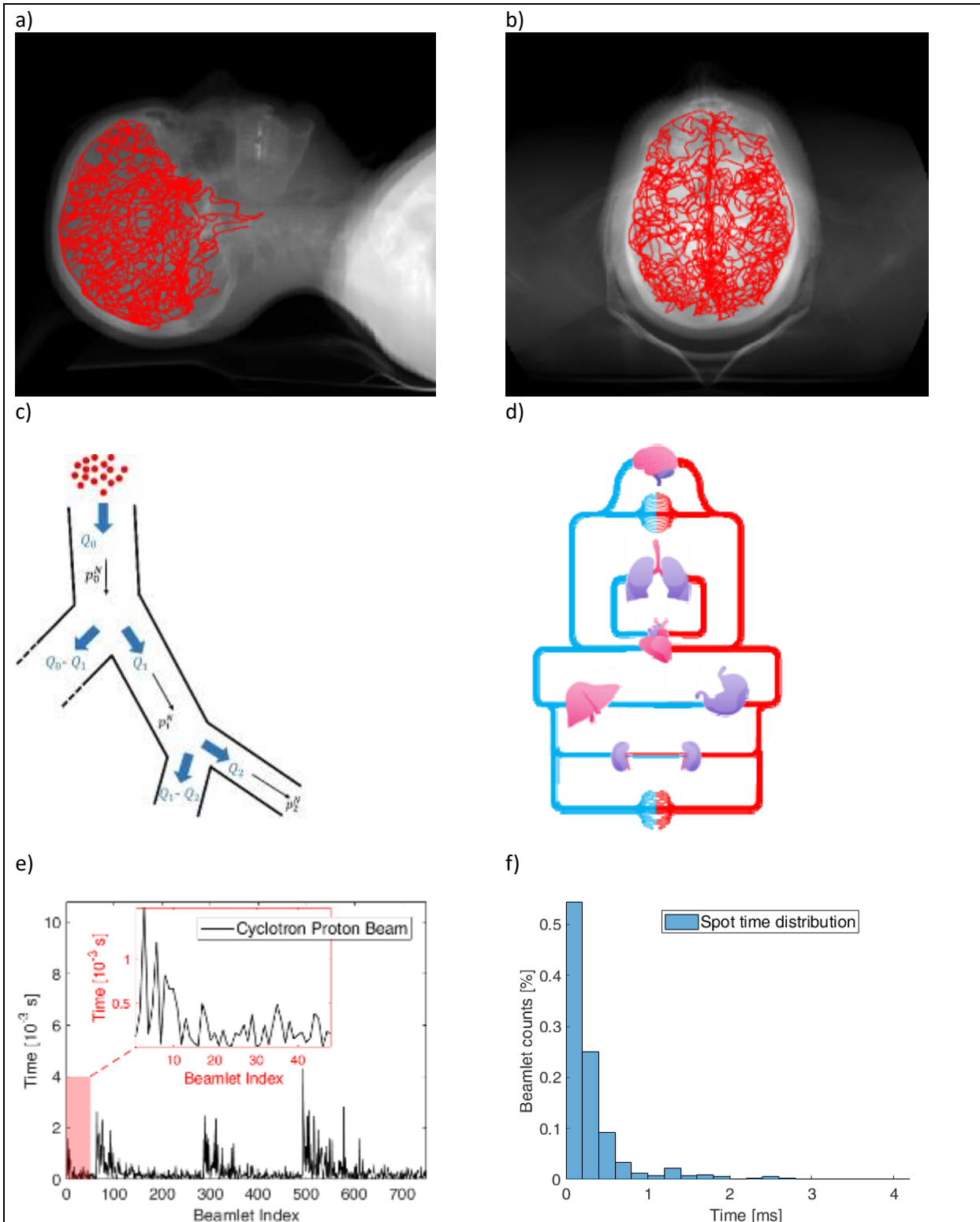


Abb 1: a) und b) Hirngefäßsystem, das aus der MRT-Angiographie entnommen und mit der Planungs-CT des Patienten a) lateral und b) S-A co-registriert wurde. c) Blutfluss-Ausbreitungsmodell. d) Ganzkörperkreislauf-Blutmodell. e) Die variable Strahlenintensitäten und die entsprechende Abgabezeit der FLASH-RT. f) Die Zeitverteilung der einzelnen Strahlen der FLASH-RT.

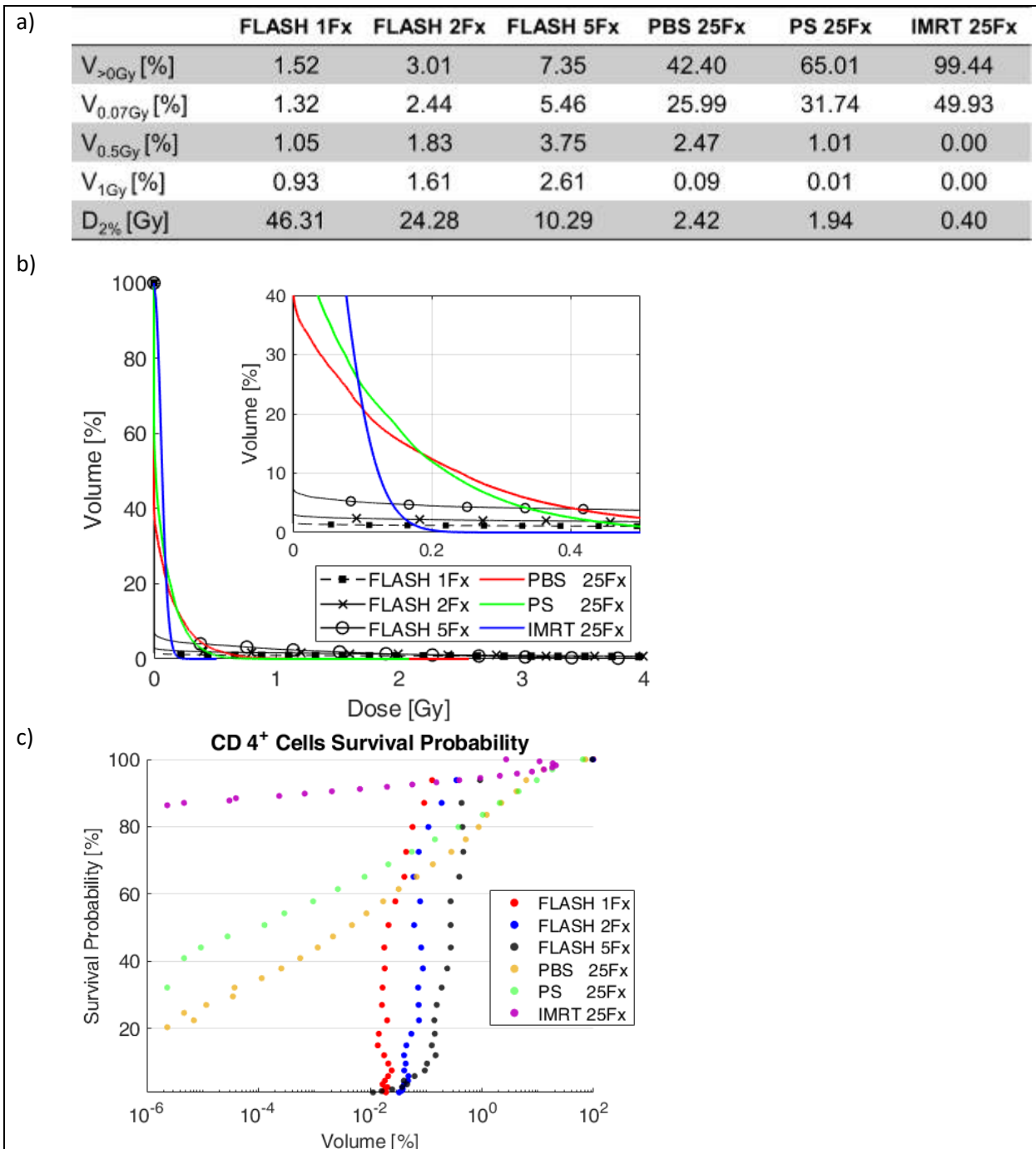


Abb 2: a) Dosimetrischen Merkmale der Behandlungsmodalitäten. B) DVH des ZB aus verschiedenen Behandlungsmodalitäten: schwarze Linien entsprechend FLASH-RT Plänen. Rot entsprechen der fraktionierten IMPT (2 Gy x 25 Fx), passive Streuung (PS) grün und intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT) blau. Die Box zeigt eine Vergrößerung der Region mit einer Dosis unter 0,5 Gy. C) Die Überlebenswahrscheinlichkeit der zirkulierenden Lymphozyten (CD4+) nach den verschiedenen Behandlungsmethoden.

PS13.01 Untersuchung des Einflusses des Totvolumens auf das Ansprechvermögen von Ionisationskammern in Magnetfeldern

S. Kühl^{1,2}, R. P. Kapsch¹

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

²Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Halle (Saale), Deutschland

Einleitung

In der Magnetresonanz-geführten Strahlentherapie kann vor oder während der Bestrahlung eine MR-Bildgebung ohne zusätzliche Dosisexposition der PatientenInnen erfolgen. Die Dosisverteilung in den PatientenInnen oder dem Phantom werden in Anwesenheit eines Magnetfeldes durch die Lorentzkraft, die auf die (Sekundär-)Elektronen wirkt, beeinflusst. Auch das Ansprechvermögen von Dosimetern, vor allem das von Ionisationskammern, wird verändert. Diese Änderungen werden durch den zusätzlichen Korrekturfaktor k_B , welcher unter anderem vom Ionisationskammertyp und der Orientierung der Ionisationskammer zum Magnetfeld abhängt, berücksichtigt. Wie vorhergehende Untersuchungen zeigten, spielt bei der Berechnung dieses Faktors das sogenannte Totvolumen (TV) eine entscheidende Rolle. Das TV entsteht in der Nähe des Guardrings und entspricht dem Bereich des Messvolumens der Kammer in dem Ladungsträger erzeugt, aber diese nicht detektiert werden.

Der Einfluss dieses TVs auf das Ansprechvermögen von Kompaktkammern in Anwesenheit von verschiedenen starken Magnetfeldern wird genauer untersucht.

Material & Methoden

Für verschiedene Kompaktkammertypen mit unterschiedlich großen Messvolumen wurde das TV durch Finite-Elemente-Simulation des elektrischen Feldes im Sammelvolumen der Ionisationskammern berechnet. Die Größe des TVs wurde dabei in Abhängigkeit von einer Offset-Spannung zwischen Sammel- und Guardelektrode bestimmt.

Zur experimentellen Überprüfung der Simulation wurde das Ansprechvermögen der Ionisationskammern im Co-60-Referenzstrahlungsfeld in Abhängigkeit von der Offset-Spannung gemessen. Durch ein speziell gefertigtes Netzteil wurde die Offset-Spannung schrittweise variiert. Zuvor wurde überprüft, dass dieses zusätzliche Netzteil die Messung nicht in anderer Weise, z.B. durch eine signifikante Erhöhung des Leckstromes der Ionisationskammer, beeinflusst.

Die Änderung des Ansprechvermögens der Ionisationskammern in Magnetfeldern für unterschiedlich große Totvolumina wird mit einem klassischen Linearbeschleuniger, in dessen Isozentrum ein Elektromagnet positioniert ist, ermittelt. Mit den experimentellen Ergebnissen werden Monte-Carlo Simulationen des Verhaltens von Ionisationskammern im Magnetfeld validiert.

Ergebnisse

Je nach Ionisationskammertyp ändert eine Offset-Spannung von bis zu 45 V zwischen Sammel- und Guardelektrode das TV der Ionisationskammer um mehrere Prozent. Dieser Effekt konnte durch Messungen des Ansprechvermögens im Co-60-Feld bestätigt werden; die Auswirkung der Änderung des TVs ist umso gravierender, je kleiner das Messvolumen der Kompaktkammer ist. Das zur Erzeugung der Offset-Spannungen verwendete zusätzliche Netzteil hatte keine unerwünschten Effekte auf die Ionisationskammermessung.

Zusammenfassung

Das TV einer Kompaktkammer kann durch eine Offset-Spannung zwischen Sammel- und Guardelektrode gezielt beeinflusst werden. Das Ansprechvermögen einer Ionisationskammer verhält sich antiproportional zur Größe des TVs.

PS13.02 Charakterisierung von vier Ionisationskammern in Magnetfeldern und typspezifische Exemplarstreuung von $k_{B,Q}$

S. Frick^{1,2}, M. Schneider¹, M. Nachbar³, R. P. Kapsch², D. Thorwarth¹

¹Eberhard Karls Universität Tübingen, Tübingen, Deutschland

²Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), 6.21, Braunschweig, Deutschland

³Charité - Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

Einleitung

Für die Dosimetrie am MR-Linac berücksichtigt der Korrektionsfaktor $k_{B,Q}$ den Einfluss des Magnetfeldes auf den Detektor. In der Regel kann $k_{B,Q}$ in der klinischen Routine nicht bestimmt werden, weshalb die Anwendbarkeit von generischen, typspezifischen tabellierten $k_{B,Q}$ in nationalen wie internationalen Dosimetrieprotokollen eine wichtige Fragestellung ist. Bei bekannter typspezifischer Exemplarstreuung kann die Anwendbarkeit solcher Korrektionsfaktoren vom Anwender besser eingeschätzt werden.

In dieser Arbeit wurden die Reproduzierbarkeit und die typspezifische Exemplarstreuung des Magnetfeld-Korrektionsfaktors $k_{B,M,Q}$, seine Energieabhängigkeit und der resultierende Korrektionsfaktor $k_{B,Q}$ für die zwei Ionisationskammertypen Semiflex3D (PTW31021) und PinPoint3D (PTW31022) sowie deren neue MR-kompatible Versionen Semiflex3D-MR (PTW31024) und PinPoint3D-MR (PTW31025) untersucht.

Material & Methoden

Die Messungen wurden in einem Wasserphantom mit einem Elekta Precise™ Beschleuniger und einem mobilen Elektromagneten durchgeführt. Kammerachse, Magnetfeld und Strahlachse verliefen jeweils paarweise senkrecht zueinander. Für jeden Kammertyp wurde mindestens einmal die Änderung des Ansprechvermögens durch das Magnetfeld im Intervall $-1,5\text{ T} \leq B \leq 1,5\text{ T}$ gemessen. $k_{B,M,Q=6MV}$ wurde durch fünf unabhängige Messungen für fünf Kammern jeden Typs und für $B = -0,35\text{ T}/-1,5\text{ T}$ bestimmt. Um die ermittelten Korrektionsfaktoren auf verschiedene Strahlungsqualitäten zu übertragen, wurde die Energieabhängigkeit c_{energy} von $k_{B,M,Q}$ mit mindestens zwei Kammern pro Typ gemessen. Um die übliche zum Magnetfeld antiparallele Positionierung der Ionisationskammer in der Klinik zu berücksichtigen, wurde der Einfluss der Kammerachsendrehung c_{rot} am Elekta Unity MR-Linac untersucht. Der Korrektionsfaktor c_B , der die Änderung der Wasser-Energiedosis durch das Magnetfeld beschreibt, wurde aus Monte-Carlo-Simulationen abgeleitet.

Ergebnisse

Für je fünf Kammern vier unterschiedlicher Typen wurden drei signifikante Abweichungen ($\geq 0,5\%$) vom typspezifischen Mittelwert bei den Ergebnissen von $k_{B,M,Q}$ festgestellt (Abb. 1). Die Spanne der Reproduzierbarkeit (maximal 0,2%) und der Variation innerhalb eines Kammertyps (maximal 1,3%) von $k_{B,M,Q}$ nahm mit zunehmender magnetischer Flussdichte zu. Die mittlere Standardabweichung über alle Kammern hinweg betrug 0,3%. $k_{B,M,Q}$ zeigte eine lineare Energieabhängigkeit für alle Kammertypen. c_{rot} und c_{energy} zeigten eine geringe kammer-spezifische Exemplarstreuung, selbst wenn $k_{B,M,Q}$ um 1% abwich. Für die beiden neuen Kammern Semiflex3D-MR und PinPoint3D-MR wurde $k_{B,Q}$ (für $B = -1,5\text{ T}$ und antiparallel) mit 0,9866(55) bzw. 1,0015(60) bestimmt.

Zusammenfassung

Das dosimetrische Verhalten von vier Kammertypen in Magnetfeldern wurde untersucht. Es wurden nicht vernachlässigbare typspezifische Exemplarstreuungen festgestellt, was auf die Notwendigkeit hinweist, neue Ionisationskammern individuell zu prüfen.

Anhang 1

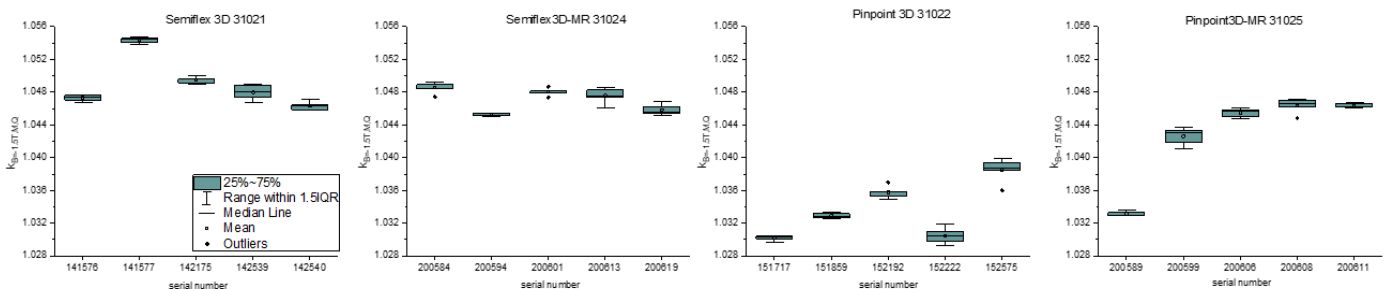


Abbildung 14: Experimentell bestimmte Werte von $k_{B=-1.5T,M,Q=6MV}$ für je fünf Ionisationskammern vier verschiedener Typen.

PS14.01 Including a-priori information in deep learning models for quantitative susceptibility mapping

S. Graf¹, N. Küchler¹, W. A. Wohlgemuth¹, A. Deistung¹

¹Universitätsklinikum Halle (Saale), Universitätsklinik und Poliklinik für Radiologie, Halle (Saale), Deutschland

Introduction

Quantitative susceptibility mapping (QSM) in MRI allows the in-vivo assessment of the magnetic susceptibility, which is driven by components like water, myelin and iron. Pathological changes in these components can indicate diseases like Parkinson's disease or Multiple Sclerosis. While convolutional neural networks can be used for converting the magnetic field (B-field) into magnetic susceptibility, a-priori information like the voxel aspect ratio and field-of-view (FOV) orientation has not yet been considered. Motivated by approaches to integrate a priori information in the field of crowd counting, we demonstrate for the first time the use of adaptive convolution (AC) to integrate additional information into neural network training for solving the field-to-susceptibility inversion.

Materials & Methods

AC is characterized by selecting the most appropriate set of convolutional filter weights for specific data sets, by providing additional information. AC-layers consist of a filter manifold network (FMN), built from linear layers, which computes the weights of a convolutional filter (Fig.1A). When the convolutional filter weights are considered as points on a low-dimensional manifold in the high-dimensional filter weight space, the weights move on the manifold as a function of the additional information. Thus, the most suitable filter weights are selected by the FMN. AC-layers were included in a 3D U-Net, which was trained on purely synthetic non-anatomical susceptibility maps, with arbitrary voxel-size and FOV-orientation (Fig1B). The B-field distribution was obtained via fast forward convolution in k-space. 3D patches were randomly extracted from the datasets at each iteration. All models were trained with the AdamW optimizer for 500 epochs with an initial learning rate of 0.001.

Results

The visual results and quantitative metrics on synthetic data show that the AC model can compute susceptibility maps from B-field distributions of arbitrary orientation and voxel-size (Fig2). The difference map reveals remnants of sharp edges.

Summary

A-priori information can be included via AC in network models for solving the ill-posed QSM dipole inversion. Conventional non-Deep learning (DL) based QSM dipole inversion algorithms include additional parameters to find optimal solutions. Similarly, we believe that providing a-priori information to DL-based approaches acts as constraint for parameter optimization, guiding the network towards valid solutions.

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Fig.1: A: Detailed depiction of the adaptive convolution layer. B: 3D U-Net with the AC Layer (Adaptive Enc1) placed in the first encoding block. Additional information is given to the FMN that computes the weights for the convolution operation.

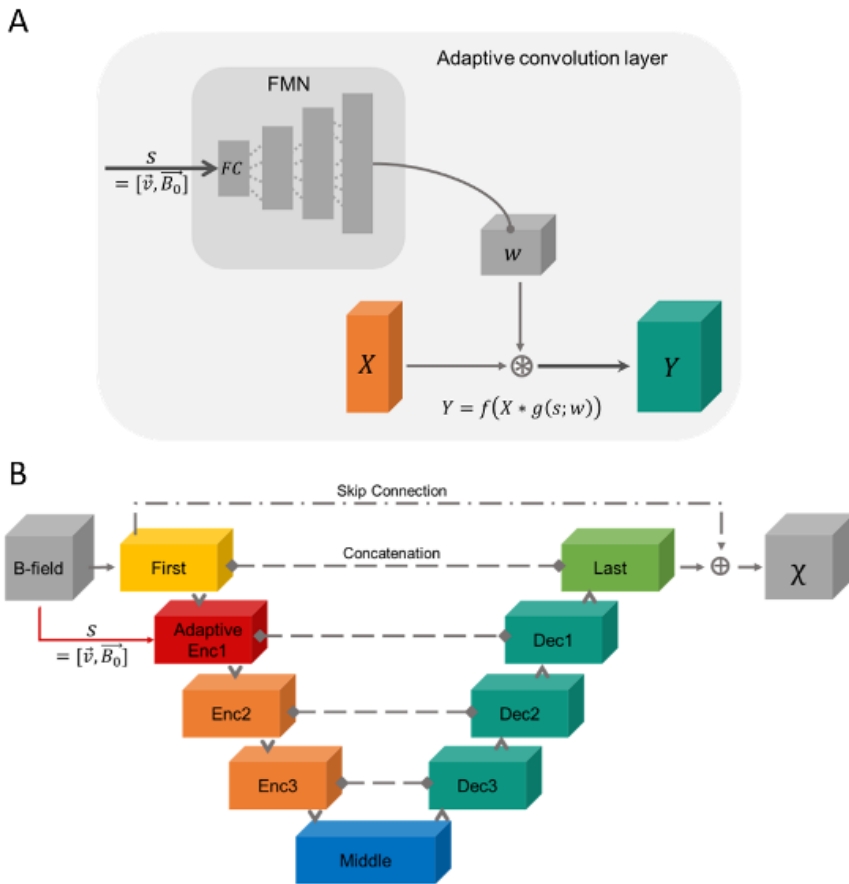
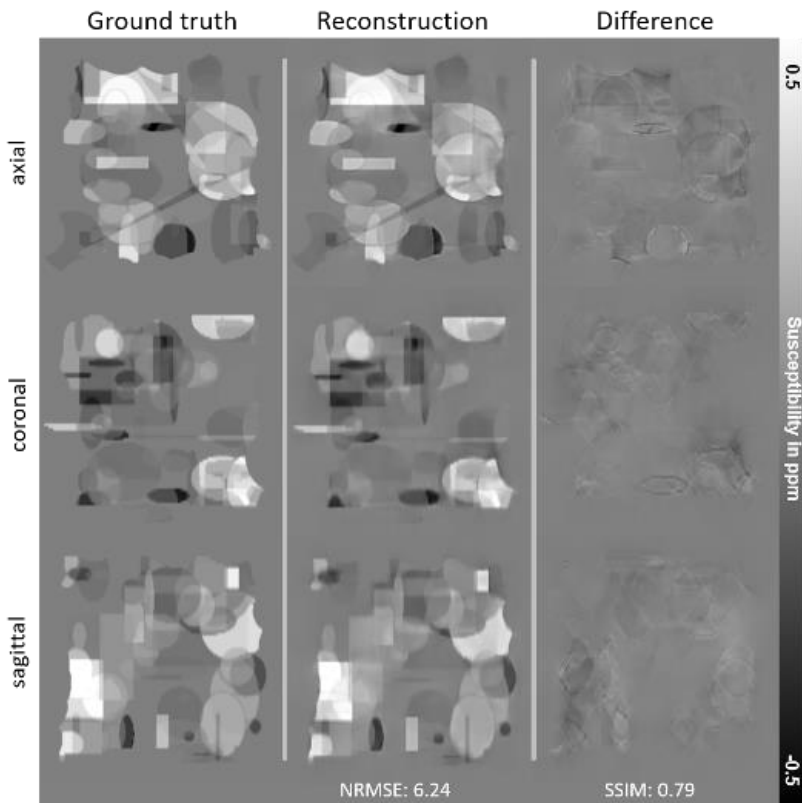


Fig.2: The reconstructed susceptibility map (voxel-size: 1x1x3mm) resembles the ground truth map. The difference map mainly shows remnants of edges. NRMSE: Normalized root mean squared error, SSIM: Structure similarity index measure.



PS14.02 Entwicklung einer Natrium-24 resonanten Spule zur Bestimmung der T1- und T2-Relaxationszeiten von Natrium-24 im Niederfeld-Magnetresonanztomographen

D. Mai¹, H. Nawrath^{1,2}, J. Gröbner¹, B. Akbulut¹, B. Yalcin¹

¹Fachhochschule Südwestfalen, Medizintechnik, Lüdenscheid, Deutschland

²Klinikum Lüdenscheid, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Lüdenscheid, Deutschland

Einleitung

Natrium-Kerne sind nach ¹H-Kernen die häufigsten Kerne im biologischen Gewebe. Abweichungen zu Konzentrationsnormwerten, beziehungsweise Gradienten zwischen intra- und extrazellulärem Raum lassen auf Erkrankungen der Niere, den Zellzustand und Probleme in metabolischen Prozessen schließen [1, 2].

Zum Einsatz von Natrium-Kern-Bildgebung, wird eine Hochfrequenz (HF)-Spule für einen Magnetresonanztomographen (MRT) mit einem statischen Magnetfeld von $B_0 = 0,556T$ entwickelt und eine Analyse einer mit Natrium (Na) gesättigten Lösung zur Bestimmung der Relaxationszeiten durchgeführt.

Material und Methoden

Eine LC-Schaltung mit einer Zylinderspule ($1,05cm$ Durchmesser, 8 Wicklungen, $C_{par} = 2,718nF$, $C_{ser} = 258pF$, $L_{Zyl} = 604,51nH$) wird realisiert. Die Schaltung wird in den Magneten (magspec Benchtop $23MHz$ magnet, Pure Devices GmbH, Rimpf, Deutschland) implementiert (Abb.1). Das Phantom (Natriumchlorid-Lösung mit einer Konzentration von $356 g/L$ im $10mm$ Probenröhrchen) wird im Magnetfeld positioniert. Über *saturation recovery* und *multi spinecho* Sequenzen ($TR_1 = 1s$, $TE_1 = 5ms$, $TE_2 = 2ms$) werden die T_1 - und T_2 - Relaxationszeiten bestimmt.

Ergebnisse

Die HF-Spule weist bei $6,226MHz$ eine Impedanz von $Z = (50,283 - 1,159j)\Omega$ und eine Dämpfung von $-38,8711dB$ auf, jedoch tritt erst bei einer Frequenz von $6,4096MHz$ ein messbares Signal auf.

Bei der T_1 -Zeit wird ein weiterer Signalanstieg nach der Mittelung aller Werte beobachtet. Unter der Annahme, dass nach $250ms$ der Aufbau der Längsmagnetisierung abgeschlossen ist erfolgt die T_1 -Bestimmung über die Multiplikation des Spannungswertes bei $250ms$ mit einem Faktor von $0,63$. Die T_1 -Zeit beträgt $30,96ms$. Bei der T_2 -Zeit fallen die Spannungsschwankungen größer aus. Das gemittelte T_2 -Signal verläuft atypisch zur Literatur. Unter der Annahme, dass das Signal bei $0mV$ vollständig zerfallen ist wird die T_2 -Zeit über die Multiplikation der anfänglichen Spannung mit $0,37$ zu $16,568ms$ ermittelt. Das mittels 2D FLASH Sequenz akquirierte MR-Bild des Phantoms ist in Abbildung 2 dargestellt.

Zusammenfassung

Die Ermittlung von T_1 und T_2 ist möglich, aber die Frequenzverschiebung von $6,226MHz$ auf $6,4096MHz$ problematisch. [2, 3] Dies führt zu einer Abnahme der Dämpfung, einer Verschlechterung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR), Spannungsschwankungen und atypischen Signalverläufen. Eine potenzielle Lösung wäre der Ersatz der Zylinderspule durch eine Quadraturspule, die das SNR um den Faktor $\sqrt{2}$ verbessert und die spezifische Absorptionsrate um den Faktor 2 verringert [4].

[1] F. G. Zöllner, S. Konstandin, J. Lommen, J. Budjan, S. O. Schoenberg, L. R. Schad und S. Haneder, „Quantitative sodium MRI of kidney,“ NMR in biomedicine, Bd. 29, pp. 197-205, 2016.

[2] H. Shinar und G. Navon, Sodium-23 NMR Relaxation Times in Body Fluids, Magnetic Resonance in Medicine, 1986.

[3] R. Bartha und R. S. Menon, Long component time constant of ²³Na T₂ relaxation in healthy human brain, Magnetic Resonance in Medicine, 2004.

[4] N. Maril, Y. Rosen, G. Reynolds, A. Ivanishev und L. Ngo, Sodium MRI of the Human Kidney at 3 Tesla, Magnetic Resonance in Medicine, 2006.

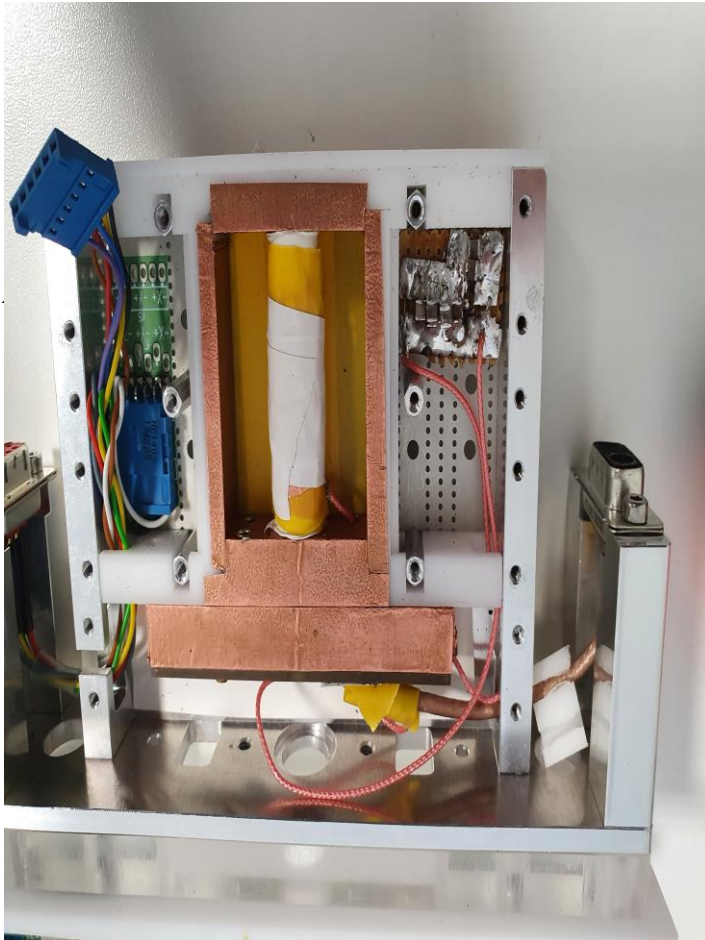


Abbildung 1: Probenkopf mit implementierter Schaltung und Spule.

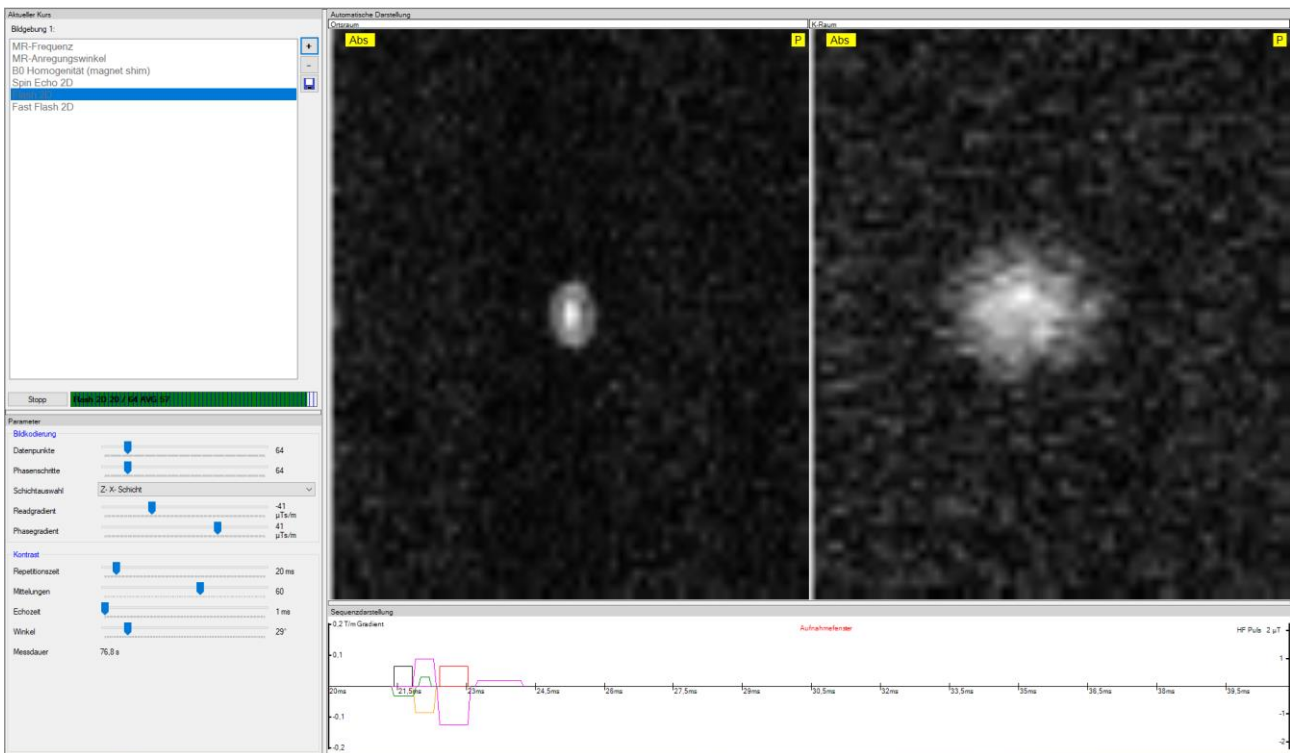


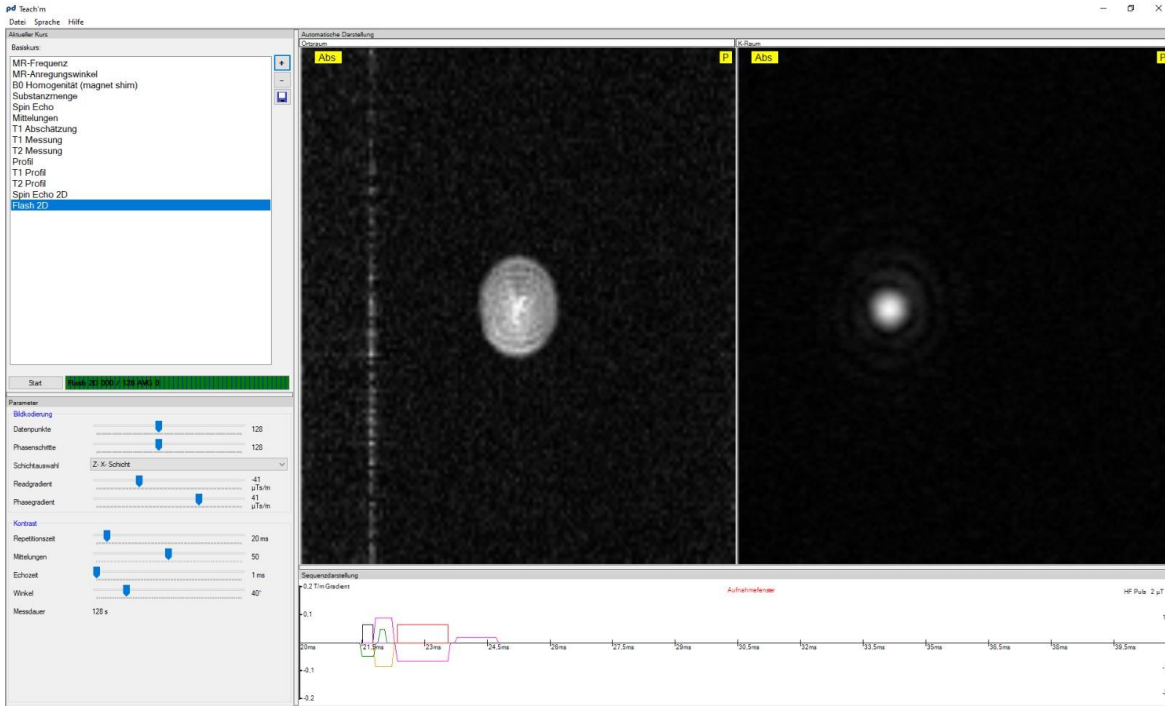
Abbildung 2: MR-Bild des Phantoms.

PS14.03 Entwicklung einer Fluor-19 resonanten Spule zur Bestimmung der T1- und T2-Zeiten in einem Niederfeld-Magnetresonanztomographen

B. Akbulut¹, B. Yalcin¹, H. Nawrath^{1,2}, J. Gröbner¹

¹Fachhochschule Südwestfalen, Medizintechnik, Lüdenscheid, Deutschland

²Klinikum Lüdenscheid, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Lüdenscheid, Deutschland



Einleitung

Die X-Kern Magnetresonanztomographie (MRT) ermöglicht die Lokalisierung von Atomen im menschlichen Körper [1]. Aufgrund der geringen natürlichen Häufigkeit der Kerne und damit einhergehender geringer Signalintensität werden üblicherweise Hochfeld-MRT-Geräte eingesetzt. Jedoch ist die Niederfeld-MRT eine vielversprechende Alternative, da sie kosteneffektiver ist und in der Lage sein könnte, die X-Kern-Bildgebung zugänglicher zu machen [2].

Da Fluor im menschlichen Körper nur sehr geringfügig vorkommt ist es möglich, mit Fluor markierte Zellen gezielt zu lokalisieren und so beispielsweise Entzündungsherde im Körper zu erkennen [3]. Um die Anwendung der X-Kern-Bildgebung in der Niederfeld-MRT zu ermöglichen, wird eine Spule entwickelt, die ¹⁹F-Aufnahmen mit einem Niederfeld-MRT ermöglicht.

Materialien & Methoden

Die Spule für das MRT-Gerät (Research MRI System, Pure Devices GmbH, Rimpar, Deutschland) mit $B_0=0,57T$ besteht aus mit Kupferfolie angefertigten fünf Windungen und einer Platine, die an die Spule angeschlossen wird. Durch Abstimmung verbauter Kondensatoren wird die Frequenz an die Larmorfrequenz von **22,82MHz** angepasst. Als Phantom dient Perfluortributylamin (FC-43) in einem Standard-10m Probenröhrchen. Der Probenkopf samt Spule wird über ein Steuergerät an das MR-Gerät angeschlossen um die T_1 - und T_2 -Zeiten zu bestimmen.

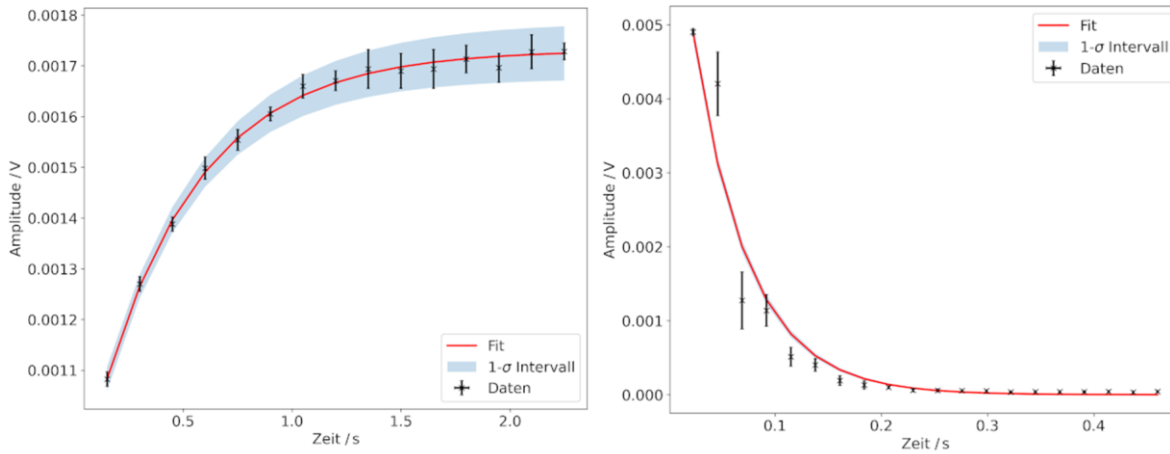


Abbildung 2: Messwerte samt Fit der T1- und T2-Messung.

Ergebnisse

Das mit einer 2D FLASH Sequenz aufgezeichnete Signalbild ist in Abbildung 1 dargestellt. Das Phantom ist klar im Zentrum des Bildes zu erkennen. Aufgrund der geringen Signalintensität wird das Magnetfeld nicht zusätzlich abgeschirmt, sodass Artefakte erkennbar sind. Die Form des Phantoms ist verzerrt und Inhomogenitäten sind sichtbar.

Es werden für die T_1 und T_2 Relaxationsexperimente mit einer *saturation recovery* und einer *multi spinecho* Sequenz jeweils fünf Messreihen aufgezeichnet. Aus den gemittelten Werten, siehe Abbildung 2, ergeben sich die Zeiten $T_1 = (0,45 \pm 0,03)s$ und $T_2 = (0,051 \pm 0,001)s$.

Zusammenfassung

Mit dem entwickelten Probenkopf ist es möglich die ^{19}F -Bildgebung in einem geringen Magnetfeld durchzuführen. Dies ermöglicht es auch Einrichtungen, die nicht die finanziellen Mittel für ein Hochfeld-MRT Gerät haben, ^{19}F -Aufnahmen zu machen. MRT-Geräte, die geringere magnetische Flussdichten aufweisen sind in der Regel kostengünstiger und platzsparender.

[1] Madelin, G. (2022). X-Nuclei Magnetic Resonance Imaging (1st ed.). Jenny Stanford Publishing. <https://doi.org/10.1201/9781003030195>

[2] Marques, J. P., Simonis, F. F. J., & Webb, A. G. (2019). Low-field MRI: An MR physics perspective. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 49(6), 1528–1542. <https://doi.org/10.1002/jmri.26637>

[3] Boehm-Sturm P, Mengler L, Wecker S, Hoehn M, Kallur T (2011) *In Vivo* Tracking of Human Neural Stem Cells with ^{19}F Magnetic Resonance Imaging. PLOS ONE 6(12): e29040. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0029040>

PS14.04 Entwicklung einer beschleunigten Multishot CEST-Sequenz mit MultiFLASH-Bildgebung für die Glukosemessung auf klinischen 3 T MR-Scannern

T. Krähling¹, V. Hoerr^{1,2}

¹Universität und Universitätsklinikum Münster, Klinik für Radiologie, AG Hybrid MRI Physics, Münster, Deutschland

²Universitätsklinikum Bonn, Herzzentrum, Medizinische Klinik und Poliklinik II, Bonn, Deutschland

Einleitung

Chemical Exchange Saturation Transfer (CEST) ermöglicht in der MR-Bildgebung einen molekulspezifischen Kontrast, der zum Nachweis und zur Quantifizierung verschiedener Molekülgruppen wie beispielsweise Glukose eingesetzt werden kann. [1] Glukose stellt einen sensitiven Biomarker für viele Pathologien wie Entzündungen oder Tumorerkrankungen dar und eignet sich als Kontrastmittel, dessen Konzentrationsänderungen mittels GlucoCEST bestimmt werden können. [2] Für den klinischen Einsatz sollte die Sequenzdauer im Bereich mehrerer Minuten liegen, um auch an klinischen Patienten eingesetzt werden zu können.

Material & Methoden

Die Multishot CEST-MultiFLASH-Sequenz besteht aus einem CEST-Präparationsmodul, dem mehrere 2D FLASH-Module für die Bildgebung folgen, tastet den k-Raum nicht-linear ab und stellt eine beschleunigte Variante der in Ref [3] vorgestellten Sequenz dar. Die Messungen wurden an einem 3 T PET/MRT (Siemens Biograph mMR VE11P) durchgeführt; Sequenzparameter in Tab. 1. Für die Phantommessungen wurden Glukoselösungen in einer DPBS-Pufferlösung im Konzentrationsbereich zwischen 0 und 100 mM verwendet. Die Auswertung des CEST-Spektrums erfolgte mittels Fiji ImageJ und OriginPro 2020 für eine ROI.

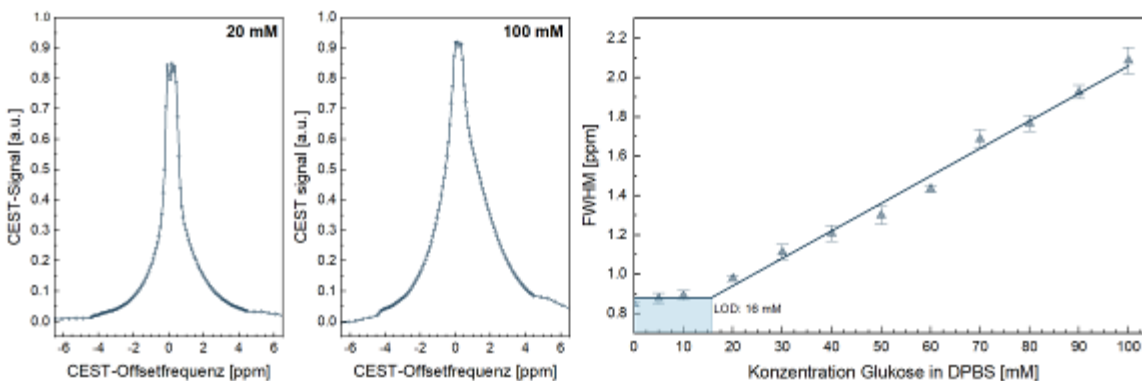
Ergebnisse

Die einzelnen Glukoseresonanzen können bei einem 3 T MRT nicht separiert werden; die erreichbare spektrale Auflösung ist zu gering. Jedoch zeigt das inverse CEST-Spektrum einen linearen Zusammenhang zwischen der vollen Halbwertsbreite (FWHM) und der Glukosekonzentration in der DPBS-Pufferlösung mit einem Detektionslimit (LOD) von 16 mM (3 σ -Kriterium), siehe Abb. 1. Die Verwendung der FWHM als Quantifizierungsmarker ermöglicht eine Reduktion der abzutastenden CEST-Offsetfrequenzen von 129 auf 31, die neben der Beschleunigung der Sequenz zu einer deutlichen Reduktion der Messzeit führt. Mit einer Messzeit von nur noch etwa 5:30 min liegt diese in einem für den klinischen Einsatz akzeptablen Bereich. Eine erste Messung der Nieren an einem gesunden Probanden zeigte eine gute Bildqualität ohne die Notwendigkeit einer Atemtriggerung.

Zusammenfassung

Mit der Multishot CEST-MultiFLASH-Sequenz lassen sich selbst in der abdominalen Bildgebung bei klinischen Patienten für eine Schicht Messzeiten im Bereich von 5 – 10 min realisieren. Die lineare Abhängigkeit der Halbwertsbreite des CEST-Spektrums zur Glukosekonzentration bietet eine einfach anzuwendende Methode, Änderungen am Glukosestoffwechsel nachzuweisen.

Abb.1: CEST-Spektren bei 20 und 100 mM Glukose in DPBS und Abhängigkeit der FWHM von der Glukosekonzentration.



CEST-Modul	Sättigungspuls: 5 Gaußpulse á 100 ms und 1 μ T
	Offsetfrequenzen: 129 Frequenzen im Bereich -1000 bis 1000 Hz
	Referenzbilder: Je 2 Referenzbilder bei \pm 4000 Hz
FLASH-Modul	TE/TR/ α : 3,5 ms/10 ms/15°
	Beschleunigung: 32 FLASH-Module je CEST-Anregung, 400 ms Delay nach jedem Shot
	Voxelgröße: 1,56 x 1,56 x 5 mm ³
	Acq. Matrix: 256 x 256 (➔ 8 Shots per Frequenz)
	Anzahl Schichten: 1

Tab. 1: Verwendete Sequenzparameter

Literatur

- [1] van Zijl P.C., Yadav N.N.: *Chemical exchange saturation transfer (CEST): what is in a name and what isn't?* Magn. Reson. Med. 2011; 65:927-948.
- [2] Jones K.M., Pollard A.C., Pagel M.D.: *Clinical applications of chemical exchange saturation transfer (CEST) MRI.* J. Magn. Reson. Imaging 2018, 47:11-27
- [3] Krähling T., Bauer J., Hoerr V.: *Entwicklung und in-vitro-Evaluation einer GlucoCEST-Sequenz an klinischen 3 T MR-Scannern.* 23rd Ann. Meet. Ger. Chapter Int. Soc. Magn. Reson. Med. 2021, Zurich

PS14.05 Utilizing styleGAN to analyze MRI images for predicting the progression of multiple sclerosis

D. Güllmar¹, W. C. Hsu¹, J. R. Reichenbach¹

¹Jena University Hospital, Medical Physics Group / IDIR, Jena, Deutschland

Introduction

We propose using a StyleGAN-based approach [1] for MS research, which explores complex disease patterns and simulates disease progression in MR images. The latent space of a well-trained StyleGAN encodes images in a way where perceptual dissimilarity corresponds to the distance between two latent codes. Additionally, the latent space disentangles different attributes, allowing for the editing of one attribute without impacting others. Similar to prior research [2-4], we identified the MS progression direction in a trained StyleGAN's latent space and manipulated images to reveal disease patterns.

Material and Methods

A StyleGAN model was trained on a dataset of 29,181 T1-weighted multi-echo gradient-echo MR images obtained from 327 MS patients and 84 healthy controls (HCs). These images were captured using a 3T MRI scanner (Prisma Fit, Siemens Healthineers) and were preprocessed through skull stripping and inhomogeneity correction. To manipulate the images, we first needed to reconstruct them using the trained model to obtain their corresponding latent codes. The direction for image manipulation was determined via a supervised approach [5].

Results

The latent codes obtained from the image projection were used to manipulate MS patterns. The manipulation results in Fig. 1 reveal simulated MS patterns in T1-weighted and ADC images for six slice positions. In T1-weighted images, blue patterns suggest ventricle enlargement around the lateral ventricle and the occipital cortex, while red patterns indicate brain atrophy in various areas. The red and blue overlays indicate increasing and decreasing pixel values from the baseline.

Conclusion

The study demonstrated StyleGAN's potential to simulate disease progression and explore radiological markers of diseases like MS. It revealed insights into MS progression, potential diagnostic features, and the association between MS progression and brain atrophy.

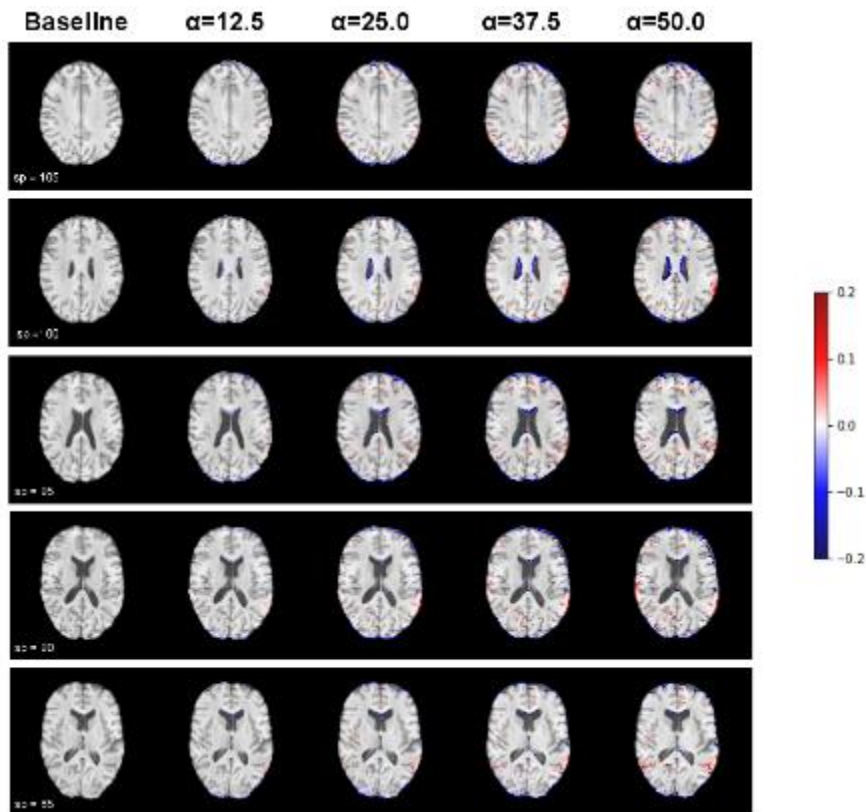


Fig. 1: MS manipulation of MR images of different slice positions of one subject. Parameter α denotes the scaling factor of manipulation.

References

- [1] Karras, T., et al. (2020). Analyzing and improving the image quality of stylegan. In *Proceedings of the IEEE/CVF conference on computer vision and pattern recognition* (pp. 8110-8119).
- [2] Fetty, L., et al. (2020). Latent space manipulation for high-resolution medical image synthesis via the StyleGAN. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 30(4), 305-314.
- [3] Schutte, K., et al. (2021). Using stylegan for visual interpretability of deep learning models on medical images. *arXiv preprint arXiv:2101.07563*.
- [4] Han, T., et al. (2022). Image prediction of disease progression for osteoarthritis by style-based manifold extrapolation. *Nature Machine Intelligence*, 1-11.
- [5] Shen, Y., et al. (2020). Interpreting the latent space of gans for semantic face editing. In *Proceedings of the IEEE/CVF conference on computer vision and pattern recognition* (pp. 9243-9252).

PS14.06 Examining the consistency of tract-based quantitative measures in diffusion-weighted MRI

D. Güllmar¹, A. T. Nya¹, J. R. Reichenbach¹

¹Jena University Hospital, Medical Physics Group / IDIR, Jena, Deutschland

Introduction

Analyzing quantitative diffusion-weighted MRI measures is a complex process that necessitates several preprocessing steps before comparing data from various subjects or measurements. The tract-based analysis is an alternative that avoids spatial normalization issues but relies on the accurate, robust, and repeatable reconstruction of major fiber tracts. This study evaluates the precision and consistency of quantitative analysis of tract-based diffusion MRI measures.

Material and Methods

This study analyzed a dataset of 25 measurements on the same healthy female subject on 25 days. Each of the measurements was acquired at a 3T MRI (Siemens, Prisma fit) using a 64ch head-coil in combination with a 4-fold accelerated (SMS) diffusion-weighted MRI sequence. A single measurement was realized by combining four diffusion-weighted MR series data with 394 volumes, multiple b-values (up to 2700 s/mm²), multiple b₀-volumes, and 2 configurations of phase-encoding directions. Data preprocessing included denoising, susceptibility, eddy-current, and motion correction. Major fiber tracts were determined individually for each measurement using TractSeg. Based on the tract segments, we determined quantitative profiles of diffusion-weighted measures (e.g. fractional anisotropy) and compare these profiles across the different measurement days.

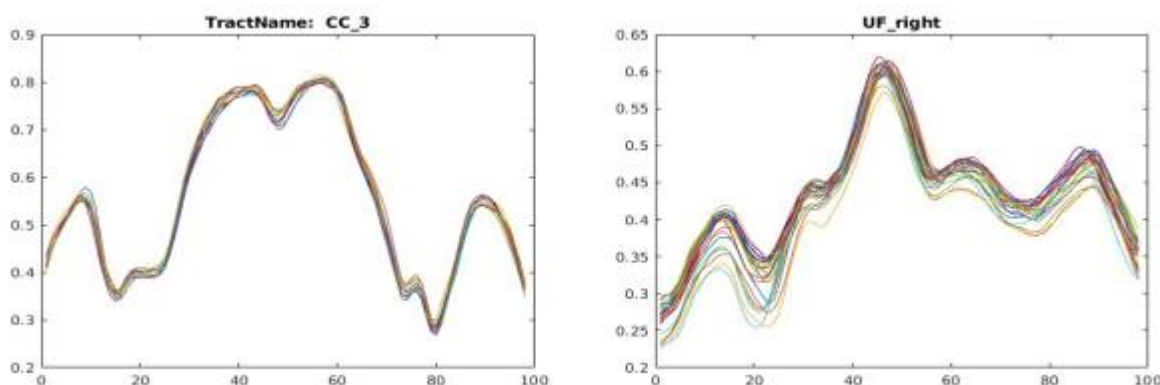
Results

Overall, the analysis could automatically and robustly reconstruct all major fiber tracts (c.f. Fig. 1, left). However, a few specific tracts had incorrect beginning and end tract profiles across all 25 measurements, resulting in apparent preprocessing issues that were easily rectified. Another significant finding was that tract profiles of tracts starting or ending in areas significantly affected by susceptibility distortion displayed higher quantitative measure variations within those regions (c.f. Fig. 1 right).

Conclusion

Our findings suggest that tract-based quantitative analysis of diffusion-weighted MRI measures can be carried out in a reliable and automated manner. However, obvious preprocessing issues should be identified and rectified. However, repetition accuracy is reduced in brain regions with susceptibility inhomogeneities that cause geometric distortions.

Fig. 2 As examples of repeatable tract profile determination and those affected by spatial distortions, the image displays tract-based profiles of fractional anisotropy for the third segment of the corpus callosum (left) and the right uncinate fasciculus (right).



AS08.01 Möglichkeiten der offline 4D-MRT-Simulation von Kopf-Hals-Tumoren zur Berücksichtigung von (Schluck-)Bewegungen in der Strahlentherapieplanung

J. Grigo^{1,2,3}, R. Fietkau^{1,2,3}, F. Putz^{1,2,3}, C. Bert^{1,2,3}

¹Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

²Comprehensive Cancer Center, Erlangen, Deutschland

³Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die Strahlentherapie ist die primäre Behandlungsmethode für die meisten Patienten mit fortgeschrittenem Kopf-Hals-Tumor (HNC). Magnetresonanztomographie (MRT) bietet zur Bestrahlungsplanung neben einer genaueren Tumorabgrenzung auch die Möglichkeit Sequenzen mit zeitlicher Auflösung zu messen, die auch funktionelle Informationen enthalten. Wir berichten über die Implementierung einer offline 4D-MRT-Simulation zur Strahlentherapieplanung von HNC und stellen klinische Vorteile für die Bewegungsbeurteilung von Tumoren und Risikoorganen (OAR) vor.

Material & Methoden

10 Patienten, die eine perkutane Strahlentherapie von HNC in unterschiedlichen Regionen erhielten, wurde für diese Auswertung berücksichtigt. Die Patienten erhielten ein MRT in Bestrahlungsposition mit Maske in einem dedizierten Spulensetup bei 1,5 T. Das entwickelte Protokoll besteht aus einer automatisch sortierten temporalen 3D-stack-of-stars-Sequenz (STARVIBE, 7 Phasen, 3500 radiale Ansichten über 7 min), einer dynamischen Kontrastmittel verstärkten 3D-Gradientenecho-Akquisition (4D-GRASP, Rekonstruktion alle 1,4 s) und einer zeitlich hochauflösenden 2D True-FISP-Sequenz (TRUFI, Rekonstruktion alle 0,3 s).

Die Bewegung von verschiedenen OARs (Zungengrund, Epiglottis, Uvula) wurden mit Hilfe von Konturpropagation mittels deformierter Registrierung (AntsRegistration) bewertet. Anschließend wurde in MATLAB eine Aufenthaltswahrscheinlichkeitskarte der OARs erstellt (vgl. Abb. 1) und die Bewegung anhand der Konturschwerpunkte quantifiziert. Die in den 4D-MRT-Techniken beobachteten Bewegungsmuster wurden zudem qualitativ untersucht und auf ihre Nutzbarkeit in der Strahlentherapieplanung bewertet.

Ergebnisse

Die Analyse der 4D-STARVIBE Bewegungsmuster zeigte eine maximale Abweichung des Konturschwerpunktes vom Schwerpunkt des Zungengrunds/Epiglottis/Uvula von 1,5/1,2/1,2 mm, während bei 4D-GRASP Zufallsbewegung maximal 1,2/1,4/1,9 mm betrug. Aufgrund der höheren zeitlichen Auflösung kann die TRUFI-Sequenz auch kurze nicht systematische Bewegungen abbilden, liefert allerdings nur Informationen in einer 2D-Schicht. Die maximale Zufallsbewegung des Konturschwerpunktes der OARs betrug 15,5/10,5/9,2 mm.

Die qualitative Bewertung weist darauf hin, dass 4D-STARVIBE in der Lage ist, regelmäßige Bewegungen zu erfassen, nicht systematische Bewegungen resultieren jedoch ähnlich zur 4D-GRASP nur in einer Unschärfe der anatomischen Grenzen. Der Vergleich mit 2D-TRUFI zeigt, dass nur diese eine hinreichende zeitliche Auflösung bietet Schluckbewegungen darzustellen. Die Kombination der zeitlichen Auflösung der 2D-TRUFI und den 3D-Bildern von STARVIBE/GRASP ermöglicht eine umfassende Abschätzung der Bewegung.

Zusammenfassung

Wir beschreiben ein neuartiges MRT-Protokoll, das eine umfassende Bewertung der Zielvolumina- und OAR-Bewegungen für die HNC-Behandlungsplanung mit Hilfe einer offline 4D-MRT-Simulation ermöglicht.

Anhang 1

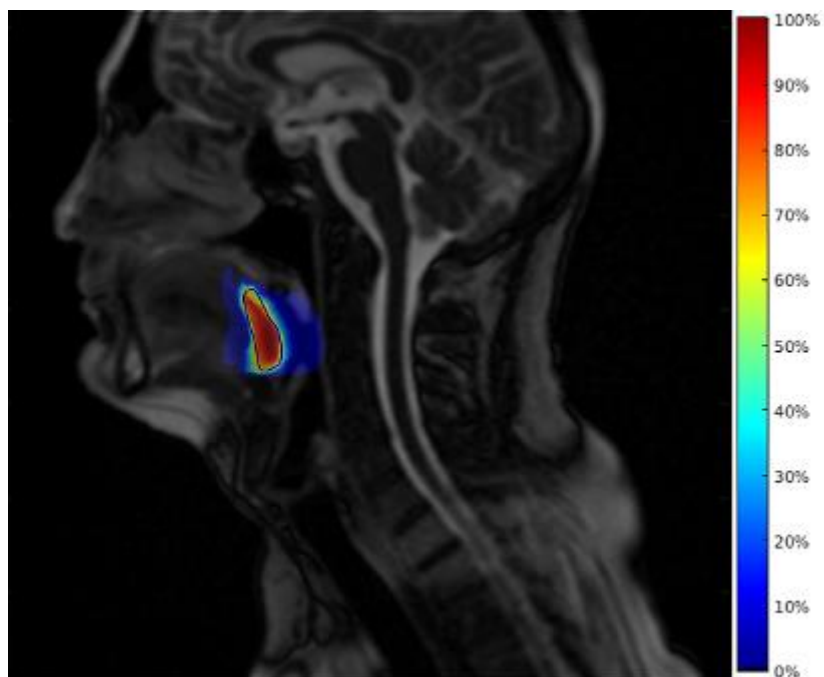


Abb.1: Aufenthaltswahrscheinlichkeitskarte des Zungengrunds in der 2D-TRUFI

AS08.02 Echtzeitüberwachung der Strahlerposition in der HDR-Brachytherapie

A. Sipahi¹, J. Strotmann², M. N. Chofor³, I. Simiantonakis¹, A. Patil³, A. A. Schönfeld⁴

¹Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Strahlentherapie und Radioonkologie, Düsseldorf, Deutschland

²Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Universitätsklinik für medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

³Mirion Technologies, Inc., Meriden, CT, Vereinigte Staaten

⁴Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Melbourne, FL, Vereinigte Staaten

Einleitung

In der High Dose Rate (HDR) Brachytherapie können technische Fehler oder unerwartete Komplikationen während des therapeutischen Eingriffs zur Fehlbestrahlung und damit zu schwerwiegenden gesundheitlichen Folgen für Patient und/oder Personal führen. In dieser Arbeit wurde der Prototyp eines Gammakamerasystems untersucht, der die Position eines Iridium-192 Afterloading-Strahlers in Echtzeit anzeigen kann, um schnelles und koordiniertes Handeln in einem solchen Fall zu ermöglichen.

Material & Methoden

Der Prototyp HDR Vue (Mirion Technologies, Meriden, USA) besteht aus einer Gammakamera und einer optischen Videokamera. Durch die Echtzeitüberlagerung beider Datensätze wird die Position des Strahlers im Video der optischen Kamera angezeigt. Es wurden verschiedene Bestrahlungspläne mit variierenden Planparametern (Haltepositionen, Haltezeit und Schrittweitenabstand) entworfen (Abb. 1 oben), um das Kamerasystem an zwei Phantomen (*Source Step Viewer*, Varian Medical Systems, Palo Alto, USA, *CBCT Electron Density Phantom*, Sun Nuclear, Norfolk, USA) zu testen. Anschließend wurde das HDR Vue bei der klinischen Bestrahlung einer Patientin verwendet. Mit den Daten der Gammakamera wurden die Schrittweiten der einzelnen Bestrahlungspläne rekonstruiert und mit den tatsächlich eingestellten Schrittweiten verglichen.

Ergebnisse

Das HDR Vue konnte die Echtzeitposition des Iridium-192 Strahlers während der Bestrahlung visualisieren (Abb. 1 Mitte und 1 unten). Je dichter und dicker der Streukörper war, desto größer ist die Standardabweichung der ermittelten Positionen. Mit steigender Dicke des Streumediums reduziert sich die Intensität der direktionalen Primärstrahlung und der Beitrag der niederenergetischen Streustrahlung überwiegt, weshalb die angezeigte Quellenposition zum Teil stark fluktuierte.

Zusammenfassung

Die Messungen haben gezeigt, dass die HDR-Vue die Position einer Iridium-192 Quelle in Echtzeit erkennen kann, selbst wenn sich der Strahler in einem Phantom oder in einem Patient befindet. Die Möglichkeit, den HDR Strahler zu überwachen, kann helfen, Fehler in Echtzeit zu erkennen und so die Behandlungssicherheit zu erhöhen. Außerdem kann die Kenntnis der Strahlerposition die Patientenevakuierung bei einem Ereignis beschleunigen und vereinfachen.

Anhang 1



Abb.1: Oben: Schematische Darstellung des Bestrahlungsplans mit 10 Haltepositionen, konstanten Schrittweiten von 1 cm und steigenden Haltezeiten. Zusammenstellung der Aufnahmen mit den 10 Haltepositionen im Source Step Viewer (Mitte) und im CBCT Electron Density Phantom (Unten).

AS08.03 Evaluierung verschiedener Einflussparameter auf das Ergebnis der Template-basierten Bestrahlungsplanung

R. Tuszyńska¹, N. Wegner¹, S. Staubus¹, N. Tremmel¹, M. Münter²

¹Klinikum Stuttgart, Medizinische Physik, Stuttgart, Deutschland

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

Einleitung

Das Ethos-System (Varian, Palo Alto, USA) für die adaptive Strahlentherapie sieht die Bestrahlungsplanung überwiegend anhand von Vorlagen (Templates) vor. Bei der Generierung der Vorlagen müssen Entität, Fraktionierung, Normierung sowie die benötigten Strukturen einschließlich dosimetrischer Zielvorgaben und Priorisierungen für die Optimierung im Vorhinein festgelegt werden. Das Bestrahlungsplanungssystem generiert bei jeder Dosisberechnung automatisch mehrere festgelegte Planversionen (IMRT und VMAT).

Das Ziel der Arbeit war die Untersuchung der klinischen Anwendbarkeit der vorlagenbasierten Bestrahlungsplanung mit dem Ethos-System am Beispiel der Entität Prostata, sowie die Optimierung der entsprechenden Templates, um für eine Vielzahl von Patientenfällen möglichst automatisiert gleichbleibend gute Resultate zu erzielen.

Material & Methoden

Die Untersuchung umfasste 20 Patienten mit abgeschlossener Strahlentherapie der Prostata. Es wurden neun verschiedene Planungsvorlagen für das Zielgebiet Prostata mit jeweils 20 – 24 Optimierungszielvorgaben definiert. Für jeden Patienten wurden Planberechnungen, basierend auf diesen neun Templates durchgeführt. Zusätzlich wurde die Reproduzierbarkeit der Pläne durch zehnfache Wiederholung der Dosisberechnung zweier Patientenpläne geprüft. Die erreichten Dosiswerte der klinischen Zielvorgaben wurden statistisch ausgewertet.

Ergebnisse

In 720 nach Vorlage generierten Planversionen wurden 73,9% - 95,7% der definierten klinischen Zielvorgaben eingehalten. Während 99,3% der Pläne im Zielvolumen (PTV) Werte über 95% für D98% aufwiesen, wurden die Dosismaxima in Organen, die mit dem PTV überlappen in maximal 18,1% der Fälle eingehalten.

Der Einfluss struktureller Vorlagenänderungen war abhängig von der verwendeten Bestrahlungs-technik. Eine höhere Priorisierung des Dosismaximums überlappender Organe führte in bis zu 62,5% (IMRT) bzw. 85% (VMAT) der Fälle zur Reduktion dieses Dosiswertes. Der Einsatz von Hilfsstrukturen, wie z.B. der Verschreibung eines Maximums auf den Überlappungsbe-
reich bewirkte in bis zu 47,5% (IMRT) bzw. 33,8% (VMAT) der Fälle das Gegenteil ihres eigentlichen Zweckes. Die Untersuchung zur Reproduzierbarkeit zeigte Schwankungen von bis zu 3,7 Gy (Patient 1) bzw. 6,1 Gy (Patient 2) für einzelne Dosiskriterien.

Zusammenfassung

Die generelle klinische Anwendbarkeit der vorlagenbasierten Bestrahlungsplanung mit dem Ethos-System konnte am Beispiel der Entität Prostata validiert werden. Die erstellten Planungsvorlagen sind auf eine Vielzahl von Patienten anwendbar und resultieren in Planversionen mit einer Mehrheit erfüllter Zielvorgaben. Die Vorlagen können auch zur Definition von Startbedingungen dienen, die nach der ersten Dosisberechnung individuell optimiert werden. Die Ergebnisse liefern qualitative Aussagen über das Ansprechen des Algorithmus auf strukturelle Änderungen der Vorlagen und bieten das Potential den Prozess der Bestrahlungsplanung zu optimieren und zu vereinheitlichen.

AS08.04 Ganzkörper-Bestrahlungsplanung für die Translationsmethode: Monte-Carlo-Validierung des Feldzonenverfahrens

L. Heuchel¹, F. Indenkampen², A. Hammi¹, L. Lüdemann², A. Lühr¹

¹TU Dortmund University, Fakultät Physik, Dortmund, Deutschland

²Universität Duisburg-Essen, Universitätsklinikum Essen, Klinik für Strahlentherapie, Westdeutsches Tumorzentrum (WTZ), Essen, Deutschland

Einleitung

Ziel der Ganzkörperbestrahlung ist eine homogene Dosis im gesamten Körper. Die Bestrahlungsplanung für die Translationsmethode (Patient wird in Bauch- und Rückenlage auf einer Liege nahe am Boden mit konstanter Geschwindigkeit durch den Strahlengang gefahren) erfolgt mit dem Feldzonenverfahren [Quast,1985], welches die Dosisbestimmung an verschiedenen Dosisreferenzpunkten DRP, repräsentativ für eine Körperregion, durch Tabellen erlaubt. Die Geschwindigkeit wird so bestimmt, dass am Dosis spezifikationspunkt DSP (Abdomen) die Verschreibungsdosis D_{pres} appliziert wird. Die Dosis an den anderen DRP wird durch Abschirm-/Streumaterial an D_{pres} angepasst. Ziel dieser Arbeit ist die erstmalige dosimetrische Validierung des Feldzonenverfahrens mittels Monte-Carlo-Simulationen.

Material & Methoden

Mithilfe von Monte-Carlo-Simulationen wurde eine 3D-Dosisverteilung in einem Ganzkörper-CT bestimmt, wobei der Aufbau (6MV Photonenquelle, Bleifilter, 1cm Plexiglas als Beamspoiler, Lungenblöcke zur Schonung der Lunge, Streumaterial, Patienten-CT, Liege) entsprechend des Feldzonenverfahrens und der Translationsmethode in TOPAS nachgebildet wurde. Die kontinuierliche Bewegung wurde durch eine schrittweise Verschiebung des Patienten-CTs um jeweils 0,5cm angenähert. Die simulierte Dosis wurde auf den DSP normiert. Zur Validierung des Feldzonenverfahrens wurde der Patient in unterschiedliche Körperregionen unterteilt (Abb.1A) und sowohl das Dosis-Volumen-Histogramm (DVH), die mittlere Dosis $D_{50\%}$ als auch die Dosis D_{DRP} im Mittelpunkt der entsprechenden Körperregion, dem DRP, bestimmt.

Ergebnisse

Die 3D-Dosisverteilung zeigt eine homogene Abdeckung des gesamten Körpers (Abb.1A,B), bei einer leicht erhöhten Hautdosis (Abb.1B). Die Abweichung zwischen $D_{50\%,Haut}$ und D_{pres} liegt bei 4,7%. Die mittlere Abweichung zwischen D_{pres} und D_{DRP} beträgt $-5,0\% \pm 5,4\%$. Der klinische Grenzwert ($\pm 7\%$) für die Abweichung wird an allen DRP eingehalten (Abb.2). Die mittlere Abweichung zwischen D_{DRP} und $D_{50\%}$ liegt bei $-0,3\% \pm 3,1\%$. Lediglich am Sternum kommt es zu einem Unterschied von 10% zwischen D_{DRP} und $D_{50\%}$ (Abb.2), da das Feldzonenverfahren die Dosisreduktion durch die Lungenblöcke nur bedingt berücksichtigt (Abb.1C).

Zusammenfassung

Die Translationsmethode führt zu einer homogenen Dosisverteilung im gesamten Körper, weswegen die Dosisbestimmung an DRP im Rahmen der angestrebten klinischen Genauigkeit ausreicht. Die Verwendung des Feldzonenverfahrens ist demnach gerechtfertigt. Mit der hier vorgestellten Methode können 3D-Ganzkörper-Dosisverteilung simuliert werden, was den Vergleich mit anderen Verfahren zur Ganzkörperbestrahlung zukünftig stark vereinfachen wird.

Anhang 1

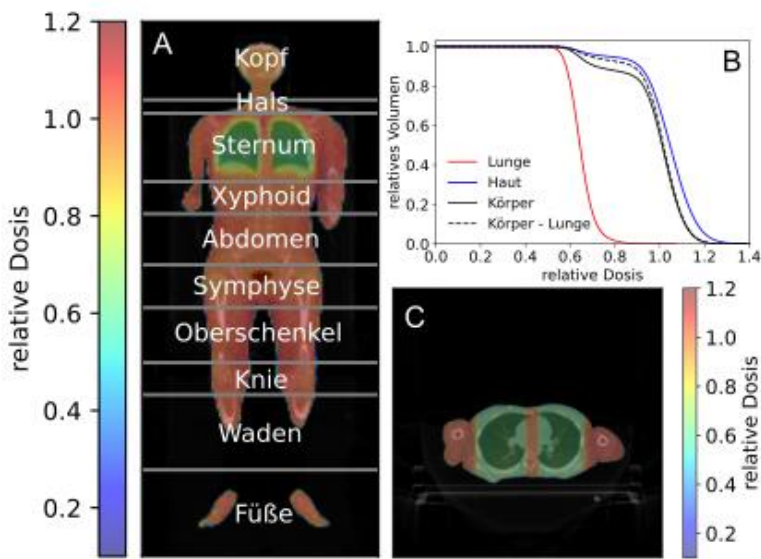


Abb. 1: Repräsentative CT-Schichten mit relativer Dosisverteilung (A,C) und Dosis-Volumen-Histogramme (B). (A) zeigt zusätzlich die Körperregionen des Feldzonenverfahrens.

Anhang 2

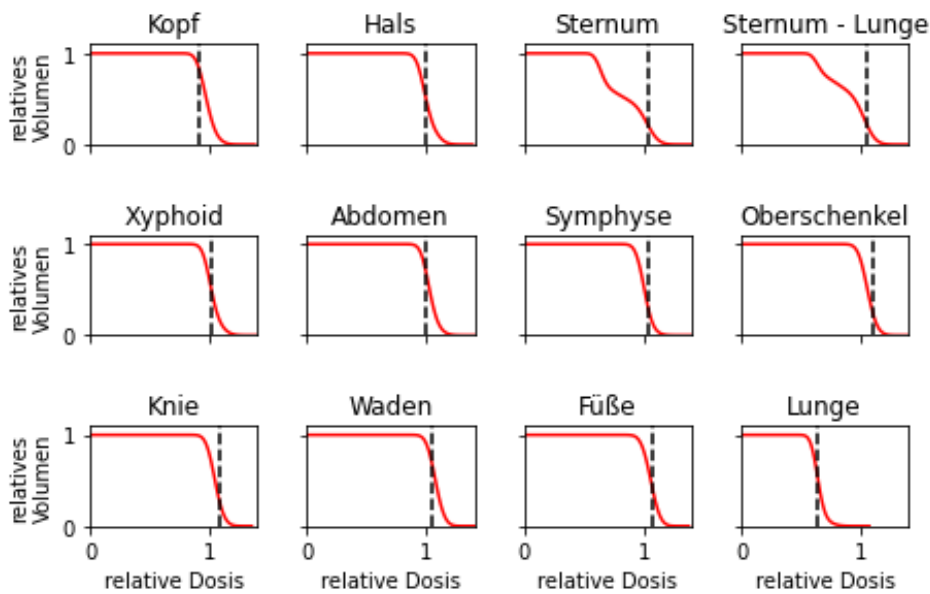


Abb. 2: Dosis-Volumen-Histogramme der Körperregionen des Feldzonenverfahrens (rot) und Dosiswerte im entsprechendem Dosisreferenzpunkt (schwarz).

FS07.01-05 APT III: Spektral CT

B. Renger¹

¹Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie München, Klinikum rechts der Isar, TU-München

In der Fachsitzung wird ein Überblick über den aktuellen Stand der klinischen Spektral-CT präsentiert. Dabei werden die grundlegenden physikalischen und mathematischen Prinzipien erläutert und auch komplexere Auswertungen präsentiert.

Die klassische Materialzerlegung erlaubt die Zerlegung in 2 Basismaterialien. Mit fortgeschrittenen Methoden lassen sich aber auch 3,4 oder sogar 5 Basismaterialien verwenden. Zu diesem Themenkomplex werden erste Daten präsentiert.

Es werden die unterschiedliche technische Umsetzungen der spektralen CT durch die Hersteller dargestellt. Die Vor- und Nachteile der jeweiligen Lösungen von Splitbeam über kV-Switching, Dual Source und Dual Layer werden kurz erläutert. Im folgenden werden verschiedene Detektortechnologien dargestellt und ein Ausblick auf die Technik der Photon-Counting-CT gegeben.

Zum Abschluss werden klinische Anwendungsbeispiele gezeigt, die den diagnostischen Mehrwert der spektralen CT-Bildgebung aufzeigen. Anschauliche Beispiele aus dem Bereich der onkologischen, abdominalen und neuroradiologischen Bildgebung zeigen, wie die spektrale Bildinformation eine deutlich bessere Erkennbarkeit und diagnostische Einordnung von Pathologien ermöglicht.

AS09.01 Kardiale Zeitharmonische Elastographie

T. Meyer¹, B. Wellge¹, G. Barzen², F. Knebel^{2,3}, K. Hahn^{2,4,5}, T. Elgeti¹, T. Fischer¹, J. Braun⁶, H. Tzschätzsch¹, I. Sack¹

¹Charité - Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Radiologie, Berlin, Deutschland

²Charité - Universitätsmedizin Berlin, Deutsches Herzzentrum der Charité, Klinik für Kardiologie, Angiologie & Intensivmedizin, Berlin, Deutschland

³Sana Klinikum Lichtenberg, Klinik für Innere Medizin II: Schwerpunkt Kardiologie, Berlin, Deutschland

⁴BIH Biomedical Innovation Academy, Berlin Institute of Health at Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

⁵Charité - Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Neurologie und Experimentelle Neurologie, Berlin, Deutschland

⁶Charité - Universitätsmedizin Berlin, Institut für Medizinische Informatik, Berlin, Deutschland

Einleitung

Bei etwa der Hälfte der Patienten mit Herzinsuffizienz liegt eine erhaltene Ejektionsfraktion (HFpEF) mit diastolischer Dysfunktion (DD) vor. DD wird durch einen Anstieg der Myokardsteifigkeit verursacht, kann jedoch durch Standardchokardiographie nicht erkannt werden. Mittels Elastographie kann quantitativ Gewebesteifigkeit bestimmt werden. Ansätze im Herzen sind jedoch durch Limitationen in der Messtiefe und benötigte High-End Ultraschallgeräte nur begrenzt einsetzbar [1, 2]. Wir stellen hier dein neuartiges Gerät zur kardialen zeitharmonischen Elastographie (time harmonic elastography, THE) für die Detektion von DD in Patienten mit HFpEF auf der Grundlage externer Vibration und kostengünstiger Ultraschallkomponenten vor.

Material & Methoden

Es wurden 44 Patienten mit Wildtyp-Amyloid-Transthyretin (ATTR)-Amyloidose und 54 gesunde Kontrollprobanden untersucht. 11 der Patienten waren in medikamentöser Behandlung. Für die THE wurden harmonische Schwingungen (60, 70 Hz) durch ein spezielles Vibrationsbett (GAMPTmbh, Merseburg) induziert. Ultraschalldaten wurden in parasternaler Langachsenansicht und 15 cm Tiefe aufgenommen. Zeitaufgelöste Scherwellengeschwindigkeits- (SWS) Karten wurden mithilfe der für die kardiale Anwendung modifizierten k-MDEV Inversion [3] generiert und über die Diastole gemittelt. Diastolische SWS im Septum und der Hinterwand wurden als Surrogatmarker für die Myokardsteifigkeit des linken Ventrikels bestimmt.

Ergebnisse

ATTR-Patienten zeigten, mit einer exzellenten diagnostischen Genauigkeit, eine erhöhte SWS im Vergleich zur Kontrollgruppe (Septum: 1.8 ± 0.3 vs. 2.9 ± 0.6 m/s, AUC=0.996; Hinterwand: 1.9 ± 0.3 vs. 2.7 ± 0.5 m/s, AUC=0.938). Darüber hinaus war die SWS bei behandelten Patienten geringer als bei unbehandelten Patienten (Septum: 2.6 ± 0.4 m/s; Hinterwand: 2.4 ± 0.3 m/s, $p < 0.005$).

Zusammenfassung

Kardiale THE stellt eine innovative, vielversprechende Methode für die Detektion von DD mittels Echokardiographie dar. THE ist die erste Elastographiemethode des Herzens mit ausgezeichneter diagnostischer Genauigkeit bei hoher Eindringtiefe, die sich als Point-of-Care-Gerät in der breiten klinische Anwendung eignet.

Anhang 1

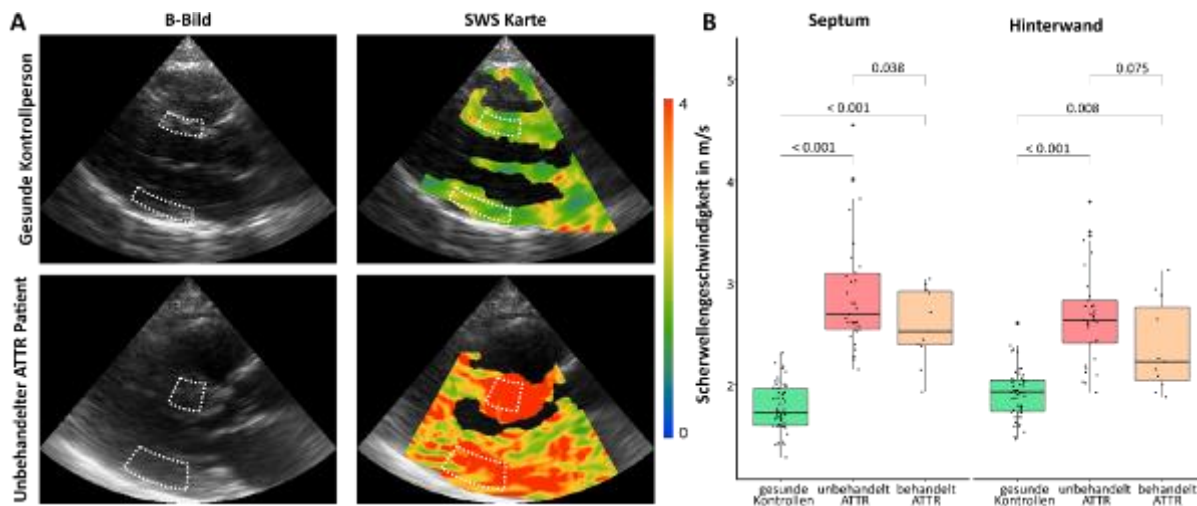


Abb.1: A: B-Bilder und SWS-Karten einer gesunden Kontrollperson und eines unbehandelten ATTR-Patienten mit eingezeichneten Regionen im Septum und der Hinterwand. B: SWS-Werte im Septum und der Hinterwand.

Literatur

- [1] Song, P., et al.: Quantitative Assessment of Left Ventricular Diastolic Stiffness Using Cardiac Shear Wave Elastography. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 2016. **35**(7): p. 1419-1427.
- [2] Villemain, O., et al.: Myocardial Stiffness Assessment Using Shear Wave Imaging in Pediatric Hypertrophic Cardiomyopathy. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 2018. **11**(5): p. 779-781.
- [3] Tzschatzsch, H., et al.: Tomoelastography by multifrequency wave number recovery from time-harmonic propagating shear waves. *Medical Image Analysis*, 2016. **30**: p. 1-10.

AS09.02 Assessment of quantitative information for radiation therapy treatment planning from photon-counting CT data

G. Hu¹, K. Niepel¹, F. Risch², C. Kurz³, M. Würfl¹, T. Kröncke², F. Schwarz^{2,4}, G. Landry^{3,5}, K. Parodi^{1,5}

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Department of Medical Physics, Faculty of Physics, Garching b. München, Deutschland

²Universitätsklinikum Augsburg, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie, Augsburg, Deutschland

³Klinikum der Universität München, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland

⁴Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Medizinische Fakultät, München, Deutschland

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

Introduction

We performed measurements with tissue-equivalent materials at a clinical photon-counting computed tomography (PCCT) scanner and estimated quantitative information and their dependence on phantom size and acquisition mode. Specially, we investigated reproducibility for radiation therapy (RT) treatment planning of relative electron density (RED), effective atomic number (EAN), relative stopping power (RSP), and spatial resolution from the PCCT data.

Materials & Methods

Two scan sessions were conducted six months apart at a NAEOTOM Alpha scanner (Siemens Healthineers, Forchheim, DE). During each session, the same phantoms were scanned with four protocols combining different source voltages (120 & 140 kVp) and different acquisition modes (normal & high resolution). Calibration inserts of tissue-equivalent materials (Gammex 467) were placed in customised cylindrical POM phantoms with different diameters (15, 20, & 25 cm) and with differently positioned cavities. As evaluation phantom, a customised cylindrical PMMA phantom with 13 cm diameter containing tissue-equivalent inserts (CIRS 062M) was used. For each scan protocol, virtual monoenergetic images (VMIs) at energies ranging from 40 to 190 keV in 10 keV increments with 0.5'0.5mm² pixel size and 1mm slice thickness were reconstructed by the scanner. RED, EAN, and RSP are estimated from PCCT data using pairs of low-E and high-E VMIs [1]. We evaluated RSP accuracy by comparing mean estimated RSP for each insert to water column measurement results. RMSEs are calculated over the phantom inserts for the calibration and evaluation phantoms, respectively. Spatial resolution is evaluated by the task-based MTF using the radial edge of the evaluation phantom.

Results

For the first scan session, RSP accuracy and spatial resolution for data obtained at different source voltages and different acquisition modes are shown in table 1, using a calibration phantom with 15cm diameter housing inserts along the central axis. Ongoing data evaluation will address the effects of different calibration phantom sizes and different calibration insert positions, as well as voxel size and kernel limitations to spatial resolution. Reproducibility will be assessed using data obtained at the two scan sessions.

Summary

We assessed the quantitative determination of different RT-relevant quantities from PCCT data obtained at different source voltages and different acquisition modes, as well as for calibration phantoms of varying sizes and differently positioned inserts.

	120 kVp normal	120 kVp high resolution	140 kVp normal	140 kVp high resolution
RMSE of RSP (Calibration phantom)	1.33 %	1.25 %	1.29 %	1.41 %
RMSE of RSP (Evaluation phantom)	0.92 %	1.08 %	0.85 %	0.91 %
Spatial resolution	0.66 lp/mm	0.69 lp/mm	0.63 lp/mm	0.67 lp/mm

Tab. 1: RSP accuracy and spatial resolution for different scan protocols (data obtained during the first scan session).

Literature

[1] Hu G. et al. (2022). Front. Oncol. 12:970299.

AS09.03 Experimental characterisation of a silicon-based detector for proton imaging of small animals for image-guided proton irradiation

G. Hu¹, A. Noto¹, K. Schnürle¹, M. Würfl¹, F. S. Englbrecht¹, J. Gebhard¹, M. Gerlei¹, D. Selzner¹, J. Lascaud¹, J. Bortfeldt¹, K. Lauber^{2,3}, M. K. Sitarz⁴, P. R. Poulsen⁴, K. Parodi^{1,3}

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Department of Medical Physics, Faculty of Physics, Garching b. München, Deutschland

²LMU Klinikum der Universität München, Department of Radiation Oncology, München, Deutschland

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

⁴Aarhus University Hospital, Danish Center for Particle Therapy (DCPT), Aarhus, Dänemark

Introduction

Within the SIRMIO project, which aims at developing a portable prototype system for precision image-guided small-animal proton irradiation [1], we are developing advanced image guidance solutions using proton radiographic and tomographic imaging. In this work, we present the experimental characterisation of a silicon detector (TimePix3) based imaging setup.

Materials & Methods

Proton radiography and tomography experiments were performed at a clinical proton centre with a compact imaging setup using TimePix3 sensors, which provide spatially resolved detection of individual energy depositions. Water-equivalent thickness (WET) calibration of the imaging system was performed using PMMA slabs with known WET and was repeated for different beam energies (85 & 90 MeV, selected depending on the object thickness) and different detector settings. The data obtained was evaluated to convert the detected energy deposition into WET as well as to choose the optimal detector parameters for proton computed tomography (pCT). For proton radiography, a calibration phantom (SMART phantom) containing tissue-equivalent inserts of well-characterised relative stopping power (RSP) values was imaged with various detector settings. Radiographic images were reconstructed with $0.2 \times 0.2 \text{ mm}^2$ pixel size for the SMART phantom. Median WET values were calculated over a circular (\varnothing 1.5mm) region of interest (ROI) within each insert and compared to ground-truth WET values [2]. For the selected optimal detector parameters, tomography data with 180 projections was obtained for the SMART phantom and two murine-like phantoms [3].

Results

The reconstructed WET image of the SMART phantom with a phantom-detector distance of 1cm is shown in figure 1. Table 1 shows the median WET values and the relative difference to the ground-truth values for each insert. The average WET accuracy over the inserts based on a preliminary analysis is 2.28%. Ongoing data evaluation will address tomographic reconstruction of the SMART phantom and the murine-like phantoms. The RSP accuracy and spatial resolution of the reconstructed pCT images will be further evaluated.

Summary

We performed proton radiography and tomography experiments using the TimePix3-based imaging setup in the SIRMIO project. An average WET accuracy better than 2.3% has been shown. Further analysis will reconstruct the pCT images and assess the achievable RSP accuracy and spatial resolution.

Appendix 1

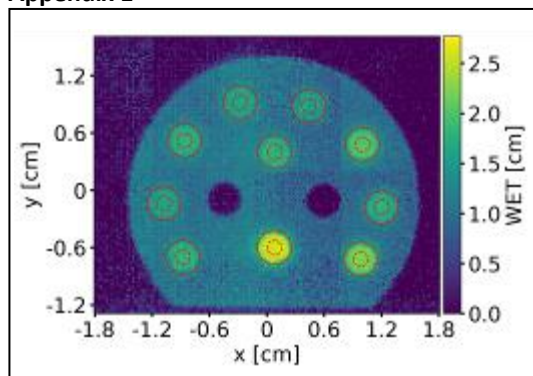


Fig. 1: Reconstructed WET image of the SMART phantom. The tissue-equivalent inserts are marked with solid circular curves, the corresponding ROIs with dashed circular curves.

Appendix 2

Insert	Ground-truth WET [cm]	Median WET [cm]	Standard deviation [cm]	Difference to ground truth [%]
Liver	1.72	1.745	0.119	1.45
Breast	1.55	1.605	0.103	3.55
Inner bone	1.74	1.755	0.061	0.86
Adipose	1.51	1.610	0.080	6.62
Solid water	1.59	1.565	0.127	-1.57
Cortical bone CB2-30%	2.04	2.030	0.047	-0.49
Bone B200	1.76	1.730	0.116	-1.70
Cortical bone CB2-50%	2.29	2.235	0.067	-2.40
Cortical bone SB3	2.60	2.560	0.071	-1.54
Brain	1.70	1.745	0.095	2.65
Average of absolute difference				2.28

Tab. 1: Preliminary results for median reconstructed WET and relative difference to ground-truth WET of tissue-equivalent inserts.

Literature

- [1]Parodi K et al. (2019). Acta Oncol 58:1470-1475.
- [2]Schnürle K et al. (2023). Front Phys 10: 1044156.
- [3]Lascaud J et al. (2022). Phys Med Biol 67:205001.

AS09.04 Echtzeit iMPI-geführte Angioplastie mit einem portablen Human-MPI-Scanner

P. Vogel^{1,2}, M. Rückert¹, T. Reichl¹, J. Günther¹, T. Kampf^{1,3}, T. A. Bley⁴, V. C. Behr¹, S. Herz⁴

¹Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

²Pure Devices GmbH, Rimpar, Deutschland

³Universitätsklinikum, Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

⁴Universitätsklinikum, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Magnetic Particle Imaging (MPI) ist eine vielversprechende bildgebende Methode basierend auf die nichtlineare Antwort von magnetischen Eisennanopartikeln (MNPs) and zeitlich veränderliche Magnetfelder [1]. MPI hat in verschiedenen Anwendungen in den Bereichen Biologie, Chemie, Physik und vor allem in der Medizin, in dort im speziellen Bereich der bildgeführten endovaskulären Interventionen gezeigt, dass es eine interessante strahlenfreie Bildgebungsmethode sein kann, um den derzeitigen auf Röntgenstrahlen basierenden Goldstandard der Angiographie unterstützen zu können [2, 3]. Der Aufbau eines MPI Gerätes ausgelegt für einen Menschen und unter Berücksichtigung der erforderlichen Parameter speziell für die Intervention, wie z.B. ausreichende Bildqualität unter Echtzeitbedingungen und leichter Patientenzugang sowie Einhaltung gängiger Limitationen (SAR und PNS), ist eine große Herausforderung [4, 5]. In diesem Abstrakt wird ein menschengroßer dedizierten MPI Scanners vorgestellt, der portabel ist für die Intervention am menschlichen Bein in einem Katheterlabor.

Material & Methoden

Das Ziel ist es ein MPI Gerät zu entwickeln, welches als strahlenfreie Alternative zu dem Goldstandard DSA vergleichbare Daten liefern soll und somit in einem Hybridsystem unterstützend eingesetzt werden kann. D.h. es wird eine räumliche Auflösung im Bereich von 5 mm, eine zeitliche Auflösung im Bereich von 100 ms, einer Echtzeitvisualisierung und ein offenes Design gefordert. 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 Projektionsmethode basierend auf einer feldfreien Linie (FFL) in Kombination mit dem Traveling Wave Ansatz gewählt [6, 7, 8]. Die FFL durchläuft dabei eine vorgegebene Trajektorie und liefert eine 2D Projektion der Verteilung des magnetischen Tracers. 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. 25 kW einen Gradienten von ca. 0.4 T/m, was einer nominellen Auflösung von ca. 5 mm entspricht und die Echtzeitvisualisierung von Proben unter realen Bedingungen ermöglicht. Mit dedizierten Instrumenten für das Tracking im MPI, konnte unter Echtzeitbedingungen eine Perkutane Transluminale Angioplastie (PTA) an einem artifiziellen menschlichen Bein durchgeführt werden (siehe Abb. 1).

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.

Anhang 1

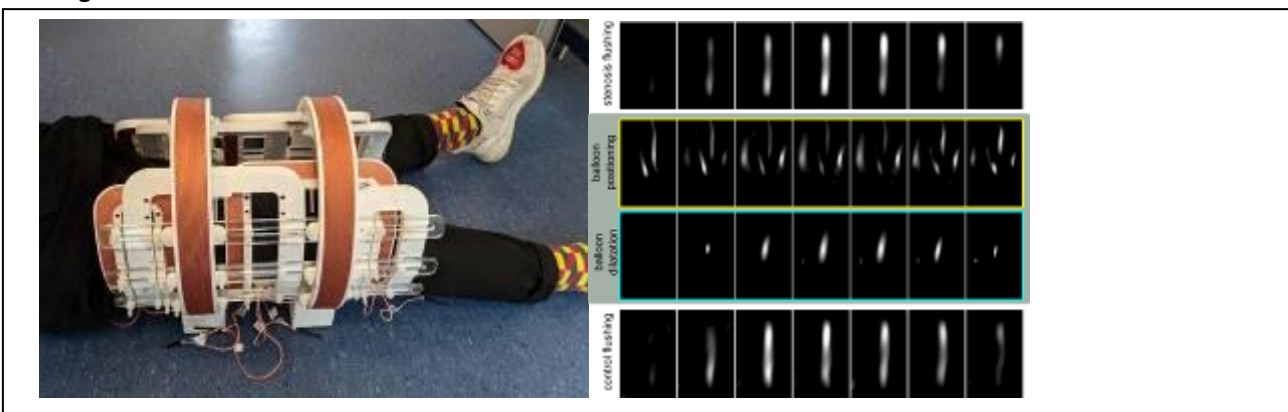


Abb.1: Links: Bild des iMPI Scanners für das menschliche Bein. Rechts: Auszüge aus einer iMPI-geführten Angioplastie mit den Schritten MPA (Magnetische Partikel Angiographie), Ballonpositionierung und Dilatation, sowie der finalen MPA.

Literatur

- [1] B. Gleich & J. Weizenecker, Tomographic Imaging using the nonlinear response of magnetic particles, *Nature*, 435, 214-7, 2005.
- [2] S. Herz et al., Magnetic Particle Imaging Guided Real-Time Percutaneous Transluminal Angioplasty in a Phantom Model, *Cardiovasc Intervent Radiol*, 41(7), 1100-5, 2018.
- [3] S. Herz et al., Magnetic Particle Imaging-Guided Stenting, *J Endovasc Ther*. 26(4), 512-9, 2019.
- [4] M. Graeser et al., Human-sized magnetic particle imaging for brain applications, *Nature Comm*,10:1936, 2019.
- [5] E.E. Mason et al., Design analysis of an MPI human functional brain scanner, *Int J Magn Part Imaging*, 3(1):1703008, 2017.
- [6] P. Vogel, M.A. Rückert, V.C. Behr, System and method for generating a traveling field free line, *Patent*, EP3545835A1, US20210137407A1, WO2019185292A1, 2018.
- [7] P. Vogel et al., Traveling Wave Magnetic Particle Imaging, *IEEE TMI*, 33(2), 400-7, 2014.
- [8] P. Vogel et al., *iMPI – portable human-sized Magnetic Particle Imaging Scanner for real-time endovascular Interventions*, PREPRINT (Version 1) available at Research Square doi:10.21203/rs.3.rs-2294644/v1, 2022.

AS09.05 Der COMPASS für hochpräzise und schnelle *in vitro* Diagnostik

J. Günther¹, T. Kampf^{1,4}, M. A. Rückert¹, B. Friedrich², R. Tietze², S. Lyer³, T. Hennig⁵, L. Dölken^{5,6}, C. Alexiou², V. C. Behr¹ and P. Vogel^{1,7}

¹ Department of Experimental Physics 5 (Biophysics), Julius-Maximilians-University Würzburg, Würzburg, Germany

² Department of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery, Section of Experimental Oncology and Nanomedicine (SEON), Else Kröner-Fresenius-Stiftung-Professorship, University Hospital Erlangen, Erlangen, Germany

³ Department of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery, Section of Experimental Oncology and Nanomedicine (SEON), Professorship for AI-Controlled Nanomaterials, University Hospital Erlangen, Erlangen, Germany

⁴ Department of Diagnostic and Interventional Neuroradiology, University Hospital Würzburg, Würzburg, Germany

⁵ Institute for Virology and Immunobiology, Julius-Maximilians-University Würzburg, Würzburg, Germany

⁶ Helmholtz Institute for RNA-based Infection Research, Helmholtz-Center for Infection Research, Würzburg, Germany

⁷ Pure Devices GmbH, Germany

Einleitung

Der spezifische Nachweis von bestimmten Biomolekülen macht heutzutage einen großen Arbeitsbereich in der Medizin, Biologie und Chemie aus. Aktuell werden dafür vorrangig etablierte Methoden wie PCR oder auch ELISA eingesetzt. Trotz hochpräziser Ergebnisse sind diese Methoden wenig flexibel, teuer und sehr zeitaufwendig. Eine Verbesserung dieser Eigenschaften erhofft man sich durch neu auftretende Techniken, die für den Nachweis von Biomolekülen magnetische Nanopartikel (MNPs) einsetzen. Deren Oberflächen können speziell funktionalisiert werden, indem sie z.B. mit anwendungsspezifischen Bioassays ausgestattet werden, an denen ausschließlich die gewünschten Biomoleküle binden können [1].

COMPASS (Critical Offset Magnetic Particle Spectroscopy) ist eine neue Messmethode, die mit Hilfe einer spezifischen Kombination aus statischen und oszillierenden Magnetfeldern Änderungen des Partikelsignals beim Binden von Biomolekülen an die funktionalisierte Partikeloberfläche detektiert. Diese Technik ermöglicht es, Substanzen anhand einer Phasenänderung innerhalb weniger Sekunden mit vergleichbarer Sensitivität zu ELISA und Co. nachzuweisen [2].

Material & Methoden

Um den zugrunde liegenden physikalischen COMPASS-Effekt optimal zur hochsensitiven Detektion speziell adressierter Biomoleküle auszunutzen zu können, wurden Simulationen und Messungen des Partikelverhaltens unter Variation verschiedenster Parameter erstellt. Dabei wurden Variationen der Feldstärken vom statischen und oszillierenden Magnetfeld, sowie eines weiteren Parameters betrachtet, der die Eigenschaften des Partikelsystems, z.B. gebundene oder ungebundene Partikel beschreibt. Dies wurde anhand des Beispiels der Detektion von Sars-CoV 2 Antikörpern durchgeführt.

Ergebnisse

Im direkten Vergleich von gebundenen und ungebundenen Partikeln konnte ein deutlicher Unterschied in den charakteristischen Phasenmustern festgestellt werden, die sich bei der Variation der angelegten Feldstärken ergeben. Mit der COMPASS-Methode war es damit möglich, Sars-CoV 2 Antikörper mit einer Sensitivität von ~ 7 pM nachzuweisen [2].

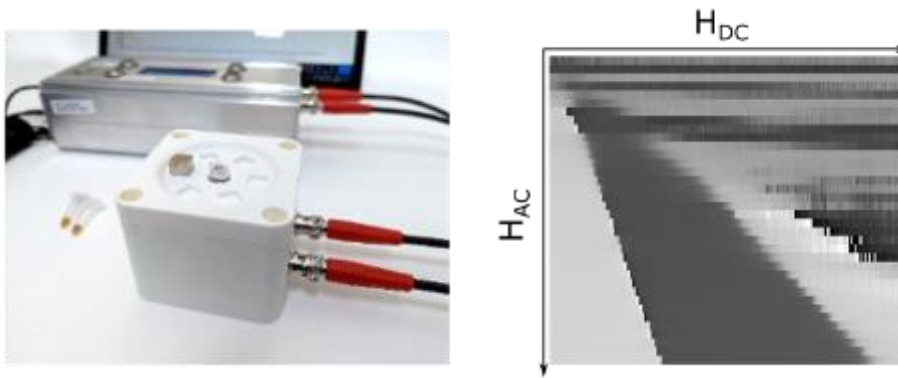


Abbildung 15: Links: COMPASS-Messgerät. Rechts: Phasenlandschaft für variierende Stärken des statischen und oszillierenden Magnetfeldes.

Zusammenfassung

COMPASS ist eine neue hochempfindliche und schnelle Methode zur Detektion von Biomolekülen wie beispielsweise Antikörpern von Viren. Um die Messmethode zu optimieren, wurden 2D Datensätze erstellt, die die Phasenlandschaften der Messsignale für unterschiedliche Eigenschaften des Partikelsystems vergleichbar machen. Anhand des Beispiels zur Detektion von Sars-CoV 2 Antikörpern konnte gezeigt werden, dass COMPASS eine ähnlich hohe Sensitivität wie Standardverfahren wie ELISA aufweist.

Literatur

- [1] J. Kudr et al., *Magnetic Nanoparticles: From Design and Synthesis to Real World Applications*, Nanomaterials, vol. 7(9) 243, Aug. 2017.
- [2] P. Vogel et al., *Critical Offset Magnetic Particle Spectroscopy for rapid and highly sensitive medical point-of-care diagnostics*, Nature Communications, vol. 13(1):7230, Nov. 2022.

AS09.06 Realistische 3D-gedruckte Phantome für Magnetic Particle Imaging (MPI)

T. Reichl¹, M. Rückert¹, J. Günther¹, T. Kampf^{1,2}, T. A. Bley³, V. C. Behr¹, S. Herz³, P. Vogel^{1,4}

¹Julius-Maximilians-Universität Würzburg, Würzburg, Deutschland

²Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

³Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland

⁴Pure Devices GmbH, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Magnetic Particle Imaging (MPI), dh. Magnetpartikelbildgebung ist ein nicht-invasives, kontrastmittelbasiertes Bildgebungsverfahren, das auf der nichtlinearen Antwort superparamagnetischer Nanopartikel auf dynamische Magnetfelder basiert [1]. Realistische Phantome sind für die Untersuchung neuer Ansätze und Protokolle, insbesondere in der Medizin, unerlässlich. Dazu sollten die Phantome Merkmale wie reale Abmessungen, äquivalente Oberflächen (insbesondere die innere) und ein entsprechendes Verhalten aufweisen, um die Flexibilität und mechanische Antwort von Gefäßen auf den humanen pulsierenden Blutfluss zu imitieren.

Hier wird eine Schritt-für-Schritt-Anleitung vorgestellt, um Strukturen, wie Blutgefäße zu extrahieren und daraus 3D-Modelle zu erstellen, die für 3D-Druck und weitere Experimente sowie Simulationen verwendet werden können.

Material & Methoden

Abbildung 1 zeigt das Konzept beginnend mit der 3D-Datenerfassung mithilfe eines CT- oder MRT-Gerät mit gewünschter räumlicher Auflösung (1). Eine Datenextraktion, z.B. mit Hilfe des 3D Dijkstra Algorithmus, ergibt ein Modell bestehend aus Voxeln, das mit Hilfe des Marching Cube Algorithmus in ein 3D-Oberflächenmodell (Format: stl-Datei - Standard Triangle Language) umgewandelt werden kann [2]. Mit diesem Standarddateiformat kann das 3D-Modell modifiziert (siehe (2)) und weiterverarbeitet werden. Diese Modelle definieren nun die innere Struktur der resultierenden Phantome. Wie in (V2) dargestellt, kann das Modell direkt in einem MPI-Simulationsframework zur Simulation realistischer MPI-Scanner [4] verwendet werden.

In einem weiteren Schritt werden die 3D-Modelle mit der gewünschten Wandstärke vergrößert (3D-Offset), ausgehöhlt und durch Zuschneiden final für den 3D-Druck vorbereitet (siehe (R2)).

Die 3D-Modelle werden mit einem SLA-3D-Drucker (Form3, Formlabs, USA) unter Verwendung eines hochflexiblen Materials (Elastic 50A Harz, Formlabs, USA) gedruckt. Dieses Harz wurde gewählt, um die Elastizität und Flexibilität von Blutgefäßen zu imitieren. Am Ende können beide Ergebnisse miteinander verglichen werden (siehe (3)) [3].

Ergebnisse

Ein 3D-gedrucktes Aneurysma-Phantom wurde in einem MPI-Scanner in Humangröße statisch gemessen und mit einer Simulation verglichen (siehe Abb. 2) [3,4]. Dieses wurde entlang der z-Achse durch den realen (oben) und den virtuellen (unten) iMPI-Scanner bewegt. Es zeigt sich eine gute Übereinstimmung der beiden Rekonstruktionsreihen.

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wird eine schrittweise Anleitung zur Extraktion von Gefäßstrukturen und Pathologien aus 3D-CT- oder MRT-Datensätzen und zur Erstellung von 3D-Modellen vorgestellt. Durch den Druck der 3D-Modelle mit einem hochflexiblen Harz können wasserdichte Gefäßphantome mit realistischen Abmessungen hergestellt werden. Darüber hinaus können diese Phantome für statische Messungen in einem MPI-Scanner in Menschengröße verwendet werden. Damit steht eine einfach zu handhabende Technik zur Verfügung, um realistische Phantome für MPI-Scanner herzustellen.

Anhang 1

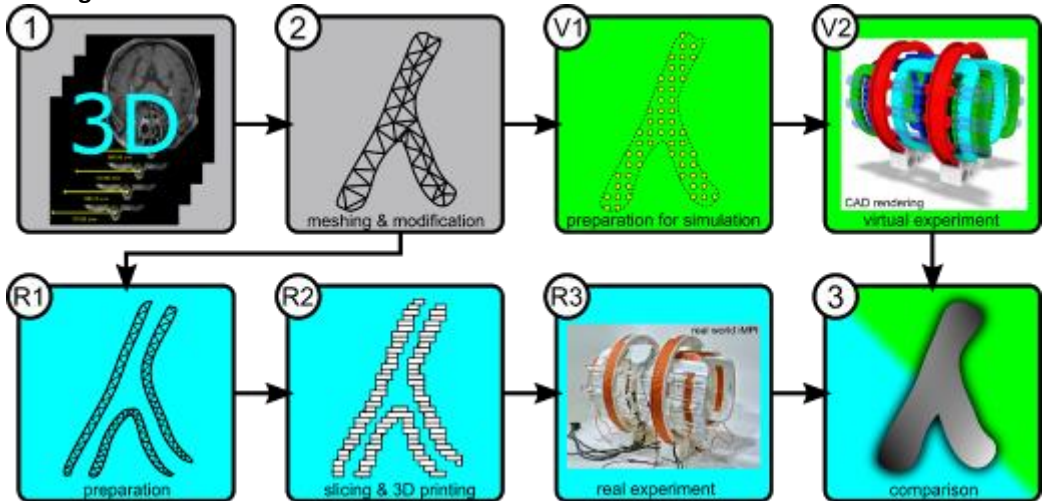


Abb. 16: Konzept zur Extraktion von 3D-Modellen: (1) Aufnahme der 3D-Daten mithilfe eines CT-/MRT-Geräts, (2) Extraktion der gewünschten Struktur, Umwandlung in ein 3D-Modell und Modifikation dessen (induziert durch unterschiedliche medizinische Voraussetzungen, wie z.B. Aneurysma), (V1) & (V2) Verwendung des 3D-Modells innerhalb von Simulationssoftware zur Untersuchung der erwarteten Signale oder (R1) & (R2) Vorbereitung für den 3D-Druck für Messungen in einem echten MPI Scanner.

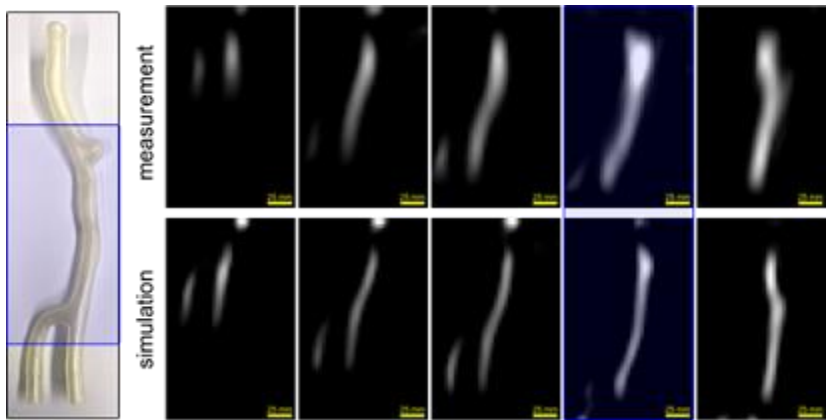


Abb. 17: Aneurysma-Phantom an verschiedenen Positionen entlang der Symmetrieachse (z-Achse) durch den realen (oben) und den virtuellen (unten) iMPI-Scanner.

Literatur

- [1] B. Gleich & J. Weizenecker, *Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles*, Nature, vol. 435(7046), pp. 1217-1217, 2005
- [2] K. Guggenberger & A.J. Krafft et al., *Intracranial Vessel Wall Imaging Framework – Data Acquisition, Processing, and Visualization*, MRI, vol. 83, pp. 114-24, 2021.
- [3] P. Vogel et al., *iMPI – portable human-sized Magnetic Particle Imaging Scanner for real-time endovascular Interventions*, PREPRINT (Version 1) available at Research Square doi:10.21203/rs.3.rs-2294644/v1, 2022.
- [4] P. Vogel et al., *Highly Flexible and Modular Simulation Framework for Magnetic Particle Imaging*, arXiv:2208.13835, 2022.
- [5] T. Reichl et al., *Highly Flexible Human Aneurysm Models for Realistic Flow Experiments with MPI and MRI*, Int J Mag Part Imag, vol. 8(1): 2203035, 2022.

FS08.02 Praxistaugliche Anforderungen an ein QMS in der Strahlentherapie und Validierung im Klinikum Görlitz

S. Menkel¹, K. Rönsch²

¹Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

²Städtisches Klinikum Görlitz, Fachbereich Strahlentherapie, Görlitz, Deutschland

Einleitung

Im Auftrag der Sächsischen Aufsichtsbehörde wurde in der Strahlentherapie des Uniklinikums Dresden ein Anforderungskatalog an ein Qualitätsmanagementsystem erarbeitet, das die Vorgaben des Strahlenschutzes erfüllt und sich am Nutzen im praktischen Einsatz orientiert.

Material & Methoden

Im ersten Teil des Vortrags wird der Anforderungskatalog vorgestellt.

Im zweiten Teil wird über eine Auditierung der Strahlentherapie am Klinikum Görlitz anhand des Anforderungskatalogs berichtet. Dabei wurden zwei Ziele verfolgt: Zum einen wurde die Praxistauglichkeit des Anforderungskatalogs bei der Beurteilung eines QMS getestet. Zweitens wurde geprüft, inwiefern das damalige bestehende Görlitzer QMS den Anforderungen bereits genügte und wo Verbesserungsmöglichkeiten bestanden. Darüber hinaus dienten die Anforderungen als Leitlinie bei der Abbildung gravierender Prozessänderungen (Wechsel des Beschleunigertyps, Einführung einer elektronischen Patientenakte) im Görlitzer QMS.

Ergebnisse

Der formulierte Anforderungskatalog hat sich im Görlitzer Praxistest bewährt. Das Audit konnte anhand des Katalogs gut strukturiert und effektiv durchgeführt werden. Das Görlitzer QMS konnte noch weiter verbessert werden, insbesondere im Hinblick auf die Nutzbarkeit im Klinikalltag.

Der Katalog kann also dazu genutzt werden, ein QMS zu erstellen, zu aktualisieren oder auf Vollständigkeit zu prüfen. Darüber hinaus eignet er sich als Basis für eine übersichtliche Darstellung des QMS, die z.B. als QM-Handbuch verwendet werden kann.

Zusammenfassung

Es wird ein Anforderungskatalog an ein QMS in der Strahlentherapie vorgestellt, der die Vorgaben des Strahlenschutzrechts erfüllt und praxisorientiert ist. Damit ist der Anforderungskatalog, so die Erwartung, gleichermaßen nützlich für Strahlentherapieeinrichtungen und ihre Aufsichtsbehörden.

AU3.01 Tonotope Latenz-Unterschiede elektrisch evozierter Hirnstammpotentiale mit Cochlea-Implantat nach Meningitis

O. Dziemba¹, F. Ihler¹

¹Universitätsmedizin Greifswald, Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenkrankheiten, Kopf- und Halschirurgie, Greifswald, Deutschland

Einleitung

Ein Patient (16 Jahre) mit bilateral-sequenzieller Cochlea-Implantat(CI)-Versorgung (MED-EL: Sonata Standard links, Concerto Standard rechts) stellte sich nach rezidivierender bakterieller Meningitis vor. Initial beschrieb der Patient eine deutliche Verschlechterung des Höreindrucks rechts, sodass das Tragen des Sprachprozessors rechts abgelehnt wurde. Sprachaudiometrisch zeigte sich beidseits keine Verschlechterung zu den Vorbefunden. Aufgrund der subjektiven Verschlechterung der CI-Leistung rechts wurde die Cochleostomie rechts als Eintrittspforte für die Meningitiden vermutet. Es erfolgte daher eine Tympanoskopie rechts zur Exploration des initial unvollständig inserierten CI-Elektrodensträgers und eine Abdichtung der Cochleostomie mit Temporalisfaszie. Die intraoperative audiologische Funktionskontrolle erfolgte mit Impedanz-, ECAP- und EBERA-Messung rechts.

Material & Methoden

Die ECAP-Messungen rechts erfolgten im AutoART und ART Modus. Im AutoART Modus wurde mit einer Phasendauer von 60 µs und einer maximalen Ladung von 40 qu gemessen. Im ART Modus wurde bis an die Compliance-Grenze mit einer Phasendauer von 50 µs gemessen.

Die Stimulation zur EBERA-Messung erfolgte in Anlehnung an Plontke et al. [1] simultan an verschiedenen jeweils benachbarten intracochleären Elektroden. Die EBERA-Ergebnisse wurden zu den Referenzwerte nach Dziemba et al. [2,3] verglichen.

Ergebnisse

Prä- und postoperativ zeigte sich eine einwandfreie technische Integrität des CIs rechts. Im Vergleich zu früheren Messungen war kein vollständiges ECAP-Schwellenprofil mehr messbar. Während die Latenzen der EBERA bei apikaler Stimulation regelrechte Latenzen zeigten, waren die Latenzen bei basaler Stimulation verlängert.

Zusammenfassung

In der Zusammenschau der Befunde zeigten sich tonotope Latenz-Unterschiede der elektrisch evozierten Hirnstammpotentiale mit CI nach rezidivierender bakterieller Meningitis. Die verlängerten Latenzen im basalen Bereich des CI-Elektrodensträgers scheinen hier plausibel zum Krankheitsbild.

Im Vortrag sollen die Messergebnisse vorgestellt und die Notwendigkeit Hersteller-spezifischer Referenzwerte insb. bei unterschiedlicher tonotoper Stimulation diskutiert werden.

Literatur

- [1] S.K. Plontke, L. Fröhlich, S. Cozma, A. Koitschev, K. Reimann, R. Weiß, G. Götze, I. Seiwert, S. Kösling, T. Rahne, Hearing rehabilitation after subtotal cochleoectomy using a new, perimodiolar malleable cochlear implant electrode array: a preliminary report, *Eur Arch Otorhinolaryngol* (2020). <https://doi.org/10.1007/s00405-020-06098-1>.
- [2] O.C. Dziemba, Referenzwerte elektrisch evozierter Potentiale zur objektiven Diagnostik des peripheren auditorischen Systems nach Cochlea-Implantat-Versorgung. Dissertation, Greifswald, 2019.
- [3] O.C. Dziemba, T. Hocke, A. Müller, EABR on cochlear implant – measurements from clinical routine compared to reference values, *GMS Z Audiol (Audiol Acoust)* 4 (2022). <https://doi.org/10.3205/zaud000023>.

AU3.02 Intraoperative Elektrocochleographie bei CI-Implantationen

S. Haumann^{1,2}, A. Büchner^{1,2}, T. Lenarz^{1,2}, R. Salcher^{1,2}

¹HNO-Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland

²Exzellenzcluster "Hearing4All", Hannover, Deutschland

Einleitung

Seit einigen Jahren können auch Patienten mit Restgehör mit einem Cochlea-Implantat (CI) versorgt werden. Es ist wünschenswert, während der Elektrodeninsertion eine intraoperative Überwachung durchzuführen, um das Restgehör während einer CI-Operation zu erhalten.

Material & Methoden

Eine vielversprechende Methode ist die Elektrocochleographie (ECoChG), die sowohl extracochleär als auch intracochleär an verschiedenen Stellen aufgezeichnet werden kann. Ziel des Monitorings ist es, kritische Schritte beim Einführen zu erkennen sowie gegebenenfalls den laufenden Einführvorgang sofort zu modifizieren. Auch für die postoperative Nachsorge der Patienten eröffnet ECoChG neue Möglichkeiten, insbesondere in der objektiven Einschätzung des Restgehörs. In diesem Vortrag werden insbesondere intraoperative intracochleäre Ableitungen mit verschiedenen CI-Herstellern präsentiert.

Ergebnisse

Erste Analysen deuten darauf hin, dass bei einer Verschlechterung des aufgezeichneten Signals eine Beeinträchtigung der Cochleafunktion durch die Elektrode erfolgt ist. Diese kann auf einer Interaktion mit der Cochlea-Mechanik oder einer traumatischen Schädigung cochleärer Strukturen beruhen. Erholt sich die Antwort durch Modifikation des chirurgischen Vorgehens, z.B. Zurückziehen der Elektrode, ist eher von einer mechanischen Interaktion auszugehen. Der Zusammenhang zwischen dem Verhalten der Signalamplitude während der CI-Elektrodeninsertion und dem späteren Erhalt des Restgehörs wird aktuell ausgiebig untersucht. Weiterhin konnten vielversprechende Zusammenhänge zwischen postoperativ gemessener ECoChG und tonaudiometrischer Hörschwelle festgestellt werden.

Zusammenfassung

Die Aufzeichnung der intracochleären ECoChG könnte somit ein vielversprechendes Instrument zur Unterstützung des Hörerhalts während einer CI-Operation sein.

AS10.01 Experimenteller Vergleich konventioneller und KI-basierter Algorithmen zur Bewegungsvorhersage für MLC-Tracking an einem MR-Linac

E. Lombardo¹, P. Z. Liu², D. E. Waddington², J. Grover², E. Wong³, M. Reiner¹, C. Belka^{1,4}, C. Kurz¹, M. Riboldi⁵, P. J. Keall^{2,3}
G. Landry¹

¹LMU Klinikum der Universität München, Strahlentherapie, München, Deutschland

²University of Sydney, Image X Institute, Sydney, Australien

³Ingham Institute of Applied Medical Research, Medical Physics, Sydney, Australien

⁴Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland

⁵Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Medizinphysik, Garching b. München, Deutschland

Einleitung

Atembewegung führt zu einer ungenaueren Bestrahlung des Tumors und einer erhöhten Dosis im gesunden Gewebe. Kombinierte Magnetresonanztomographie Linearbeschleuniger (MR-Linacs) bieten einen hohen Weichteilkontrast und ermöglichen eine Echtzeitanpassung der Bestrahlung, beispielsweise mit Hilfe von Multileaf-Kollimator(MLC)-Tracking. Um MLC-Tracking optimal zu nutzen, muss die Systemlatenz durch eine zeitliche Bewegungsvorhersage kompensiert werden. In dieser Arbeit haben wir experimentell verschiedene KI und konventionelle Modelle für die Echtzeitvorhersage von Targetschwerpunktspalten verglichen.

Material & Methoden

Die Experimente wurden an einem 1.0 T MR-Linac mit MLC-Tracking und einer gemessenen Latenz von 390 ms durchgeführt. Ein MR-sichtbares Target wurde in einem 1D-Bewegungsphantom mit Atmungskurven von acht Lungenkrebspatienten, die zuvor in einer multizentrischen Tracking-Studie verwendet wurden [1], bewegt. Vier Vorhersagemodelle wurden untersucht. Wir implementierten Long Short-Term Memory (LSTM) Netzwerke, die 1) unter Verwendung von Atmungskurven von 70 Patienten, die mit einem MRI-Linac an einer anderen Institution behandelt wurden, optimiert wurden und unverändert auf die unbekannt experimentellen Kurven angewendet wurden (*offline* LSTM), und 2) unter Verwendung derselben Trainingskohorte, aber zusätzlich in Echtzeit basierend auf der aktuellen Bewegung während der Experimente neu optimiert wurden (*offline+online* LSTM). Wir implementierten auch 3) ein lineares Regressionsmodell (LR), das in Echtzeit anhand der aktuellen Bewegung optimiert wurde (*online* LR), und 4) eine Baseline ohne Vorhersage, bei der die letzte verfügbare Targetschwerpunktspaltenposition verwendet wurde, um den MLC zu bewegen (no-predictor). Cine-MRs des Targets wurden mit 4 Hz aufgenommen und ein Template Matching Algorithmus wurde verwendet, um die Inputpositionen zu erhalten. Ein EPID wurde verwendet, um die geometrische Genauigkeit anhand des mittleren quadratischen Fehlers (RMSE) zwischen den Targetpositionen und den MLC-positionen zu quantifizieren.

Ergebnisse

Das *offline+online* LSTM lieferte die besten Ergebnisse und erreichte einen medianen RMSE von $2,8 \pm 1,2$ mm. Es schnitt signifikant besser ab als das *offline* LSTM ($3,2 \pm 1,7$ mm), die *online* LR ($3,3 \pm 1,3$ mm) und der no-predictor ($4,4 \pm 2,0$ mm).

Zusammenfassung

Unsere Experimente zeigen, dass anhand aktueller Bewegung optimierte LSTM-Netzwerke optimale Kandidaten sind, um bei der MR-geführten Strahlentherapie mit MLC-Tracking die auftretende Latenz zu kompensieren.

Anhang 1

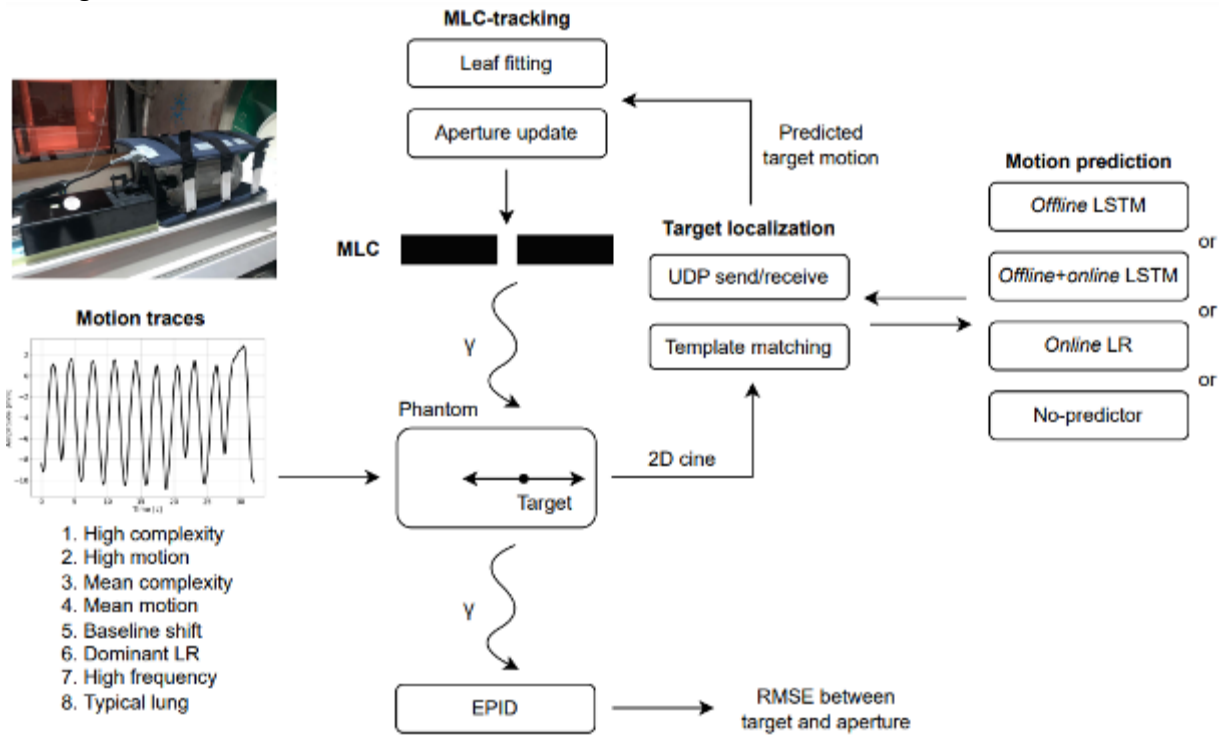


Abb.1: Experimenteller Aufbau für die MR-geführte Strahlentherapie mit MLC-Tracking und Atmungsvorhersage.

Anhang 2

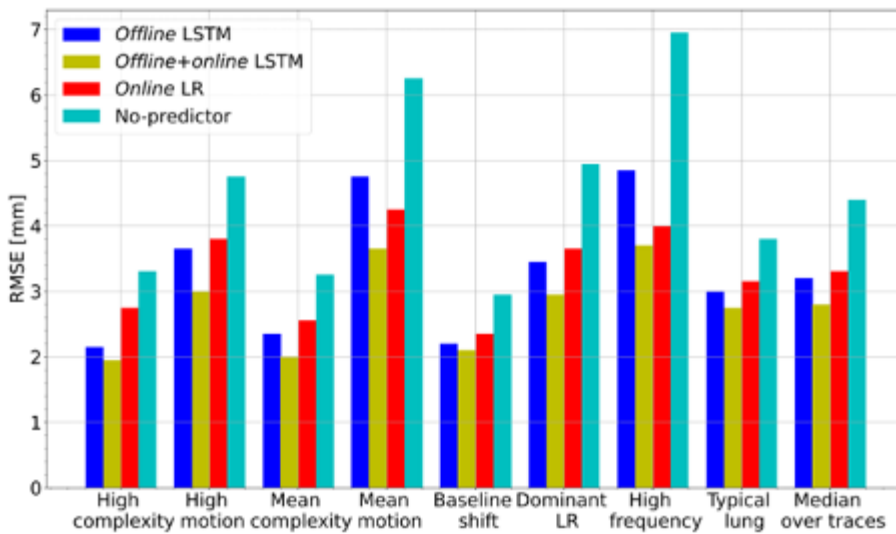


Abb. 2: Bar Plot mit den erhaltenen RMSEs für die vier untersuchten Modelle bei den acht verwendeten Atmungskurven.

Literatur

[1] Mueller et al. The markerless lung target tracking AAPM Grand Challenge (MATCH) results. Med Phys. 2022 Feb;49(2):1161-1180.

AS10.02 Deep Learning basierte Risikoorgan-Autosegmentierung für 0.35 T MRgRT von Lungenkrebspatienten

M. Ribeiro¹, S. Marschner¹, M. Kawula¹, S. Corradini¹, C. Belka^{1,2}, M. Riboldi³, G. Landry¹, C. Kurz¹

¹LMU Klinikum der Universität München, Strahlentherapie, München, Deutschland

²Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland

³LMU Klinikum der Universität München, Physik, München, Deutschland

Einleitung

Die Magnetresonanztomographiegeführte Strahlentherapie (MRgRT) ermöglicht die Anpassung von Bestrahlungsplänen an die tagesaktuelle Anatomie, sowie auch die Echtzeitverfolgung des Tumors, ohne den Patienten zusätzlicher Strahlung auszusetzen. Für die Planung oder Adaption der Behandlung müssen alle Risikoorgane (OARs) zurzeit aufwendig manuell konturiert werden. Autosegmentierung mittels Deep Learning wurde hierfür in den letzten Jahren zunehmend attraktiver. Allerdings gab es bislang keine Anwendungen für MR-Bilder (MRIs) der Thoraxregion bei der MRgRT von Lungentumoren. Diese Anwendung wurde in dieser Studie erforscht.

Material & Methoden

122 Planungs-MRIs von Patienten, die in an einem 0,35 T MR-Linac behandelt wurden, wurden für diese retrospektive Studie gesammelt. Mit einer 80/19/23 Aufteilung für Training, Validierung und Testen wurden 3D U-Nets trainiert, um rechten und linken Lungenflügel, Aorta, Spinalkanal, Ösophagus und Herz zu segmentieren. Die Evaluierung erfolgte mittels Dice- und Hausdorff-Metriken (DSC und HD). Zusätzlich wurden die netzwerkgenerierten und klinischen Konturen randomisiert einem Radioonkologen vorgelegt und von ihm bewertet.

Ergebnisse

Mit der klinischen Segmentierung als Referenz, wurden durchschnittliche DSC-Werte von 0,96, 0,06, 0,94, 0,90, 0,87 und 0,77 für rechten und linken Lungenflügel, Aorta, Herz, Spinalkanal und Ösophagus erreicht. Durchschnittliches 95. Perzentil der HD waren 4,6, 3,9, 5,8, 3,0, 2,7 und 3,7 mm. Ein Beispiel für einen Vergleich von netzwerkgenerierten und klinischen Konturen ist in Anhang 1 zu sehen. Der Radioonkologe gab den Netzwerkkonturen die besseren Noten (Skala von 0 „keine Verbesserung“ bis 4 „unbrauchbar“). 85 von 129 wurden mit „0“, 25 mit „1“, 15 mit „2“ und 4 mit „3“ bewertet. Ein Vergleich von Netzwerkkonturen (Rottöne) zu den klinischen Konturen (Blautöne) mit einer Unteraufteilung in OARs ist in Anhang 2 zu finden.

Zusammenfassung

Wir konnten 3D U-Nets mit klinischen Planungs-MRIs trainieren, deren Segmentierungen von einem Radioonkologen den klinischen Konturen gegenüber bevorzugt wurden.

Anhang 1

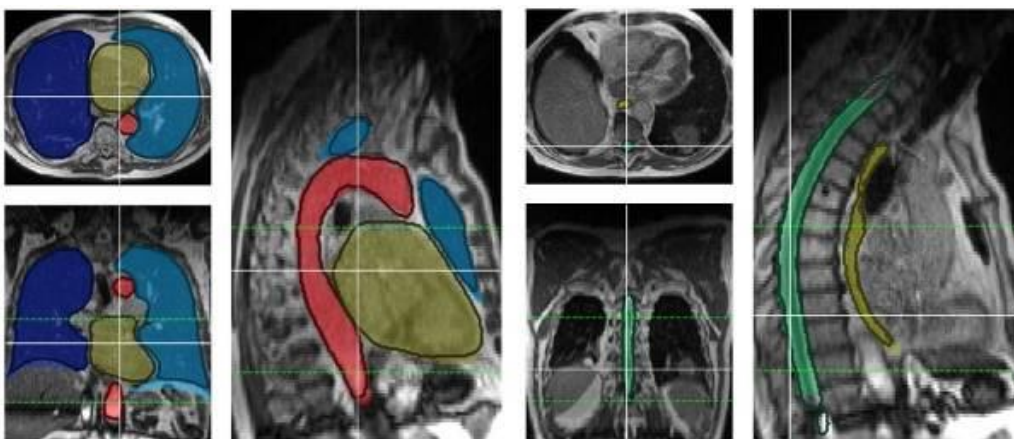


Abb.1: Beispiel einer Segmentierung. Links zu sehen: beide Lungenflügel (blau), Aorta (rot), Herz (gelb). Rechts zu sehen: Spinalkanal (grün), Oesophagus (gelb). Netzwerkgenerierte Konturen als Umrisse dargestellt, klinische Konturen als halbtransparente Masken. Die gestrichelten Linien stellen Abgrenzungen für den Bereich dar, auf denen die geometrische Evaluierung von Aorta, Spinalkanal und Ösophagus begrenzt wurde (PTV + 1,5 cm in beide Richtungen).

Anhang 2

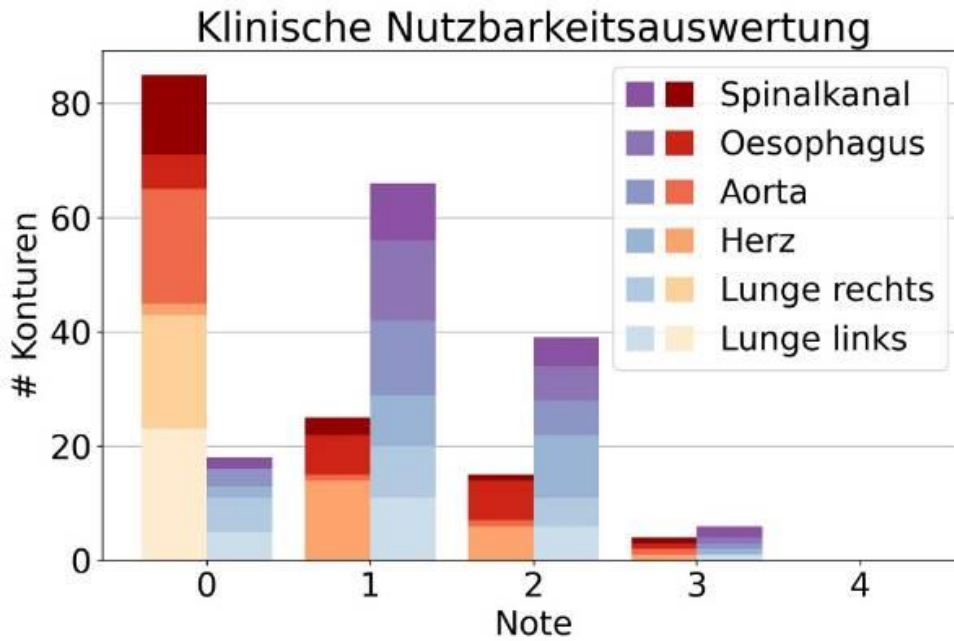


Abb.2: Bewertungen der netzwerkgenerierten (rot) und klinischen (blau) Konturen für die berücksichtigten OARs im Testset. Insgesamt wurden 258 Konturen in zufälliger Reihenfolge von einem Radioonkologen bewertet. Die Noten bedeuteten: 0 – „keine Verbesserungen notwendig“, 1 – „klinisch einsetzbar“, 2 – „kleine Korrekturen notwendig“, 3 – „größere Korrekturen Notwendig“, 4 – „unbrauchbar“.

AS10.03 Validierung der Dosisberechnung kleiner Strahlungsfelder im Bestrahlungsplanungssystem für den Unity MR-Linac

D. Mönnich¹, H. Federschmid¹, M. Schneider¹, J. Boskovic¹, O. Dohm¹, D. Thorwarth¹

¹Eberhard Karls Universität Tübingen, Universitätsklinik für Radioonkologie, Tübingen, Deutschland

Einleitung

Durch den hohen Weichteilkontrast der MRT-Bildgebung könnten MR-Linac-Hybridgeräte große Vorteile bieten, insbesondere bei der Behandlung beweglicher Zielvolumen im Becken und Abdomen. MR-geführte und online-adaptive Verfahren können genutzt werden, um zum Beispiel Lymphknotenmetastasen mit stereotaktischer Radiotherapie zu behandeln. Da solche Zielvolumen häufig sehr klein sind, bekommt die Dosimetrie kleiner Strahlungsfelder eine große Bedeutung, um das Beam-Modell des Bestrahlungsplanungssystems (TPS) zu validieren.

Material & Methoden

In dieser Arbeit wurde die Dosisberechnung kleiner Strahlungsfelder im TPS Monaco 5.51.11 im 1,5 T Magnetfeld für den Unity MR-Linac (Elekta) durch Messungen in einem Wasserphantom validiert.

Messungen von Outputfaktoren (OF), Tiefendosisverläufen (PDD) und Querprofilen wurden für Gantrywinkel 0° bzw. 270° in Tiefen bis 13 cm bzw. bis 30 cm mit einem BeamScan MR Wasserphantom (PTW) durchgeführt. Es wurde in quadratischen Feldern mit Kantenlängen zwischen 1 cm und 4 cm gemessen. Als Detektor diente ein microDiamond (PTW, Typ 60019). Kleinfeldkorrekturen des Ansprechens wurden für Kantenlängen kleiner gleich 2 cm durchgeführt [1]. Eine Anschlussmessung der Absolutdosis in einem 4×4 cm²-Feld wurde mit einer Farmer-Kammer (PTW, Typ 30013) durchgeführt.

Im TPS wurden die Dosisverteilungen in einem Modell des Wassertanks simuliert. Berechnete und gemessene Querprofile und PDDs wurden mit einem selbst entwickelten Python-Skript und einer Gamma-Analyse mit einem DTA-/Dosiskriterium von 1 mm/2% verglichen.

Ergebnisse

Es werden exemplarisch die Ergebnisse der Messungen für Gantry 0° und ein 1×1 cm²-Feld gezeigt. Die Inline-Profile (IEC Gantry-Koordinaten Y, Abb. 1) und die PDD (Abb. 3) erfüllen an allen gemessenen Punkten das Gamma-Kriterium. Die Crossline-Profile (IEC X, Abb. 2) weisen zwischen -7 mm und -11 mm markante Abweichungen zwischen berechneter und gemessener Dosis auf, sodass für das Profil in 50 mm bzw. 13 mm Tiefe ein bzw. zwei Messpunkte das Gamma-Kriterium nicht erfüllen.

Zusammenfassung

In fast allen Messpunkten stimmen die Messungen innerhalb sehr strenger Kriterien mit den vom TPS berechneten Dosiswerten überein. Abweichungen sind einseitig bei den Crossline-Dosisprofilen senkrecht zum Magnetfeld im Niedrigdosisbereich zu beobachten. Für viele klinische Anwendungen sind diese Abweichungen akzeptabel, unter anderem, da sich die Position mit dem Gantrywinkel ändert und da der Effekt mit zunehmender Tiefe abnimmt.

Anhang 1

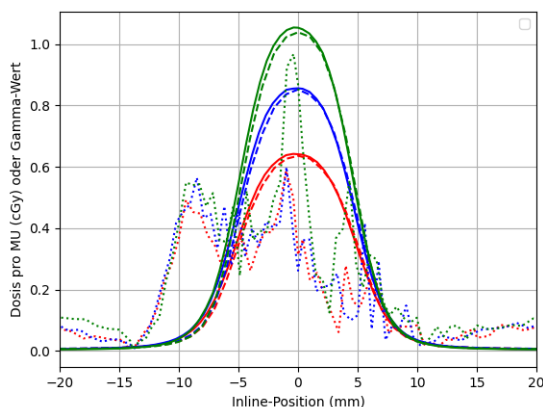


Abbildung 18: Gemessene (durchgezogen) und berechnete (gestrichelt) Inline-Querprofile in 13 mm (grün), 50 mm (blau) und 100 mm (rot) Tiefe. Die Gamma-Werte sind gepunktet dargestellt.

Anhang 2

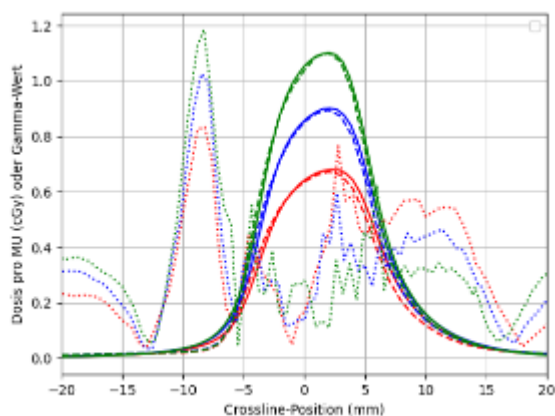


Abbildung 19: Crossline-Querprofile. Legende s. Abb. 1.

Anhang 3

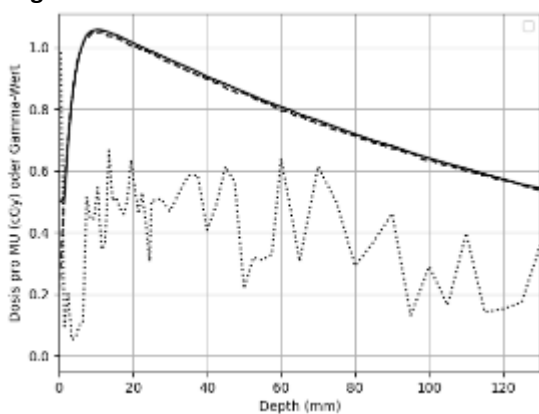


Abbildung 20: Tiefendosisverlauf auf der Zentralachse. Legende s. Abb. 1.

Literatur

- [1] **Blum, I. et al.**: The dose response of PTW microDiamond and microSilicon in transverse magnetic field under small field conditions. Phys. Med. Biol. 2021, 66.

AS10.04 Tägliche Planadaptation in der ultra-hypofraktionierten MRgRT bei Prostatakrebs: Vergleich von adaptierter und nicht-adaptierter akkumulierter Dosis

Y. Xiong¹, M. Rabe¹, M. Kawula¹, C. Rippke², L. Nierer¹, S. Klüter^{2,3}, J. Hörner-Rieber^{2,3,4,5,6}, C. Belka^{1,7}, M. Niyazi^{1,7}
S. Corradini¹, G. Landry¹, C. Kurz¹

¹LMU Klinikum der Universität München, Strahlentherapie und Onkologie, München, Deutschland

²Universität Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

³Heidelberger Institut für Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland

⁴Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Klinische Kooperationseinheit Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁵Nationales Zentrum für Tumorerkrankungen, Heidelberg, Deutschland

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

⁷Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Zentrum München, München, Deutschland

Einleitung

Die ultra-hypofraktionierte adaptive Magnetresonanztomographie-geführte Strahlentherapie (MRgRT) ist eine vielversprechende Behandlungsmethode für Prostatakrebs. Die Online-Adaptation ermöglicht die Anpassung des Baseline-Plans an die tägliche Patientenanatomie. Die tatsächliche Auswirkung auf die Zielvolumenabdeckung und die Schonung der Risikoorgane (OAR) auf Ebene der akkumulierten Dosis wurde bisher jedoch nicht untersucht. Unter Verwendung deformierbarer Bildregistrierung (DIR) wurde die applizierte adaptierte mit der simulierten nicht-adaptierten akkumulierten Dosis verglichen.

Material & Methoden

In diese Studie wurden 13 Prostatakrebspatienten eingeschlossen, die mit 5×7,5 Gy an einem 0,35 T MR-Linac behandelt wurden. Die MRT-Fraktionsbilder wurden mit einer Forschungsversion des RayStation-Bestrahlungsplanungssystems deformierbar auf das Planungs-MRT-Bild registriert. Anschließend wurden nicht-adaptierte und adaptierte Fraktionsdosen mit den entsprechenden Vektorfeldern deformiert und akkumuliert. Zwei DIR-Ansätze wurden implementiert. Für den Vergleich wurden PTV* (PTV minus einer 2 mm Erweiterung der Harnröhre) $D_{95\%}$, CTV* (CTV minus Harnröhre) $D_{98\%}$ sowie OARs (Harnröhre, Blase und Rektum) $D_{0,2cc}$ ausgewertet.

Ergebnisse

Im Durchschnitt ($\pm 1\sigma$) verbesserte sich die PTV* $D_{95\%}$ nach der Adaptation im Vergleich zur nicht-adaptierten Dosis um $(4,5 \pm 1,4)\%$ (Abb. 1), und die CTV* $D_{98\%}$ um $(2,4 \pm 1,5)\%$, normiert auf den Baseline-Plan. Die Blasen $D_{0,2cc}$ verringerte sich um $(0,5 \pm 0,7)\%$, die Harnröhren $D_{0,2cc}$ um $(1,0 \pm 0,3)\%$ (Abb.2), während die Rektum $D_{0,2cc}$ um $(5,4 \pm 1,7)\%$ zunahm. Für alle Patienten lag die Rektum $D_{0,2cc}$ jedoch unterhalb der klinisch zulässigen Maximaldosis. Die Ergebnisse beider DIR-Ansätze unterschieden sich im Durchschnitt um nur 0,1%.

Zusammenfassung

Die durch Adaptation erzielten durchschnittlichen Verbesserungen der CTV-Abdeckung und der Schonung der OARs sind in der ultra-hypofraktionierten MRgRT bei Prostatakrebs begrenzt. Für einzelne Patienten mit starken anatomischen Veränderungen spielte die Adaptation jedoch eine entscheidende Rolle. Eine Analyse zusätzlicher Patientenfälle aus einer zweiten Institution wird auf der Konferenz präsentiert werden.

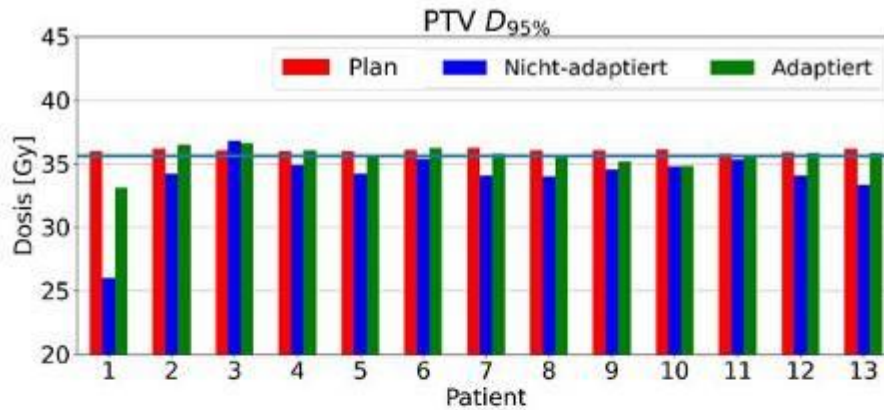


Abb.1: Balkendiagramme der PTV $D_{95\%}$ für die geplante, die nicht-adaptierte und die adaptierte akkumulierte Dosis jedes Patienten. Die horizontale Linie zeigt die geplante Zielvolumendosis von 95% der Verschreibung (35,63Gy).

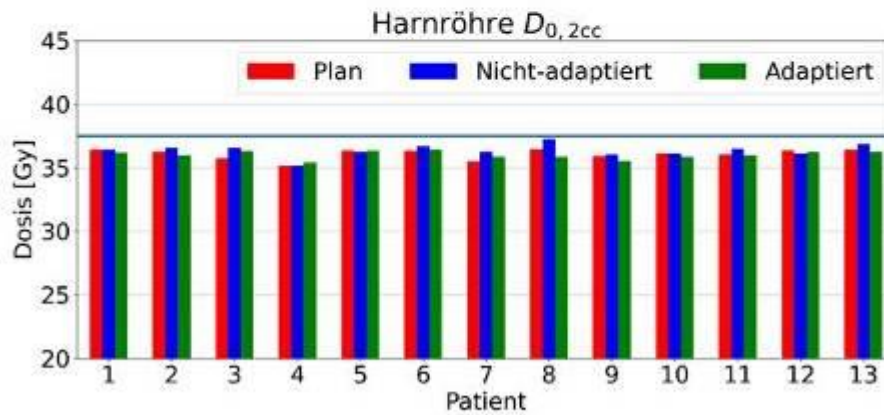


Abb.2: Balkendiagramme der Harnröhre $D_{0,2cc}$ für die geplante, die nicht-adaptierte und die adaptierte akkumulierte Dosis jedes Patienten. Die horizontale Linie zeigt die maximale zulässige Dosis von 37,5 Gy.

AS10.05 Bestrahlungsplanverifikation mit einem Diodenarray am 0.35 T MR-Linac im Vergleich zur FilmDOSimetrie

F. Schlüter^{1,2}, C. Rippe^{1,2}, C. K. Renkamp^{1,2}, C. Buchele^{1,2}, S. Klüter^{1,2}

¹Heidelberg University Hospital, Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

²National Center for Radiation Oncology (NCRO), Heidelberg Institute of Radiation Oncology (HIRO), Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die Verifikation von Bestrahlungsplänen am 0.35 T MR-Linac (Viewray, Denver, USA) kann mit unterschiedlichen MR-kompatiblen Messmitteln erfolgen. Zu den gängigsten Verfahren zählen die FilmDOSimetrie sowie die Messung mit Detektoren. Während die FilmDOSimetrie eine hochauflösende Bestimmung von Dosisverteilungen ermöglicht, ist die Messung mit Detektoren häufig praktikabler und ermöglicht schnellere Auswertungen. Da MR-geeignete Varianten herkömmlicher Detektoren anfänglich nicht verfügbar waren, erfolgte die Bestrahlungsplanverifikation zunächst mit Filmen. Zur Validierung des MR-kompatiblen Delta⁴-Phantom+ MR (ScandiDos, Uppsala, Schweden) wurden Vergleichsmessungen zur FilmDOSimetrie durchgeführt und die Ergebnisse angesichts gängiger Plankomplexitäts-Metriken untersucht.

Material & Methoden

Es wurden 40 Step-and-Shoot-IMRT Patientenpläne von typischen Bestrahlungsregionen (Prostata, Leber, Lunge, Lymphknoten) ausgewählt und im Delta⁴-Phantom (Zylinderphantom mit orthogonalen Diodenarrays) sowie mit Gafchromic radiochromen EBT3-Filmen (Ashland Advanced Materials, Bridgewater NJ, USA) im RW3-Plattenphantom gemessen. Die Detektoren des Delta⁴-Phantoms haben eine Abmessung von 20x20 cm² und eine Auflösung von 1 cm sowie 0.5 cm im 6x6 cm² hochauflösendem Bereich. Die Filme wurden mittels Multichannel-Methode mit Korrektur der Interscanvariabilität und des Scanner-Parabel-Effekts kalibriert. Die gemessenen Dosisverteilungen wurden mit einer 3D-Gammaanalyse (lokal, 2%/2mm, 20% Dosischwelle) mit den berechneten Dosisverteilungen verglichen. Außerdem wurde untersucht, ob Korrelationen zwischen den Ergebnissen der Gammaanalyse und der Anzahl Monitoreinheiten pro Segment, dem Modulationsfaktor sowie der Aperture Irregularity (beides nach Du et al, 2014) bestehen. Dazu wurden Pearson-Korrelationskoeffizienten und p-Werte ermittelt.

Ergebnisse

Beim Vergleich beider Messmittel zeigten sich gute Übereinstimmungen in den Ergebnissen der Gammaanalysen. Das Delta⁴-Phantom erwies sich als sehr robust (MW: 95,8%, SD: 3,5%), während bei der FilmDOSimetrie häufiger Ausreißer beobachtet wurden (MW: 93,9%, SD: 5,5%). Eine Korrelation zwischen Plankomplexitäts-Metrik und dem Ergebnis der Gammaanalyse konnte nur beim Modulationsfaktor bei Messungen im Delta⁴-Phantom festgestellt werden, während die anderen Plankomplexitäts-Metriken keine signifikanten linearen Zusammenhänge zeigten.

Zusammenfassung

Die Verifikation von Bestrahlungsplänen am MR-Linac mit Delta⁴-Phantom und Filmen erzielte vergleichbare Ergebnisse. Das Delta⁴-Phantom ist deshalb für die klinische Nutzung validiert und wird seitdem in der Routine eingesetzt.

Anhang1

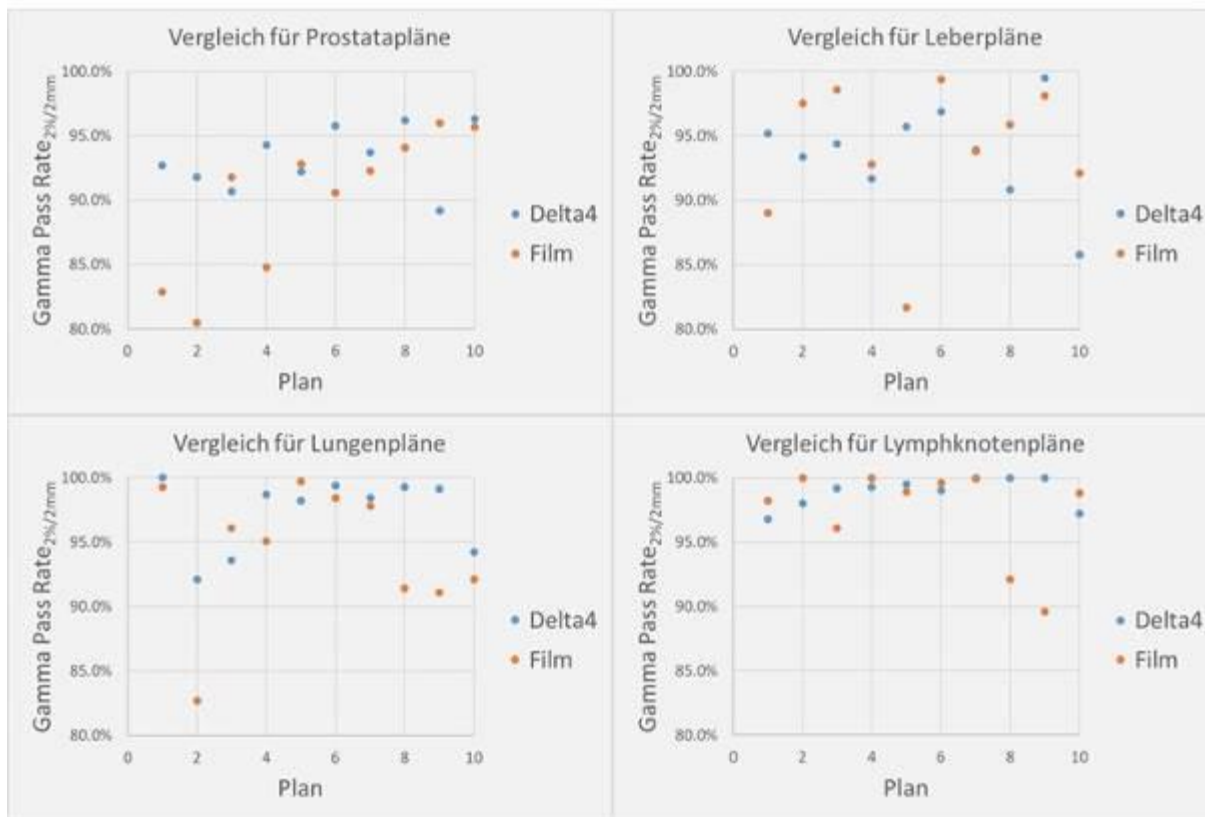


Abb.1: Vergleich der Gamma Pass Rate bei Messung mit Delta⁴-Phantom und Film

Anhang 2

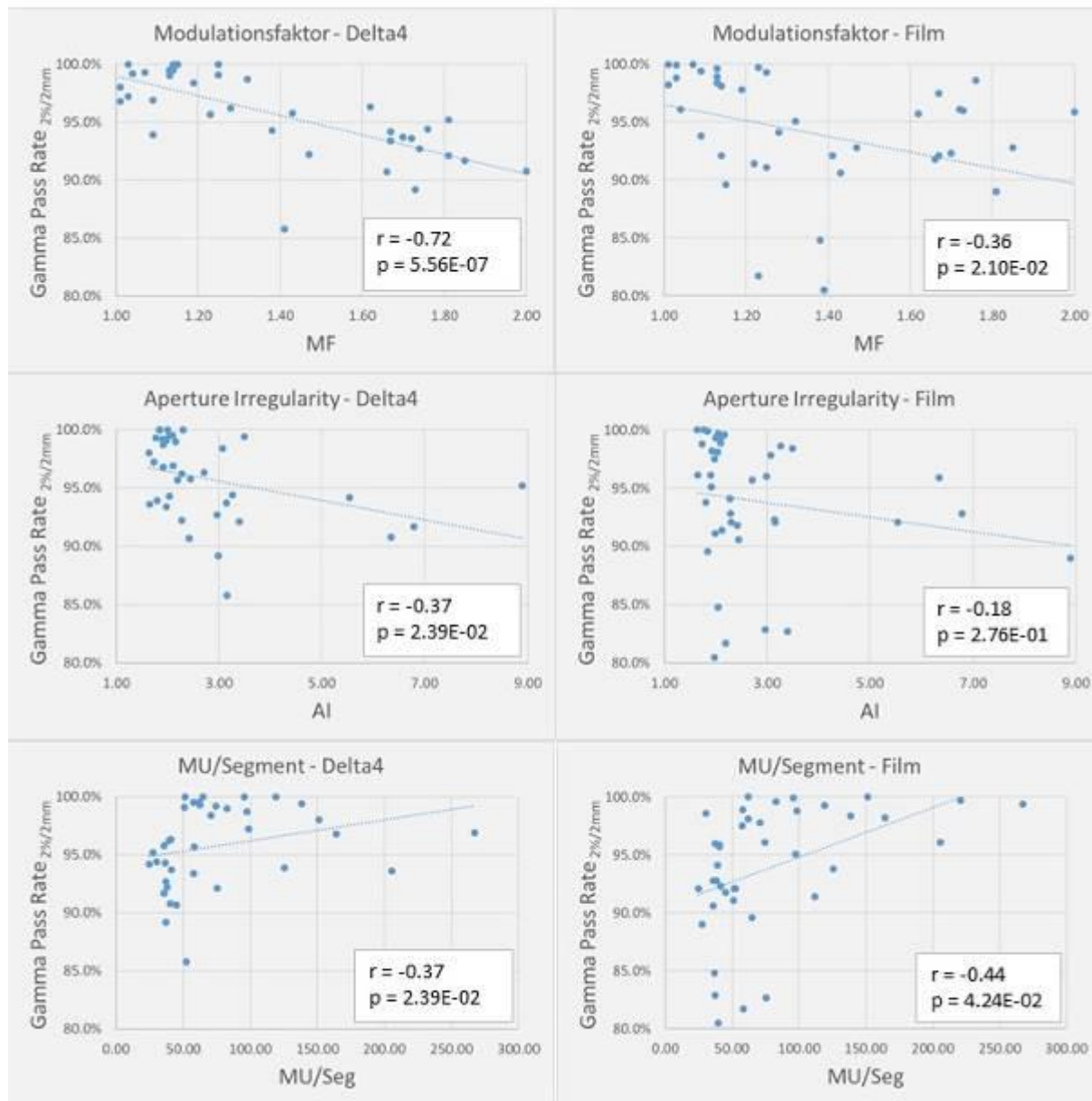


Abb.2: Gamma Pass Rate in Abhängigkeit von Plankomplexitäts-Metriken

AS10.06 Leaf-individuelle Kalibrierung eines double-stack Multilamellenkollimators

C. Rippke^{1,2,3,4}, C. K. Renkamp^{1,2,3}, C. Attieh⁵, F. Schlüter^{1,2,3}, C. Buchele^{1,2,3,4}, J. Debus^{1,2,3,4,6,7,8,9}, M. Alber^{1,2,3,4}, S. Klüter^{1,2,3}

¹Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

²Heidelberger Institut für Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland

³National Center for Radiation Research in Oncology (NCRO), Heidelberg, Deutschland

⁴Medizinische Fakultät Universität Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

⁵Viewray Inc., Denver, CO, Vereinigte Staaten

⁶National Center for Tumor Diseases, Heidelberg, Deutschland

⁷Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

⁸Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Heidelberg, Deutschland

⁹Klinische Kooperationseinheit Strahlentherapie, Deutsches Krebsforschungszentrum, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Bei online adaptiver SBRT werden hohe Dosen in wenigen Fraktionen appliziert, ohne dass die adaptierten Fraktionen durch patienten-individuelle Messungen verifiziert werden können. Daher müssen alle Maschinenparameter optimal zu den Berechnungsparametern passend eingestellt werden. Verschiedene neuere Bestrahlungsgeräte verfügen über einen double-stack Multilamellenkollimator (MLC) zur Strahlformung. Fehler in der Lamellenposition führen direkt zu Fehlern in der Bestrahlung durch Outputfaktor- und Positionsänderungen der applizierten Dosis. Aktuell gibt es keine etablierte strahlbasierte double-stack MLC-Kalibrieremethode für den 0.35 T MR-Linac.

Material & Methoden

Am 0.35 T MR-Linac (Viewray, Denver, CO, USA) wurden die MLC Lamellenpositionen für beide single-stacks aus den vier Kardinalwinkeln mit Picket-Fence-Prüfmustern an Messpositionen über das ganze Bestrahlungsfeld für alle Lamellen aus beiden Bewegungsrichtungen auf radiochromen EBT3-Filmen (Ashland Advanced Materials, Bridgewater NJ, USA) mithilfe eines in-house entwickelten Matlab-Skripts ausgewertet. Die Genauigkeit der Methode und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse wurden evaluiert. Der Effekt der MLC Positionierungsfehler wurde für eine gemessene Outputfaktorkurve und einen klinischen Patientenplan charakterisiert.

Ergebnisse

Alle Positionen in der Motorschritt – Positionskalibrierdatei wurden in einer Lamellen-individuellen MLC Kalibrierung (LIMKA) optimiert. Die resultierende mittlere Genauigkeit des double-stacks betrug 0.2 ± 0.1 mm für X1 (linke Bank) und 0.2 ± 0.2 mm für X2 (rechte Bank) über alle Winkel. Die Genauigkeit der Evaluation der Lamellenpositionen war 0.2 mm (95% Konfidenzniveau). Die MLC Kalibrierung war über vier Monate stabil. Kleine Fehler der MLC Lamellenposition (z.B. 1.2 mm Feldgrößenreduktion) führten zu relevanten Dosisfehlern (-5.8 %) für kleine quadratische Felder von 0.83×0.83 cm². Diese Änderung in der single-stack Positionierungsgenauigkeit kann für hoch modulierte klinische Behandlungspläne im „worst case“ Szenario eine PTV D95% Veränderung von -6.0 % bewirken.

Zusammenfassung

Lamellenposition, Gantrywinkel und Lamellenbewegungsrichtung können die Positionsgenauigkeit der MLC-Lamellen beeinflussen. Auch Lamellenpositionierungsfehler im single-stack führen zu relevanten Dosisänderungen. LIMKA ist eine neue strahlbasierte double-stack MLC Kalibrieremethode, die die Bestrahlungsgenauigkeit aus vier Winkeln und für alle beweglichen Lamellen optimiert.

AS11.01 Validierung von individualisierten 3D-Druck-Phantomen am Beispiel einer CT-Untersuchung an einer schwangeren Patientin

P. Kunert¹, H. Schlattl¹, S. Trinkl¹, A. Giussani¹, D. Reichert², G. Brix¹

¹Bundesamt für Strahlenschutz, Oberschleißheim, Deutschland

²Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Halle (Saale), Deutschland

Einleitung

Bei medizinisch indizierten Strahlenanwendungen an Schwangeren kommt dem Strahlenschutz des Ungeborenen ein hoher Stellenwert zu. Um Strahlenrisiken in der späteren Schwangerschaftsphase bewerten zu können, ist eine möglichst genaue Dosisabschätzung für den Fötus erforderlich. Neben der aufwändigen Simulation an virtuellen Phantomen eignen sich dafür auch Messungen an anthropomorphen Phantomen. Konventionelle anthropomorphe Phantome repräsentieren allerdings nur Frauen mit standardisierten Körpermaßen und nicht die individuellen Gegebenheiten während der Schwangerschaft. In dieser Studie wurde ein anthropomorphes Phantom auf Basis eines virtuellen Phantoms einer Schwangeren mittels 3D-Druck-Technologie hergestellt und anhand von Monte-Carlo-Simulationen am Beispiel eines CT-Scans evaluiert.

Material & Methoden

Mittels eines Fused-Deposition-Modelling (FDM)-Druckers mit mehreren Druckköpfen wurde das Abdomen einer Schwangeren in der 25. Woche entsprechend den Mesh-Daten eines virtuellen Phantoms [1] schichtweise gedruckt. Berücksichtigt wurden dabei neben dem Weichteilgewebe auch das mütterliche und das fetale Skelett durch die Verwendung unterschiedlicher gewebeäquivalenter Materialien [2]. Durch die Kombination mit einem konventionell hergestellten anthropomorphen Frauen-Phantom (Atom Model 702; CIRS inc., Norfolk, USA) entstand das Ganzkörper-Phantom einer schwangeren Frau. Dieses wurde in allen relevanten Organen mit Thermolumineszenz-Dosimetern (TLDs) bestückt, um die Dosisverteilung bei einem Ganzkörper-CT-Scan zu erfassen. Darüber hinaus wurde die Dosisverteilung anhand der Voxel-Version des virtuellen Phantoms mittels EGSnrc simuliert.

Ergebnisse

Das 3D-gedruckte Abdomen ist hinsichtlich seiner Bildkontraste und Anatomie kompatibel mit dem konventionellen anthropomorphen Phantom (Weichteilkontraste: 14 ± 30 HU vs. 24 ± 20 HU). Die gemessenen TLD-Dosiswerte in Bereichen des 3D-gedruckten Abdomens (Uterus, Blase, Fruchtwasser) und in durch die gedruckten Strukturen eindeutig lokalisierbaren fetalen Organen (Augen, Hirn, Lunge) stimmten unter Berücksichtigung der Unsicherheiten gut mit den Ergebnissen der Monte-Carlo-Simulation überein.

Zusammenfassung

Mit Hilfe der FDM-Technologie lassen sich Körperphantome mit realistischen Schwächungs- und Absorptionseigenschaften kostengünstig herstellen. Das bietet die Möglichkeit strahlenphysikalische Untersuchungen gezielt für vulnerable Patienten, wie z.B. schwangeren oder korpulenten Personen, durchzuführen, die nicht adäquat mittels kommerziell verfügbarer anthropomorpher Phantome charakterisiert werden.

Literatur

[1] Maynard, M.: The UF Family of hybrid phantoms of the pregnant female for computational radiation dosimetry, *Physics in Medicine & Biology*, 59 (2014), 4325

[2] Kunert, P.: Tissue equivalence of 3D printing materials with respect to attenuation and absorption of X-rays used for diagnostic and interventional imaging, *Medical Physics*, 49 (2022), 7766

AS11.02 Strahlendosis der Myelographie bei spontaner intrakraniellen Hypotension: eine retrospektive Leckagetyp-spezifische Analyse der digitalen Subtraktionsmyelographie im Vergleich zur dynamischen CT-Myelographie

T. Schürmann¹, T. Stein¹, A. Rau^{1,2}, F. Bamberg¹, H. Urbach², N. Lützen²

¹Universitätsklinikum Freiburg im Breisgau, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Freiburg im Breisgau, Deutschland

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

Einleitung

Um bei spontaner intrakranieller Hypotension (SIH) eine Liquorleckage im Spinalkanal zu lokalisieren, sind die digitale Subtraktionsmyelographie (DSM) und die dynamische CT-Myelographie (dCTM) gängige Verfahren [1], welche jedoch mit einer relevanten Strahlenexposition verbunden sind [2]. Ziel dieser Studie ist die Quantifizierung der Strahlenexposition und des diagnostischen Werts der DSM und dCTM zur Detektion der ventralen (Typ I) und lateralen (Typ II) Duraleckage [1, 3].

Material & Methoden

Es wurden retrospektiv 60 Patienten mit Typ I (n=29) und Typ II (n=31) Liquorleckagen eingeschlossen [3], die eine DSM erhalten haben. Bei negativem Befund in der DSM erfolgte eine dCTM. Die Exposition wurde durch die effektive Dosis quantifiziert: für die DSM-Studien mittels Dosisflächenprodukt (DFP) und Konversionsfaktoren ($k_{\text{mean}} = 0,0023 \text{ mSv}/[\text{cGy}\cdot\text{cm}^2]$ für Typ I und $k_{\text{mean}} = 0,0038 \text{ mSv}/[\text{cGy}\cdot\text{cm}^2]$ für Typ II) [4], für die dCTM-Studien mittels Dosislängenprodukt (DLP) und eines Konversionsfaktors ($k = 0,014 \text{ mSv}/[\text{cGy}\cdot\text{cm}^2]$ für Typ I und Typ II) [5]. In Einzelfällen wurde in der DSM eine Dosisvolumentomographie (DVT) ergänzt (eff. Dosisberechnung mit $k = 0,0019 \text{ mSv}/[\text{cGy}\cdot\text{cm}^3]$ für Typ I (n=2) und Typ II (n=3)) [6].

Ergebnisse

Die mediane eff. Dosis der DSM-Studien (Typ I: 9,0 mSv Typ II: 1,9 mSv) war signifikant ($p < 0,05$) geringer als die der dCTM-Studien (Typ I: 35,4 mSv, Typ II: 7,1 mSv) (Abb.1). Die Detektionsrate der dCTM im Vergleich zur DSM war für Typ I um 17,2% und für Typ II um 18,0% höher (Abb.2). Ein hoher BMI war mit einer erhöhten eff. Dosis in der DSM assoziiert (Abb.2 C) und D); Typ I: $R^2 = 0,36$, Typ II: $R^2 = 0,42$). Die DVT lieferte mit nur einer zusätzlichen eff. Dosis von 4,0 mSv (1,2-4,9 mSv) einen wertvollen Beitrag zur Identifizierung der Leckagetypen.

Zusammenfassung

Die Strahlenexposition der DSM ist gegenüber der dCTM zur Detektion von Typ I und II Leckagen bei SIH geringer und zu bevorzugen. In 17,2% bzw. 22,6% der Fälle ist jedoch der strahlenintensive Einsatz der dCTM zur Leckagedetektion notwendig. Neue Myelographietechniken wie DVT haben das Potential, die Diagnosesicherheit zu erhöhen und gleichzeitig die Gesamtdosis zu reduzieren.

Anhang 1

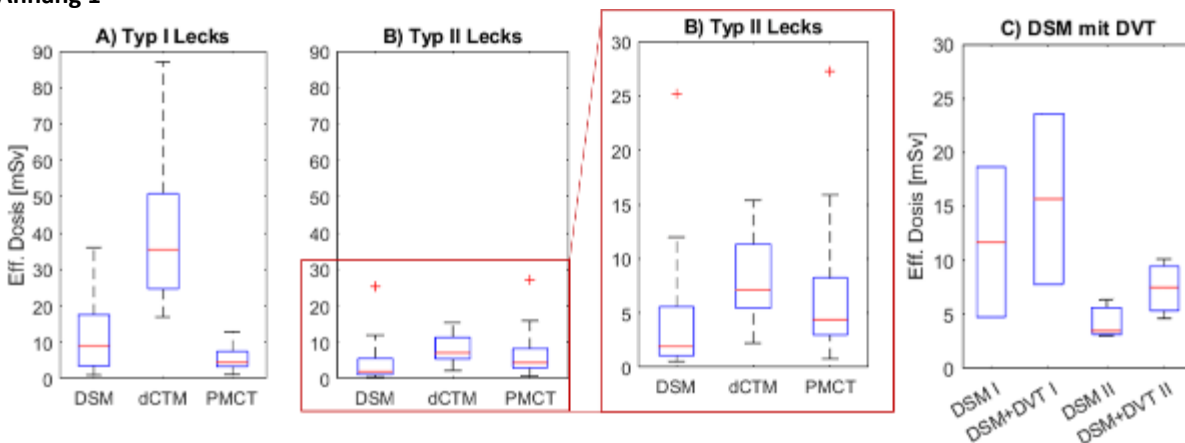
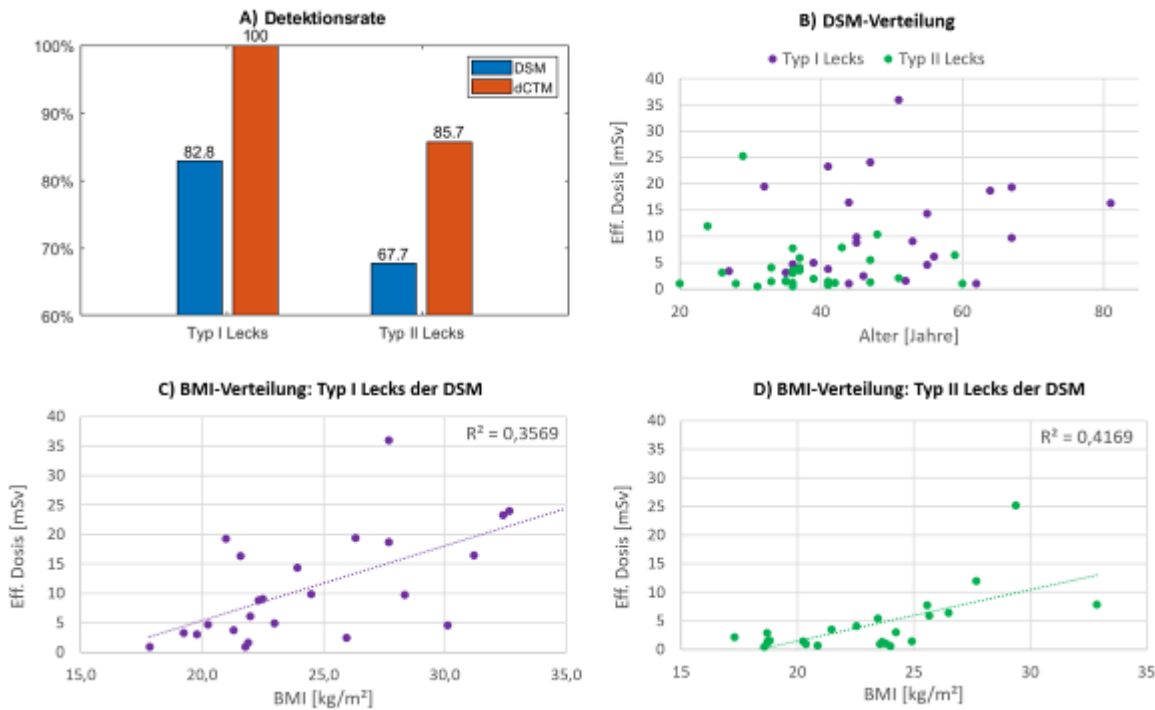


Abb.1: Effektive Dosis der digitalen Subtraktionsmyelographie (DSM), dynamischen CT-Myelographie (dCTM) und post Myelographie-CT (PMCT) für Typ I und Typ II Leckagen (A & B). Zusätzlich sind die effektiven Dosen der kombinierten Untersuchungsmethode mittels DSM und DVT aufgezeigt (C).

Anhang 2

Abb.2: A)



Detektionsrate der DSM und dCTM im Vergleich. B) Anhand der Verteilung der eff. Dosis und des Alters bezüglich der Patientenfälle kann noch der biologische Faktor der Strahlensensitivität herangezogen werden. C) & D) Ver-

teilung der eff. Dosis für DSM in Abhängigkeit vom BMI.

Literatur

- [1] Luetzen, N. et al. NR 11/2021
- [2] Nicholson, P. J. et al. CNR 09/2021
- [3] Farb, R.I. et al. AJN 03/2019
- [4] Gosch, D. et al. RöFo 09/2007
- [5] Christner, J. A. et al. AJR 04/2010
- [6] Meiboom, F. M. et al. PLOS ONE 04/2021

AS11.03 Messung der Organ-Äquivalentdosis der Augenlinse der Untersucher bei radiologischen Interventionen

K. Zaplata¹, S. Kaupa¹, M. Reinert¹, M. Fiebich²

¹Klinikum Fulda gAG, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Fulda, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

Einleitung

Laut § 66 Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) [1] ist die Organ-Äquivalentdosis der Augenlinsen beruflich strahlenexponierter Personen zusätzlich zur routinemäßigen Personendosimetrie zu messen, falls vorzusehen ist, dass eine Überschreitung von 15 mSv/Jahr zu erwarten ist. Zur Ermittlung der jährlichen Dosisbelastung der Augenlinsen bei radiologischen Untersuchungen und Interventionen wurden Messungen im Rahmen von klinischen Anwendungen direkt am Untersucher durchgeführt.

Material & Methoden

Die klinische Dosismessung erfolgte für radiologische Interventionen in der digitalen Subtraktionsangiografie (DSA), für kardiologische Interventionen im Herzkatheterlabor (HKL) sowie bei Durchleuchtungen im Rahmen operativer Eingriffe in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie (OU-OP). Dazu wurden zehn ärztliche Mitarbeiter mit OSL-Dosimetern an repräsentativen Messpositionen ausgestattet und während der klinischen Anwendung überwacht. Die Strahlenbelastung der Untersucher im Rahmen der Messungen wurde zusätzlich mittels Dosisflächenprodukt (DFP) dokumentiert. Der Bezug der gemessenen Dosiswerte auf das durch die Anwendungen applizierte DFP ermöglicht eine Abschätzung der jährlichen Augenlinsendosis der Untersucher. Die Abschätzung erfolgt auf Basis der im Rahmen eines Kalenderjahres applizierten DFP pro Mitarbeiter.

Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt die aus den Messungen und den im Jahr pro Mitarbeiter durchschnittlich applizierten DFPs ermittelte jährliche Dosisbelastung der Augenlinse der Untersucher aus den analysierten Bereichen DSA, HKL und OU-OP. Mit ca. 8 mSv/Jahr liegt der höchste klinisch gemessene Wert mehr als ein Faktor zwei unterhalb des gesetzlich festgelegten Grenzwertes von 20 mSv/Jahr. Für acht der zehn untersuchten Szenarien liegen die ermittelten Werte der jährlichen Augenlinsendosis unterhalb von 2 mSv/Jahr.

Zusammenfassung

Auf Grundlage von Messungen an Untersuchern aus drei klinischen Abteilungen erfolgte eine Abschätzung der jährlichen Augenlinsendosisbelastung. Die Ergebnisse zeigen, dass eine Überschreitung des gesetzlich festgelegten Grenzwertes unter klinischen Bedingungen sehr unwahrscheinlich ist. Besonders in den Bereichen HKL und OU-OP ist keine zusätzliche Messung der Augenlinsendosis nach § 66 StrlSchV notwendig.

Literatur

[1] *Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung. StrlSchV. Bundesgesetzblatt Jahrgang 2018 Teil I Nr. 41, ausgegeben zu Bonn am 5. Dezember 2018*

Anhang

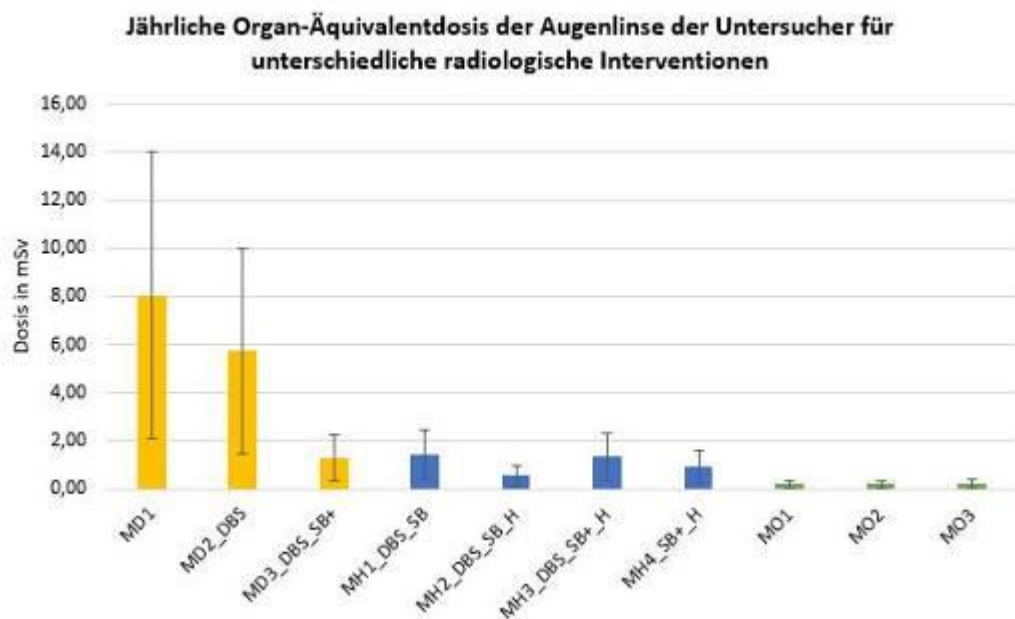


Abb. 21: Abbildung 1: Jährliche Dosisbelastung der Augenlinse der Untersucher für radiologische Interventionen in den Anwendungsgebieten DSA (gelb), im HKL (blau) und im unfallchirurgischen OP (grün). Die Kürzel bezeichnen die verwendet Strahlenschutzmittel deckenmontierte Bleiglasscheibe (DBS), Strahlenschutzbrille (SB) und Strahlenschutzhaube (H)

AS11.04 Ein semi-empirischer Ansatz für die Simulation von Patiententischen für die personalisierten Dosimetrie in der Computertomographie (CT)

M. L. Kuhlmann^{1,2}, S. Pojtinger¹, S. Ketelhut¹

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

²Technische Universität Dortmund, physics, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Hochpräzise Monte-Carlo (MC)-Simulationen sind für Scanner- und Patientenspezifische CT-Dosimetrie von größter Bedeutung. Voraussetzung hierfür ist ein detailliertes Modell des verwendeten CT-Scanners. Eine große Herausforderung stellt der Patiententisch dar, der die Photonenstrahlung erheblich abschwächt. Die Zusammensetzung des Tisches, und damit die Abschwächung der Strahlung, ist normalerweise unbekannt. Um diesem Problem zu begegnen, wurde eine semi-empirische Methode zur Modellierung des Patiententisches entwickelt. Dies geschah im Rahmen der Validierung einer neu implementierten Teilchenquelle für die Berechnung von CT-Dosisverteilungen.

Material & Methoden

Die vorgestellte Methode basiert auf einem Vergleich von MC-Simulationsergebnissen und Dosismessungen, die an einem klinischen CT-Scanner (Optima CT 660, GE Healthcare, US) durchgeführt wurden. Die Schwächung des Patiententisches wurde experimentell über das Verhältnis der Luftkerma an der Oberseite $K_{\text{exp}}(p12)$ und Unterseite $K_{\text{exp}}(p6)$ eines PMMA-Körperphantoms (Abb.1) charakterisiert:

$$K_{\text{exp}} = K_{\text{exp}}(p6)/K_{\text{exp}}(p12)$$

Die Simulationen wurden mit identischem Aufbau für eine Reihe unterschiedlicher Dichten des aus kohlenstofffaserverstärktem Kunststoff modellierten Patiententisches durchgeführt. In Abb.2 sind die simulierten Werte K_{sim} gegen die Tischdichten aufgetragen. Der Schnittpunkt der linearen Regression von K_{sim} mit K_{exp} wurde als die optimale Dichte des Tisches angenommen.

Zur Validierung wurde die durch den Patiententisch verursachte Abschwächung des primären Photonenstrahls über ein winkelabhängiges Tischschwächungsprofil gemessen. Zusätzlich wurde das winkelanhängige Tischschwächungsprofil mit dem oben beschriebenen Tischmaterial und der ermittelten Dichte simuliert (vgl. Abb.3).

Ergebnisse

Die Dichte mit der besten Übereinstimmung mit dem Experiment ist eine Tischdichte von $\rho = 2,142 \text{ g/cm}^3$. Die Abweichungen des Tischschwächungsprofils zwischen Messungen und Simulationen im zentralen Bereich des Tisches betragen im Durchschnitt 2 %. Die großen Abweichungen im Bereich des Tischrandes sind auf eine zu kleine räumliche Auflösung in der Messung zurückzuführen.

Zusammenfassung

Es wurde eine Methode zur Modellierung der Schwächungseigenschaften einer CT-Patiententisches entwickelt. Die Validierung zeigte eine gute Übereinstimmung mit den experimentellen Ergebnissen, womit die Methode zur generischen Modellierung von CT-Scannern für die personalisierte CT-Dosimetrie geeignet ist.

Abb.1: Simulierte Dosisverteilung im CTDI-Phantom (links). Messaufbau (rechts).

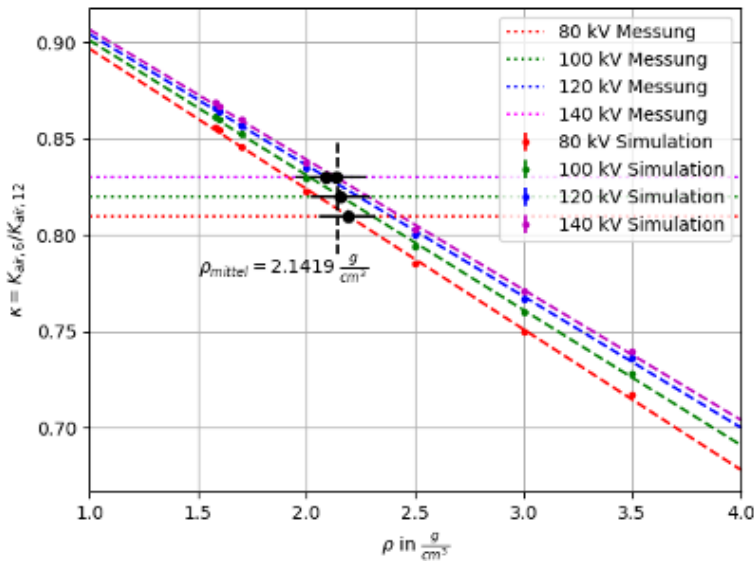


Abb.2: Grafische Darstellung der Tischdichtenbestimmung. Die Grafik zeigt die simulierten dichteabhängigen Luftkerma-Verhältnisse K_{sim} und die bestimmten linearen Regressionen für die vier verschiedenen Röhrensparnungen. Die horizontalen Linien zeigen die gemessenen Werte K_{exp} .

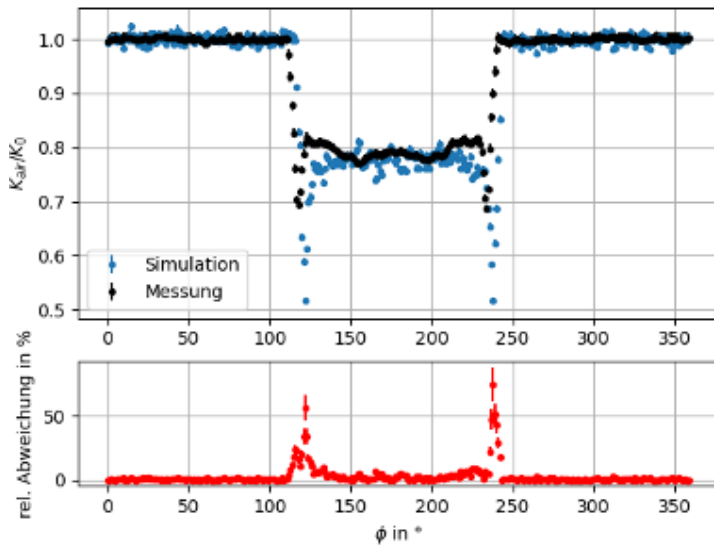
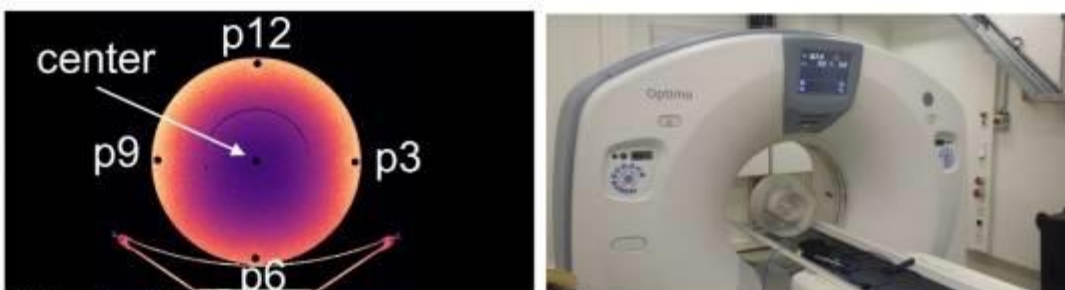


Abb.3: Simulierte und gemessene winkelabhängige Tischschwächungsprofil für eine Röhrensparnung von 120 kV (oben). Abweichung der Messung relativ zur Simulation (unten).



AS11.05 Evaluation of the IVIsScan detector for systematic dosimetric quality control including wide radiation beam for computed tomography and cone beam Cone Beam CT for radiotherapy

C. Popotte^{1,2}, N. Guillochon¹, M. Balde¹, M. Munier¹

¹FIBERMATRIX, Straßburg, Frankreich

²INSERM, U1296, Lyon, Frankreich

Aims

With the advent of multi-detector scanners, z-axis collimations have increased up to 160mm. In addition, Image Guided Radiotherapy (IGRT) based on Cone-Beam CT (CBCT) with collimations up to 400mm is often used for patient's positioning in highly accurate radiotherapy treatments. The literature shows that for collimations greater than 40mm, the 100mm pencil ionization chamber does not consider a large part of the primary and scattered radiation and several methods have been proposed to overcome this problem but because of the limitation of the available tools, dosimetric quality controls are rarely performed on these wide collimations [1,2]. This study introduce a new method and device in order to overcome these limitations and perform accurate dosimetric quality control on wide collimations and CBCT.

Material and method

Fibermetrix[®] has developed a measurement method and associated device (IVIsScan[®]: based on a scintillating fiber placed on the CT scan's couch) allowing to integrate the dose even on wide collimations. The CTDI₁₀₀, CTDI_w and CTDI_{vol} are measured and calculated on a Siemens definition EDGE and a Canon Aquilion ONE Genesis for thinnest, largest and clinical collimations. The same measurements and calculations are done on the CBCT of a Varian Truebeam linear accelerator. We compared the results between the ionization chamber of 100mm, 300mm and the IVIsScan[®] device for the calculated CTDI₁₀₀, CTDI_w for wide CT collimations and for CBCT collimations.

Results

IVIsScan[®] detector showed comparable performances to currently used methods for small and large collimations with differences of less than 5% compared to the reference calculation methods for CTDI_w and CTDI_{vol} for computed tomography and for radiotherapy CBCT.

Conclusion

IVIsScan is a easy to use tool and can be used routinely for regulatory quality control including large collimations and radiotherapy CBCT.

References

- [1] *Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners*. IAEA Human Health Reports n°5; 2011.
- [2] Hugo de las HG, Alberto T, Alexandru D, et al. *QUALITY CONTROL IN CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY (CBCT) E-FOMP-ESTRO-IAEA PROTOCOL*. 1st ed. European Federation of Organisations for Medical Physics; 2017. Accessed February 6, 2023. <https://doi.org/10.19285/CBCTEFOMP.V1.0.2017.06>

AS11.06 Analyse und Optimierung der Anbindung von röntgendiagnostischen Modalitäten eines Krankenhauses für die Überwachung durch einen Medizinphysik-Experten

L. C. Militzer^{1,2}, M. Fiebich², M. Kolodziej¹

¹Co.MPE.tent GmbH, Frankfurt am Main, Deutschland

²THM, Gießen, Deutschland

Einleitung

Die in einem Klinikum vorhandenen Röntgengeräte sind hinsichtlich der Hersteller und Gerätetypen sehr unterschiedlich und bringen verschiedene Anbindungsproblematiken mit sich. Im Rahmen einer Studie wurden Röntgenanlagen bezüglich der Umsetzung der vorgeschriebenen elektronischen Dosiserfassung [1] und der Vorgaben der Leitlinie Medizinphysik-Experte/-Expertin (MPE) [2] analysiert und bei Bedarf eine Anbindungsoptimierung durchgeführt.

Material & Methoden

Die Anbindungsanalyse und Prüfung der vorliegenden Dosisdaten erfolgt mittels des Dosismanagementsystems (DMS) und im Picture Archiving And Communication System (PACS). Software- und Gerätefunktionen werden über das jeweilige DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) Conformance Statement ermittelt. Die Fehlereingrenzung erfolgt nach dem in Abb.1 gezeigten Schema. Die Anbindungsoptimierung wird mit Hilfe der EDV- und Medizintechnik-Abteilung, sowie den Herstellerfirmen durchgeführt.

Ergebnisse

Die Analyse zeigt Probleme bei der automatischen Datenweiterleitung, aber auch in der grundlegenden Datenstruktur bezüglich des Aufbaus von Studien und Serienelementen.

Die automatische Datenweiterleitung einer Anlage, welche einen Radiation Dose Structured Report (SR) direkt an das DMS versendet, kann nur durch eine indirekte Neuansbindung über das PACS an das DMS behoben werden.

Die DICOM-Modalität ist bei zwei Geräte falsch eingestellt und die DICOM-Header enthalten keine Dosisinformationen. Nach einer Umstellung der Geräte auf die richtigen Modalitäten liegen die Dosisinformationen im DMS vor.

Probleme erzeugen ebenfalls Dose Reports einiger bildgebender Modalitäten, die innerhalb einer Bildserie vorliegen. Einige Dose Reports können aufgrund einer zusätzlichen Grafik im Bild durch den OCR-Algorithmus nicht ausgelesen werden. Die betreffenden Dose Reports können zwar in das DMS überführt werden, Dosisdaten müssen jedoch manuell eingetragen werden. Bei einem Gerät wird der Dose Report zusätzlich mit einer anderen DICOM-Modalität als die der DICOM-Bilder abgespeichert. Das Problem der gemischten Modalitäten innerhalb einer Serie führt dazu, dass die Untersuchungsdaten eines Gerätes nicht automatisch in das DMS überführt werden können.

Zusammenfassung

Die im Rahmen der Studie erfolgte Analyse erfasst auftretende Anbindungsproblematiken, die in einer Optimierung behoben wurden. Die dosimetrische Überwachung wird dadurch vereinfacht und verbessert, soweit es die vorhandenen Geräte und Systeme zuließen.

Anhang 1

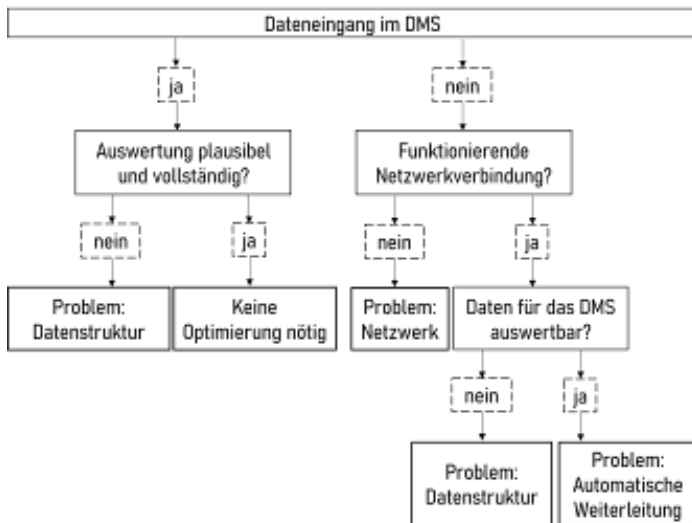


Abb.1: Vorgehensweise bei der Fehlersuche bezüglich des Dateneingangs in das DMS

Literatur

- [1] Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (StrlSchV), Bundesgesetzblatt Jahrgang 2018 Teil I Nr. 41, ausgegeben zu Bonn am 5.12.2018
- [2] Deutsche Röntgengesellschaft, Arbeitsgemeinschaft Physik und Technik: Leitlinie Medizinphysik-Experte/-Expertin (MPE) in der Röntgendiagnostik, Version 1.2, 01.2023

AU4.01 Impedanzaudiometrie-Stapediusreflexmessung

U. Vorwerk¹

¹Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Univ. HNO-Klinik Magdeburg, Magdeburg, Deutschland

Einleitung

Der Stapediusreflex ist ein akustikofazialer Reflex. Dabei bildet das Mittel- und Innenohr den afferenten Schenkel und der N. facialis den efferenten Schenkel des Reflexbogens. Die Untersuchung des Stapediusreflexes ist ein impedanzaudiometrisches Verfahren, welches in der audiologischen Diagnostik Anwendung findet.

Diskussion

Die Impedanzmessung des Mittelohres geht zurück auf Metz (1946/1952), der die physikalisch-akustische Meßbrücke von Schuster (1934) nutzte. Damit konnten bereits damals anhand der Impedanzänderung des Mittelohrapparates wesentliche Informationen zum Mittelohr und der Ohrtrumpete gewonnen werden. Heute werden Geräte verwendet, die sowohl die Messung der statischen Impedanz als auch der Impedanzänderung erlauben. Diese arbeiten nach dem Prinzip der elektroakustischen Meßbrücke von Terkildsen und Scott-Nielsen (1959). Heutzutage erfolgen derartige Messungen weitestgehend automatisch.

Impedanzmessungen des Mittelohres umfassen zwei Untersuchungssäulen: 1.) Tympanometrie und 2.) Stapediusreflexmessung. Beim Stapediusreflex unterscheidet man die Reizseite (Mittelohr) von der Registrierseite (Mittelohr). Der Reflexbogen läuft dabei über den Hörnerv und den Hirnstamm, wo die Umschaltung im Nc. cochlearis, dem oberen Olivenkomplex und dem Facialiskern auf den N. facialis erfolgt. In der Folge kommt es zu einer Kontraktion des M. stapidius. Diese Kontraktion kann dann impedanzaudiometrisch erfasst werden.

Über die Registrierbarkeit erhält man Informationen zur Mittelohrfunktion, die Auslösbarkeit ermöglicht Aussagen zur Innenohr- oder Hörnervenschwerhörigkeit. Außerdem kann die Intaktheit der Hörbahn im Hirnstamm beurteilt werden. Durch ipsi- und kontralaterale Auslösung und Registrierung erhält man Aussagen über beide Ohren.

Erläutert werden physikalische Grundlagen, methodische Aspekte und die klinische Anwendung der Stapediusreflexmessung.

Zusammenfassung

Die Stapediusreflexmessung als impedanzaudiometrisches Untersuchungsverfahren ist ein wertvolles klinisches und audiologisches Tool in der Diagnostik von Hörstörungen bzw. in der Überprüfung der Hörbahn bis zum Hirnstamm. Sie wird in der täglichen audiologischen Diagnostik in der Klinik, aber auch im Zusammenhang mit Cochlear Implant- Operationen angewendet.

AU4.02 Die Breitband-Absorbanz-Tympanometrie zur Mittelohrdiagnostik

A. Mewes¹, M. Hey¹

¹UKSH, Campus Kiel, HNO-Klinik, Audiologie, Kiel, Deutschland

Zur Diagnostik von Schalleitungsschwerhörigkeiten kommt in der klinischen Audiometrie standardmäßig die Tympanometrie mit einzelnen Messfrequenzen im Bereich 226 bis 1000 Hz bei begleitender Änderung des Luftdrucks im Gehörgang zum Einsatz. Für Frequenzen oberhalb von 1000 Hz hängt die dabei erfasste akustische Admittanz wesentlich von der Einführtiefe der Messsonde im äußeren Gehörgang ab. Diese messtechnische Begrenzung schränkt die diagnostische Aussagekraft der klassischen Tympanometrie für Mittelohrerkrankungen ein, welche die Schallweiterleitung bei Frequenzen oberhalb von 1000 Hz beeinträchtigen.

Eine alternative Möglichkeit zur erweiterten Mittelohrdiagnostik stellt die Breitband-Absorbanz-Tympanometrie dar. Bei dieser Untersuchungsmethode wird die Energie-Absorbanz (Absorptionsvermögen von Schallenergie) im äußeren Gehörgang mit Hilfe einer Messsonde registriert, während der Luftdruck im Gehörgang variiert. Die Stimulation mit einem Klick-Reiz ermöglicht die Erfassung der Energie-Absorbanz in einem breiten Frequenzbereich (226 bis 8000 Hz). Gegenüber der klassischen Tympanometrie werden mit dieser Messmethode bei vergleichbarer Messdauer zusätzliche Daten zur Mittelohrfunktion generiert, die zu einer verbesserten Diagnostik von Schalleitungsschwerhörigkeiten beitragen können.

Ziel dieser Arbeit ist es, einen Überblick über die Absorptionsmuster bei normalhörenden Erwachsenen und bei Mittelohrerkrankungen zu geben. Der Einfluss der Druckänderungsgeschwindigkeit auf diese Parameter und ihre Test-Retest-Reliabilität werden beschrieben. Es werden Möglichkeiten aufgezeigt, die gemessene druck- und frequenzabhängige Energie-Absorbanz auf Kennzahlen zu reduzieren, die in der erweiterten klinischen Routine für die Mittelohrdiagnostik zur Anwendung kommen können.

AU4.03 Stapediusreflexschwellen im freien Schallfeld zur Anpassung von Cochlea Implantaten und deren Vergleich zu Normalhörenden

A. Franke-Trieger¹, M. Neudert¹, T. Zahnert¹

¹Universitätsklinikum Dresden, Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen- und Ohren Heilkunde, Sächsisches Cochlea Implant Centrum, Dresden, Deutschland

Hintergrund

Das Sprachverstehen mit einem Cochlea Implantat (CI) wird erheblich von den in einer Map definierten Stimulationsparametern beeinflusst. Neben der Ermittlung der Stimulationsintensität auf Basis subjektiv empfundener Lautheit liefern Messungen physiologischer Antworten auf die elektrische Stimulation wertvolle Hinweise für die Erstellung und Optimierung einer Map [1], [2]. Zu diesen objektiven Messungen zählt neben den elektrisch evozierten Summenaktionspotentialen der Stapediusreflex. Ziel dieser Arbeit ist, die Stapediusreflexschwellen von CI-Tragenden mit denen von Normalhörenden zu vergleichen und für die CI-Tragenden den Zusammenhang zwischen der Änderung der elektrischen Stimulusintensität und den resultierenden Reflexschwellen zu untersuchen.

Methoden

Es wurden N=29 erfahrene CI-Tragende (N=34 Ohren) eingeschlossen, die mit einem CI der Fa. MEDEL versorgt sind. Die Aufzeichnung des Reflexes erfolgte mithilfe des Impedanzaudiometers *eTym*. Für jeden Teilnehmer wurde basierend auf den ermittelten elektrisch evozierten Stapediusreflexschwellen durch direkte Einzelkanalstimulation eine ESRT basierte Map erstellt. Mit der ESRT basierten Map wurden die Reflexschwellen durch akustische Stimulation im freien Schallfeld ermittelt. Für die Stimulation im freien Schallfeld wurde Schmalbandrauschen mit den Mittenfrequenzen 0.5-4kHz (SBR) sowie Breitbandrauschen (WBR) verwendet. Die Stapediusreflexschwellen im freien Schallfeld wurden außerdem an N=10 normalhörenden Probanden ermittelt.

Ergebnisse

Für das verwendete Schmalbandrauschen von 0.5-4kHz liegen die Reflexschwellen von Normalhörenden zwischen 85dB HL und 90dB HL. Die Reflexschwellen der CI Tragenden liegen für das verwendete Schmalbandrauschen von 0.5-4kHz zwischen 70dB HL und 95dB HL und zeigen im Gegensatz zur normalhörenden Vergleichsgruppe eine Frequenzabhängigkeit. Je höher die Frequenz des akustischen Stimulus ist, desto kleiner ist die Reflexschwelle. In beiden Gruppen sind die Reflexschwellen für das WBR deutlich geringer. Zwischen der Änderung der Stimulusintensität und der resultierenden Änderung der Reflexschwellen wurde eine lineare Korrelation gefunden, wobei ein Erhöhen der Stimulusintensität eine Verringerung der Stapediusreflexschwellen zur Folge hat.

Zusammenfassung

Im freien Schallfeld gemessene Stapediusreflexschwellen von Normalhörenden und CI Tragenden liegen in einem ähnlichen Bereich, jedoch zeigen die Reflexschwellen der CI Tragenden eine Frequenzabhängigkeit, die an Normalhörenden nicht zu beobachten ist. Die gefundene Korrelation zwischen Änderung der Stimulusintensität und Änderung der resultierenden Reflexschwellen kann in der CI-Anpassung helfen Über- oder Unterstimulation zu korrigieren.

[1] Müller-Deile J, Hey M. Audiologische Kontrolle des Cochlea-Implantat-Systems und Evaluation des Rehabilitationserfolges. Hörakustik. 2016;9:53-8.

[2] Deutsche Gesellschaft für Audiologie (DGA). Audiologische Leistungen nach CI-Indikation: Empfehlungen der deutschen Gesellschaft für Audiologie, Frankfurt 2014. Z Audiol. 2015;54(1):36–37.

[3] Franke-Trieger, Annett, et al. "Stapedius reflex evoked in free sound field in cochlear implant users compared to normal-hearing listeners." International Journal of Audiology 60.9 (2021): 695-703.

AS12.01
abgesagt

AS12.02 Implementierung der Virtual-Cone-Technik für die stereotaktische Thalamotomie zur Tremor-reduktion bei Parkinsonpatienten

B. Thomann^{1,2,3,4}, M. Gemes^{1,2,3,4}, R. Popple⁵, D. Baltas^{1,2,3,4}

¹Universitätsklinikum Freiburg im Breisgau, Klinik für Strahlenheilkunde, Abteilung Medizinische Physik, Freiburg im Breisgau, Deutschland

²Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, Medizinische Fakultät, Freiburg im Breisgau, Deutschland

³Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁴Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Partnerstandort Freiburg, Freiburg im Breisgau, Deutschland

⁵Universität von Alabama in Birmingham, Strahlenonkologie, Birmingham, AL, Vereinigte Staaten

Einleitung

Ziel ist die Kommissionierung des Planungssystems Eclipse (Varian) für MLC-Felder im Bereich von 2mm bis 5mm. Klinisch benötigt werden diese für die Bestrahlung von Parkinson-Patienten zur signifikanten Reduktion des Tremors. Hierfür werden 10 Rotationsfelder (X10FFF) mit 5 Tischwinkeln, variierender Kollimatorrotation und statischem MLC als virtueller Cone (VC)¹ bestrahlt, wodurch eine kugelförmige Dosisverteilung entsteht (50%-Ausdehnung etwa 5mm, Maximumsdosis bis zu 130Gy). Diese Einzelbestrahlung entspricht einer radiochirurgischen Thalamotomie und erfordert entsprechend höchste Qualitätssicherung.

Material & Methoden

Mit radiochromen Filmen (Gafchromic EBT-XD) wird ein MLC-Feld der Größe 2.1mm x 5mm in einem RW3-Plattenphantom untersucht (Dosisbereich 10Gy). Die Ergebnisse werden mit denen der Eclipse-Algorithmen verglichen (v15.6, AAA und Acuros, optimiert für kleine Felder), speziell die Dosis pro MU in Feldmitte sowie die Dosisprofile in unterschiedlichen Tiefen. Über den somit gemessenen Schwächungskoeffizienten und den gemessenen Output in 10cm Tiefe lässt sich zudem eine unabhängige, manuelle Kontrolle der Dosismonitorvorwahl durchführen¹.

Die Dosisverteilung des VC-Plans wird in zwei Phantomen (Ruby, PTW Freiburg, und Prime, RTsafe) in drei Film-Orientierungen gemessen und mit den jeweils berechneten Verteilungen verglichen (Gamma 0.5mm, 0.5%). Die Normierung der Film-Profile erfolgt auf 100% auf den Dosismittelwert der zentralen Kreisfläche mit Durchmesser von 0.5mm.

Die Prüfung der Stabilität der MLC-Positionierung erfolgt mittels einer Roos-Kammer (PTW Freiburg) und schrittweiser Veränderung der MLC-Öffnung in Schritten von 0.1mm.

Ergebnisse

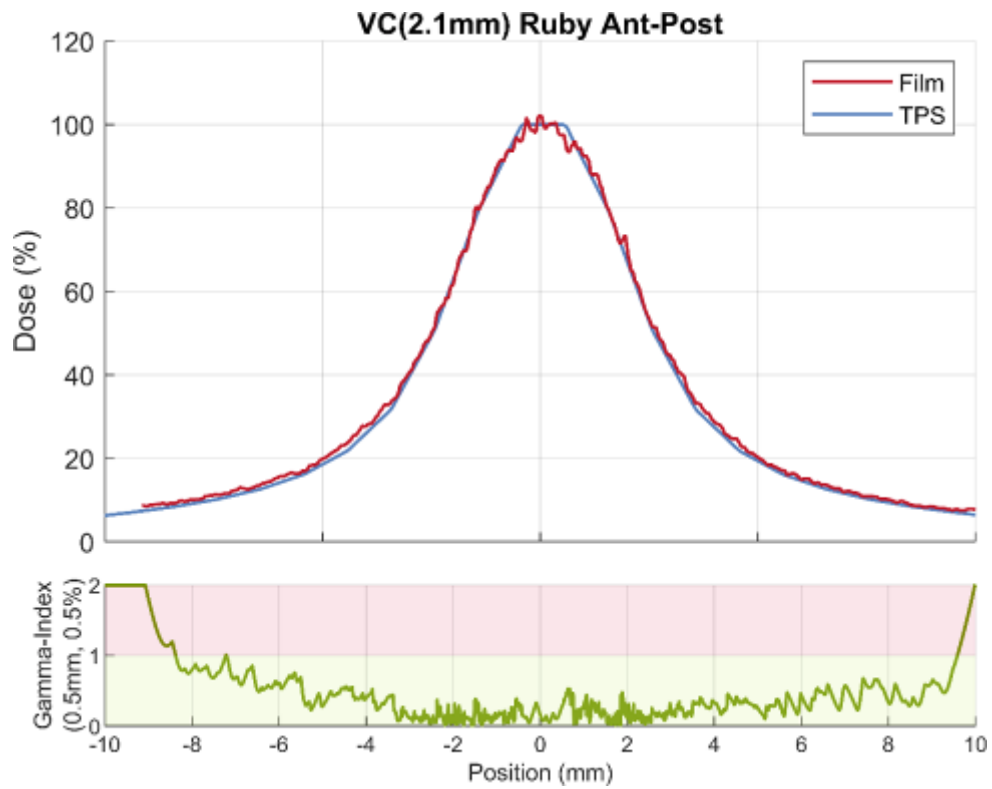
Die MLC-Positionierung lässt sich mit einer Empfindlichkeit von 0.03mm pro 1% gemessener Dosisabweichung bestimmen, wodurch eine hohe Positionierungsgenauigkeit sichergestellt werden kann. Vor jeder Messung sollte der MLC initialisiert werden. Die relativen gemessenen und berechneten Profile (statisch sowie VC) stimmen mit einer Gamma-Passing-Rate von 100% sehr gut überein (exemplarisch Abb. 1). Für die absolute Dosisberechnung muss ein individueller Korrekturfaktor für die VC-Feldgröße bestimmt werden, da die Dosis für derart kleine mm-Felder ansonsten unterschätzt wird.

Zusammenfassung

Die gemessenen Dosisverteilungen der statischen sowie der als VC bestrahlten Felder (2.1mm x 5mm) stimmen sehr gut mit der Berechnung eines dedizierten Berechnungsalgorithmus in Eclipse überein. Eine eigens etablierte QA-Prozedur stellt die genaue Positionierung des MLCs sicher. Der dosimetrische Aspekt des QA-Ablaufs für diese neue Bestrahlungstechnik ist somit erfolgreich abgeschlossen.

Literatur

[1] R. Popple et al., The virtual cone: A novel technique to generate spherical dose distributions using a multileaf collimator and standardized control-point sequence for small target radiation surgery, Adv. Radiat. Oncol. 2018, doi: 10.1016/j.adro.2018.02.011



AS12.03 4D-Dosimetrie-Modell zur Berechnung der individuellen Strahlendosis des peripheren Blutes: Auswirkung der verlängerten Fraktionsdauer auf die Verarmung des Lymphozytenbestandes bei der IMRT

A. Hammi¹

¹TU Dortmund University, Physics, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Zur Untersuchung der Auswirkung einer verlängerten Fraktionsdauer in der modernen intensitätsmodulierten Strahlentherapie (IMRT) auf die akkumulierten Strahlendosen im zirkulierenden Blut (ZB) während einer fraktionierten Strahlentherapie.

Material & Methoden

Wir haben ein dosimetrisches 4D-Blutflussmodell (d-BFM) entwickelt, das den Blutkreislauf des Krebspatienten simuliert und die kumulierte Strahlendosis für die Blutpartikel (BP) ermitteln kann. Wir haben ein halbautomatisches Verfahren entwickelt, um die Blutgefäße des Gehirns einzelner Patienten direkt aus den Daten einer Standard-MRT des Patienten abzubilden (Abb 1). Für den Rest des Körpers wurde ein vollständiges Blutflussmodell nach der Referenz der International Commission on Radiological Protection und basierend auf Discrete-time Markov chain entwickelt (Abb 2). Das d-BFM wurde gegen veröffentlichte Messdaten gebenchmarkt um eine möglichst realitätsgetreue Darstellung der Perfusionsprozesse zu erlangen.

Das Blutflussmodell umfasst über 43×10^6 BP und hat eine Zeitauflösung von $\Delta t = 1$ ms. Ein Bestrahlungsmodell wurde implementiert, um das räumliche und zeitliche Dosisleistung des IMRT Step-and-Shoot- zu emulieren. Wir untersuchten, wie sich unterschiedliche Konfigurationsmöglichkeiten der Dosisleistungen und eine Verlängerung der Behandlungsdauer auf die Dosis im ZB auswirkt (Abb 3).

Ergebnisse

Die Berechnungen zeigen, dass die Verlängerung der Fraktionszeit von 7 min bis zu 18 min zu einer Erhöhung des bestrahlten Blutvolumens von 36,1% auf 81,5% während einer einzelnen Fraktion führt. Die Resultate deuten auch darauf hin, dass eine Steigerung der Segmentzahl bei der uneinheitlichen Dosisleistung nur einen geringen Einfluss auf das Bestrahlungsvolumen des ZB hat (Abb 4).

Zusammenfassung

Ein personalisierbares 4D-d-BFM Konzept wurde entwickelt, das sich an die hämodynamischen Gegebenheiten individueller Patienten adaptieren lässt, um die ZB-Dosis während der fraktionierten Strahlentherapie zu ermitteln. Die verlängerte Fraktionszeit und die Variabilität der Momentandosisleistung haben einen signifikanten Einfluss auf die akkumulierte Dosisverteilung auf das ZB während IMRT-Behandlungen. Dieser Einfluss ist bei der Konzeption von IMRT-Pläne zu beachten, um die immunsuppressiven Nebenwirkungen der RT zu verringern.

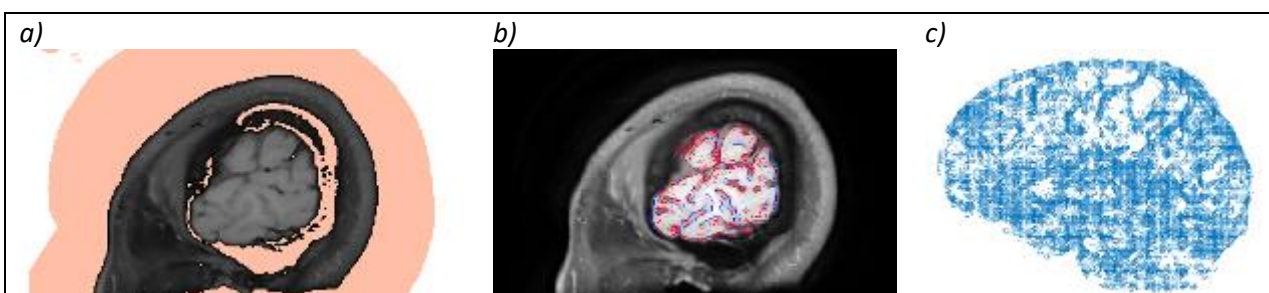


Abb 1: Gefäßwegen Extraktion Workflow im Hirn.

a) MRT-Bild des Kopfes.

b) Kantenextraktion der gleichen Schicht in a).

c) Extrahierte Gefäßwegen.

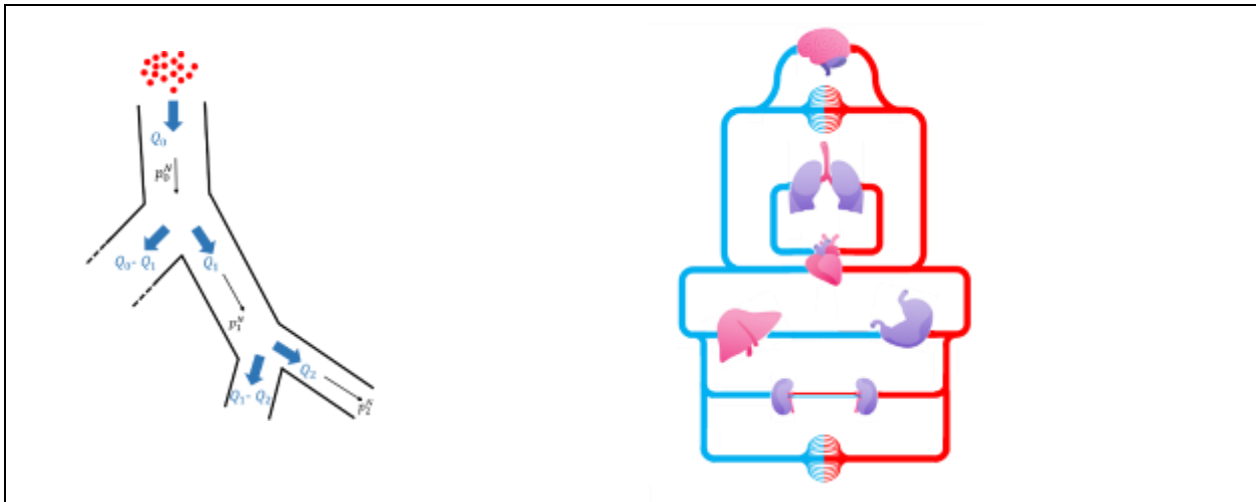


Abb 2: a) Die räumliche Verteilung des Blutvolumens Q_i mit der Wahrscheinlichkeit p_i . b) Das Blutflussmodell

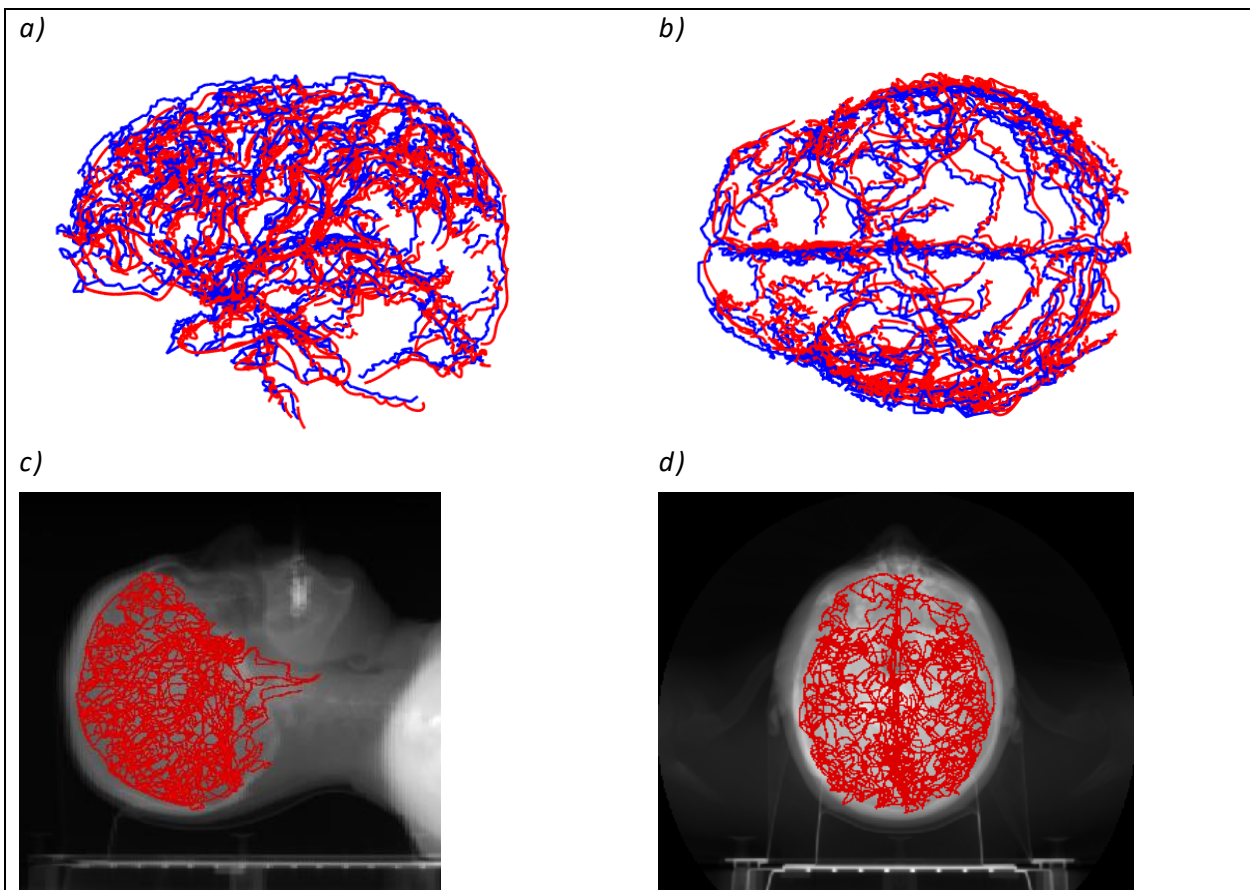


Abb 3: a) und b) sind die laterale und superior-anteriore Perspektive der oberflächlichen Hirn Gefäße. c) (lateral) und d) (superior-inferior) Blutgefäßmodell mit dem Patienten-CT registriert

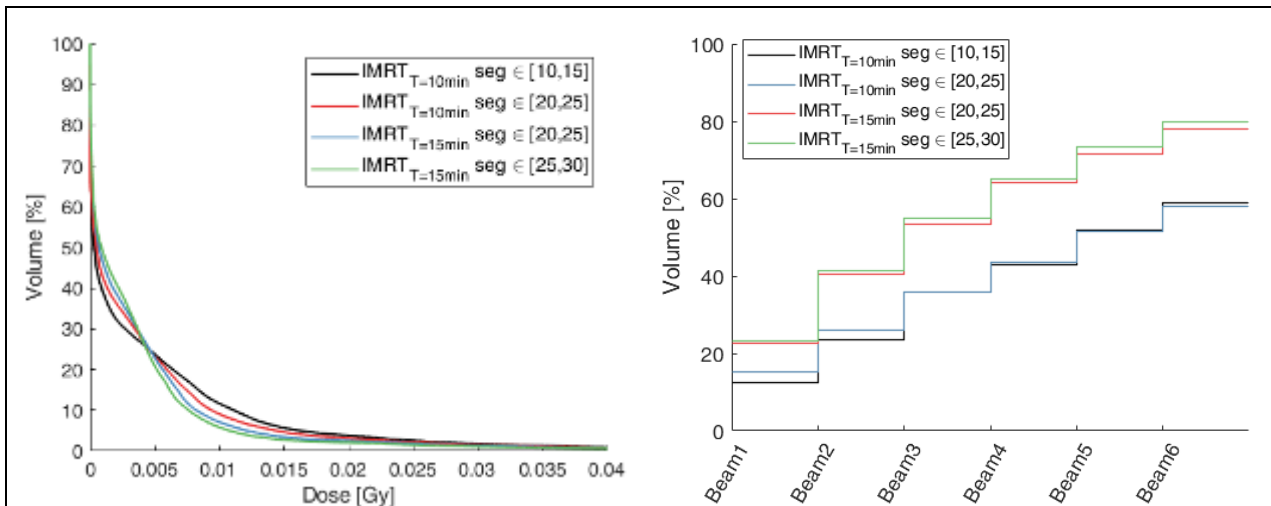


Abb 4: a) DVHs der verschiedenen IMRT-Pläne unter der Annahme verschiedener Segmentzahlen und Fraktionsbehandlungszeiten. b) Kumulierter Anteil des Blutvolumens, der eine Dosis $D > 0$ Gy erhält.

AS12.04 Stabilitätsanalyse von 4DCT und 4DCBCT basierten Korrespondenzmodellen

L. Büttgen¹, L. Wimmert², F. Madesta², R. Werner², T. Gauer¹

¹Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf (UKE), Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Hamburg, Deutschland

²Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf (UKE), Institut für Computational Neuroscience, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Grundvoraussetzung für die ITV basierte atemgesteuerte Strahlentherapie ist eine stabile Korrelation zwischen Tumorbewegung und externem Atemsignal. Zwei Methoden zur Stabilitätsanalyse von patientenspezifischen Korrespondenzmodellen (multivariate Regressionsmodelle zwischen interner und externer Bewegung) mittels 4DCT und 4DCBCT Daten werden präsentiert. Neben einer statistischen Analyse der Systemmatrix, wurde eine konturbasierte Analyse durchgeführt, um die Auswirkungen möglicher Veränderungen auf das Zielvolumen zu untersuchen.

Material & Methoden

Ausgehend von 60 Patienten mit Planungs-4DCT (Siemens AS Open) und 4DCBCT, aufgenommen vor den Bestrahlungsfraktionen (Varian TrueBeam v2.7), wurden 6 repräsentative Patienten mit Hinblick auf Sichtbarkeit und Bewegungsausmaß des Tumors (SI Bewegung >5mm) ausgewählt. Um den Einfluss der geringen Bildqualität von 4DCBCT Bilddaten zu evaluieren, wurden zusätzlich 3 Patienten mit wiederholter 4DCT Aufnahme in die Studie einbezogen. Für alle 4D Bilddatensätze wurden basierend auf der maximalen Ausatemphase Korrespondenzmodelle gebildet. Mittels rigider Registrierung wurde das GTV derselben Phase vom Planungs-4DCT auf das wiederholte 4DCT bzw. 4DCBCT übertragen. Mit dem Korrespondenzmodell und dem während des Planungs-4DCT aufgenommen Atemsignal (VARIAN RPM) wurden darauf aufbauend GTV und ITV im Planungs-4DCT prädiziert und mit den initialen GTVs/ITV über den Dice-Koeffizienten (DSC) verglichen. Bezüglich der statistischen Analyse wurde eine Hauptkomponentenanalyse der Systemmatrizen durchgeführt.

Ergebnisse

Die Stabilitätsanalyse von Korrespondenzmodellen auf Zielvolumenebene zwischen Planungs-4DCT und 4DCBCT ergab einen gemittelten GTV basierten DSC von 0.72 ± 0.11 und 0.82 ± 0.04 fürs ITV. Hinsichtlich der 4DCBCT Bildqualität wurde bei nur 4DCT basierten Korrespondenzmodellen ein gemittelter GTV basierter DSC von 0.82 ± 0.04 bzw. 0.86 ± 0.05 für das ITV verzeichnet. Wie in Abb.1 zu sehen, sinkt der GTV basierte DSC mit steigender (zeitlicher) Entfernung zur Referenzphase (50%). Auf Grund einer starken Variabilität des DSC zwischen den verschiedenen Fraktionen kann man bei zwei Patienten (306, 344) auf starke Abweichungen in den Korrespondenzmodellen schließen. Betrachtet man Abb.2, so weisen diese Patienten eine starke Variabilität in den Hauptkomponenten der Systemmatrizen der Korrespondenzmodelle auf, wobei jeweils die gleichen Fraktionen (Pat. 306: Fraktion 2; Pat. 344: Fraktion 1) herausstechen.

Abb.1: Dice-Koeffizient zwischen den initialen und prädizierten GTVs.

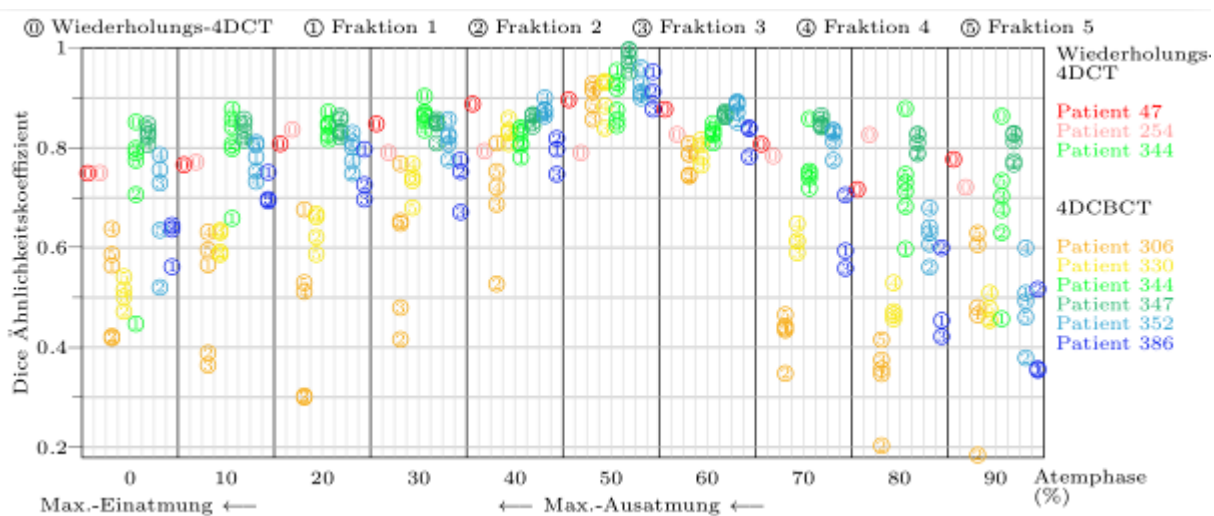
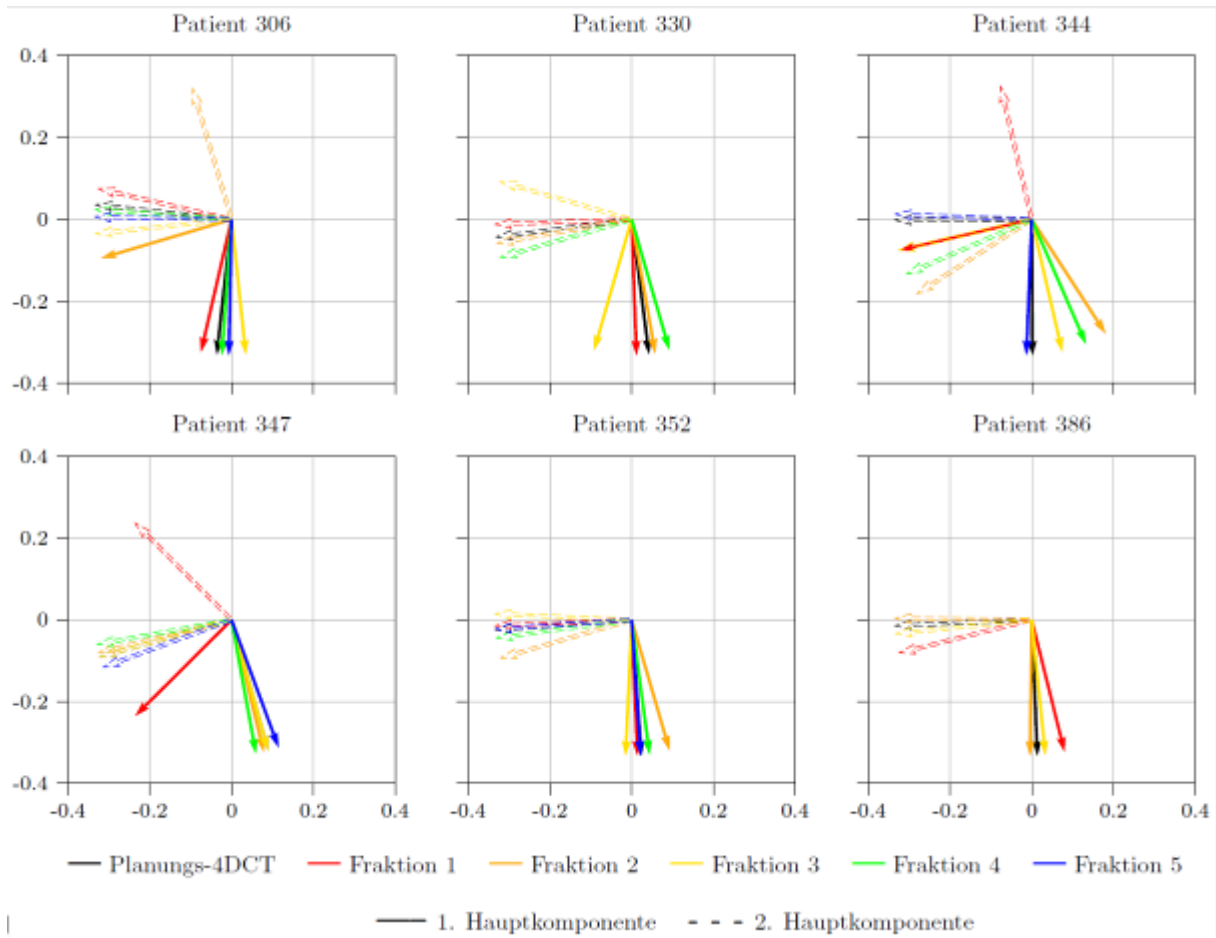


Abb.2: Hauptkomponenten der Korrespondenzmodellsystemmatrizen.



Zusammenfassung

Die beschriebenen Methoden erlauben die patientenspezifische Stabilitätsanalyse von Korrespondenzmodellen über den Therapieverlauf. Darauf aufbauend können Patienten identifiziert werden, die von einer adaptiven Neuplanung profitieren würden. Ein zugehöriger DSC Schwellenwert (z.B. >0.7) muss mit Hilfe eines größeren Patientenkollektivs noch bestimmt werden.

AS12.05 Datenbasierte Automatisierung der Strahlentherapie-Bestrahlungsplanung

H. Oppitz¹, M. Eckl¹, K. Siebenlist¹, F. A. Giordano¹, J. Hesser^{2,3}, J. Fleckenstein¹

¹Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Universitätsmedizin Mannheim, Medizinische Fakultät Mannheim der Universität Heidelberg, Mannheim, Deutschland

²Data Analysis and Modeling in Medicine, Mannheim Institute for Intelligent Systems in Medicine (MIISM), Medizinische Fakultät Mannheim der Universität Heidelberg, Mannheim, Deutschland

³Interdisziplinäres Zentrum für Wissenschaftliches Rechnen (IWR), Zentralinstitut für Technische Informatik (ZITI), CZS Heidelberg Center for Model-Based AI, Universität Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die inverse Bestrahlungsplanung (IBP) in der intensitätsmodulierten Strahlentherapie (IMRT) umfasst die Spezifikation der Dosisvorgaben in Form von Zielfunktionen und Restriktionen mit zugehörigen Optimierungsparametern. Zum Erreichen eines patientenspezifisch optimalen Ergebnisses müssen diese im Bestrahlungsplanungsprozess iterativ angepasst werden. Dies kann je nach Bestrahlungsplanungssystem (BPS), verfügbarer Computerleistung und Erfahrung des Bestrahlungsplaners sehr zeitaufwändig sein. Sind Ressourcen für Anpassungen begrenzt, kann sich dies auf die Qualität des Bestrahlungsplanes auswirken. Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung einer datenbasierten Automatisierungslösung der IBP auf Grundlage eines Deep-Learning (DL) Ansatzes zur Dosisvorhersage. Das von uns entwickelte Verfahren wurde für Prostata- und Rotationsbrustbestrahlungen getestet.

Material & Methoden

Der Datensatz manuell erstellter VMAT-Behandlungspläne (MBP) beinhaltet 88 Prostata- und 80 Brustkrebsbehandlungen (60 bzw. 50 Gy Gesamtdosis). 76 (68) Datensätze werden verwendet, um ein neuronales Netz (2.5D-U-Net) für die Dosisvorhersage zu trainieren. Das konturierte Bestrahlungsplanungs-CT (BPCT) fungiert als Netzeingabe. Während des Trainings wird das Fehlerquadrat zwischen den Netzausgaben und Dosisverteilungen der jeweiligen MBP minimiert. Unter Verwendung des optimierten U-Nets lassen sich für die 12 verbliebenen Testpatienten DL-basierte Bestrahlungspläne erzeugen (DLBP). Zuerst wird aus dem zugehörigen BPCT eine an die Patientenanatomie angepasste Dosisverteilung vorhergesagt. Basierend auf dieser Dosisvorhersage lassen sich personalisierte Optimierungsparameter für vordefinierte Restriktionen der IBP ableiten. Nach Abschluss der Optimierung erhält man einen realisierbaren Bestrahlungsplan. Als BPS wird Monaco (Elekta AB, Schweden) verwendet. Zur Evaluierung werden MPB und DLBP bezüglich relevanter Dosiskriterien miteinander verglichen.

Ergebnisse

Der Dosisvergleich ist in Tab. 1 zusammengefasst. Bezüglich $D_{98\%}(PTV)$ und $D_{2\%}(PTV)$ sind die mittleren absoluten Abweichungen (MAA) zwischen MBP und DLBP kleiner **0.9 Gy** für beide Datensätze.

Dosiskriterium	MBP	DLBP	MAA	Dosiskriterium	MBP	DLBP	MAA
PTV				PTV			
$D_{98\%}$ [Gy]	55.9±0.6	55.4±0.6	0.5	$D_{98\%}$ [Gy]	46.2±0.8	45.9±0.6	0.8±0.5
$D_{2\%}$ [Gy]	61.7±0.2	61.8±0.1	0.1	$D_{2\%}$ [Gy]	52.0±0.3	51.9±0.3	0.2±0.2
Rektum				Herz			
D_0 [Gy]	24.5±3.4	24.4±4.0	1.1	D_0 [Gy]	3.6±1.4	3.7±0.9	0.5±0.7
V_{50Gy} [%]	17.5±4.0	16.2±4.3	1.1	$D_{2\%}$ [Gy]	9.8±4.7	9.7±3.4	2.0±1.9
Blase				ipsilaterale Lunge			
D_0 [Gy]	25.3±7.7	25.2±8.3	1.1	D_0 [Gy]	12.1±1.7	11.6±1.7	1.1±0.8
V_{50Gy} [%]	21.2±9.7	21.3±10.7	1.1	V_{20Gy} [%]	22.0±4.0	20.8±3.9	2.6±2.0
Sigmadarm				kontralaterale Lunge			
D_0 [Gy]	5.9±4.8	5.2±4.3	0.7	D_0 [Gy]	3.2±1.2	2.9±0.6	0.6±0.7
$D_{2\%}$ [Gy]	26.1±21.5	24.7±21.9	3.1	$D_{2\%}$ [Gy]	8.9±4.4	7.9±2.5	1.8±2.1
Anus				kontralaterale Brust			
D_0 [Gy]	5.4±3.6	5.0±3.4	0.7	D_0 [Gy]	4.2±0.6	4.0±0.6	0.4±0.3
$D_{2\%}$ [Gy]	23.5±20.1	22.0±19.6	1.1	$D_{2\%}$ [Gy]	10.6±1.5	9.7±1.4	1.5±1.0

Tab. 3: Vergleich zwischen MBP und DLBP bezüglich ausgewählter Dosiskriterien aufgeschlüsselt nach Stichprobenmittelwerten sowie MAA (±SD). Links: Prostata, Rechts: Brust.

DGMP 54. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Für die Prostatabestrahlungen sind die *MAA* von Rektum und Blase für $V_{50\text{Gy}}$ kleiner 1.7%. Die *MAA* für die betrachteten mittleren Organdosen D_5 sind kleiner als 1.6Gy. Die Stichprobenmittel von $D_{2\%}$ bezüglich Sigmoidarm und Anus sind bei den DLBP um 1.4Gy bzw. 1.5Gy geringer als bei den MBP. In Bezug auf die Brustbestrahlungen sind die *MAA* kleiner 1,2Gy für D_5 und kleiner 2,1Gy für $D_{2\%}$. Die *MAA* von $V_{20\text{Gy}}$ der ipsilateralen Lunge beträgt 2.6%.

Zusammenfassung

Die Planqualität ergab für beide Kollektive keinen deutlichen Unterschied zwischen MBP und DLBP. Unser Ansatz erlaubt, mit minimalem Ressourceneinsatz standardisiert Bestrahlungspläne mit hoher Qualität zu erzeugen.

AS12.06 Normungsverfahren für die elektronische Brachytherapie

T. Schneider¹, F. W. Hensley¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Fachbereich 6.3 "Strahlenschutzdosimetrie", Braunschweig, Deutschland

Einleitung

Die elektronische Brachytherapie (eBT) mit niederenergetischen-Röntgenstrahlung hat sich als attraktive und kosteneffiziente strahlentherapeutische Behandlungsmodalität für verschiedene Anwendungen wie Hautläsionen, intraoperative partielle Brustbestrahlung, intrakavitäre und interstitielle Stellen, Hirntumore und Kypho-IORT entwickelt. Es werden miniaturisierte Röntgenstrahler mit einer Röhrenspannung unter 70 kV eingesetzt, die über einen Applikator in Körper- bzw. Tumorrhohlräume platziert werden.

Derzeit wird an zwei Normen zur Dosimetrie dieser strahlentherapeutischen Behandlungsart gearbeitet („Dosimetrie für die Dosimetrie in der Photonen-Brachytherapie: Dosismessverfahren, Verifikationsmessungen und In-vivo-Dosimetrie“, DIN6803-3 und „Dosimetrie für die elektronische Brachytherapie“, DIN6803-4).

Material und Methoden

PRISM-eBT (Primary standards and traceable measurement methods for X-ray emitting electronic brachytherapy devices) war ein Pre-normatives europäisches Forschungsprojekt zur Dosimetrie elektronischer Brachytherapiestrahler (<http://www.ebt-empir.eu/>).

Ziele des Projekts waren:

- 1) Die Etablierung von Primärstandards für die Wasser-Energiedosisleistung in 1 cm Wassertiefe. Die Evaluierung der derzeit verwendeten Transferinstrumente und der entsprechenden Messverfahren für den Transfer der Wasser-Energiedosisleistung in die klinische Praxis.
- 2) Erarbeitung einer dosimetrischen Methodik für Hautbestrahlungen.
- 3) Charakterisierung von Detektoren und Messinstrumenten, für die rückführbare Bestimmung von 3D-Dosisverteilungen in Wasser und Entwicklung eines standardisierten, rückverfolgbaren Kalibrierungsverfahrens für diese Detektoren.
- 4) Vermessung rückführbarer 3D-Dosisverteilungen für kommerzielle eBT-Systeme und Bereitstellung der Daten für die Endnutzergemeinschaft.

Ergebnis

Etablierte Primärstandards sind eine wesentliche Grundlage der Norm DIN6803-4, ebenso wie die Evaluierung der Transferinstrumente und Messverfahren. Die Charakterisierung von Detektoren und Messinstrumenten, für die rückführbare Bestimmung von 3D-Dosisverteilungen wird ein wesentlicher Bestandteil der DIN6803-3 im Bereich niederenergetischer Photonenstrahler sein.

Zusammenfassung

Grundzüge der Norm DIN6803-3 und der Norm DIN6803-4 werden vorgestellt. Dabei zeigt sich, dass die Arbeiten im PRISM-eBT Projekt eine wichtige Grundlage bilden.

Acknowledgement

This project 18NRM02 PRISM-eBT has received funding from the EMPIR programme cofinanced by the Participating States and from the European Union's Horizon 2020 research and innovation programme.

FS10.01 Technische Dosimetrie von CT-Geräten unter Berücksichtigung besonderer Herausforderungen bei wide-beam Geräten

M. Borowski¹

¹Klinikum Braunschweig, Braunschweig, Deutschland

Die Computertomographie hat sich zu der zentralen bildgebenden Methode für eine Vielzahl von Fragestellungen entwickelt. Die Strahlenexposition von Patienten durch computerdiagnostische Verfahren kann, insbesondere bei Personen, die einer wiederholten Untersuchung unterliegen, jedoch relevante Höhen erreichen.

Eine der zentralen Aufgaben von MPE in der Röntgendiagnostik besteht in der Beschäftigung mit Angaben zur Dosis durch computertomographische Untersuchungen. Dabei werden von den Computertomographen selbst einige Informationen, von den Dosismanagementsystemen noch weitere Kenngrößen bereitgestellt.

Im Rahmen dieses Beitrags werden die technischen Kenngrößen der Dosimetrie in der Computertomographie behandelt. Es geht darum, die einzelnen Kenngrößen zu definieren, die Ideen hinter den Kenngrößen zu motivieren, Messverfahren zu besprechen und Limitationen aufzuzeigen, die sich z.B. dann ergeben, wenn Patienten im Habitus von den Annahmen abweichen, Untersuchungen, mit einem stehenden Tisch durchgeführt werden oder die Computertomographen Kollimationsbreiten von mehr als 4 cm aufweisen. Insbesondere für die letztgenannte Herausforderung gibt es international unterschiedliche Ansätze, um bei den betroffenen Computertomographen weiterhin stimmige Resultate zu erzielen. Abschließend wird der Zusammenhang zwischen den in Dosismanagementsystemen gespeicherten und messtechnisch ermittelten Dosiswerten angesprochen.

Der Beitrag bildet die Basis zur CT-Dosimetrie, auf die die beiden folgenden Beiträge der Session aufbauen, die die Abschätzung von Patientendosiswerten sowie die Situation bei Cone-Beam-CT-Systemen behandeln.

FS10.02 Über die Konversion technischer Dosisgrößen in Patientendosen bei CT-Untersuchungen

G. Stamm¹

¹Universitätsmedizin Göttingen, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Göttingen, Deutschland

Abstract

In dem Vortrag sollen die verschiedenen Möglichkeiten zur groben Abschätzung der Patientenexposition aus den technischen Dosisgrößen der Geräte dargestellt werden.

Effektive Dosis und Organdosen lassen sich aus den bei der Untersuchung ermittelten Dosisgrößen CTDIvol und DLP näherungsweise bestimmen. Korrekturen an diesen Werten sind über das Konzept des SSDE (Size-Spezifische-Dose-Estimate) möglich und berücksichtigen die unterschiedliche Statur der Patienten.

FS10.03 Wie vergleicht man diagnostische Referenzwerte für CT und CBCT? Ein empirischer und theoretischer Ansatz

L. Pirl¹, S. Ketelhut², M. L. Kuhlmann², L. Büermann², M. Borowski¹

¹Städtisches Klinikum Braunschweig gGmbH, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland

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

Einleitung

3D-Bildgebung ist in der medizinischen Diagnostik von großer Bedeutung. Während früher nur die konventionelle Computertomographie (CT) zur Verfügung stand, haben in jüngster Zeit Conebeam-Computertomographen (CBCT) verschiedener Bauart Eingang in die klinische Routine gefunden und bieten für bestimmte Fragestellungen großes Potential als Alternative zur CT. Die angegebenen technischen Dosen (Dosis-Längen-Produkt (DLP) bei der CT gegenüber Dosis-Flächen-Produkt (DAP) bei der CBCT) sind jedoch konzeptionell unterschiedlich und daher nicht vergleichbar. In dieser Studie erörtern wir einen Ansatz, der auf experimenteller Messung und theoretischer Validierung und Extrapolation beruht, um Umrechnungsfaktoren zu bestimmen und ein Konzept zur Harmonisierung der zugrunde liegenden Dosisreferenzwerte vorzuschlagen.

Material & Methoden

Es wurden DLP-Messungen in Dreifach-CTDI-Kopf/Körper-Phantomen mit 30-cm-Stabkammern sowie mittels Farmerkammern an verschiedenen CBCT-Systemen durchgeführt und mit den angegebenen DAP-Werten in Beziehung gesetzt. Zur Gegenvalidierung wurde das Dosisflächenprodukt an zwei CT-Systemen quantifiziert und mit dem angezeigten DLP in Beziehung gesetzt. Anhand der beobachteten Geräteeigenschaften und Spektren wurden die experimentellen Ergebnisse mit Mont-Carlo-Simulationen validiert und auf neue klinische Bedingungen erweitert.

Ergebnisse

Mehrere geräte- und spektral abhängige Umrechnungsfaktoren wurden experimentell und theoretisch bestimmt. Unter Annahme einer Unsicherheit von 20 % kann aber ein durchschnittlicher Faktor von 23,6 cm für die Kopfregion und 50,5 cm für den Rumpf genutzt werden, der unabhängig von Gerät und Spektrum ist. Aufgrund der verschiedenen geometrischen Designs von CBCTs und der allgemeinen Einschränkungen bei der Kollimation schlagen wir jedoch vor, diesen Ansatz zu einem Inzidenz-Dosis-Konzept weiterzuentwickeln, um Konversionsfaktoren für ein bestimmtes CBCT abzuleiten.

Zusammenfassung

Bisher ist kein Ansatz bekannt, um DLP und DAP systematisch in Beziehung zu setzen, und es werden immer noch unabhängig diagnostische Referenzwerte (DRW) definiert. Da CT- und CBCT-Geräte heute allgemein verfügbar sind und für ähnliche klinische Aufgaben eingesetzt werden, benötigen Behörden und Normungsgremien jedoch Strategien zur Definition vergleichbarer Größen, um DRW zu formulieren. Dies ermöglicht verantwortlichem klinischen Personal, die beste klinische Modalität für eine bestimmte Aufgabe auszuwählen.

FS10.04 Wie ermittelt man Patientendosiswerte bei Projektionsaufnahmen und fluoroskopischen Verfahren

F. Bärenfänger¹, K. Herz¹

¹Universitätsklinik Tübingen, Isotopenlabor und Strahlenschutz, Tübingen, Deutschland

Einleitung

Bei Projektionsaufnahmen und **fluoroskopischen Verfahren** im medizinischen Röntgen erhält man normalerweise keine direkte Information über die lokalen Organdosiswerte oder eine effektive Dosis der Anwendung. Bei den **fluoroskopischen** med. Anwendungen ist der Stand der eingesetzten Technik noch sehr inhomogen, was den Stand der Dosisermittlung betrifft. In vielen Fällen steht außer dem Dosis-Flächen-Produkt als einziger Anhaltspunkt die berechnete Dosis im Referenzpunkt zur Verfügung, die aber an vielen Geräten einen Positionswechsel zu anderen Körperregionen noch nicht berücksichtigt. Die diagnostischen Referenzwerte liefern indirekt einen Anhaltspunkt, dass die eingesetzten Techniken und Einstellungen bei den betrachteten Untersuchungen im Mittel vertretbar sind, enthalten aber ebenfalls keine direkte Dosisangabe. Es existieren diverse Berechnungsprogramme, die auf teils sehr großen Phantomfamilien mittels Monte-Carlo-Simulation entsprechende Organdosiswerte und Effektivdosiswerte liefern können. Diese Programme stehen aber nicht in allen Kliniken/Praxen zur Verfügung. Sind in den Einrichtungen Dosismanagementsysteme im Einsatz, werden Dosisberechnungen, wenn überhaupt, häufig nur für computertomographische Anwendungen zur Verfügung gestellt. Viele der Systeme sind außerdem gegen Eingabefehler nur geringfügig abgesichert, weshalb man als Physiker im Bereich med. Röntgen in der Lage sein sollte, selbst kurz abzuschätzen, in welchem Bereich entsprechende Dosiswerte überhaupt liegen können, um sinnvolle Plausibilitätsüberprüfungen möglich zu machen. Im Vortrag sollen einige abschätzende Rechenmethoden sowohl mittels Konversionsfaktoren als auch mit direkten Berechnungen aufgezeigt werden, die eine Dosisabschätzung schnell und effektiv erlauben.

AS13.01 Untersuchung des Ansprechvermögens luftgefüllter Ionisationskammern unter Protonenstrahlung im Magnetfeld mittels Monte Carlo Simulationen

I. Blum¹, J. S. Wong¹, K. Godino Padre¹, H. Fuchs², B. Poppe¹, H. K. Looe¹

¹Medical Campus Pius Hospital, Carl von Ossietzky University, Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

²Department für Radioonkologie, Medizinische Universität Wien, Abteilung für Medizinische Physik, Wien, Österreich

Einleitung

MR-geführte Strahlentherapie ermöglicht eine präzise Bestrahlung von Tumorgewebe während umliegendes, gesundes Gewebe bestmöglich geschont wird. Das Ziel der folgenden Studie ist es das Ansprechvermögen verschiedener luftgefüllter Ionisationskammern unter Protonenstrahlung und im Magnetfeld mittels Monte Carlo Simulationen zu untersuchen.

Material & Methoden

Alle Monte Carlo Simulationen wurden in GATE (Version 9.2) / Geant4 (Version 11.0.2) durchgeführt. Es wurden drei Ionisationskammer untersucht, eine Roos-Kammer (Typ 34001), Farmer-Kammer (Typ 30013) und eine PinPoint 3D-Kammer (Typ 31016) vom Hersteller PTW Freiburg. Auf Grundlage detaillierter Bauzeichnungen wurden Kammermodelle erstellt und mit ihrem Referenzpunkt in 2 cm Wassertiefe positioniert. Die Kammerachse der Roos-Kammer verlief antiparallel zum Strahl und die der Farmer- und PinPoint 3D-Kammer senkrecht zum Strahl. Die verwendete Protonenstrahlung hatte eine Feldgröße von 10 cm x 10 cm mit Energien von 97.4 MeV, 152 MeV, 223.4 MeV und 252 MeV. Das Magnetfeld mit Feldstärken zwischen ±0.25 T und ±1 T lag senkrecht zum Strahl und senkrecht zur Kammerachse der Farmer- und PinPoint 3D-Kammer. Das Ansprechvermögen der untersuchten Kammern wurde über den Faktor $k_{B,M} = M/M_B$ definiert. Für die Farmer- und PinPoint 3D-Kammer wurde zusätzlich der Einfluss des nicht-sensitiven Luftvolumens untersucht und der Beitrag von Protonen und Sekundärelektronen zum Ansprechvermögen unterschieden.

Ergebnisse

Der Faktor $k_{B,M}$ der Roos-Kammer steigt zunächst mit größer werdendem Magnetfeld. Bei einer Energie von 252 MeV und 0.5 T wird ein Maximum von $k_{B,M} = 1.0066 \pm 0.0007$ erreicht. Nach dem Maximum sinkt $k_{B,M}$ wieder. Bei kleineren Energien ist dieser Effekt des Maximums weniger ausgeprägt. Sowohl die Farmer-Kammer als auch die PinPoint 3D-Kammer zeigen ein ähnliches Verhalten. Wobei die Änderung des Ansprechvermögens bei der PinPoint 3D-Kammer am stärksten ausgeprägt ist. Die Farmer-Kammer hat ein Maximum von $k_{B,M} = 1.0038 \pm 0.0006$ bei 252 MeV und +0.25 T. Bei negativem Magnetfeld sinkt $k_{B,M}$, die Farmer-Kammer erreicht ein Minimum von $k_{B,M} = 0.9953 \pm 0.0004$ bei 97.4 MeV und -1 T. Die PinPoint 3D-Kammer hat ein Maximum von $k_{B,M} = 1.0120 \pm 0.0019$ bei 252 MeV und +0.5 T und ein Minimum von $k_{B,M} = 0.9870 \pm 0.0012$ bei 97.4 MeV und -1 T. Auch die Berücksichtigung des effektiven Luftvolumens hat einen Einfluss auf das Ansprechvermögen.

Zusammenfassung

Das Ansprechvermögen aller untersuchten Kammern zeigt sowohl eine Energie- als auch eine Magnetfeldabhängigkeit. Detaillierte Kammersimulationen haben gezeigt, dass die Berücksichtigung des effektiven Luftvolumens einen Einfluss auf das Ansprechvermögen der untersuchten Ionisationskammern hat. Alle Ergebnisse dieser Studie haben eine gute Übereinstimmung mit Messergebnissen von Fuchs *et al.*

Anhang 1

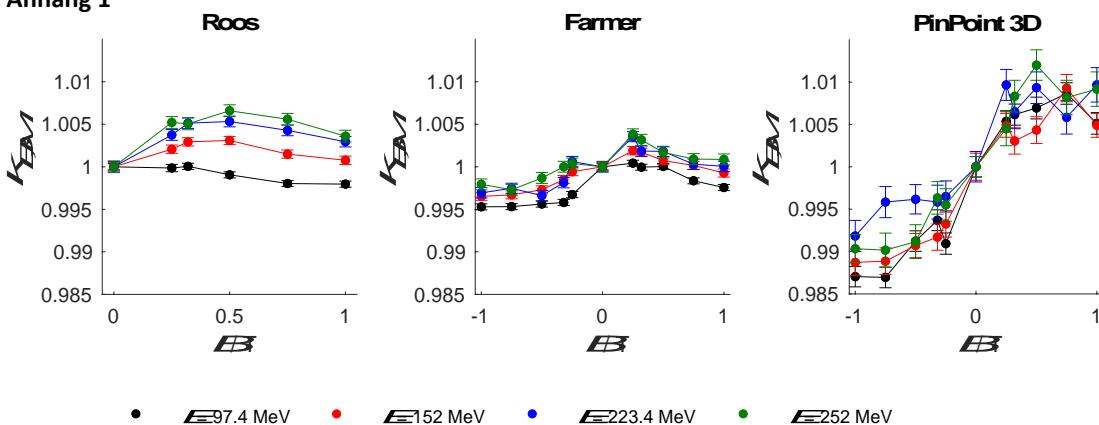


Abb. 22: Änderung des Ansprechvermögens aller untersuchten Kammern

AS13.02 Bewegungsüberwachung mit einem gemischten Kohlenstoff-Helium Strahl – eine erste Simulationsstudie

J. Hardt^{1,2,3}, N. Homolka^{1,2,4}, N. Wahl^{1,2}

¹Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Department of Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

²National Centre for Research in Radiation Oncology (NCRO), Heidelberg Institute for Radiation Oncology (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³University of Heidelberg, Department of Physics and Astronomy, Heidelberg, Deutschland

⁴University of Heidelberg, Medical Faculty, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Aufgrund ihres gleichen Masse/Ladung Verhältnisses können Kohlenstoff und Helium Ionen gleichzeitig in einem gemischten Strahl beschleunigt werden. Da die Helium Ionen dabei die dreifache Reichweite gegenüber den Kohlenstoffionen haben, treten diese distal aus dem Patienten wieder aus. Daher wurde vorgeschlagen diese gemischten Kohlenstoff-Heliumionenstrahlen zur Überwachung von Patienten Bewegungen zu benutzen, indem man die restliche Reichweite bzw. Energie der austretenden Helium Ionen misst [1,2]. Hier präsentieren wir eine erste Simulationsstudie, welche die Anwendung unter anatomischen Deformationen oder Positionierungsfehlern demonstriert.

Material & Methoden

Zur Erstellung der Bestrahlungspläne wurde in der open-source Bestrahlungsplanungssoftware matRad ein Helium-Basisdatensatz angelegt, energetisch kompatibel zum existierenden Kohlenstoffdatensatz. Die in matRad erstellten, gemischten Pläne können dann über ein Interface zu TOPAS mit Monte Carlo simuliert werden. Hierbei kann Dosis und, mit einem idealisierten Detektorsystem, auch Energie & Position der Helium-Ionen simuliert werden. Daraus wird eine Karte der wasseräquivalenten Dicke (WET) rekonstruiert. Die Simulation mehrerer CT-Phasen oder Positionierungsszenarien kann dann mit einer tatsächlichen Realisierung (hier als zufällige Stichprobe) abgeglichen werden.

Ergebnisse

Abb. 5 zeigt WET-Rekonstruktionen für verschiedene CT-Phasen eines Lungenpatienten.

Abb. 6 zeigt eine Positionierungsrekonstruktion über eine analytische Projektion des Planungs-CT entlang der Strahlachse für verschieden vorberechnete Positionierungsfehler. Mit Hilfe des mittleren quadratischen Fehlers (MSE) der projizierten WET Bilder gegenüber der simulierten WET Karte können wir den Positionierungsfehler des Patienten für eine simulierte Stichprobe abschätzen.

Zusammenfassung

Gemischte Helium-Kohlenstoffionenstrahlen ermöglichen Reichweiten gesteuerte Bestrahlungen. 4D-Observierung sowie der Abgleich mit vorsimulierten Fehlerszenarien scheint möglich, denkbar ist auch die Verbesserung der Dosisakkumulation bzw. vollständige -rekonstruktion.

Anhang 1

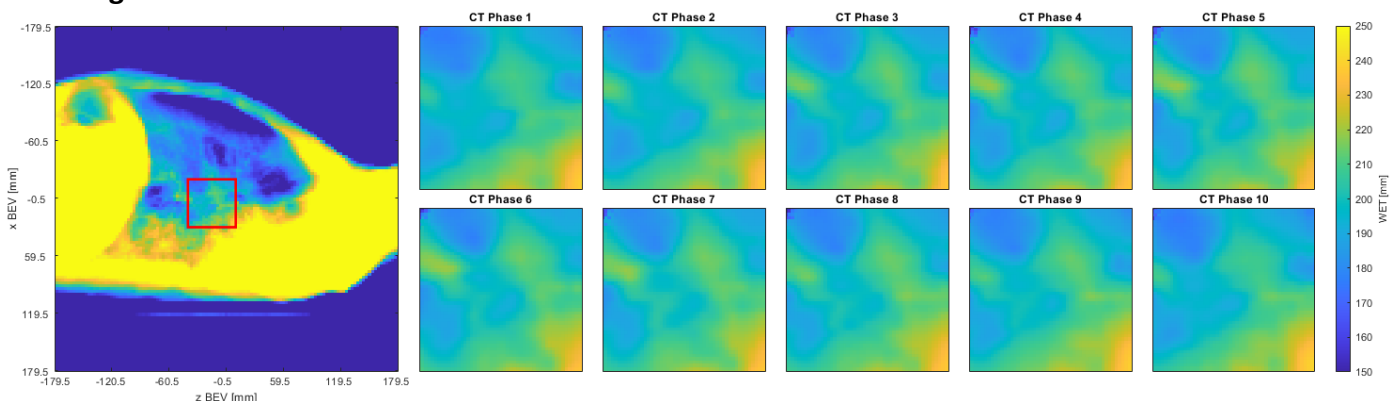


Abb. 5: Links: Übersichtsbild eines Lungenpatienten. Rechts: Ausschnitte der Simulierten WET Karten während verschiedener Atemphasen.

Anhang 2

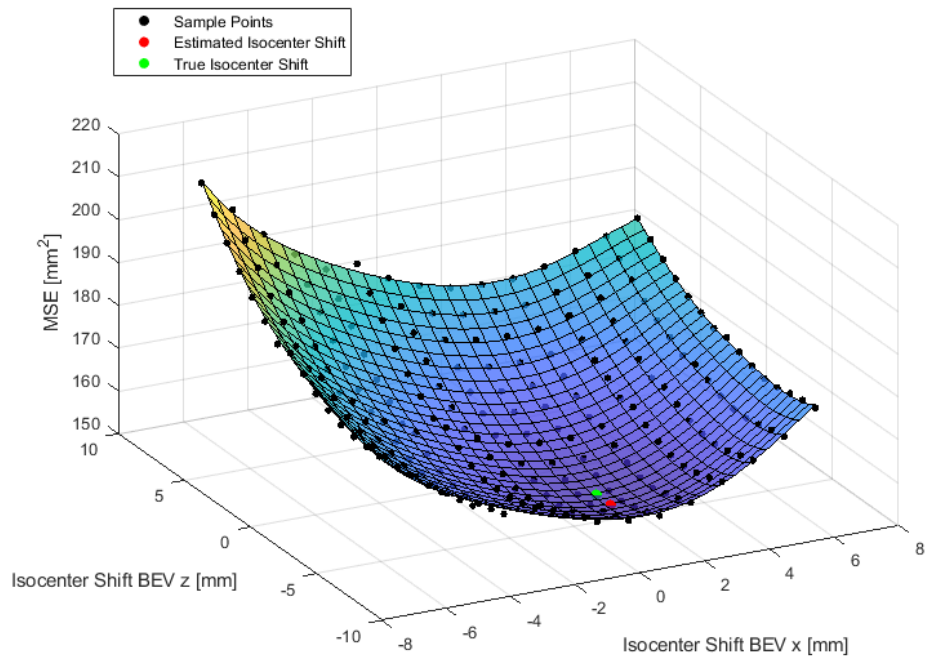


Abb. 6: MSE zur simulierten WET Karte (nur Pixel mit einem WET größer als 300 mm wurden beachtet), für verschiedene Positionierungen, und die daraus abgeschätzte momentane Position des Patienten (rot), sowie die wahre Position des Patienten (grün).

Literatur

- [1] Christian Graeff et al., "[OA027] Helium as a Range Probe in Carbon Ion Therapy," *Physica Medica*, Abstracts from the 2nd European Congress of Medical Physics, 52 (2018)
- [2] Volz et al., "Experimental Exploration of a Mixed Helium/Carbon Beam for Online Treatment Monitoring in Carbon Ion Beam Therapy," *Physics in Medicine & Biology* (2020)

AS13.03 Reichweiteverifikation mittels der Prompt Gamma-Ray Timing Methode an einem realistischem Kopfphantom unter klinisch-relevanten Bedingungen

T. Kögler^{1,2}, K. Makarevich^{1,2}, K. E. Roemer³, J. A. B. Turko³, A. Wagner³, S. M. Schellhammer^{1,2}

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

²OncoRay – Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

³Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Strahlenphysik, Dresden, Deutschland

Einleitung

Ein wesentliches Schlüsselement der online-adaptiven Partikeltherapie ist die in situ Reichweiteverifikation. Sie dient nicht nur zur unabhängigen Messung der applizierten Dosis, sondern ist zur Echtzeitanpassung des Strahls und als Sicherheitselement und Interventionstrigger unabdingbar. Das Prompt Gamma-Ray Timing ist hierfür eine vielversprechende Methode, da sie keine zusätzliche Dosis appliziert und das System aufgrund seiner geringen Masse und Volumens des Systems gut einfach in bestehende Bestrahlungsanlagen integrierbar ist. Nach umfangreichen Tests an homogenen Acrylglasphantomen, könnten wurden die Methode kürzlich am OncoRay der nächste Schritte in Richtung der klinischen Translation gegangen weiterentwickelt und getestet werden.

Material & Methoden

Ein Kopfphantom (der Fa. CIRS Inc.) wurde mit klinischen Glioblastom-Behandlungsplänen bestrahlt. Die Zeitverteilungen der dabei erzeugten prompten Gammastrahlung (PG) wurden durch von acht CeBr₃-Szintillatoren (5 Ø2''x2', 2 Ø2''x1'' und 1 Ø1''x1') zeitbezüglich zur Beschleuniger-Radiofrequenz erfasst gemessen (siehe Abb. 1). Ein schnelles Plug-on Spektrometer (der Fa. Target Systemelektronik) mit Durchsatzraten von bis zu $1 \times 10^6 \text{ s}^{-1}$ wurden verwendet, umermöglichte hierbei eine hochauflösende Zeit- und Energiespektroskopie, zu ermöglichen. Eine Erhöhung der Leistungsakzeptanz von 4 auf 8 TeV/s sollte wurde eingeführt, um die Stabilität der verwendeten Spannungsteiler zu erhöhen. Um Informationsarme PG-Ereignisse aus dem verwendeten Reichweite-Kompensator zu unterdrücken, wurden durch die Detektoren mit kleinen Blei-Kollimatoren unterdrückt versehen. Die aufgenommenen Zeitspektren wurden auf Nichtlinearitäten des ADCs korrigiert, zeitlich nicht unkorrelierter Untergrund abgezogen und die lastabhängige Verstärkung der Folgeelektronik Photomultiplier kompensiert.

Ergebnisse

Während die Verdopplung der Leistungsakzeptanz zu einer höheren Stabilität der Verstärkung und damit zu einer verbesserten Auflösung der Detektoren führt, konnte das Signal-zu-Untergrund Verhältnis durch die Verwendung der Blei-Kollimatoren erhöht werden. Zwar verbesserte die neu implementierte Pile-up Unterdrückung ebenfalls die Auflösung des Spektrometers bei hohen Raten, jedoch wird dabei der maximale Durchsatz auf $350 \times 10^3 \text{ s}^{-1}$ begrenzt. Obwohl die Ø1''x1''- hinsichtlich ihrer Zeitauflösung und Verstärkungsstabilität den Ø2''x2'-Detektoren überlegen sind, ist ihre Effizienz für zu gering, um die erforderliche statistische Genauigkeit zu geringerreichen.

DiskussionZusammenfassung

Durch zahlreiche Verbesserungen konnten die Auflösung und das Signal-zu-Rauschverhalten des PGT-Systems erheblich verbessert werden. Dennoch ist und bleibt die größte Herausforderung, die erforderliche Ereigniszahl aufzunehmen, um verlässlich eine Reichweiteänderung im Bereich von wenigen Millimetern im Patienten zu detektieren. Fortgeschrittene Analysemethoden und neuartige Hardware-Konzepte sind jedoch in der Lage, sind vielversprechende Ansätze, um diese Probleme zu lösen und die klinische Translation der Methode in naher Zukunft zu ermöglichen.

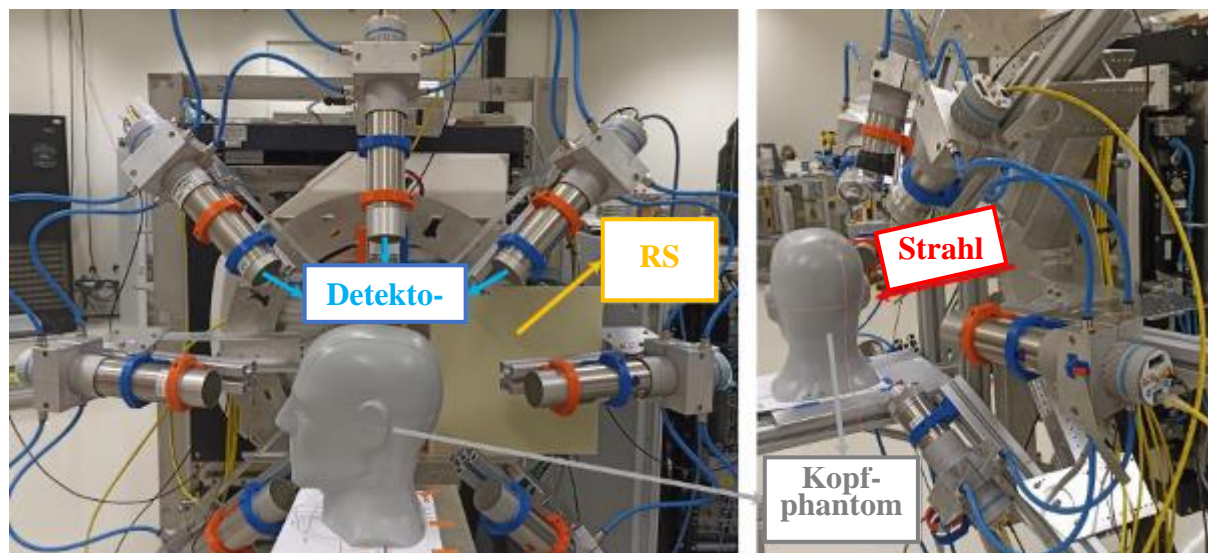


Abbildung 23: Versuchsaufbau zur Reichweiteverifikation am OncoRay. Globale und lokale Reichweiteänderungen werden durch die Einführung von Kunststoffplatten (RS) simuliert.

AS13.04 Charakterisierung eines Ionisationskammer-Array Prototypen für den Einsatz zur täglichen Qualitätssicherung in der Protonentherapie

H. A. Devendranath¹, V. Flatten^{2,3}, M. N. Chofor⁴, J. Wulff⁵, B. Timmermann⁵, A. A. Schönfeld⁴

¹Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Medizinische Physik, Düsseldorf, Deutschland

²Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland

³THM University of Applied Sciences Gießen, Institute of Medical Physics and Radiation Protection (IMPS), Gießen, Deutschland

⁴Sun Nuclear, A Mirion Medical Company, Melbourne, FL, Vereinigte Staaten

⁵Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen (WPE), Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland

Einleitung

Zur täglichen Qualitätssicherung (QS) in der Protonentherapie wird nach AAPM TG 224 die Prüfung verschiedener Strahlparameter wie Dosis, Reichweite und Spot-Positionen empfohlen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde gemäß diesen Empfehlungen der Prototyp eines Detektorarrays charakterisiert und validiert. Eine schnelle Kalibrierungsmethode und entsprechende QS-Bestrahlungspläne wurden getestet und bewertet.

Material & Methoden

Der Prototyp wurde zur Überprüfung der Dosiskonstanz, Spotposition, Spotgröße und der Energie für die tägliche QS in der Pencil Beam Scanning (PBS) Protonentherapie entwickelt. Dies wird durch eine spezielle Anordnung von insgesamt 25 luftgefüllten Ionisationskammern erreicht, wobei je 5 Kammern gruppiert sind und die zentrale Kammer von vier weiteren eingeschlossen ist. Die Gruppen messen jeweils in unterschiedlichen wasseräquivalenten Tiefen.

Die Kalibrierungsmethode sowie die Empfindlichkeit und Genauigkeit des kalibrierten Arrays wurden gegenüber Änderungen der oben genannten Strahlparameter in mehreren PBS-Behandlungsräumen untersucht. Dabei wurde die Reproduzierbarkeit in wiederholenden QS-Messungen evaluiert.

Ergebnisse

Die Kalibrierung wird einmalig mit PBS-Spot-Plänen durchgeführt, die verschiedene Strahlparameter linear variieren. Die gesamte Kalibrierung dauert weniger als 7 Minuten und berücksichtigt sowohl die Raum-zu-Raum Varianz des Strahls als auch die Varianz des Ansprechvermögens des Detektorarrays. Abb. 1 zeigt Array-Messparameter, die während einer Kalibrierung aufgenommen wurden und verdeutlicht die hohe Sensitivität des Arrays gegenüber Änderungen der jeweiligen Strahlparameter.

Das Detektorarray war in der Lage, Abweichungen der Dosisleistung, der Spotposition (x, y und r), der Spotgröße und der Energie zuverlässig zu erkennen und zu charakterisieren. Die Strahlzeit des QS-Plans für die tägliche Konstanzprüfung beträgt weniger als 30 Sekunden.

Zusammenfassung

Der Prototyp des Detektorarrays bietet eine schnelle und zuverlässige Möglichkeit zur täglichen Prüfung der Dosiskonstanz, Spotposition, der Spotgröße und der Energie.

Anhang

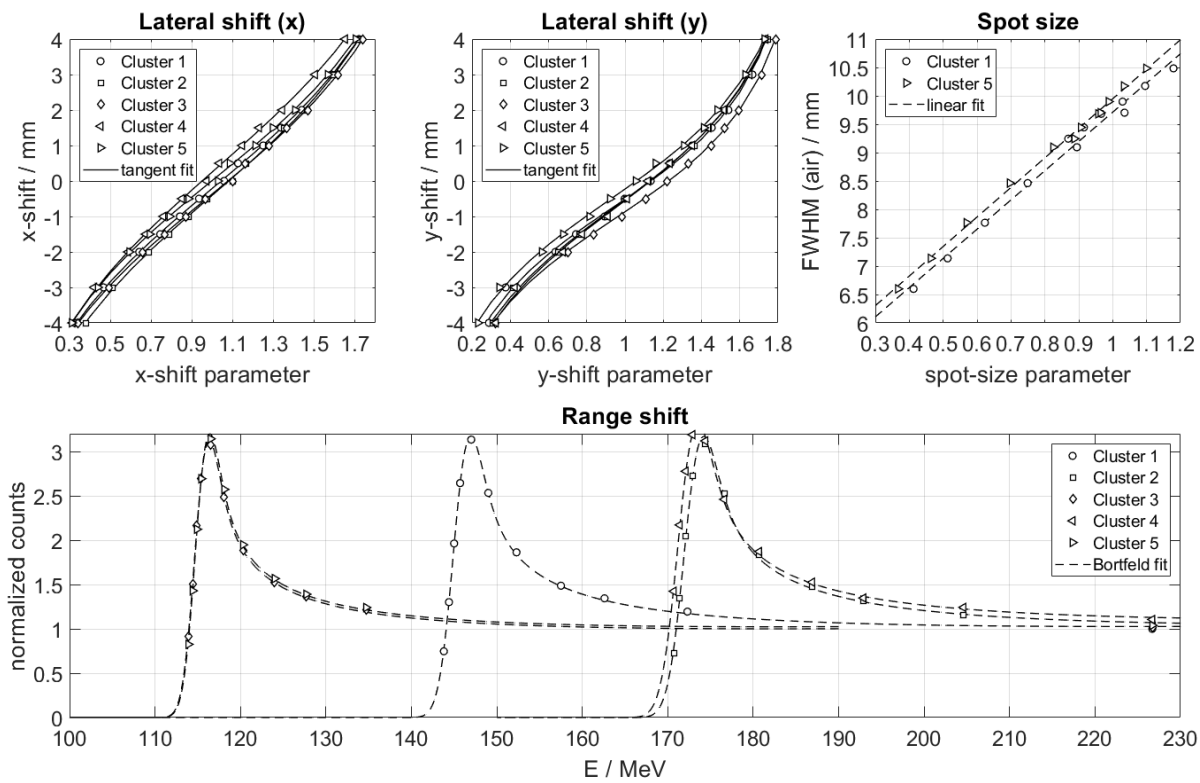


Abbildung 1: Sensitivität der Arrayparameter gegenüber lateralen Verschiebungen des Spots sowie gegenüber Änderungen der Spotgröße. Die Messungen fanden bei einer Energie von 226.7 MeV statt und sind nach Detektorgruppen (Cluster) eingeteilt. Die Sensitivität gegenüber Energieänderungen ist durch den distalen Gradienten charakterisiert.

AS13.05 Preclinical proton minibeam therapy facility for small animal irradiation

A. Rousseti¹, G. Kourkafas², J. Neubauer¹, M. Mayerhofer¹, J. Bundesmann², A. Denker², G. Dollinger¹, J. Reindl¹

¹Universität der Bundeswehr München, Institut für Angewandte Physik und Messtechnik LRT2, Neubiberg, Deutschland

²Helmholtz-Zentrum Berlin für Materialien und Energie, Protonentherapie, Berlin, Deutschland

Einleitung

Proton minibeam radiation therapy (pMBT) is an emergent cancer treatment method that contributes to the sparing of healthy tissues due to spatial fractionation. We present beamline simulations for a preclinical pMBT beamline intending to irradiate small animals.

Material & Methoden

A 68 MeV proton beam (range \sim 4 cm in water) is extracted from the cyclotron and a first degrader determines its maximum energy, while a system of dipole magnets and quadrupole triplets transports it to the treatment room. Along the beamline, multiple slits properly shape the transverse beam profiles, and a high magnetic field gradient triplet lens forms the small minibeam in front of the target station. Scanning magnets are used for a raster scan application at the target area. Close before the focusing spot and the target, a second degrader is placed, to further reduce the beam energy and form a spread-out Bragg peak. A small animal radiation research platform (SARRP) can be used for the positioning and imaging of the target.

Ergebnisse

With this setup, it is feasible to generate a proton minibeam with $\sigma = 50 \mu\text{m}$, a high peak-to-valley dose ratio (PVDR) at a center-to-center (ctc) distance as small as 1 mm of neighboring minibeam and current up to 1 nA.

Zusammenfassung

The results of this study will contribute to the construction of a preclinical pMBT facility for small animals to fully investigate the potential of pMBT and the underlying biological mechanisms.

AS13.06 FLASHlab@PITZ: First experimental results and future extension of the new R&D platform for FLASH radiation therapy and radiation biology

X. Li¹, F. Stephan¹, A. Grebinyk¹, M. Groß¹, Z. Amirkhanyan¹, F. Riemer¹, N. Aftab¹, P. Boompornprasert¹, G. Georgiev¹, J. Good¹, A. Hoffmann¹, M. Krasilnikov¹, A. Oppelt¹, C. Richard¹, D. Dmytriiev¹, M. Frohme², Y. Komar², G. Loisch³, S. Worm¹, S. Philipp¹, F. Obier³, M. Schmitz³, F. Mueller¹

¹DESY Zeuthen, Zeuthen, Deutschland

²TH Wildau, Wildau, Deutschland

³DESY Hamburg, Hamburg, Deutschland

Introduction

An R&D platform for electron FLASH radiation therapy and radiation biology is being prepared at the Photo Injector Test facility at DESY in Zeuthen (FLASHlab@PITZ). This platform is based on the unique beam parameters available at PITZ: ps scale electron bunches of up to 22 MeV with up to 5 nC bunch charge at MHz bunch repetition rate in bunch trains of up to 1 ms in length repeating at 1 to 10 Hz. It can provide an extremely wide dose and dose rate parameter range, from conventional dose rate of a few Gy/min to ultra-high dose rate of 106 Gy/s to even 1012 Gy/s. It will be used for dosimetry experiments and studying biological effects in thin samples in the next years.

Material & methods

A startup beamline has been installed to allow dosimetry studies and irradiation experiments on chemical, biochemical and biological samples like cells and organism. Experiments have been done with various doses at the conventional dose rate and ultra-high dose rate (UHDR). A fast online dose estimation system is based on FLUKA Monte-Carlo simulation while Gafchromic films are used for direct dose measurements in the experiments.

In addition, a dedicated beamline for FLASHlab@PITZ has been designed for better control of the high brightness electron beams. This includes a dogleg to translate the beam and a 2D kicker system to scan the tiny beam focused by quadrupoles across the samples within less than 1 ms. Start-to-end simulations have been performed with this beamline at various bunch charges (sub pC to 5 nC). The simulated beams at the exit window are used to calculate the dose parameters.

Results

On the startup beamline, dosimetry studies have demonstrated part of the dose parameter range provided by the PITZ accelerator, with good agreement between FLUKA simulations and measurements. The dark current from the photoinjector has been reduced to 5% of the conventional dose rate. In vitro experiments at the conventional dose rate and ultra-high dose rate (106 Gy/s) showed the radiation effects on the H₂O₂ generation in water and the damage of DNA plasmid. Radiation depth in water was also measured.

For the full beamline, start-to-end simulations showed that tiny electron beam size (sub mm RMS) is reachable in a huge charge range, which enables both 2D scan of the beam across the samples or the generation of wide uniform dose distributions with scattering foils. The status of the full beamline design will be presented.

Summary

The unique electron beam parameters from the PITZ accelerator will provide extremely flexible dose parameters with various irradiation options for FLASH radiation therapy and radiation biology studies. On the startup beamline, part of the parameter range has been demonstrated and first in vitro experiments have shown radiation effects in water and in biological samples. The preparation of the full beamline is ongoing.

FS12.03 DGMP - Vom Stammtisch zur professionellen wissenschaftlichen Fachgesellschaft Sitzung: Wissenschaftsgeschichte Medizinische Physik 100. Todestag von Wilhelm Conrad Röntgen - Geschichte der Medizinphysik in Deutschland (In Kooperation mit der Historischen Kommission der DRG)

K. Zink¹

¹THM, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

Der 7. Mai 1969 ist für die DGMP ein besonderes Datum – an diesem Tag wurde in Stuttgart im Restaurant "Liederhalle" mit der Verabschiedung der ersten Satzung die Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik e.V. offiziell gegründet. Es war ein durchaus überschaubarer Kreis von Physikern und Ingenieuren, die damals die Gesellschaft aus der Taufe gehoben haben: gerade 25 Teilnehmer zählte diese erste Mitgliederversammlung, die Zahl der DGMP-Mitglieder insgesamt betrug 78.

Dieser Gründungsversammlung vorausgegangen waren mehrjährige Initiativen einiger Aktivisten: Erich Bunde, Eberhard Jahns, Benno Markus, Günther Schoknecht und Rudolf Wolf, dem ersten Vorsitzenden der DGMP. Sie waren fast alle Mitglieder des DIN-Ausschusses Dosimetrie, insofern kann dieser Normenausschuss als Keimzelle der DGMP betrachtet werden. Den meisten von Ihnen hat die DGMP durch die Ehrenmitgliedschaft ein ehrendes Andenken bewahrt.

Auf ihre Initiative ist im Jahr 1968 zunächst die "Fachvereinigung Physik in der Medizin" gegründet worden, deren wesentliche Aufgabe die Vorbereitung der Gründungsversammlung und die Ausarbeitung der ersten Satzung der DGMP war. Ziel und Motivation der Gründungsväter war neben der Verbesserung der Stellung der Physiker in den Kliniken, vor allem die Schaffung besserer Aus- und Weiterbildungsmöglichkeiten im Bereich der Medizinischen Physik sowie die Förderung der wissenschaftlichen Grundlagen des Fachgebiets.

Die Aus- und Weiterbildung in Medizinischer Physik ist seit den Gründungsjahren bis heute ein zentrales Thema der DGMP. Bereits im Jahr 1974 ist die erste Weiterbildungsordnung der DGMP verabschiedet worden. Um insbesondere jungen Hochschulabsolventen verbesserte Weiterbildungsmöglichkeiten in der Medizinischen Physik bieten zu können, ist dank des Engagements von Bernhard Rassow und Julius Kretschko im Jahr 1988 gemeinsam mit Kollegen aus Österreich und der Schweiz die Winterschule in Pichl gegründet worden.

Mit der Einrichtung des Fachgebiets "Medizinische Physik und Biomedizinische Technik" bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft im Jahr 1982 und dem Vorschlagsrecht der DGMP für Fachkollegiaten war die Medizinische Physik auch als wissenschaftliches Fachgebiet etabliert.

Dank der Schaffung einer Vielzahl von Bachelor- und Masterstudiengängen Medizinische Physik im Zuge des Bologna-Prozesses in den Nuller Jahren hat das Fachgebiet nochmals einen deutlichen Aufschwung genommen. Die Sichtbarkeit des Fachgebiets an den Hochschulen wurde verbessert und es eine Vielzahl von Professuren an den Hochschulen wurde eingerichtet. Dies hat zu einem deutlichen Anstieg der Forschungsaktivitäten im Bereich der Medizinischen Physik geführt. Nur wer die Vergangenheit kennt, hat eine Zukunft! In diesem Sinne will der Vortrag die Geschichte der DGMP aufarbeiten und dabei nicht nur über ihre Erfolge, sondern auch über Rückschläge berichten.

AS14.01 Eine Untersuchung der Aufgabenpriorität zur Risikobeherrschung im Rahmen einer Ausfalleffektanalyse (FMEA) für die perkutane Strahlentherapie

D. Kornek^{1,2}, C. Bert^{1,2}

¹Strahlenklinik Erlangen, Medizinische Strahlenphysik, Erlangen, Deutschland

²Comprehensive Cancer Center Erlangen-EMN (CCC ER-EMN), Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die Ausfalleffektanalyse (FMEA) ist eine etablierte Methode zur Erkennung von Fehlerarten (FA) und Identifikation korrekativer Maßnahmen, um letztendlich die Patientensicherheit zu erhöhen. Die Risikoprioritätszahl (RPN) ist eine überholte Methode zur Priorisierung der FA innerhalb der FMEA, die trotz ihrer Nachteile immer noch vielfach angewandt wird. Sie ist das Produkt aus der Schwere S der möglichen Folge, der Häufigkeit O der Ursache und der Wahrscheinlichkeit D der rechtzeitigen Entdeckung. Eine neuere Methode ist die von der Automotive Industry Action Group (AIAG) definierte Aufgabenpriorität (AIAG-AP), die S , O und D getrennt bewerten kann, aber für diese Parameter ein konkretes Einschätzungssystem vorgibt, das nicht unmittelbar für die Strahlentherapie übernommen werden kann. Ziele dieser Arbeit sind ein Vorgehen, das die AIAG-AP für die Strahlentherapie anpasst (RO-AP), und ein Vergleich der RO-AP mit der AIAG-AP und der RPN.

Material & Methode

Die RO-AP wurde wie folgt formalisiert:

$$\text{RO-AP}(y) = \begin{cases} \text{sehr hoch, wenn } y \geq y_{VH} \\ \text{hoch, wenn } y_{VH} > y \geq y_H \\ \text{mittel, wenn } y_H > y \geq y_M \\ \text{niedrig, wenn } y < y_M \text{ oder } S = 1 \text{ oder } O = 1 \end{cases}$$

mit $y = w_S S + w_O O + w_D D$. Dabei sind w_S , w_O und w_D Wichtungsfaktoren, die die Bedingung $w_S \geq w_O \geq w_D$ erfüllen. Mit geeigneten Schwellwerten y_{VH} , y_H und y_M wurden die vier verschiedenen RO-AP-Bereiche derart abgegrenzt, dass die Anzahl der S - O - D -Kombinationen in etwa derjenigen des entsprechenden AIAG-AP-Bereiches entspricht. Die Wichtungsfaktoren wurden mittels einer Simulation mit 10000 zufälligen FA empirisch bestimmt. Für jede FA wurden zufällig Maßnahmen gemäß RO-AP, AIAG-AP oder RPN gelöst, bis die entsprechende FA mindestens tolerierbar war.

Ergebnisse

Es konnte gezeigt werden, dass die der RO-AP zugrundeliegende gewichtete Summe die AIAG-AP bezüglich der Implikation für korrektive Maßnahmen abbilden kann (siehe Abb. 1). Es wurden $w_S = 3$, $w_O = 3$ und $w_D = 1$ bestimmt, wodurch ca. 39,2% weniger Maßnahmen als bei der RPN für eine vergleichbare Gesamtrestkritikalität benötigt wurden.

Zusammenfassung

Anhand des hier vorgestellten Vorgehens kann mit der RO-AP eine flexible Priorisierungsmethode etabliert werden, welche an beliebige S-O-D-Parametrisierungen in der Strahlentherapie angepasst werden kann. Die RO-AP ist gleichwertig zur AIAG-AP und erlaubt im Vergleich zur RPN eine größere Kritikalitätsreduktion pro Maßnahme.

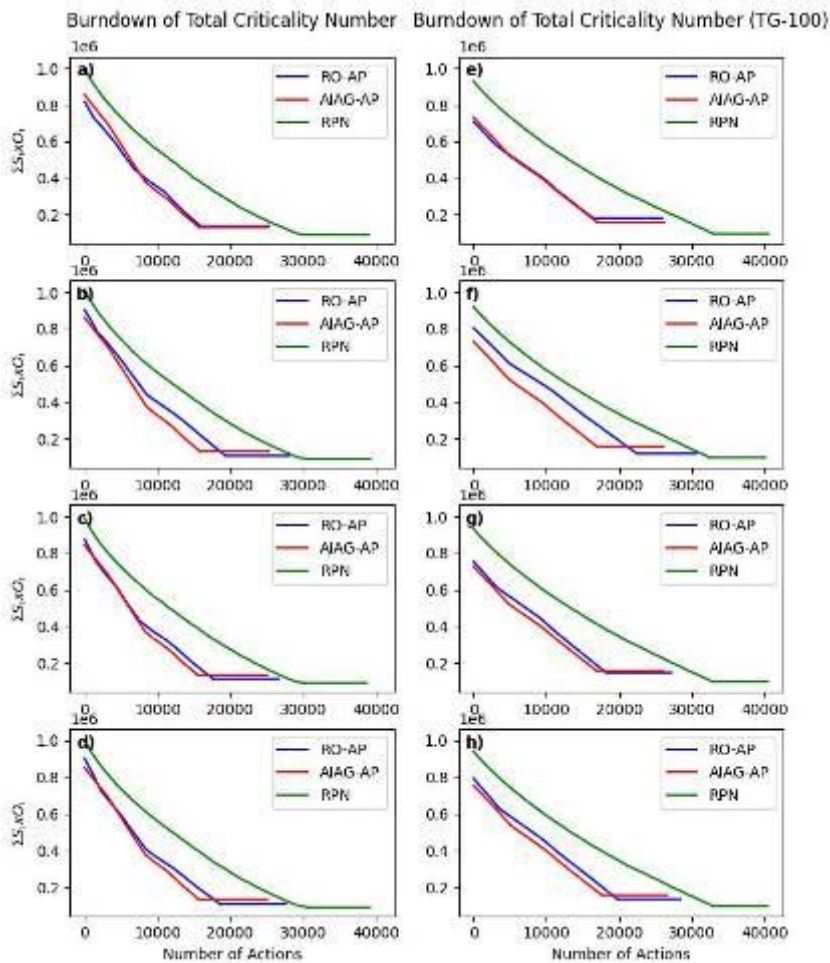


Abb. 24: Mit zunehmender Anzahl von Maßnahmen verringert sich die Gesamtkritikalität $\Sigma S_i O_i$ aller FA i . Links wurden 10000 zufällige S-O-D-Einschätzungen entsprechend einer Gleichverteilung gelöst, rechts entsprechend einer geschätzten Verteilung, deren Stichproben der AAPM TG-100 [1] entnommen wurde. a), e): $w_S=1, w_O=1, w_D=1$; b), f): $w_S=2, w_O=1, w_D=1$; c), g): $w_S=2, w_O=2, w_D=1$; d), h): $w_S=3, w_O=3, w_D=1$.

[1] Huq MS et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management, *Med Phys*, vol. 43, no. 7, p. 4209, Jul 2016, doi: 10.1118/1.4947547.

AS14.02 Erste Erfahrungen mit der Durchführung einer Bow Tie Analyse in der Strahlentherapie

F. Schau¹, T. Heine², D. Hummel³, S. Koswig², M. Buchgeister¹

¹Berliner Hochschule für Technik, Fachbereich II Mathematik - Physik - Chemie, Berlin, Deutschland

²Helios Klinikum Bad Saarow, Klinik für Radioonkologie und Strahlenheilkunde, Bad Saarow, Deutschland

³Diakonie-Klinikum Stuttgart, MVZ für Strahlentherapie, Stuttgart, Deutschland

Einleitung

Bottom-Up-Verfahren wie z.B. die FMEA in Kombination mit der Berechnung der Risikoprioritätszahl (RPZ) stellen aktuell die Risikoanalyseverfahren der Wahl in der Strahlentherapie dar. Das Gegenstück bilden Analyseverfahren nach dem Top-Down-Ansatz, welcher hier zur Anwendung kommen soll. Es wurde eine Bow Tie Analyse (nach DIN EN 31010) mit zusätzlicher quantitativer Analyse mittels RPZ und Risikomatrix durchgeführt und deren Eignung als alternatives Verfahren untersucht.

Material & Methoden

Der Ablauf der durchgeführten Risikoanalyse orientierte sich an der Prozessbeschreibung zum Risikomanagement für Strahlenbehandlungen des Arbeitskreises Risikomanagement der DGMP. Die Analyse erfolgte für das Behandlungsverfahren der atemgetriggerten Mammabestrahlung am Linearbeschleuniger. Betrachtet wurde dabei die gesamte Prozesskette vom Tumorboard über die Bestrahlung bis zur Nachsorge. Die zu analysierenden Hauptvorkommnisse wurden anhand einer extern zur Verfügung gestellten Vorkommnisliste definiert. Die allgemeine Liste wurde an das Behandlungsverfahren und die örtlichen Besonderheiten angepasst. Pro Vorkommnis wurden die jeweiligen Ursachen, Folgen und deren bereits etablierten oder zukünftig möglichen Barrieren in einem Bow Tie Diagramm grafisch dargestellt. In einer Mitarbeiterbefragung (Beteiligungsquote: 74%, Gesamtmitarbeiterzahl: 23) erfolgte mittels Fragebogen eine Bewertung der 3 Kriterien Entdeckungs- und Eintrittswahrscheinlichkeit sowie Schwere der Auswirkung pro Hauptvorkommnis auf einer 5-stufigen Skala. Die Befragungsauswertung erfolgte sowohl mittels Risikomatrix als auch mittels RPZ.

Ergebnisse

Für das betrachtete Behandlungsverfahren wurden 22 Hauptvorkommnisse mit jeweils 2 bis 14 Ursachen identifiziert. Die Stärke der Analyse liegt im Auffinden und Sichtbarmachen von abteilungsindividuellen Barrieren. Ursachenseitig konnten viele Barrieren ermittelt werden, auf der Folgenseite deutlich weniger. Bei sehr komplexen Vorkommnissen ist aus Übersichtsgründen eine farbliche Gestaltung der Bow Tie Diagramme sinnvoll. Die quantitative Analyse der Mitarbeiterbefragung zeigte Diskrepanzen zwischen den Risikoranglisten nach Aufstellung der Risikomatrix und Berechnung der RPZ. Der Gesamtzeitbedarf für diese Risikoanalyse betrug ca. 100 Arbeitsstunden für den Hauptverantwortlichen, davon war für ca. 36 h die Zuarbeit durch weitere Mitarbeiter (feste Arbeitsgruppe) in Form von gemeinsamen Sitzungen nötig.

Zusammenfassung

Die Nutzung einer externen Vorkommnisliste zum Auffinden der zu analysierenden Hauptvorkommnisse und die Durchführung der Risikoanalyse mittels Bow Tie Analyse stellt eine gut anzuwendende Alternative zur klassischen FMEA dar. Eine Bow Tie Analyse ist ein leicht verständliches, grafisches Verfahren, das nach kurzer Einarbeitungszeit effizient nutzbar ist. Eine nachfolgende quantitative Analyse wird empfohlen, um eine Priorisierung der evaluierten Hauptvorkommnisse hinsichtlich ihrer Bedeutsamkeit zu ermöglichen.

AS14.03 Reevaluation der Risikoanalyse der durch künstliche Intelligenz unterstützten CBCT-basierten Online-Adaption nach einem Jahr klinischer Erfahrung

S. Wegener¹, G. Razinskas¹, S. Weick¹, R. Schindhelm¹, S. Stark¹, H. Hutzel¹, M. Zimmermann¹, J. Tamihardja¹, F. Exner¹

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

Einleitung

Online-adaptive Strahlentherapie mit dem Ethos-System (Varian Medical Systems) wird zunehmend häufiger. Ohne bisherige klinische Erfahrungen lassen sich die für die Bewertung bei einer Risikoanalyse herangezogenen Auftritt- und Entdeckungswahrscheinlichkeiten lediglich schätzen. Hier sollen die Erfahrungen eines Standortes aus dem ersten Jahr KI-gestützter adaptiver Radiotherapie und die erneute Evaluation der initial durchgeführten prospektiven Risikoanalyse präsentiert werden.

Material & Methoden

Während des ersten Jahres des Betriebs eines Ethos-Systems wurden Unregelmäßigkeiten und im Rahmen der Qualitätssicherung entdeckte Fehler dokumentiert. Für jede adaptive Fraktion wurden zudem die notwendigen manuellen Anpassungen der softwareseitig erstellten Risikoorgane und Zielvolumina auf einer vierstufigen Skala bewertet. Daraus wurden Auftritt- und Entdeckungswahrscheinlichkeiten errechnet.

Mittels der Software myQA PROactive (IBA dosimetry) wurde die vor Aufnahme des Bestrahlungsbetriebs durchgeführte prospektive Risikoanalyse abgebildet und nun im interdisziplinären Team aus Ärzten, MTR und Physikern unter Berücksichtigung der zwischenzeitlichen Erfahrungen neu evaluiert.

Ergebnisse

Die Hälfte von etwa 120 dokumentierten Unregelmäßigkeiten entfallen auf die knapp 400 durchgeführten Adaptionen, die andere Hälfte auf am gleichen Gerät bestrahlte IGRT-Patienten. Die Qualität der KI-unterstützten Konturierung war von den jeweiligen Risikoorganen und Zielvolumina abhängig. Für die Blase waren höchstens kleine Änderungen notwendig. Mehr als kleine Änderungen waren in 6.7% der Fälle für den Uterus erforderlich. Bei den Zielvolumina mussten insbesondere Lymphknoten häufig (37.3%) mehr als nur geringfügig nachbearbeitet werden.

Mehrere der neu in die Risikoanalyse aufgenommenen Fehlerzustände waren in der ursprünglichen Analyse noch nicht enthalten. Hierzu zählen zum Beispiel das unbeabsichtigte Deaktivieren der Neugenerierung abgeleiteter Strukturen bei der Adaption oder die fehlgeschlagene Plangenerierung bei einem längeren Zielvolumen, welches zwar in der Vorplanung problemlos, aber in der adaptiven Sitzung nicht mehr vollständig von der Kollimatoröffnung abzudecken war.

Eine Visualisierung der Analyse in der eingesetzten Software (Abbildung 1) ermöglichte zusätzliche Qualitätssicherungsschritte in ihrer Effizienz zu bewerten und zu implementieren. Damit lässt sich auch diskutieren, welches zusätzliche Risiko entsteht, wenn nicht mehr jede einzelne adaptive Sitzung von fachkundigem Arzt und Physiker begleitet wird.

Zusammenfassung

Es wird eine aktualisierte Risikoanalyse für den online-adaptiven Workflow am Ethos-System vorgelegt, die Erfahrungswerte von einem Jahr Betrieb und damit auch teilweise quantitativ bestimmte Auftritt- und Entdeckungswahrscheinlichkeiten enthält.

Anhang 1

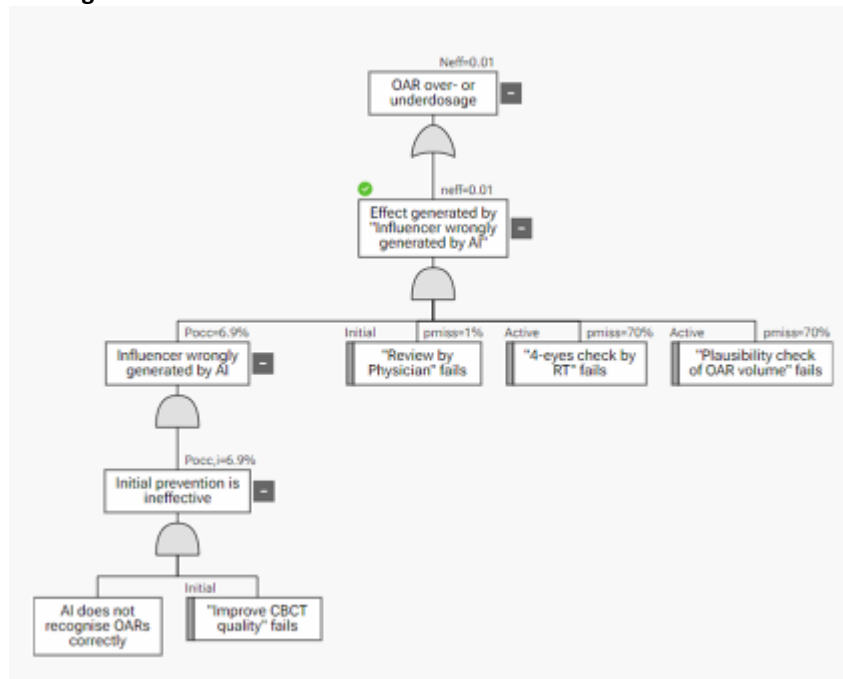


Abb.1: Exemplarische Fehlerbaumanalyse für das Fehlerereignis "Influencer durch künstliche Intelligenz fehlerhaft generiert" mit den implementierten Gegenmaßnahmen.

AS15.01 *In vivo* Charakterisierung schnell relaxierender Kniegelenkstrukturen mit UTE basierter Kartierung von T_1 und T_2^* Relaxationszeiten

M. Rothe¹, S. Riedel¹, A. Deistung¹, R. Brill¹, W. A. Wohlgemuth¹, A. Gussew¹

¹Universitätsklinikum Halle (Saale), Universitätsklinik und Poliklinik für Radiologie, Halle (Saale), Deutschland

Einleitung

Quantitative MR-Bildgebung schnell relaxierender Geweben wie Sehnen oder Bändern ist aufgrund der erforderlichen minimalen Echozeiten herausfordernd. Einen vielversprechenden Ansatz zur Einstellung von ultrakurzen Echozeiten (UTE) bieten Techniken mit radialer oder spiraler k-Raumauflese, die unter anderem Charakterisierung genannter Gewebetypen mit Hilfe quantitativer Parameter wie z.B. T_1 und T_2^* Relaxationszeiten ermöglichen¹. Ziel dieser Studie war die Vermessung und das histogrammbasiertes Clustering dieser Parameter in verschiedenen Kniegelenkstrukturen von gesunden Kntrollen als Ansatz zur Etablierung von Gewebereferenzwerten, die künftig zur Charakterisierung von Pathologien oder zur Gewebesegmentierung herangezogen werden sollen.

Material & Methoden

Fünf gesunde Personen (24,6±5,1 Jahre) wurden an einem 3T-MR-Scanner (MAGNETOM Vida, Siemens-Healthcare) mit einer 18-Kanal-Sende-/Empfangsspule untersucht. Für die schnelle T_1 - und T_2^* -Kartierung wurden zwei räumlich hochaufgelöste Messungen (0,8mm³) mit einer 3D-UTE-Prototypsequenz mit spiralförmiger k-Raumauflese² durchgeführt (Abb. 1). Gewebespezifische T_1 - und T_2^* -Verteilungen wurden in Form von gewebespezifischen bivariaten Histogrammen für zehn zuvor manuell segmentierte Gewebetypen ermittelt (Vorderes Kreuzband, hinteres Kreuzband, Quadrizepssehne, Patellasehne, Muskel, Unterhautfettgewebe, Kochen, Knochenmark, Hoffa Fettkörper und Knorpel).

Ergebnisse

Diskrete T_1 - T_2^* -Histogrammcluster untersuchter Gewebetypen sind in Abbildung 2 dargestellt. Unter Berücksichtigung zugrundeliegender T_1 und T_2^* Werte zeigen sie insgesamt eine ausreichende Differenzierung von Sehnen oder Knochen von fetthaltigen Strukturen sowie langsamer relaxierenden Muskeln. Beim Knorpel bilden sich zwei diskrete T_1 - T_2^* -Cluster, die einer oberflächlichen und einer tiefen Knorpelschicht zugeordnet werden können.

Zusammenfassung

Das gezeigte UTE-basierte T_1 - und T_2^* -Kartierungsverfahren ermöglicht Quantifizierung von schnell relaxierenden Geweben mit einer räumlichen Auflösung im Submillimeterbereich bei einer klinisch angemessenen Messzeit von 9 Minuten. Auch wenn verschiedene Gewebe im bivariaten Histogramm Überschneidungsbereiche aufweisen, scheint eine Charakterisierung der Gewebe anhand der Histogramme möglich zu sein. Hinzunahme von zusätzlichen Parametern, wie z.B. von Phaseninformationen, könnten die Histogramm-basierte Gewebedifferenzierung weiter verbessern und sollte in zukünftigen Studien erforscht werden.

Anhang 1

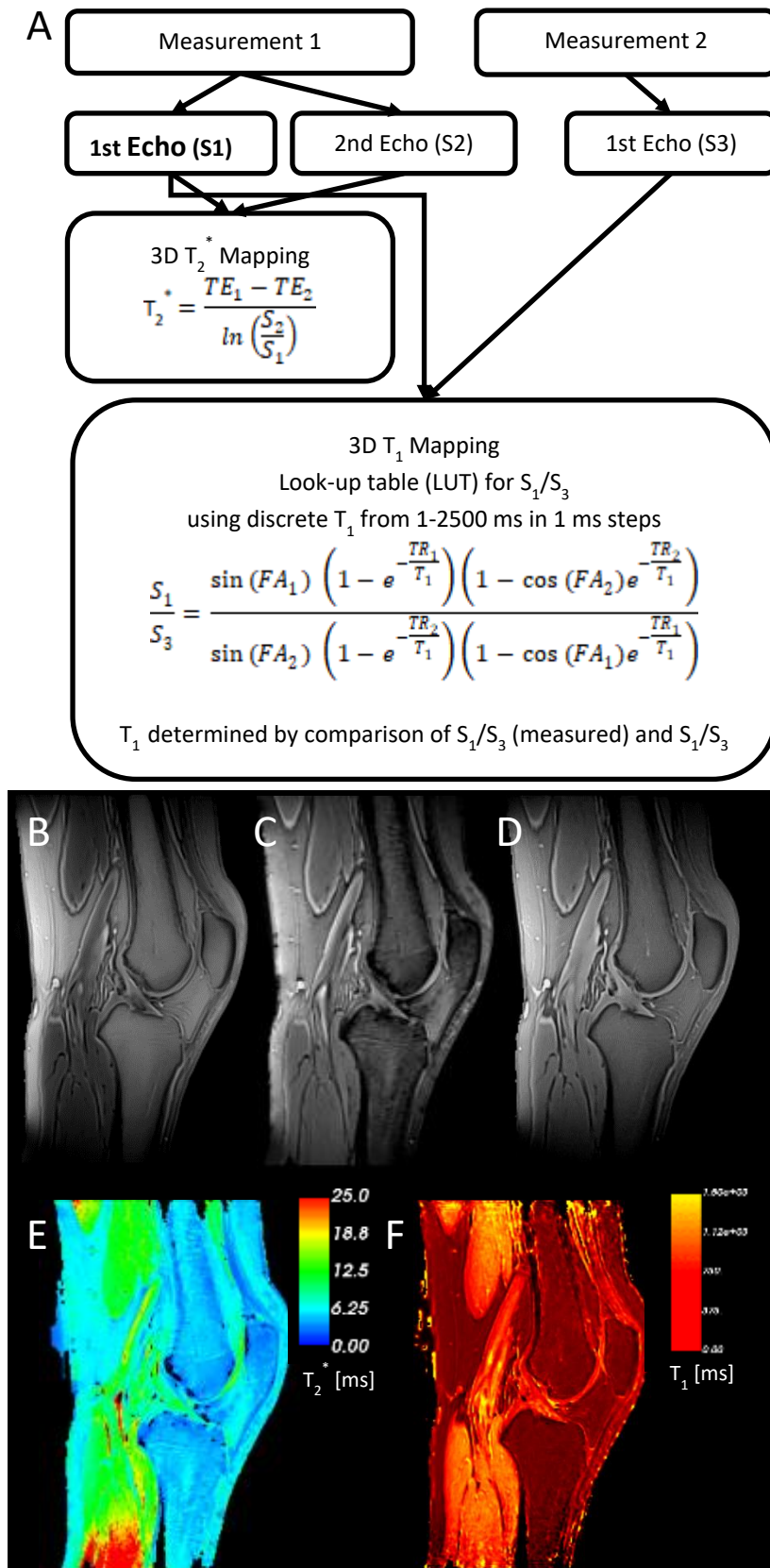


Abb.1: Arbeitsablauf der T_1 und T_2^* Kartierung, sowie Beispielbilder der aufgenommenen Signale (A-C) und Relaxationsparameterkarten (E-F).

Anhang 2

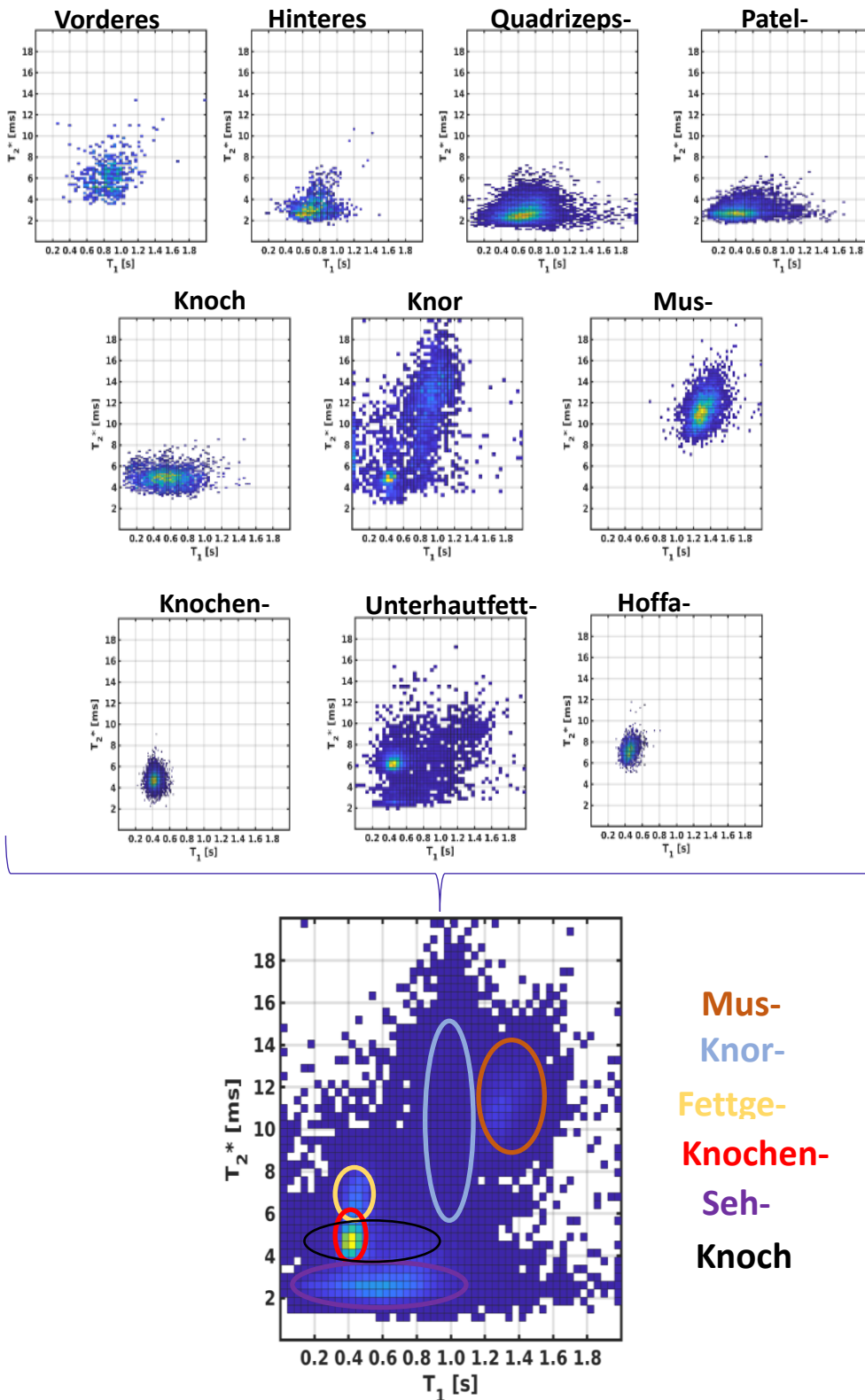


Abb.2: Summe der bivariaten Histogramme aller 5 Personen.

Literatur (falls vorhanden)

- [1] Wehrli FW. Magnetic resonance of calcified tissues. J Magn Reson. 2013;229:35-48. doi:10.1016/j.jmr.2012.12.011
- [2] Mugler JI, Fielden SWMCH, A. AT, et al. Breath-hold UTE Lung Imaging using a Stack-of-Spirals Acquisition. In: 23rd Annual Meeting ISMRM. ; 2015:1476.

AS15.02 Quantitatives T2-Mapping am Knie bei verschiedenen Feldstärken: eine Vergleichsstudie zwischen 0,3 T Niederfeld-MRT sowie 1,5 und 3 T Hochfeld-MRT

T. Krähling¹, C. Ottow¹, A. Schmeling², V. Vieth³

¹Universität und Universitätsklinikum Münster, Klinik für Radiologie, Münster, Deutschland

²Universität und Universitätsklinikum Münster, Institut für Rechtsmedizin, Münster, Deutschland

³Klinikum Ibbenbüren, Klinik für Radiologie und Neuroradiologie, Ibbenbüren, Deutschland

Einleitung

Neben der morphologischen MR-Bildgebung des Knieknorpels liefert das T2-Mapping als multimodaler Ansatz zusätzliche Informationen für die Diagnostik, unter anderem bei der Osteoarthritis [1,2] und Chondromalazie [3]. In der vorgestellten Studie soll untersucht werden, ob mit einem Niederfeld-Gelenkskammer ein T2-Mapping möglich ist und vergleichbare Resultate wie bei 1,5 und 3 T-Systemen liefert.

Material & Methoden

Untersucht wurde jeweils das linke Knie von 20 gesunden Probanden (11 weiblich, 9 männlich; Alter 16-20). Die MR-Untersuchungen erfolgten für jeden Probanden am selben Tag an einem 0,3 T O-Scan Gelenkskammer mit einer DPA-RX-Kniespule (Esaote, Genua, Italien), einem 1,5 T Ingenia mit 16-Kanal RX-Kniespule (Philips, Best, Niederlande) und einem 3 T MR 7700 mit 16-Kanal TX/RX-Kniespule (Philips, Best, Niederlande) mit den in Tab. 1 aufgeführten Sequenzparametern. T2-Maps wurden direkt auf der Scannerkonsole erstellt, die Segmentierung mittels Slicer 3D (v5.0.3) und die statistische Auswertung mit Oracle DB (XE 18.4) durchgeführt.

Ergebnisse

Knochenferner Knorpel, sowohl des Femurs als auch der Tibia, weisen bei 0,3 T im Vergleich zu 1,5 und 3 T eher niedrigere T2-Relaxationszeiten auf, wohingegen bei knochenahem Knorpel die T2-Relaxationszeiten überwiegend vergleichbar sind, siehe Abb. 1 für das Tibiaplateau. Ursächlich hierfür ist insbesondere die geringere Auflösung, die Änderungen der T2-Relaxationszeit durch Partialvolumeneffekte begünstigt sowie die Segmentierung in knochenahen und -ferne Bereiche erschwert. Jedoch zeigen auch einzelne Segmente zwischen 1,5 und 3 T deutlich unterschiedliche Werte auf, insbesondere beim tibianahen Knorpel.

Zusammenfassung

Die T2-Relaxometrie des Knorpels ist auch mit einem 0,3 T Niederfeld-MRT möglich und liefert insbesondere für femur- und tibianahen Knorpel vergleichbare T2-Relaxationszeiten, bezogen auf Messungen bei 1,5 und 3 T. Für die Beurteilung von knochenfernem Knorpel sollte die Untersuchung hingegen auf einem Hochfeld-MRT durchgeführt werden, da die geringere Auflösung eine Differenzierung erschwert und Partialvolumeneffekte die gemessenen T2-Relaxationszeit beeinflussen.

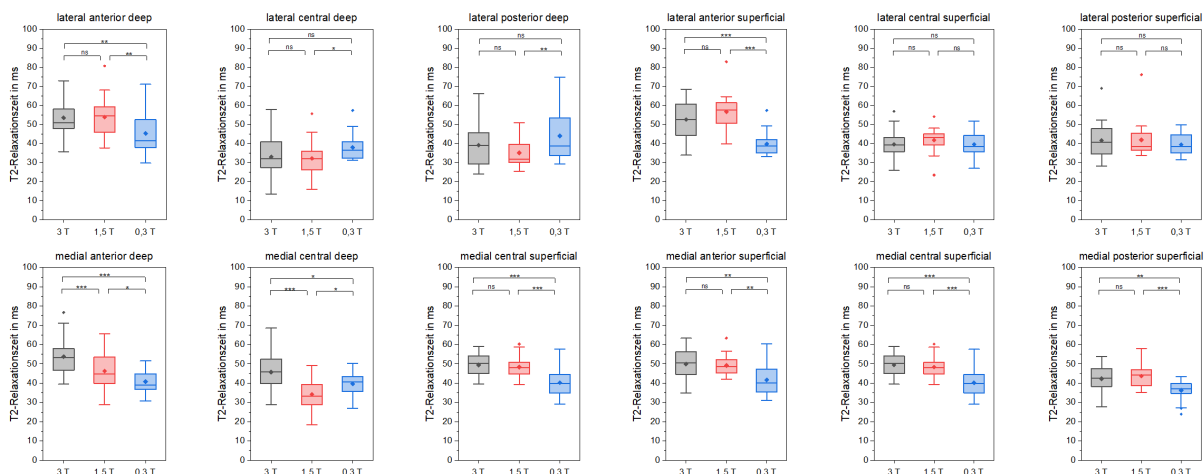


Abb.1: Übersicht der T2 Relaxationszeiten für verschiedene Segmente des Tibiaplateaus.

	0,3 T Esaote O-Scan	1,5 T Philips Ingenia	3 T Philips MR 7700
Sequenz	3D SHARC mit 2 Flipwinkeln	Multishot-Multiecho TSE mit 12 Echos	Multishot-Multiecho TSE mit 12 Echos
TR	20 ms	2000 ms	2000 ms
TE	10 ms	9,8 ms + n*13 ms; n=1... 12	9,8 ms + n*13 ms; n=1... 12
Flipwinkel	30°, 60°	90°	90°
Akquisition	0,78 x 0,78 x 0,78 mm ³ axial	0,45 x 0,45 x 4 mm ³ sagital	0,45 x 0,45 x 4 mm ³ sagital
Rekonstruktion	0,63 x 0,63 x 4 mm ³ sagital	0,29 x 0,29 x 4 mm ³ sagital	0,29 x 0,29 x 4 mm ³ sagital

Tab. 1: Sequenzparameter

Literatur

- [1] Alsayyad MAI, Ali Shehata KA, Khattab RT: *Role of adding T2 mapping sequence to the routine MR imaging protocol in the assessment of articular knee cartilage in osteoarthritis*. Egypt J Radiol Nucl Med 2021; 52:78
- [2] Verschueren J, Eijgenraam SM, Klein S, Poot DHJ, Bierma-Zeinstra SMA, Hernandez Tamames JA, Wielopolski PA, Reijman M, Oei EHG: *T2 mapping of healthy knee cartilage: multicenter multivendor reproducibility*. Quant Imaging Med Surg. 2021 ;11(4):1247-1255
- [3] Gerwing M, Wildgruber M, Stollberg-Stolberg J, Krähling T: *T2-Mapping zur Evaluation einer Chondromalazie des posterolateralen Tibiaplateaus*. 23rd Ann. Meet. Ger. Chapter Int. Soc. Magn. Reson. Med. 2021, Zurich

AS15.03 Umgang mit langstreckigen Implantaten bei MR-Untersuchungen: Erfahrungen aus der klinischen Praxis

T. Krähling¹, P. Strauß¹, R. Eßeling¹, N. Meier¹

¹Universität und Universitätsklinikum Münster, Klinik für Radiologie, Münster, Deutschland

Einleitung

Die MRT stellt eine wichtige Bildgebungstechnik in der klinischen Routine dar. Durch eine alternde Gesellschaft und steigendem medizinischem Fortschritt benötigen jedoch zunehmend Patienten mit Implantaten eine MR-Bildgebung, die zu einem zusätzlichen Risiko einer MR-Untersuchung führen. In diesem Beitrag möchten wir unsere Erfahrungen beim Umgang mit langstreckigen Implantaten im MRT aus der klinischen Praxis vorstellen.

Ergebnisse

Für einige Implantattypen, insbesondere aktive Implantate wie Herzschrittmacher oder Neurostimulatoren sowie passive kardiologische Implantate, veröffentlichen die Hersteller oder Fachgesellschaften entsprechende Hinweise, wie und unter welchen Bedingungen diese Implantate sicher im MRT untersucht werden können. [1,2]

Für patientenindividuell zusammengestellte Implantate wie Instrumentierungen der Wirbelsäule existieren solche Informationen in der Regel nicht, allenfalls finden sich Angaben zum Implantatmaterial. Bei langstreckigen Implantaten besteht die Möglichkeit einer resonanten Einkopplung des RF-Feldes mit starker Erwärmung, vor allem an den Implantatenden, und dem Risiko einer Schädigung umliegender Strukturen, Nerven und Gewebe. Dieses Risiko kann durch eine Reduktion der mittleren RF-Leistung minimiert werden, wobei sich die Anwendung eines Stufenkonzeptes für die maximale spezifische Absorptionsrate (SAR) als praktisch in der klinischen Routine erweist (Abb. 1).

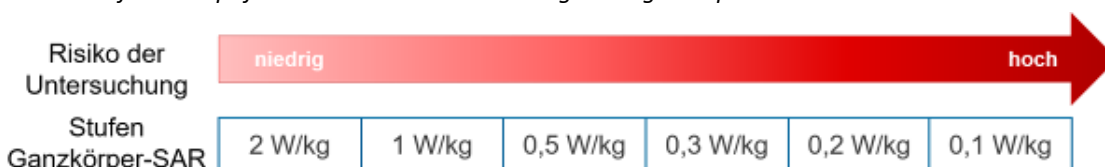
Befindet sich das Implantat innerhalb des RF-Anregungsfeldes, erfolgt ausgehend vom normalen Betriebsmodus (Ganzkörper-SAR 2 W/kg KG) eine Absenkung der SAR jeweils um eine Stufe bei Vorliegen folgender Risikofaktoren:

- Implantatlänge über kritischer Länge (26 cm bei 1,5 T; 13 cm bei 3 T); ggf. Herabstufung, wenn die kritische Länge mehrfach überschritten wird
- Liegt das Implantat, im speziellen Schraubenspitzen, an kritischen Strukturen
- Erfolgte die Implantation erst in den letzten Tagen
- Patient unkooperativ/nicht ansprechbar (z. B. Untersuchung in Narkose)
Zur Minimierung des Risikos einer thermischen Schädigung können weiterhin folgende Maßnahmen eingesetzt werden:
- reduziertes Untersuchungsprotokoll (patientenindividuell angepasst)
- zusätzliche Pausen zwischen Sequenzen
- Verzicht auf spezielle Techniken zur Metallartefaktreduktion

Zusammenfassung

Das vorgestellte Stufenschema gibt eine praktische Hilfestellung, wie Risikofaktoren bei Patienten mit langstreckigen Implantaten bei der Wahl der Untersuchungsbedingungen und der maximal applizierten SAR nachvollziehbar berücksichtigt werden können, um das Risiko von thermischen Schäden zu reduzieren.

Abb.1: Stufenkonzept für die SAR-Reduktion bei langstreckigen Implantaten



Literatur

[1] Sommer T et al.: *MR Imaging in Patients with Cardiac Pacemakers and Implantable Cardioverter Defibrillators*. RöFo 2017; 189(3):204-17

[2] ACR Committee on MR Safety: *ACR Guidance Document on MR Safe Practices: Updates and Critical Information 2019*. J Magn Reson Imaging 2020; 51(2): 331-38

AS15.04 Systematische Evaluation der MR-basierten Schwächungskorrektur in der Ganzkörper-PET/MRT: Implikationen für Optimierungen der MR-AC

M. Lindemann¹, M. Gratz¹, H. Grafe², K. Jannusch³, L. Umutlu⁴, H. Quick¹

¹Universitätsklinikum Essen, Hochfeld- und Hybride MR-Bildgebung, Essen, Deutschland

²Universitätsklinikum Essen, Nuklearmedizin, Essen, Deutschland

³Universitätsklinikum Düsseldorf, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Düsseldorf, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Essen, Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie, Essen, Deutschland

Einleitung

Der klinische Standard der MR-basierten Schwächungskorrektur (AC) in der Ganzkörper-PET/MRT ist ein Segment-basierter Ansatz, bei dem die MR-Bilder in vier Gewebeklassen (Luft, Lunge, Fett, Weichgewebe) unterteilt werden und pro Gewebeklasse ein fester linearer Schwächungskoeffizient (LAC) zugewiesen wird. Zusätzlich wird ein Knochenmodell mit sechs Hauptknochen hinzugefügt. Die allgemeine Qualität der MR-basierten AC bei der Ganzkörper-PET/MRT wurde systematisch evaluiert und mit der „Goldstandard“ der kontinuierlichen CT-AC verglichen. Dabei wurde der quantitative Einfluss jeder Gewebeklasse der MR-AC isoliert untersucht und potentielle Optimierungsstrategien für die MR-AC entwickelt.

Material & Methoden

N = 60 Ganzkörper-PET/CT Patientendatensätze wurden genutzt, um sechs AC-Modelle aus den CT-Daten zu generieren, die verschiedene Variationen der MR-AC simulieren. Relative Differenzen in den LAC und im PET-Signal zur CT-AC Referenz wurden berechnet. Zwei Optimierungen der MR-AC für Weichgewebs- und Lungen-AC wurden entwickelt und getestet.

Ergebnisse

Die MR-AC liefert vergleichbar gute Ergebnisse wie die CT-AC. Größte Abweichungen im LAC wurden im Myokardium (-15%), fehlendem Knochengewebe (-14%) und den Lungen ($\pm 20\%$) ermittelt (Abb.1). Der quantitative Einfluss von fehlendem Knochen in der MR-AC ist lokal stark begrenzt. Unterschiede im Fett-LAC sind mit $<2\%$ vernachlässigbar. Ein einzelner LAC in der Lunge bietet nur unzureichende AC. Der Lungen-LAC ist nicht nur abhängig vom Alter, Geschlecht und Vorerkrankung der Patienten, sondern variiert auch innerhalb der Lunge selbst [1]. Für die optimierte Weichgewebs-AC, bei der die Gewebeklasse in Muskeln und Organe unterteilt wurde, konnten Abweichungen zur CT-AC auf $<\pm 1\%$ reduziert werden. Für die optimierte Lungen-AC, bei der ein anterior-posterior LAC-Gradient zur Korrektur genutzt wurde, konnten PET-Quantifizierungsfehler zur CT-AC auf $\pm 5\%$ gesenkt werden (Abb.2).

Zusammenfassung

Eine AC ist wichtig, um bestmögliche PET-Bildqualität und akkurate PET-Quantifizierung für die Diagnostik und die Therapie-Planung und -Überwachung zu gewährleisten [2]. Die vorgestellte optimierte Segment-basierte AC reduziert signifikante Abweichungen in der PET-Quantifizierung im Bereich des Weichgewebes und der Lungen für alle 60 evaluierten Patienten und verbessert somit die quantitative PET/MRT.

Literatur

[1] Seith et al., PlosOne, 2017

[2] Owrangi et al., Med. Phys. Biol., 2019

Anhang 1

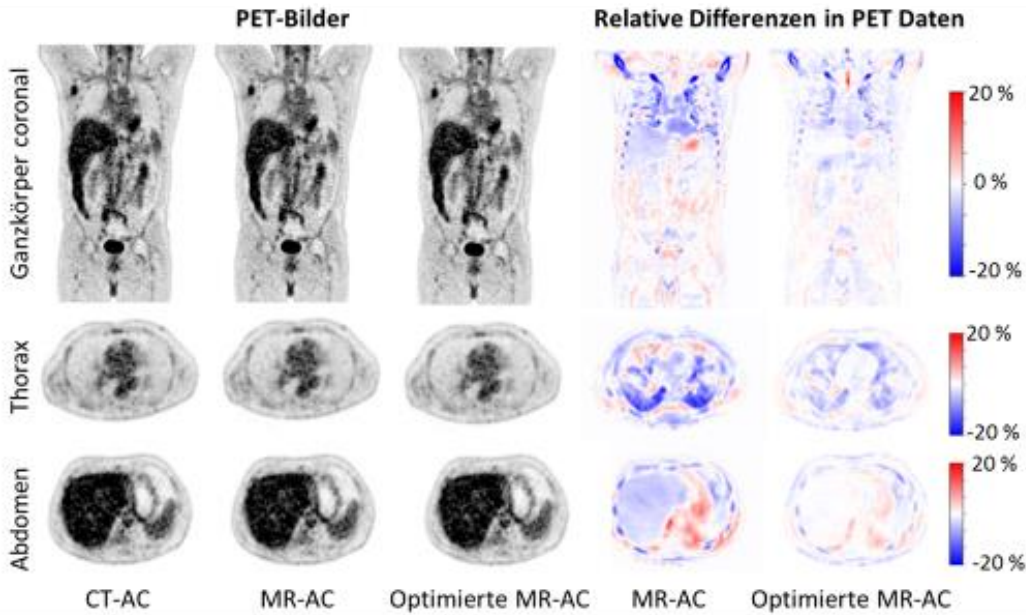


Abb.1: Die maximalen relativen Differenzen über alle 60 Patienten im PET-Signal der originalen MR-AC (Rot) sind im Myokardium, im Knochenmark und in der Lunge dorsal zu messen. Die optimierte MR-AC (Grün) kann Abweichungen zur CT-AC in der Lunge und im Weichgewebe stark reduzieren.

Anhang 2

Median Abweichung im PET-Signal der MR-AC für isolierte Gewebeklassen zur CT-AC

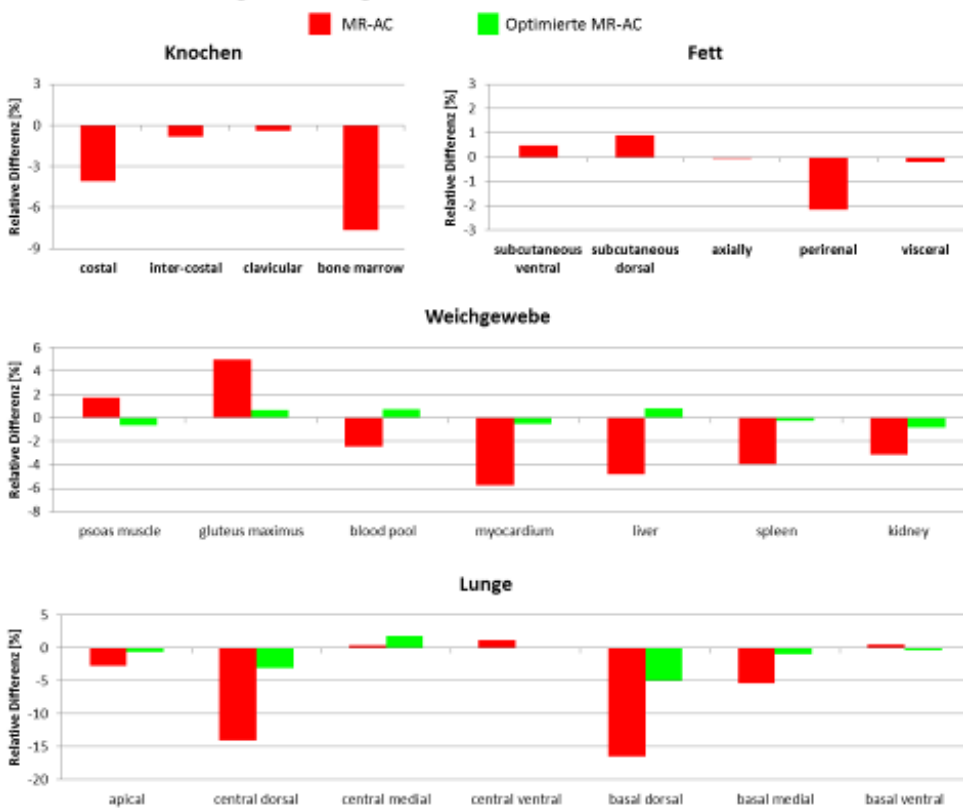


Abb.2: Relative Differenzen im PET-Signal zwischen CT-AC und MR-AC (rechts) zeigen deutliche Unterkorrekturen (Blau) im Thorax, die mit der optimierten MR-AC für Weichgewebe und Lungen (links) stark reduziert werden können (Weiß).

AS16.01 Dosimetrische Charakterisierung einer Weißstrahl- und monochromatischen Beamline für in vitro Mikrostrahlen-Experimente

C. Mewes¹, S. Fiedler², G. Abreu Faria³, M. Lerch⁴, E. Gargioni⁵

¹Universität Hamburg, Physik, Hamburg, Deutschland

²European Molecular Biology Laboratory (EMBL), Hamburg, Deutschland

³Helmholtz-Zentrum HEREON, Hamburg, Deutschland

⁴University of Wollongong, Centre of Medical Radiation Physics, Wollongong, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf (UKE), Strahlentherapie und Radioonkologie, Hamburg, Deutschland

Einleitung

In der Strahlentherapie gibt es weiterhin viele Herausforderungen, z.B. die Verbesserung der Tumorkontrolle bei gleichzeitiger minimaler Beschädigung des Normalgewebes. Bei der Mikrostrahlentherapie werden Teile des Zielgewebes mit hohen Dosen bestrahlt (Peak), welche durch niedrige Dosisbereiche (Valley) getrennt sind. Die Mikrostrahlentherapie profitiert von zwei wichtigen Effekten: dem FLASH-Effekt durch die hohe Dosisleistung, und dem Dosis-Volumen Effekt, aufgrund der kleinen Mikrostrahlen. Beide Effekte stellen sich den oben genannten Herausforderungen und verleihen der Mikrostrahlentherapie so einen großen Vorteil gegenüber der konventionellen Bestrahlung. Um die nötige hohe Dosisleistung zu erreichen, werden die Experimente mit Röntgenstrahlung von Synchrotronen durchgeführt. Präsentiert wird hier die Charakterisierung einer monochromatischen und einer Weißstrahl-Beamline für Experimente mit Mikrostrahlen.

Material & Methoden

Die vorhandenen kleinen Strahlen an den Beamlines führen zu Herausforderungen bei der dosimetrischen Charakterisierung. Verschiedene Dosimeter wurden für die Charakterisierung des vollen Strahls, also die Messung der Strahlprofile, Filtereffekte, Tiefendosiskurven sowie die absolute Dosisbestimmung, benutzt. Die Mikrostrahlen wurden anhand des Verhältnisses von Peak- zu Valleydosis charakterisiert und evaluiert. Zusätzlich zu den Experimenten wurden Monte Carlo Simulationen durchgeführt.

Ergebnisse

Die Strahlenprofile beider Beamlines werden in ein möglichst homogenes Feld geformt. An der Weißstrahl-Beamline werden Kupfer-Filter genutzt, um die Dosisleistung zu verringern und die mittlere Energie zu erhöhen. Die simulierte Abnahme der Dosisleistung mit Zunahme an Kupfer passt sehr gut zu der experimentell gemessenen Abnahme. Mit einem Kupferabsorber von 1 mm Dicke verringert sich die Dosisleistung auf 23 % der ungefilterten Dosisleistung. Tiefendosiskurven werden für den monochromatischen Strahl mit 45 und 60keV und den Weißstrahl mit den verschiedenen Dosimetern aufgenommen. Alle gemessenen Tiefendosiskurven für verschiedene Energien sind in guter Übereinstimmung mit den simulierten Kurven. Die absolute Dosisrate an der Weißstrahl-Beamline beträgt etwa 2 kGy/s mit einem 10 mm Kupfer-Filter. Eine präzise Messung wurde an dieser Beamline bisher nicht erreicht. An der monochromatischen Beamline mit 45 keV ist die gemessene Dosisleistung 105 Gy/s an der Oberfläche. Für alle drei Energien fällt das simulierte Verhältnis von Peak- zu Valleydosis in den ersten 5 mm im Gewebe sehr stark und ab einer Tiefe von 10 mm bleibt es fast konstant.

Zusammenfassung

Zukünftige Experimente mit Mikrostrahlen profitieren von den präsentierten Ergebnissen, da die Wiederholbarkeit in biologischen Experimenten stark von der dosimetrischen Charakterisierung des Strahles abhängt. Die Erkenntnisse helfen der Entwicklung von Experimenten zu in vivo Studien mit Mikrostrahlen an den genannten Beamlines.

AS16.02 FLASHlab@PITZ Elektronenstrahl induziert die ROS-Bildung, DNA-Schäden und hemmt die Zellproliferation bei hohen und niedrigen Dosisraten

A. Grebinyk^{1,2}, F. Stephan¹, M. Frohme², N. Aftab¹, Z. Amirkhanyan¹, A. Asoyan^{1,3}, P. Boompornprasert¹, H. Davtyan^{1,3}
D. Dmytriiev¹, P. Borchert², G. Georgiev¹, M. Groß¹, A. Hoffmann¹, Y. Komar², M. Krasilnikov¹, X. Li¹, M. Liebel¹, G. Loisch¹
Z. Lotfi¹, A. Oppelt¹, A. Radioievych², C. Richard¹, F. Riemer¹, G. Vashchenko¹

¹German Electron Synchrotron (DESY), Photo Injector Test Facility, Zeuthen, Deutschland

²TH Wildau, Division Molecular Biotechnology and Functional Genomics, Wildau, Deutschland

³CANDLE Synchrotron Research Institute, Jerewan, Deutschland

Einleitung

Der am Photo-Injektor-Teststand in Zeuthen (PITZ) verfügbare 22-MeV-Elektronenstrahl kann Strahlung sowohl mit ultrahohen Dosisraten (UHDR) als auch mit konventionellen niedrigen Dosisraten liefern, die Einsatz in der klinischen Praxis der Krebsstrahlentherapie finden. UHDR ist um mehrere Größenordnungen höher als konventionelle Dosisraten und kann zur Verbesserung der Ergebnisse in der Krebsstrahlentherapie eingesetzt werden. Die R&D Plattform FLASHlab@PITZ arbeitet mit der Technischen Hochschule Wildau als Partner in unmittelbarer Nähe zusammen, welche über seine biologischen Ressourcen die biochemische und biologische Forschung ermöglicht.

Die Strahlentherapie bei Krebs wirkt hauptsächlich durch Induktion des Zelltods und Hemmung der Zellproliferation im Tumorgewebe. Durch ionisierende Bestrahlung von Wasser kommt es zu dessen Radiolyse, wobei reaktive Sauerstoffspezies (reactive oxygen species, ROS) gebildet werden. Die direkte und indirekte Wechselwirkung der ionisierenden Strahlung mit DNA-Molekülen führt zu deren Schädigung in Form von Einzel- und Doppelstrangbrüchen (SSB und DSB), wodurch es zur Hemmung der Zellproliferation und der Induktion des Zelltods kommt. Die primären chemischen, biochemischen und biologischen Effekte der Bestrahlung am FLASHlab@PITZ werden in diesem Beitrag zusammengefasst.

Material & Methoden

Die Bestrahlung erfolgte bei PITZ mit einem 22 MeV Elektronenstrahl mit zunehmenden Dosen von ≤ 60 Gy und einer Dosisrate von 0,05 Gy/s für konventionelle Bestrahlung und 10^5 - 10^6 Gy/s für UHDR. Die Entstehung von Wasserstoffperoxid wurde mittels Färbung durch Amplex Red gemessen, die Bildung von Hydroxylradikalen mittels Färbung durch Coumarin. Die Isoformen des pBR322-Plasmids wurden nach Bestrahlung über Agarose-Gelelektrophorese quantifiziert, um den Anteil an entstandenen SSB und DSB zu ermitteln. Das Überleben und die Zellproliferation von Lungenkarzinom-A549-Zellen und normalen menschlichen Lungenfibroblasten-HEL299-Zellen wurde nach der Bestrahlung mit Hilfe eines Koloniebildungstests bewertet.

Ergebnisse

Bei der Bestrahlung von Wasserproben mit dem FLASHlab@PITZ-Elektronenstrahl wurde eine dosisabhängige Erzeugung von Wasserstoffperoxid und Hydroxylradikalen bei Dosen von ≤ 60 Gy festgestellt. SSB und DSB wurden in dem bestrahlten pBR322-Plasmid bei Dosen von ≤ 50 Gy nachgewiesen. Die Elektronenbestrahlung verringerte die Proliferation beider untersuchten Zelllinien bei den Dosen ≤ 16 Gy.

Zusammenfassung

Die ersten *in vitro* Studien am FLASHlab@PITZ sind auf die primären chemischen, biochemischen und biologischen Effekte der Elektronenbestrahlung bei konventionellen und ultrahohen Dosisraten fokussiert. Sie dienen als Proof-of-Concept für die radiobiologische Forschung am FLASHlab@PITZ und geben eine Perspektive für die dortige weitere Entwicklung der UHDR-Krebsstrahlentherapie.

AS16.03 New Insight into Peripheral Molecular Change in Major Depressive Disorder by Breathomics Analysis

L. Gbaoui¹, C. Hoeschen¹, M. Fachet¹, M. Lüne², G. Meyer-Lotz², T. Frodl²

¹Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Institute for Medical Technology, Magdeburg, Deutschland

²Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Department for Psychiatry and Psychotherapy, Magdeburg, Deutschland

Background

Major depressive disorder (MDD) is one of the most common psychiatric disorders affecting around 350 million people globally and a major contributor to the global burden of diseases. It is a heterogeneous disease with multifactorial aetiologies and its pathophysiology depends on a broad range of altered biological systems. Its treatment remains a significant challenge due to imprecise diagnostic criteria and incomplete understanding of the involved molecular pathology. Accordingly, we hypothesized that the metabolome as end product of the -omics cascade could provide new insight into the peripheral biochemical changes underlying the alteration of an array of mechanisms. The main purpose of the study was to investigate the potential of breath-based metabolomics, breathomics patterns to discriminate MDD patients from healthy controls (HCs) and to investigate the peripheral molecular alteration in major depression.

Methods

Breath samples were collected in Tedlar bags at awakening, 30 and 60 minutes after awakening from 26 patients with MDD and 25 HCs. A non-targeted breathomics analysis was performed by proton transfer reaction mass spectrometry. The exploratory analysis by hierarchical clustering analysis and supervised machine learning analysis by support vector machine, naïve Bayes and logic regression predictive models were carried out to rank potential volatile metabolites in the exhaled breath and investigate the metabolomics changes that occur in patients with MDD.

Results

The exploratory analysis showed that the altered breath metabolites are predominated by volatile amino acids, volatile gut microbiota metabolic by-products produced by fermentation pathways and metabolism of amino acids. Additionally, the support vector machine, naïve Bayes and logistic predictive models showed that butylamine, 3-methylpyridine, endogenous aliphatic ethanol isotope, valeric acid and isoprene were potential metabolites discriminated between patients with MDD and non-depressed ones with a high sensitivity of 0.88, 0.92 and 1, a specificity of 0.96, 0.72 and 0.96, and an area under curve of ROC of 0.96, 0.93 and 0.99 respectively.

Conclusion

The non-targeted breathomics analysis with high-throughput sensitive analytical technologies coupled to machine learning approaches offer completely new insights into peripheral biochemical changes in MDD and discriminate between MDD patients and HCs with high sensitivity and specificity.

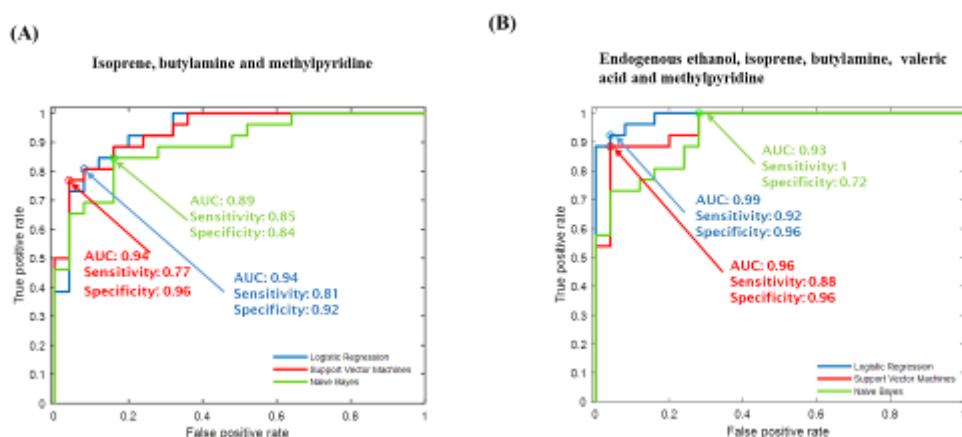


Figure.1: Receiver operating characteristic (ROC) curves for logistic regression (blue), support vector machine (red) and naïve Bayes (green) predictive models built with volatile organic metabolites with highest ability to discriminate MDD patients against healthy persons: (A) isoprene, butylamine and methylpyridine, (B) isoprene, butylamine, methylpyridine, endogenous ethanol isotope and valeric acid. The arrow in each panel indicates the point on the ROC curve with the optimal sensitivity and specificity. The prediction models built with only isoprene, butylamine and methylpyridine have a lower sensitivity.

References

- [1] Gu, X. et al.: Energy metabolism in major depressive disorder: Recent advances from omics technologies and imaging. *Biomedicine & Pharmacotherapy* 141, 2021
- [2] Kennis, M. et al.: Prospective biomarkers of major depressive disorder: a systematic review and meta-analysis. *Molecular Psychiatry*, 2020
- [3] Lourenço, C. et al.: Breath Analysis in Disease Diagnosis: Methodological Considerations and Applications. *Metabolites*. 4(2), 2014
- [4] Blake, R.S. et al.: Proton transfer reaction mass spectrometry. *Article* 24(6), 2012
- [5] Health Organization: Depression and other common mental disorders: global health estimates. World Health Organization (2017).

AS16.04 Atemgasanalyse zur Beurteilung und Erfassung von psychischer Beanspruchung bei Stressreaktionen im Arbeitsumfeld

M. Facht¹, T. Haase², L. M. Steigemann², L. M. Wagner², D. Cholewinski², S. Darius³, I. Böckelmann³, J. Arlinghaus^{2,4}, C. Hoischen¹

¹Otto-von-Guericke-Universität, Institut für Medizintechnik, Lehrstuhl für Medizintechnische Systeme, Magdeburg, Deutschland

²Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung IFF, Abteilung Fertigungsmesstechnik und digitale Assistenzsysteme, Magdeburg, Deutschland

³Otto-von-Guericke-Universität, Medizinische Fakultät, Bereich Arbeitsmedizin, Magdeburg, Deutschland

⁴Otto-von-Guericke-Universität, Institut für Arbeitswissenschaft, Fabrikautomatisierung und Fabrikbetrieb, Lehrstuhl Produktionssysteme und –automatisierung, Magdeburg, Deutschland

Einleitung

Die Arbeitswelt erlebt derzeit rapide Veränderungen, maßgeblich geprägt durch die digitale Transformation. Die Durchdringung der Arbeitssysteme mit digitalen Technologien, z. B. zur Auftragssteuerung und mit digitalen Assistenztechnologien soll Mitarbeitende an ihrem individuellen Arbeitsplatz entlasten, führt in ihrer Gesamtheit im Arbeitssystem aufgrund einer unzureichenden Arbeitsgestaltung jedoch auch zu neuen Belastungsformen [1]. Beschäftigte in Bereichen mit sozialer Verantwortung, regulatorischen Rahmenbedingungen und daraus resultierenden Dilemmata in ihrer Entscheidungsfindung, wie es im medizinischen Bereich vorkommt, sind in besonderem Maße zusätzlich beansprucht [2].

Der Fehlzeitenreport (vgl. [3]) belegt die stetige Zunahme von Fehltagen aufgrund psychischer Belastungen in der Arbeitswelt. Unternehmen sind gemäß § 5 ArbSchG (2015) dazu verpflichtet, die Arbeitsplätze hinsichtlich der psychischen Belastung zu beurteilen und die erforderlichen Maßnahmen des Arbeitsschutzes einzuleiten. Aufgrund eines Mangels an objektiven Testverfahren zur Beanspruchungsermittlung fehlen jedoch die Referenzwerte für eine objektive Beurteilung der psychischen Belastung.

Die Atemgasanalyse ist eine robuste, einfach anzuwendende und nicht-invasive Methode, um die Stressreaktion im Arbeitsumfeld mit hoher Frequenz zu überwachen sowie dynamische Verläufe während der Arbeitsaufgaben zu messen und damit ein neues Diagnosewerkzeug zur Beurteilung der psychischen Belastung und resultierenden Maßnahmen der Arbeitsgestaltung auf Basis der biochemischen Beanspruchungsparameter in Form von Stressmetaboliten zu etablieren. Zur Objektivierung der Stressparameter aus den Atemgasen wird die Studie mit etablierten Verfahren zur Selbsteinschätzung der Beanspruchung und mit psychophysiologischen Messverfahren (z. B. Herzratenvariabilität als objektiver Beanspruchungsparameter) abgesichert.

Material & Methoden

Für die Pilot-Studie wurden 25 gesunde Proband:innen (n=14 weiblich, n=11 männlich) rekrutiert. Ausschlusskriterien für die Studienteilnahme waren Vorerkrankungen (z.B. Krebserkrankungen, Herzerkrankungen, Stoffwechselerkrankungen, Diabetes, akute und chronische Lungenerkrankungen und Erkrankungen des Verdauungstraktes) oder Suchterkrankungen wie etwa Rauchen oder Alkoholabhängigkeit. Um mögliche Störfaktoren zu minimieren, wurden die Proband:innen angewiesen, nüchtern zum Test zu erscheinen.

Die Stressreaktion wurde durch einen standardisierten Test (Determinationstest im Wiener-Testsystem, Fa. Schuhfried, Mödling, Österreich) induziert. Während der gesamten Versuchsdurchführung wurden mittels EKG-Aufnahmen die Kardiointervall-Reihe für die nachfolgende Herzratenvariabilitäts-Analyse erfasst. Die Probeentnahme der Atemluft, welches durch mehrmaliges Ausatmen in einem Probebeutel (Tedlar bag) gesammelt wird, erfolgt zu drei Messzeitpunkten: (1) nach einer Ruhephase vor dem Determinationstest, (2) direkt nach dem Test und (3) nach einer Ruhephase 10 Minuten nach Abschluss des Tests. Nach jeder Atemgasprobe wurde außerdem zur subjektiven Bewertung der Beanspruchung jeweils ein Fragebogen ausgehändigt. Abschließend wurden die volatilen organischen Komponenten (VOCs) der Atemluft mit dem Gerät PTR-TOF 2000 (IONICON Analytik GmbH, Innsbruck, Österreich) analysiert [4,5].

Ergebnisse

Die Ergebnisse unserer Pilotstudie zeigen, dass sich deutliche stress-bedingte Veränderungen der Atemsignaturen bei den 25 Versuchsteilnehmenden nach dem Determinationstest zeigen. Zwischen den o.g. Messzeitpunkten (1) und (2), d.h. vor und direkt nach dem Determinationstest, waren im untersuchten Masse-zu-Ladungs-Bereich (m/z 20 – 100) 21 VOCs signifikant verändert. Zwischen den o.g. Messzeitpunkten (1) und (3), d.h. vor und 10 min nach dem Determinationstest, sind 23 VOCs signifikant verändert. Unter den besonders signifikanten volatilen Biomarkern befanden sich diverse biochemische Substanzklassen, u.a. Alkohole (m/z 33 – Methanol, $p= 0.0002$), aromatische Kohlenwasserstoffe (m/z 42 – Acetonitril, $p= 0.0001$), Ketone (m/z 59 – Aceton, $p= 0.0001$) und Amine (m/z 72 - 3-Buten-1-amin, $p= 0.0001$). Damit konnten wir zeigen, dass sich stress-induzierte Veränderungen innerhalb weniger Minuten in der Ausatemluft detektieren lassen.

Zusammenfassung

Die Atemgasanalyse ist ein kostengünstiges, nicht-invasives und schnelles Testverfahren mit hohem Potential als objektives Testverfahren für die Erfassung psychischer Beanspruchung am Arbeitsplatz. Die Ergebnisse unserer Pilotstudie zeigen, dass die Atemgasanalyse zukünftig als ein vielversprechendes, objektives Verfahren für die Gefährdungsbeurteilung psychische Belastung (GBP), zur Festsetzung personenunabhängiger Grenzwerte oder für die optimierte Arbeitsplatzgestaltung herangezogen werden kann [6,7].

Literatur

- [1] Sträter, O. (2019). Wandel der Arbeitsgestaltung durch Digitalisierung. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft 73. Springer Verlag. <https://doi.org/10.1007/s41449-019-00163-0>. S. 252–260.
- [2] Dick, M. (2022). Kontinuierliche Professionsentwicklung zur Bearbeitung hausärztlicher Antinomien. In: Herrmann, M. (Hrsg.): Professionelle Antinomien in hausärztlicher Praxis. Attestierung von Arbeitsunfähigkeit bei psychischen Beschwerden – zwischen Patientenorientierung und sozialer Kontrolle. 10/22. Leverkusen: Verlag Barbara Budrich.
- [3] Meyer, M., Wing, L., Schenkel, A., Meschede, M. (2021). Krankheitsbedingte Fehlzeiten in der deutschen Wirtschaft im Jahr 2020. In Fehlzeiten-Report 2021. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, S. 441-538.
- [4] Gbaoui, L., Facht, M., Lüno, T., Meyer-Lotz, G., Frodl, T., Hoeschen, C. (2022). Breathomics Profiling of Metabolic Pathways Affected by Major Depression: Possibilities and Limitations. *Frontiers in Psychiatry*.
- [5] Facht, M.; Lowitzki, S.; Reckzeh, M.-L.; Walles, T.; Hoeschen, C. (2022): Investigation of everyday influencing factors on the variability of exhaled breath profiles in healthy subjects. *Current Directions in Biomedical Engineering* 8 (2), S. 261–264. DOI: 10.1515/cdbme-2022-1067.
- [6] Das, S., Pal, M. (2020): Review—Non-Invasive Monitoring of Human Health by Exhaled Breath Analysis: A Comprehensive Review. In: *J. Electrochem. Soc.* 167 (3), S. 37562. DOI: 10.1149/1945-7111/ab67a6.
- [7] Hacker, W. (2022): Arbeitsgestaltung bei Digitalisierung. In: *Z. Arb. Wiss.* 76 (1), S. 90–98. DOI: 10.1007/s41449-022-00302-0

FS15.01 CBCT-basierte online-Adaption vor dem Hintergrund weiterer Strategien der adaptiven Strahlentherapie

A. Richter¹

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

Einleitung

Die adaptive Strahlentherapie berücksichtigt Veränderungen in der Anatomie und/oder Physiologie des Patienten während des Behandlungsverlaufs. Ziel ist es einen Überblick zur adaptiven Strahlentherapie zu geben und die online-adaptive Bestrahlung am ETHOS-Linearbeschleuniger (Varian) in das Gesamtkonzept der adaptiven Strahlentherapie einzuordnen.

Material & Methoden

Die adaptive Strahlentherapie basiert auf wiederholter anatomischer und/oder funktioneller Bildgebung und der Verwendung einer deformierbaren Bildregistrierung. Weitere Elemente des adaptiven Workflows sind die automatische Rekonturierung, Planbewertung und -optimierung, Dosisberechnung und Qualitätssicherung. Die adaptive Strahlentherapie kann offline, online oder in Echtzeit durchgeführt werden. Die Offline-Adaption erlaubt die Anpassung an systematische, interfractionelle Veränderungen, z.B. Gewichtsabnahme, geometrische/biologische Tumorantwort. Die online-adaptive Strahlentherapie (oART) ist zusätzlich in der Lage intrafractionelle Variationen in der Organfüllung und -deformation zu berücksichtigen.

Ergebnisse

Während die offline-adaptive Strahlentherapie zu definierten Zeitpunkten zwischen den Behandlungssitzungen stattfindet, stellt die klinische Umsetzung der oART große Herausforderungen hinsichtlich akzeptabler Zeitintervalle zwischen Bildgebung und Applikation eines adaptierten Bestrahlungsplanes dar. Ebenso sind die Anforderungen an die Genauigkeit der deformierbaren Bildregistrierung und den Zeit- und Personalbedarf hoch. Geeignete Systeme für die Qualitätssicherung vor und während der Bestrahlung sind essentiell für einen reibungslosen und zuverlässigen Workflow.

Das ETHOS-System ermöglicht eine auf CBCT basierende oART mit täglicher KI-gestützter Anpassung des Behandlungsplans an die aktuelle Anatomie. Die meisten klinischen Behandlungen konzentrieren sich derzeit auf die Behandlung von Tumoren in der Beckenregion, wobei das Anwendungsgebiet stetig erweitert wird. Ausgeprägte anatomische Gewebeveränderungen (Tumorschrumpfung, neu aufgetretene Flüssigkeitsansammlungen, Veränderungen der Rektum- und Blasenfüllung) stellen weitere herausfordernde Ziele für die oART dar. Ein zusätzlicher kritischer Punkt ist die Auswahl von geeigneten Bestrahlungstechniken, die sich für den adaptiven Workflow inklusive Reoptimierung, eignen.

Zusammenfassung

Erste klinische Anwendungen zeigen, dass eine CBCT-basierte oART erhebliche dosimetrische Vorteile bieten kann. Dies kann zu einer bedeutenden Verbesserung der lokalen Kontrolle und der Reduktion von Nebenwirkungen durch eine verbesserte Schonung der Risikoorgane führen.

FS15.02 MT-R Weiterbildung für die Adaptivtherapie mit dem ETHOS System sowie Ergebnisse zur Verwendung des Ruby-Phantoms

A. Grauer¹, S. Munzert¹, C. Eckert¹, T. Schneider¹, M. Kretschmer¹

¹Radiologische Allianz, Strahlentherapie, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Das Ethos-System (Fa. Varian, USA) ist ein kompakter, auf einer Ring-Gantry montierter LINAC mit CBCT, das RT-Pläne vor jeder Fraktion in Bezug auf PTV und OAR adaptiert und die Abzeichnung des initialen RT-Planes (Dosisverteilung), als ärztliche Festlegung der gewünschten Bestrahlungssituation fordert. Die KI-unterstützte Adaption durch MT-R dient dem Zweck dieser ärztlichen Absicht so genau wie möglich zu entsprechen. KI-Segmentierung und Anpassung der Dosisverteilung im Beckenbereich kann über das Ruby-Phantom (Fa. PTW, Deutschland) mit verschiedenen Organeinsätzen End-to-End getestet werden. Wir berichten über strukturierte Weiterbildung von MT-R zur Durchführung der adaptiven Strahlentherapien bei Prostata Ca. sowie erste Ergebnisse mit dem Ruby-Phantom bei Ethos-geführter Strahlentherapie in einer nicht universitären Einrichtung.

Material & Methoden

18 Monate vor RT-Beginn wurden an den beiden Ethos-Standorten Kerngruppen von je 5 MT-R gebildet, die durch MPE in RT-Planung ausgebildet wurden. Die klinische Fokussierung erfolgte 4 Monate vor RT-Beginn auf Prostata Ca. durch Vermittlung komprimierter Informationen (Anatomie, Leitlinien, Studienlage). Zwei Monate vor RT Beginn begann die Intensivierung von PTV- u. OAR-Definition bei multimodaler Bildgebung im Rahmen eines Workshops. Die Verwendbarkeit des RUBY-Phantoms wurde durch repetitive Durchführung von je fünf Adaptivfraktionen mit zwei verschiedenen Organeinsätzen (Blase, Rektum, CTV) in unveränderter Positionierung untersucht. Weitere vier Adaptivfraktionen erfolgten mit alternierendem Organeinsatz und Lageänderungen in sechs Freiheitsgraden.

Ergebnisse

Die adaptive RT mit dem Ethos-System stellt eine Weiterentwicklung der IGRT dar, die auf interfraktionelle Veränderungen zur initialen Behandlungssituation nicht durch Lagerungskorrekturen reagiert, sondern durch Anpassung der Dosisverteilung an Organveränderungen. MT-R erhalten eine weitere Möglichkeit die initiale Behandlungsabsicht umzusetzen. Als anatomisch ähnliches Phantom bei Prostata RT diente das Ruby-Phantom. Wird hier im Referenz-CT und CBCT der gleiche Organeinsatz erfasst, liefert Ethos bei unveränderter sowie lagerveränderter Position des Phantoms befriedigende Ergebnisse. Unterscheiden sich Referenz CT und CBCT im Organeinsatz, erfolgt die KI-basierte Konturierung der Organe bei unveränderter Ruby-Position partiell ungenügend.

Zusammenfassung

Ein Curriculum zur Wissensvermittlung zur adaptiven RT bei Prostata Ca. wurde durch FÄ für Strahlentherapie und Radiologie sowie MPE erarbeitet. Die Entkopplung von Absicht und Umsetzung bedeutet, dass adaptive Planänderungen keine Änderung der ärztlichen Behandlungsabsicht darstellen, sondern deren optimalen Umsetzung dienen. Durch strukturierte Weiterbildung der MT-R wird dies erreicht. Die Verwendung des RUBY-Phantoms mit kontrastgebenden Risiko- und Zielstrukturen ist zur QA im Sinne eines End-to-End Test bei adaptiver Therapie mit dem Ethos prinzipiell geeignet.

FS15.03 Herausforderungen bei der klinischen Implementierung bei der online adaptiven Strahlentherapie, am Beispiel von on-couch-Plan-Verifikation, Qualitätssicherung der automatischen Konturierung und stereotaktischer Lungenbestrahlung.

S. J. Harr¹, N. Tremmel¹, N. Wegner¹, M. Münter²

¹Klinikum Stuttgart, Abteilung der Medizinischen Physik und Strahlenschutz, Stuttgart, Deutschland

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

Einleitung

Bei der online adaptiven Strahlentherapie (oART) am Ethos System (Varian, USA) werden basierend auf dem tagesaktuellen CBCT ein Neuberechneter (Scheduled Plan) und ein neu optimierter Bestrahlungsplan (Adapted Plan) erstellt und somit der initiale Plan auf die aktuelle Anatomie angepasst.

Im Folgenden werden drei oART-spezifische Herausforderungen vorgestellt und diskutiert.

Material & Methoden

Aufgrund des Optimierungsprozesses des adaptiven Bestrahlungsplans erfordert die Gewährleistung der Planqualität eine Möglichkeit zur Verifikation des Plans während der on-couch-Session. Hierfür wurde die Software Mobius3D (Varian, USA) untersucht, die die Bestrahlungspläne unabhängig vom Ethos-System nachrechnet und anhand diverser Kriterien wie 3D Gamma und DVH-Grenzwerte analysiert.

Auch die Funktionalität der KI-basierten automatischen Konturierung im on-couch-Prozess muss gewährleistet werden. Dazu wurde mit dem anthropomorphen Adam-PETer-Phantom (Eigenentwicklung DKFZ, Heidelberg) im Rahmen eines Systemtests geprüft, ob Planungszielvolumen und Risikoorgane korrekt erkannt werden. Es wurde hierbei am Beispiel einer Prostata-Bestrahlung der adaptive Workflow mit sechs unterschiedlichen Blasenvolumina durchgeführt und die Genauigkeit der Autokonturierung bestimmt.

Als Beispiel für mögliche oART-Entitäten wurde die Lungen-SBRT in Hinblick auf die Durchführbarkeit und Umsetzung betrachtet (Proof of concept).

Ergebnisse

Es zeigt sich, dass Adapted Pläne laut Mobius3D, bis auf vereinzelte Ausnahmen, alle Auswertekriterien bestehen und somit abgestrahlt werden konnten. Auffällig ist lediglich bei der Logfileanalyse (MobiusFX) die nachberechnete 90%-Zielgebiet-Abdeckung. Die hierbei auftretenden hohen Abweichungen sind auf eine fehlerhafte Zuordnung der Dosimetric leaf gap Faktoren zurückzuführen. Optimierungsmöglichkeiten werden in der systeminternen zeitlichen Abarbeitung der gerechneten Pläne während der oART (Priorisierung des favorisierten Plans) gesehen.

Die Analyse des Systemtestes mit dem Adam-PETer-Phantom hat eine prozentuale Abweichung der Blasenfüllung zum tatsächlichen Wert zwischen -1,5% und 0,3% ergeben. Der dorsal, konkav geformte Blasenteil zeigte sich in diesem Fall am problematischsten bei der Autokonturierung. Die Volumendifferenz der Prostata lag in einem Bereich von -2,5% und 0,2%.

Die Herausforderung der Lungen-SBRT mit dem Ethos besteht derzeit noch in der fehlenden Möglichkeit des automatischen Atemgatings. Unter geringen Einbußen der Bildqualität im Vergleich zum Preset „Thorax Fast“ kann mit dem Preset „Thorax“ ein über mehrere Atemphasen gemitteltes CBCT erstellt werden. Somit kann das ITV des initialen Plans mithilfe der „propagate Target“-Funktion verwendet und angepasst werden.

Zusammenfassung

Das Ethos System bietet die Möglichkeit der oART auf hohem Niveau. Aufgrund der Neuartigkeit des Systems kommen auf den Anwender diverse Herausforderungen zu, welche erkannt, untersucht und ggf. zusammen mit dem Hersteller gelöst werden müssen.

FS15.04 Herausforderungen und Forschung an ETHOS in Würzburg

R. Schindhelm¹, J. Tamihardja¹, K. Breuer¹, F. Exner¹, S. Weick¹, M. Zimmermann¹, P. Kleine¹, B. Polat¹, G. Razinkas¹
S. Wegener¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Medizinische Physik, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Der Ethos-Linearbeschleuniger erlaubt die online-Adaption des Bestrahlungsplans auf Basis der tagesaktuell aufgenommenen CBCT. CBCTs sind anfällig für Bildgebungsartefakte sowie Unsicherheiten bezüglich der Dichtewerte. Daher wird für den Planungsprozess ein synthetisches CT (sCT) verwendet, bei dem die Dichteverteilung des Planungs-CT auf das CBCT deformierbar registriert wird. Im Folgenden werden erste klinische Erfahrungen zur online-adaptiven Bestrahlung des Zervixkarzinoms inklusive Beurteilung des sCTs vorgestellt.

Material & Methoden

Fünf Patientinnen mit Zervixkarzinom wurden am Ethos (V1.1) zwischen April 2022 und März 2023 adaptiv bestrahlt (131 Sitzungen). Mit einer Ausnahme erfolgte die Behandlung der Zervix und zugehörigen Lymphabflusswege mit simultan integriertem Boost auf befallene Lymphknoten. Die Zielvolumina von vier Patientinnen wurden PTV-basiert konturiert und in 28 Fraktionen mit 1,8/2,2 Gy für die niedrige/hohe Dosisstufe behandelt. CTV-basierte Konturierung wurde für die letzte Patientin genutzt, die in 22 Fraktionen mit je 2,0/2,4 Gy behandelt wurde. Nach Behandlungsabschluss erfolgte ein retrospektiver Vergleich der Dosisberechnungen der ersten Fraktion unter Nutzung der Dichteverteilung aus CBCT und sCT. Dazu wurden die entsprechenden Pläne manuell ins Planungssystem Eclipse (V15.6) importiert.

Ergebnisse

Im Mittel zeigen die untersuchten Parameter $D_{99\%}$ für das PTV bzw. D_{mean} für Blase und Rektum eine bessere Zielvolumenerfassung bzw. Organschonung für den adaptierten Plan im Vergleich zum geplanten Plan (Tab. 1). Im Vergleich zum PTV-basierten Konzept besitzt das CTV-basierte Konzept Vorteile in der Schonung von Blase und Rektum.

Es gibt kleinräumige Dichteunterschiede zwischen sCT und CBCT (Abb. 1). Diese betreffen insbesondere zum Zeitpunkt des CBCT neu entstandene oder nicht mehr vorhandene Luftsinschlüsse. Dies führt lokal zu einer ungenauen Dosisberechnung von etwa $\pm 10\%$.

Zusammenfassung

Die ersten klinischen Erfahrungen zur CBCT-basierten online-Adaption beim Zervixkarzinom zeigen deutliche dosimetrische Vorteile hinsichtlich der Zielvolumenerfassung und Organschonung. Im Vergleich zum PTV-basierten Konzept besitzt das CTV-basierte Konzept Vorteile in der Schonung von Blase und Rektum. Abweichungen in der Dichte zwischen sCT und CBCT führen zu lokalen Abweichungen in der Dosisberechnung. Eine Nachberechnung auf dem CBCT als Qualitätssicherungsmaßnahme nach der ersten adaptiven Bestrahlung wurde daher klinisch implementiert.

Anhang

	28 × 1,8/2,2 Gy n = 4	22 × 2,0/2,4 Gy n = 1
$\Delta D_{99\%, PTV} [\%]$	10,2 ± 8,6	4,1 ± 4,6
$\Delta D_{mean, Blase} [\%]$	-3,8 ± 9,3	-16,4 ± 7,3
$\Delta D_{mean, Rektum} [\%]$	-4,7 ± 7,6	-9,8 ± 8,0

Tabelle 3: Vergleich der Änderungen der Dosiswerte zwischen geplantem und adaptiertem Plan für zwei Fraktionierungsschemata mit je n Patientinnen. Der adaptierte Plan zeigt eine bessere Zielvolumenerfassung (positive Werte) und Organschonung (negative Werte).

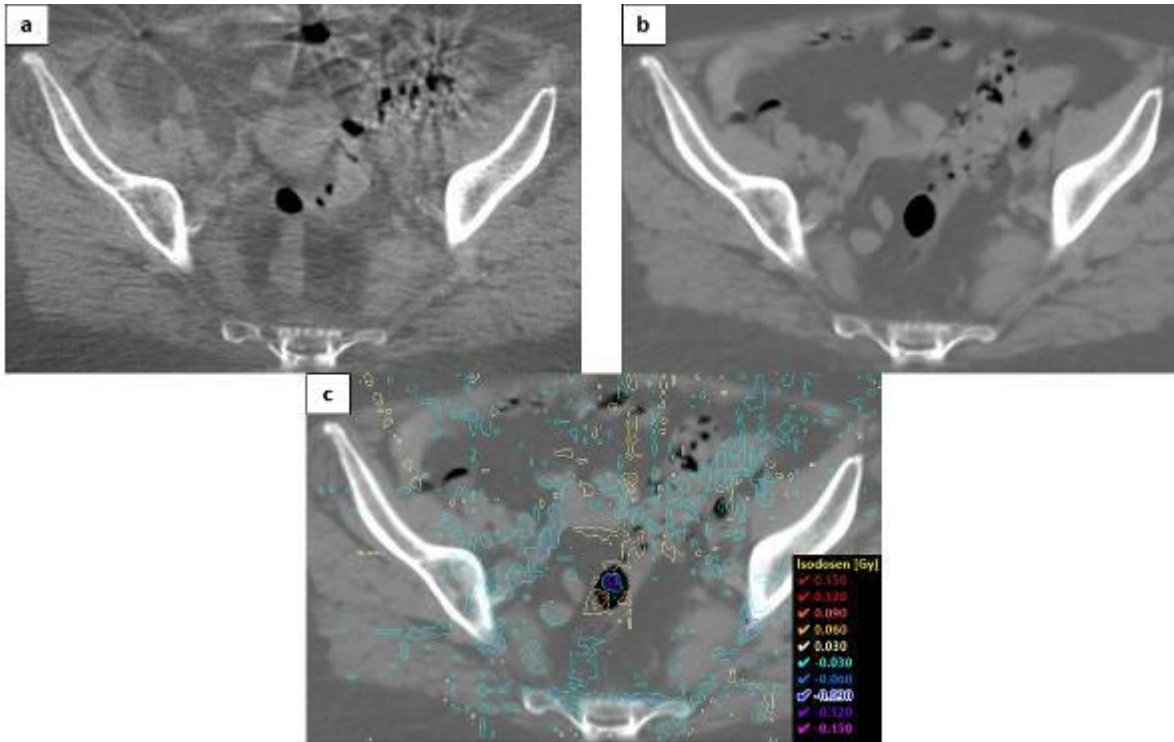


Abbildung 1: Vergleich zwischen sCT (a) und CBCT (b). Nicht berücksichtigte Lufteinschlüsse im sCT resultieren lokal in Abweichungen der Dosisberechnung im CBCT, wie in der Dosisdifferenz sCT-CBCT (c) zu sehen ist.

FS15.05 Erste Auswertung der Bildgebungs-dosisparameter bei der online adaptiven Strahlentherapie am Ethos

A. Santiago¹, A. Santiago¹, A. Gogishvili¹, A. Khouya¹, M. Guberina¹, C. Pöttgen¹, Y. Alberti¹, C. Hoffmann¹, J. Hlouschek¹, T. Gauler¹, W. Luebcke¹, F. Indenkampen¹, T. P. Ringbaek¹, M. Stuschke¹, N. Guberina¹

¹Universitätsklinikum Essen, Klinik für Strahlentherapie, Essen, Deutschland

Einleitung

Das Varian Ethos System ermöglicht die KV-CBCT-basierte online adaptive Strahlentherapie (oART). Besonders vielversprechend ist diese bei den Tumoren im Beckenbereich, welche eine hohe interfraktionelle anatomische Variabilität aufweisen. In dieser Arbeit wurde in einer Kohorte von Patienten mit Zervix-Karzinom, eine Einschätzung der relevanten Parameter zur Dosis bei der täglichen Bildgebung durchgeführt.

Material & Methoden

PlanungsCT- und CBCT-Aufnahmen von ausgewählten Patienten mit gynäkologischen Tumoren wurden ausgewertet. Diese wurden mittels oART zwischen Januar und Mai 2022 behandelt. Alle erhielten on-couch ein CBCT für die Adaption (CBCT1). Ein zweites CBCT für Verifikationszwecke (CBCT2) unmittelbar vor der Bestrahlung wurde auch aufgenommen. Der effektive CT-Dosisindex (CTDIvol) und die Standardabweichung der HU-Werte innerhalb der Blase, StdAbw_HU[Blase], als Maß für das Bildrauschen, wurden aus allen Aufnahmen extrahiert. Qualitativ wurden ausgewählte Datensätze von einer Radiologin auf Weichteilgewebekontrast anhand einer Likert-Skala ausgewertet.

Ergebnisse

Die pCTs und die CBCTs von insgesamt 61 Fraktionen wurden ausgewertet. Fast alle CBCT1 wurden mit dem von Ethos empfohlenem CTDIvol für Pelvis durchgeführt. Manuelle Anpassungen der CTDIvol (z.B. Erhöhung bei größeren Körperdimensionen) wurden durchgeführt. CTDIvol von CBCT2 waren im Median halb so groß wie beim CBCT1. Eine mediane[min-max] Absenkung in CTDIvol von 50[0-72] % wurde am Gerät für CBCT2 eingestellt. Während die StdAbw_HU[Blase] im pCT in median[min-max] bei 19.6[17.9-26.3] HU lag, stieg diese in CBCT1 zu 35.7[21.5-64.1] und im CBCT2 46.5[18.5-97.5] und hängt zusätzlich von den Körperdimensionen bei gleichem CTDIvol ab. Bezüglich der diagnostischen Beurteilbarkeit der CBCT2-Studien war die Mehrzahl der CBCT2 mit den halben CTDIvol Werten gut beurteilbar.

Zusammenfassung

Die CBCT1 Aufnahmen mit den Standard Ethos Einstellungen für das Becken zeigen eine ausreichende Bildqualität für den online Workflow (Konturierung, und Erstellung von synthetischem CT für die Dosisberechnung). Die Verifikations-CBCTs erlauben ein optionales IGRT-Verfahren, bei welchem die von Ethos voreingestellten CTDIvol-Werte deutlich reduziert werden konnten.

Eine individuelle Anpassung der Dosisparameter in sehr abweichenden Anatomien sowie das Testen auf weitere Dosisreduktion in CBCT1 und CBCT2 sind zu empfehlen.

FS15.06 Differenzen von Pseudofluenzen als Methode der VMAT-Adaption

P. Käthner¹, P. Paulus¹, K. Bratengeier¹

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

Einleitung

Für eine neu entwickelte Methode zur schnellen Adaption von VMAT-Plänen, werden die Felder bzw. die Leafs mit Hilfe der Dosisdifferenzen zwischen einem ursprünglichem Plan und der aktuell gewünschten Dosisverteilung angepasst. Dazu wird für jeden Kontrollpunkt eine Radontransformation der Dosisdifferenzen durchgeführt. Dies resultiert in einer Differenz von Pseudo-Fluenzen (DPF) mit der die einzelnen Leafs der Kontrollpunkte angepasst werden.

Um aus der Anatomieänderung eines Patienten eine adaptierte Dosisverteilung zu bestimmen, soll eine Software zur nicht rigiden Registrierung genutzt werden. Letztendlich führt die beschriebene Methode zu einer schnellen Planadaption, ohne das eine Neuoptimierung durch ein Planungssystem nötig ist. Im Folgenden wird untersucht, ob dieses Verfahren dazu geeignet ist.

Material & Methoden

Auf einem initialen CT wird basierend auf der Geometrie des PTVs und der OARs ein VMAT Plan erstellt. Im Laufe der Behandlung bekommt der Patient ein weiteres CT bzw. andere bildgebende Verfahren, um auf veränderte Patientengeometrie reagieren zu können. In diesem Fall sind es Patienten mit Prostatakarzinom für die ein zweites Planungs-CT erstellt wurde. Es wird die nicht-rigide Registrierung zwischen diesen beiden CTs mit einer Software berechnet und als Deformations-Vektorfeld (DVF) gespeichert. Das DVF wird genutzt um die Dosis des initialen Plans auf das zweite CT zu morphen. Von beiden Dosisverteilungen wird mit Hilfe einer gefilterten Radontransformation die sogenannte Pseudofluenz-Differenz (DPF) für jeden Kontrollpunkt gebildet.

Außerdem wurde auf dem zweiten CT ein VMAT Plan re-optimiert. Mit der initialen- und der re-optimierten Dosisverteilung wurde ebenfalls die DPFs berechnet. Zusätzlich wurden beide Pläne genutzt um die Unterschiede der MLC Öffnungen zu berechnen und mit den MU (Monitoreinheiten) zu Wichten (DWL).

Es wurde die Korrelation zwischen den DPF_{morph} aus initialer Dosisverteilung und gemorphter Dosisverteilung und den DWLs aus initialem Plan und neu optimiertem Plan berechnet. Als Vergleichswert dient die Korrelation zwischen den DPF_{opt} von ursprünglichem und neu optimierten Plan und den oben genannten DWLs.

Für einen Kontrollpunkt ist in Abb. 1 als Illustration die DWL und die DPF für den re-optimierten und gemorphten Fall dargestellt.

Ergebnisse

Das beschriebene Vorgehen kann zeigen, ob die gewählte Methode der DPF Bestimmung zur Adaption geeignet ist. Dafür wurde der Pearson-Koeffizient für eine lineare Korrelation zwischen der DPF_{morph} und den DWL sowie zwischen DPF_{opt} und den DWL berechnet. Der Vergleich dieser Korrelationen zeigt, dass die DPF_{morph} ähnlich gut mit den DWL korreliert, wie die DPF_{opt} .

Zusammenfassung

Es wurde untersucht, ob sich die berechnete Änderung der Pseudofluenz (DPF) aus einer deformierten Dosisverteilung eignet, um die Leafänderung für eine Planadaption vorherzusagen. Aus der Korrelation der gemorphten DPF und der re-optimierten Leaf-Änderung konnte gezeigt werden, dass sich die gemorphten DPFs eignen um Pläne ohne neue Optimierung zu adaptieren.

Anhang 1

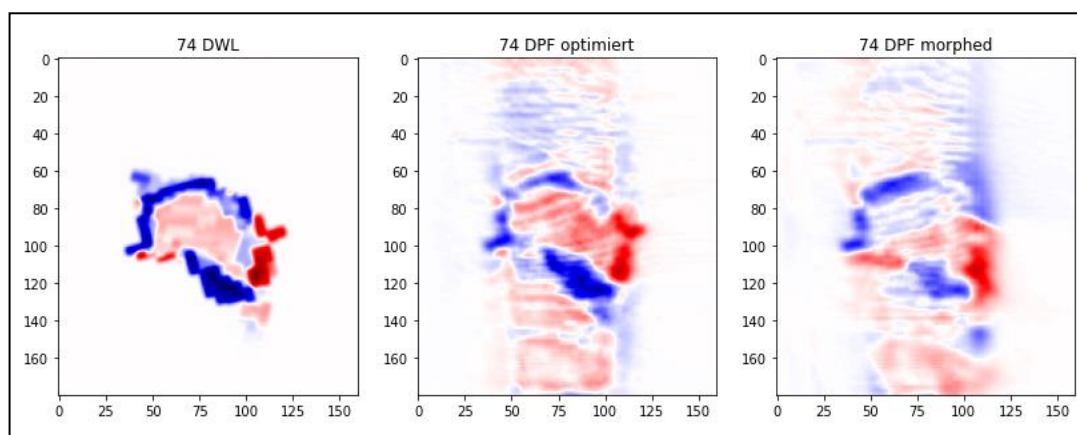


Abb.1: a) re-optimierte Leaf-Änderung b) re-optimierte DPF c) gemorphte DPF

AS17.01 Die Zukunft des Strahlenschutzes – Überarbeitung von ICRP 103

J. Breckow¹

¹Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Gießen, Deutschland

Einleitung

Das gegenwärtig international praktizierte Strahlenschutzsystem stützt sich auf die ICRP-Grundsatzempfehlung 103 aus dem Jahr 2007 [1]. Seit einigen Jahren ist es erklärte Absicht der ICRP, die Diskussion zu Strahlenschutzproblemen zu öffnen und der weltweiten Strahlenschutz-Fachwelt mehr Gelegenheit zu geben, sich an der Weiterentwicklung des Systems zu beteiligen.

Inhalt

Unter dem Titel "The Future of Radiological Protection" fand Ende 2021 ein viel beachteter ICRP-Workshop statt, der als Startpunkt für eine breit angelegte und weltweit geführte Debatte zur zukünftigen Ausgestaltung der Strahlenschutzsystems aufgefasst werden kann. Die ICRP sieht sich demnach am Anfang einer langfristig (vermutlich mehr als 10 Jahre) und international angelegten Diskussion zur Erarbeitung einer neuen Grundsatzempfehlung, die ICRP 103 [1] ablösen soll. Obwohl sich das System des Strahlenschutzes durchaus bewährt hat, grundlegenden ethischen Grundsätzen genügt und sich auch robust in der praktischen Anwendung gezeigt hat, muss es sich an Veränderungen in Wissenschaft und Gesellschaft anpassen und entsprechend weiterentwickelt werden.

Weltweit stützen sich die nationalen Gesetzgeber bei Regelungen im Strahlenschutz im Wesentlichen auf das von der ICRP entworfene Strahlenschutzsystem und dessen grundsätzliche Konzeption. Daher ist es nicht verwunderlich, dass auch die nun von der ICRP angestoßene Diskussion außerordentlich große Beachtung findet.

Bereits bis zum jetzigen Zeitpunkt haben sich eine Reihe von Gremien und Verbänden zu möglicherweise überarbeitungsbedürftigen Punkten geäußert. In diesem Beitrag soll der gegenwärtige Stand der Diskussion zusammengefasst und eingeordnet werden.

Zusammenfassung

Der Strahlenschutz befindet sich gegenwärtig am Anfang einer langfristig und international angelegten Diskussion zur Erarbeitung einer neuen Grundsatzempfehlung, die ICRP 103 ablösen soll. Es werden die grundsätzlichen Problemfelder und die möglicherweise überarbeitungsbedürftigen Elemente des Strahlenschutzsystems vorgestellt und diskutiert.

Literatur

[1] ICRP 2007: International Commission on Radiological Protection (ICRP): The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103, Annals of the ICRP, Pergamon Press, Oxford, 2007

AS17.02 Improvisierte Ganzkörperzählung als Fähigkeitserweiterung der Task Force des InstRadBioBw bei nuklearen und radiologischen Ereignissen

C. Siebenwirth¹, A. Rump¹, M. Port¹

¹Institut für Radiobiologie der Bundeswehr, München, Deutschland

Einleitung

Im Falle eines nuklearen oder radiologischen Ereignisses ist die wesentliche Herausforderung die akut betroffenen Patienten schnell zu identifizieren und bestmöglich medizinisch zu versorgen.

Das Institut für Radiobiologie (InstRadBioBw) hält hierfür unterschiedliche Fähigkeiten der biologischen, klinischen und physikalischen Dosimetrie vor, die gegebenenfalls schon vor Ort von ihrer Task Force eingesetzt oder zumindest vorbereitet werden kann.

Die klinische sowie die biologische Dosimetrie ermöglichen dabei eine frühe Einteilung betroffener Personen in die Gruppen (1) nicht exponierte Personen, (2) strahlenexponierte Patienten ohne und (3) Patienten mit Risiko eine akute Strahlenkrankheit zu entwickeln. Hierzu nutzen diese Verfahren Veränderungen des Blutbildes, die Quantifizierung von DNA-Schäden und die Expressionsänderungen genetischer Marker.

Bei einem Szenar mit Verdacht auf inkorporierte Radionuklide soll aber zusätzlich vor Ort das physikalische Verfahren der Ganzkörperzählung eingesetzt werden, um aufgenommene Radionuklide zu identifizieren und quantifizieren. Dadurch könnten möglichst zeitnah passende Dekorporationsmaßnahmen eingeleitet werden.

Material & Methoden

Für die improvisierte Ganzkörperzählung wurden zwei Messgeometrien mit zwei mobilen HPGe-Gammaspektrometern kalibriert. Dabei wurde die Charakterisierung mittels Petersburger Ziegelphantome von 50, 70, 90 und 110 kg mit den Radionukliden Am-241, Ba-133 und Eu-152 am Bundesamt für Strahlenschutz durchgeführt. Mit Hilfe eines automatisierten Excelformulars kann die effektive Lebenszeitdosis (50 a) unter Berücksichtigung von Patientengewicht, identifiziertem Radionuklid und dem zeitlichen Abstand der Messung zum Ereignis berechnet werden. Hierbei bilden Berechnungen der Lebenszeitdosis mit IMBA (UK Health Security Agency) für verschiedene Radionuklide und Messzeitpunkte das Rückgrat. Im derzeitigen Stadium werden Interpolations- und Anpassungsunsicherheiten für die Gesamtdosisunsicherheit verwendet. Künftig werden geometrische Unsicherheiten (Patientenproportionen und Positionsunsicherheiten) durch Monte-Carlo-Simulationen zusätzlich einbezogen.

Ergebnisse

Mit den bestimmten Effizienzen der Messgeometrien werden bei einer Messzeit von 5 min in einem unabgeschirmten Raum für die meisten Radionuklide im Energiebereich von 50-1400 keV Nachweisgrenzen von nur mehreren 100 Bq erreicht. Die entsprechenden Lebenszeitdosen bei Messung 5 d nach Inkorporation liegen unter 1 mSv. Diese liegen damit weit unter dem Grenzwert von 200 mSv, der für die Behandlungsentscheidung über die Einleitung von Dekorporationsmaßnahmen maßgeblich ist. Eine Ausnahme bildet Am-241. Hier liegt die Folgedosis über 1 Sv.

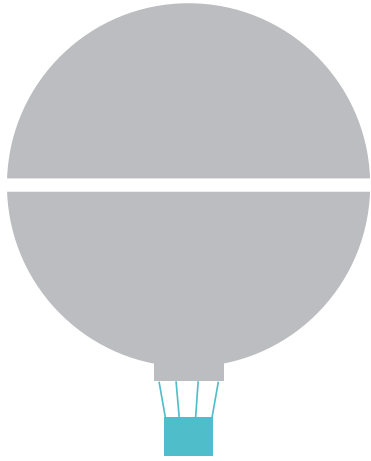
Zusammenfassung

Die Möglichkeit, improvisierte Ganzkörperzählungen vor Ort durchzuführen, stellt eine wesentliche Erweiterung des Fähigkeitsspektrums der Task Force des InstRadBioBw dar, was zu einer effizienteren Nutzung der begrenzten Behandlungsressourcen beiträgt.

A blurred photograph of a crowd of people walking through a modern, brightly lit space, likely a congress or exhibition hall. The image is overlaid with a digital network graphic consisting of blue dots connected by thin lines, symbolizing connectivity and technology. The background is a light-colored wall with a grid pattern.

Alle Lösungen für Ihren Kongress

aus einer Hand –
digital, hybrid, präsent.
www.conventus.de



ISBN: 978-3-948023-36-2