



DGMP 2025

56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft
für Medizinische Physik

24.-27. September 2025
Berlin

www.dgmp-kongress.de

ABSTRACTS

 **DGMP**

JOIN US FOR A DEMO IN DGMP BOOTH 3

SunCHECK[®]



The Connected Workspace for Higher Quality

Aggregate insights, actions,
and opportunities to drive
continuous improvement in
radiation therapy.

New features include:

- 3D Monte Carlo secondary dose calculations
- AdaptCHECK™ module for online adaptive workflows
- MLC log file analysis

**CELEBRATING
10 YEARS AS
GERMANY'S MOST
WIDELY-ADOPTED
QA PLATFORM**

The screenshot displays the SunCHECK software interface for a patient named Aguirre, Manuel P. The main view is the DVH (Dose-Volume Histogram) section, titled "DVH from SunCHECK". It shows a table of structures with their respective dose statistics and a corresponding DVH plot.

STRUCTURE NAME	MIN	MAX	MEAN
<input checked="" type="checkbox"/> Bladder	13.84 Gy	71.22 Gy	41.81 Gy
<input checked="" type="checkbox"/> Rectum	3.81 Gy	69.75 Gy	39.49 Gy
<input type="checkbox"/> BODY	0.11 Gy	71.93 Gy	11.58 Gy
<input type="checkbox"/> BODY - PTV68	0.11 Gy	71.83 Gy	11.00 Gy
<input type="checkbox"/> Lt femoral head	0.95 Gy	47.87 Gy	18.02 Gy
<input type="checkbox"/> Lymph Nodes	56.34 Gy	71.00 Gy	65.90 Gy
<input type="checkbox"/> Penile_bulb	5.27 Gy	21.16 Gy	9.20 Gy
<input type="checkbox"/> Prostate_bed	67.83 Gy	71.34 Gy	69.56 Gy
<input type="checkbox"/> PTV_56	52.13 Gy	71.50 Gy	63.73 Gy
<input type="checkbox"/> PTV_68	65.01 Gy	71.93 Gy	69.61 Gy

The DVH plot shows Relative Volume (%) on the y-axis (0 to 100) and Dose (Gy) on the x-axis (0 to 25). A "Feasibility" toggle is visible below the plot.

The Physics section below shows the "Physics Template" set to "VMAT for Plan". The "Plan Parameter Checks" table is as follows:

TASK	EXPECTED	RESULT
<input type="checkbox"/> Beams: Bolus Assigned	Informational	
<input checked="" type="checkbox"/> Beams: Isocenter Constancy	Constancy	Pass
<input checked="" type="checkbox"/> Beams: Machine Constancy	Constancy	Trilogy
<input checked="" type="checkbox"/> Beams: Max Arc Field size	≤ 28 cm	CCW: 14.5, CW: 14.5 cm
<input checked="" type="checkbox"/> CT: Max Slice Count	≤ 300	90



Automatisierungstools Für einen optimierten klinischen Arbeitsablauf



DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

24.–27.09.2025

Henry-Ford-Bau der Freien Universität Berlin | Gary-Straße 35 | 14195 Berlin

Tagungsleitung (wissenschaftliche Leitung)

Prof. Dr. Markus Buchgeister

Berliner Hochschule für Technik
Fachbereich II, Mathematik-Physik-Chemie

Prof. Dr. Andrea Denker

Protonentherapie
Helmholtz-Zentrum Berlin für Materialien und Energie

DGMP – Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik e.V.

Ernst-Reuter-Platz 10 | 10587 Berlin



Ihr Partner für Brachytherapie



Prostata-Seed-Brachytherapie

Europäischer Marktführer in der Brachytherapie mit permanenten I-125 Implantaten zur Behandlung von Prostatakrebs.



Ophthalmologische Brachytherapie

Ru-106 Applikatoren und I-125 Seeds zur Behandlung von Augentumoren.



Zubehör für die Strahlentherapie

Goldmarker zur Zielvisualisierung.



www.medical.ezag.de

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Inhaltsverzeichnis

Digitaler Vorkongress	12
DV01.01 KI in der Strahlentherapie – Ein Überblick.....	12
DV01.02 Künstliche Intelligenz in der Radiologie – Ein Überblick.....	13
DV01.04 KI im Dosismanagement der Diagnostischen Radiologie – Eine Vision	14
DV01.05 Einsatz von künstlicher Intelligenz in der Strahlentherapie – Von der Planung zur klinischen Routine.....	15
DV01.06 AIQUALIS – Unabhängige Qualitätssicherung: Für mehr Vertrauen in KI-basierter Konturierung.....	16
DV02.01-04 Strahlennotfälle und Notfallschutz.....	18
Partikeltherapie (I)	19
AS01.01 Erste <i>In-vivo</i> -Anwendung der SIRMIO-Plattform für die präzise, bildgeführte IMPT-Protonenbestrahlung bei Kleintieren	19
AS01.02 Monte-Carlo-Studie zu außerfeldlichen sekundären Neutronen bei Protonen-FLASH-Bestrahlungen mit dicken Absorbern.....	20
AS01.03 Ion beams for treatment of hypoxic tumors: Lessons learned from radiobiological studies in a rat prostate carcinoma.....	23
AS01.04 Raumbückstreueffekt sekundärer Neutronen im Experimentalraum des Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum	24
AS01.05 Spot boosting to account for prompt-gamma monitoring in proton therapy treatment planning	26
AS01.06 Modeling and optimization of a multiple-ring double scattering system for proton therapy	28
Entwicklung von dynamischen anthropomorphen Phantomen in der Strahlentherapie mittels 3D-Druck	30
FS01.01-04 Entwicklung von dynamischen anthropomorphen Phantomen in der Strahlentherapie mittels 3D Druck.....	30
Synergieeffekte von Optik und Akustik für Hörtechnologien	31
AU01.01 Optogenetic hearing restoration	31
AU01.02 Molekulare und funktionelle photoakustische Bildgebung.....	32
AU01.03 Laser Hearing Aids: Meilensteine und Ergebnisse der First-in-Human-Studie	33
AU01.04 Photoakustische Sensorik für transkranielle Bildgebung am Menschen.....	34
KI auf dem Weg in die Klinik	35
FS02.01 Vorstellung des Arbeitskreises Data Science und KI	35
FS02.02 Performance Monitoring eines klinisch eingesetzten KI-Tools: KI als Second Reader bei der Befundung posttraumatischer CCTs auf dem Oktoberfest 2024	36
FS02.03 Einführung in regulatorische Aspekte – Open-Source-Modelle in der Klinik: Eine realistische Zukunft?	37
FS02.04 Fragen und Antworten zum Thema KI und zum neuen Arbeitskreis Data Science und KI	38
Stereotaxie	39
AS02.02 Maschinen- und Patient*innen-spezifische Qualitätssicherung für die stereotaktische Strahlentherapie von Herzrhythmusstörungen: Konsensus Empfehlungen des STOPSTORM.eu Konsortiums	39
AS02.03 Physikalische und dosimetrische Evaluation der kardialen Stereotaktischen Strahlentherapie (STAR): Eine ad-hoc Auswertung der deutschen Daten des STOPSTORM.eu Konsortiums	41
AS02.04 Modifiziertes, dynamisches Herzphantom für End-to-End Tests in der stereotaktischen Strahlentherapie von Herzrhythmusstörungen	44
AS02.05 Treatment of high-risk large intraocular melanoma by neoadjuvant VMAT-SRS	46
AS02.06 Analysis of dosimetric and volumetric parameters associated with radiation necrosis after stereotactic radiosurgery for single brain metastases	47
Fachsitzung des Arbeitsausschusses DGMP goes green: Reduzierung des Energieverbrauchs in strahlentherapeutischen, radiologischen und nuklearmedizinischen Abteilungen	49
FS03.01-05 Fachsitzung des Arbeitsausschusses DGMP goes green: Reduzierung des Energieverbrauchs in strahlentherapeutischen, radiologischen und nuklearmedizinischen Abteilungen	49
FS03.06 Analyse der Treibhausgasemissionen eines Strahlentherapiezentrum	52

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Optik und Akustik 2 und Vestibularisdiagnostik 1	55
AU02.01 Essentials und Highlights der Vestibularisdiagnostik	55
AU02.02 Kompensation von peripher-vestibulären Störungen	56
FS04.01-04 Aktuelles aus Normung und Qualitätssicherung in der Nuklearmedizin	57
AS03.01 Assessment of Helium ion beams for radiotherapy at the Heidelberg ion beam therapy center (HIT).....	58
AS03.02 Fano test for therapeutic carbon beam transport in magnetic fields using Geant4/GATE.....	59
AS03.03 Quality-adjusted life expectancy comparison for head-and-neck cancer treated with volumetric modulated arc therapy (VMAT), intensity-modulated proton therapy (IMPT), or proton arc therapy (PAT)	60
AS03.04 Development of a real-time PbWO ₄ -based detector system for depth dose distribution measurement in clinical proton therapy	62
AS03.05 <i>In-vivo</i> Bestrahlungsüberwachung in der Kohlenstoffionentherapie mittels Spurmessung von geladenen nuklearen Fragmenten: Zwischenergebnisse einer klinischen Studie.....	64
AS03.06 Physikalische Charakterisierung des Protonenstrahlungsfeldes für die Bestrahlung humaner Tumoren auf Mausbeinen mit unterschiedlichen Dosisleistungen	65
AS03.07 <i>In-Silico</i> -Optimierung eines Protonenbasierten Bildgebungsaufbaus zur Präzisen Bildgeführten Protonenbestrahlung von Kleintieren	67
Vestibularisdiagnostik 2	69
AU03.01 Überblick Vestibularisdiagnostik	69
AU03.02 Innovationen in der apparativen vestibulären Diagnostik	70
AU03.03 Vestibularisdiagnostik und -Therapie Quantifizierung der posturalen Kontrolle mittels Posturographie	71
AU03.04 Einfluss der Position der Referenzelektrode auf die Aufzeichnung okulär-vestibulär evozierter myogener Potentiale	72
AU03.05 (Poster) Evaluation einer otologischen Planungssoftware zur Schätzung der Länge des Ductus cochlearis und zur Vorhersage der intracochleären Elektrodenlage bei Patient*innen zur Cochlea-Implantation	73
Cybersicherheit	74
FS05.01-04 Cybersicherheit.....	74
Nuklearmedizin	75
AS04.01 Entwicklung einer standardisierten Methodik zur Quantifizierung der Ausscheidungskinetik bei Radioliganden-Therapien mit ¹⁷⁷ Lutetium.....	75
AS04.02 Auswertung von 14 Jahren Radioiodtest	79
AS04.03 Comparison of three different schemes for Dosimetry in Lu-177-DOTATATE radiotherapy	84
AS04.04 Advancing FLASH-Radiotherapy: PEGylated nanoliposomes for tumor radiosensitization and imaging at FLASHlab@PITZ	86
Young Investigator Forum + Wolfgang-Schlegel-Stipendium	87
SO02.01 Projection prediction for enhanced 4D CBCT reconstruction	87
SO02.02 Uncertainty-aware automatic segmentation of liver tumors for MR-guided radiotherapy	89
SO02.03 Automated workflow to generate adaptive dynamic trajectory radiotherapy plans	91
SO02.04 Prognostische Evaluation zur Bestrahlungsplanung und Durchführung einer kombinierten internen und externen Strahlentherapie (CIERT) bei Patienten mit Meningeom	94
SO02.05 Optimierung der Dosimetrie in der Radioiodtherapie benigner Schilddrüsenerkrankungen: Ein hierarchischer Bayes-Ansatz zur verbesserten TIAC-Berechnung.....	96
SO02.06 Axiale Intravolumen-Positionierung einzelner en-face Bilder in der Off-Axis Full-Field Time-Domain Optischen Kohärenztomographie.....	97
Vestibularisdiagnostik 3	98
AU04.01 Individualisierte Gleichgewichtstherapie auf Basis einer Stand- und Ganganalyse in Alltagssituationen	98
AU04.02 Einflussfaktoren für Kinetosen während einer Autofahrt	99
AU04.03 Vestibular implantation in bilateral vestibulopathy: Insights from early feasibility trials	100

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Qualitätssicherung	101
AS05.01 Bestimmung der Gesamt- und Einzellatenzen von Linac und Gatingsystem bei oberflächengeführter und atemgetriggelter Bestrahlung.....	101
AS05.02 Deep-learning models for efficient patient-specific QA in intensity-modulated radiation therapy	103
AS05.03 Monte-Carlo-Modellierung der Elekta Synergy Plattform mit Agility MLC unter Verwendung von TOPASMC zur Dosisverifikation	105
AS05.04 Evaluation des rotierenden Verifikationsphantoms OCTAVIUS 4D zur Bestimmung des Cone Beam Computed Dose Index (CBDI) bei der Cone Beam-Computertomografie (CBCT) am Linearbeschleuniger TrueBeam der Firma Varian	106
AS05.05 Signalstabilität des Electronic-Portal-Imaging-Systems eines Ethos-Systems unter verschiedenen Kalibrierbedingungen	109
AS05.06 Klinische Implementierung des End-to-end Testes der strahlentherapeutischen Kette in der Teletherapie.....	111
Strahlenbiologie	113
AS06.01 Entwicklung eines Modells zur Berücksichtigung intermolekularer Wechselwirkungen in Monte-Carlo-Simulationen der chemischen Phase	113
AS06.02 Ein neuer Ansatz zur Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit von Zellen mit Gold-Nanopartikeln unter Bestrahlung	115
Strahlentherapie am Auge I – Therapieoptionen in Deutschland	116
FS06.02 Radiochirurgie von Augentumoren mit Cyberknife und ZAP-X	116
FS06.03 GEC-ESTRO-Survey zur Anwendung von Ru-106 Kalotten.....	117
FS06.04 Brachytherapie und adjuvante Bestrahlung vor Resektion okulärer Tumoren	118
FS06.05 Technische Realisierung der Protonentherapie uvealer Melanome am Westdeutschen Protonentherapiezentrum Essen (WPE).....	121
FS06.06 Protonentherapie am Auge – Von Berlin in die weite Welt (PTCOG Ocular Survey).....	122
Bestrahlungsplanung/Stereotaxie/Sonstiges (Poster)	123
PS01.01 Ist der Aufwand einer 3D-Bestrahlungsplanung für die Röntgentherapie vertretbar? Eine Monte-Carlo-basierte Fallstudie für die Bestrahlung des Kniegelenks	123
PS01.02 Übersicht über die Differenzen zwischen den Dosisberechnungsalgorithmen Acuros External Beam (AXB) und AAA in Abhängigkeit unterschiedlicher Materialien und Energien.....	125
PS01.03 Ein Monte-Carlo-basiertes Framework zur 3D-Bestrahlungsplanung für die Röntgentherapie	128
PS01.04 Implementierung und Validierung der Bestrahlung mit mehr als zwei Isozentren an Ethos Linearbeschleunigern.....	129
PS01.06 Einfaches volumenbasiertes Modell zur Bewertung des Dosisabfalls in der Einzeit-SRS: Entwicklung, Validierung und Potenzial für multizentrische Qualitätssicherung	131
PS01.07 Erste Messungen mit einem Phantom für Infrarot-Hyperthermiegeräte nach ESHO-Richtlinien.....	133
PS01.08 Correlation between internal tumor movement and surface motion: Identifying optimal patient-specific surface surrogate positions.....	135
Augen/Brachytherapie und IORT/Flash (Poster)	137
PS02.01 Dosimetrische Qualitätssicherung der Quellenstärke in der LDR Brachytherapie	137
PS02.02 The use of a TPS for IOERT: Commissioning and first experience	140
PS02.03 Untersuchung der Bildqualität eines intraoperativ eingesetzten mobilen CBCT-Imagingsystems und Vergleich von zwei darauf geplanter Planmethoden	142
PS02.04 Entwicklung einer Simulationsarchitektur zur Modellierung inhomogener Dosisprofile von Ru-106 Augenapplikatoren.....	144
PS02.05 Bestimmung der Strahlposition an Elektronenbeschleunigern mit dem hybriden Halbleiterdetektor Dosepix und Stickstofffluoreszenzlicht	145
PS02.06 FLASHlab@PITZ: Eine vielseitig verwendbare Plattform für Bestrahlungen mit Elektronen bei konventionellen und ultrahohen Dosisraten.....	147
PS02.07 Einfluss des Luftdrucks auf die Sammeleffizienz von Ionisationskammern bei ultra-hoher Dosis pro Puls für die FLASH Strahlentherapie mit Elektronen.....	149
PS02.08 Von der Beschleunigerphysik zur biomedizinischen Anwendung: Aufbau des Biolabors und zelluläre Experimente am FLASHlab@PITZ	152
PS02.09 Charakterisierung des flashDiamond Detektors bei Bestrahlung mit ultrahoher Dosisleistung bei PITZ	153

Qualitätssicherung (Poster)	154
PS03.01 Klinische Implementierung eines Planverifikationsmesssystems auf Basis eines flüssigkeitsgefüllten Detektorarrays für stereotaktische Bestrahlungspläne unter Verwendung von 10 MV FFF.....	154
PS03.02 Einfluss der Kreuzkalibrierungsfeldgröße auf die Verifikation stereotaktischer SIMT-Pläne bei Hirnmetastasen – Eine Untersuchung mit dem PTW OCTAVIUS 1600 SRS	156
PS03.03 Zeitersparnis bei der Maschinen-QA durch Einsatz eines gantrymontierten Durchstrahlungsdetektor im Vergleich zu den bisherigen Methoden	158
PS03.04 Deep Learning-basierte hochauflösende Dosisrekonstruktion für VMAT Planverifikation in der Strahlentherapie.....	159
PS03.05 Untersuchung eines kommerziellen EPID basierten in vivo Dosimetrie Systems hinsichtlich seines Potenzials für die Fehlerdetektion, insbesondere für die Detektion von Rotationsfehlern in drei Raumrichtungen	161
PS03.06 Entwicklung einer Setupvorrichtung für das Wasserphantom beim Varian Halcyon	163
Partikel (Poster)	164
PS04.01 Der Einfluss der Detektoransprechfunktion auf die Messung von Strahlbreiten in der Ionenstrahltherapie.....	164
PS04.02 Strahlungsqualitätskorrekturfaktoren für Alanin in monoenergetischen und modulierten ¹² C Strahlen.....	167
PS04.03 Einsatz eines konturierten double-scattering Systems für Super-FLASH mit ¹² C-Ionen: Erste Experimente und Simulationen	169
PS04.04 Experimentelle 3D-Lokalisierung von anatomischen Veränderungen anhand von 2D Heliumstrahlradiografien... ..	171
PS04.05 Dosimetrie für nicht-relativistische Elektronen und ihre mögliche Bedeutung in der Strahlentherapie	173
PS04.06 Entwicklung eines Neutronendetektors auf Basis von ¹⁰ B zur Messung von Neutronen über ein breites Energiespektrum	175
PS04.07 Tiefenprofilkamera zur Energiebestimmung von Protonen und Ionen.....	177
PS04.08 Monte Carlo basierte Untersuchung der Auswirkung der Zellgeometrie auf die DNA-Schadensausbeute bei Bestrahlung mit ionisierenden Strahlungsarten.....	178
PS04.10 Adaptive MR-integrierte Protonentherapie (MRiPT) bei Patient:innen mit Nierenzellkarzinom	181
Adaptive Therapie/MR-Linac (Poster)	183
PS05.01 Echtzeit-Bewegungsvorhersage für MR-Linac-basierte kardiale Radioablation.....	183
PS05.02 Risikoanalyse zu einem adaptiven Therapieworkflow unter Verwendung synthetischer MR basierter CT Daten ..	186
PS05.03 Validierung der deformierbaren Dosisakkumulation bei der adaptiven Strahlentherapie des Prostata-Karzinoms – Ergebnisse einer Studie mit Körperspendern.....	187
PS05.04 Dosimetrische Verifikation adaptiver Sessions am Ethos-System.....	188
PS05.05 Qualitätssicherung in der Adaptiven Strahlentherapie mittels 2D- Dosismessung.....	189
PS05.06 Erfahrungen mit dem Ethos in Braunschweig	190
Klinische Dosimetrie (Poster)	191
PS06.01 HyperSight Bildgebungs-dosen für verschiedene CBCT Protokolle an einem Ethos Linearbeschleuniger	191
PS06.02 Monte-Carlo-Analyse des tiefenabhängigen Dosisansprechvermögens einer Si-Diode (IBA RAZOR™) im Vergleich zur Ionisationskammer (Typ 34001 PTW Roos®) in der klinischen Elektronendosimetrie	193
PS06.03 Ein neuartiger Plastiksintillationsdetektor: Möglichkeit zur Echtzeit <i>in-vivo</i> Dosimetrie für Strahlentherapie mit Elektronen	194
PS06.04 Einfluss der Dosisleistung auf das Ansprechvermögen chemischer Dosimeter	197
PS06.05 Monte-Carlo-Modellierung der Elektronen-Ganzhautbestrahlung mit TOPASMC	199
PS06.06 Untersuchung der Detektoreigenschaften des OCTAVIUS 1600 SRS zur Qualitätssicherung in der Strahlentherapie	200
MRT im Dialog (Poster)	202
PS07.05 Entwicklung einer linear polarisierter Transceiver-Birdcage.....	202
PS07.06 Entwicklung klinischer MRT-Bildgebung an Tisch-MRT-Geräten	205

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Dosismanagement (Poster)	207
PS08.01 Analyse der Expositionszeit als Indikator für die Nachsorge strahleninduzierter Hautschäden nach fluoroskopie-gestützten Interventionen.....	207
PS08.02 Analyse der Hochdosis-Hautfläche für die Hautnachsorge nach fluoroskopie-gestützten Interventionen	209
PS08.03 Auswirkungen der COVID-19-Pandemie auf die CT-Strahlenexposition von Notaufnahmepatienten	211
PS08.04 Preliminary analysis of a comparison of staff radiation exposure from scatter during bilateral angiographic procedures using sterile, radiation-absorbing patient drapes	212
PS08.05 Einfluss der Patientendicke auf die effektive Dosis bei Röntgenaufnahmen des Beckens	213
PS08.06 Determining CT dose optimization targets according to IAEA recommendations	215
PS08.07 CT-Röhrenstrommodulation: Warum bei Metallobjekten der Röhrenstrom reduziert sein kann	217
Dosimetrie und Bildqualität in der Computertomografie (Poster)	219
PS09.01 Vergleichsanalysen und Protokollvalidierung mit Hilfe eines durchmesserabhängigen Dosisqualitätsindex (DQI) für CT-Untersuchungen	219
PS09.02 Evaluierung eines neuen Multi-Energy QA-Phantoms für spektrale CT: Optimierung der diagnostischen Bildqualität mit virtueller monochromatischer Bildgebung	222
PS09.03 Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Röhrenstrommodulation in der Computertomographie	224
PS09.05 NeedleNet: KI-gestützte Bildklassifikation mit Resnet-18 zur Detektion von Biopsienadeln in Ultraschallbildern...226	226
PS09.06 Nichtinvasive Temperaturüberwachung bei Mikrowellenablation: Einsatz von ResNet18 auf Ultraschallbilddaten	228
PS09.07 High precision luminescence dosimetry at PITZ – Overview and current status	230
PS09.04 KI als Second Reader bei der Befundung posttraumatischer CCTs auf dem Oktoberfest 2024: Eine prospektive Studie zum Performance Monitoring	231
Nuklearmedizin/Strahlenbiologie (Poster)	232
PS10.01 Diagnostische und quantitative Limits der ⁶⁸ Ga-PSMA Prostata PET/MRT	232
PS10.02 Rückbau der Nuklearmedizin des Klinikums der Landeshauptstadt Stuttgart gKAöR.....	233
PS10.03 Method validation to evaluate the effects of x-ray radiation on zebrafish embryo development.....	234
PS10.04 Entwurf und Validierung eines Kleintier Hyperthermie Applikators	235
Bestrahlungsplanung und IGRT	237
AS07.02 Kalibrierung und klinische Einführung des Halcyon-Hypersight-Systems als Planungs-CT-Ersatz	237
AS07.03 Dosimetrische Bewertung von VMAT-Plänen auf Basis synthetischer, MR-generierter Pseudo-CT-Datensätze für intrakranielle Zielvolumina.....	239
AS07.04 Entwicklung eines Cluster-Algorithmus zur automatischen Berechnung der lokalen Lungenmodulationsstärke...241	241
AS07.05 Erstellung patientenspezifischer Lungenblöcke für TBI mithilfe von 3D-Druck und Wolframkügelchen	243
AS07.06 KI-gestützte Echtzeit-Verfolgung der Leber auf Röntgenbildern: Eine Proof-of-Concept-Studie auf DRR-Sequenzen	246
Aktuelle Themen zur Dosimetrie in der Nuklearmedizin	248
FS08.01-04 Aktuelle Themen zur Dosimetrie in der Nuklearmedizin	248
Strahlentherapie am Auge II	249
AS08.01 Softwarekonzept zur Optimierung der Bestrahlungsplanung mit Ru-106 Augenapplikatoren	249
AS08.02 Entwicklung neuronaler Netze zur Dosisvorhersage in der Ru-106 Brachytherapie okularer Tumoren	250
AS08.03 A machine-learning based monitor-unit model for an ocular proton therapy system	251
AS08.04 Entwicklung einer Verifikationsmethode für die Bestrahlungsplanung in der okularen Brachytherapie	253
AS08.05 Untersuchung der Oberflächendosisverteilung von Ru-106-Augenapplikatoren mithilfe einer innovativen Apparatur	255
AS08.06 Konstruktion und Test eines End-to-End-Phantoms zur Optimierung der Lagerung in der Protonentherapie	256

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Adaptive Strahlentherapie	257
AS09.01 Investigating the interplay effects of regular and irregular breathing patterns using phase- and amplitude-based gating with surface guidance in particle therapy	257
AS09.02 End-to-End-Test eines adaptiven Arbeitsablaufes am ETHOS 2.0.....	258
AS09.03 Dosimetrische Auswertung der Zielvolumenpropagation bei online adaptiver Zervixbestrahlung mit Ethos 2.0 ..	259
AS09.04 Strahlentherapie von Metastasen ohne Bestrahlungsplanungs-CT in palliativer Intention	261
AS09.05 Quantifizierung und Kalibrierung der Modellunsicherheiten populationsbasierter und patientenspezifischer Autosegmentierungsmodelle für die adaptive Strahlentherapie.....	262
AS09.06 Evaluating the quality of deformable image registration for MR-guided carbon ion liver SBRT with an anthropomorphic abdomen phantom: Geometric and dosimetric uncertainties	264
Im Fokus – MRT	266
AS10.01/PS07.01 Angular super-resolution in q-Space using deep learning for diffusion MRI	266
AS10.02/PS07.02 Double flash: Beschleunigte hämosensitive klinische Messung mittels UNet-basierter double echo flash-Rekonstruktion des T2-Zerfalls.....	268
AS10.03/PS07.03 <i>In-vivo</i> B0-Optimierung am 7T Ultrahochfeld für subkortikale Hirnbildgebung.....	270
Literatur.....	270
AS10.04/PS07.04 Bestimmung der Querschnittsfläche eines segmentierten Hörnervs zur Prognose des Sprachverstehens nach Cochlea-Implantation	272
Dosimetrie	273
AS11.01 Charakterisierung und Kalibrierung eines neuartigen Plastiksintillationsdetektors für Photonendosimetrie	273
AS11.02 Optimierung eines chemischen Dosimeters auf Fricke-Basis.....	275
AS11.03 Monte-Carlo-berechnete Umrechnungsfaktoren von DoseToMedium zu DoseToWater	277
AS11.04 Bolus in radiotherapy with air gap and additional scatter – Measurements and Monte-Carlo-simulations.....	278
AS11.05 Bestimmung der Typ-B Messunsicherheit der Monte-Carlo-Simulation eines klinischen Linearbeschleunigers ...	280
AS11.06 Untersuchung von Materialien für die Dosimetrie in der Neutronentherapie	282
Biomedizinische Optik	285
AS13.01 Photodamage in nonlinear microscopy – Mechanisms and mitigation approaches	285
AS13.02 Laser-induzierte Plasmabildung und Kavitation in Wasser: Von Nanoeffekten zu extremen Materiezuständen ...	286
AS13.03 Influence of the light emission characteristics of fiber diffusers on heat generation and transport in vein tissue during endovenous laser therapy	287
AS13.04 Quantitative comparison of emission and detection profile of Cylindrical Diffuser Fibers (CDFs) for Direct Light Therapy (DLT) for the treatment of Glioma	288
AS13.05 Skin-melanin-influence and -content investigations using hyperspectral imaging.....	290
AS13.06 Ex und <i>in-vivo</i> endomikroskopische OCT von tumorösem Hirngewebe	291
AS13.07 (Poster) MTF – konditionierte Fourierfilterung von SNOM – Bildern mikro- und nanoskaliger Chromosomen- und Brustkrebszellen- Oberflächen der T47D-Linie.....	293
Strahlenexposition, Dosimetrie und Dosismanagement	296
AS12.02 Bestimmung der optimalen Blendengeometrie für das neue Luftkerma-Primärnormal der PTB	296
AS12.03 Einfluss der Patientenpositionierung auf die Bestimmung der Organdosis durch ein neuronales Netz	298
AS12.04 Evaluation des Dosismanagements bei konventionellen Röntgenuntersuchungen in der pädiatrischen Radiologie hinsichtlich der Anwendbarkeit von diagnostischen Referenzwerten	300
AS12.05 KI-assistierte DRW-Zuordnung am Beispiel von abdominellen CT-Untersuchungen	302
Orientierungswerte	304
FS10.01-04 Orientierungswerte	304

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Laser technologies in healthcare: Advances and applications	305
FS11.02 Non-linear multimodal imaging for intraoperative tumor detection and therapy.....	305
FS11.03 Laser applications in medicine.....	306
FS11.04 PDT – A concept for one world one health.....	307
FS11.05 Laser induced cavitation bubble in biological tissues – Dynamics, modelling and application in refractive surgery	308
FS11.06 Photodynamic therapy and spectral online monitoring in neurosurgery	309
FS11.08 Broadband coherent raman microspectroscopy for the investigation of cancer: Toward ultrafast spectral histopathology.....	311
FS11.09 Translation of multimodal nonlinear imaging techniques: From microscopes to endoscopes for clinical application	312
FS11.10 Translation into the clinic: Hurdles, strategies and successes.....	313
Aus- und Weiterbildung	314
jMP06.06 Masterstudiengang Medizinische Strahlenwissenschaften (M. Sc.).....	314
jMP06.07 Ausbildung zukünftiger MPE aus ingenieurtechnischer Sicht am Beispiel des Studiengangs Biomedizinische Technik der TU Ilmenau	316
Brachytherapie und IORT	318
AS14.01 Evaluation eines flexiblen Workflows für transrektale Prostata-Seed-Brachytherapie mithilfe eines MRT-bildgeführten Roboters	318
AS14.02 Applikatorevaluation für die endorektale Brachytherapie	320
AS14.03 Increasing ratio of source strength measurements between clinical and manufacturer calibration for Ir-192: A BRAPHYQS multi-center analysis.....	322
AS14.04 Modellbasierte Dosisberechnung unter Verwendung von Kegelstrahl-Computertomographie für die Brachytherapie-Planung.....	323
AS14.05 Etablierung und Bewertung eines intraoperativen CBCT-basierten Workflows für die gynäkologische Brachytherapie	324
RT and PT: Exploring Synergies and Shared Challenges	325
FS12.02 Unlocking challenges in imaging and adaptive workflows together	325
FS12.03 Same tissues, different beams: NTCP modelling across modalities	326
FS12.04 Towards synergies on national and European level	327
Bildqualität	328
AS15.02 Eine Messgröße für die Abnahme- und Konstanzprüfung für die Niedrigkontrast-Detektabilität am CT	328
AS15.03 Optimierung der Rauschunterdrückung in Low-Dose CT-Aufnahmen mittels Residual Convolutional Neural Networks: Evaluation der Modellgeneralisation auf verschiedene Strahlendosisniveaus	330
AS15.04 Metallartefaktreduktion bei spektraler CT: Kombination virtueller monoenergetischer Bilder mit iterativer Metallartefaktreduktion (iMAR).....	332
FLASH	334
AS16.01 FLASH Dosimetrie für Protonen und C12-Ionen: Messungen und Simulationen unter Berücksichtigung von Raumladungseffekten	334
AS16.02 Reversible Modifikation eines klinischen Linearbeschleunigers für Elektronen-FLASH-Forschung.....	337
AS16.03 Commissioning of FLASHlab@PITZ – The R&D platform for electron FLASH radiation therapy	338
AS16.04 Workflow zur Risikoabschätzung neutroneninduzierter Zweitmalignome bei konformen FLASH-Protonenbestrahlungen mit 3D-Reichweitenmodulatoren	340
AS16.05 Untersuchung von Radikalbildung und Sauerstoffverbrauch bei Bestrahlungen mit ultrahohen Dosisleistungen mittels Elektronen-Spin-Resonanz-Spektroskopie	342
AS16.06 MiniBee project: Proton minibeam beamline for preclinical experiments in small animals	344
Personendosimetrie und Strahlenschutz	345
AS17.02 Amtliche Dosimetrie: Automat zum Vor-Ort-Wechsel von OSL-Dosimetern mit Datenbankanbindung.....	345
AS17.03 Organisation der Bewirtschaftung von Strahlenschutzmitteln im Klinikalltag.....	346
AS17.04 Aktive Augenlinsendosimetrie mit dem Dosepix-Detektor in Bezug auf Messposition und Bleiglasabschirmung..	347

Digitaler Vorkongress

DV01.01 KI in der Strahlentherapie – Ein Überblick

M. Rabe¹

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

Einleitung

In den letzten Jahren hat die Künstliche Intelligenz (KI) in Klinik und Forschung der Strahlentherapie immer weiter an Bedeutung gewonnen. KI-gestützte Methoden können komplexe Arbeitsabläufe beschleunigen, automatisieren und die Präzision der Patientenbestrahlung erhöhen. Dieser Vortrag gibt einen Überblick über die Einsatzmöglichkeiten und Potenziale der KI in der Strahlentherapie.

Material & Methoden

KI-Technologien werden derzeit in verschiedenen Schritten des Strahlentherapie-Workflows – von der Bildakquisition und Segmentierung über die Bestrahlungsplanung bis hin zur Analyse von Live-Bilddaten während der Bestrahlung und zur Vorhersage des Therapieerfolgs – erforscht und teils klinisch evaluiert. Die Forschung profitiert dabei von Fortschritten in Bereichen wie Computer Vision und Natural Language Processing, beispielsweise durch die Entwicklung neuer Netzwerkarchitekturen und die zunehmende Verfügbarkeit leistungsfähiger GPUs.

Ergebnisse

Derzeit am etabliertesten ist der Einsatz von KI bei der automatischen Segmentierung von Zielvolumina und Risikoorganen, wofür häufig Convolutional Neural Networks (CNNs) wie das nnU-Net eingesetzt werden, die eine schnelle und geometrisch akkurate Konturierung erlauben. Besonders in der online-adaptiven Strahlentherapie besteht hierbei großes Potenzial hinsichtlich einer Beschleunigung des Workflows. Als alternativer Ansatz zur Autosegmentierung wird hierfür die Propagation von Konturen von Planungs- auf Fraktionsbilder mithilfe von Deformationsnetzwerken wie der hybriden CNN-Transformer-Architektur TransMorph erforscht. Eine vollständig automatisierte Bestrahlungsplanung könnte künftig durch Generative Pretrained Transformers (GPTs) unterstützt werden. Weitere Netzwerkarchitekturen wie Generative Adversarial Networks (GANs) und Diffusionsmodelle eignen sich zur Konversion von CBCT- oder MRT-Bildern in synthetische CTs für die Dosisberechnung in der adaptiven Strahlentherapie. Ein weiterer wichtiger Schwerpunkt der KI-Forschung für die Strahlentherapie ist das Tumor-Tracking auf Echtzeit-Bildern während der Bestrahlung, z. B. mithilfe von cine-MRTs an MR-Linacs oder röntgenbasierten Bildmodalitäten mittels Objekterkennungs- oder Segmentierungsnetzwerken. Weiterhin können LSTM-Netzwerke (Long Short-Term Memory) oder Transformer genutzt werden, um Bewegungen während der Bestrahlung vorherzusagen und so die Präzision der Strahlenapplikation zu erhöhen. End-to-End-Radiomics-Ansätze könnten künftig die Vorhersage von Behandlungsergebnissen und strahleninduzierten Nebenwirkungen verbessern.

Zusammenfassung

Der Einsatz von KI in der Strahlentherapie hat das Potenzial, diese effizienter und präziser zu machen. Weitere vielversprechende Forschungsthemen liegen im Einsatz von Foundation Models, der Unsicherheitsanalyse von Deep-Learning-Methoden, sowie der Erforschung des Einflusses der klinischen Verwendung der KI auf Arbeitsabläufe und Behandlungsergebnisse.

DV01.02 Künstliche Intelligenz in der Radiologie – Ein Überblick

A. M. Sprinkart¹

¹Universitätsklinikum Bonn, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Der radiologische Workflow stellt eine komplexe Prozesskette dar, die von der Terminierung über Aufklärung und Untersuchungsplanung bis hin zur Befundung und sekundären Datennutzung reicht. Verfahren der künstlichen Intelligenz (KI) bieten das Potenzial, zahlreiche dieser Schritte zu unterstützen und zu optimieren. Dieser Beitrag soll einen Überblick über etablierte sowie in der Zukunft zu erwartende KI-Anwendungen in der diagnostischen Radiologie geben.

Material & Methoden

In dieser narrativen Übersicht werden hierzu verschiedene kommerziell verfügbare KI-Anwendungen sowie aktuelle Entwicklungen in der Wissenschaft betrachtet. Verschiedene Anwendungen werden entlang der radiologischen Prozesskette eingeordnet und ihr potenzieller Nutzen für Klinik und Forschung aus der Perspektive eines klinisch und wissenschaftlich tätigen Medizinphysik-Experten bewertet.

Ergebnisse

Bereits heute haben sich verschiedenste KI-basierte Anwendungen im klinischen Alltag der Radiologie etabliert. So entlasten beispielsweise Scan-Planungsassistenten an modernen CT-Geräten das Fachpersonal und steigern durch Vorschläge für patientenindividuelle Scanbereiche oder die automatische Platzierung der Region of Interest für das Bolus-Tracking die Konsistenz und die Qualität der Bildgebung. Während solche Verfahren zur Unterstützung der Untersuchungsdurchführung oder auch die Verwendung von KI in der Bildrekonstruktion, etwa an MRT-Geräten, oftmals implizit im Zuge von System-Upgrades oder der Installation neuer Modalitäten Einzug in die klinische Routine halten, wird die Einführung von KI-Systemen zur Bildanalyse (Befundungsunterstützung) öffentlich wahrgenommen, kontrovers diskutiert und teils hochemotional aufgenommen. Nach Einschätzung des Autors hängen sowohl die Nutzung als auch der Nutzen von KI-gestützter Befundungssoftware – häufig als CAD (Computer-Aided Diagnosis) oder CDSS (Clinical Decision Support System) bezeichnet – stark vom Grad der Workflow-Integration und von der Erfahrung des ärztlichen Anwenders ab. Insbesondere für unerfahrenere Kollegen oder in Stresssituationen (z. B. Nachtdienste) erscheinen diese Tools als hilfreich.

Perspektivisch erstrecken sich die Einsatzmöglichkeiten von KI-Anwendungen weit über die Bildanalyse hinaus auf die gesamte radiologische Prozesskette. Dazu zählen etwa die Optimierung der Geräteauslastung, die Unterstützung bei der Patientenaufklärung sowie die automatisierte Informationsextraktion aus unstrukturierten Daten. Große Sprachmodelle (Large Language Models, LLMs) werden bereits heute intensiv in der Forschung zur Strukturierung von Freitextbefunden eingesetzt, was wiederum die Entwicklung datengestützter Modelle, beispielsweise zur zuvor genannten Befundungsunterstützung, begünstigt. Weitere erwartete zukünftige Anwendungen umfassen die KI-basierte Zusammenfassung von Patientenhistorien im Vorfeld radiologischer Untersuchungen, die automatische Erstellung laienverständlicher Befundberichte sowie den Einsatz im Qualitätsmanagement, etwa durch einen Echtzeit-Abgleich von Befunden mit Leitlinien oder eine weiterführende Befundungsassistenz, wie die Vergabe von Scores (z. B. PI-RADS, LI-RADS). Hierfür sind datenschutzkonforme Implementierungen erforderlich, welche ebenfalls Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten sind.

Zusammenfassung

Die dargestellte Übersicht unterstreicht, dass KI weit mehr als nur ein Werkzeug zur Bildanalyse ist. Sie entwickelt sich zu einem integralen Bestandteil, der das Potenzial hat, die gesamte radiologische Prozesskette – von der Terminierung bis hin zur Befundkommunikation – nachhaltig zu verändern und zu verbessern. Eine intensive Auseinandersetzung mit den Möglichkeiten und Grenzen der KI ist daher für alle in der Radiologie tätigen Berufsgruppen unerlässlich, um zukünftige Entwicklungen kritisch einordnen zu können und deren Einzug in die klinische Routine aktiv mitzugestalten.

DV01.04 KI im Dosismanagement der Diagnostischen Radiologie – Eine Vision

L. Garajová¹, A. M. Sprinkart¹

¹Universitätsklinikum Bonn, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Das Potenzial von Künstlicher Intelligenz (KI) findet im Dosismanagement der diagnostischen Radiologie bislang wenig Beachtung. Gerade in diesem Bereich binden jedoch komplexe und wiederkehrende Aufgaben erhebliche personelle Ressourcen, was angesichts des Fachkräftemangels und des breiten Aufgabenspektrums der Medizinphysik-Expert:innen eine große Herausforderung darstellt.

Dieser Beitrag formuliert die These, dass KI im Dosismanagement eine effektivere und personalisierte Bewertung der Strahlenexposition ermöglicht und die Prozesse der Bildgebung nachhaltig optimiert.

Material & Methoden

Basierend auf klinischen Erfahrungswerten werden mögliche Einsatzgebiete von KI innerhalb des typischen Dosismanagement-Workflows identifiziert und bewertet.

Ergebnisse

Die Zuordnung radiologischer Untersuchungen zu diagnostischen Referenzwerten ist derzeit ineffektiv und fehleranfällig, da sie auf DICOM-Metadaten sowie RDSR (Radiation Dose Structured Report)-Einträgen basiert, die in der Praxis häufig nicht standardisiert belegt sind. Eine KI-gestützte Bildanalyse ermöglicht hingegen eine automatische Erkennung des Untersuchungsbereichs, was die DRW-Zuordnung erheblich erleichtern und verbessern könnte.

Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, aus den Bilddaten patientenindividuelle Parameter – darunter Körpergröße, Gewebzusammensetzung oder auch Implantate – automatisch zu erkennen. Weitere dosisrelevante Aspekte wie die Patientenlagerung in Bezug auf das Isozentrum oder die Positionierung von Extremitäten können automatisch erkannt und in die Beurteilung der Strahlenexposition des Patienten einbezogen werden. Die Integration großer, datenschutzkonformer Sprachmodelle in das Dosismanagement erlaubt die Berücksichtigung weiterer relevanter Informationen, darunter die Indikation oder Probleme bei der Befundung, beispielsweise infolge eingeschränkter Bildqualität.

Zusammenfassung

Die Integration KI-gestützter Bild- und Textanalysen birgt das Potenzial, die Bewertung der Patientenexposition im Rahmen einer radiologischen Untersuchung nicht nur effizienter zu machen, sondern auch unter Berücksichtigung einer Vielzahl von individuellen Faktoren eine präzisere Beurteilung zu ermöglichen. Die vorgestellten Konzepte stellen einen vielversprechenden Ansatz dar, der in zukünftigen Forschungsarbeiten intensiv beleuchtet werden sollte.

DV01.05 Einsatz von künstlicher Intelligenz in der Strahlentherapie – Von der Planung zur klinischen Routine

M. Fröhlich¹, T. Winderl²

¹MVZ Strahlentherapie Singen-Friedrichshafen GmbH, Singen/Hohentwiel, Deutschland

²LMU Klinikum München, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland

Einleitung

In der Strahlentherapie ist die präzise Konturierung von Risikoorganen im Planungs-CT essenziell, jedoch zeitaufwändig und personalintensiv. Mit dem Einzug der Künstlichen Intelligenz (KI), insbesondere Deep-Learning-basierter Algorithmen, ergeben sich neue Perspektiven zur Automatisierung dieses Schritts. Insbesondere die automatische Segmentierung gesunder Organe (OARs) gilt derzeit als das etablierteste klinische Anwendungsgebiet von KI in der Radioonkologie. Studien berichten über eine signifikante Reduktion der Planungszeit bei gleichbleibender Konturqualität, was den klinischen Workflow nachhaltig beeinflussen kann.

Material & Methoden

Am LMU Klinikum München und am MVZ Strahlentherapie Singen-Friedrichshafen wurden verschiedene CE-zertifizierte, kommerziell verfügbare KI-Tools zur automatisierten Organkonturierung in der klinischen Routine eingesetzt und evaluiert. Die Bewertung umfasste Nutzbarkeit, Integrationsfähigkeit, Anpassungsbedarf sowie die Qualität der Konturen anhand von Metriken wie dem Dice-Koeffizienten. *Ergänzend erfolgte eine Analyse der manuellen Korrekturrate sowie eine Einschätzung durch das klinische Fachpersonal.* Die KI-Systeme wurden in bestehende Planungsworkflows über DICOM-Standards integriert. *Eine institutionseigene Qualitätssicherung überprüft alle KI-generierten Konturen vor deren Weiterverwendung.*

Ergebnisse

Durch den Einsatz der KI-Systeme konnte die durchschnittliche Zeit für die Organsegmentierung pro Patient um bis zu 65 % reduziert werden. Schwächen zeigten sich vereinzelt bei kleinen, anatomisch variablen Strukturen. Die Integration der KI-Systeme in die klinische Routine ermöglichte eine Standardisierung der Konturierungsprozesse und eine Reduktion interindividueller Abweichungen. Gleichzeitig wurde deutlich, dass eine strukturierte Qualitätssicherung weiterhin unerlässlich bleibt – insbesondere im Hinblick auf die zunehmende Bedeutung adaptiver Bestrahlungsstrategien.

Zusammenfassung

KI-gestützte Konturierungstools leisten einen relevanten Beitrag zur Effizienzsteigerung und Standardisierung in der Strahlentherapie. Die klinische Erfahrung bestätigt, dass sich durch ihren Einsatz sowohl der Planungsaufwand als auch die Variabilität in der Segmentierung reduzieren lassen – ohne wesentlichen Qualitätsverlust. Eine lückenlose Qualitätssicherung ist dabei unerlässlich, um potenzielle Fehlinterpretationen zu vermeiden. Insbesondere im Kontext adaptiver Therapieansätze bieten KI-Systeme künftig ein enormes Potenzial, erfordern jedoch klare Standards für ihren sicheren Einsatz. Die Ergebnisse unterstreichen, dass KI zwar eine wertvolle Unterstützung darstellt, jedoch nicht den ärztlichen Blick ersetzt.

DV01.06 AIQUALIS – Unabhängige Qualitätssicherung: Für mehr Vertrauen in KI-basierter Konturierung

J. Lübke¹, N. Brand¹

¹PTW Freiburg GmbH, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

Die automatisierte Konturierung basierend auf Künstlicher Intelligenz (KI) gewinnt in der Strahlentherapie zunehmend an Bedeutung, da sie eine erhebliche Zeitersparnis und Standardisierung verspricht. Trotz dieser Vorteile bleibt das Vertrauen in die Zuverlässigkeit automatisch generierter Konturen ein zentrales Anliegen für klinische Anwender. Deshalb ist es essenziell, die KI-basierten Konturierungen zu kommissionieren und kontinuierlich zu überwachen. AIQUALIS Software bietet eine unabhängige Qualitätssicherung für automatisierte Konturierung.

Material & Methode

AIQUALIS analysiert den Umfang an durchgeführten Korrekturen von den klinisch frei gegebenen Konturen im Vergleich zu den automatisch konturierten Konturen. Es erfolgt eine statistische Auswertung nach folgenden Methoden [1]:

- Normalized added path length
- Surface Dice Similarity Coefficient
- 3D Symmetric Average Distance

Zusätzlich werden die Korrekturen visuell in einer 3dimensionalen Ansicht dargestellt.

Ergebnisse

Die Abb. 1 zeigt die Ergebnisse der statistischen Auswertung und Visualisierung für ein hohes Maß nachträglicher Korrekturen bei der automatischen Konturierung der Mandibula eines Patientenpools (Abb. 1) über einen Zeitraum von vier Monaten. Abb. 2 hingegen zeigt ein niedriges Maß nachträglicher Korrekturen des Hirnstamms eines Patientenpools über diesen Zeitraum.

Zusammenfassung

AIQUALIS ermöglicht es, den Grad der Konturanpassung zwischen automatisch erzeugter Kontur und klinischer Kontur zu analysieren und zu visualisieren. Durch eine Integration von AIQUALIS in den strahlentherapeutischen Workflow kann ein nicht optimales KI-Konturierungsmodell oder eine unerwartete Veränderung im Verhalten des Modells detektiert und mögliche systematische Abweichungen erkannt und optimiert werden. Hiermit erhält der Nutzer Feedback über die Qualität und das Optimierungspotential seiner Autokonturierungslösung.

Anhang 1

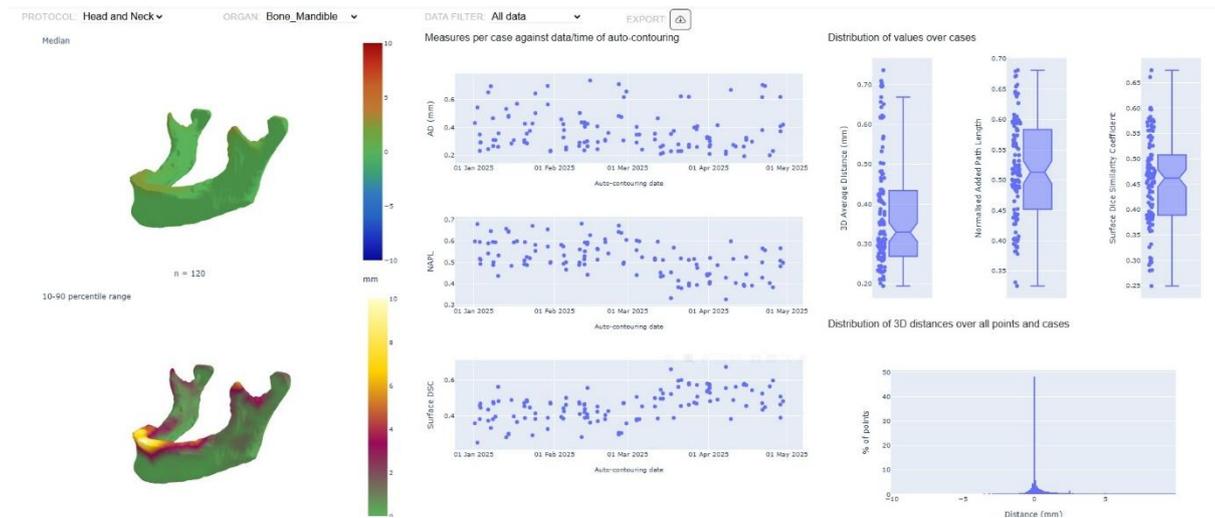


Abb.1: Hohes Ausmaß nachträglicher Korrekturen an der automatisch generierten Kontur am Beispiel Mandibula

Anhang 2

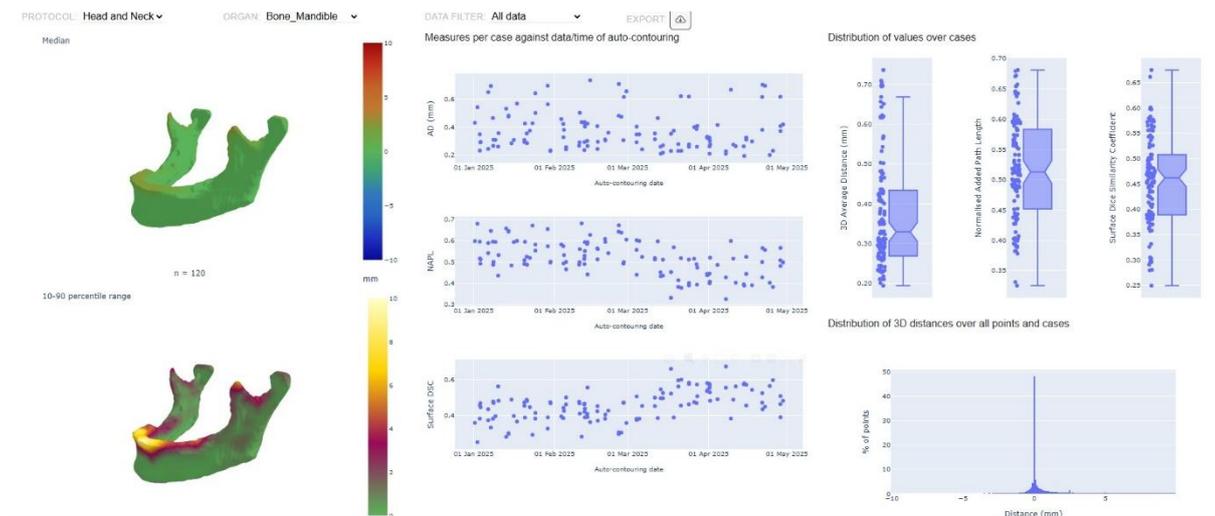


Abb.2: Niedriges Ausmaß nachträglicher Korrekturen an der automatisch generierten Kontur am Beispiel Hirnstamm

Literatur:

- [1] P. Doolean et.al: Detecting automation bias in AI Autocontouring, The Royal College of Radiologists Open 3: 100279, January 2025

DV02.01-04 Strahlennotfälle und Notfallschutz

G. Koletzko¹, W. Burchert², C. Wanke³, A. Solarek⁴, J. Ammon⁵

¹Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung Mecklenburg-Vorpommern (LPS), Berlin, Deutschland

²Herz- und Diabeteszentrum NRW, Bad Oeynhausen, Deutschland

³Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Deutschland

⁴Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

⁵Klinikum Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Nürnberg, Deutschland

In den letzten Jahren hat sich das Bewusstsein für die Risiken radiologischer Notfallsituationen verstärkt. Diese stellen besondere Anforderungen an Organisation, Logistik und medizinische Versorgung. Diese Fachsitzung vermittelt zentrale Informationen zu Strahlennotfällen und den unterschiedlichen Akteuren, die in einem solchen Fall Aufgaben übernehmen müssen. Außerdem bietet sie eine Kurzanleitung zur Kontaminationsmessung und Messwertinterpretation, insbesondere für die Kolleginnen und Kollegen, deren Arbeitsalltag wenig bis keine Schnittmengen im Umgang mit radioaktiven Stoffen aufweist.

Die Empfehlung der Strahlenschutzkommission zu Strahlennotfällen zielt darauf ab, die Sicherheit von Personen und Umwelt durch klare Maßnahmen wie Lageeinschätzung, Schutzmaßnahmen, Kommunikation, Messung der Strahlenbelastung, Dekontamination und medizinische Versorgung zu gewährleisten. Eine umfassende Vorbereitung, Schulung des Personals sowie die Entwicklung von Notfallplänen sind essenziell, um im Ernstfall schnell und effektiv reagieren zu können.

Im Strahlennotfall kommen verschiedene Messgeräte zum Einsatz, um Kontaminationen bei Betroffenen sowie deren Strahlenexposition festzustellen. Diese müssen auf das jeweilige Szenario angepasst sein. Um belastbare Ergebnisse zu ermitteln, sind Kenntnisse über die Anwendungsbereiche und Eigenheiten der unterschiedlichen Geräte sowie eine ausreichende Qualitätssicherung zur Gewährleistung der Einsatzfähigkeit essentiell.

Am Beispiel eines regionalen Strahlenschutzzentrums, der Charite Universitätsmedizin Berlin, werden feste und mobile Strukturen zur Dekontamination sowie spezielle Strukturen zur Versorgung schwer verletzter Strahlenopfer dargestellt. Campusübergreifende Dekon-Teams stehen bereit, bestehend aus interdisziplinärem, multiprofessionellem Personal. Die Dekontamination erfolgt meist in Notdekonstellen oder über spezielle Verletztendekon-Zelte. Besonders wichtig ist die Vorbereitung auf Selbsteinweiser, also Personen, die ohne Vorwarnung und ohne Dekontamination in die Klinik kommen und so Gefahr laufen, Klinikpersonal und andere Patienten zu kontaminieren. Jede Notaufnahme hält daher entsprechende Schutzkleidung (Gebläseschutzanzüge) sowie eine einfache, schnell einrichtbare Notdekon-Stelle bereit. Verwendet werden nur Wasser und Seife sowie persönliche Schutzausrüstung in einheitlichem Standard.

Großangelegte Strahlenschutznotfallübungen fördern die Verbesserung der Einsatzfähigkeit, die Identifikation von Schwachstellen sowie die interdisziplinäre Zusammenarbeit und Kommunikation. Insgesamt tragen diese Maßnahmen dazu bei, die Reaktionsfähigkeit im Ernstfall zu optimieren und die Sicherheit von Bevölkerung und Umwelt zu gewährleisten.

Partikeltherapie (I)

AS01.01 Erste *In-vivo*-Anwendung der SIRMIO-Plattform für die präzise, bildgeführte IMPT-Protonenbestrahlung bei Kleintieren

J. Bortfeldt¹, J. Lascaud¹, M. Nitta¹, M. Pinto¹, P. G. Thierolf¹, Z. Huang¹, E. T. Lönnqvist¹, B. Sharifi¹, G. Hu¹, M. Kozak¹, D. Boscaini¹, F. Evangelista¹, G. Lovatti¹, P. Palaniappan¹, M. Riboldi¹, C. Overgaard², N. Bassler², P. R. Poulsen², J. Nijkamp², B. Sørensen², K. Parodi^{1,3}

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Lehrstuhl für Experimentalphysik - Medizinische Physik, Garching b. München, Deutschland

²Danish Centre for Particle Therapy (DCPT), Aarhus, Dänemark

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

Einleitung

Trotz der zunehmenden Anwendung von Intensitätsmodulation und Bildführung in der klinischen Protonentherapie werden Kleintierbestrahlungen immer noch hauptsächlich mit passiv geformten Protonenfeldern und begrenzter On-Board-Bildgebung durchgeführt. Deshalb haben wir an der LMU die innovative SIRMIO-Plattform (www.lmu.de/sirmio) entwickelt. Sie realisiert Protonen-Spot-Scanning, indem sie einen horizontalen, aktiv fokussierten Strahl von ~1 mm Größe (Sigma in Luft am Brennpunkt) mit einer einstellbaren Energie von 20–50 MeV (durch Abbremsung eines klinischen Strahles mit der kleinsten verfügbaren Energie, häufig 70 MeV) auf ein Objekt richtet, das mit motorisierten Positionierern in verschiedene Positionen verschoben wird. Die integrierten Bildgebungslösungen umfassen Protonenradiographie sowie In-Beam-Positronen-Emissions-Tomographie (PET). Dieser Beitrag stellt die erste *In-vivo*-Anwendung von SIRMIO für eine Pilotstudie zur Lungentoxizität an einer Kohorte von 9 Mäusen vor, die im Herbst 2024 am DCPT durchgeführt wurde.

Material und Methoden

Wenige Tage vor der Behandlung wurden die Tiere in einem Forschungs-Spektral-Kegelstrahl-Computertomographiesystem (CBCT) in aufrechter Behandlungsposition abgebildet. Die Bestrahlungen wurden mit einer Forschungsversion von μ RayStation geplant, die experimentell validierte Phasenraumdaten aus der SIRMIO-Beamline als Input verwendete. Die CT-Zahlen wurden auf der Grundlage eines Kalibrierphantoms und zuvor ausgewerteter Mausdaten unter Berücksichtigung unterschiedlicher Lungendichten in Dichte und Bremsvermögen umgewandelt. Die tatsächliche wasseräquivalente Dicke (WET) der Lunge wurde unmittelbar vor der Behandlung mit 12 gleichmäßig (über 360°) verteilten On-Board-Protonen-Röntgenaufnahmen ausgewertet. Die Radiographien wurden auch für Setup-Korrekturen auf der Grundlage einer 2D-3D-Co-Registrierung mit dem Planungs-CBCT verwendet. Schließlich wurden Pläne mit mittleren Dosen (D50%) von 30-50 Gy(RBE) für verschiedene Lungenvolumina appliziert und in Quasi-Echtzeit (mit alle 60 Sekunden aktualisierten Bildern) durch In-Beam-PET überwacht. Die Beurteilung der Toxizität nach der Bestrahlung ist noch nicht abgeschlossen, wobei regelmäßig spektrale CBCT-Folgebilder erstellt werden.

Ergebnisse

On-Board-Bildgebung, Setup-Korrekturen und Spot-Scanning-Bestrahlung konnten für jede anästhesierte Maus innerhalb von ca. 60 Minuten durchgeführt werden. Es werden repräsentative Beispiele gezeigt.

Zusammenfassung

Wir haben die erste *In-vivo*-Anwendung einer neuartigen bildgesteuerten intensitätsmodulierten Protonenbestrahlungsplattform demonstriert, die neue Wege in der präzisen präklinischen Forschung eröffnen kann.

Danksagung

ERC/DFG-Förderung 725539/455550444, ehemalige LMU SIRMIO-Projektmitglieder, externe Kollaborateure (E. Traneus, R. Nilsson, K. Lauber, H. Palmans, T. Yamaya, J. Gordon, C. Oancea, C. Granja, F. Becker) und Teams von PSI/HZB/TPTC/CNAO/HIT/PSI/CAL für frühere SIRMIO-Komponententests.

AS01.02 Monte-Carlo-Studie zu außerfeldlichen sekundären Neutronen bei Protonen-FLASH-Bestrahlungen mit dicken Absorbern

A. Becker^{1,2}, M. Fix Martinez^{1,2}, L. Dippel^{3,2}, K. T. Giebenhain^{3,2}, K. S. Baumann^{1,2,4,5}, H. G. Zaunick^{3,2}, U. Weber^{1,2,6}, K. T. Brinkmann^{3,2}, K. Zink^{1,2,5}

¹Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen, Deutschland

²LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), Gießen, Deutschland

³Justus-Liebig-Universität Gießen (JLU), Gießen, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Gießen, Deutschland

⁵Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁶GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

FLASH-Bestrahlungen mit ultrahohen Dosisleistungen ermöglichen eine Schonung des gesunden Gewebes bei gleichzeitiger Aufrechterhaltung der Tumorkontrolle im Vergleich zu konventionellen Dosisleistungen [1]. Die vielversprechendste Technik zum Erreichen von FLASH-Dosisleistungen mit Protonen ist der Einsatz von Zyklotrons, betrieben in der maximalen Energiestufe, in Kombination mit 3D-Reichweitenmodulatoren für eine konforme Tumorabdeckung [2, 3]. Um klinische Reichweiten zu erreichen, müssen jedoch dicke Absorbermaterialien in den Strahlgang eingebracht werden. Dies erhöht die Produktion sekundärer Neutronen durch Fragmentierungsprozesse, wodurch das Zweitmaglinom-Risiko steigen könnte [4].

Das ADMIT (Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy) Teilprojekt A untersucht die Neutronenkontamination während Protonen-FLASH-Bestrahlungen mittels Monte-Carlo (MC) Simulationen und experimentellen Messungen. Diese Arbeit präsentiert erste Ergebnisse einer MC-Studie zur sekundären Neutronenproduktion unter Betrachtung verschiedener Aluminium-(Al) und PMMA-Absorberdicken.

Material & Methoden

Die MC-Simulationen wurden mit TOPAS v3.9 durchgeführt. Untersucht wurde ein 222.7 MeV Protonen Pencil Beam unter Berücksichtigung des Strahlmodells des Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum. Der Strahl zielte auf ein Wasserphantom (50 x 38 x 48.5 cm³) im Isocenter, wobei verschiedene Absorber (Al: 5 – 14 cm, PMMA: 9,2 – 26 cm) jeweils davor platziert wurden, um klinische Reichweiten von 1,2 – 20,3 cm in Wasser zu erreichen. Die spektrale Neutronenfluenz sowie die mittels Konversionsfaktoren [5, 6] berechnete Umgebungs-Äquivalentdosis der Neutronen wurden an vier Außenfeld-Positionen (1,5 – 2 m vom Isocenter entfernt) unter Winkeln von 0°, 45°, 90° und 225° zur Strahlachse erfasst.

Ergebnisse

In drei der vier betrachteten Positionen wurde ein signifikanter Anstieg der Neutronendosis für alle untersuchten Absorber beobachtet, mit Faktoren zwischen 1,1 – 1,8 für PMMA und 1,2 – 5,6 für Aluminium, jeweils verglichen zu der Bestrahlung ohne Absorber (Abb. 1). Die simulierten Neutronspektren zeigen einen erhöhten Anteil an thermischen Neutronen bei 90° und 225°, während in Strahlrichtung (0°) hauptsächlich schnelle Neutronen gefunden wurden (Abb. 2).

Zusammenfassung

Die Studie zeigt, dass dicke Absorbermaterialien in der Protonen-FLASH-Therapie die Produktion sekundärer Neutronen erheblich erhöhen, wobei Aluminium höhere Neutronendosen erzeugt als PMMA. Die Analyse der spektralen Fluenzen zeigt eine deutliche Variation der Anteile thermischer bzw. schneller Neutronen am Gesamtspektrum als Funktion des Detektionswinkels. Die Ergebnisse unterstreichen die Notwendigkeit weiterer Untersuchungen zu den Risiken der Neutronenbelastung und möglicher Minimierungsstrategien in der Protonen-FLASH-Therapie.

Anhang 1

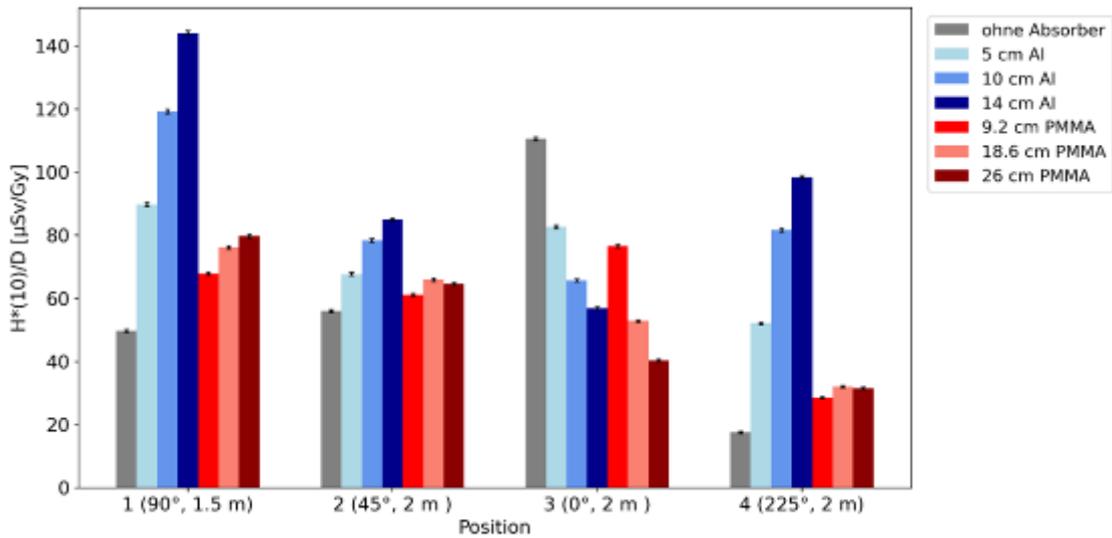


Abb.1: Neutronen-Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ pro Behandlungsdosis D in vier Positionen im Außenfeld, für verschiedene Absorber (5/10/14 cm Aluminium, 9.2/18.6/26 cm PMMA), verglichen mit einer Bestrahlung ohne Absorber.

Anhang 2

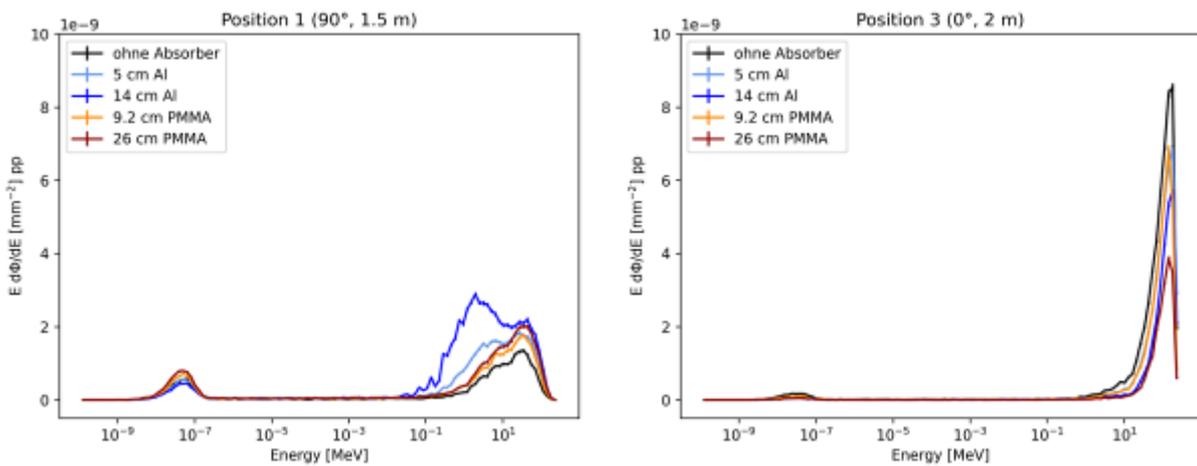


Abb.2: Spektrale

Neutronen-Fluenz pro Primärteilchen für Position 1 (90°, 1,5 m zum Isocenter) und Position 3 (0°, 2 m zum Isocenter) für verschiedene Absorber.

Literatur

- [1] Vozenin, M-C. et al. "Towards clinical translation of FLASH radiotherapy." *Nature Reviews Clinical Oncology* 19.12 (2022): 791-803.
- [2] Jolly, S. et al. "Technical challenges for FLASH proton therapy." *Physica Medica* 78 (2020): 71-82.
- [3] Simeonov, Y. et al. "3D range-modulator for scanned particle therapy: development, Monte Carlo simulations and experimental evaluation." *Physics in Medicine & Biology* 62.17 (2017): 7075.
- [4] Schneider, U. et al. "The impact of IMRT and proton radiotherapy on secondary cancer incidence." *Strahlentherapie und Onkologie* 182.11 (2006): 647-652.
- [5] ICRP. "Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation." *ICRP Publication 74* (1996). Ann. ICRP 26 (3-4).
- [6] Pelliccioni et al. "Fluence to dose equivalent conversion data and effective quality factors for high energy neutrons." *Radiation Protection Dosimetry* 76.4 (1998): 215-224.

AS01.03 Ion beams for treatment of hypoxic tumors: Lessons learned from radiobiological studies in a rat prostate carcinoma

C. P. Karger^{1,2}, M. Schmitt^{1,2,3}, C. Glowa^{1,2,4}, I. Kurth^{2,5}, A. L. Bendinger^{1,2,3}, R. Euler-Lange^{2,5}, P. Peschke^{1,2}, S. Brons^{2,6}, J. Debus^{2,4,7}

¹Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

²National Center for Radiation Research in Oncology (NCRO), Heidelberg Institute for Radiation Oncology (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³Universität Heidelberg, Faculty of Biosciences, Heidelberg, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Heidelberg, Radiation Oncology and Radiotherapy, Heidelberg, Deutschland

⁵Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Radiation Oncology and Radiotherapy, Heidelberg, Deutschland

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

⁷Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Clinical Cooperation Unit Radiotherapy, Heidelberg, Deutschland

Introduction

The spread-out Bragg peak (SOBP) of ion beams allows for highly conformal tumor irradiations. In addition, the linear energy transfer (LET) rises with depth leading to an increased relative biological effectiveness (RBE) and potentially to a decreased oxygen enhancement ratio (OER), which could improve the treatment of radioresistant hypoxic tumors relative to photons. This preclinical study investigates the response of a rat prostate carcinoma to photons, protons and carbon ions under oxic and hypoxic conditions and determines OER and RBE values.

Materials & Methods

The moderately differentiated rat prostate carcinoma Dunning R3327-HI was irradiated under oxic (oxygen breathing) or hypoxic (clamping of tumor-supplying vessels) conditions using increasing dose levels of photons, protons or carbon ions [1-3]. The effect of clamping was validated by photoacoustic imaging and histology. For all experimental arms, dose response curves were established and based on the doses required for 50% tumor control probability (TCD₅₀) within 300 days after tumor irradiation, OER and RBE values were calculated.

Results

Photoacoustic imaging and immunohistochemical (Hoechst) analysis confirmed that the clamping induces a strong but reversible perfusion reduction in the tumor. While Hoechst-positive cells were significantly increased after clamping release, there was a trend back to the preclamped state at 60 minutes. No structural changes (CD31 and HE) were observed in the tumor after clamping. TCD₅₀ decreased from photons over protons to carbon ions and were higher under hypoxic than under oxic conditions for each modality. OER values were 1.53±0.08 for photons, 1.45±0.06 for protons and 1.28±0.06 for carbon ions. The RBE values under oxic and hypoxic conditions were 1.23±0.07 and 1.30±0.04 for protons and 2.08±0.13 and 2.49±0.08 for carbon ions, respectively. Further data on helium ions are pending

Summary

The reduced OER of carbon ions indicates that the required dose increase in hypoxic relative to oxic tumors was 17% lower for carbon ions than for photons. Although not significant, protons also showed a small OER reduction relative to photons, fitting into the general perception that OER decreases with increasing LET. The RBE of both protons and carbon ions was consistently higher under hypoxic than under oxic conditions indicating their potential to improve the treatment of hypoxic tumor relative to photons irradiations.

Literatur

- [1] Glowa C. *et al.*, Cancer Letters 378 (016) 97-103
- [2] Glowa C. *et al.*, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 120 (2024) 875-883
- [3] Schmitt M. *et al.*, Clinical and Translational Radiation Oncology 2025 (submitted)

AS01.04 Rausrückstreuungseffekt sekundärer Neutronen im Experimentalraum des Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum

C. Mooshammer^{1,2,3}, F. A. Geser⁴, P. Haney^{1,3}, A. Stabilini⁴, L. Roza Pardo^{1,3}, J. Vedelago^{2,3,5}, C. Stengl^{2,3,6}

¹Universität Heidelberg, Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland

²Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁴Paul Scherrer Institute (PSI), Department of Safety and Security, Villigen PSI, Schweiz

⁵Universitätsklinikum Heidelberg, Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁶Universität Heidelberg, Medical Faculty Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Für die Ionentherapie ist die Quantifizierung des Beitrags sekundärer Neutronen zur Dosis außerhalb des Zielvolumens besonders wichtig, aufgrund der hohen relativen biologischen Wirksamkeit von Neutronen [1]. Um den Einfluss des Bestrahlungsraums zu berücksichtigen, muss ermittelt werden, inwieweit die Geometrie des Bestrahlungsraums zur Neutronendosis beiträgt. Deshalb ist das Ziel dieser Arbeit die Quantifizierung des Beitrags des Rausrückstreuungseffekts („room return effect“) zur Neutronendosis, indem die Umgebungsequivalentdosis $H^*(10)$ von sekundären Neutronen für verschiedene Positionen im Experimentalraum des Heidelberger Ionenstrahltherapiezentrum (HIT) bestimmt wurde.

Material & Methoden

Zu diesem Zweck wurden für Protonen, Helium-, Kohlenstoff- und Sauerstoff-Ionen je drei monoenergetische Bestrahlungspläne unterschiedlicher Energien erstellt, welche Bragg-Peak-Positionen von 2.5 cm, 7.5 cm und 15 cm im verwendeten RW3 Phantom entsprechen. $H^*(10)$ wurde in vier Positionen mit variierenden Winkeln und Distanzen zum Isozentrum gemessen (Abb. 1a, b). Für die Messungen wurden die Extended-Range-REM-Meter WENDI-II, SmartREM Linus und das Conventional-Range-REM-Meter Biorem verwendet [2].

Der experimentelle Aufbau wurde in zwei verschiedenen Monte-Carlo-Codes, MCNP und FLUKA [3], implementiert und mit experimentellen Ergebnissen validiert. Zur Quantifizierung des Rausrückstreuungseffekts wurden zusätzlich Simulationen des identischen Aufbaus ohne Bestrahlungsraum durchgeführt.

Ergebnisse

$H^*(10)$ nimmt mit steigender Ordnungszahl und Energie der primären Ionen zu, fällt jedoch mit zunehmendem Winkel zur Strahlrichtung ab. Ein minimaler $H^*(10)$ -Wert von $(7.1 \pm 0.5) \times 10^{-6}$ pSv/Primärteilchen wurde in Position 3 (2 m, 90°) für die niedrigste der drei Energien mit Protonen gemessen. Der maximale Wert dagegen wurde für die höchste Energie von Sauerstoff in Position 1 (1.5 m, 0°) gemessen und beträgt $(39.5 \pm 0.6) \times 10^{-2}$ pSv/Primärteilchen.

Die Simulationen mit dem Bestrahlungsraum stimmen für Protonen innerhalb der Fehlergrenzen mit den experimentellen Daten überein (Abb. 1c). Zudem weisen die vorläufigen Ergebnisse darauf hin, dass der Rausrückstreuungseffekt für den Experimentalraum des HIT 40 % bis 60 % des gesamten $H^*(10)$ -Wertes beträgt. Dabei zeigt sich, dass dieser Anteil in Position 4 niedriger ist als in den anderen Messpositionen.

Zusammenfassung

Die vorläufigen Ergebnisse zeigen einen signifikanten Beitrag des Rausrückstreuungseffekts. Dies verdeutlicht die Relevanz einer präzisen Berücksichtigung der Raumgeometrie in Simulationen, um realistische Neutronendosen zu gewährleisten.

Anhang 1

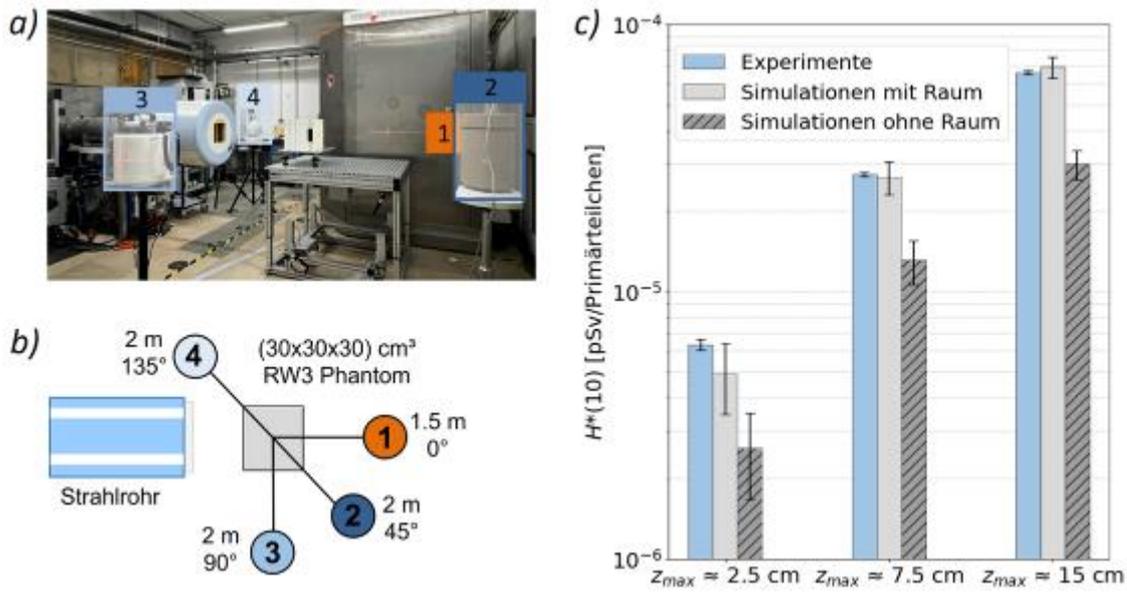


Abb. 1: a) Foto des Experimentalraums; b) Skizze des Aufbaus; c) Ergebnisse für Protonen in Position 3 für verschiedene Bragg-Peak-Positionen z_{max} ; gemessen mit WENDI-II, Simulationen mit MCNP.

Literatur

- [1] Vedelago *et al* 2024, doi: 10.1016/j.radmeas.2024.107214
- [2] Bolzonella *et al* 2025, doi: 10.1002/mp.17797
- [3] Geser *et al* 2024, doi: 10.1088/1361-6560/ad0f45

AS01.05 Spot boosting to account for prompt-gamma monitoring in proton therapy treatment planning

J. Yang¹, B. Foglia¹, K. Parodi¹, M. Pinto¹, A. Fredriksson², N. Depauw³, R. Nilsson², T. Bortfeld³

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Lehrstuhl für Experimentalphysik - Medizinische Physik, München, Deutschland

²RaySearch Laboratories AB, Stockholm, Schweden

³Harvard Medical School, Department of Radiation Oncology, Massachusetts General Hospital, Boston, MA, Vereinigte Staaten

Introduction

Prompt-gamma (PG) imaging is a promising method for range verification in proton therapy. A prior study showed 0.8 mm PG falloff precision with a knife-edge slit camera if a pencil beam (PB) exceeds 2×10^8 protons¹. Such high proton count for a single spot is rare, but boosting a few spots may enhance PG monitoring without the need to resort to spot aggregation², as long as the plan quality is not meaningfully affected. Building on earlier findings with a less advanced planning system³, this study refines spot selection and provides an in-depth evaluation of the boost impact on plan quality using a research version of a commercial system.

Materials & Methods

One prostate and one H&N tumor cases were analyzed using a research version of RayStation 2023B for treatment planning and reoptimization. Spots were selected based on PG- and dose-related criteria with varying number of protons. Dose, LET, and LET-weighted dose distributions⁴, along with volume-based metrics were assessed before and after boosting.

Results

Figure 1 shows a case with 4×10^8 protons/spot for boosting, where reoptimized plans remain comparable to the initial one. Organs at risk show no substantial changes. Agreement is higher for H&N, while prostate D_{98} is $\sim 2\%$ lower with 4 spots (400M protons each), potentially compromising coverage. Ongoing work is addressing these differences and results will be presented.

Summary

Within this study it was shown that boosting spots in a treatment plan with more than 2×10^8 protons does not compromise the plan quality substantially, and more work is ongoing to preserve target coverage. As a consequence of boosting, PG monitoring reliability could potentially be enhanced. The described workflow can be extended to any other monitoring technique which benefits from higher statistics, for example positron emission tomography or ionoacoustics.

Reference

- [1] Tian L., et al., Phys.Med.Biol.(2021);66(5):055005
- [2] Xie, Y., et al., Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. (2017); 99(1): 210-218
- [3] Foglia, B., et al., ECMP(2024);PS07.33 (696)
- [4] McMahon, S. J., et al., Phys. Med. Biol. (2018); 63: 225009

Acknowledgement

This work was supported by the RAPTOR Project (MSCA of the European Union Horizon 2020 under Grant Agreement No. 955956) and performed in the framework of a research and collaboration agreement with the company RaySearch Laboratories AB. We thank Prof. Dr. Claus Belka and PD Dr. Dr. Christian Thieke for supporting the clinical data.

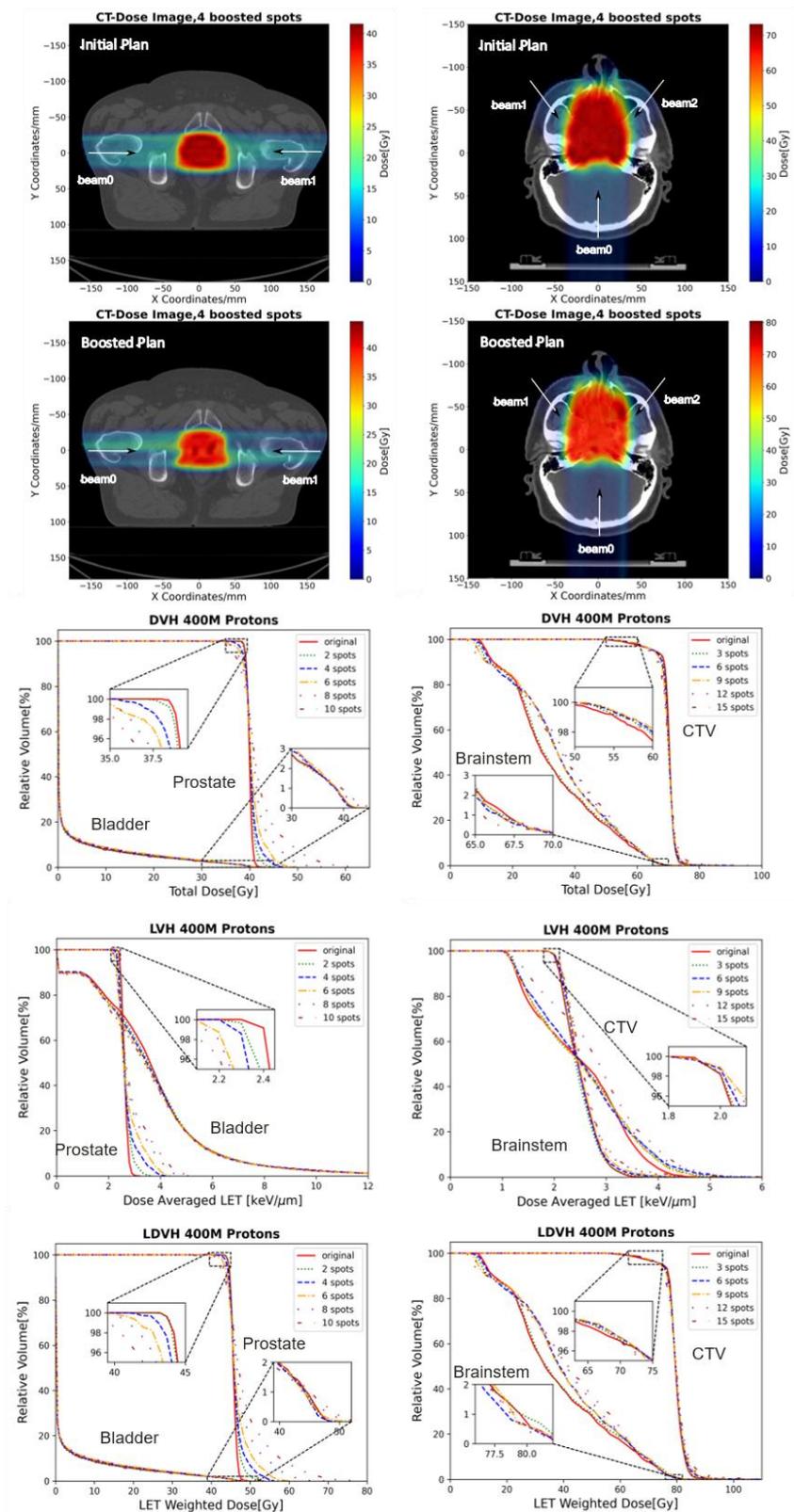


Figure 1. Comparison of boosted vs. initial plans for prostate (left) and H&N (right): In the initial prostate plan, 5 spots exceed 1.5×10^8 (peak: 2.4×10^8); in H&N, 15 spots surpass this threshold (peak: 2.8×10^8). Rows: (1) Initial dose distribution, (2) Boosted dose distribution, (3-5) DVHs, LVHs, and LDVHs for tumor & OARs. Boosting applied to 2-10 (prostate) and 3-15 (H&N) spots with 4×10^8 protons each ($M =$ million).

AS01.06 Modeling and optimization of a multiple-ring double scattering system for proton therapy

J. P. de Oliveira Lima^{1,2}, A. Weber³, G. Kourkafas², A. Denker^{4,2}

¹Helios Klinikum Berlin-Buch, Strahlentherapie, Berlin, Deutschland

²Helmholtz-Zentrum Berlin, Protonentherapie, Berlin, Deutschland

³Charité – Universitätsmedizin Berlin, Protonentherapie, Berlin, Deutschland

⁴Berliner Hochschule für Technik, Berlin, Deutschland

Introduction

This study investigates proton and helium ion-beam double scattering systems, focusing on maximizing beam shaping efficiency and beam transmission while maintaining a predefined radiation field homogeneity. The goal is to create therapeutic conditions for FLASH radiotherapy of uveal melanoma. Since the initial FLASH experiments at *Helmholtz-Zentrum Berlin für Materialien und Energie*, several upgrades have been implemented.

In proton therapy for uveal melanoma, low proton energies ($E \leq 70$ MeV) and small radiation fields ($\emptyset \leq 30$ mm) must be considered. Fabricating a contoured second scatterer with an appropriate energy compensator, typically used in passive beam shaping, presents a challenge. Instead, this study employs concentric rings of varying scattering strengths—an approach previously implemented at the Paul Scherrer Institute (PSI) [1].

This work extends Takada's methodology [2] to improve performance and introduces a user-friendly Graphical User Interface (GUI) for modeling, optimizing, and calculating solutions for proton and helium ion beams, though experimental validation for the latter is pending. The latest advancement integrates a four-ring double-scattering system into the beam nozzle, enhancing beam transmission and irradiation volume while maintaining homogeneity.

Material & Methods

A Python-based GUI was developed to model beam energy degradation, scattering, range-shifter implementation, and radiation field optimization. The GUI translates mathematical and physical models into practical design parameters. The first scatterer is made of tantalum, and the ring, as shown in Fig. 2 (left), is constructed using polyethylene and tantalum.

Results

Simulating optimal solutions for different numbers of rings showed that a three-ring system offers no significant advantage over a simpler two-ring system. Its complexity is higher, with no added benefit. Even a four-ring scatterer shows strong agreement between measurement and simulation, achieving a transmission of $53 \pm 3\%$ with homogeneity of $\pm 3\%$ (Fig. 2). Additionally, a Bragg peak was generated with a sharp dose fall-off, a penumbra (90%-10%) of <1 mm, and a measured range in water of 34.05 mm, compared to the simulated 34.10 mm, considering the simulated energy at the measuring plane of 63.38 MeV.

Conclusion

The developed GUI demonstrated reproducible results, enabling medical physicists to design and optimize double scattering systems, enhancing beam quality and transmission. For small fields at low energies, the optimal solution is a four-ring system, improving Takada's predicted approximately 40% transmission to nearly 60%.

Appendix 1

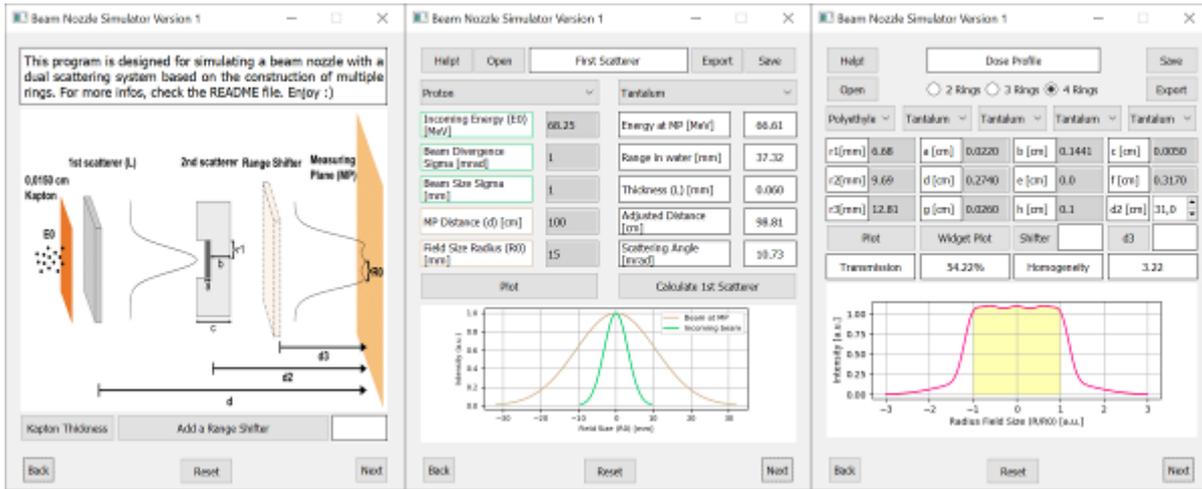


Fig 1: Example screenshots from the GUI

Appendix 2

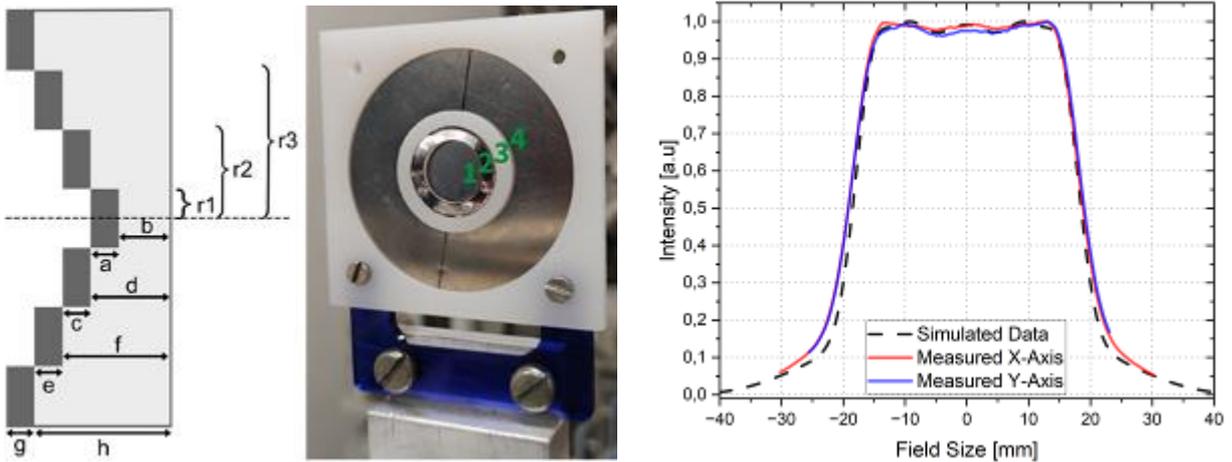


Fig 2: Side view (left), front view (center) of the designed four-ring scatterer, and measured transverse beam profile (right).

Reference

- [1] doi:10.3205/09ptcog217
- [2] Takada, Y. T. Y. (1994). Dual-ring double scattering method for proton beam spreading. *Japanese journal of applied physics*, 33(1R), 353.

Entwicklung von dynamischen anthropomorphen Phantomen in der Strahlentherapie mittels 3D-Druck

FS01.01-04 Entwicklung von dynamischen anthropomorphen Phantomen in der Strahlentherapie mittels 3D Druck

A. Runz¹, C. Stengl¹, A. Bakhtiari Moghaddam¹, M. Lifferth¹

¹Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

3D-Druck hat sich in den letzten Jahren zu einer Schlüsseltechnologie in der Strahlentherapie entwickelt. Besonders in den Bereichen der individualisierten Patientenbehandlung, Qualitätssicherung und präklinischen Forschung eröffnen sich durch moderne Druckverfahren neue klinische und wissenschaftliche Perspektiven. Ein zentrales Anwendungsfeld ist die Entwicklung realitätsnaher anthropomorpher Phantome, die sichere und validierbare Test neuer strahlentherapeutischer Konzepte ermöglichen ohne direkten Patientenkontakt und unter kontrollierten Bedingungen.

Die zunehmende Komplexität strahlentherapeutischer Verfahren, insbesondere im Kontext adaptiver Bestrahlungsstrategien (ART) und KI-basierter Planungssysteme, stellt hohe Anforderungen an Qualitätssicherungsmaßnahmen und Evaluationsmethoden. In diesem Zusammenhang bieten 3D-gedruckte anthropomorphe Phantome die Möglichkeit, anatomisch, radiologisch und dosimetrisch realitätsgetreue Patientenmodelle zu erzeugen. Dabei spielen Kriterien wie geometrische Präzision, gewebeäquivalente Absorptionseigenschaften und anpassbare Hounsfield-Einheiten eine große Rolle.

Diese Fachsitzung befasst sich mit modernen 3D-Drucktechnologien wie dem Digital Anatomy Printing (DAP) und multimaterialfähigen Systemen, mit denen sowohl klassische Anwendungen wie etwa patientenspezifische Bolusmaterialien oder Immobilisationshilfen als auch komplexe, funktionale Phantome realisiert werden können. Unsere Arbeitsgruppe setzt diese Technologien unter anderem zur Herstellung eines modularen Beckenphantoms ein, das zur Evaluierung adaptiver Bestrahlungsstrategien mit dem Varian Ethos-System dient. Dieses Phantom ermöglicht die Simulation unterschiedlicher Organkonfigurationen mit Prostata, Blase und Rektum bei gleichzeitiger Reproduktion realistischer Gewebeeigenschaften, um den gesamten online ART-Prozess unter kliniknahen Bedingungen zu testen. Ein weiteres Beispiel stellt ein komplexes Schwangerenphantom mit austauschbaren Fötuseinsätzen unterschiedlichen Gestationsalters dar. Dieses ermöglicht die realitätsnahe Bildgebung sowie die dosimetrische Analyse strahleninduzierter Dosen außerhalb des Zielvolumens, insbesondere im fetalen Bereich. Für die Simulation ateminduzierter Organbewegungen wurde zudem das dynamische Thoraxphantom TAM-ARa (Thoracic Anthropomorphic Phantom with Motion for Adaptive Radiotherapy) entwickelt. Dieses MRI-kompatible Phantom erlaubt durch Verwendung eines klinischen Ventilators eine realitätsnahe Bewegungssimulation für die umfassende Evaluierung von Bildgebung, Bewegungsmanagement und Dosisapplikation in der adaptiven Strahlentherapie.

Die vorgestellten Beispiele verdeutlichen das enorme Potenzial additiver Fertigungsverfahren zur Verbesserung der klinischen Präzision, Patientensicherheit und Innovationsgeschwindigkeit in der Strahlentherapie. Die Fachsitzung bietet einen systematischen Überblick über aktuelle Entwicklungen, Herausforderungen und zukünftige Perspektiven des 3D-Drucks in der Radioonkologie.

Synergieeffekte von Optik und Akustik für Hörtechnologien

AU01.01 Optogenetic hearing restoration

L. Jablonski¹

¹Institut for Auditory Neuroscience, Göttingen, Deutschland

While the current electrical cochlear implant (eCI) restores open speech comprehension in quiet environments for the majority of users, speech comprehension in background noise and the ability to enjoy music are typically severely limited. This is primarily due to the poor spectral resolution of electrical sound coding caused by the broad current propagation from each electrode contact activating large sets of neurons along the tonotopic axis of the cochlea. Since light can be better confined in space, the optical cochlear implant (oCI) combined with optogenetics promises to overcome this fundamental limitation of the conventional eCI. The number of independent coding channels could be significantly increased through spatially confined optical stimulation of auditory nerve cells (spiral ganglion neurons, SGNs) made light-sensitive by genetic expression of channelrhodopsin (ChR). Using dozens of microscale light emitters along the frequency axis of the cochlea the higher spectral resolution is achieved. The feasibility of the method was demonstrated using simple stimulators (waveguides, GaN light-emitting diodes) in rodents. Recordings of midbrain activity demonstrated that the spectral selectivity of optogenetic SGN stimulation can be higher than that of electrical stimulation, and SGN recordings demonstrated that fast ChRs such as Chronos, f-Chrimson, and vf-Chrimson can enable near-physiological SGN firing rates. Since the feasibility study, also the technological implementation of the oCI has progressed, allowing the first flexible oCIs based on microscale gallium nitride (GaN) light-emitting diodes (LEDs) to be realized. The optimization of the implants for light extraction and focusing using microlenses, as well as technical characterization, have been advanced, and application in animal experiments has been demonstrated. Studies with larger emitters and waveguides were also conducted, followed by the implementation, characterization, and application of a full proof-of-concept oCI system. These important steps pave the way towards optogenetic hearing restoration in human.

AU01.02 Molekulare und funktionelle photoakustische Bildgebung

J. Laufer¹

¹Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Institut für Physik, Halle (Saale), Deutschland

Die photoakustische Bildgebung ist eine hybride Technologie, welche den starken absorptionsbasierten Kontrast optische Methoden mit der hohen räumlichen Auflösung der Ultraschalltomographie vereint. Die Absorption von intensitätsmoduliertem Licht, z.B. kurzen Lichtpulsen, im Gewebe führt zu fast instantaner Erwärmung und zu akustischen Emissionen. Die Erfassung der Schallfelder außerhalb des Organismus ermöglicht die Rekonstruktion von Bildern des initialen Drucks, welche für Anregungswellenlängen im sichtbaren und nahinfraroten Spektralbereich meist das Blutgefäßnetzwerk zeigen. Multispektrale Bildaufnahmen ermöglichen die Bestimmung von funktionellen Parametern, wie z.B. der Blutsauerstoffsättigung, als auch die Detektion von exogenen Kontrastmitteln. Dieser Vortrag ist ein Überblick über aktuelle Detektor- und Scannertechnologien und Methoden der Bildauswertung, und über jüngste Anwendungen in klinischen und präklinischen Studien.

AU01.03 Laser Hearing Aids: Meilensteine und Ergebnisse der First-in-Human-Studie

N. M. Burmeister¹, A. Urschel¹, S. Langguth¹, L. Schatteburg¹, S. Meurer¹, C. Hochbruck¹, M. G. Teodorescu¹, G. Wenzel²

¹Universität des Saarlandes, Saarbrücken, Deutschland

²Universitätsklinikum des Saarlandes, Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Homburg, Deutschland

Einleitung

Der optoakustische Effekt beschreibt allgemein die Schallerzeugung durch Lichtenergie. Unter anderem tritt er auf, wenn ein Medium durch die Absorption von Laserpulsen bestimmter Länge, intermittierend erwärmt wird. Durch die resultierende vorübergehende Expansion und anschließende Kontraktion, der an das Medium angrenzenden Luftschicht, entstehen unter diesen Konditionen Schallwellen. Die optoakustische Stimulation des Hörorgans stellt somit eine Alternative zur herkömmlichen Schallerzeugung dar, die in heutzutage üblichen Hörgeräten eingesetzt wird. Um als Grundlage für eine neuartige Hörprothesentechnologie zu dienen, muss die optoakustische Stimulation sowohl biokompatibel als auch praktikabel sein.

Material & Methoden

Erste Versuche wurden an drei Probanden durchgeführt, um zu zeigen, dass sich der optoakustische Effekt zur Stimulation des menschlichen Hörorgans eignet. Hierzu wurde ein Absorber-Patch in der Ohrmuschel der Probanden angebracht und mithilfe eines periodisch gepulsten Lasers mit der Wellenlänge 808 nm Töne verschiedener Lautstärken und Frequenzen erzeugt, sowie Melodien abgespielt. Die Töne hatten eine Lautstärke von 27,3 dB SPL, 34,7 dB SPL und 40,3 dB SPL und es wurden die Frequenzen 440 Hz, 500 Hz, 523 Hz und 659 Hz abgespielt.

Ergebnisse

Die Lautstärken konnten von den Probanden mit einer Genauigkeit von 80 % - 100 % und die Frequenzen mit einer Genauigkeit von 90 % - 100 % korrekt unterschieden und eingeordnet werden. Auch die Melodien wurden von allen Probanden erkannt.

Zusammenfassung

Hiermit konnten zum ersten Mal die Anwendung der optoakustischen Stimulation im Menschen demonstriert und erfolgreich komplexe Audiosignale mithilfe eines gepulsten Lasers übermittelt werden. Weitere Arbeiten zur Miniaturisierung des Systems sowie zur Optimierung des Energieverbrauchs befinden sich aktuell in der Umsetzung.

AU01.04 Photoakustische Sensorik für transkranielle Bildgebung am Menschen

T. Kirchner¹

¹Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Medizinische Physik, Halle (Saale), Deutschland

Klinische photoakustische (PA) Bildgebung am menschlichen Gehirn birgt das Potential funktionelle Messungen von Durchblutung und Blutsauerstoffsättigung zu ermöglichen, die zu einer schnellen Diagnose bei zeitkritischen Hirnverletzungen oder Schlaganfällen beitragen können.

In der PA Bildgebung werden Ultraschallwellen in optisch absorbierenden Strukturen (z.B. Blutgefäßen) ausgelöst. Dies geschieht durch diffuses Beleuchten von Gewebe mit kurzen Laserpulslen. Diese Ultraschallwellen breiten sich im Gewebe aus und werden dann aussen von Sensoren detektiert. Aus den von diesen Sensoren aufgezeichneten Messreihen werden PA Bilder rekonstruiert, in denen optischer Absorptionskontrast einige Zentimeter tief abgebildet ist.

Seit über zwei Jahrzehnten ist PA Bildgebung am Gehirn Gegenstand intensiver Forschung und wird bisher nicht-invasiv in Gehirnen von Kleintieren eingesetzt. Auch wurden bereits Phantomexperimente mit *ex vivo* menschlichen Schädeln durchgeführt. Eine PA Bildgebung an Gehirnen von lebendigen Großtieren oder gar Menschen war bisher jedoch nur möglich, nachdem der Schädelknochen chirurgisch entfernt wurde. Die größte Herausforderung für nicht-invasive PA Bildgebung am menschlichen Gehirn ist die starke Abschwächung und Aberration akustischer Wellen im ausgewachsenen menschlichen Schädel.

Aktuelle translationale Forschung zur PA Bildgebung am menschlichen Gehirn arbeitet an immer größeren Sensorarrays und immer höherer photoakustischer Anregungsleistung. Diese Strategie ist valide, doch geht sie nicht auf die zugrunde liegenden Hürden transkranieller PA Messungen ein.

Um nicht-invasive transkranielle PA Bildgebung am menschlichen Gehirn zu ermöglichen, untersuchen wir eine aussichtsreiche optische Sensortechnologie. Mit dieser kann die Empfindlichkeit von Ultraschallsensoren für transkranielle Messungen auf ein für die PA Bildgebung praktikables Niveau erhöht werden. Wir demonstrieren diese Sensorik an *ex vivo* Schädelproben.

KI auf dem Weg in die Klinik

FS02.01 Vorstellung des Arbeitskreises Data Science und KI

E. Einspänner¹

¹University Hospital Magdeburg, University Clinic of Neuroradiology, Magdeburg, Deutschland

Einleitung

Die Überführung von Methoden der künstlichen Intelligenz (KI) in die klinische Praxis stellt eine der zentralen Herausforderungen dar, eröffnet aber zugleich transformative Möglichkeiten. Die Gründung des Arbeitskreises (AK) „Data Science und KI“ ist die Antwort auf den deutlich formulierten Bedarf aus der Community, eine zentrale Plattform für Expertise, Austausch und Entwicklung zu etablieren. Diese Fachsitzung dient dazu, den neuen Arbeitskreis, seine Motivation, die bisherigen Schritte sowie die geplanten Arbeitsschwerpunkte der Fach-Community vorzustellen.

Was bisher geschah: Von der Idee zur Initiative

Der Anstoß zur Gründung des AK entstand aus dem Wunsch nach einem intensiveren Fachaustausch und mündete in einem ersten konstituierenden Treffen im Februar 2025. Ziel dieses Auftakttreffens war der Austausch über Interessen, Erfahrungen und Ideen für den neuen Arbeitskreis. Die Resonanz war groß und die gesammelten Anregungen vielfältig: Diskutiert wurden unter anderem die Schaffung einer Community für den Wissensaustausch, die Entwicklung von Aus- und Weiterbildungskonzepten, der Umgang mit Regulatorien und rechtlichen Anforderungen sowie die Standardisierung von Datensätzen und die Betrachtung von Risiken von KI-Anwendungen. Auf Basis dieser Diskussion wurden zentrale Themenfelder für die zukünftige Arbeit definiert. Der AK ist mittlerweile offiziell auf der DGMP-Webseite vertreten und plant regelmäßige virtuelle Treffen sowie ein jährliches persönliches Treffen im Rahmen der DGMP-Jahrestagung.

Schlussfolgerung

Der AK „Data Science und KI“ bietet die notwendige Struktur, um die Chancen der Digitalisierung für die Medizinphysik gemeinschaftlich zu ergreifen und die damit verbundenen Herausforderungen systematisch anzugehen. Wir laden alle interessierten Kongressteilnehmer herzlich ein, sich zu beteiligen und die Zukunft der KI in der Medizinphysik aktiv mitzugestalten.

FS02.02 Performance Monitoring eines klinisch eingesetzten KI-Tools: KI als Second Reader bei der Befundung posttraumatischer CCTs auf dem Oktoberfest 2024

M. Steinberger¹, M. Bock¹, A. S. Duque¹, B. F. Hoppe^{2,1}, J. Rudolph¹, Y. Dikhtyar¹, P. Reidler¹, J. Ricke¹, C. C. Cyran¹

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Klinik und Poliklinik für Radiologie, München, Deutschland

²Munich Center for Machine Learning (MCML), München, Deutschland

Einleitung

Die Detektion intrakranieller Blutungen (ICB) ist entscheidend für das Management von Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma. Künstliche Intelligenz (KI) bietet das Potenzial, dabei als Second Reader zu unterstützen – insbesondere in einem herausfordernden, extraklinischen Umfeld wie dem Oktoberfest. Ziel dieser prospektiven Studie war es, eine Methodik zur Performance-Überwachung eines KI-Tools zu entwickeln und dessen Einfluss auf die diagnostische Sicherheit bei der Befundung posttraumatischer kranialer Computertomographien (CCTs) während des Oktoberfests 2024 zu analysieren.

Material & Methoden

Ein mobiler CT-Scanner (Siemens Healthineers) wurde vor Ort betrieben, um Patienten mit leichtem bis mittelschwerem Schädel-Hirn-Trauma zu triagieren. Diese prospektive Studie umfasst n = 219 Patienten mit CCT-Untersuchung. Die sofortige KI-Auswertung erfolgte via Autorouting an eine PACS-integrierte, DSGVO-konforme KI-Plattform. Zuerst beurteilte einer von 15 im Schichtbetrieb rotierenden radiologischen Fachärzten das CCT ohne KI und bewertete die ICB-Wahrscheinlichkeit auf einer 5-stufigen Likert-Skala (-2, "sehr niedrig"; 2, "sehr hoch"). Danach wurden die KI-Ergebnisse zur Verfügung gestellt und eine erneute Bewertung der ICB-Wahrscheinlichkeit durchgeführt. Das Performance Monitoring des KI-Tools wurde im PACS (Visage Imaging) durch Fast Healthcare Interoperability Resources (FHIR) Pop-up-Formulare umgesetzt.

Ergebnisse

Die KI wurde in 66 % (146/222 Scans) der Befundungen genutzt, wobei der Einsatz zwischen den Befundern signifikant variierte. Bei einem Schwellenwert von 0,1 der ICB-Wahrscheinlichkeit identifizierte die KI 6 von 7 ICBs korrekt, mit 139 Richtig-Negativen und ohne Falsch-Positive (sens = 0,857, spec = 1,000, acc = 0,993). Das KI-Tool erhöhte die Sicherheit der Radiologen beim Ausschluss von ICBs in 19 Fällen (von -1 auf -2) und bei der Bestätigung vorliegender ICBs in zwei Fällen (von 1 auf 2). In zwei Grenzfällen unterstützte die KI beim Ausschließen einer ICB (von 0 auf -1). Insgesamt erhöhte sich die diagnostische Sicherheit mit KI-Unterstützung signifikant ($p < 0,001$).

Zusammenfassung

Der Einsatz von KI als Second Reader führte zu einer signifikanten Verbesserung der diagnostischen Sicherheit bei der Befundung posttraumatischer CCTs auf dem Oktoberfest 2024. Die FHIR-Formulare ermöglichen ein PACS-integriertes Monitoring der Performance des KI-Tools im diagnostischen Workflow.

FS02.03 Einführung in regulatorische Aspekte – Open-Source-Modelle in der Klinik: Eine realistische Zukunft?

M. Nachbar¹

¹Universitätsklinikum Tübingen, Sektion für Biomedizinische Physik, Abteilung für Radioonkologie, Tübingen, Deutschland

Die zunehmende Verfügbarkeit leistungsfähiger Open-Source-Software – etwa zur Bildverarbeitung (z.B. das Segmentierungsframework nnU-Net), zur Dosisprädiktion oder für KI-gestützte Analysen – wirft dringliche Fragen hinsichtlich ihrer regulatorischen Zulässigkeit im klinischen Umfeld auf. Die *Medical Device Regulation* (MDR, Verordnung (EU) 2017/745) stellt bereits einfache Softwaretools unter einen strengen regulatorischen Rahmen. Selbst vermeintlich einfache Werkzeuge – etwa eine in Excel implementierte Berechnungshilfe – können unter bestimmten Umständen bereits als Software im Sinne der MDR gelten und somit als Medizinprodukt eingestuft werden.

Besonders komplex wird die Lage beim Einsatz von KI-Modellen, die in der Forschung zwar großes Potenzial zeigen, in der Klinik jedoch mehreren zusätzlichen regulatorischen Ebenen unterliegen. Neben der MDR ist hier insbesondere der *EU AI Act* relevant, der KI-Systeme nach Risikoklassen einstuft. Die Anforderungen hängen dabei stark von der technischen Architektur ab: Während zentralisierte Modelle in der Regel eine vollständige MDR-Zertifizierung und eine Hochrisiko-Einstufung nach dem AI Act erfordern, gelten z.B. für föderierte Lernansätze – bei denen das Training dezentral erfolgt – weniger strenge Vorgaben, wobei die Validierungsverantwortung auf die beteiligten Kliniken übergeht.

Für eine regelkonforme Nutzung von Open-Source- oder KI-basierten Softwaretools im klinischen Umfeld sind zahlreiche Validierungsschritte und begleitende Dokumentationen erforderlich – etwa Risikoanalysen, Leistungsbewertungen, technische Systembeschreibungen, Validierungsprotokolle, interne SOPs, Versionskontrolle und Nachverfolgbarkeit von Modelländerungen sowie eine nachvollziehbare Notwendigkeitsanalyse, die das Fehlen marktverfügbarer Alternativen belegt. In dieser Einführung soll ein erster, orientierender Überblick über diese Anforderungen gegeben werden – ohne Anspruch auf Vollständigkeit, aber mit dem Ziel, ein Bewusstsein für den Umfang und die Bedeutung dieser Prozesse zu schaffen.

Diese Einführung soll als Diskussionsanstoß dienen: In der wissenschaftlichen Community liegt der Fokus bislang häufig auf der Entwicklung und Veröffentlichung innovativer Modelle, ohne dass eine systematische Auseinandersetzung mit der regulatorischen Umsetzbarkeit in der Klinik erfolgt. Ziel des Vortrags ist es daher, ein Bewusstsein für diese Lücke zu schaffen und zur Diskussion anzuregen, wie Forschungsansätze frühzeitig mit regulatorischen Anforderungen in Einklang gebracht werden können.

FS02.04 Fragen und Antworten zum Thema KI und zum neuen Arbeitskreis Data Science und KI

A. M. Sprinkart¹

¹Universitätsklinikum Bonn, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Die Implementierung von Verfahren der künstlichen Intelligenz (KI) in die klinische Routine ist eine der zentralen Herausforderungen und Chancen für die medizinische Physik. Um diesen Transformationsprozess aktiv zu gestalten, wurde in diesem Jahr der DGMP-Arbeitskreis „Data Science und KI“ gegründet. Die interaktive Sitzung soll als Brücke zwischen dem Arbeitskreis und der Fach-Community dienen. Ziel ist es, einen offenen Dialog über die Chancen, Herausforderungen und konkreten Bedarfe im Umgang mit KI zu initiieren.

Diskussionsgrundlage und Format

Als Ausgangspunkt für die Diskussion dienen die in den ersten Sitzungen des Arbeitskreises identifizierten, zentralen Themenschwerpunkte. Dazu gehören unter anderem:

- Regulatorische Hürden und Anforderungen, u.a. EU AI Act
- Methoden zur Validierung und zum Performance Monitoring von KI-Tools im klinischen Betrieb
- Anforderungen an Datenqualität und Interoperabilität
- Integration von KI-Anwendungen in bestehende klinische Workflows
- Bedarfe in der Aus-, Fort- und Weiterbildung

Die Session ist als moderiertes „Fragen und Antworten“-Format konzipiert, das den Teilnehmenden maximalen Raum für ihre Anliegen, Projektideen und kritischen Nachfragen bietet.

Zielsetzung und erwarteter Nutzen

Primäres Ziel ist die Sammlung eines umfassenden Stimmungsbildes aus der Community. Darüber hinaus sollen konkrete Projektideen, Sorgen und Bedarfe der Teilnehmenden erfasst werden, um die zukünftige Agenda des Arbeitskreises bedarfsgerecht auszurichten. Der Diskussion soll explizit zur aktiven Mitarbeit im Arbeitskreis motivieren und eine Plattform für zukünftige Kollaborationen schaffen.

Schlussfolgerung

Diese Q&A-Session ist mehr als ein reiner Informationsaustausch; sie ist ein aktiver Aufruf zur Mitgestaltung. Alle Kongressteilnehmer sind herzlich eingeladen, durch ihre Fragen und Beiträge die strategische Ausrichtung der zukünftigen KI-Aktivitäten innerhalb der Fachgesellschaft maßgeblich mitzuprägen.

Stereotaxie

AS02.02 Maschinen- und Patient*innen-spezifische Qualitätssicherung für die stereotaktische Strahlentherapie von Herzrhythmusstörungen: Konsensus Empfehlungen des STOPSTORM.eu Konsortiums

M. Grehn¹, L. Dolla², A. Grządziel², A. Bekman², T. Latusek², M. Miszczyk³, S. Ehrbar⁴, M. Fast⁵, F. R. Gioglioli⁶, L. Hoffmann⁷, L. Knybel⁸, V. Richetto⁶, E. Pruvot⁹, J. Verhoeff¹⁰, S. Blamek², O. Bislich¹, O. Blanck¹

¹UKSH, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

²Maria Skłodowska Curie-Krebszentrum, Gliwice, Polen

³Medizinische Universität Wien, Comprehensive Cancer Center, Wien, Österreich

⁴Universitätsspital Zürich, Klinik für Radioonkologie, Zürich, Schweiz

⁵University Medical Center Utrecht, Department of Radiotherapy, Utrecht, Niederlande

⁶A.O.U. Città della Salute e della Scienza di Torino, Turin, Italien

⁷Aarhus University Hospital, Department of Oncology, Aarhus, Dänemark

⁸Universitätsklinikum Ostrava, Klinik für Onkologie, Ostrava, Tschechien

⁹Universitätsklinikum Lausanne, Klinik für Kardiologie, Lausanne, Schweiz

¹⁰University Medical Center Utrecht, Department of Radiotherapy, Utrecht, Niederlande

Einleitung

Die stereotaktische Strahlentherapie (SRT) von Herzrhythmusstörungen (STAR) ist technisch herausfordernd aufgrund der komplexen Zielvolumendefinition, der Herz- und Atembewegung des Zielgebiets und der Einzeldosis von 25 Gy. Das STOPSTORM.eu Konsortium (EU-Horizon-2020-Grant 945119) untersucht STAR in Europa [1]. Im STOPSTORM Projekt hat die Arbeitsgruppe Qualitätssicherung (QS) das Ziel, die Therapie zu optimieren und zu harmonisieren. Wir führten einen zweistufigen Delphi-Prozesses für Best-Practice-Empfehlungen zur maschinen-, patienten- und STAR-spezifischer QS durch.

Material & Methoden

Ein Expert*innen-Gremium aus acht europäischen Ländern bereitete den ersten Entwurf der Empfehlungen vor. Zwanzig STOPSTORM Zentren stimmten in der ersten Runde über diese ab und hatten die Möglichkeit zu kommentieren. Die Ergebnisse wurden in einem Online-Meeting im Konsortium besprochen. Die Anmerkungen wurden für die zweite Runde berücksichtigt und eingearbeitet. Die finale Abstimmung erfolgte anhand einer 5-Punkte-Likert-Skala (5: stimme voll zu bis 1: stimme überhaupt nicht zu) mit starker Übereinstimmung bei $\geq 80\%$ (SÜ) und moderater Übereinstimmung (MÜ) mit $\geq 66\%$ (mit 4 oder 5 auf der Likert-Skala) der Stimmen (keine Einigung bei $< 66\%$ der Stimmen (KA)).

Ergebnisse

Es wurden über 22 SRT und 11 STAR-spezifische Empfehlungen abgestimmt. Dabei erreichten 21 Empfehlungen SÜ, 5 MÜ und 7 KA (Abb. 1). Als SÜ für STAR wurde erzielt, dass keine zusätzlichen Kommissionierungstests und Audits notwendig sind, die über (inter)nationale Empfehlungen für SRT hinausgehen. Oberflächengestützte Techniken können nur als zusätzliches Werkzeug für die Lagerung verwendet werden (SÜ). Es sollten Tests erfolgen, die den Einfluss von Metallartefakten auf die Bildqualität in der Planungsbildgebung als auch in den Behandlungssystemen bestimmen. Übereinstimmung wurde auch bei Aussagen zur patientenspezifischen QS erzielt (3 SÜ und 1 MÜ). Es sollte die gleich QS am diagnostischen CT erfolgen, wie am Planungs-CT (MÜ). KA gab es für die verpflichtende, regelmäßige Durchführung von STAR-spezifischen End-to-End-Tests mit einer kombinierten kardiorespiratorischen Bewegungssimulation (2 KA).

Zusammenfassung

Die QS-Methoden für SRT/STAR sind unter den teilnehmenden Zentren nach wie vor heterogen. Für ~80% der Empfehlungen wurde eine Einigung erzielt. Wir erwarten, dass dieser Konsens zur Standardisierung und Harmonisierung von Behandlungsgeräten und Bestrahlungsverfahren für STAR beitragen wird.

Förderung

Dieses Projekt wird gefördert durch das Forschungs- und Innovationsprogramm Horizon-2020 der Europäischen Union, Finanzhilfvereinbarung Nr. 945119.

Anhang 1

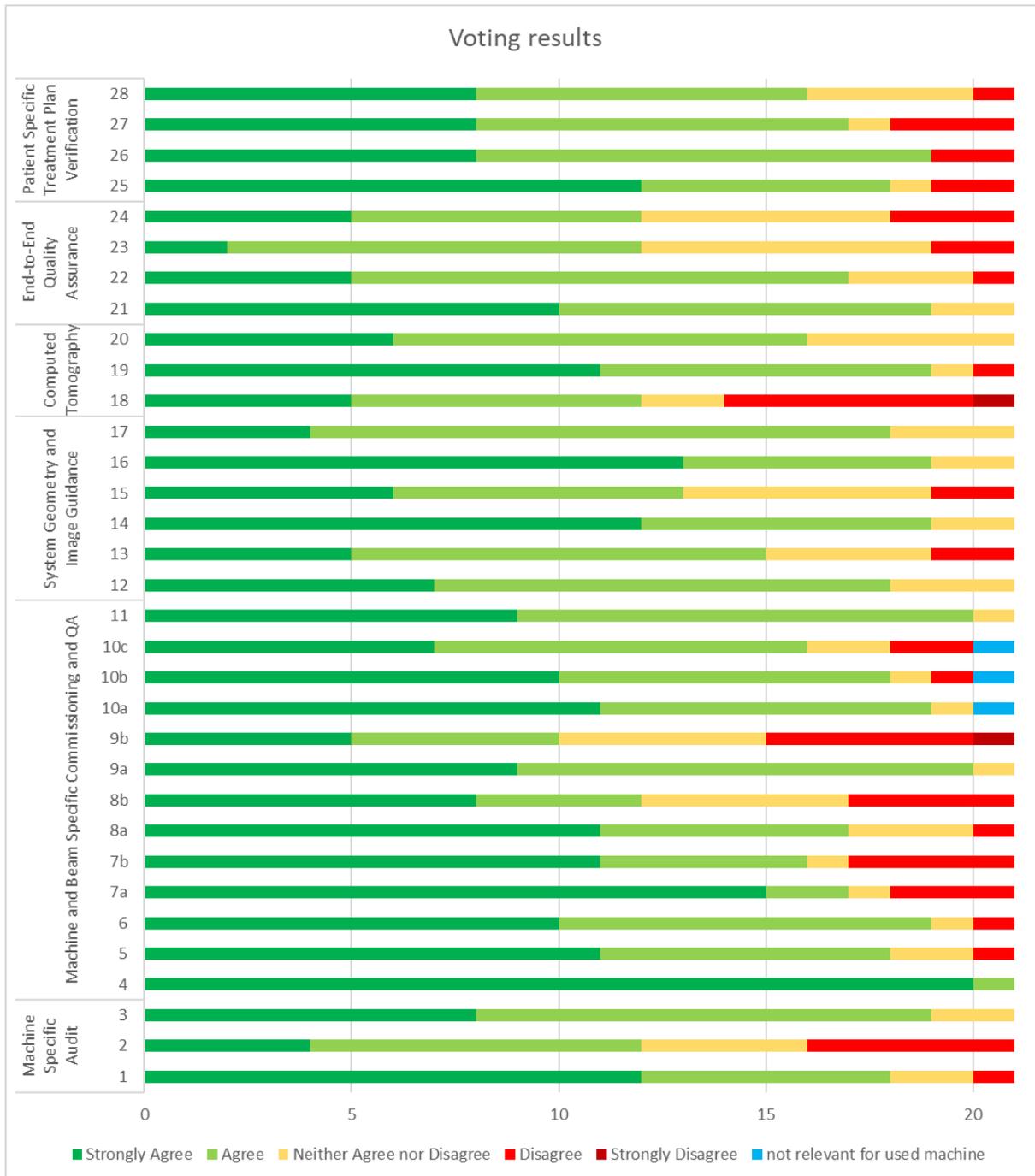


Abb.1: Abstimmungsergebnisse zu den 33 Empfehlungen bzgl. maschinen- und patientenspezifischer QS.

Literatur

- [1] Grehn et al. STereotactic Arrhythmia Radioablation (STAR): the Standardized Treatment and Outcome Platform for Stereotactic Therapy Of Re-entrant tachycardia by a Multidisciplinary consortium (STOPSTORM.eu) and review of current patterns of STAR practice in Europe, Europe, 04/23

AS02.03 Physikalische und dosimetrische Evaluation der kardialen Stereotaktischen Strahlentherapie (STAR): Eine ad-hoc Auswertung der deutschen Daten des STOPSTORM.eu Konsortiums

S. Jaschik¹, M. Nitzsche¹, H. Ehlers², M. Grehn³, S. Mandija⁴, L. van der Pool⁴, F. Hohendanner⁵, F. Mehrhof⁶, G. Hindricks⁵, S. Hohmann⁷, R. Merten⁸, D. Duncker⁷, C. Veltmann⁹, S. Quick¹⁰, M. Dawid¹⁰, G. Klautke¹, L. Kaestner¹¹, B. Rudic¹², J. Fleckenstein¹², J. Boda-Heggemann¹², M. Sinner¹³, S. Corradini¹⁴, M. Ebert¹⁵, A. Lattermann¹⁶, E. Troost¹⁶, S. S. Popescu¹⁷, D. Rades¹⁸, R. Mamaev¹⁷, A. Zaman², O. Wittenstein³, D. Krug³, J. Dunst³, D. Frank², E. Pruvot¹⁹, J. Verhoeff²⁰, M. Fast⁴, R. R. Tilz¹⁷, O. Bislich³, E. Lian²

¹Klinikum Chemnitz, Klinik für Radioonkologie, Chemnitz, Deutschland

²UKSH, Campus Kiel, Klinik für Innere Medizin III, Kardiologie, Abteilung für Elektrophysiologie und Rhythmologie, Kiel, Deutschland

³UKSH, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

⁴University Medical Center Utrecht, Department for Radiation Oncology, Utrecht, Niederlande

⁵Deutsches Herzzentrum der Charité Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Kardiologie, Angiologie und Intensivmedizin, Berlin, Deutschland

⁶Charité – Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Berlin, Deutschland

⁷Medizinische Hochschule Hannover, Klinik für Kardiologie und Angiologie, Hannover, Deutschland

⁸Medizinische Hochschule Hannover, Klinik für Strahlentherapie, Hannover, Deutschland

⁹Klinikum Links der Weser, Kardiologie Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland

¹⁰Klinikum Chemnitz, Klinik für Innere Medizin I, Kardiologie, Chemnitz, Deutschland

¹¹Universitätsmedizin Mannheim, Medizinische Klinik I, Abteilung für Elektrophysiologie und Rhythmologie, Mannheim, Deutschland

¹²Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland

¹³LMU Klinikum, Medizinische Klinik und Poliklinik I, München, Deutschland

¹⁴LMU Klinikum, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland

¹⁵Herzzentrum Bremen, Elektrophysiologie Bremen, Bremen, Deutschland

¹⁶Universitätsklinikum Carl Gustav Carus an der Technischen Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

¹⁷UKSH, Campus Lübeck, Klinik für Rhythmologie, Lübeck, Deutschland

¹⁸UKSH, Campus Lübeck, Klinik für Strahlentherapie, Lübeck, Deutschland

¹⁹Universitätsklinikum Lausanne, Klinik für Kardiologie, Lausanne, Schweiz

²⁰Amsterdam UMC, University of Amsterdam, Department of Radiation Oncology, Amsterdam, Niederlande

Einleitung

Ventrikuläre Tachykardien (VT) werden zunehmend mit kardialer stereotaktischer Strahlentherapie (STAR) behandelt. Im Rahmen des STOPSTORM-Konsortiums [1] wurde zur Optimierung und Harmonisierung der Behandlungsoption ein europäisches Behandlungsregister erstellt.

Material & Methoden

Die Daten von 66 VT-Patienten, die an insgesamt sieben verschiedenen deutschen Zentren eine STAR-Behandlung erhielten, wurden hinsichtlich physikalischer und dosimetrischer Gesichtspunkte retrospektiv ausgewertet. Informationen zur Zielgebietsdefinition, Bestrahlungstechnik, Patientenlagerung und -positionierung sowie zum Bewegungs-Management wurden der STOPSTORM-Datenbank entnommen. Fehlende Informationen und DVH-Parameter wurde mit Hilfe des Programms 3D Slicer 5.6.1 [2] aus den Bestrahlungsplänen gewonnen.

Ergebnisse

Alle Patienten wurden mit einer Dosis von 1×25 Gy bestrahlt, wobei die Dosierungskonzepte variierten (Abb. 1). Das überwiegend verwendete Dosierungskonzept war eine stereotaktische Verschreibung gemäß ICRU 91 und das durchschnittliche PTV-Volumen betrug $(75,3 \pm 42,6)$ cm³. Aufgrund der unterschiedlichen Ausdehnungen und Lagen der PTVs variierten die OAR-Belastungen stark (Abb. 2); eine detaillierte Auswertung wird noch durchgeführt. Die Zielvolumendefinition erfolgte mittels invasivem kardialem Mapping (86%), kardialem CT (50%) und 12-Kanal-EKG (12%). Falls eine elektroanatomische Map vorhanden war, wurde das Zielvolumen manuell (58%), mit Unterstützung von RADIO-RT [3] (56%), 3D Slicer (22%) oder mittels 17-Segmente-Modell der American Heart Association (4%) übertragen. Die Bestrahlung erfolgte überwiegend mittels C-Arm Linearbeschleuniger in VMAT-Technik, drei Patienten wurden mit einem Cyberknife

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

behandelt. Die durchschnittliche table time betrug $(43,4 \pm 23,7)$ min, die beam-on time $(15,7 \pm 14,7)$ min. Es wurden keine behandlungsbedingten Störungen des ICD beobachtet.

Zusammenfassung

Die systematische Auswertung zeigt das Spektrum der STAR-Bestrahlungstechniken und Dosisverschreibungen. In einigen Aspekten der Behandlung ist bereits eine Harmonisierung zu erkennen.

Anhang

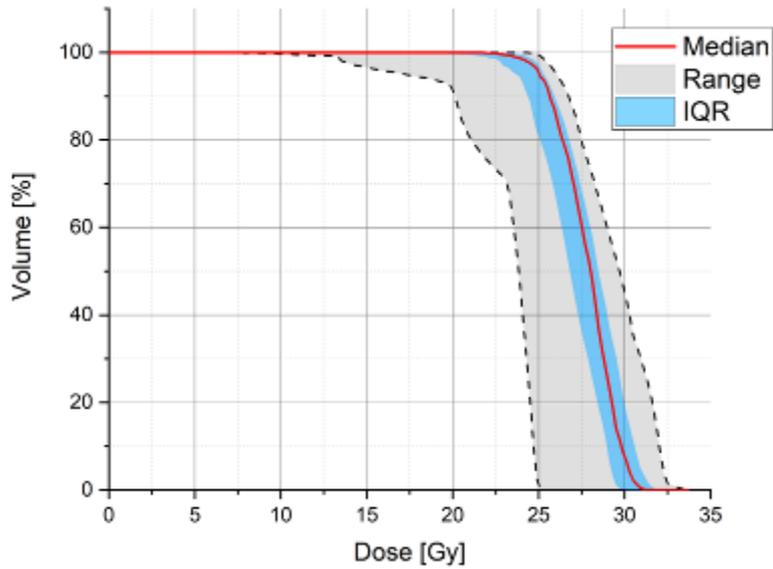


Abb. 1: Dosis-Volumen-Histogramm der PTVs (n = 48)

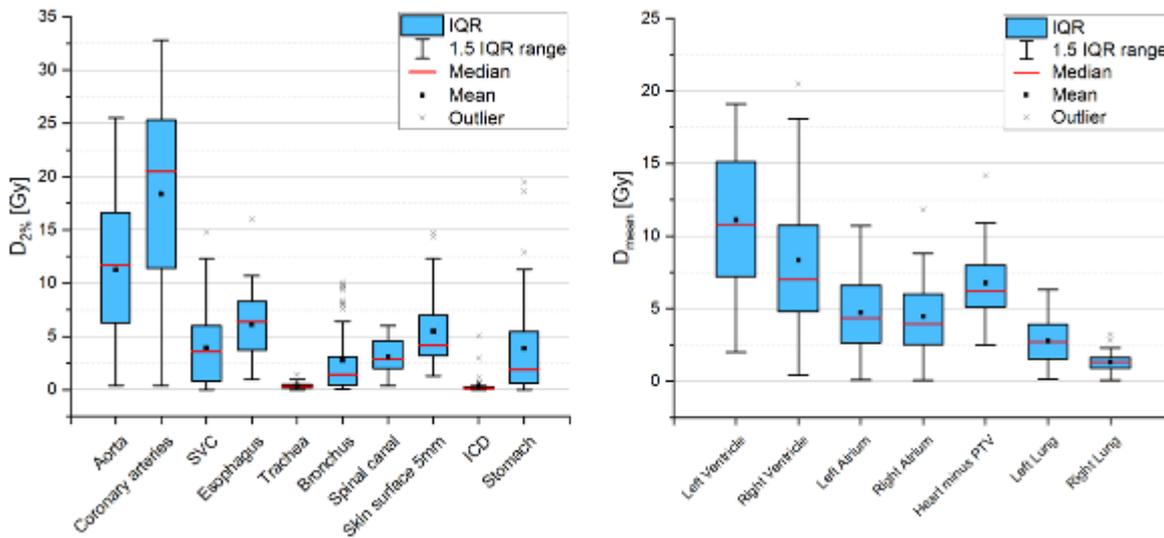


Abb. 2: $D_{2\%}$ und D_{mean} -Werte ausgewählter Risikoorgane (n = 45)

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Literatur

- [1] Grehn, M.: STereotactic Arrhythmia Radioablation (STAR): the Standardized Treatment and Outcome Platform for Stereotactic Therapy Of Re-entrant tachycardia by a Multidisciplinary consortium (STOPSTORM.eu) and review of current patterns of STAR practice in Europe, *Europace*, 25.4 (2024), S. 1284-1295
- [2] Kikinis, R.: 3D Slicer: a platform for subject-specific image analysis, visualization, and clinical support, *Intraoperative imaging and image-guided therapy (2013)*, S. 277-289
- [3] Mayinger, M.: Quality assurance process within the RAdiosurgery for VENTricular TACHycardia (RAVENTA) trial for the fusion of electroanatomical mapping and radiotherapy planning imaging data in cardiac radioablation, *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 25 (2023)

AS02.04 Modifiziertes, dynamisches Herzphantom für End-to-End Tests in der stereotaktischen Strahlentherapie von Herzrhythmusstörungen

M. Grehn^{1,2}, A. Zaman³, J. Xie⁴, M. Delaperriere¹, M. Hirt¹, F. A. Siebert¹, J. Dunst¹, R. R. Tilz⁵, E. Lian³, O. Bislich^{1,2}, O. Blanck¹

¹UKSH, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

²Saphir Radiochirurgie, Zentrum Norddeutschland, Kiel, Deutschland

³UKSH, Campus Kiel, Department of Internal Medicine III (cardiology, angiology, and internal intensive care medicine), Kiel, Deutschland

⁴Universität zu Lübeck, Institut für Robotik und kognitive Systeme, Lübeck, Deutschland

⁵UKSH, Campus Lübeck, Klinik für Rhythmologie, Lübeck, Deutschland

Einleitung

Die kardiale (EP) Zielvolumendefinition und dessen Übertragung auf die Planungssysteme, sowie die Applikation von 25 Gy in der linken Herzkammer, stellen komplexe Herausforderungen in der stereotaktischen Strahlentherapie von Herzrhythmusstörungen (STAR) dar, [1]. Eine vollständige Qualitätssicherungsprüfung der gesamten Behandlungskette (End-to-End Test, E2E) existiert für STAR derzeit nicht. Das Ziel dieser Arbeit ist die Erprobung eines modifizierten Herzphantoms für einen vollständigen STAR-E2E.

Material & Methoden

Das dynamische Herzphantom (Sun Nuclear, Melbourne, USA) wurde derart modifiziert, dass Katheter-Messungen, sowie Film- und Kammer-Messungen durchgeführt werden können (Abb.1). Es wurden unterschiedliche Herzbewegungen simuliert: SI: 3,1/4,6 mm, LR: 1,1/4,3 mm, AP: 1,3/3,7 mm mit 70 bpm für Herz-krank (KP) bzw. gesunde (GP) Patient*innen. Die Messungen im Katheter-Labor wurden mittels CARTO™ 3 (Biosense Webster, Johnson & Johnson Med Tech, New Brunswick, USA, Katheter: QDOT Micro™) durchgeführt und die Zielvolumina wurden mit 3D Slicer (Version: 5.6.2) ausgewertet. Bestrahlungen wurden an einem TrueBeam™ STx (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) und CyberKnife VSI System (Accuray, Sunnyvale, USA) durchgeführt.

Ergebnisse

Die gemessenen Zielvolumina waren: 12,4 ml statisch; 14,4 ml bzw. 14,8 ml für KP und 17,6 bzw. 18,9 ml für GP mit jeweils unterschiedlichen Herzbewegungs-Kompensationstechniken (Originalvolumen = 12 ml). Andere EP-Systeme, sowie andere Katheter und die Atmungskompensation des CARTO™ 3-Systems können nicht getestet werden, da Impedanzmessungen notwendig sind. Die KP- und GP-Herzbewegung am TrueBeam STx mit robuster Planung zeigt einen geringen dosimetrischen Effekt, (Abb.2). Die GP-Bewegung erhöht für das CyberKnife mit Fiducial Tracking den Korrelationsfehler im Bewegungsmodell. Der größte dosimetrische Einfluss kommt jedoch durch nicht kompensierte Atembewegungen. Durch die Steuerungssoftware ist der Startpunkt der Bewegung abhängig von den eingestellten Werten, was einen Vergleich verschiedener Bewegungen zueinander nicht ermöglicht und verschiedene Planungs-CT-Serien erfordert.

Zusammenfassung

Wir konnten den weltweit ersten vollständigen STAR-E2E-Test mit verschiedenen Behandlungsgeräten und Bewegungskompensationsstrategien durchführen. Für eine sinnvolle Filmauswertung sind die Zuschnitte zu klein, sodass Anpassungen in einer 2. Version notwendig sind. Ebenfalls müssen Änderungen in der Software vorgenommen werden.

Literatur

- [1] Grehn et al. STereotactic Arrhythmia Radioablation (STAR): the Standardized Treatment and Outcome Platform for Stereotactic Therapy Of Re-entrant tachycardia by a Multidisciplinary consortium (STOPSTORM.eu) and review of current patterns of STAR practice in Europe, Europe, 04/23

Anhang 1

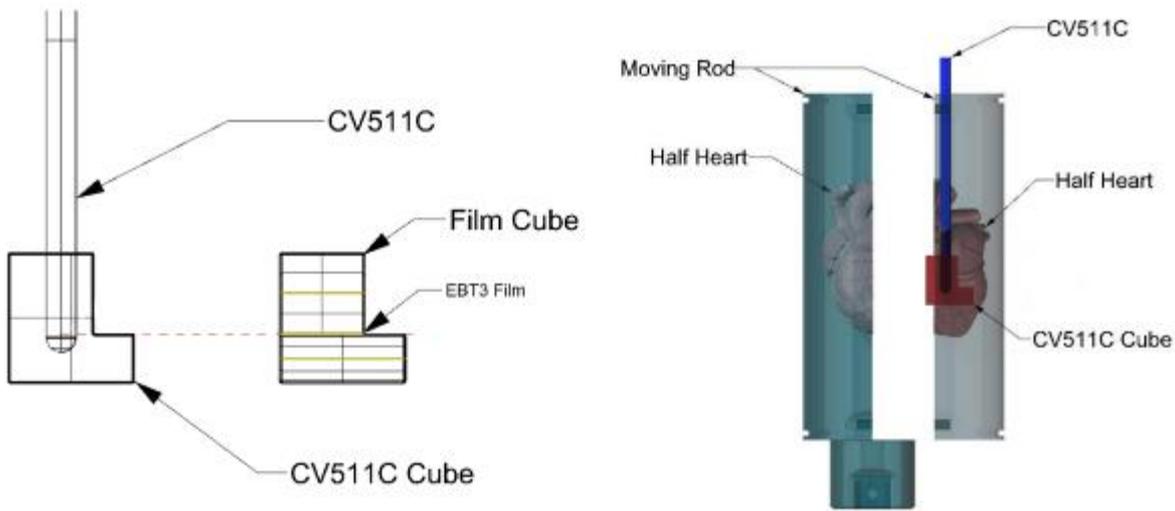
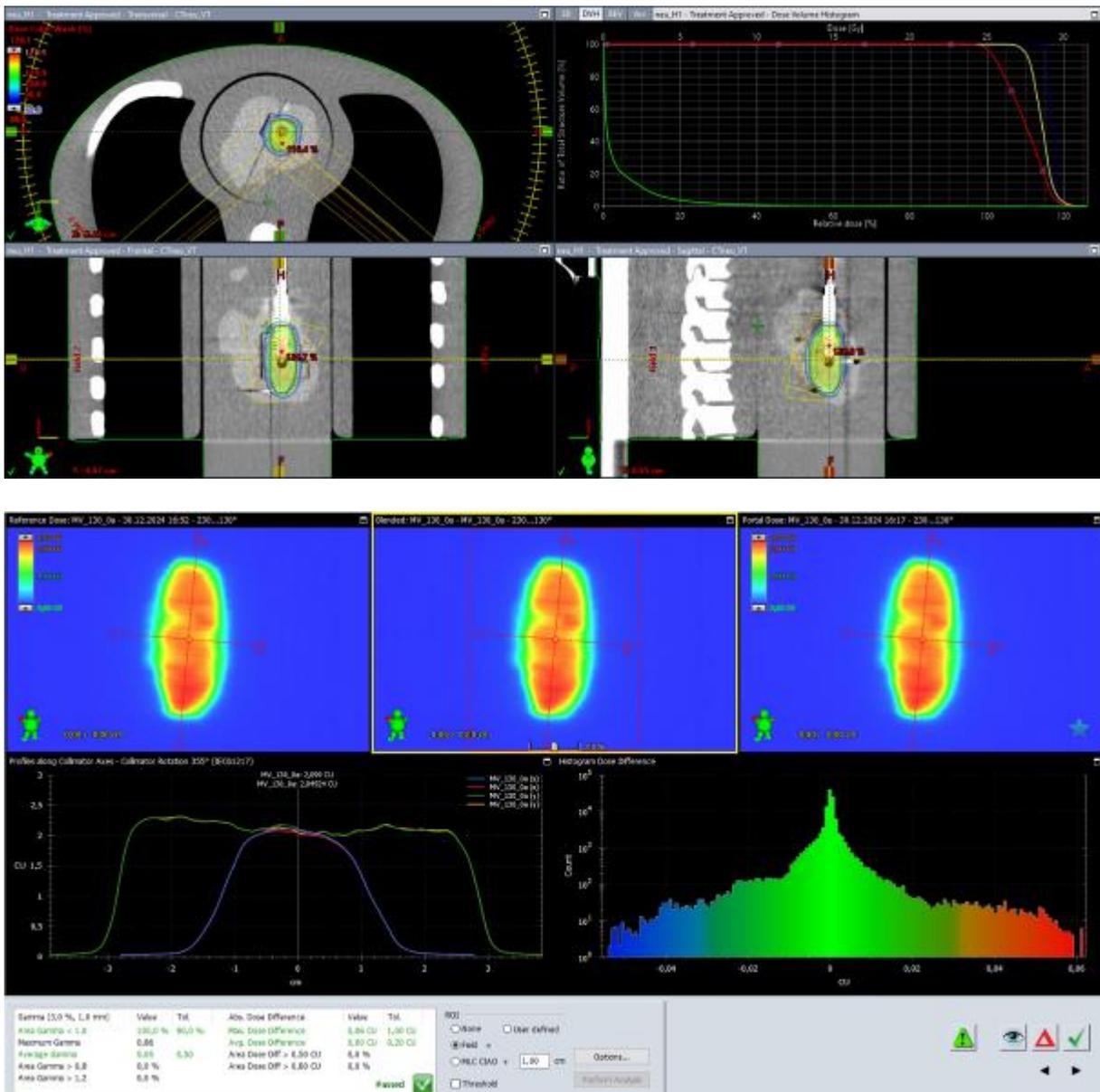


Abb.1: Abbildung des modifizierten Herzphantom-Einsatzes.

Abb.2: Beispielplan mit Zielvolumen, Dosis und der dazugehörigen EPID-Messung eines Feldes statisch im Vergleich zur GP-Herzbewegung.



AS02.05 Treatment of high-risk large intraocular melanoma by neoadjuvant VMAT-SRS

T. Grunewald¹, M. Lachmuth¹, M. Guberina¹, A. Santiago Garcia¹, M. Stuschke¹

¹Universitätsklinikum Essen, Strahlentherapie, Essen, Deutschland

Introduction

Establishing an appropriate treatment method for high-risk large intraocular melanoma, here we focus on medical-physical aspects of a neoadjuvant stereotactic radiosurgery (SRS). We use the volumetric modulated arc radiotherapy (VMAT) applied on SRS to implement a Cone Beam CT and six degrees of freedom based image-guided irradiation at a TrueBeam SRS medical LINAC (Varian) while monitoring the eye continuously.

Material & Method

First, thin-layer contrast-enhanced MRI and CT are acquired of the affected, immobilized eye. MRI and CT are rigidly co-registered in Eclipse (Varian) followed by definition of target volume (TV) and relevant normal tissue (NT) structures. The irradiation plans are created within Elements (Brainlab) using 6 MeV photons in Flattening Filter Free mode, 2.5 mm width leaves, the pencil beam algorithm and non-coplanar patient specific arcs. A typical prescription dose of 24 Gy applied in one fraction should cover 99.5 % of PTV. The dose distributions are optimized mainly to protect organs at risk (OAR), e.g. optic nerve, cornea and brain. Before irradiation, the eye is immobilized again and the position difference is compensated at the LINAC.

Results

Conformal dose distributions to the tumor under simultaneous sparing of contralateral eye ($D_{\max} < 1-2$ Gy) and brain with a median D_{\max} of 2.43 Gy (min/max: 1.35/4.86 Gy) and a median D_{1cc} of 1.15 Gy (min/max: 0.6/2.11 Gy) of last 10 patients could be achieved. Towards optic nerve, cornea and lens steep dose gradients with a mean of 30 % decrease per mm were reached in a case and plane dependent manner. To evaluate conformity we used the inverse Paddick Conformity Index (CI) [2] with typical values < 1.3 . Estimating the dose gradient the gradient index (GI) was used [2]. Due to TV dependance of existing gradient indices (e.g. [2]), we developed and applied a new gradient index

$$GI_{eff} = (R_{50eff} - R_{100eff})/0.3,$$

which assumes the 50 % and 100 % isodose volumes to be ideally spherical, compares the distance between these radii with an optimal distance of 0.3 cm for one-time irradiations and is less dependent from TV. For $GI_{eff} = 1.0$ the distance is 0.3 cm. Both the GI (mean 2.88) and the GI_{eff} (mean 1.23) confirm that sparing of many nearby OAR is more focused than a full conformity of the 50 % isodose for this indication.

Summary

Results so far demonstrate, that with our VMAT-SRS technique steep dose gradients towards critical OAR are achievable and that the radiotherapy followed by endoresection is an effective treatment method for large intraocular melanoma [1].

Literature

- [1] Guberina, M et al., Feasibility, Method and Early Outcome of Image-Guided Volumetric Modulated Arc Radiosurgery Followed by Resection for AJCC Stage IIA-IIIB High-Risk Large Intraocular Melanoma, *Cancers* **2022**, 14, 4729. <https://doi.org/10.3390/cancers14194729>
- [2] Brainlab AG, O.-P.-S., 81829 Munich, Germany. Available online: <https://userguides.brainlab.com/de/guides/cranial-srs/> (accessed on 23 August 2022)

AS02.06 Analysis of dosimetric and volumetric parameters associated with radiation necrosis after stereotactic radiosurgery for single brain metastases

K. Manger¹, F. Paulsen², S. Wijaya³, S. H. Maier^{3,4}, J. Hofmaier³, M. Niyazi^{2,3,5,6}, R. Bodensohn^{2,3,5}, D. Thorwarth¹

¹Universitätsklinikum Tübingen, Section for Biomedical Physics, Department of Radiation Oncology, Tübingen, Deutschland

²Universitätsklinikum Tübingen, Department of Radiation Oncology, Tübingen, Deutschland

³LMU Klinikum, Department of Radiation Oncology, München, Deutschland

⁴Bayerisches Zentrum für Krebsforschung (BZKF), München, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Tübingen, Center for Neuro-Oncology, Comprehensive Cancer Center Tübingen-Stuttgart, Tübingen, Deutschland

⁶German Cancer Consortium (DKTK), Partner site Tübingen, a partnership between DKFZ and University Hospital Tübingen, Tübingen, Deutschland

Background & Purpose

Stereotactic radiosurgery (SRS) offers precise targeting of metastatic brain lesions while minimizing involvement of surrounding tissue. Despite its efficacy, radiation necrosis (RN), often causing severe side effects, remains a major complication and poses challenges for medical physicists in treatment planning due to inconclusive predictive factors and the absence of universally accepted guidelines. To address these uncertainties, this study aims to identify specific risk factors by correlating a broad spectrum of dosimetric and volumetric parameters with the occurrence of RN after SRS treatment of single brain metastases.

Materials & Methods

We retrospectively analyzed 173 data sets of patients with single brain metastases who were previously treated with single-fraction SRS between 2013 and 2024 at two centers. The median (range) prescription dose was 20 (15-24) Gy, prescribed to the 80 % isodose line, with a median follow-up of 15 months. An unbiased evaluation was performed across 260 dose-volume (DV) parameters, focusing on the gross tumor volume (GTV), planning target volume (PTV) and healthy brain (HB) — defined as brain tissue minus GTV, chiasm, and brainstem. The analyzed parameters included, among others, structure volumes [cc], volume parameters such as V10Gy and V12Gy, equivalent uniform dose (EUD) and DV points such as D98%, D50%, D2% and Dmax. Statistical significance between patient groups with and without RN was assessed using a two-sided Mann-Whitney U test ($\alpha=0.05$) with Bonferroni correction for multiple comparisons.

Results

A total of 40 patients (23.1 %) developed symptomatic grade 2 RN following SRS after a median time of 11 months. No statistically significant difference between patient groups with and without RN was found for prescription dose, with median (range) values of 18 (18-22) Gy and 20 (15-24) Gy, HB V10Gy (0.79 (0.23-2.59) % and 0.6 (0.12-5.49) %) and HB V12Gy (0.61 (0.16-1.99) % and 0.46 (0.09-3.78) %), respectively. In contrast, median values of D50% for HB were with 0.48 (0.08-1.4) Gy and 0.33 (0.06-1.18) Gy significantly different in patients with or without RN development ($p=0.0392$), as shown in Figure 1.

Conclusion

This systematic analysis identified D50% values for the HB as potential predictors for RN development following SRS for single brain metastases, whereas commonly suggested parameters did not demonstrate a significant association. These findings indicate that the steep dose gradient, particularly the lower-dose component, may play a more significant role in RN development than previously recognized. Incorporating this parameter into future treatment planning and radiobiological models may facilitate more personalized SRS approaches and help mitigate RN incidence.

Appendix 1

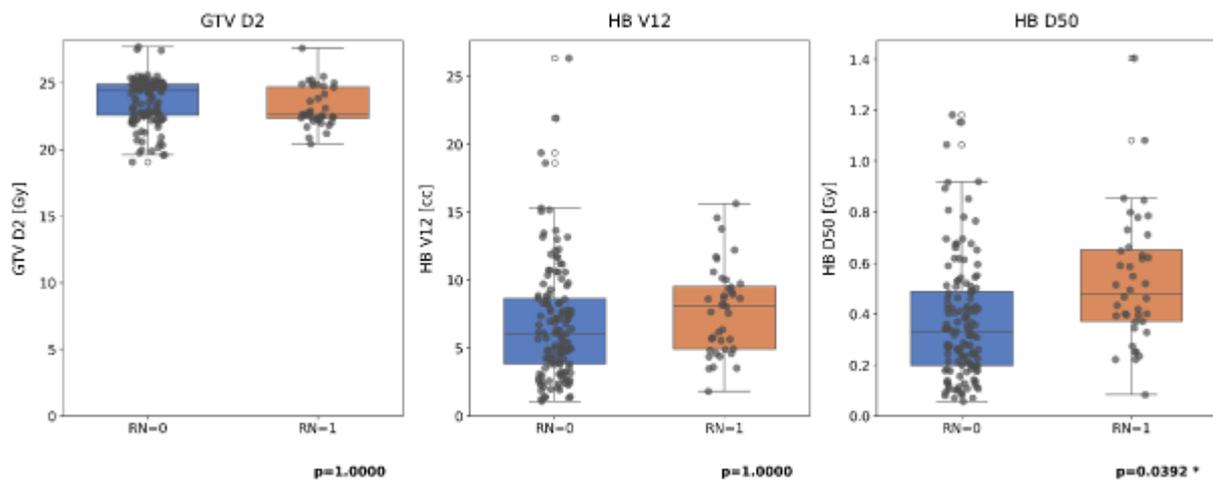


Figure 1: Distribution of GTV D2% [Gy], HB V12Gy [cc] and HB D50% [Gy] for patients with and without RN, with Bonferroni p-values displayed.

Fachsitzung des Arbeitsausschusses DGMP goes green: Reduzierung des Energieverbrauchs in strahlentherapeutischen, radiologischen und nuklearmedizinischen Abteilungen

FS03.01-05 Fachsitzung des Arbeitsausschusses DGMP goes green: Reduzierung des Energieverbrauchs in strahlentherapeutischen, radiologischen und nuklearmedizinischen Abteilungen

K. S. Baumann¹

¹Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Marburg, Deutschland

Teil 1: Der Arbeitsausschuss stellt sich vor (Erik Gührs, Geschäftsstelle der DGMP)

Erik Gührs aus der Geschäftsstelle der DGMP stellt den Arbeitsausschuss „DGMP goes green“ vor und gibt eine Zusammenfassung der Aktivitäten des Arbeitsausschusses.

Teil 2: Messungen des Energieverbrauchs einer Protonentherapieanlage (Nils Wegner, Uniklinikum Stuttgart)

Nils Wegner vom Uniklinikum Stuttgart stellt Messungen des Energieverbrauchs von Großgeräten einer Protonentherapieanlage vor. Insbesondere der Verbrauch von CTs, MRTs PET-CTs wird diskutiert.

Teil 3: Rückmeldung zu Handlungsempfehlungen zur Energieeinsparung (Kilian Baumann, Technische Hochschule Mittelhessen)

Der Arbeitsausschuss „DGMP goes green“ hat eine Handlungsempfehlung zur Energieeinsparung in strahlentherapeutischen, radiologischen und nuklearmedizinischen Abteilungen veröffentlicht. Neben Möglichkeiten zur Energieeinsparung im IT-Bereich und Büroarbeitsplätzen wurden auch Empfehlungen zur optimierten Nutzung von Großgeräten zur Verfügung gestellt. Mithilfe einer Umfrage wurde festgestellt, wer diese Handlungsempfehlung genutzt hat und inwiefern dadurch der Energieverbrauch verringert werden konnte. Die Ergebnisse der Umfrage werden vorgestellt.

Teil 4: Rückmeldung zum nachhaltigen Leistungsverzeichnis (Kerstin Jungnickel, Uniklinikum Magdeburg)

Der Arbeitsausschuss „DGMP goes green“ hat ein nachhaltiges Leistungsverzeichnis veröffentlicht, das es ermöglicht, beim Einkauf von Großgeräten die Auswirkungen auf die Umwelt einschätzen zu können. Mithilfe einer Umfrage wurde festgestellt, wer dieses Leistungsverzeichnis genutzt hat und inwiefern dadurch Kaufentscheidungen beeinflusst wurden. Die Ergebnisse der Umfrage werden vorgestellt.

Teil 5: Energieverbrauch im klinischen Datenmanagement (Tim Felgenhauer, Medizinische Hochschule Hannover)

Ein signifikanter Anteil des Energieverbrauchs strahlentherapeutischer, radiologischer und nuklearmedizinischer Abteilungen fällt auf die Speicherung von Daten – insbesondere bei großen Datensätzen aus CT, MRT und der nuklearmedizinischen Bildgebung. In diesem Vortrag wird der Energieverbrauch aufgeschlüsselt und diskutiert, wie der Energieverbrauch reduziert werden könnte.

Teil 6: Analyse der Treibhausgasemissionen eines Strahlentherapiezentrum (Ioanna Voudouri, Athens University of Economics and Business)

Diese Studie analysiert die Emissionen eines Strahlentherapiezentrum nach der Corporate Sustainability Reporting Directive (CSRD) unter Berücksichtigung der direkten Emissionen (Scope 1) und indirekten Emissionen aus bezogener Energie (Scope 2) sowie den Aktivitäten der Wertschöpfungskette (Scope 3) [1-3]. Die Studie unterstützt dadurch ein nachhaltiges Energie- und Ressourcenmanagement mit dem Ziel reduzierter Treibhausgasemissionen.

Im Jahr 2024 wurden 2.648 Patient:innen mit zwei Linearbeschleunigern behandelt. Auf Grundlage dieser Zahlen und der erhobenen Daten ergibt sich eine jährliche Gesamtemission von 644 Tonnen CO_{2e}. Diese verteilt sich wie folgt: Scope 1 mit 0,7 %, Scope 2 mit 9,6 % sowie Scope 3 mit 89,7 %.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

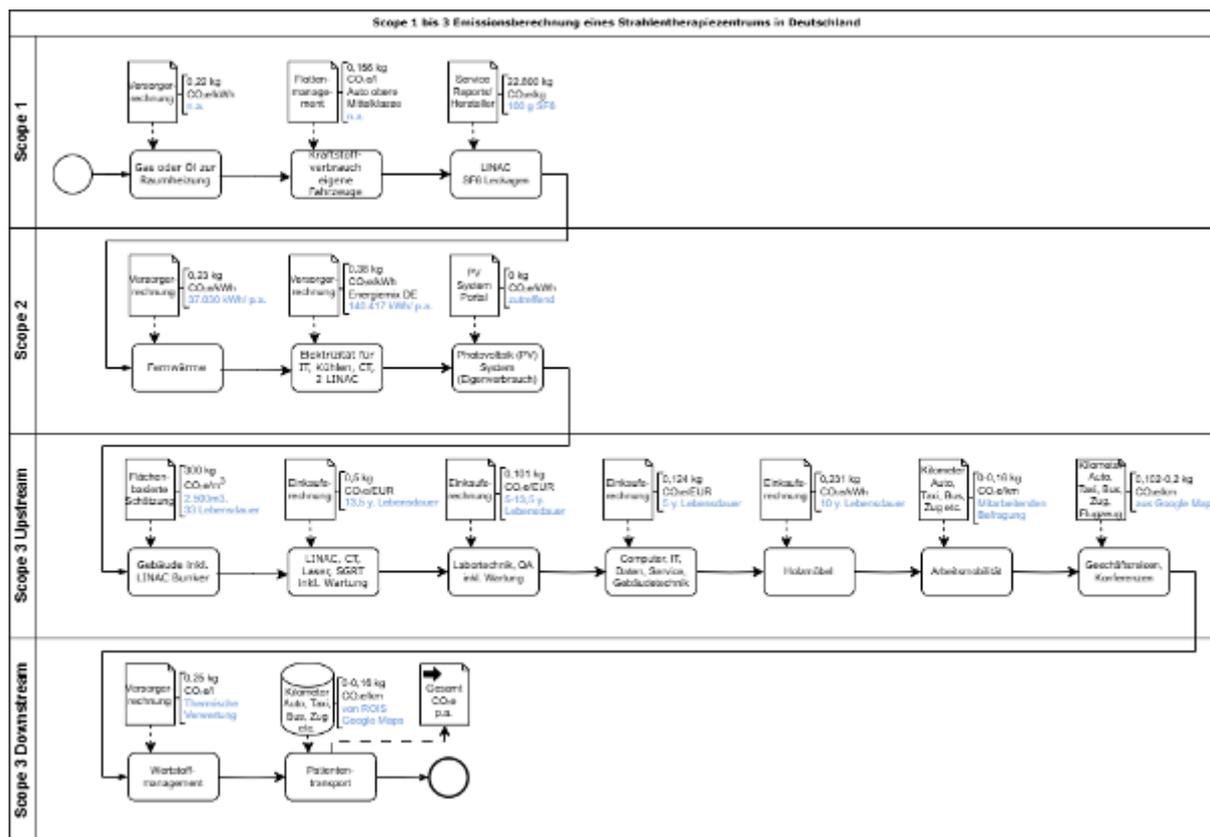


Abb.1: Scope 1 bis 3 Emissionsberechnung eines Strahlentherapiezentrum in Deutschland

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Scope	Verursacher	Kommentar	Herleitung	Faktor	CO ₂ e [kg/p.a.]
1	Gas, Öl	n.v.	Versorgerrechnung	0,22 kg CO ₂ e/kWh	0
	LINAC	Hohe Klimawirkung	100g SF6/ LINAC	22.800 kg CO ₂ e/kg	4.560
	Fuhrpark	n.v.	Verbrauch (Liter) Obere Mittelklasse	0,156 CO ₂ e/l	0
2	Fernwärme	Heizen	37.030 kWh p.a.	0,230 kg CO ₂ e/kWh	8.517
	Elektrizität	IT, Klima, CT, 2 LINACs	140.417 kWh p.a.	0,380 kg CO ₂ e/kWh	53.358
	Elektrizität	PV-Anlage	Eigenverbrauch	0 kg CO ₂ e/kWh	0
3 U	Gebäude	925m ² , 2 Bunker	2500m ³ Beton, 33 Jahre	300 kg CO ₂ e/m ³	22.727
	Ausstattung	Medizintechnik inkl. Wartung	Ausgaben p.a.: LINAC, CT, Laser, 13,5 Jahre BD	0,5 kg CO ₂ e/EUR	330.808
	Ausstattung	Labortechnik, QA inkl. Wartung	Ausgaben p.a.: BD 5-13,5 Jahre	0,101 kg CO ₂ e/EUR	2.215
	Ausstattung	Computer, IT	Ausgaben p.a.: Kosten IT u. Haustechnik, BD 5 Jahre	0,124 kg CO ₂ e/EUR	10.210
	Ausstattung	Möbel Holz	Ausgaben p.a.: 10 Jahre BD	0,231 kg CO ₂ e/EUR	1.848
	Arbeitsmobilität	Auto, Bus, Bahn	Mischkalkulation	s.o.	23.305
	Geschäftsreisen	Auto Mittelklasse	5.800 km	0,1596 CO ₂ e/km	926
		Bus	530 km	0,102 kg CO ₂ e/km	54
		Bahn regional	730 km	0,0355 kg CO ₂ e/ km	26
		Flugzeug	6.270 km	0,2 kg CO ₂ e/km	1254
3 D	Abfall	Abfall	Ca. 3,7 Tonnen thermische Verwertung	0.25 kg CO ₂ e/l	925
	Patiententransport	Auto Mittelklasse	793.235 km	0,1596 CO ₂ e/km	126.600
		Taxi	264.412 km	0,2083 kg CO ₂ e/km	55.077
		Bus	0	0,1023 kg CO ₂ e/km	0
		Bahn regional	52.882 km	0,0355 kg CO ₂ e/ km	1877
		Fahrrad	35.255 km	0 kg CO ₂ e/km	0
		Zu Fuß	17.627 km	0 kg CO ₂ e/km	0

Tab. 1: U Upstream, D Downstream, n.v. nicht vorhanden, BD Benutzungsdauer

Literatur

- [1] DIRECTIVE (EU) 2022/2464: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content>
- [2] Emissionsfaktoren: <https://www.emissionfactors.com>
- [3] Standards and Guidance, GHG Protocol: <https://ghgprotocol.org/standards-guidance>

FS03.06 Analyse der Treibhausgasemissionen eines Strahlentherapiezentrum

R. Müller-Polyzou¹, H. Wirtz², I. Voudouri³

¹LAP GmbH Laser Applikationen, Lüneburg, Deutschland

²MVZ Strahlentherapie Singen, Singen/Hohentwiel, Deutschland

³Athens University of Economics and Business, Athen, Griechenland

Einleitung

Die Studie analysiert die Emissionen eines Strahlentherapiezentrum nach der Corporate Sustainability Reporting Directive (CSRD) unter Berücksichtigung der direkten Emissionen (Scope 1) und indirekten Emissionen aus bezogener Energie (Scope 2) sowie den Aktivitäten der Wertschöpfungskette (Scope 3) [1-3]. Die Studie unterstützt dadurch ein nachhaltiges Energie- und Ressourcenmanagement mit dem Ziel reduzierter Treibhausgasemissionen.

Material & Methoden

Eine strukturierte Datenanalyse bildet die Grundlage für die Emissionsberechnung (Abb. 1, Tab. 1).

Ergebnisse

Im Jahr 2024 wurden 2.648 Patient:innen mit zwei Linearbeschleunigern behandelt. Auf Grundlage dieser Zahlen und der erhobenen Daten ergibt sich eine jährliche Gesamtemission von 644 Tonnen CO_{2e}. Diese verteilt sich wie folgt: Scope 1 mit 0,7 %, Scope 2 mit 9,6 % sowie Scope 3 mit 89,7 %.

Zusammenfassung

Die Studie analysiert die Treibhausgasemissionen eines Strahlentherapiezentrum gemäß der CSRD. Im Jahr 2024 resultierten aus der Behandlung von 2.648 Patient:innen insgesamt 644 Tonnen CO_{2e}, überwiegend verursacht durch indirekte Emissionen (Scope 3: 89,7 %). Die Ergebnisse bieten eine Grundlage zur Reduktion der Gesamtemissionen im Sinne eines nachhaltigen Umweltmanagements.

Anhang 1

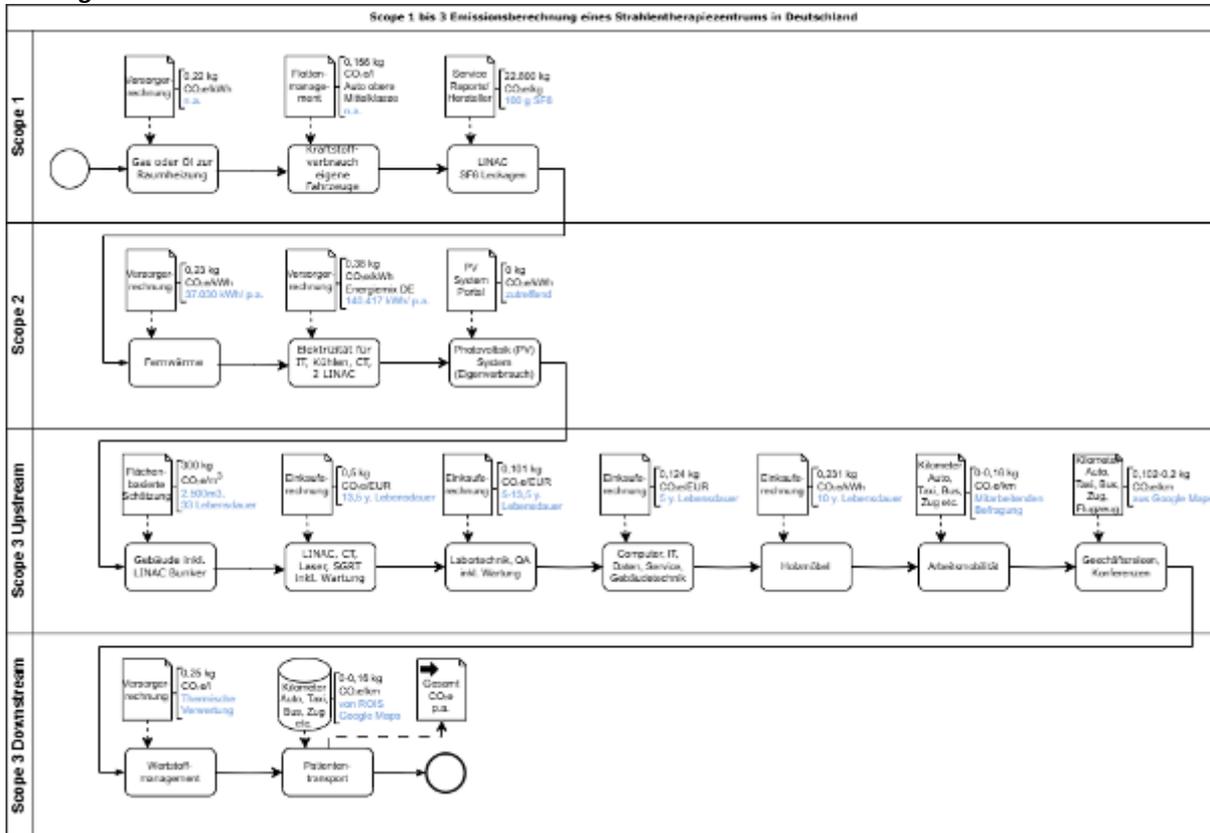


Abb.1: Scope 1 bis 3 Emissionsberechnung eines Strahlentherapiezentrum in Deutschland

Anhang 2

Scope	Verursacher	Kommentar	Herleitung	Faktor	CO ₂ e [kg/p.a.]
1	Gas, Öl	n.v.	Versorgerrechnung	0,22 kg CO ₂ e/kWh	0
	LINAC	Hohe Klimawirkung	100g SF6/ LINAC	22.800 kg CO ₂ e/kg	4.560
	Fuhrpark	n.v.	Verbrauch (Liter) Obere Mittelklasse	0,156 CO ₂ e/l	0
2	Fernwärme	Heizen	37.030 kWh p.a.	0,230 kg CO ₂ e/kWh	8.517
	Elektrizität	IT, Klima, CT, 2 LINACs	140.417 kWh p.a.	0,380 kg CO ₂ e/kWh	53.358
	Elektrizität	PV-Anlage	Eigenverbrauch	0 kg CO ₂ e/kWh	0
3 U	Gebäude	925m ² , 2 Bunker	2500m ³ Beton, 33 Jahre	300 kg CO ₂ e/m ³	22.727
	Ausstattung	Medizintechnik inkl. Wartung	Ausgaben p.a.: LINAC, CT, Laser, 13,5 Jahre BD	0,5 kg CO ₂ e/EUR	330.808
	Ausstattung	Labortechnik, QA inkl. Wartung	Ausgaben p.a.: BD 5-13,5 Jahre	0,101 kg CO ₂ e/EUR	2.215
	Ausstattung	Computer, IT	Ausgaben p.a.: Kosten IT u. Haustechnik, BD 5 Jahre	0,124 kg CO ₂ e/EUR	10.210
	Ausstattung	Möbel Holz	Ausgaben p.a.: 10 Jahre BD	0,231 kg CO ₂ e/EUR	1.848
	Arbeitsmobilität	Auto, Bus, Bahn	Mischkalkulation	s.o.	23.305
	Geschäftsreisen	Auto Mittelklasse	5.800 km	0,1596 CO ₂ e/km	926
		Bus	530 km	0,102 kg CO ₂ e/km	54
		Bahn regional	730 km	0,0355 kg CO ₂ e/ km	26
		Flugzeug	6.270 km	0,2 kg CO ₂ e/km	1254
3 D	Abfall	Abfall	Ca. 3,7 Tonnen thermische Verwertung	0.25 kg CO ₂ e/l	925
	Patiententransport	Auto Mittelklasse	793.235 km	0,1596 CO ₂ e/km	126.600
		Taxi	264.412 km	0,2083 kg CO ₂ e/km	55.077
		Bus	0	0,1023 kg CO ₂ e/km	0
		Bahn regional	52.882 km	0,0355 kg CO ₂ e/ km	1877
		Fahrrad	35.255 km	0 kg CO ₂ e/km	0
		Zu Fuß	17.627 km	0 kg CO ₂ e/km	0

Tab. 1: U Upstream, D Downstream, n.v. nicht vorhanden, BD Benutzungsdauer

Literatur

[1] DIRECTIVE (EU) 2022/2464: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content>

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

- [2] Emissionsfaktoren: <https://www.emissionfactors.com>
- [3] Standards and Guidance, GHG Protocol: <https://ghgprotocol.org/standards-guidance>

Optik und Akustik 2 und Vestibularisdiagnostik 1

AU02.01 Essentials und Highlights der Vestibularisdiagnostik

D. Basta¹

¹Unfallkrankenhaus Berlin, HNO-Klinik, Berlin, Deutschland

Einleitung

In den letzten 20 Jahren haben sich die Möglichkeiten in der Vestibularisdiagnostik dramatisch zum Positiven entwickelt. War bis dahin nur die Funktionstestung eines von 5 peripheren Sensoren mithilfe eines nichtadäquaten Reizes in einem niedrigen Stimulationsbereich möglich, so ist heute die Analyse aller Anteile der peripheren Vestibularisfunktion möglich. Im Vortrag wird der aktuelle Stand der Anwendungen dargestellt. Dabei wird einerseits auf besonders relevante Methoden und andererseits auf sehr innovative Ansätze eingegangen.

Material & Methoden

Es wurden verschiedene Methoden für die Diagnostik der peripheren Vestibularisfunktion verglichen.

Ergebnisse

Es gibt deutliche Unterschiede in der wissenschaftlichen Evidenz und Praxisrelevanz zwischen den Methoden.

Zusammenfassung

Nachdem verschiedene Methoden für die seitenspezifische Diagnostik der peripheren Vestibularisfunktion entwickelt worden sind, lässt sich eine klare Abstufung hinsichtlich des wissenschaftlichen Hintergrunds und der Relevanz im Zusammenhang mit der Symptomatik und der Behandlungskonsequenz herstellen.

AU02.02 Kompensation von peripher-vestibulären Störungen

R. Helbig¹

¹Helios Klinikum Berlin-Buch, HNO-Klinik / Audiologie, Berlin, Deutschland

Kompensation von peripher-vestibulären Störungen

Unser Gleichgewicht in Ruhe und bei Bewegung halten wir mit drei Rezeptorsystemen, die über weite Bereiche redundante jedoch frequenzspezifische Informationen erfassen, sowie durch zentrale Bewertungs- und Regelmechanismen aufrecht. Optische, sensomotorische und vestibuläre Reize liefern uns Erkenntnisse zu unserer Lage im Raum und Relativbewegungen zur Umwelt. Integriert werden diese in unserem zentralen Gleichgewichtssystem.

In den ersten Lebensjahren mit nachfolgenden Verfeinerungen etabliert sich dort aus den Afferenzen eine Erwartungshaltung „if this than that“, welche es uns ermöglicht reflektorisch unsere Körperbalance auch in kritischen Situationen aufrecht zu halten. Unser peripher-vestibuläres System basiert auf einer Ruheaktivität beider Labyrinth mit jeweils fünf Rezeptoren sowie einem „push-pull-Prinzip“. Dabei sind die Rezeptoren jeweils zur Gegenseite in Pärchen antagonistisch verschaltet.

Eine akute uni- oder bilaterale Pathologie des vestibulären Systems führt zu fehlenden oder falschen Informationen über unsere Lage im Raum und unserer Bewegung relativ zu ihm. Die Folgen sind eine gestörte Blickstabilisierung und eine posturale Instabilität sowie als Akutreaktion auf das erhebliche Mismatch häufig Übelkeit bis hin zum Erbrechen. Tritt keine Remission ein, erfordert dies eine umfassende Reorganisation unseres zentralen Gleichgewichtssystems, die als Kompensation bezeichnet wird.

Abhängig ist diese vom Ausmaß und der Stabilität der peripher-vestibulären Störung, aber auch von der Funktion anderer Afferenzen, zusätzlichen Belastungsfaktoren sowie der unbewussten oder bewussten Bewertung der Situation. Eine Erfassung der Kompensation ist wichtig für die Optimierung der Behandlung einer peripher-vestibulären Störung und die Stellungnahme zu wichtigen Fragestellungen, beispielsweise der Eignung zur aktiven Teilnahme am Straßenverkehr.

Der Beitrag soll einen Überblick über Messverfahren zur Erfassung des Ausmaßes der zentralen Kompensation und ihre Grenzen geben. Explizit kommen Nystagmus- und Stabilitätsprüfungen sowie die Erfassung der subjektiven Vertikale aber auch rotatorische Prüfungen und subjektive Erhebungen zum Einsatz. Darüber hinaus werden Hemmnisse der zentralen Kompensation aufgezeigt.

FS04.01-04 Aktuelles aus Normung und Qualitätssicherung in der Nuklearmedizin

M. Borowski¹, R. Freudenberg², C. Schütze³, C. Wanke⁴

¹Städtisches Klinikum Braunschweig gGmbH, Braunschweig, Deutschland

²Universitätsklinikum Dresden, Dresden, Deutschland

³Universitätsmedizin Göttingen, Klinik für Nuklearmedizin, Göttingen, Deutschland

⁴Medizinische Hochschule Hannover, Abteilung Strahlenschutz und Medizinische Physik, Hannover, Deutschland

Für Medizinphysik-Experten (MPE), die nuklearmedizinische Einrichtungen betreuen, ergeben sich durch Anpassungen im einschlägigen Regelwerk Änderungen, die bei der Tätigkeit berücksichtigt werden müssen. Im Rahmen dieser Fachsitzung werden ausgewählte wesentliche Themenfelder angesprochen, die relevanten Neuerungen vorgestellt und Konsequenzen für MPE und nuklearmedizinische Einrichtungen diskutiert.

Ende 2024 wurde erstmalig eine Qualitätssicherungsrichtlinie für die Nuklearmedizin publiziert. Diese fasst Anforderungen an die technische Qualitätssicherung, die bislang in verschiedenen Dokumenten parallel benannt waren zusammen und ergänzt existierende Leerstellen. Für die Geräteinbetriebnahme ergeben sich hieraus stärkere Änderungen. Im Bereich der Konstanzprüfungen sind die Änderungen eher gering, doch auch diese sollten gekannt werden, um zukünftig rechtskonform arbeiten zu können. In diesem Beitrag werden relevante Änderungen vorgestellt und motiviert. [Referent: R. Freudenberg]

In 2025 gab es einige Veröffentlichungen des Normenkreises Nuklearmedizin, z.B. zu Abnahmeprüfungen oder zur Quantifizierung von SPECT/CT-Systemen. Die neuen Normen werden vorgestellt und Änderungen gegenüber dem vorherigen Zustand erläutert. Zudem wird auf aktuelle deutsche Normungsprojekte und Bestrebungen auf internationaler Ebene eingegangen. [Referent: M. Borowski]

Die Inhomogenität ist ein zentraler Parameter innerhalb der Qualitätssicherung. Eine systematische Untersuchung der Korrelation zwischen der visuellen Erkennbarkeit von Inhomogenitäten und deren Werten steht bislang aus. Das Ziel der hier vorgestellten Studie war es, abhängig von unterschiedlichen Bildstatistiken den Bildparameter der integralen Inhomogenität für die planare Szintigraphie und SPECT/CT hinsichtlich der Erkennbarkeit von Artefakten an verschiedenen Kamerasystemen zu charakterisieren. [Referent: C. Schütze]

Aufgrund des Umgangs mit offenen radioaktiven Stoffen bestehen Anforderungen des Strahlenschutzes an die baulichen und technischen Gegebenheiten. Darüber hinaus gibt es aber noch weitere Anforderungen. So ist in den letzten Jahren zunehmend das Risiko der Entwendung radioaktiver Stoffe in den Focus geraten. Die Maßnahmen zum erforderlichen Diebstahlschutz, aber auch zum Brandschutz finden sich in DIN 25422, die in den Jahren 2024 und 2025 überarbeitet wurde und auch Implikationen für nuklearmedizinische Einrichtungen besitzt. [Referent: C. Wanke]

AS03.01 Assessment of Helium ion beams for radiotherapy at the Heidelberg ion beam therapy center (HIT)

O. Jäkel^{1,2,3}, K. Weusthof⁴, R. Wickert^{2,4}, L. Hoeltgen^{2,4}, K. Seidensaal^{2,4}, I. Dokic², A. Höss², M. Ellerbrock², J. Naumann², T. Haberer^{2,3}, K. Herfarth^{2,4}, J. Debus^{2,3,4}, A. Mairani^{2,3,4}, T. Tessonnier^{2,3,4}, S. Harrabi^{2,3,4}

¹Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

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

³National Center for Research in Radiation Oncology, Heidelberg Institute for Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁴Universität Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Introduction

Proton therapy has the drawback of leading to a substantial lateral penumbra, which is increasing with depth in tissue. Helium ions, on the other hand, undergo significantly reduced lateral scattering and maintain a steep lateral dose gradient even at larger depths. In this respect, it is more similar to Carbon ions. At the same time, the LET of Helium is increasing towards the Bragg peak, but only to very moderate values as compared to Carbon ions.

These properties make Helium an interesting candidate to replace proton therapy for many indications, where the lateral penumbra is clinically relevant and which would not necessarily be treated with Carbon ions.

Materials & Methods

At the Heidelberg ion beam therapy center HIT, a Helium ion source has been installed and a scanned beam was commissioned for preclinical use in 2013. The clinical commissioning of Helium beams was performed until 2020, including commissioning of a commercial treatment planning system (©Raystation).

While a first patient was treated under compassionate use already in 2021, the preparation of documents, to obtain general approval for clinical use of Helium ions at HIT according to the medical device regulations of the EU as an in-house product, was performed. A critical element for this procedure, was a preclinical assessment of the existing experience of Helium ions in preclinical and clinical settings. This involved assessment of data from in-vitro and in-vivo experiments performed mainly at Lawrence Berkeley national laboratory (LBNL) and HIT, as well as the data from patient treatments performed at LBNL between 1956 and 1992.

This preclinical assessment of Helium ion radiotherapy was part of the documents, submitted to German radiation protection authorities to obtain approval, to conduct a clinical assessment of Helium ion beam therapy, which was performed between July and October 2024. For this clinical assessment 29 patients were recruited with varying indications, but focusing on CNS and skull base tumors. Patients are closely monitored through weekly trial visits, with ongoing clinical assessments and radiological evaluations.

Results

The process to obtain approval under the medical device regulation of the EU for Helium ion beam therapy has been successfully established and a preclinical assessment has been completed. The treatment of patients required for the clinical assessment and requested follow-up has been completed. The follow-up of patients in the clinical assessment is extremely promising, with no treatment related side effects exceeding grade 3 (according to CTCAE), which underlines the safety of Helium ion treatments. Therefore, we expect a smooth approval procedure upon submission of the final assessment and regular treatments are scheduled to start in mid' 2025.

Conclusion

The world's first scanned Helium beam treatment has been performed at HIT already in 2021 and the approval to treat patients with Helium as a standard procedure is expected after finalization of a 3-month follow-up and final assessment in mid' 2025. This will mark a milestone to establish Helium beam therapy as a new standard of care for radiotherapy. The patient target group will mainly consist of patients with tumors in critical locations (CNS and skull base), but will likely be extended to pediatric patients, since planning studies indicated an improved sparing of normal tissue as compared to proton therapy. Also patients with recurrent tumors can favorably be treated with Helium.

AS03.02 Fano test for therapeutic carbon beam transport in magnetic fields using Geant4/GATE

J. S. Wong¹, B. Poppe¹, H. Fuchs^{2,3}, K. S. Baumann^{4,5,6}, A. Lühr⁷, H. K. Looe¹

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

²Medizinische Universität Wien, Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Wien, Österreich

³MedAustron Ion Therapy Center, Wien Neustadt, Österreich

⁴Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

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

⁶Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁷Technische Universität Dortmund, Fakultät Physik, Dortmund, Deutschland

Purpose

Particle therapy relies on the distinct Bragg-peak characteristics of charged particles for precise tumor conformity but is highly sensitive to anatomical changes along the beam path. MR-guided therapy can mitigate this issue, yet magnetic fields alter dosimeter behavior, requiring correction factors derived from experiments or Monte Carlo (MC) simulations. For the latter, Fano tests have been reported for proton, electron, and photon beams in magnetic fields. In this study, the Fano test was implemented for clinical carbon ion beams in a uniform magnetic field to assess the accuracy of condensed history transport algorithms and the influence of the selected step parameters.

Material/Methods

The Fano test was performed using GATE (v9.4)/Geant4 (v11.3.0) without density correction. A three-layer cylindrical slab geometry was simulated, consisting of two wall layers sandwiching a low-density scoring volume. All layers had the same atomic composition as water, with the density of the scoring volume set to air density (830 times lower). A cutbox with a 1 cm margin around the scoring volume allowed stricter step parameter implementation. Isotropic carbon line sources with energies of 120 MeV/u, 250 MeV/u, and 400 MeV/u were used, with intensity scaled by the source length and material density. Magnetic fields of 0.5 T and 1 T were applied perpendicular to the geometry's central axis. The simulation parameters from Kretschmer *et al.* were used as a baseline. The production cut for all particle types was kept constant at 1 μm , while `dRoverRange` and the maximum step size were varied based on Blum *et al.* The Q value, representing the ratio of the simulated dose to the Fano value, was calculated at each setting.

Results

Most combinations of beam energy and magnetic field strength passed the Fano test within 0.2 % except for 120 MeV/u and 400 MeV/u at 1 T, with the highest deviation at 400 MeV/u ($Q = 0.997 \pm 0.0005$). Generally, Q values decrease with increasing magnetic field strength, a trend aligning with Blum *et al.*, with no pronounced energy dependence. At 250 MeV/u, varying `dRoverRange` from 0.01 to 0.5 resulted in fluctuations of Q between 0.9979 ± 0.0007 and 1.0031 ± 0.0008 for 0 T and 1 T. Considering both cases, the default `dRoverRange` (0.2 for electrons, 0.1 for ions) yielded the smallest deviations. Although reducing the restriction was expected to improve the results, lowering the maximum step size from its default of 1 mm to 0.01 mm, or omitting the restriction altogether, showed no clear improvement.

Conclusion

The Fano cavity test was passed within 0.2 % for most settings up to 1 T, with outliers within 0.31 %. The effects of varying `dRoverRange` and maximum step sizes align with Blum *et al.* for protons in magnetic fields, showing no improvements with stricter transport parameters. Therefore, the simulation settings from Kretschmer *et al.* are considered adequate for future dosimetry chamber simulations of carbon ions in magnetic fields.

AS03.03 Quality-adjusted life expectancy comparison for head-and-neck cancer treated with volumetric modulated arc therapy (VMAT), intensity-modulated proton therapy (IMPT), or proton arc therapy (PAT)

S. Tattenberg^{1,2}, P. Liu³, A. Mulhem^{3,4}, X. Cong³, E. Harbert^{3,5}, C. Thome^{1,6}, C. Hoehr², X. Ding³

¹Laurentian University, Sudbury, Kanada

²TRIUMF, Life Sciences Division, Vancouver, Kanada

³William Beaumont University Hospital, Royal Oak, MI, Vereinigte Staaten

⁴Michigan State University, East Lansing, MI, Vereinigte Staaten

⁵Grand Valley State University, Grand Rapids, MI, Vereinigte Staaten

⁶NOSM University, Sudbury, Kanada

Introduction

In proton therapy research, reductions in the uncertainty in the *in vivo* proton range and the clinical implementation of proton arc therapy (PAT) are rapidly growing in popularity. However, the associated clinical benefits have thus far only been quantified using static metrics such as normal tissue complication probabilities (NTCPs). This study instead uses a Markov model to simulate every year of a patient's life after radiotherapy and quantify the patient's quality-adjusted life expectancy (QALE; a measure of the patient's life expectancy weighted by a quality-of-life factor reflecting the patient's health in a given year) after receiving photon-based volumetric modulated arc therapy (VMAT) or intensity-modulated proton therapy (IMPT) or PAT with current clinical or reduced range uncertainties.

Materials and methods

For each of 20 head-and-neck cancer patients, five different radiotherapy treatment plans were created: one VMAT treatment plan and IMPT and PAT treatment plans with current clinical (IMPT_{3.5%} and PAT_{3.5%}) and reduced proton range uncertainties (IMPT_{1%} and PAT_{1%}). For each treatment plan, 10,000 simulations of the patient's entire life after treatment were then performed with a Markov model which considered the probability of tumor control, healthy tissue toxicities, secondary cancer, metastases, as well as death from primary or secondary cancer, metastases, or unrelated causes.

Results

In comparison to VMAT, IMPT and PAT increased QALE by up to 0.6 quality-adjusted life years (QALYs) and 1.0 QALYs, respectively, equivalent to 7.2 months and 12.0 months of life in perfect health. Compared to IMPT, PAT improved QALE by up to 0.7 QALYs (8.4 months). A range uncertainty reduction from 3.5% to 1% increased QALE by up to 0.4 QALYs (4.8 months) during IMPT and 0.3 QALYs (3.6 months) during PAT. An overview over mean values and standard deviations for a variety of metrics is shown in Table 1. The highest benefits were observed for younger patients with bilateral tumors, as shown in Figure 1.

Conclusion

Compared to VMAT, IMPT and PAT considerably improved the patients' QALE, with PAT being associated with the highest QALE values. Range uncertainty reductions likewise considerably improved QALE and were beneficial during IMPT as well as during PAT.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Table 1 Mean values and standard deviations over all patients for a variety of metrics for VMAT treatment plan as well as the IMPT and PAT treatment plans with the current clinical range uncertainty of 3.5% (IMPT_{3.5%}, PAT_{3.5%}) or a reduced range uncertainty of 1% (IMPT_{1%}, PAT_{1%}).

Modality	Life expectancy [years]	Suffered injury [%]	Suffered secondary cancer [%]	Death (primary cancer) [%]	Death (secondary cancer) [%]	Quality-adjusted life expectancy [QALY]
VMAT	80.0±6.0 Min: 72.3 Max: 91.2	18.4±12.5 Min: 5.4 Max: 52.5	5.6±1.0 Min: 4.1 Max: 7.5	2.8±1.1 Min: 1.0 Max: 4.5	0.7±0.3 Min: 0.2 Max: 1.3	77.8±6.5 Min: 69.4 Max: 90.1
IMPT _{3.5%}	80.0±6.0 Min: 72.3 Max: 91.2	15.0±11.0 Min: 5.2 Max: 53.9	4.5±1.0 Min: 2.8 Max: 6.5	2.8±1.1 Min: 1.0 Max: 4.8	0.6±0.3 Min: 0.1 Max: 1.2	77.9±6.5 Min: 69.3 Max: 90.1
IMPT _{1%}	80.0±6.0 Min: 72.4 Max: 91.2	14.5±8.9 Min: 5.0 Max: 43.4	4.4±1.0 Min: 2.4 Max: 6.1	2.7±1.1 Min: 1.0 Max: 4.7	0.5±0.3 Min: 0.1 Max: 1.2	77.9±6.5 Min: 69.5 Max: 90.1
PAT _{3.5%}	80.0±6.0 Min: 72.4 Max: 91.2	11.6±8.9 Min: 4.5 Max: 44.8	4.1±1.1 Min: 2.4 Max: 6.7	2.7±1.1 Min: 0.9 Max: 4.4	0.5±0.3 Min: 0.1 Max: 1.3	78.0±6.5 Min: 69.6 Max: 90.1
PAT _{1%}	80.0±6.0 Min: 72.4 Max: 91.2	11.1±8.7 Min: 4.2 Max: 43.9	4.1±0.9 Min: 2.3 Max: 6.4	2.6±1.0 Min: 0.9 Max: 4.2	0.5±0.3 Min: 0.1 Max: 1.2	78.1±6.4 Min: 69.8 Max: 90.2

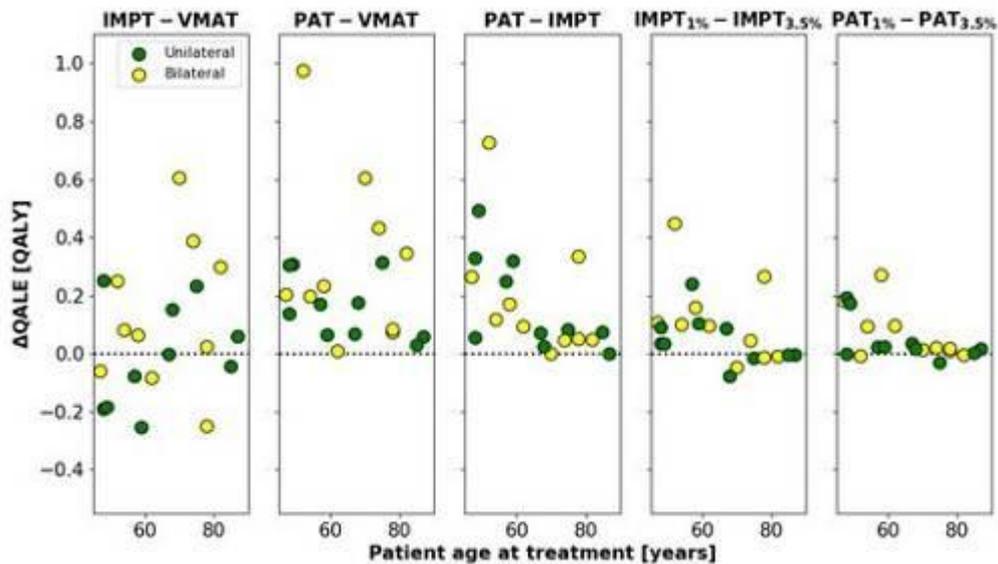


Figure 1 The change in quality-adjusted life expectancy (QALE) resulting from use of 1) IMPT instead of VMAT, 2) PAT instead of VMAT, 3) PAT instead of IMPT, as well as a 3.5% to 1% range uncertainty reduction during 4) IMPT or 5) PAT. Each datapoint represents one of 20 patients, and green and yellow datapoints indicate patients with unilateral and bilateral tumors, respectively.

AS03.04 Development of a real-time PbWO₄-based detector system for depth dose distribution measurement in clinical proton therapy

N. L. R. Fiedler^{1,2,3}, K. T. Brinkmann^{1,3}, D. Kazlou¹, H. G. Zaunick^{1,3}, K. S. Baumann^{2,3}

¹Justus-Liebig-Universität Gießen (JLU), Gießen, Deutschland

²University of Applied Sciences Gießen, Gießen, Deutschland

³LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), Gießen, Deutschland

Einleitung

Heterogene Materialien im Strahlengang eines Partikelstrahls verbreitern den Bragg-Peak und den distalen Abfall der Tiefendosisverteilung (TDV), was Dosisunsicherheiten in der Strahltherapie verursacht. **Die Modulationsstärke, die dies quantifiziert [1], kann zurzeit mit langsamen Peak-Findern bestimmt werden [2]. In dieser Arbeit wird ein neuartiger Detektor vorgestellt, der mithilfe von Hochenergie-Niedrigintensität-Partikelstrahlung die Modulationsstärke hinter einem Patienten in Echtzeit erfassen kann.**

Material & Methoden

Der Detektor besteht aus hintereinander angeordneten Szintillationskristallen, die individuell ausgewertet werden können und somit die Energiedosis als Funktion der Messtiefe liefern.

Der erste Prototyp umfasst 15 PbWO₄-Kristalle (5 × 5 × 50 mm³), ausgelesen mit SiPMs.

Die Kristalle sind zur effizienten Lichtsammlung mit reflektierender PTFE- und Aluminiumfolie ummantelt.

Eine maßgeschneiderte PCB und ein Digitalisierer übernehmen die Signalauslese. Koinzidenzverfahren kompensieren den hohen Teilchenverlust aufgrund des kleinen Querschnitts.

Erste Testmessungen wurden mit einem 220 A MeV Protonenstrahl bei einem Fluss von $\Phi = 80 \times 10^3 \frac{1}{s}$ ohne Target und mit einem heterogenen Phantom (Gammex LN300) durchgeführt.

Ergebnisse

Die TDV ohne Target und mit Phantom wurden erfolgreich gemessen (siehe Abb. (1)), mit Bortfelds Näherung [2] gefittet und die Modulationsstärke bestimmt (siehe Tab. (1)). Die Abweichungen der Modulationsstärke sind erwartungsgemäß groß, da die Ortsauflösung durch die 5 mm dicken Kristalle und nur 15 Kanäle begrenzt ist.

Zusammenfassung

Ein erster Prototyp zur Echtzeitmessung der TDV wurde entwickelt. Zur Verbesserung der Ortsauflösung ist ein Polyvinyltoluene (PVT)-basierter Detektor mit 32 Kanälen, reduzierter Schichtdicke (4 mm) und größerem Querschnitt (50 × 50 mm²) in Entwicklung, um die Messgenauigkeit zu steigern und eine klinische Anwendung zu ermöglichen.

Anhang 1

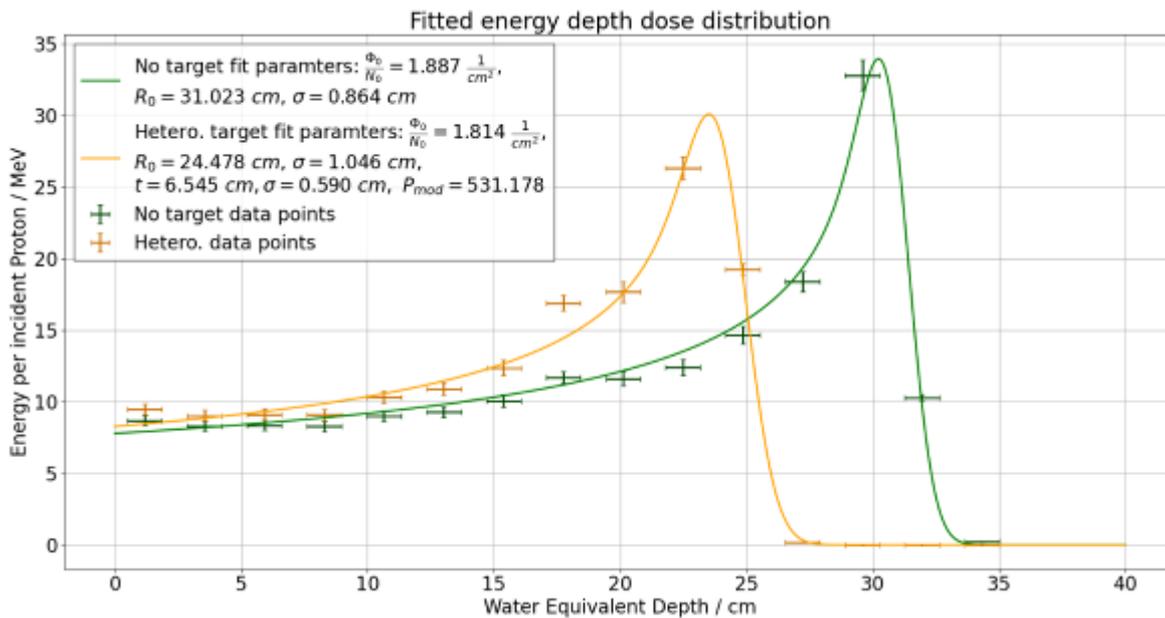


Abb.1: Gemessene TDV ohne Target und mit heterogenem Phantom.

Anhang 2

Tab. 1: Vergleich der Schlüsselergebnisse mit Referenzwerten der ICRU (R_0) [4] und des MIT (t, σ_t, P_{mod}) [2]. Dargestellt sind die gemessene Reichweite (R_0) der TDV ohne Target und die Verschiebung t , die Verbreiterung (σ_t) und die Modulationsstärke (P_{mod}) beim heterogenen Phantom.

Parameter	Experiment		Referenz
	Wert	Abw. von Ref.	Wert
R_0	$31.023 \pm 0.486 \text{ cm}$	1.9 %	30.45 cm
t	$6.545 \pm 0.773 \text{ cm}$	8.9 %	6.01 cm
σ_t	$0.590 \pm 0.730 \text{ cm}$	58.6 %	0.372 cm
P_{mod}	$531.18 \pm 1489 \mu\text{m}$	130.9 %	230 μm

Literatur

- [1] K.-S. Baumann et al. "An efficient method to predict and include Bragg curve degradation due to lung-equivalent materials in Monte Carlo codes by applying a density modulation". Physics in Medicine & Biology (Apr. 2017)
- [2] Personal Communication: K.-S. Baumann, THM Giessen (2024)
- [3] T. Bortfeld. "An analytical approximation of the Bragg curve for therapeutic proton beams". Medical Physics 24.12 (1997)
- [4] Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles. Tech. rep. Report 49. ICRU, 1993.

AS03.05 *In-vivo* Bestrahlungsüberwachung in der Kohlenstoffionentherapie mittels Spurmessung von geladenen nuklearen Fragmenten: Zwischenergebnisse einer klinischen Studie

R. Kirchgässner^{1,2,3}, L. Kelleter^{1,2,4}, P. Ochoa-Parra^{1,2,3}, S. Harrabi^{5,6}, E. Bartelme^{1,2,7}, D. Schulz^{1,2,3}, P. Schlegel^{1,2,8}, G. Echner^{1,2}, L. Marek⁹, M. Winter⁶, J. Jakubek⁹, O. Jäkel^{1,2,4,6}, J. Debus^{1,2,4,5,6}, M. Martišíková^{1,2,4}

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

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

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

⁴Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Heidelberg, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁶Radioonkologie und Strahlentherapie Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberger Ionenstrahltherapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

⁷Universität Heidelberg, Fakultät für Mathematik und Informatik, Heidelberg, Deutschland

⁸Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät, Heidelberg, Deutschland

⁹ADVACAM s.r.o., Prag, Tschechien

Einleitung

Die Strahlentherapie mit Kohlenstoffionen ermöglicht im Vergleich zur Röntgenbestrahlung eine deutlich präzisere Anpassung der Dosis auf das Tumolvolumen, wodurch umliegendes gesundes Gewebe geschont wird. Diese hohe Präzision macht die Therapie jedoch besonders anfällig für Unsicherheiten, die beispielsweise durch anatomische Veränderungen im Patienten entstehen können [1]. Daher kommt der Entwicklung von Therapieüberwachungsverfahren zur Erkennung solcher Veränderungen eine entscheidende klinische Relevanz zu.

Material & Methoden

Unsere Gruppe entwickelt eine solche Methode zur *in-vivo* Therapieüberwachung, welche auf der Spurmessung von geladenen nuklearen Fragmenten basiert. Diese Fragmente entstehen während der Bestrahlung durch Wechselwirkung der Kohlenstoffionen mit dem Gewebe des Patienten und werden mit einem eigens hierfür entwickelten Detektorsystem gemessen [2]. Durch Extrapolation der gemessenen Spuren in den Patienten werden die Entstehungsorte der Fragmente abgeschätzt, wodurch eine sogenannte Fragmentverteilung im Patienten gewonnen wird. Werden gemessene Fragmentverteilungen von verschiedenen Bestrahlungstagen verglichen, können anatomische Veränderungen des Patienten sichtbar gemacht werden [3]. Neben den Messungen stehen auch Simulationen von Fragmentverteilungen basierend auf CT-Aufnahmen des Patienten zur Verfügung. Die Methode wird aktuell in der klinischen InViMo-Studie am Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum zum ersten Mal am Patienten getestet.

Ergebnisse

Dieser Beitrag präsentiert aktuelle Zwischenergebnisse der laufenden InViMo-Studie. Bereits im Rahmen der ersten Hälfte der Studie werden signifikante Unterschiede in den gemessenen Fragmentverteilungen zwischen zwei Fraktionen mancher Patienten beobachtet. Diese korrelieren mit sichtbaren anatomischen Veränderungen in CT-Aufnahmen, welche klinisch relevante Dosisinhomogenitäten im Zielvolumen zur Folge haben und daher von großem Interesse sind. Diese klinisch höchst relevanten Ergebnisse werden durch Simulationen der Methode bestätigt.

Zusammenfassung

Die aktuellsten Ergebnisse der laufenden InViMo-Studie zeigen das große Potential der Überwachung von Kohlenstoffionenbestrahlungen mittels Spurmessung von geladenen nuklearen Fragmenten. Dies ist ein wichtiger Schritt hin zur Integration der Methode in den klinischen Alltag und damit zu einer Verbesserung der Patientenbehandlung.

Die Studie wird teilfinanziert durch das Nationale Centrum für Tumorerkrankungen.

Literatur

[1] Fattori et al.: Dosimetric effects of residual uncertainties in carbon ion treatment of head chordoma. *Radiotherapy and oncology* 113 (2014)

[2] Kelleter et al.: An *in-vivo* treatment monitoring system for ion-beam radiotherapy based on 28 Timepix3 detectors, *Scientific Reports* 14 (2024)

[3] Schweins and Kirchgässner et al.: Detection of an internal density change in an anthropomorphic head phantom via tracking of charged nuclear fragments in carbon-ion radiotherapy, *Medical Physics* 52 (2025)

AS03.06 Physikalische Charakterisierung des Protonenstrahlungsfeldes für die Bestrahlung humaner Tumoren auf Mausbeinen mit unterschiedlichen Dosisleistungen

M. Wolf^{1,2}, M. Bernabei^{1,2,3}, F. Horst^{2,3}, J. Pawelke^{2,3}, M. Schneider^{1,2}, M. Schürer^{2,4}, E. Beyreuther^{1,2}

¹Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Strahlenphysik, Dresden, Deutschland

²OncoRay - Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Technische Universität Dresden, Laser Radioonkologie, Dresden, Deutschland

³Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland

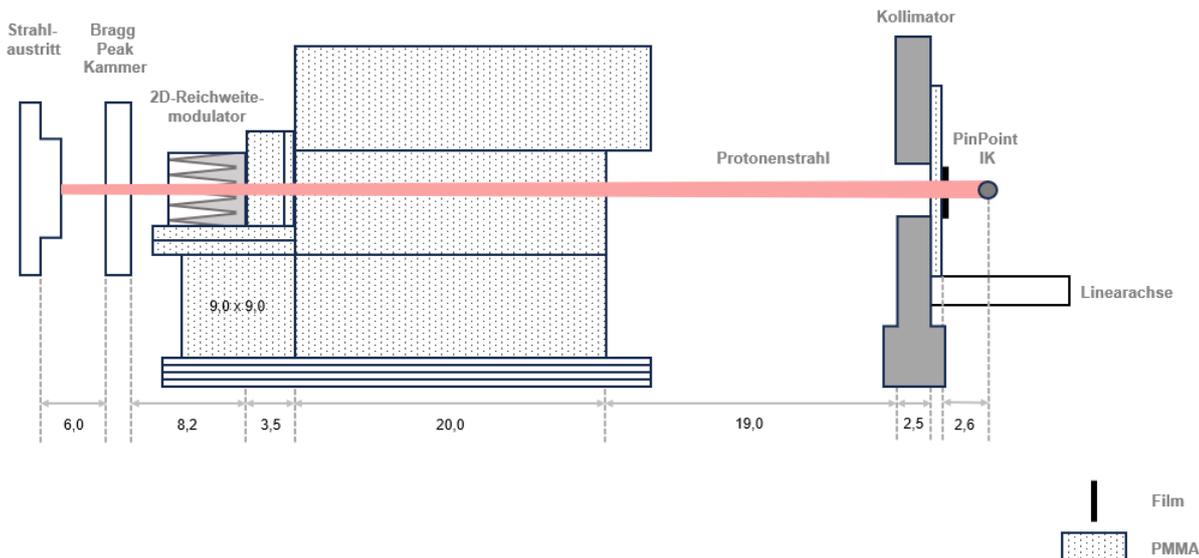
⁴Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Dresden, Deutschland

Einleitung

Der Flash-Effekt beschreibt die Beobachtung, dass bei Bestrahlung mit ultrahohen Dosisleistungen (UHDR, ≥ 100 Gy/s), im Vergleich zur Bestrahlung mit konventioneller Dosisleistung (\sim Gy/min), geringere Nebenwirkungen im gesunden Gewebe auftreten bei vergleichbarer Kontrolle des Tumorwachstums [1]. Ziel der vorliegenden präklinischen Studie ist die Untersuchung der Wirkung unterschiedlicher Protonendosisleistungen auf die Tumorresponse. Hierfür wurde eine umfassende dosimetrische Charakterisierung des Protonenstrahlungsfeldes und die Überwachung der Strahlapplikation bei konventioneller und UHDR Bestrahlung auf das Tumolvolumen etabliert und in ersten Bestrahlungsexperimenten eingesetzt.

Material & Methoden

Die Bestrahlungen werden im Experimentalraum des OncoRay mit einem 225 MeV Protonenstrahl durchgeführt. Mithilfe eines 2D-Reichweitenmodulators [2] wird ein aufgeweiteter Bragg-Peak erzeugt, während ein Aluminiumkollimator und PMMA-Reichweiteshifter (s. Abb.) das Bestrahlungsfeld lateral und in der Tiefe definieren. Durch Anpassung des Protonenstrahlstromes werden Dosisleistungen von 10 Gy/min und 100 Gy/s eingestellt. Die räumliche Charakterisierung des Strahlungsfeldes erfolgt mithilfe von EBT3-Radiochromfilmen und einem Lynx-Szintillationsdetektor. Zur Absolutdosisbestimmung werden eine PinPoint (PP)-Ionisationskammer und ein Flash-Diamantdetektor eingesetzt und dabei an der Position des Beintumors platziert. Die Dosisapplikation wird mit einer Bragg-Peak (BP)-Kammer und Radiochromfilmen vor der Maus überwacht.



Ergebnisse

Mithilfe der oben benannten Methoden wurde das Protonenstrahlungsfeld sowohl lateral als auch in der Tiefe charakterisiert. Über Kreuzkalibrierungen wurden der Flash-Diamantdetektor, die BP- und die PP-Kammer gegen den klinischen Standard (Advanced-Markus-Kammer) kalibriert. Damit war sowohl die Bestimmung von Sättigungskorrekturen für Ionisationskammern als auch die Bestimmung von individuellen Tumordosen möglich. Über die Tiefendosisverteilungen, bestimmt mittels Filmstacks und Kammermessungen, konnte eine mittlere Tumordosis und die Homogenität der

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Dosisverteilung über das Tumolvolumen abgeschätzt werden. Unabhängig davon wurden die applizierten Dosen über Einzelfilmbestrahlungen parallel zu jeder Tumorbestrahlung bestimmt. Erste Mausbestrahlungen wurden erfolgreich durchgeführt und hierbei die Tumordosis für jede Maus bestimmt und einer individuellen Dosisgruppe zugeordnet.

Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit ist die Etablierung und Durchführung aller dosimetrischen Messungen zur Charakterisierung des Protonenstrahlungsfeldes und der im Tumor applizierten Dosen für unterschiedliche Protonendosisleistungen. Dies bildet die Voraussetzung für die Durchführung einer Tumorkontrollstudie zur Untersuchung des Flash-Effektes auf Tumoren.

Literatur

[1] J. R. Hughes et al., *Int. J. Mol. Sci.* 21(2020) 6492

[2] F. Horst et al., *Front. Phys.* 11(2023) 1213779

AS03.07 *In-Silico*-Optimierung eines Protonenbasierten Bildgebungsbaus zur Präzisen Bildgeführten Protonenbestrahlung von Kleintieren

M. Kozak¹, G. Hu¹, J. Lascaud¹, M. Würfl¹, J. Bortfeldt¹, G. Liubchenko², Z. Huang¹, M. Pinto¹, P. Palaniappan¹, M. Riboldi¹, K. Lauber³, C. Oancea⁴, C. Granja⁴, N. Bassler⁵, F. Reaz⁵, P. R. Poulsen⁵, J. Nijkamp⁵, B. Sørensen⁵, K. Parodi¹

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Lehrstuhl für Experimentalphysik - Medizinische Physik, Garching b. München, Deutschland

²LMU Klinikum, Abteilung für Nuklearmedizin, München, Deutschland

³LMU Klinikum, Abteilung für Strahlentherapie, München, Deutschland

⁴ADVACAM s.r.o., Prag, Tschechien

⁵Aarhus University Hospital, Dänisches Zentrum für Partikeltherapie (DCPT), Aarhus, Dänemark

Einleitung

Ziel ist die Bereitstellung eines optimierten rechnergestützten Frameworks zur Unterstützung einer präzisen Protonenradiographie (pRad) für eine verbesserte Planung und Durchführung an einer neuartigen, präzisionsbildgeführten Protonenbestrahlungsplattform für kleine Versuchstiere.

Material & Methoden

Monte-Carlo-Code (MC) FLUKA wurde zur Simulation einer Tiefendosisverteilung in Wasser und von Strahlprofilen in Luft eines experimentellen Protonenstrahls (70–240 MeV) am Dänischen Zentrum für Partikeltherapie (DCPT) eingesetzt. Anschließend wurde On-Board-Protonenbildgebung mit zwei Silizium-Timepix3-Detektoren modelliert, mit besonderem Fokus auf die Kalibrierung der wasseräquivalenten Dicke (WET). Diese wurde aus der Energiedeposition einzelner Protonen im Detektor bestimmt, nachdem sie Schichten aus Polymethylmethacrylat (PMMA) mit bekannten Abmessungen und Bremsvermögen rel. zu Wasser (SPR) durchquert hatten. Die MC-Simulationen dienten zur Erstellung einer WET-Lookup-Tabelle zur Rekonstruktion der experimentellen pRads, die dann zur Korrektur der Behandlungsposition (durch Co-Registrierung mit Mikro-CT-Scans [1]) von neun Mäusen, die im Herbst 2024 in einer Pilotstudie zur Lungentoxizität bestrahlt wurden, genutzt wurden. Zusätzlich wurde die pRad einer exemplarischen Maus *in-silico* rekonstruiert. Dazu wurde der Strahlungstransport mit denselben Hounsfield-Einheiten-SPR-Kalibrierungen wie im Planungssystem simuliert. Die resultierende MC-pRad wurde mit Messungen und synthetischen pRads verglichen, die aus prätherapeutischen Mikro-CT-Daten abgeleitet wurden

Ergebnisse

Die MC-Simulationen reproduzierten die Protonenstrahlen mit Abweichungen $<0,3$ mm für Reichweite, Bragg-Peak-Breite, distalen Abfall in Wasser und Strahlgröße in Luft im relevanten Energiebereich (70–200 MeV). Die simulierten WET-Werte für Lunge (11,6 mm) und Herzgewebe (24,9 mm) wichen um <1 % bzw. 4,4 % von synthetischen pRads ab. Größere Abweichungen zu den Messungen ergaben sich aus Unterschieden zwischen Planungs- und Bildgebungspositionen vor der 2D-3D-Registrierung sowie aus täglichen Schwankungen des Detektorverhaltens.

Zusammenfassung

Die gute Übereinstimmung zwischen simulierten und synthetischen pRads bestätigt die hohe Qualität des FLUKA-Modells. Das entwickelte MC-Framework wird dazu beitragen, experimentelle Schwankungen in der Detektorantwort zu analysieren und zu korrigieren. Dies ermöglicht eine retrospektive Evaluierung der Behandlungspläne zur Korrelation mit biologischen Ergebnissen der noch laufenden Nachfolgestudie.

Literatur

[1] Palaniappan et al. Z Med Phys. 2024 Nov;34(4):521-532

Förderung SIRMIO (ERC Grant 725539); P. Palaniappan und M. Riboldi danken der DFG für die Unterstützung (Projektnummer 455550444). Das DCPT bedankt sich für die Unterstützung durch die Novo Nordisk Foundation (Fördernummer NNF195A0059372) und die Dänische Krebsgesellschaft (Fördernummer R191-A11526)

Vestibularisdiagnostik 2

AU03.01 Überblick Vestibularisdiagnostik

L. Fröhlich¹

¹Universitätsklinikum Bonn, Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Bonn, Deutschland

Die Vestibularisdiagnostik als fester Bestandteil vieler Funktionsdiagnostiken in HNO-Kliniken liegt oftmals neben der audiologischen Diagnostik innerhalb des Verantwortungsbereichs der dort tätigen Medizinphysiker:innen und Audiolog:innen. Die apparative Diagnostik umfasst dabei spezifische Tests zur Prüfung der fünf Rezeptoren des vestibulären Systems sowie auch weitreichendere Untersuchungsmöglichkeiten wie beispielsweise (mobile) posturographische Messungen über Beschleunigungssensoren oder Kraftsensorlatten.

Die diagnostischen Möglichkeiten haben sich insbesondere mit der Entwicklung kleiner und leichter Kameras mit hoher zeitlicher Auflösung in den letzten zwei Jahrzehnten rasant entwickelt. Aktuelle Trends entwickeln sich außerdem in Richtung App-basierter Diagnostiktools.

Im Rahmen des Vortrags soll ein Überblick über die aktuell zur Verfügung stehenden technischen Möglichkeiten für die Vestibularisdiagnostik gegeben werden. Hierfür werden die verschiedenen Systeme vorgestellt und ihre spezifischen Testparameter mit typischen peripher-vestibuläre Dysfunktionen assoziiert. Ein Fokus des Vortrags liegt auf aktuellen Entwicklungen der Diagnostik vestibulär evozierter myogener Potentiale (VEMP).

AU03.02 Innovationen in der apparativen vestibulären Diagnostik

R. Schüler¹

¹BioMed Jena GmbH, Jena, Deutschland

Die vestibuläre Diagnostik hat durch technologische Fortschritte in den letzten Jahren signifikante Entwicklungen erfahren. Klassische Videonystagmographie (VNG) Systeme nutzen eine IR-Videokamera zur Erfassung der Augenbewegungen in X- und Y-Richtung. Damit lassen sich die Reaktionen der Augen (z.B. Nystagmen) auf Stimulationen des Gleichgewichtsorgans kontaktlos registrieren.

Durch die zusätzliche Integration eines 9-Achsen Inertial Motion Sensors (IMS mit 3D- Beschleunigungsmesser, Drehratensensor und Magnetfeldsensor) in die VNG-Maske wird die Anzahl der messbaren Größen deutlich erweitert. Durch die problemabhängige Auswertung der Sensordaten und die Anpassung der Kalman- und Madgwick-Filter kann die Genauigkeit der Positionsbestimmung erheblich gesteigert und an das Meßproblem angepasst werden. Dies eröffnet die Möglichkeit, spezifische Tests durchzuführen, die eine differenzierte Analyse der vestibulären Funktion – auch abseits des klassischen VNG - erlauben. Die verschiedenen Tests sollen kurz beleuchtet werden.

- Übersicht Hardwarekomponenten
- Kurzer Überblick über IM-Sensoren und die Positionsbestimmung
- 3D Real-World Kalibrierung
- Kurzvorstellung Manueller Dreh-Pendeltest (MPT)

AU03.03 Vestibularisdiagnostik und -Therapie Quantifizierung der posturalen Kontrolle mittels Posturographie

T. Busch¹

¹Diatec Diagnostics GmbH, HNO Vertrieb, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Zur Quantifizierung der posturalen Kontrolle wird gerne die Posturographie verwendet. Diese wird in dynamische und statische Posturographie unterteilt. Die statische Posturographie bewertet die Fähigkeit, einen aufrechten Stand zu halten, wobei die dynamische Posturographie die Reaktion auf Störungen bewertet. In dieser Arbeit werden die unterschiedlichen Messungen verglichen und ihre Ergebnisse interpretiert, um Einblicke in die Gleichgewichtsmechanismen unter verschiedenen Bedingungen zu erhalten.

Material & Methoden

Bei der Betrachtung der posturalen Kontrolle schauen wir uns zunächst die Unterschiede zwischen statischer, proaktiver und reaktiver Kontrolle an. Für die objektive Betrachtung der Gleichgewichtsfunktion benutzten wir eine Virtualis Physio VR mit statischen Posturographie-Platten und ein Virtualis Motion VR+ für die dynamische Posturographie. Hierbei wird das Schwanken über den Körperschwerpunkt (Center of Gravity) in den folgenden Tests betrachtet:

- Einbeinstand
- Limits of Stability (LOS)
- Motor control test (MCT)
- Adaptions Test (ADT)

Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass die dynamische Posturographie eine umfassendere Bewertung des funktionellen Gleichgewichts bietet, da sie die adaptiven Reaktionen auf externe Reize erfasst.

Die statische Posturographie ist hingegen wirksam für die Messung der Ausgangssituation und die Überwachung des Rehabilitationsfortschritts.

Die Integration beider Techniken verbessert die diagnostische Genauigkeit und die therapeutischen Ergebnisse in der klinischen Praxis. Ein gezieltes Training, basierend auf diesen Ergebnissen, können effektiv sturz- und verletzungsprophylaktische Effekte erzielt werden (Priplata et al. 2003).

Zusammenfassung

Mittels statischer und dynamischer Posturographie lassen sich sowohl die Grenzen des Gleichgewichtssystem als auch Motoriksteuerung und Adaption des Patienten bewerten und monitoren. Diese sind wichtige Werte für die Sturzrisiko-Analyse, um den Erfolg einer Therapie zu dokumentieren.

Literatur

[1] Vellas BJ, Wayne SJ, Romero L, Baumgartner RN, Rubenstein LZ, Garry PJ. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *J Am Geriatr Soc.* 1997 Jun;45(6):735-8. doi: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb01479.x. PMID: 9180669.

[2] Gill-Body, K. M., Beninato, M., et al. (2000). "Relationship among balance impairments, functional performance, and disability in people with peripheral vestibular hypofunction." *Physical Therapy* 80(8): 748-758.

[3] Hurvitz, Edward A., et al. "Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 81.5 (2000): 587-591.

AU03.04 Einfluss der Position der Referenzelektrode auf die Aufzeichnung okulär-vestibulär evozierter myogener Potentiale

T. Rahne¹, H. Schütz¹, J. Długaiczek², L. Fröhlich³

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

²Universitätsspital Zürich, Department of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery & Interdisciplinary Center for Vertigo, Balance and Ocular Motor Disorders, Zürich, Schweiz

³Universitätsklinikum Bonn, Department of Otorhinolaryngology, Bonn, Deutschland

Einleitung

Okulär-vestibulär evozierte myogene Potentiale (oVEMPs) sind ein wertvolles Diagnoseinstrument zur Beurteilung der Utrikulusfunktion und der vestibulo-okularen Reflexbahn. In dieser Studie wurde der Einfluss der Position der Referenzelektrode auf die oVEMP-Aufzeichnungen unter Verwendung von Knochenleitungsstimulation am Mastoid und an der Stirn (Fz) untersucht.

Material & Methoden

Einundzwanzig gesunde junge Erwachsene nahmen an der Studie teil. Drei Referenzelektrodenpositionen wurden verglichen: Standard (unterhalb des Auges), Nasion und Kinn. Zudem wurde der Einfluss des Knochenleitungswandlers (B81 und B250) und der Stimulusfrequenz (250 Hz und 500 Hz) untersucht.

Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass die Nasion-Referenzelektrodenposition größere oVEMP-Amplituden erzeugte als die Standard- und Kinnposition. Die Nasionposition der Referenzelektrode führte zu kürzeren P15-Latenzen. Der B250-Wandler erzeugte etwas größere oVEMP-Amplituden als der B81-Wandler, insbesondere bei einer Stimulation mit 250 Hz.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Verwendung einer Nasion-Referenzelektrodenposition die Qualität der oVEMP-Aufzeichnung verbessern und den diagnostischen Wert dieses Tests im klinischen Umfeld erhöhen kann.

AU03.05 (Poster) Evaluation einer otologischen Planungssoftware zur Schätzung der Länge des Ductus cochlearis und zur Vorhersage der intracochleären Elektrodenlage bei Patient*innen zur Cochlea-Implantation

I. Türkyilmaz¹, T. Prinzen¹, S. Thyson¹, S. Volpert¹, M. Werminghaus¹, T. Klenzner¹

¹Universitätsklinikum Düsseldorf, Hörzentrum der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Düsseldorf, Deutschland

Einleitung

Die präzise Bestimmung der individuellen Länge des Ductus cochlearis (cochlear duct length, CDL) ist bei Implantaten der Fa. MED-EL essenziell für die Wahl der richtigen Elektrodenlänge, da eine optimale Abdeckung der Cochlea (cochlear coverage, CC) von ca. 80 % angestrebt wird. Daher stellt die präoperative Planung und die postoperative Evaluierung der intracochleären Elektrodenlage (Insertionstiefe, IL; Insertionswinkel, AID; Frequenzzuordnung) die Grundlage für den audiologischen Erfolg von Cochlea-Implantationen dar. Diese Studie untersucht die Zuverlässigkeit der otologischen Planungssoftware OTOPLAN® (CASCINATION AG, MED-EL) hinsichtlich der Bestimmung der CDL und der intracochleären Elektrodenlage.

Material & Methoden

Mittels OTOPLAN® Version 3.0 wurden 68 im Universitätsklinikum Düsseldorf implantierte Cochleae retrospektiv in präoperativen CT- und postoperativen DVT-Aufnahmen mit einliegender Elektrode (FLEX26/FLEX28) vermessen. Die Rekonstruktion der Cochlea und die Berechnung der CDL erfolgte anhand manuell gesetzter Landmarken für die Cochlea-Parameter A (Durchmesser), B (Breite) und H (Höhe). Außerdem wurden die intracochleären Positionsdaten in Bezug auf die Insertionstiefe (IL), den Insertionswinkel (AID) und deren jeweilige Frequenzzuordnung präoperativ vorhergesagt und postoperativ analysiert.

Ergebnisse

Die CDL zeigte prä- und postoperativ kleine Abweichungen (1,21 % | 0,44 mm), während die CC größere Abweichungen (5,26 %) zeigte. Die Analyse der prä- und postoperativen Elektrodenlage zeigte eine allgemeine Unterschätzung der Software für die IL, den AID und die Frequenzzuordnung, sodass die Elektroden postoperativ tiefer in der Cochlea liegen als präoperativ vorhergesagt wurde. Außerdem fiel auf, dass die Abweichungen der IL und des AIDs basal kleiner sind als apikal, während sie für die Frequenzzuordnung apikal kleiner sind als basal.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse bestätigen die klinische Relevanz von OTOPLAN® für die präoperative Planung und besonders für die postoperative Evaluierung. Die präoperative Planung bleibt weiterhin für die Wahl der optimalen, individuellen Elektrodenlänge relevant, wobei die Abweichung der CC vor allem in Grenzfällen berücksichtigt werden muss, damit eine vollständige Insertion des Elektrodenträgers gewährleistet werden kann. Die Notwendigkeit der postoperativen Evaluierung wird durch die Möglichkeit der Minimierung des frequency-to-place mismatches, mithilfe der anatomiebasierten Anpassung (anatomy based fitting, ABF) unterstrichen.

Literatur (falls vorhanden)

[1] Weber, L., Kwok, P., Picou, E.M. *et al.* Vermessung der Cochlea mittels eines Tablet- basierten Softwarepakets: Einfluss der Bildgebungsmodalität und des Untersucherhintergrunds. *HNO* 70, 769–777 (2022). DOI: 10.1007/s00106-022-01208-3

[2] T. Lenarz, A. Büchner, A. Illg. Cochlea-Implantation: Konzept, Therapieergebnisse und Lebensqualität. *Laryngo-Rhino-Otol* 2022; 101: S36–S78. DOI: 2010.1055/a-1731-9321

Cybersicherheit

FS05.01-04 Cybersicherheit

B. Kamp¹, J. Heitz², H. M. von Stockhausen³, J. Ammon²

¹Universitätsklinikum Düsseldorf, Düsseldorf, Deutschland

²Klinikum Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Nürnberg, Deutschland

³Siemens Healthineers AG, Forchheim, Deutschland

Die zunehmende Digitalisierung im Gesundheitswesen bringt neben vielen Vorteilen auch erhebliche Sicherheitsrisiken mit sich. Cyberangriffe auf medizinische Systeme können schwerwiegende Folgen haben, weshalb es essenziell ist, im Falle eines Angriffs schnell und effektiv zu reagieren. In diesem Zusammenhang werden Erfahrungen aus der Praxis zur Bewältigung von Cyberangriffen und zur Wiederaufnahme des klinischen Betriebs vorgestellt.

Eine kürzlich durchgeführte Umfrage zur Cybersicherheit und Risikominimierung in der Strahlentherapie zeigt, wie Kliniken Risiken aktuell einschätzen, Sicherheitsmaßnahmen umsetzen und auf Bedrohungen reagieren. Der internationale Vergleich zeigt, dass in Deutschland die Gefahr zwar jedem Einzelnen bekannt ist, allerdings die Vorbereitungen für einen potentiellen Cyberangriff optimierungsfähig sind. Neben individuellen Sicherheitsvorkehrungen können hier insbesondere eine enge Zusammenarbeit zwischen Medizinphysikern, IT-Experten und Herstellern helfen, um Risiken zu minimieren.

Hersteller von Medizinprodukten übernehmen in der Regel die Bereitstellung sicherer Hard- und Softwarelösungen, regelmäßige Sicherheitsupdates, weisen Sicherheitszertifizierungen vor und unterstützen im Falle eines Angriffs. Hier spielen die Normen IEC 60601, IEC 80001 und IEC 81001-5-1 eine wichtige Rolle bei der Festlegung von Anforderungen für den sicheren Betrieb vernetzter medizinischer Geräte und deren Entwicklungsprozess.

Dennoch bleibt für den sicheren klinischen Betrieb die Implementierung und Einhaltung von Sicherheitsmaßnahmen die Aufgabe des Betreibers.

Nuklearmedizin

AS04.01 Entwicklung einer standardisierten Methodik zur Quantifizierung der Ausscheidungskinetik bei Radioliganden-Therapien mit ¹⁷⁷Lutetium

C. Kattinger¹, C. Olbrisch¹, P. Herzler¹, P. Akbarzadeh Taghavi¹, S. Bluemel¹, W. Brenner¹, H. Amthauer¹, C. Furth¹

¹Charité – Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Nuklearmedizin, Berlin, Deutschland

Einleitung

Die geplante Studie zur Ausscheidungskinetik bei Radioliganden-Therapien mit Lutetium (¹⁷⁷Lu) erfordert eine präzise Messmethodik zur Quantifizierung der ausgeschiedenen Aktivität. Eine sorgfältige Vorbereitung und Kalibrierung der Messgeräte ist essenziell, um zuverlässige Ergebnisse zu gewährleisten [1;2;3]. Ziel ist es, ein standardisiertes Verfahren zu entwickeln, das in die klinische Routine der Therapiestation integriert werden kann. Ergänzend wird ein detailliertes Strahlenschutzkonzept vorgestellt, um höchste Sicherheitsstandards während der Studie zu gewährleisten. Die gewonnenen Erkenntnisse sollen zur Optimierung zukünftiger klinischer Anwendungen beitragen und die Einhaltung regulatorischer Anforderungen unterstützen.

Material & Methoden

Zur Vorbereitung wurden Testmessungen mit vier Zylinder-Phantomen unterschiedlicher Aktivität durchgeführt. Die jeweils injizierte Aktivität wurde mit einem Aktivimeter (Isomed 2010, NUVIA TECH) bestimmt und als Referenzwert genutzt. Über mehrere Monate erfolgte eine wöchentliche Quantifizierung der Aktivität jedes Phantoms mittels SPECT/CT (Discovery 670 DR, GE) und ein Vergleich mit den jeweiligen Referenzwerten.

Während der Studie sollen die Patienten eine speziell vorbereitete mobile Toilette nutzen, um sämtliche Ausscheidungen in einem zylinderförmigen Behälter zu sammeln. Vor dem Verschließen wird eine festgelegte Menge Silikatpulver zur Verfestigung hinzugegeben. Dies stellt eine gleichbleibende Messgeometrie der inhomogenen Aktivitätsverteilung in einem festen Volumen sicher und minimiert gleichzeitig das Risiko einer Kontamination durch auslaufende Flüssigkeiten.

Ergebnisse

Es konnte gezeigt werden, dass eine Quantifizierung der Aktivität bis zu einer Aktivität unter 1 MBq mit einer maximalen Unsicherheit von <1 % realisierbar ist. Zudem zeigte sich, dass eine Reduktion der Winkelschritte sowie eine gleichzeitige Erhöhung der Messzeit pro Winkel, bei gleichbleibender Gesamtdauer der Messung, insbesondere bei kleinen Aktivitäten die Präzision erhöht. Nullmessungen zeigten eine stabile Hintergrundstrahlung, die für spätere Korrekturen herangezogen werden kann. Die ermittelten Kalibrierfaktoren wurden in die Auswerteprotokolle integriert und bilden die Grundlage der Studie. Wiederholte Messungen der Ausscheidungsproben zu verschiedenen Zeitpunkten reduzieren Messfehler und beweisen die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

Zusammenfassung: Durch umfassende Vorbereitungsmaßnahmen wurde eine robuste Methodik zur Messung der Ausscheidungskinetik von ¹⁷⁷Lu-PSMA etabliert. Die standardisierten Kalibrierungsverfahren gewährleisten eine hohe Messgenauigkeit und eine zuverlässige Datenerhebung. Die entwickelten Kalibrierungsrichtlinien sichern die Einhaltung regulatorischer Vorgaben und dienen als Grundlage für weiterführende Analysen. Diese Maßnahmen sind entscheidend für den erfolgreichen Verlauf der Studie und die Gewinnung aussagekräftiger Ergebnisse.

Anhang 1:a)



b)



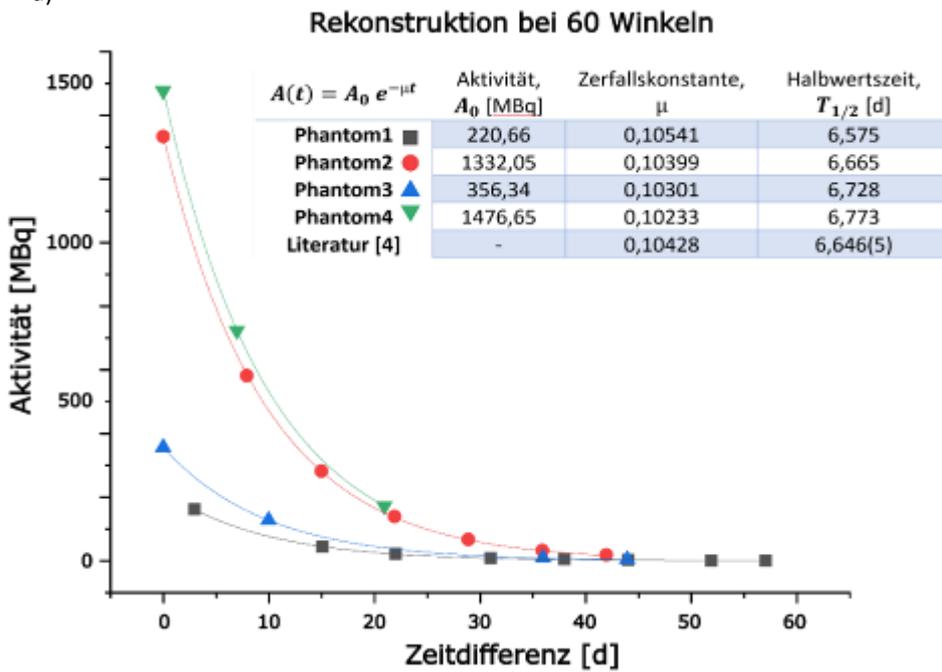
Abb.1 :

a) Foto der mobilen Toilette, welche für die Sammlung der Ausscheidung vorgesehen ist.

b) Probenzylinder inklusive der Präparationsmaterialien

Anhang 2:

a)



b)

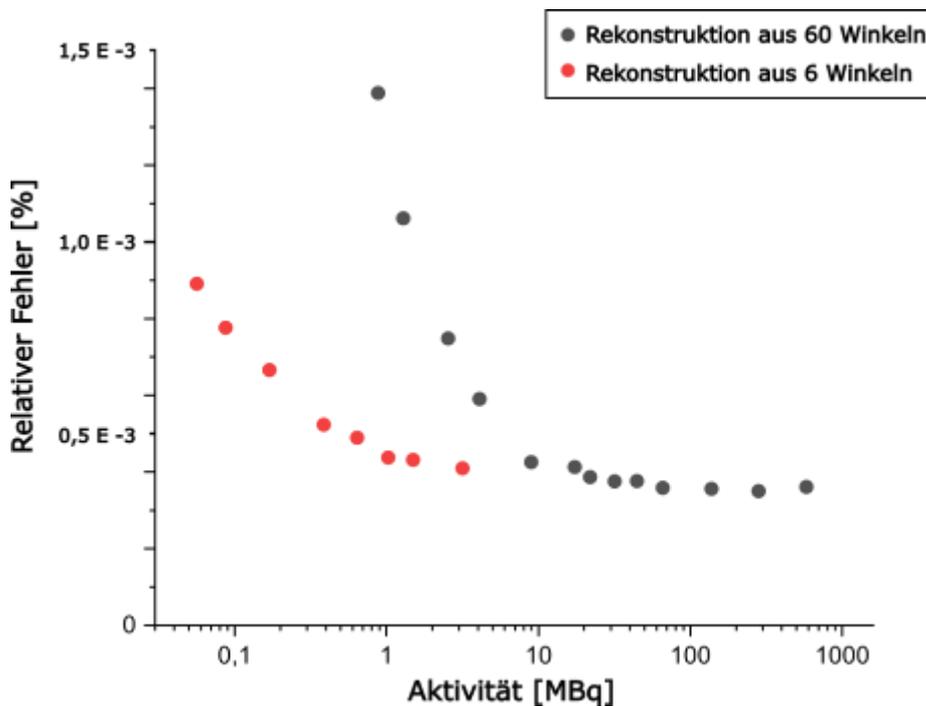


Abb.2:

a) Abklingkurven der 4 Phantome. Aufgeführt sind in der Tabelle die Fit-Parameter.

Die Halbwertszeiten $T_{1/2}$, die sich mit Hilfe der numerisch ermittelten Zerfallskonstanten μ ergeben, entsprechen den Werten aus der Literatur [4].

b) Darstellung des relativen Fehlers der Quantifizierung, abhängig von den detektierten Messereignissen. In grau mit 60 Detektionswinkeln, In rot mit 6 Detektionswinkeln. Bei gleichbleibender Gesamtmesszeit.

Bei 60 Winkeln beginnt der Fehler ab einer Grenze von etwa 10 MBq anzusteigen. Bei 6 Detektionswinkeln setzt dieses Verhalten erst eine Dekade darunter ein.

Literatur

- [1] Köhner, M., et al. (2020). Absolute Quantifizierung mittels SPECT/CT – Back to the Future? *Thieme E-Journals*, **40**(2), 85-95. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1708453>
- [2] Universitätsklinikum Heidelberg. (2018). *Quantifizierung der Radiopharmakakonzentration bei der szintigraphischen Diagnostik mittels SPECT/CT (QRCS-1): eine prospektive Datenerhebung bei klinisch indizierten Untersuchungen*. Deutsches Register Klinischer Studien. <https://drks.de/search/de/trial/DRKS00013571>
- [3] Ritt, P., Vija, H., Hornegger, J., & Kuwert, T. (2011). Absolute quantification in SPECT. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, *38*, 69-77.
- [4] Schötzig, U., Schrader, H., Schönfeld, E., Günther, E., & Klein, R. (2001). Standardisation and decay data of ¹⁷⁷Lu and ¹⁸⁸Re. *Applied Radiation and Isotopes*, *55*(1), 89-96.

AS04.02 Auswertung von 14 Jahren Radioiodtest

P. Herzler¹, C. Kattinger¹, M. Schumann¹, P. Akbarzadeh Taghavi¹, S. Bluemel¹, H. Amthauer¹, W. Brenner¹

¹Charité – Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Nuklearmedizin, Berlin, Deutschland

Einleitung

Seit ihrer erstmaligen Anwendung im Jahr 1941 hat sich die Radioiodtherapie zu einer etablierten Behandlungsoption bei Schilddrüsenerkrankungen entwickelt. **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** Seither entwickelten sich auch verschiedene Methoden zur Optimierung der Ermittlung der Therapieaktivität. Weit verbreitet ist die Methode von Marinelli et al. [2], welche die Iodkinetik in der Schilddrüse mittels eines monoexponentiellen Modells beschreibt. Heute existieren Ansätze, die auch die Aufnahme- und Ausscheidungsphasen des Iods in der Schilddrüse berücksichtigen. Die aktuelle EANM-Leitlinie empfiehlt die Anwendung eines Zwei-Kompartiment-Modells mit spezifischen Messzeitpunkten (4-6 Stunden, 1-2 Tage und 5-8 Tage nach Applikation). **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** Ziel dieser Arbeit ist es, das an der Klinik derzeit angewendete Verfahren zu evaluieren und gezielte Weiterentwicklungen vorzuschlagen.

Material & Methoden

Es erfolgte die Auswertung von 2838 Radioiodtests aus den Jahren 2011 bis 2024 (Abbildung 2). Der Schilddrüsen-Uptake wurde zu den Zeitpunkten 2, 24, 48 und 70 Stunden sowie vereinzelt auch später nach Applikation von Radioiod mittels kollimierter Sonde gemessen (Abbildung 3). Anschließend erfolgte die Bestimmung des maximalen Uptakes und der effektiven Halbwertszeit. Konnte kein Maximum im Messzeitraum ermittelt werden, so galt eine Standardhalbwertszeit von 5,7 Tagen. Lag die ermittelte Halbwertszeit über der physikalischen, so wurde sie auf 8 Tage begrenzt. Das Patientenkollektiv gliederte sich nach Grunderkrankung in Morbus Basedow (MB) und Schilddrüsenautonomien (A), wobei die Untergruppe der unifokalen Autonomien (UFA) separat betrachtet wurde. Das Schilddrüsen-Zielvolumen wurde sonographisch bestimmt. Bei unifokalen Autonomien war hierbei ausschließlich die Knotengröße relevant. Alle Verteilungen sind als Violinen- und Boxplots dargestellt, wobei die Anzahl und der Median angegeben sind. Unterschiede zwischen den Gruppen wurden mit dem Dunn-Test überprüft und unter Anwendung der Bonferroni-Korrektur bei $p < 0,05$ als signifikant gewertet. Trends im Streudiagramm wurden mittels linearer Regression und 95 % Konfidenzintervall analysiert.

Ergebnisse

Der maximale Uptake zeigte eine weite Streuung, wobei Patienten mit Morbus Basedow einen signifikant höheren Uptake im Vergleich zu Patienten mit Autonomien aufwiesen (Abbildung 4). Darüber hinaus war ein Anstieg des Maximums mit zunehmender Zielvolumengröße erkennbar. Im Hinblick auf das Alter zeigte sich jedoch kein einheitlicher Trend. Bei Patienten mit Morbus Basedow nahm der maximale Uptake mit steigendem Alter ab, während er bei den Patienten mit Autonomie nahezu konstant blieb (Abbildung 5).

Die Verteilung der effektiven Halbwertszeiten zeigte ausgeprägte Peaks bei den Standardwerten von 5,7 und 8 Tagen (Abbildung 6). In 19 % der Morbus Basedow-Patienten, 36 % der Autonomie Patienten und 48 % der unifokalen Autonomie Patienten konnte die Iodkinetik im Messzeitraum nicht ausreichend erfasst werden. Diese wurden für die weitere Auswertung ausgeschlossen (Abbildung 7). Die verbleibenden Daten wiesen unabhängig von der zugrunde liegenden Erkrankung eine breite Streuung auf. Der Median aller Werte lag bei 5,6 Tagen. Patienten mit Morbus Basedow zeigten signifikant niedrigere Werte als Patienten mit Autonomie. Im Verlauf des Alters war ein leichter Abwärtstrend erkennbar, wohingegen die Größe des Zielvolumens keinen Einfluss hatte (Abbildung 8).

Um den Einfluss des Menstruationszyklus zu untersuchen, wurden die Parameter für Frauen und Männer geschlechtsbezogen im Verlauf des Alters miteinander verglichen (Abbildung 9). Dabei zeigte sich kein Unterschied in der Streubreite.

Zusammenfassung

Die große Spannweite der Verteilungen deutet daraufhin, dass die Iodkinetik schwer anhand der Grunderkrankung, des Alters, des Geschlechts oder der Größe des Zielvolumens vorhersagbar ist. Aus diesem Grund sollte vor jeder Therapie ein patientenindividueller Radioiodtest durchgeführt werden. In Ausnahmefällen empfiehlt die aktuelle EANM-Leitlinie einen Standardwert von 5,5 Tagen [4]. Dieser liegt nahe dem hier ermitteltem Median. Die hohe Anzahl an Fällen mit Standardparametern verdeutlicht die Notwendigkeit, einen späten Messwert zu erfassen, um auch bei einer verlangsamten Iodkinetik die Uptakekurve zuverlässig bestimmen zu können.

Quellen

[1] Hertz, Barbara. "A tribute to Dr. Saul Hertz: the discovery of the medical uses of radioiodine." World Journal of Nuclear Medicine 18.01 (2019): 8-12.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

- [2] LD, MARINELLI. "Dosage determination with radioactive isotopes. II. Practical considerations in therapy and protection." Am J Roentgenol Radium Ther 59 (1948): 260-281.
- [3] Hänscheid, Heribert, et al. "EANM Dosimetry Committee series on standard operational procedures for pre-therapeutic dosimetry II. Dosimetry prior to radioiodine therapy of benign thyroid diseases." European journal of nuclear medicine and molecular imaging 40 (2013): 1126-1134.
- [4] Campenni, Alfredo, et al. "The EANM guideline on radioiodine therapy of benign thyroid disease." European journal of nuclear medicine and molecular imaging 50.11 (2023): 3324-3348.

Abbildungen

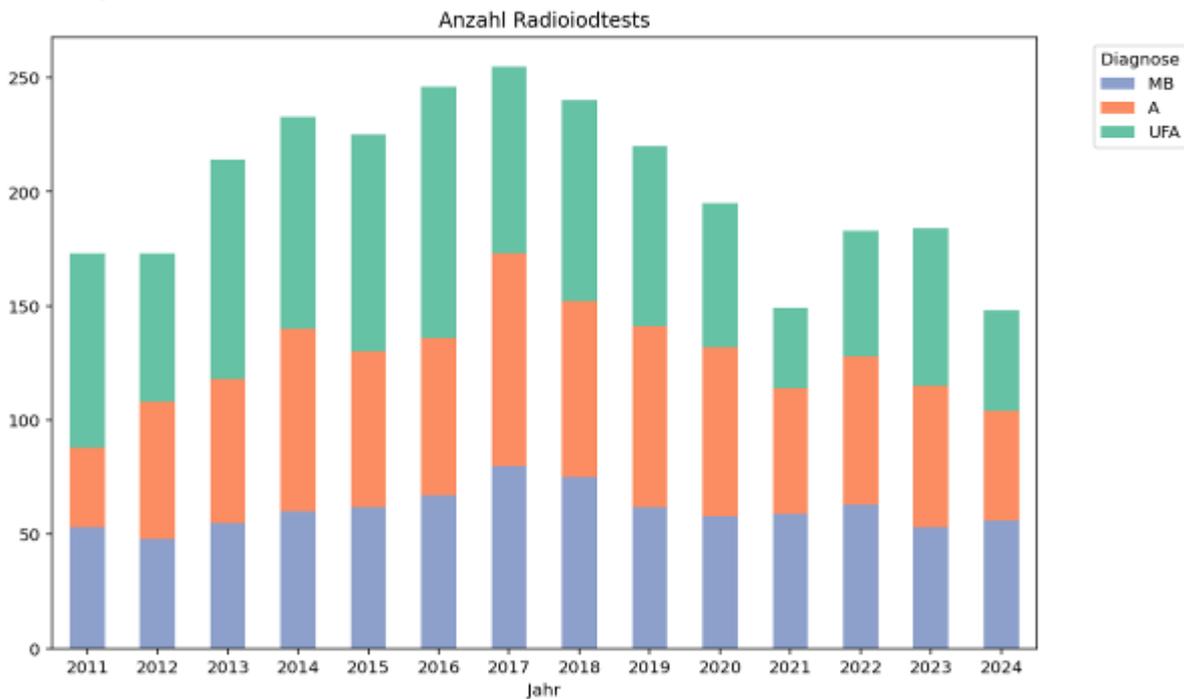


Abbildung 2: Anzahl der Radioiodtests im Verlauf der Jahre bei Morbus Basedow (MB), Autonomen (A) und hiervon abgegrenzt bei unifokalen Autonomen (UFA)

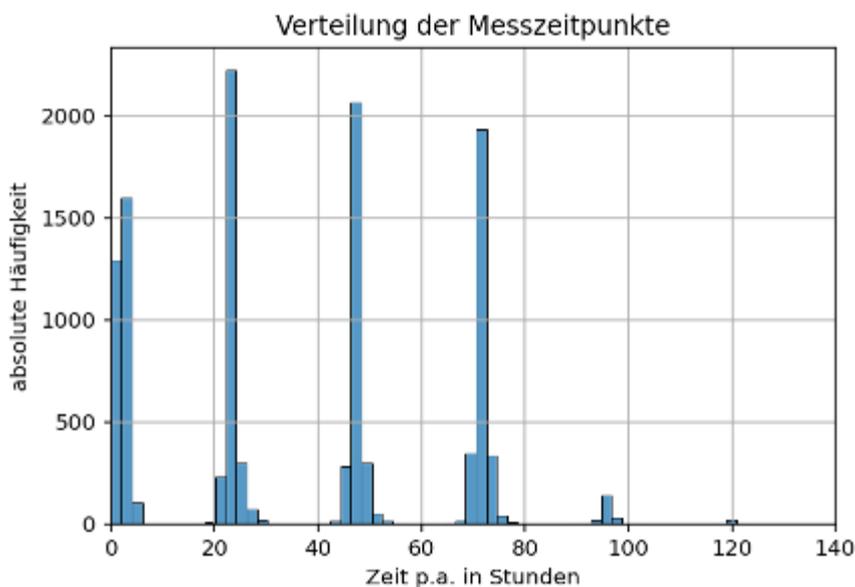


Abbildung 3: Verteilung der Messzeitpunkte mit Häufungen bei 2, 24, 48 und 70 h

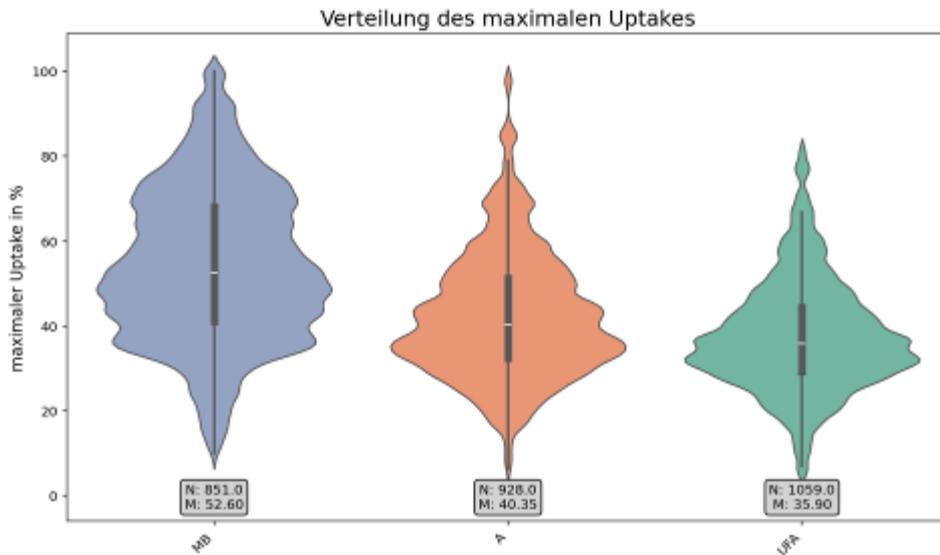


Abbildung 4: Violinen- und Boxplot des maximalen Uptakes mit Anzahl (N) und Median (M)

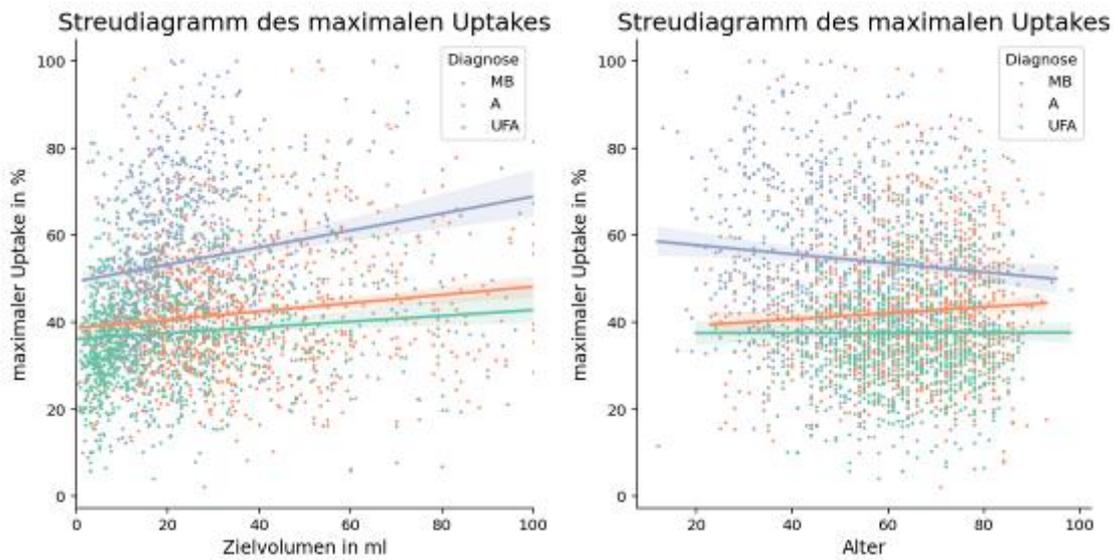


Abbildung 5: Streudiagramme des maximalen Uptakes in Abhängigkeit vom Zielvolumen und im Verlauf des Alters

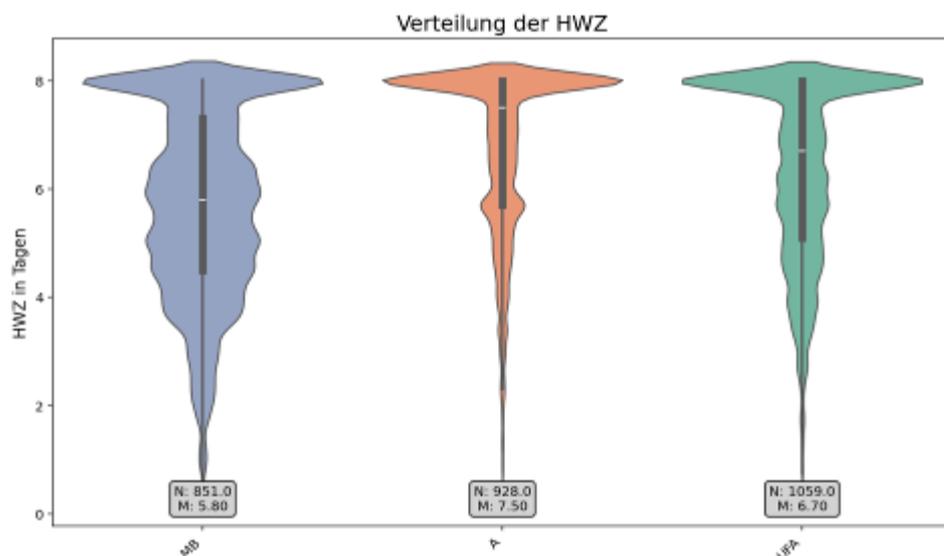


Abbildung 6: Verteilung der effektiven Halbwertszeiten mit Peaks bei 5,7 und 8 Tagen (Anzahl (N), Median (M))

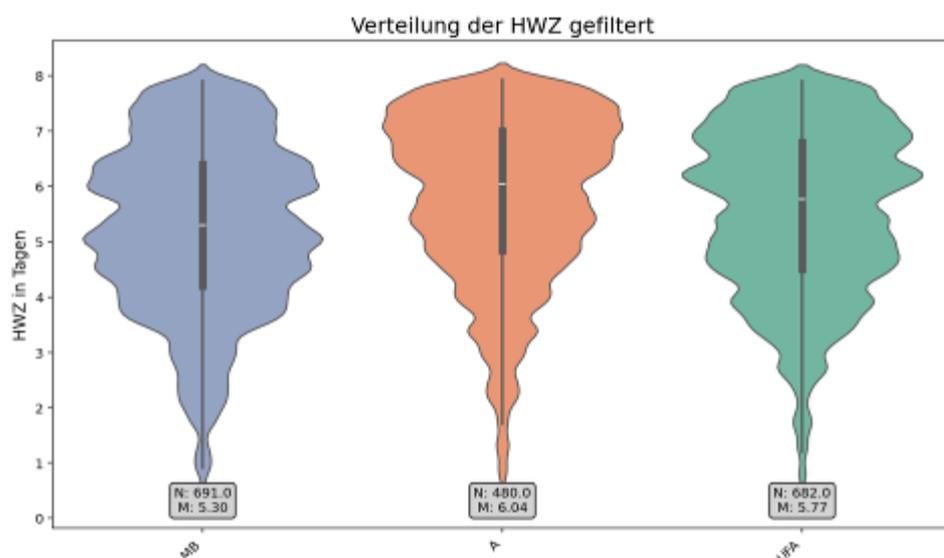


Abbildung 7: Verteilung der effektiven Halbwertszeiten ohne 5,7 und 8 Tage (Anzahl (N), Median (M))

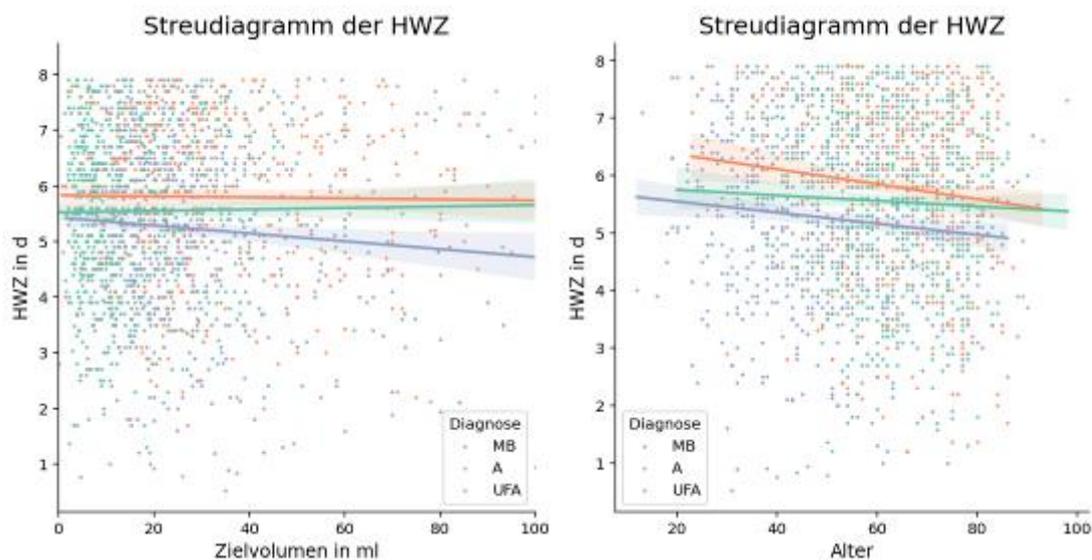


Abbildung 8: Streudiagramme der effektiven Halbwertszeit in Abhängigkeit vom Zielvolumen und im Verlauf des Alters

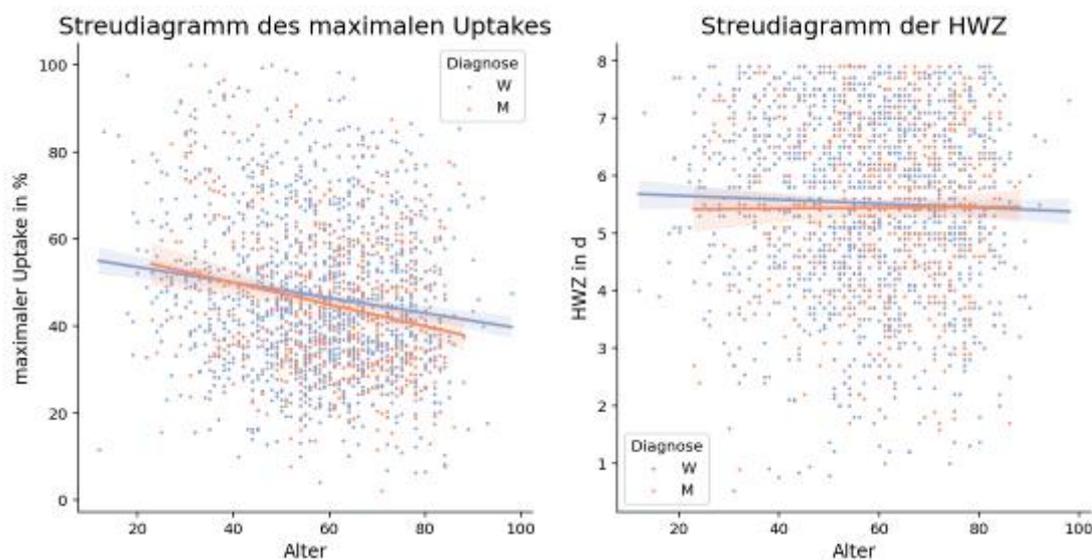


Abbildung 9: Streudiagramme des max. Uptakes und der effektiven Halbwertszeit in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

AS04.03 Comparison of three different schemes for Dosimetry in Lu-177-DOTATATE radiotherapy

H. Terheyden¹, I. Assam², U. Lützen³, F. A. Siebert⁴

¹UKSH, Campus Kiel, Clinic for Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery, Kiel, Deutschland

²Ortenau Klinikum Offenburg-Kehl, Department of Radiation Oncology, Offenburg, Deutschland

³UKSH, Campus Kiel, Clinic of Nuclear Medicine, Molecular Imaging and Therapy, Kiel, Deutschland

⁴UKSH, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

Background

This study evaluates the dosimetric accuracy of planar scintigraphy (2D), hybrid, and SPECT/CT (3D) dosimetry schemes for patients treated with ¹⁷⁷Lu-DOTATATE therapy, with the 3D scheme used as the reference.

Methods

The Symbia Intevo 6, dual-head gamma camera (Siemens, Germany) was used to acquire 2D and 3D images at approximately 2, 24, 48 and 72 h post injection (p.i), for patients' organ dose estimation. Hybrid SPECT/CT images were acquired at 24 h p.i. All images were acquired with a medium-energy collimator and triple energy window scatter correction around 208 keV peak¹. The xSPECT reconstruction algorithm was used to generate quantitative SPECT/CT images with organ activities in Bq/ml. The activity of urine excreted by the patient before 2D imaging was noted. The acquired images were sent to HybridView Dosimetry for organ contouring and dose calculation using OLINDA/EXM2.1. (Hermes Medical Solutions, Sweden). A 'Total Body' contour was drawn on the first 2D image and was used for planar image calibration, as the total body count was calculated as the difference between activity administered and excreted. A Jaszczak phantom with known ¹⁷⁷Lu activity concentration was used for xSPECT calibration. The liver, kidneys, and spleen were contoured on the 24 h 2D image and on the CT images for the 2D and 3D dosimetry schemes, respectively. The agreement between the 2D and hybrid dosimetry schemes relative to 3D reference dosimetry was evaluated using Bland-Altman analysis.

Results

Table 1 shows the organ doses per administered activities.

The results of the Bland-Altman plots of 2D vs. 3D dosimetry showed a mean of differences (MD) of 0.02, 0.93 and 1.40 Gy/GBq for the liver, kidneys, and spleen, respectively. For hybrid vs. 3D dosimetry, the MD was 0.01, -0.01 and 0.13 Gy/GBq for liver, kidneys and spleen, respectively.

Conclusion

The 2D dosimetry generally overestimated organ doses compared to the 3D method due to organ superposition e.g. liver and right kidney and the lack of attenuation correction in 2D images. Hybrid dosimetry produced results similar to the 3D method because it used the 24 h p.i. 3D images for calibration calculation. In conclusion, the hybrid method is recommended for ¹⁷⁷Lu-DOTATATE dosimetry.

Appendix

Organs	Mean normalized absorbed dose (Gy/GBq)		
	2D	Hybrid	3D
Liver	0.56±0.52	0.45 ±0.38	0.44±0.38
Kidneys	1.53 ±0.88	0.45±0.15	0.45±0.34
Spleen	2.27 ±1.07	0.92 ±0.45	0.80 ±0.45

Tab. 1: organ doses per administered activities

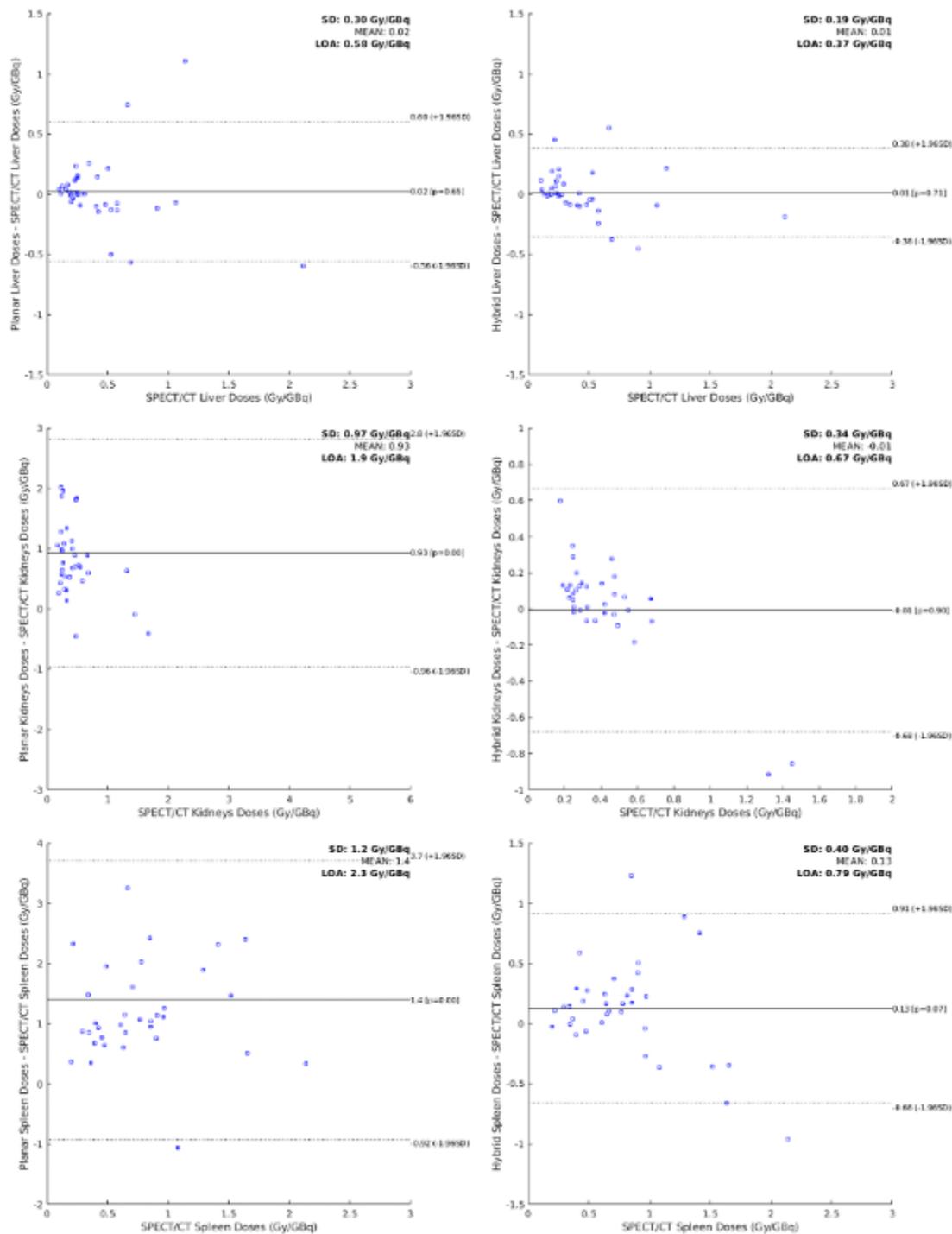


Fig.1: Bland Altman Plots of liver, kidneys, and spleen dose comparison for 2D vs. 3D and hybrid vs. 3D dosimetry schemes

Reference

[1] MIRD Pamphlet No. 26: Joint EANM/MIRD Guidelines for Quantitative ¹⁷⁷Lu SPECT Applied for Dosimetry of Radiopharmaceutical Therapy, M. Ljungberg, A. Celler, M. W. Konijnenberg, JNM Jan 2016, 57 (1) 151-162

AS04.04 Advancing FLASH-Radiotherapy: PEGylated nanoliposomes for tumor radiosensitization and imaging at FLASHlab@PITZ

Y. Komar^{1,2,3}, E. Fujan², F. Riemer¹, A. Oppelt¹, H. Xu⁴, S. Grebinyk², E. Tarakci^{1,2,3}, S. Aminzadeh Gohari^{1,2}, M. Groß¹, I. Tinhofer-Keilholz³, F. Hausmann³, F. Stephan¹, M. Frohme², T. Y. Ohulchansky⁴, A. Grebinyk^{1,2}

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Zeuthen, Deutschland

²Technische Hochschule Wildau, Wildau, Deutschland

³Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

⁴Shenzhen University, Shenzhen, China, Volksrepublik

Einleitung

A R&D platform FLASHlab@PITZ, introduced within a framework of cooperation between the Photo Injector Test facility at DESY in Zeuthen (PITZ) and the Technical University of Applied Sciences Wildau (TH Wildau), aims to expand the potential of electron FLASH radiotherapy (FLASH-RT) at unexplored ultra-high dose rates (UHDR, up to 10^{14} Gy/s). The widening of the therapeutic window in radiotherapy (RT) through the FLASH effect, which selectively spares normal tissue, could be further supported by integrating FLASH-RT with imaging agents and radiosensitizers. A multimodal approach at the molecular level can be effectively realized using nanoparticle-based platforms.

Indocyanine green (ICG) is a near infrared (NIR) fluorescent dye, which is widely utilized for fluorescence bioimaging, angiography, hepatic function assessment and also for photodynamic and photothermal therapies of cancer. In this study, we are going to encapsulate ICG in the PEGylated nanoliposomes together with radiosensitizing agents, such as cisplatin to enhance the ICG formulation stability, tumor retention and assess radiosensitizing potential.

Material & Methoden

The intracellular accumulation of free and liposomal ICG was done with fluorescent microscope Keyence BZ9000. The radiosensitizing activity of the studied agents will be evaluated with an X-ray irradiation source at PITZ. Cell viability, proliferation rate and reactive oxygen species production will be assessed in lung adenocarcinoma (A549) and healthy fibroblasts (HEL299) cells (using MTT-test, clonogenic assay and DCFH-DA staining, respectively). The dynamics of intracellular accumulation of ICG will be analyzed using high-performance liquid chromatography and visualized with fluorescence microscopy.

Ergebnisse

We prepared PEGylated nanoliposomes and employed them as a nanosized targeted delivery system for the ICG molecules. The fluorescence microscopy of cells incubated with free and encapsulated ICG evidenced its intracellular accumulation. The X-ray irradiation of the cells incubated with PEGylated nanoliposomes loaded with ICG and other agents is expected to differentially affect cellular metabolism. Following X-ray irradiation experiment, we expect to observe a dose-dependent imbalance in the oxidative system in A549 and HEL299 cells, resulting in cellular damage and decreased viability.

Zusammenfassung

ICG and cisplatin encapsulated within PEGylated nanoliposomes will be assessed on its potential for the NIR imaging and enhanced RT. The potential of this nanoliposomal formulation for the FLASH-RT enhancement can be evaluated in the future.

Young Investigator Forum + Wolfgang-Schlegel-Stipendium

SO02.01 Projection prediction for enhanced 4D CBCT reconstruction

J. B. Gebauer¹, F. Madesta¹, T. Gauer², R. Werner¹

¹Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Institute for Applied Medical Informatics, Image Processing and Medical Imaging, Hamburg, Deutschland

²Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Department of Radiotherapy and Radiooncology, Hamburg, Deutschland

Introduction

Phase images in 4D cone-beam CT (CBCT) are—in the simplest case—reconstructed only using projections which were allocated to the respective respiratory phase (RP) according to an external respiratory signal and binning procedure [1]. However, this leads to severe under-sampling, manifested by streaking artifacts in the reconstructed image. We aim to predict additional projections for every RP by training an image-to-image neural network using neighbouring projections to enhance existing reconstruction methods.

Materials & Methods

Our dataset consists of 20 (13:4:3) in-house 4D CTs of the lung (à 10 RPs) which we forward-project to simulate cone-beam projections. This gives us ground truth projections for every gantry angle and RP. For the model architecture, we employ a standard 3-channel U-Net with an L1-Loss. To predict a projection for a RP at a new angle, we set the input to be the projections of that RP at the two nearest angles in either direction as well as the projection p^* at that same angle but assigned to a different RP. We compare two model variants: one predicts the desired projection *directly* while the other returns the 2D optical *flow* field between p^* and the ground. For evaluation, we calculate the mean-squared-error (MSE) in the projection and in the image space. All reconstructions are performed using the FDK algorithm [2].

Results

The mean MSEs of the predicted projections for all test cases result to 4.7×10^{-4} and 0.4×10^{-4} for the direct and flow model, respectively. In the image domain, we take the MSE of the average CBCT as a baseline to ensure that the model extracts motion information. The mean image MSE decreases by **29%** for the direct and **28%** for the flow model. Fig. 1 shows that the relative MSE is smallest for the RPs 5 and 9, which correspond to the end-exhale and -inhale phases. For additional comparison, the MSEs of images reconstructed using only the measured phase-projections are shown.

Summary

The model can predict projections resulting in reconstructions, relevantly differentiated from the average CBCT, most noticeable in the endmost RPs. Overall, both model variants perform similarly and vastly outperform the default method. An advantage of both models is that they can be integrated as a precursor for existing reconstruction methods, especially those requiring a prior image. Future work will focus on the training of more sophisticated models and evaluation on clinical datasets.

Supplement 1

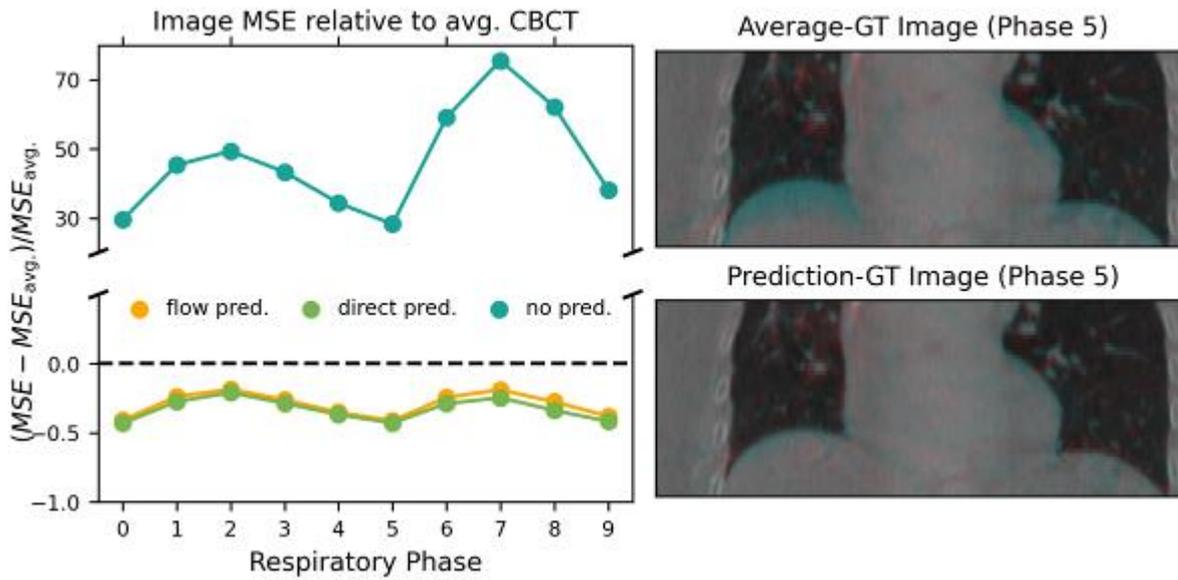


Fig.1: Left: MSE of phase images reconstructed with predicted projections relative to the MSE of the average CBCT. Right: The average (top) and predicted 5th phase (bottom) images overlaid with the ground truth (GT) 5th phase image.

Literature

- [1] Sonke JJ, Zijp L, Remeijer P, van Herk M. Respiratory correlated cone beam CT. Med Phys. 2005 Apr;32(4):1176-86. doi: 10.1118/1.1869074. PMID: 15895601.
- [2] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress, "Practical cone-beam algorithm," J. Opt. Soc. Am. A 1, 612-619 (1984)

SO02.02 Uncertainty-aware automatic segmentation of liver tumors for MR-guided radiotherapy

D. Langner¹, M. Nachbar¹, C. Gani², D. Thorwarth^{1,3}

¹Universitätsklinikum Tübingen, Section for Biomedical Physics, Department of Radiation Oncology, Tübingen, Deutschland

²Universitätsklinikum Tübingen, Department of Radiation Oncology, Tübingen, Deutschland

³Cluster of Excellence “Machine Learning”, Eberhard Karls University Tübingen, Tübingen, Deutschland

Introduction

Despite the remarkable performance of auto-segmentation networks in medical image analysis, reliability and trustworthiness still limit their end-to-end integration into clinical workflows. Particularly, the lack of inherent uncertainty estimation mechanisms is critical in open medical environments, where low-quality or out-of-distribution images increase the risk of unnoticed segmentation failures. Therefore, the aim of this study was to develop and validate an uncertainty-aware automatic segmentation pipeline that yields high delineation accuracy on MRIs of liver cancer patients and reliably highlight segmentation uncertainties to identify missed tumor regions.

Materials

The study included clinical imaging datasets of 134 patients with n=152 liver metastases or cancers treated at a 1.5 T MR-Linac. For all patients, navigated T2-weighted planning MRIs and associated clinical contours identifying liver, and single or multiple GTV were available. Two segmentation approaches were trained: a baseline (1) nnU-Net cascade and, a five-fold cross-validated (2) ResENC U-Net. For (2), an uncertainty estimation was implemented by using weight-space sampling from local minima attraction regions with cyclic learning rate schedules. Resulting multi-checkpoint predictions were aggregated into entropy uncertainty maps, which served as the backbone for a systematic post-inference analysis – comprising detection algorithms for missed GTVs and gradient-based uncertainty assessment to flag problematic edge areas. In both cases, initial contours were generated on uncertainty maps and then propagated to the underlying MRI for anatomically refinement. Potential findings were visualised as additional label maps (cf. Fig. 1). For model testing, ground truth contours (GTC) of 55 patients (GTVs: n=72) not used for training were randomly selected and geometrically compared with the AI-generated contours (nnAIC/iAIC) using Dice Similarity Coefficient (DSC), surface DSC (sDSC; tolerance: 3 mm), and 95% Hausdorff Distance (HD95). Reliability of the proposed uncertainty pipeline was assessed by quantifying its sensitivity for identifying annotation inaccuracies and previously undetected GTVs missing from original clinical contours.

Results

For liver, nnAIC/iAIC demonstrated mean DSC, sDSC and HD95 of 0.97/0.98, 0.93/0.95 and 7.6/4.6 mm. GTV segmentation yielded mean DSC of 0.77/0.81 (nnAIC/iAIC), sDSC of 0.75/0.80 and HD95 of 28.1/28.3 mm. Both nnAIC/iAIC exhibited eight cases with GTV-DSC <0.6, predominantly in multimetastatic scenarios where one or more remained undetected. Within these cases proposed post-inference pipeline in (2) identified target inaccuracies with a sensitivity of 90%.

Summary

In this study, our automatic segmentation pipeline yielded high contouring accuracy for treatment planning of liver cancer patients and may increase clinical confidence in AI-based applications through systematic identification of potentially erroneous delineations.

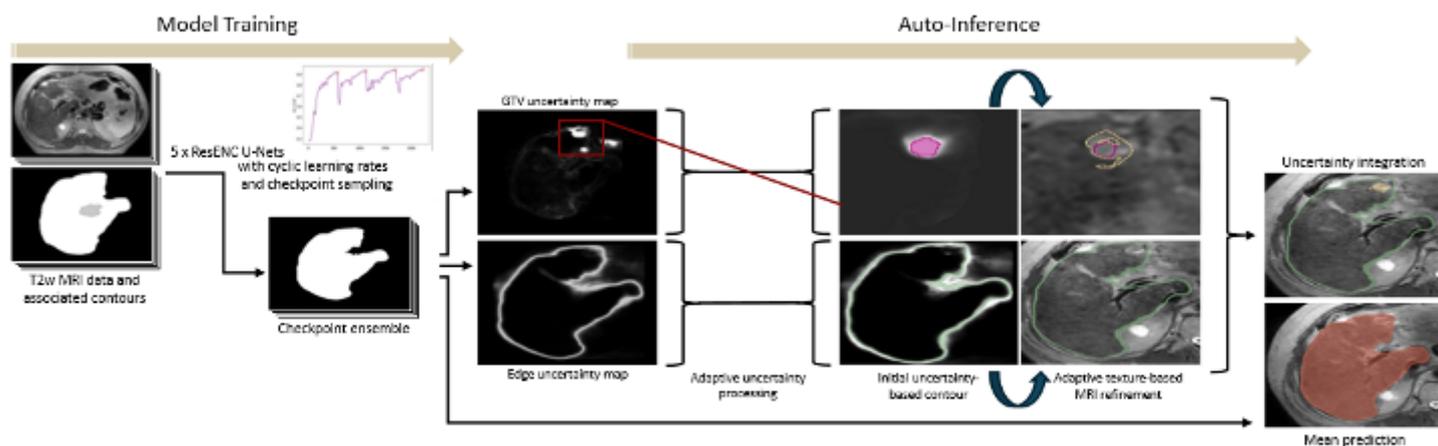


Figure 1: Schematic representation of the proposed uncertainty-aware segmentation pipeline. The workflow comprises two primary phases: model training utilizing T2w MRI data with ResENC U-Nets and checkpoint ensembling (left), followed by automatic inference incorporating generation of mean prediction, class-specific uncertainty maps, adaptive uncertainty map analysis and processing, creation of initial uncertainty-based contours and adaptive MRI-based refinement (right).

SO02.03 Automated workflow to generate adaptive dynamic trajectory radiotherapy plans

M. Ritter^{1,2}, B. Zobrist¹, V. Strijbis¹, J. Bertholet¹, C. Zhu¹, M. Stampanoni², P. Manser¹, M. Fix¹

¹Inselspital - Bern University Hospital, Division of Medical Radiation Physics, Zürich, Schweiz

²ETH Zürich, Zürich, Schweiz

Purpose

Adaptive radiotherapy (ART) involves modifying treatment plans during the therapy course to account for anatomical changes. The reference plan is optimized on the planning CT. The scheduled plan refers to the dose distribution obtained from the reference plan calculated on the repeated CT. To mitigate potential losses in plan quality of the scheduled plan, adaptations are performed. However, in complex RT techniques like dynamic trajectory radiotherapy (DTRT), adaptations result in time-consuming computational demands. Reducing computational costs by reusing settings from the reference plan could be beneficial, provided that this approach leads to clinically acceptable plans. DTRT consists of three optimization steps: (1) pathfinding, where favorable beam directions by means of dynamic gantry, table and collimator angles are determined, (2) direct-aperture optimization, establishing intensity modulation and (3) aperture weight re-optimization. Plan adaptation can take place at any of these steps, resulting in step-wise adaptive plans. This study aims to develop an automated workflow to generate step-wise adaptive DTRT plans.

Methods

An automated workflow to generate step-wise adaptive DTRT plans was developed. Three different step-wise adaptive plans are defined as: aperture weight re-optimization (adapted 1), combined direct-aperture and weight re-optimization (adapted 2) and entire replanning (adapted 3). The workflow is tested on one clinically motivated head and neck case that includes a planning CT and a repeated CT, which is used for plan adaptation. Plans are evaluated through comparison of the dose distributions. Optimization times for each plan are recorded.

Results

The plan quality of adapted 2 is similar to adapted 3, as can be seen by a similar conformal dose distribution and homogeneity in the PTV (Figure 1, 2) and no larger discrepancies in OAR sparing. Optimization time for adapted 2 is shorter than for adapted 3. The scheduled plan and adapted 1 have an inferior plan quality compared to the other plans.

Conclusion

An automated workflow for step-wise adaptive DTRT was successfully developed. Results from a first clinically motivated case suggest that reusing reference plan paths and performing re-optimization of apertures and aperture weights maintains plan quality. This automated workflow enables future systematic analysis of step-wise adaptive DTRT plans for various treatment sites.

This work was supported by grant IC0010-228402 of the SNSF and partly by Varian, a Siemens Healthineers Company.

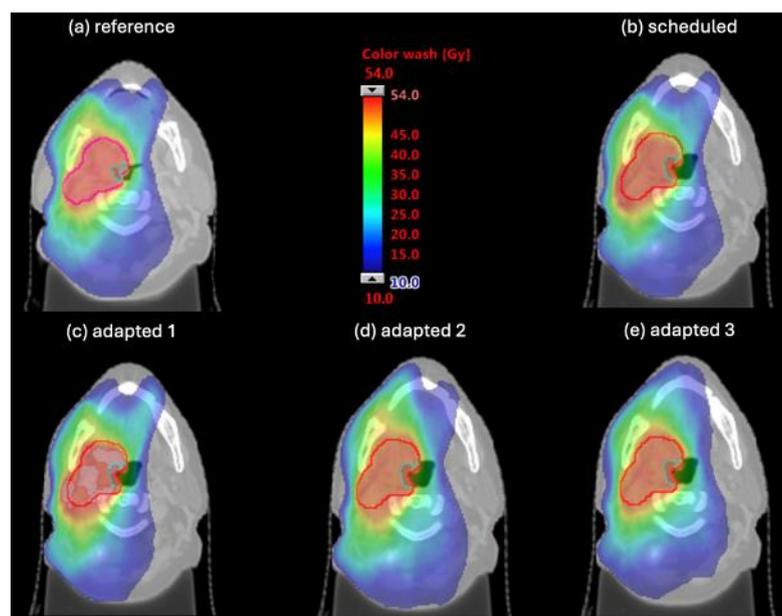


Figure 1: Transversal slices of the dose distributions for (a) reference plan, (b) scheduled plan and (c)-(e) step-wise adaptive plans. The PTV is shown as red contour.

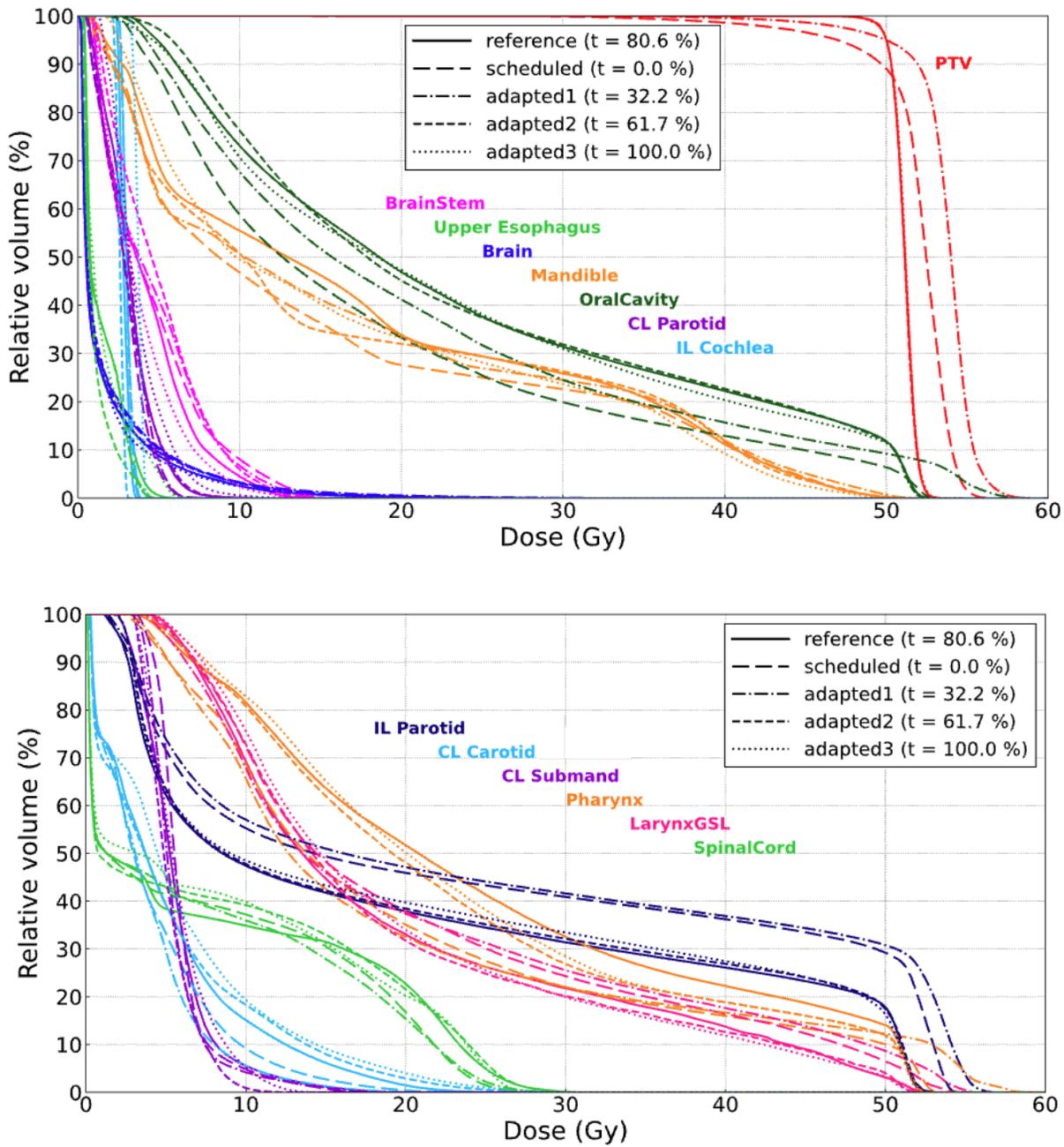


Figure 2: DVHs for all plans. PTV curves for adapted 2, adapted 3 and reference plan are overlapping. Optimization times t are given with respect to adapted 3.

SO02.04 Prognostische Evaluation zur Bestrahlungsplanung und Durchführung einer kombinierten internen und externen Strahlentherapie (CIERT) bei Patienten mit Meningeom

D. Kästner¹, R. Freudenberg¹, A. Müller², H. Hartmann¹, C. Brogssitter¹, R. A. Bundschuh¹, J. Kotzerke¹

¹Universitätsklinikum Carl Gustav Carus an der Technischen Universität Dresden, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Dresden, Deutschland

²OncoRay - Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

Einleitung

Die kombinierte interne und externe Strahlentherapie (CIERT) mittels Radionuklidtherapie und externer Strahlentherapie ermöglicht die Nutzung der Vorteile beider Therapieverfahren. Hierzu zählen eine homogene Dosisdeposition im Tumolvolumen durch externe Bestrahlung und die Schonung des umliegenden Normalgewebes bei der Radionuklidtherapie. Das Ziel dieser Arbeit war die Adaption einer vorhandenen Infrastruktur [1] für die Bestrahlungsplanung bei der CIERT sowie die prognostische Bewertung der Tumor- und Risikoorgantoxizität des kombinierten Bestrahlungsansatzes bei Patienten mit fortgeschrittenem Meningeom.

Material & Methoden

Es wurden 16 Patienten mit Meningeom (WHO Grad I - III) evaluiert, bei denen eine externe Bestrahlung mittels Protonentherapie durchgeführt wurde und die im Rahmen der Therapieplanung ein ⁶⁸Ga-DOTATATE PET/MR erhalten haben. Anhand der Aktivitätsverteilung der ⁶⁸Ga-DOTATATE PET/MR wurde eine prädiktive Voxel-basierte Dosimetrie für eine potenzielle Peptid-Rezeptor-Radiotherapie (PRRT) mit ¹⁷⁷Lu, ²²⁵Ac oder ²¹²Pb durchgeführt. Anschließend wurde aus der berechneten Dosisverteilung der simulierten PRRT zusammen mit dem Bestrahlungsplan der Protonentherapie eine kumulative Dosisverteilung berechnet. Die Dosisberechnung wurde mit der Software *MIM SurePlan MRT* durchgeführt. Im Rahmen der Auswertung wurden die Dosisbeiträge beider Strahlenmodalitäten im Zielvolumen sowie etwaige zu erwartende Dosisüberschreitungen in den Risikostrukturen untersucht. Zusätzlich erfolgte die Berechnung der biologisch effektiven Dosis (BED), um die therapeutische Wirksamkeit der verschiedenen Strahlenqualitäten zu beurteilen.

Ergebnisse

Die mittlere Dosis im Zielvolumen durch die Protonentherapie betrug 53,0 Gy (range 50,4–60,2 Gy). Für die Simulation der PRRT wurden therapeutische Aktivitäten von 7,4 GBq (¹⁷⁷Lu), 6 MBq (²²⁵Ac) und 200 MBq (²¹²Pb) angenommen. Die daraus resultierenden mittleren Tumordosen waren 3,4 Gy (range 0,1–11,6 Gy) für ¹⁷⁷Lu, 3,4 Gy (range 0,1–11,5 Gy) für ²²⁵Ac und 3,0 Gy (range 0,1–10,0 Gy) für ²¹²Pb. Die maximale berechnete Dosis in den Risikoorganen betrug 8,0 Gy für die Hypophyse bei simulierter PRRT mit ²¹²Pb. Die zusätzliche Dosis durch die Radionuklidtherapie resultierte bei keinem Patienten in einer Überschreitung der Dosisgrenzwerte der Risikoorgane.

Zusammenfassung

Die Infrastruktur für die Bestrahlungsplanung bei einer CIERT konnte anhand neuer Bestrahlungsplanungssysteme adaptiert werden. Die Analyse der kumulativen Dosisberechnung zeigte eine potenzielle Dosissteigerung im Tumorgewebe bei gleichzeitiger Einhaltung der Dosisgrenzwerte in den Risikoorganen, was das therapeutische Potenzial des kombinierten Bestrahlungsansatzes unterstreicht.

Anhang 1

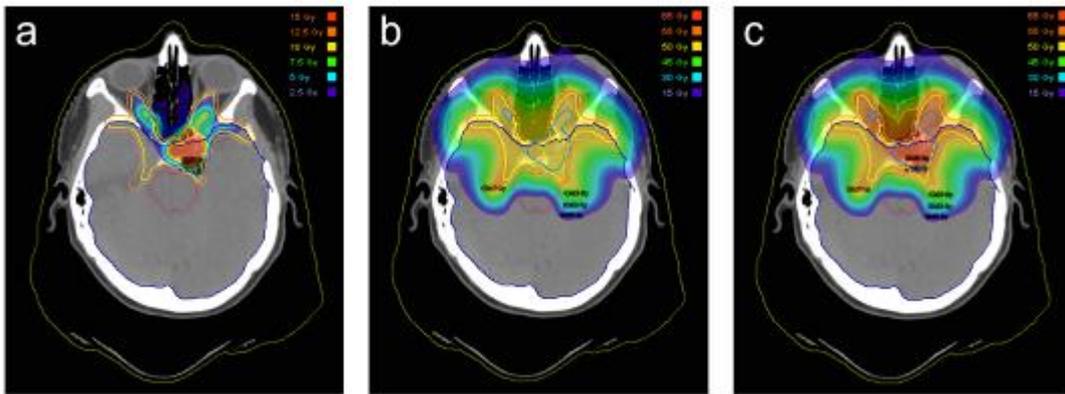


Abb.1: Dosisverteilung der simulierten PRRT mit ^{177}Lu (a); Bestrahlungsplan der Protonentherapie (b); kumulative Dosisverteilung der simulierten CIERT (c)

Literatur

- [1] Freudenberg et al. Nuklearmedizin. 2022; 61(1):49-57

SO02.05 Optimierung der Dosimetrie in der Radioiodtherapie benigner Schilddrüsenerkrankungen: Ein hierarchischer Bayes-Ansatz zur verbesserten TIAC-Berechnung

A. Brenner^{1,2}, E. Yousefzadeh-Nowshahr², G. Coelho Alves Costa², T. Kull², N. Eberhardt², A. J. Beer², G. Glatting²

¹Klinikum Stuttgart, Medizinische Physik, Stuttgart, Deutschland

²Universitätsklinikum Ulm, Medizinische Strahlenphysik, Ulm, Deutschland

Einleitung

Eine präzise Dosimetrie ist für die Radioiodtherapie benigner Schilddrüsenerkrankungen essenziell, um die Ablationseffizienz zu maximieren und gleichzeitig die Strahlenexposition des gesunden Gewebes zu reduzieren. Diese Arbeit verfolgte das Ziel, die Dosimetrie durch einen hierarchischen Bayes-Ansatz zu optimieren. Dabei wurden Unsicherheiten – etwa Messfehler und Abweichungen in biokinetischen Modellen sowie Messmodellen – systematisch berücksichtigt, um die Berechnung des Time-Integrated Activity Coefficient (TIAC) zu verbessern.

Material & Methoden

Basierend auf der Standard Operating Procedure (SOP) der Europäischen Gesellschaft für Nuklearmedizin (EANM) wurden vier Modelle entwickelt und an die Messmethoden in Ulm angepasst. Für die Modellierung wurden Datensätze von zehn Patienten mit multifokaler Autonomie herangezogen. Die Modelle 1, 2 und 3 sind Zwei-Kompartiment-Modelle mit Anpassungen am Messmodell, das die Beziehung zwischen gemessenen Zählraten und der Aktivität im Patienten beschreibt. Modell 4 ist ein Drei-Kompartiment-Modell, das den bisherigen Ansatz um ein zusätzliches Hormon-Kompartiment erweitert. Die Modellselektion erfolgte anhand des Root Mean Square Error (RMSE) und des Deviance Information Criterion (DIC). Zudem wurde ein Vergleich mit der Ulmer Methode durchgeführt, die auf einem Modell mit sechs Exponentialfunktionen und Nebenbedingungen basiert.

Ergebnisse

Die Modelle 1 bis 3 ergaben im Durchschnitt niedrigere TIAC-Werte (Modell 1: 56 ± 25 h; Modell 2: 55 ± 26 h; Modell 3: 55 ± 25 h) als Modell 4 (61 ± 26 h), das eine bessere Passgenauigkeit aufwies. Zudem reduzierte Modell 4 den RMSE um 29 % und das DIC um 58 % im Vergleich zu Modell 1. Alle TIAC-Werte lagen unter denen der Ulmer Methode (97 ± 49 h). Dies ist auf die unterschiedlichen Modellansätze sowie die größere Anzahl an Fit-Parametern in der Ulmer Methode zurückzuführen, was zu einer erhöhten Unsicherheit der Schätzungen führt.

Zusammenfassung

Die Einbindung zusätzlicher biokinetischer Kompartimente führte zu einer verbesserten Modellgenauigkeit, während der Bayes-Ansatz die Dosimetrie durch Berücksichtigung von Unsicherheiten weiter präzisierte. Künftige Studien sollten größere Patientenkohorten und erweiterte Modelle prüfen, beispielsweise unter Berücksichtigung der Umwandlung von T4 zu T3 und rT3.

Literatur

- [1] A. Campenni, A. M. Avram, F. A. Verburg, I. Iakovou, H. Hänscheid, B. De Keizer, et al., "The EANM guideline on radioiodine therapy of benign thyroid disease," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 50, pp. 3324-3348, 2023/09/01 2023.
- [2] D. G. f. Nuklearmedizin, "DGN Handlungsempfehlung (S1-Leitlinie): Radioiodtest (Version 4)," ed. Göttingen: Dietlein, M. et. al., 2014.

SO02.06 Axiale Intravolumen-Positionierung einzelner en-face Bilder in der Off-Axis Full-Field Time-Domain Optischen Kohärenztomographie

M. Wunderlich^{1,2,3}, H. Sudkamp³, G. Hüttmann^{1,2}

¹Universität zu Lübeck, Lübeck, Deutschland

²Medizinisches Laserzentrum Lübeck, Lübeck, Deutschland

³visotec GmbH, Lübeck, Deutschland

Einleitung

Zur Diagnose der altersbedingten Makuladegeneration (AMD) wird OCT eingesetzt. Für die Planung der Anti-VEGF-Therapie muss regelmäßig eine OCT-Aufnahme des Augenhintergrundes erfolgen. Das hier verwendete kostengünstige OCT ermöglicht schnelle Selbstmessungen zu Hause mit jeweils phasenstabilen zeitlich nacheinander aufgenommenen en-face Bildern [1]. Diese Schnittbilder werden zu einem Volumen zusammengesetzt, wobei die Ausrichtung der einzelnen Bilder anfällig für Bewegungsartefakte ist. Während laterale Augenbewegungen korrigiert werden können, müssen axiale Bewegungen erkannt und ausgeglichen werden, um aus den Bilddaten heraus die Netzhaut korrekt darzustellen. Ziel dieser Arbeit war Strategien zur Detektion axialer Bewegung zwischen einzelnen en-face Bildern zu implementieren.

Material & Methoden

Das hier verwendete OCT-System ist ein off-axis full-field time-domain OCT (OA-FF-TD-OCT), das auf dem Aufbau von Sudkamp et al. [2] basiert. Es wird eine Lichtquelle mit einer Zentralwellenlänge λ von 832 nm, einer Bandbreite von 26 nm und einer optischen Leistung auf der Netzhaut von 36 mW verwendet. Die axiale Auflösung beträgt in etwa 11,7 μm . Es wird eine Bildrate von 90 Hz verwendet. Während der Aufnahme wird ein Piezomotor (U-521.24 Linear Stage, Physik Instrumente) genutzt, um die Aufnahmetiefe mit einer gleichmäßigen Geschwindigkeit von 75 $\mu\text{m/s}$ zu verstellen. Die Detektionsstrategien beruhen auf der Phasenstabilität einzelner en-face Bilder und der Specklekorrelation zwischen aufeinanderfolgenden en-face Bildern. Die entwickelten Algorithmen wurden mit einem Augenmodell evaluiert, welches auf einem weiteren Piezomotor platziert ist, um axiale Bewegungen zu simulieren.

Ergebnisse

Für ein Augenmodell, welches keiner Bewegung ausgesetzt war, konnte die axiale Position der einzeln aufgenommenen en-face Bilder mit einer Standardabweichung von 132 nm ermittelt werden. Für bewegte Augenmodell konnte die Gesamtbewegung mit einer mittleren Richtigkeit von 15,8 nm bestimmt werden. Da jeweils nur die Position zum jeweils nächsten aufgenommenen Bild ermittelt werden kann, ergibt sich ein Fehler ähnlich zum random-walk Problem. Der aufsummierte Fehler beträgt demnach für ein Volumen, bestehend aus 100 en-face Bildern, 1,05 μm .

Zusammenfassung

Die axialen Positionsgenauigkeiten, die mit dem Augenmodell erreicht wurden sind, genügen, um OCT-Volumen zu rekonstruieren, in denen Retinadicken mit ausreichender Genauigkeit für eine Diagnostik der AMD bestimmt werden können. In einem nächsten Schritt soll dieses Verfahren in-vivo mit realistischen Augenbewegungen getestet werden.

Literatur

- [1] Burchard et. al. "Self-Examination Low-Cost Full-Field OCT (SELFF-OCT) for Patients with Various Macular Diseases." *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 259 (2021): 1503–11.
- [2] Sudkamp et al. "In-Vivo Retinal Imaging with off-Axis Full-Field Time-Domain Optical Coherence Tomography," *Optics Letters* 41, no. 21 (2016): 4987–90.

Vestibularisdiagnostik 3

AU04.01 Individualisierte Gleichgewichtstherapie auf Basis einer Stand- und Ganganalyse in Alltagssituationen

D. Basta¹

¹Unfallkrankenhaus Berlin, HNO-Klinik, Berlin, Deutschland

Einleitung

Gleichgewichtsstörungen führen häufig zu Stürzen in besonders schwierigen Alltagssituationen. Diese treten meist in mobilen Bewegungsabläufen auf (z. B. Gehen, Hinsetzen, Treppensteigen usw.). Leider wird ein Gleichgewichtstraining häufig nur unter artifiziellen sensomotorischen Bedingungen durchgeführt, die wenig auf Situationen im Alltag bezogen sind. Zudem ist das Training meist nicht individuell auf die Bedürfnisse der Patienten abgestimmt.

Material & Methoden

Im Beitrag wird eine Methode vorgestellt, die sehr effektiv die individuellen Balancedefizite mithilfe von vibrotaktilen Feedbacktraining ausgleichen kann.

Ergebnisse

Die meisten Patientengruppen profitieren deutlich von einem 2-wöchigen individualisierten, vibrotaktilen Neurofeedbacktraining. Patienten mit fluktuierendem Schwindel oder nicht-kompensierenden Ursachen sind mit der Methode nicht erfolgreich zu behandeln.

Zusammenfassung

Wenn ein vibrotaktiler Neurofeedbacktraining mithilfe einer posturografischen Messung in spezifischen Alltagskonditionen individualisiert wird, kann es bei den meisten Patientengruppen mit peripheren- oder zentralvestibulären Störungen erfolgreich therapeutisch eingesetzt werden.

AU04.02 Einflussfaktoren für Kinetosen während einer Autofahrt

U. Schönfeld¹, N. Zacharias¹, A. Blank², S. Müller²

¹Charité – Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde (CBF), Berlin, Deutschland

²Technische Universität Berlin, Institut für Land- und Seeverkehr, Fachgebiet Kraftfahrzeuge, Berlin, Deutschland

Einleitung

Die Einführung zukünftig autonom fahrender Autos verdeutlicht, dass detaillierte Kenntnisse zu den Einflussfaktoren für Kinetosen während einer Autofahrt und die Einflüsse der stark streuenden Sensibilität, Kinetosesymptome zu entwickeln, noch weitestgehend ungeklärt sind. Seit Längerem wird diskutiert, ob eine Otolithenorganasymmetrie die Entstehung von Kinetosen begünstigen kann.

Material & Methoden

Bei vestibular gesunden Personen wurden verschiedene Bewegungsmuster des Autos auf ihr Kinetoserisiko untersucht und der Einfluss der Otolithenorganfunktion hinterfragt. Kinetosekritische Autofahrversuche bestanden aus periodischen Stop&Go- oder Kurvenmanovern ($f=0,2\text{Hz}$) mit einem primär intravestibulären Sinneskonflikt unter Ausschluss der Sicht nach außen ($n=37$). Die individuelle Kinetosesensibilität wurde auch vorab mit einem provokativen Drehstuhltest ($n=70$) bestimmt. Die Seitenasymmetrie der Otolithenorganfunktion wurde per c- und oVEMP-Messungen sowie SVVMessung bei exzentrischer Rotation bestimmt.

Ergebnisse

Ohne Sicht aus dem Auto heraus verursachte eine Abfolge von alleinigen Stop-And-Go-Manovern signifikant schneller Kinetosen als eine Abfolge von alleinigen Kurvenfahrten. Eine vorwärts oder rückwärts ausgerichtete Sitzposition zeigte ohne Sicht keinen Unterschied. Beim Drehstuhltest traten bei Personen mit geringer VEMP-Amplitudenasymmetrie ($\leq 15\%$) signifikant später Kinetosesymptome auf als bei jenen mit größerer Asymmetrie ($>15\%$). Diese Korrelation ist bei den cVEMPs ($p=0,02$) ausgeprägter als bei den oVEMPs ($p=0,04$). Auch Personen, die im SVV-Test nur wenig vom Zielwert ($\pm 2^\circ$) abweichende und seitensymmetrischen Angaben hatten, entwickelten signifikant später Kinetosen als die mit asymmetrischen SVV-Angaben ($p=0,02$). Allerdings zeigte sich dieser Zusammenhang bei Korrelation mit den Autofahrversuchen bei beiden Beschleunigungsrichtungen nicht (durchweg $p>0,05$).

Zusammenfassung

Eine Asymmetrie der Otolithenorganinformationen begünstigt prinzipiell die Kinetoseentstehung. Aufgrund der recht groben Messtechniken zur Otolithenorganfunktion ist dieser Zusammenhang nur mit stärkeren Reizen wie dem Drehstuhl nachweisbar.

AU04.03 Vestibular implantation in bilateral vestibulopathy: Insights from early feasibility trials

P. Hübner¹

¹MED-EL Elektromedizinische Geräte GmbH, R&D, Innsbruck, Österreich

Introduction

Patients with bilateral vestibulopathy (BVP) experience chronic imbalance, postural instability, oscillopsia, and cognitive difficulties, leading to a reduced quality of life and a significant socio-economic burden. Current treatment options are scarce and often provide limited benefit. Vestibular implants aim to restore vestibular function by electrically stimulating the vestibular nerve, offering a novel therapeutic approach for BVP. MED-EL collaborates with two selected research groups to explore the potential benefits of vestibular implants and combined cochlear-vestibular implants in early feasibility studies. This presentation provides an overview of the principles of vestibular stimulation and key findings from ongoing clinical trials.

Methods

MED-EL supports two independent research groups that investigate the feasibility and potential benefit of two different vestibular implant strategies. One group, at Johns Hopkins University (JHU), is studying a stand-alone vestibular implant, while the other group, at Maastricht University Medical Center (MUMC+) and Geneva University Hospital (HUG), is evaluating a combined cochlear-vestibular implant. Both systems operate on a shared principle: they measure head motion and encode electrical stimulation pulses to activate the ampullary nerve branches of the vestibular system.

To date, a total of 35 subjects have received investigational vestibular implants: 15 at JHU (stand-alone vestibular implants) and 20 at MUMC+ and HUG (combined cochlear-vestibular implants). Implant performance has been assessed through vestibular reflex testing, perceptual response analysis, and functional outcome measures. Additionally, a subset of subjects underwent further evaluations to assess the feasibility of combined cochlear-vestibular stimulation.

Results

The intra-labyrinthine technique, in which vestibular electrodes are positioned adjacent to the sensory epithelium of the semicircular canals, has proven to be a reliable approach for vestibular implantation. Intraoperative imaging aids in precise electrode placement.

It has been demonstrated that vestibular electrical stimulation can partially restore essential reflexes such as the vestibulo-ocular reflex (VOR) and vestibulo-collic reflex (VCR). Furthermore, vestibular stimulation can elicit perceptual responses that typically align with the direction and intensity of the stimulus. Most subjects also exhibit improvements in posture, gait, and quality of life.

Conclusion

The latest vestibular implant prototypes demonstrate strong potential to restore vestibular function and enhance quality of life in patients with BVP. The combined cochlear-vestibular implant presents a promising solution for individuals with concurrent hearing loss and vestibular hypofunction. Ongoing research and clinical trials continue to refine these devices, paving the way for their future clinical application.

Qualitätssicherung

AS05.01 Bestimmung der Gesamt- und Einzellatenzen von Linac und Gatingssystem bei oberflächengeführter und atemgetriggelter Bestrahlung

C. Rodenberg¹, C. Kurz¹, S. Corradini¹, C. Belka^{1,2,3}, G. Landry¹, M. Reiner¹

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

²Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort München, eine Partnerschaft zwischen DKFZ und LMU Klinikum München, München, Deutschland

³Bayerisches Zentrum für Krebsforschung (BZKF), München, Deutschland

Einleitung

Für atemgetriggerte Bestrahlungen empfiehlt die „ESTRO-ACROP guideline on surface-guided radiation therapy“ (SGRT) [1] die kombinierte Nutzung von Image-guidance und SGRT Systemen. Eine detaillierte SGRT Qualitätssicherung (QA) sollte auch die Messung der Gatinglatenzen umfassen. Wir stellen eine Methode vor, die sowohl die end-to-end (E2E) Latenzen von Linearbeschleuniger (Linac) und Gatingssystem bestimmt als auch die Latenzen des Gatingssystems alleine abschätzt.

Material & Methoden

An einem VersaHD Linac (Elekta AB) mit ExacTrac Dynamic (ETD) (Brainlab AG) wurden mit dem CIRS Dynamic Thorax Phantom (SunNuclear Inc.) zwei Atemmuster simuliert: eine Stufenfunktion zur Bestimmung des Gatingfensters sowie 16 Atemzyklen mit tiefer Einatmung (DIBH). Der Beam-on/off-Status des Linac wurde mittels eines Plastiksintillators (Saint-Gobain) visualisiert. Oberflächenbewegung und Szintillator wurden mit einer hochfrequenten Kamera (GoPro Inc.) aufgezeichnet [2]. Zusätzlich beobachtete eine zweite Kamera (Apple Inc.) die Gatingstatus-LED am Gatinginterface zwischen ETD und Linac. Beiden Kameras wurde eine digitale Stoppuhr gezeigt, um die Bildfrequenz zu berechnen und die Videos zu synchronisieren.

Für jeden Atemzyklus wurden die zeitlichen Latenzen zwischen dem Ein-/Austritt der Oberfläche ins/aus dem Gatingfenster und dem Aufleuchten/Verlöschen des Szintillators bzw. der LED gemessen. Die LED liefert eine obere Abschätzung für die Gatingssystem-Latenz, während die E2E-Latenz durch den Szintillator definiert ist.

An fünf Messtagen wurden Latenzen für insgesamt 787 Atemzyklen bestimmt.

Ergebnisse

Die E2E-Beam-on Latenz zeigte eine tagesabhängige Variabilität (Tagesmedian 918-1654 ms), blieb jedoch an einzelnen Messtagen konsistent (Interquartils-Abstand (IQR) bis 225 ms). Die E2E-Beam-off Latenzen (Tagesmedian 120-152 ms) zeigten keine tagesabhängigen Abweichungen.

Sowohl die LED-on als auch LED-off Latenzen lagen mit Ausnahme von drei Atemzyklen unter 250 ms, im Median immer unter 150 ms.

Zusammenfassung

Die entwickelte Messmethode, die nicht nur E2E- sondern auch separate Latenzen von Gatingssystem und Linac erfasst, ist ein wichtiger Schritt auf dem Weg zu einer präzisen SGRT QA: Durch die Kalibrierung mittels Stufenfunktion ist unser Aufbau robust, auf nicht-DIBH-Techniken übertragbar und für die regelmäßige SGRT QA geeignet. Die Methode kann für alle SGRT Systeme mit Gatingstatus-Anzeige eingesetzt werden.

Literatur

[1] Freislederer, P. et al. (2022). *Radiotherapy and Oncology*, 173, S. 188-196

[2] Worm, E. S. et al. (2023). *Medical Physics*, 50 (6), S. 3289–3298

Anhang 1

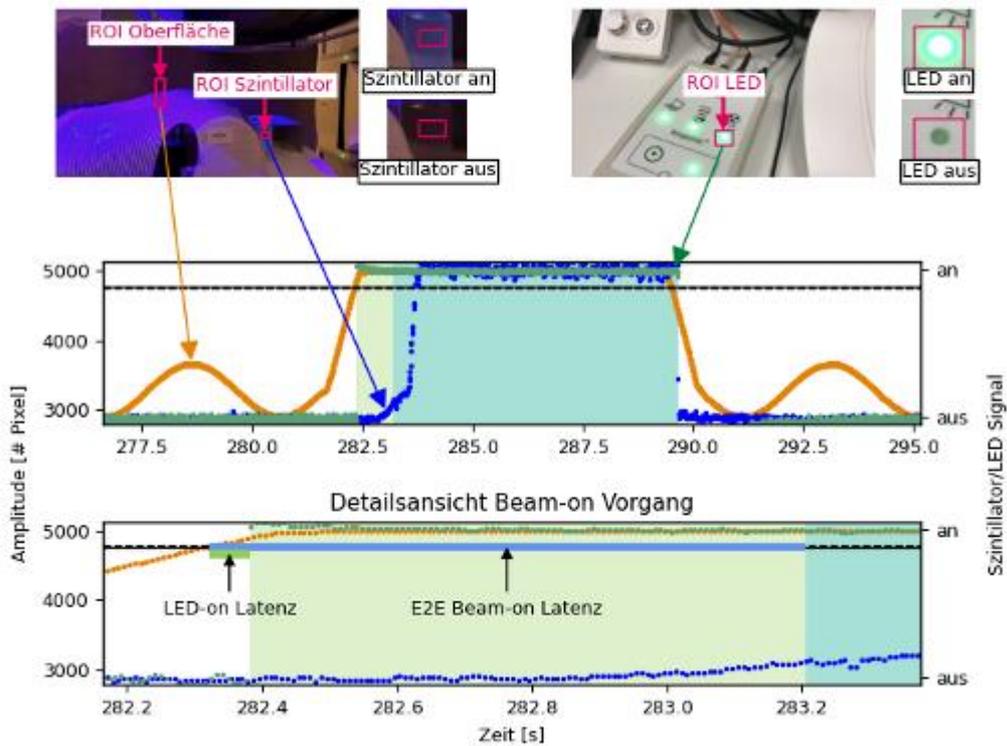


Abb.1: Oben: Oberflächen-, Szintillator- und LED-Zustand werden in den rot eingezeichneten Bereichen („region of interest“ (ROI)) beobachtet. Mitte/Unten: Die extrahierten Signale aufgetragen über einem Beispiel-Atemzyklus. Die petrol bzw. grün hinterlegte Fläche repräsentiert die binären Zustände Beam/LED an/aus (Grenzwert 10%).

Anhang 2

VersaHD + ETD	Beam-on Latenzen		Beam-off Latenzen	
	LED	Szintillator	LED	Szintillator
	[Median (IQR)] ms	[Median (IQR)] ms	[Median (IQR)] ms	[Median (IQR)] ms
Tag 1, Juni 2024	114 (87,142)	918 (866,964)	148 (118,164)	152 (129,172)
Tag 2, Oktober 2024	137 (124,150)	1654 (1580,1732)	145 (128,170)	137 (124,150)
Tag 3, Januar 2025	137 (120,156)	1025 (969,1064)	120 (102,143)	137 (129,156)
Tag 4, Januar 2025	120 (105,135)	1692 (1509,1734)	107 (94, 127)	120 (105,135)
Day 5, Januar 2025	127 (114,154)	1327 (1292,1371)	120 (106,147)	127 (114, 154)

Tabelle 1: Latenzen (Median und IQR) pro Messtag.

AS05.02 Deep-learning models for efficient patient-specific QA in intensity-modulated radiation therapy

H. K. Looe^{1,2}, P. Reinert^{1,2}, J. Carta^{1,2}, B. Poppe^{1,2}

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

²Carl von Ossietzky Universität, Medical Campus Pius Hospital, Oldenburg, Deutschland

Background

Modern radiation therapy, like IMRT and VMAT, uses complex treatment plans that rely on inverse optimization to achieve optimal dose distributions. Patient-specific quality assurance (PSQA) ensures accuracy through pre-treatment measurements, but this is time-consuming. Calculation-based methods, using advanced algorithms like Monte Carlo, offer a lighter workload, though they can't assess machine performance during delivery. Deep learning (DL) models are proposed to combine measurement and calculation-based approaches for more efficient and reliable PSQA¹.

Methods

The study employed two arrays, OD 1600 SRS and OD 1500 (PTW, Freiburg), for PSQA measurements. The framework (Figure 1) consists of a *forward* prediction model that uses plan parameters to predict the measured dose distributions and a *backward* prediction model that reconstructs these plan parameters from measurements. The former enables detailed control point-wise verification, while the latter reconstructs the delivered plan that can be recalculated in a second-check software. Both models combine fully connected linear neural networks and a U-Net² that are pre-trained using an extensive synthetic training dataset generated based on physical models and fine-tuned using a measured dataset of 400 IMRT segments to capture the individual machine characteristics. Additional measurements of five clinical IMRT plans were used as the unseen test dataset.

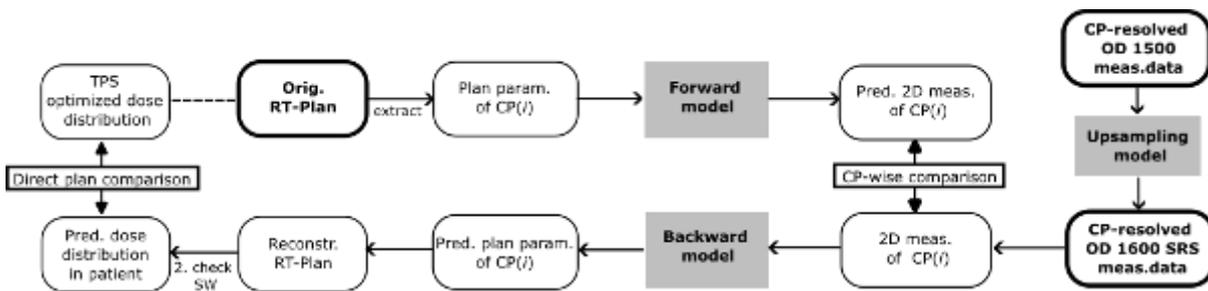
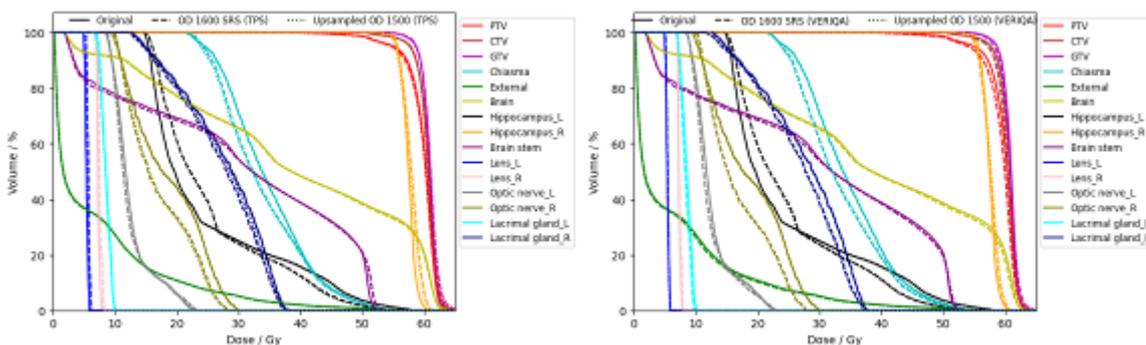


Figure 1: Enhanced framework of PSQA encompassing complementary *forward* and *backward* DL models.

Results

The forward model achieved median gamma passing rates exceeding 94% for all plans in the test dataset. The 3D gamma passing rates (2 mm/2%) for comparing the original and recalculated dose distributions, using the predicted plan parameters from the backward model, ranged from 94.7% to 98.5%. The DVH comparisons of the original and recalculated dose distributions, evaluated in both the TPS (Monaco, Elekta) and the Monte Carlo second-check software (VERIQA, PTW), showed no clinically significant deviations, as demonstrated in Figure 2 for a representative brain treatment plan from the test dataset.



DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Figure 2: Comparison of DVH of the original and the reconstructed plans for one brain irradiation recalculated in Monaco TPS (left) and VERIQA (right)

Conclusions

The proposed framework can be adapted to different measurement modalities, including onboard EPID. Models pre-trained using synthetic data enable machine-specific customizations and eliminate extensive individual data collection. Its lightweight architecture with fast inference can contribute to automated real-time QA workflow as required in adaptive radiation therapy.

Reference

1. Looe HK et al. A unified deep-learning framework for enhanced patient-specific quality assurance of intensity-modulated radiation therapy plans. *Med Phys.* 2025:1878-1892.
2. Ronneberger O, et al. U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation. *MICCAI 2015.* 2015:234-241

AS05.03 Monte-Carlo-Modellierung der Elekta Synergy Plattform mit Agility MLC unter Verwendung von TOPASMC zur Dosisverifikation

S. Schäfer^{1,2}, M. Schaks², M. Janich², D. Vordermark²

¹Universitätsklinikum Leipzig AÖR, Klinik für Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

²Universitätsklinikum Halle (Saale), Klinik für Strahlentherapie, Halle (Saale), Deutschland

Fragestellung

Diese Studie zielt darauf ab, das Verhalten des Elekta Synergy 6 MV LINACs mit Agility Multi-Leaf Kollimator (MLC) mithilfe des Monte-Carlo-basierten Simulationssystems TOPASMC zu modellieren. Ziel ist es, eine präzise Dosisverifikation für komplexe Patientenpläne zu ermöglichen.

Methodik Eine detaillierte Modellierung des LINACs und MLCs erfolgte auf Basis der Herstellerangaben sowie Messungen in einem Wasserphantom. Die Simulationen beinhalteten Variationen der Elektronenstrahlenergie, des Flattening Filters und der Geometrie der MLC-Blätter. Ein DICOM-Interface wurde entwickelt, um geplante Strahlentherapie-Daten in das Modell zu integrieren und eine präzise sekundäre Dosisberechnung zu ermöglichen.

Ergebnisse

Das Modell zeigte eine Übereinstimmungsrate von über 99 % für die gemessenen Tiefendosen und über 91 % für Dosisprofile in allen Feldgrößen. Die patientenspezifischen Pläne erreichten eine Gamma-Index-Passrate zwischen 90 % und 99 %, je nach Behandlungstechnik. Die Simulation replizierte auch den Leaf-Tip- und den Tongue-and-Groove-Effekt präzise.

Schlussfolgerung

Das erstellte Modell bietet eine präzise Nachbildung der Dosisverteilung und kann als zusätzliches Verifikationswerkzeug für Patientenpläne verwendet werden. Es wurde eine graphische Oberfläche entwickelt, die die Nachberechnung und Auswertung von Patientenplänen mit dem erstellten Modell benutzerfreundlich und möglichst automatisiert ermöglicht.

Literatur

- [1] Perl J., Shin J., Schumann J., Faddegon B., Paganetti H. (2012): TOPAS: An Innovative Proton Monte Carlo Platform for Research and Clinical Applications. *Med. Phys.* 39(11), 6818-6837. DOI: 10.1118/1.4758060.
- [2] Didi S., Moussa A., Yahya T., Zerfaoui M. (2015): Simulation of the 6 MV Elekta Synergy Platform LINAC Photon Beam Using Geant4 Application for Tomographic Emission. *J. Med. Phys.* 40(3), 136-143. DOI: 10.4103/0971-6203.165077.
- [3] N'Guessan K.J.F., Sakho I., Gogon B.D.L.H. (2024): Validation of the TOPAS Monte-Carlo Code of the Off-Field Dose of a 6 MV Synergy LINAC. *J. Biomed. Mater.* 12(07), 38-54. DOI: 10.4236/jbm.2024.127005.

AS05.04 Evaluation des rotierenden Verifikationsphantoms OCTAVIUS 4D zur Bestimmung des Cone Beam Computed Dose Index (CBDI) bei der Cone Beam-Computertomografie (CBCT) am Linearbeschleuniger TrueBeam der Firma Varian

S. J. Feller^{1,2}, K. Trombalski^{1,2}, M. Buchgeister¹

¹Berliner Hochschule für Technik, Physikalische Technik / Medizinphysik, Berlin, Deutschland

²Helios Klinikum Berlin-Buch, Strahlentherapie, Berlin, Deutschland

Einleitung

Die Cone Beam-Computertomografie (CBCT) stellt ein essenzielles Werkzeug zur Lageverifikation von Patienten in der Strahlentherapie dar. Aufgrund der zunehmenden Häufigkeit von CBCT-Aufnahmen sollten die dadurch entstehenden zusätzlichen Strahlenexpositionen dosimetrisch überprüft werden. Bisher erfolgt die Bestimmung der Dosiswerte häufig nach DIN EN 60601 mit PMMA-Phantomen in den Durchmessern 16 cm (als Head-Phantom) oder 32 cm (als Body-Phantom) und einer 10 cm langen Ionisationskammer. Diese Methode benötigt jedoch fünf Einzelmessungen pro Protokoll, wodurch die kV-Röhre des CBCT-Systems einer hohen thermischen Belastung ausgesetzt wird. Diese Studie evaluiert, ob die Dosiswerte mit dem zur Dosimetrie von MV-Bestrahlungsfeldern zugelassenen Polystyrol-Phantom „OCTAVIUS 4D“ und dem dazugehörigen 729-Detektorarray bestimmt werden können. Für das Phantom OCTAVIUS existieren unterschiedliche Aufsätze, so dass sich Durchmesser von 17 cm und 32 cm realisieren lassen (ähnlich zu den Phantomen nach DIN EN 60601). Die erforderlichen Messdaten für die Bestimmung des gewichteten Computed Tomography Dose Index (CTDI_w) bzw. des gewichteten Cone Beam Computed Tomography Dose Index (CBDI_w) [1] können so in einem einzigen Messvorgang erfasst werden.

Material & Methoden

Die PTW-Software „VeriSoft“ erfordert für die Analyse von kV-Messdaten, die mit OCTAVIUS und dem 729-Array erfasst wurden, vorab in Wasser gemessene Tiefendosiskurven (PDD) für verschiedene Feldgrößen bei den Beschleunigungsspannungen 100 kV und 140 kV. Diese PDD wurden direkt mit der kV-Röhre des CBCT-Systems am Linearbeschleuniger „Truebeam“ aufgenommen. Für die Aufnahmen wurde das Wasserphantom-System „BEAMSCAN“ der Firma PTW verwendet. Dieses musste dazu auf der Patientencouch platziert werden, da die kV-Röhre nur mit ausgefahrenem Detektor zum Strahlen gebracht werden kann. Dabei musste die maximale Füllhöhe auf die Tischspezifikation angepasst werden.

Nach Integration der Messdaten in die PTW-eigene Software „VeriSoft“ wurden die am Linearbeschleuniger „TrueBeam“ verfügbaren CBCT-Protokolle „Pelvis Large“ und „Head“ mit OCTAVIUS gemessen und ausgewertet. Dabei wurde ermöglicht, dass sich OCTAVIUS synchron mit der kV-Röhre statt mit der Gantry bewegt. Für das Protokoll „Pelvis Large“ wird der Aufsatz mit einem Durchmesser von 32 cm gewählt und für „Head“ der kleinere Aufsatz mit einem Durchmesser von 17 cm. Um das Protokoll „Head“ auswerten zu können, musste das mAs-Produkt erhöht werden, da sonst keine Auswertung mit „VeriSoft“ möglich war. Aus den entstandenen Datenmatrizen wurden die peripheren CBDI und der zentrale CBDI-Wert ausgelesen. Der gewichtete CBDI_w wurde berechnet, in Anlehnung an die Bestimmung des gewichteten CTDI_w in der diagnostischen Computertomografie. Zur Vergleichbarkeit wurden die peripheren Messpunkte aus dem PMMA-Phantom in eine entsprechende Messtiefe in Polystyrol umgerechnet. Als effektiver Messort wurde dabei die Kammermitte angenommen. Die resultierenden Messwerte wurden mit den allgemeinen Referenzwerten von Varian verglichen, wobei Varian eine Messunsicherheit von 30% angibt [2]. Für das Protokoll „Pelvis Large“ wurden die Messwerte aus Matrizen in einer Phantomtiefe von ±50 mm ausgelesen. Um die Auswertung zu vereinfachen wurde überprüft, ob die Auswertung auch in einer Schicht (in Phantommitte) genügen würde. Dazu wurde zusätzlich das CBCT-Protokoll „Head“ nur in der mittleren Schicht ausgewertet. Zudem wurde die durch die Software „VeriSoft“ ermittelte Dosisverteilung qualitativ mit der von Varian angegebenen Höhe der Dosiswerte verglichen.

Ergebnisse

Das vorgestellte Protokoll „Pelvis Large“ wird mit einer kompletten Gantryrotation von 360° um das Phantom erstellt. Es ergab sich ein CBDI_w von 36,6 mGy, der von Varian angegebene CBDI_w beträgt 36,8 mGy. Damit beträgt die Abweichung - 0,5%. Wird nur die mittlere Schicht ausgewertet, ergab sich ein CBDI_w von 37,3 mGy und die Abweichung erhöhte sich auf 1,4%. Die von „VeriSoft“ erstellte Dosisverteilung (Abb. 1a) stellt den CBDI_o als höchsten Messpunkt dar, während von Varian die höchste Dosis am Ort des CBDI_r ermittelt wurde (Abb. 1b). Alle anderen Messpunkte stimmen überein.

Das Protokoll „Head“ wird mit einer Rotation von 200° um das Phantom erstellt, als Startwinkel für die kV-Röhre wurden hier im Wechsel 290° gegen den Uhrzeigersinn (ccw) und 90° im Uhrzeigersinn (cw) gewählt. Der ermittelte CBDI_w ergab einen Wert von 11,3 mGy und weicht somit um -10,5% von dem von Varian vorgegebenen CTDI_w von 12,7 mGy ab. Eine vergleichende Messung mit PMMA-Phantom ergab dort ebenfalls einen um -9,5% erniedrigten Messwert zu den Vorgaben von Varian [3]. Es zeigte sich eine Dosisverteilung (Abb. 1c), die mit der von Varian vorgegebenen Höhe der Messpunkte

übereinstimmt (Abb. 1d). Die von "VeriSoft" berechnete Dosisverteilung deckt sich mit den Ergebnissen einer Monte-Carlo-Simulation, wie sie in einer Publikation von Haba et al. beschrieben wurde [4]. Es konnte bestätigt werden, dass der Messaufwand deutlich geringer ist als mit der Methode nach DIN EN 60601, da alle benötigten Messwerte mit einem Durchlauf erfasst und ausgewertet werden können.

Zusammenfassung

Die Studie hat gezeigt, dass mit dem Phantom OCTAVIUS Auswertungen im kV-Bereich durchführbar sind. Somit wird eine zur DIN EN 60601 alternative Methode zur Bestimmung der CTDI-Werte mit Abweichungen innerhalb der von Varian angegebenen Toleranz von unter 30% ermöglicht. Die vorgestellte Messmethode könnte so die Qualitätssicherung in der bildgeführten Strahlentherapie vereinfachen und liefert Aussagen über die gesamte Dosisverteilung innerhalb eines Scanbereichs.

Anhang

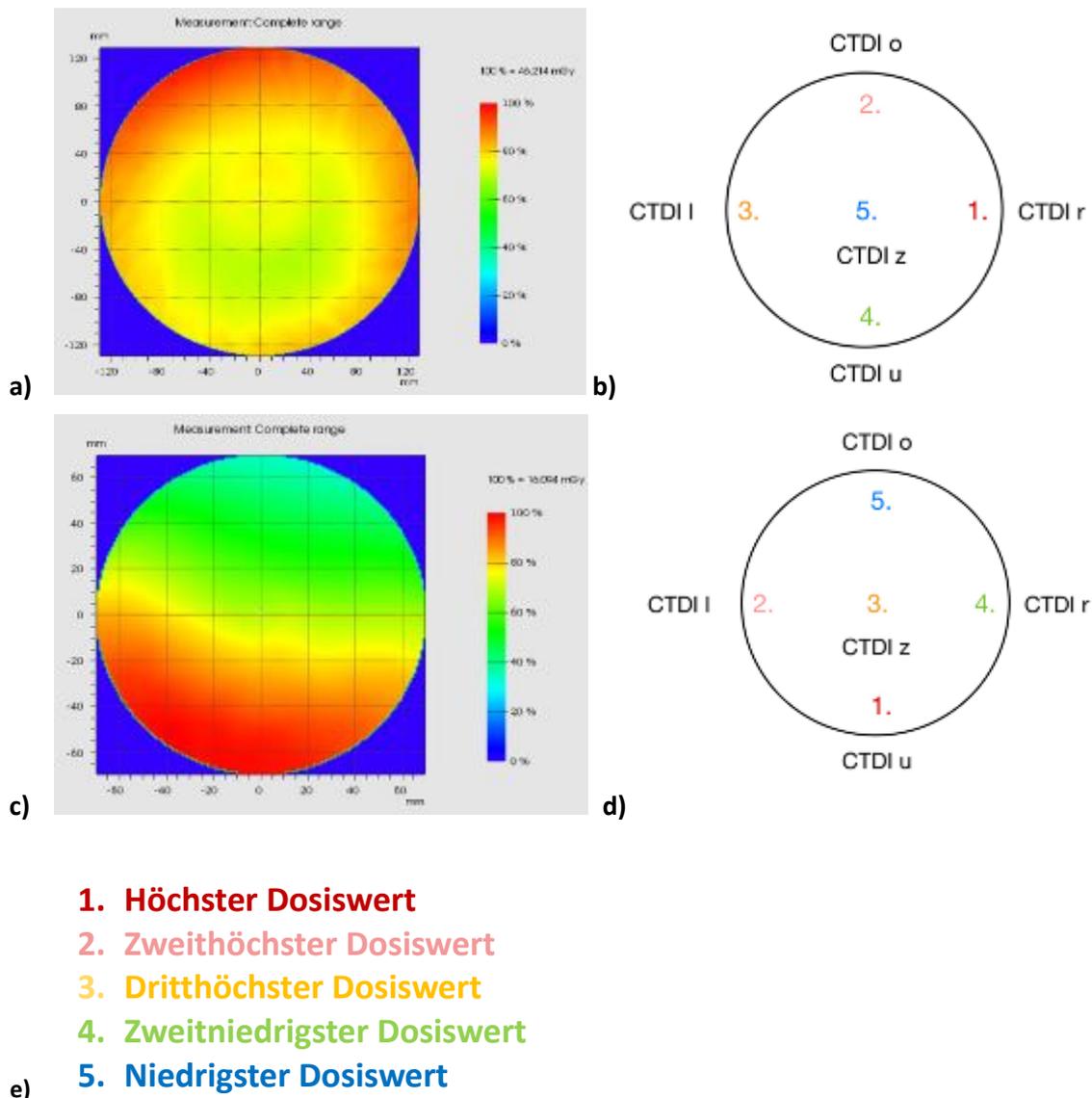


Abb.1: a) Qualitative Auswertung für das Protokoll "Pelvis Large" der von "VeriSoft" erstellten Dosisverteilung und b) der Verteilung der Dosiswerte nach den Messungen von Varian, c) qualitative Auswertung für das Protokoll "Head" und d) Messwertverteilung durch Varian, e) erläutert die Zahlen und Farben von b) und d), die in Anlehnung an die Farbgebung von "VeriSoft" entstanden sind.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Literatur

- [1] A. Amer, T. Marchant, J. Sykes, J. Czajka, C. Moore: *“Imaging doses from the Elekta Synergy x-ray cone beam CT system”*, The British Journal of Radiology, 80 (2007), S. 476-482, DOI: 10.1259/bjr/80446730
- [2] Varian Medical Systems, Hrsg.: *„TrueBeam Technical Reference Guide - Volume 2: Imaging“*, September 2023
- [3] I. I. Ahmad: *“Evaluation eines rotierenden Phantoms mit 2D-Detektorarray zur Dosismessung für Cone-Beam CT”*, Bachelorarbeit, Berliner Hochschule für Technik (2022)
- [4] T. Haba, K. Yasui, Y. Saito, M. Kobayashi, S. Koyama: *“A new cone-beam computed tomography dosimetry method providing optimal measurement positions: A Monte Carlo study”*, Physica Medica 81 (2021), S. 130-140, DOI: 10.1016/j.ejmp.2020.12.003

Danksagung

Besonderer Dank gilt Frau Nicole Brand von der Firma PTW für ihre wertvolle Unterstützung und fachliche Beratung.

AS05.05 Signalstabilität des Electronic-Portal-Imaging-Systems eines Ethos-Systems unter verschiedenen Kalibrierbedingungen

S. Menger¹, G. Razinskas¹, A. Richter¹, R. Schindhelm¹

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

Einleitung

Die Portal dosimetrie (PD) mithilfe des fest integrierten Electronic-Portal-Imaging-Systems (EPID) stellt eine effiziente und etablierte Methode zur planspezifischen Qualitätssicherung (QS) für IMRT und VMAT an Ethos- und Halcyon-Linearbeschleunigern (Varian) dar. Das EPID muss in regelmäßigen Abständen neu kalibriert werden mit direktem Einfluss auf die Qualität der QS. Aktuell existiert seitens Varian keine standardisierte Empfehlung zu den optimalen Kalibrierbedingungen. Ziel dieser Arbeit ist es, den Einfluss der Kalibrierprozedur auf die Güte der QS in Anbetracht von Ghosting-Effekten systematisch zu untersuchen.

Material & Methoden

Die Stabilität der EPID-Fluenzmessung des Panels wurde unter verschiedenen Kalibrierbedingungen untersucht. Hierfür wurde das Panel mit einem offenen Feld (1000 MU) geflutet und nach 0, 10, 20, 30 und 60 Minuten kalibriert. Jede Kalibrierung wurde durch einen standardisierten Verifikationsplan überprüft. Hierfür wurde in Eclipse (V18.0) ein QS-Plan, bestehend aus 50 identischen offenen Feldern ($25 \times 25 \text{ cm}^2$) mit jeweils 50 MU für Halcyon/Ethos mit 6 FFF erstellt. Dieser Plan wurde eine Stunde nach der Kalibrierung dreimal hintereinander im QS Modus an einem Ethos-System abgestrahlt. Die Analyse erfolgt durch Vergleich des Medianwerts des Signals einer ROI um den Zentralstrahl (Größe von etwa $2 \times 2 \text{ mm}^2$) zwischen gemessenem EPID-Signal und der Berechnung aus Eclipse. Die extrahierten Daten entstammen den DICOM-Dateien.

Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt die Differenz der Signale in Kalibriereinheiten (KE) als Funktion der kumulativen abgestrahlten MU, wobei jeder Datenpunkt 50 MU entspricht. Zwei markante Charakteristika sind ersichtlich. Das Messsignal driftet infolge von Ghosting systematisch zu niedrigeren Messamplituden mit steigenden MU. Zusätzlich erzeugt die Kalibrierbedingung (Wartezeit 0 bis 60 Minuten) einen systematischen additiven Offset im Signalverlauf, abhängig vom zeitlichen Abstand zur Flutung des Panels.

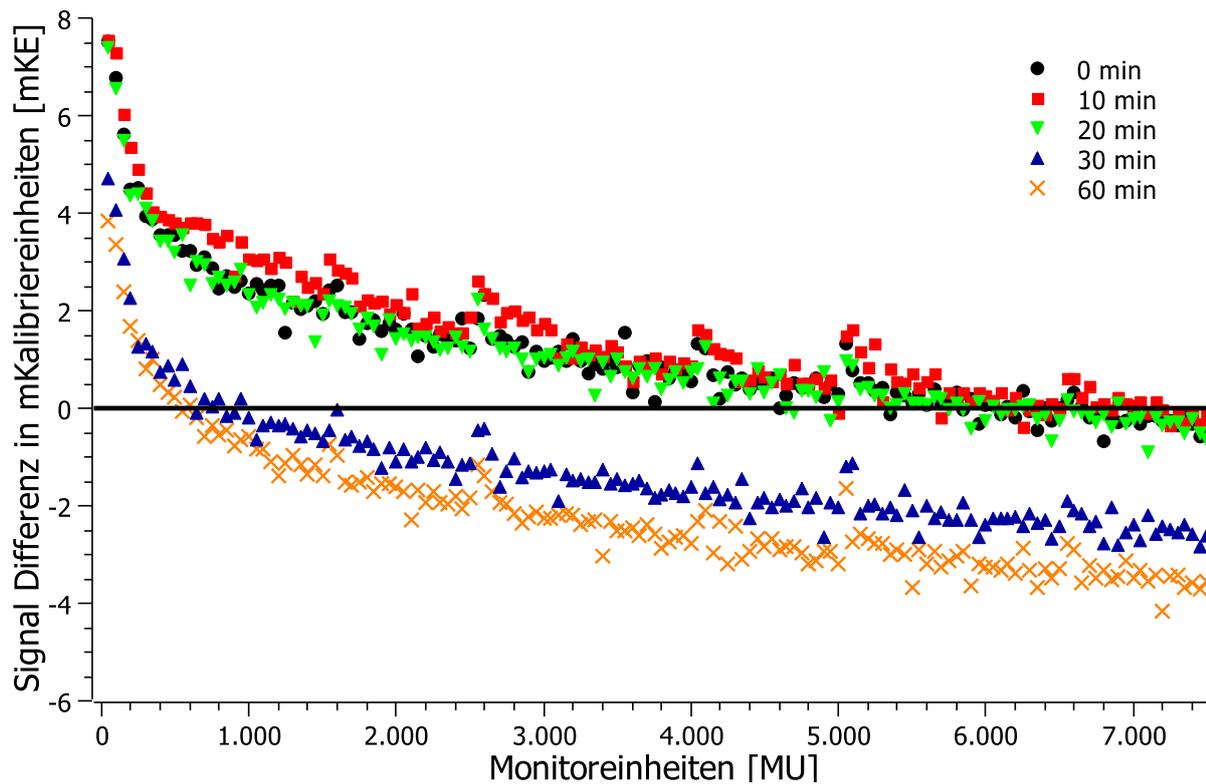


Abb.1: Die Differenz des berechneten und gemessenen Zentralstrahl-Signals für verschiedene Kalibrierzeitpunkte in Abhängigkeit der kumulativen MU. Die Kalibrierung erfolgte 0, 10, 20, 30 und 60 Minuten nach der Flutung des Panels mit 1000 MU.

Zusammenfassung

Diese Ergebnisse zeigen eine deutliche Abhängigkeit des EPID-Signals von der Vorbestrahlung des Panels und den Kalibrierbedingungen mit direktem Einfluss auf die Qualität der PD QS an Varian Halcyon- und Ethos-Systemen. In der klinischen Anwendung wird das Panel zukünftig 30 Minuten nach dem Warmstrahlen mit dem Flutungsfeld kalibriert. Unter diesen Kalibrierbedingungen unterscheidet sich das gemessene und berechnete Signal bei klinisch relevanter MU minimal. Damit werden einheitliche und reproduzierbare Kalibrierbedingungen definiert und sichergestellt.

AS05.06 Klinische Implementierung des End-to-end Testes der strahlentherapeutischen Kette in der Teletherapie

A. Moussaoui¹, G. Altenstein¹, E. Fokas¹, H. Dapper¹, M. Hettich¹, F. Kamp¹

¹Uniklinikum Köln, Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Einleitung

Der End-to-end Test der Strahlentherapeutischen Kette ist nach der DIN 6864-1: „Konstanzprüfung der Strahlentherapeutischen Kette – Teletherapie“ in allen Bestrahlungsinstituten, die Bestrahlungsgeräte mit Co-60-Strahlung oder Elektronenbeschleuniger mit einer Energie von 1 MeV bis 50 MeV betreiben, verpflichtend. In dieser Arbeit wird über die Implementierung des End-to-end Test in der Strahlentherapie der Uniklinik Köln (UKK) über nicht-stereotaktische Behandlungstechniken berichtet.

Material & Methoden

Die untersuchte strahlentherapeutische Kette des UKK ist in Abb. 1 schematisch dargestellt. Für die geometrischen Messungen das RUBY Phantom mit dem „System QA“, für die dosimetrischen das OCTAVIUS 4D Phantom mit dem Detektor 1500 (alle von PTW), verwendet. Durchgeführt wurde der Test für das Planungs-CT der Strahlentherapie, der ROKIS Software Aria 18.0.1 und jeweils zwei TrueBeam und zwei Halcyon Bestrahlungsgeräten (Varian). Geprüften Bildgebungsmodalitäten waren CBCTs und diverse MV/kV-Kombinationen. VMAT, IMRT und 3D-konformale Bestrahlungstechniken wurden geprüft.

Ergebnisse

Für das Planungs-CT lagen die Volumina der Dichten des „System QA“ Einsatzes innerhalb der Standardabweichung der angegebenen Werte des PTW Handbuchs. Die Hounsfield-Einheiten werden erstmalig als Referenz aufgenommen und anschließend mit nachfolgenden Werten verglichen.

Die geometrische Auswertung der Bildgebungsverfahren erfolgte mit Hilfe bekannter Verschiebe und Rotationen durch farbliche Markierungen des RUBY Phantoms (Bsp. CBCT am TrueBeam 1 in Abb.2) . Dabei erwies sich das CBCT bei allen Geräten als am genauesten. Beim TrueBeam 1 war bei den 2D-Bildgebungen der „Roll“-Ausgleich physikalisch nicht möglich. Alle anderen Positionierungen zeigten keine starke Abweichung.

Die dosimetrische Auswertung fand mit dem Gamma-Kriterium statt. Dabei wurden die Standard-Kriterien Dosisdifferenz 3% und „distance to agreement“ von 3. Für dieses Kriterium haben bis auf die IMRT Technik am TrueBeam 2 alle Messungen die Anforderung erfüllt. Der End-to-end Test wurde zweimal vollständig, 27- mal geometrisch und 14-mal dosimetrisch angewandt.

Zusammenfassung

Der End-to-end Test wurde vollständig in die klinische QA Routine integriert und stellte sich für alle Kettenglieder und verschiedenen Bestrahlungsgeräte als reproduzierbar heraus, ein notwendiges Kriterium der Konstanzprüfung nach der DIN. Zudem lässt sich der Test mühelos auf andere Geräte übertragen und wird derzeit auf stereotaktische Behandlungstechniken erweitert.

Anhang 1

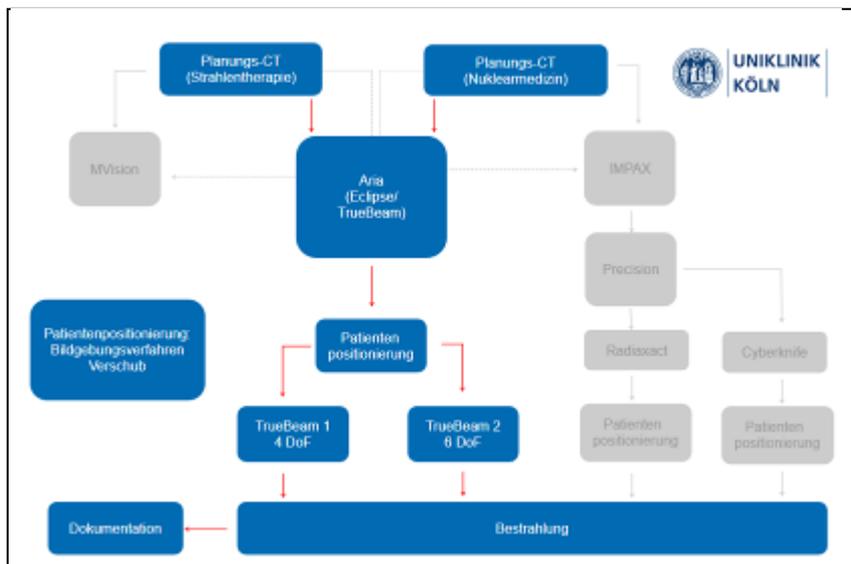


Abb.1: Relevante Kettenglieder des E2E-Tests (blau) und nicht relevante (grau) der Strahlentherapeutische Kette der UKK.

Anhang 2

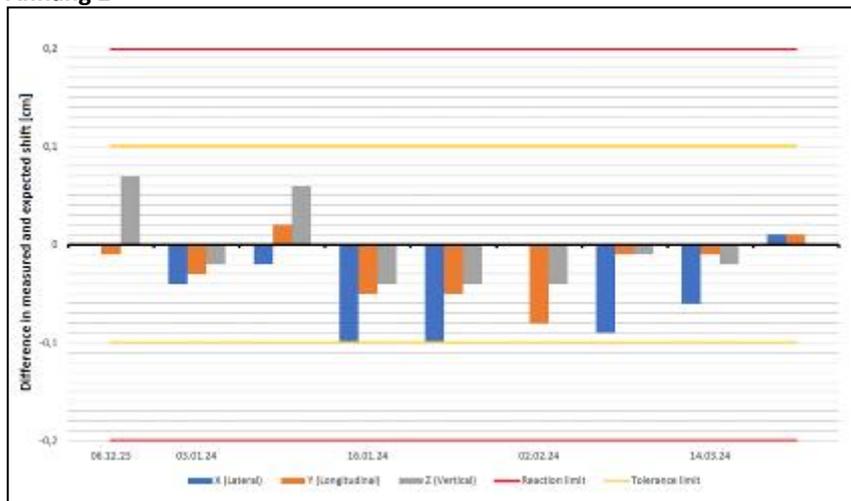


Abb.2: Geometrische Auswertung des CBCTs am Beispiel des TrueBeam 1.

Strahlenbiologie

AS06.01 Entwicklung eines Modells zur Berücksichtigung intermolekularer Wechselwirkungen in Monte-Carlo-Simulationen der chemischen Phase

R. Erdmann¹, L. Derksen², D. Weishaar¹, U. Weber^{1,3,4}, K. S. Baumann^{1,5,4,2}

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

²Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

³GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

⁴LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), TH Mittelhessen, Gießen, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Abteilung für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Strahlenbiologische Simulationen, welche die indirekten DNA-Schäden vorherzusagen versuchen, sind auf eine dynamische Modellierung radiochemischer Systeme angewiesen. In dieser Arbeit wird das diesen Simulationen zugrundeliegende Modell der Diffusion und Reaktion um die Berücksichtigung der gegenseitigen intermolekularen Wechselwirkungen erweitert und der Einfluss auf die zeitliche Entwicklung der radiochemischen Ausbeuten untersucht.

Material & Methoden

Geladene Spezies unterliegen elektrostatischen Wechselwirkungen, die sich durch ein abgeschirmtes Coulomb-Wechselwirkungspotential beschreiben lassen. Für die Implementierung dieser inneren Kräfte in das Diffusionsmodell werden die Potentiale in die stochastischen Bewegungsgleichungen eingebracht und numerisch integriert. Im Reaktionsmodell beeinflussen diese Potentiale darüber hinaus die Reaktionswahrscheinlichkeit. Mithilfe von Pfadintegralmethoden wird eine korrigierte Reaktionswahrscheinlichkeit abgeleitet, indem das Reaktionsereignis durch eine topologische Einschränkung der Pfade zweier Edukte ausgedrückt wird (Abb. 1). Mit der algorithmischen Umsetzung dieses verfeinerten Diffusions- und Reaktionsmodells wird der Einfluss der elektrostatischen Wechselwirkungen auf die zeitliche Entwicklung der radiochemischen Ausbeuten für eine Bestrahlung mit 1 MeV-Elektronen untersucht.

Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt die Wirkungen der um die elektrostatischen Wechselwirkungen verfeinerten Diffusion und der korrigierten Reaktionswahrscheinlichkeit auf die zeitliche Entwicklung der G-Werte, der Zahl der pro 100 eV deponierter Energie erzeugten Spezies. Im Vergleich zu Geant4-DNA [1], worin die gegenseitigen Wechselwirkungen vernachlässigt werden, kommt es zu einer maximalen Abweichung von 17,6 % des $G(H^*)$ am Ende der Simulation ($t = 1 \mu s$).

Zusammenfassung

Mit Hinzutreten der gegenseitigen Wechselwirkungen wird eine verfeinerte Berechnung der Reaktionswahrscheinlichkeit notwendig. Diese Arbeit leitet eine korrigierte Reaktionswahrscheinlichkeit ab und implementiert sie in das Reaktionsmodell. Die elektrostatischen Wechselwirkungen der Spezies haben einen signifikanten Einfluss auf die radiochemischen Ausbeuten; ihre Berücksichtigung ist daher unabdingbar für eine akkurate Modellierung der chemischen Phase. Dies gilt insbesondere für Systeme mit hohen Konzentrationen der Spezies, wie sie bei Hoch-LET- oder FLASH-Bestrahlungen vorzufinden sind.

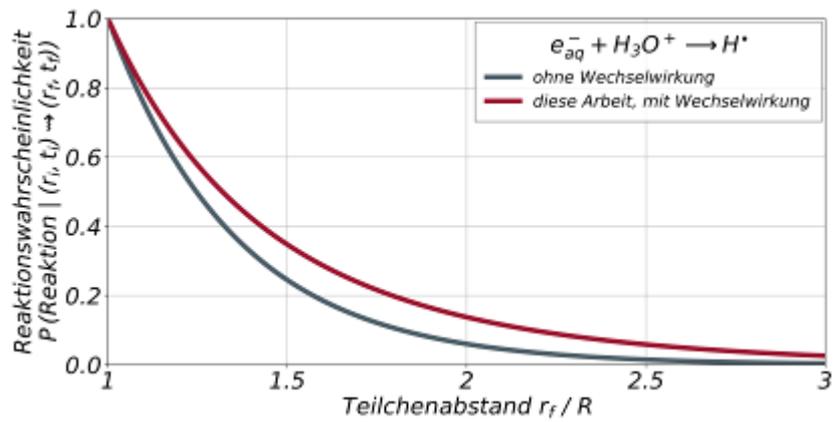


Abb. 1: Reaktionswahrscheinlichkeit über dem Abstand der Edukte in Einheiten des Reaktionsradius (Abstand dessen Unterschreitung im Reaktionsmodell zu einer Reaktion führt), exemplarisch für die Reaktion von e_{aq}^- und H_3O^+ mit attraktiver Coulomb-Wechselwirkung.

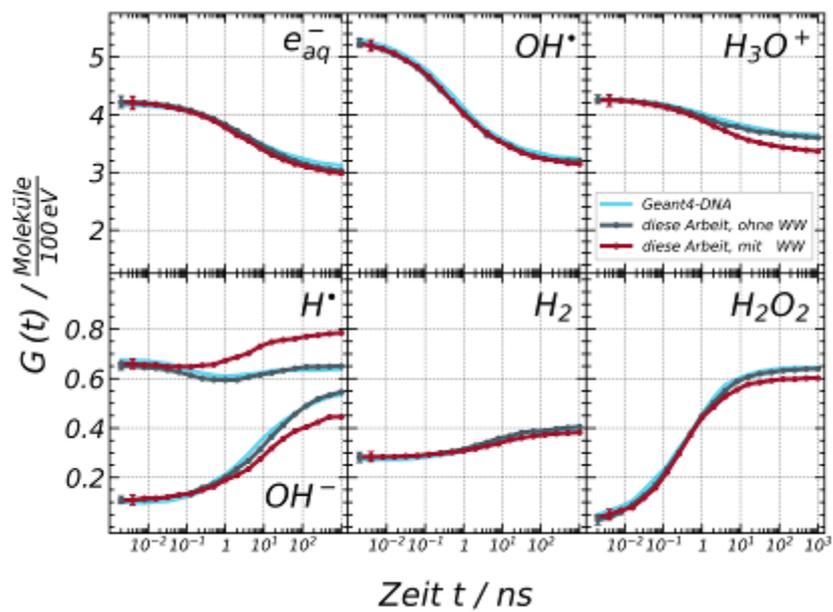


Abb. 2: Zeitliche Entwicklung des G-Wertes der radiochemischen Spezies für 1 MeV-Elektronenbestrahlung, simuliert mit Geant4-DNA und dem hier entwickelten Simulationsprogramm, jeweils ohne und mit elektrostatischen Wechselwirkungen (WW).

Literatur

[1] Karamitros, M. et al. (2014) *J. Comput. Phys.*, 274:841-882

AS06.02 Ein neuer Ansatz zur Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit von Zellen mit Gold-Nanopartikeln unter Bestrahlung

H. Rabus¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Artificial Intelligence and Simulations in Medicine, Berlin, Deutschland

Einleitung

In theoretischen Untersuchungen zur Nanopartikel-unterstützten Strahlentherapie wurde das für die Schwerionen entwickelte Local Effect Model (LEM) für eine isolierte Zelle mit Nanopartikeln betrachtet [1,2]. Erste Ansätze für realistischere Szenarien nutzen die vereinfachte Annahme, dass sich die Dosisverteilung um ein Nanopartikel einem einfachen Potenzgesetz folgt [3,4].

Material & Methoden

Hier wurden geometrische Gewichtungsfunktionen hergeleitet, mit denen sich die mittlere Dosis und das mittlere Quadrat der Dosis im Zellkern aus der Dosisverteilung um ein Nanopartikel berechnen lässt. Diese wurden für verschiedene Verteilungen der Nanopartikel in und um Zellen ermittelt, für isolierte Zellen und Zellen in Suspension oder dicht gepackt in Gewebe. Mit Daten aus [5] für die Energiedeposition um ein Gold-Nanopartikel in 100 μm Tiefe im Phantom bei externer Bestrahlung mit einem RQR-8 Spektrum wurden die vom LEM für MDA-MB-231 Brustkrebszellen vorhergesagten Überlebenskurven bestimmt.

Ergebnisse

Generell wird die absorbierte Energiedosis im Zellkern in der Größenordnung 10 % bis 30 % unterschätzt, wenn nur eine einzelne Zelle betrachtet wird, mit entsprechend großen Unterschieden in den Überlebenskurven. Bei reduzierter Aufnahme der Nanopartikel in den Zellkern kann die in der Literatur übliche Darstellung von Überlebenskurven mit Nanopartikeln als Funktion der Dosis ohne Nanopartikel [1,2] irreführend sein (Abb. 1).

Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass Zellexperimente mit Nanopartikeln nicht repräsentativ für die Effekte in Gewebe sind und Effekte oft allein von der im Mittel erhöhten Dosis herrühren.

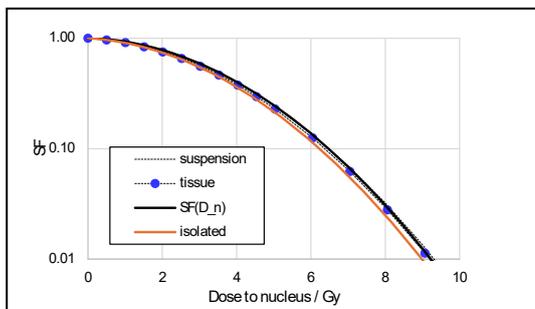


Abb.1: Überlebenskurven für 1 % Massenanteil von Gold, bei 50 % Aufnahme der Nanopartikel in die Zellen und nur 10 % in den Zellkern, aufgetragen gegen die absorbierte Dosis im Zellkern. Der LEM-Effekt ist nur für isolierte Zellen erkennbar.

Literatur

- [1] Lin Y, McMahon SJ, Paganetti H, Schuemann J.: Biological modeling of gold nanoparticle enhanced radiotherapy for proton therapy. *Phys Med Biol* 60 (2015) 4149-4168.
- [2] Velten C, Tomé WA. Reproducibility study of Monte Carlo simulations for nanoparticle dose enhancement and biological modeling of cell survival curves. *Biomed Phys Eng Express* 9 (2023) 045004.
- [3] Melo-Bernal W, Chernov G, Barboza-Flores M, Chernov V.: Quantification of the radiosensitization effect of high-Z nanoparticles on photon irradiated cells: combining Monte Carlo simulations and an analytical approach to the local effect model. *Phys Med Biol* 66 (2021) 135007.
- [4] Rabus H.: Comment on "Reproducibility study of Monte Carlo simulations for nanoparticle dose enhancement and biological modeling of cell survival curves" by Velten et al. [*Biomed Phys Eng Express* 2023;9:045004]. *Biomed Phys Eng Express* 10 (2024) 028002.
- [5] Thomas L, Schwarze M, Rabus H.: Radial dependence of ionization clustering around a gold nanoparticle irradiated by x-rays under charged particle equilibrium. *Phys Med Biol* 69 (2024) 185014.

Strahlentherapie am Auge I – Therapieoptionen in Deutschland

FS06.02 Radiochirurgie von Augentumoren mit Cyberknife und ZAP-X

C. Fürweger^{1,2}, P. Foerster³

¹Europäisches Radiochirurgie Centrum München, München, Deutschland

²Uniklinikum Köln, Klinik für Stereotaxie und Funktionelle Neurochirurgie, Köln, Deutschland

³Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Augenklinik, München, Deutschland

Einleitung

Die robotergestützte, stereotaktische Radiochirurgie mit dem Cyberknife (CK) wurde am ERCM seit 20 Jahren zur Therapie von über 1200 Aderhautmelanomen, -metastasen, Irislänomenen, Hämangiomen und vasoproliferativen Tumoren eingesetzt. Der gegenwärtige Stand der Technik, der praktische Ablauf sowie klinische Ergebnisse werden präsentiert. Die Umsetzung der Methode für das neuartige, gyroskopische und selbstabschirmende ZAP-X Radiochirurgiesystem wird vorgestellt.

Material & Methoden

Für die ambulante Einzeit-Radiochirurgie mit CK bzw. ZAP-X wird der Augapfel mittels retrobulbärer Anästhesie immobilisiert. T2- und eine kontrastmittelgestützte T1-MRT sowie eine Planungs-CT werden aufgenommen und über anatomischen Landmarken koregistriert. Zur Definition des Zielvolumens werden zusätzlich Ultraschall-, Fundus- und OCT-Bilder berücksichtigt. Der sichtbare Tumor wird um 2 mm in posteriorer und 1 mm in die anderen Richtungen zu einem Planungszielvolumen expandiert, um eine geringfügige Verschiebung des Auges über die Zeit durch Resorption des Anästhetikums auszugleichen. Das kontralaterale Auge wird für den Strahlengang blockiert. 50-200 unterschiedlich gewichtete, non-koplanare Einstrahlrichtungen werden über inverse Optimierung bestimmt. Die Applikation erfolgt mit automatischer, kV-bildgeführter Korrektur der Strahlposition („Tracking“) während der Behandlung: Beim CK über den Roboterarm, beim ZAP-X über die Couch. Der Ablauf von Anästhesie über Bildgebung, Planung und Applikation dauert 120-150 Minuten.

Ergebnisse

Eine retrospektive Analyse von 594 mit dem CK behandelten Aderhautmelanomen¹ (mittlere Höhe und Basisdurchmesser 5,8 und 11,4 mm) mit medianer Nachbeobachtung von 41,7 Monaten ergab eine lokale Kontrolle nach 3 und 5 Jahren von 92,0% (95% CI: 88,2%-94,7%) bzw. 84,3% (95% CI: 77,9%-89,0%) bei Verschreibungsdosen von 21 bis 22 Gy. Der Augenerhalt lag nach 3 und 5 Jahren bei 89,9% bzw. 81,0%. Modellierung der Tumorkontrollwahrscheinlichkeit zeigt eine starke Dosisabhängigkeit und die Notwendigkeit von Verschreibungsdosen ab 21 Gy².

In einer ersten Serie von 17 mit dem ZAP-X behandelten Aderhautmelanomen zeigen 65% eine Volumenreduktion im kurzfristigen Verlauf (Nachbeobachtung 2,6 bis 8,5 Monate).

Zusammenfassung

Die Radiochirurgie mit dem CK ist eine umfassend untersuchte, effektive Therapieoption für Augentumore. Erste Erfahrungen mit dem ZAP-X legen eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die neue Modalität nahe.

Literatur

- [1] Liegl R, Schmelter V, Fürweger C et al. Robotic CyberKnife Radiosurgery for the Treatment of Choroidal and Ciliary Body Melanoma. Am J Ophthalmol. 2023 Jun;250:177-185.
- [2] Ehret F, Fürweger C, Liegl R et al. Tumor Control Probability and Time-Dose-Response Modeling for Stereotactic Radiosurgery of Uveal Melanoma. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2024 Jun 4:S0360-3016(24)00688-6.

FS06.03 GEC-ESTRO-Survey zur Anwendung von Ru-106 Kalotten

F. A. Siebert¹

¹UKSH, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Medizinphysik, Kiel, Deutschland

Einführung

Die Brachytherapie mit Ru-106 Kalotten ist eine augenerhaltende Behandlung des Aderhautmelanoms, die weltweit in etwa 100 Kliniken durchgeführt wird. Trotz dieser relativ geringen Anzahl gibt es erhebliche Unterschiede in der klinischen Praxis. 2022 wurde von den GEC-ESTRO Arbeitsgruppen BRAPHYQS und Head & Neck and Skin eine internationale Umfrage durchgeführt, um die aktuelle klinische Praxis der Anwendung von Ru-106 zu erfassen. Die Umfrage bestand aus einem physikalischen und einem ärztlichen Teil. Hier werden die Ergebnisse der Physiker beschrieben, die ärztliche Umfrage wird noch ausgewertet.

Material und Methode

Die Umfrage für Physiker wurde mit 17 Fragen mit SurveyMonkey TM (Momentive Inc) erstellt. Die Fragen bezogen sich auf die Kommissionierung und Qualitätskontrolle der Ru-106-Plaques, die Behandlungsplanung, eine mögliche strahlenbiologische Korrektur. Zudem gab es allgemeinere Fragen zur Verbesserung der Praxis. Potenzielle Teilnehmer wurden über den ESTRO-Newsletter, die MedPhys-Mailingliste, nationale Medizinphysik-Mailinglisten und persönliche Netzwerke der Projektteilnehmer angeschrieben. Die Umfrage wurde am 1. März 2022 eröffnet und endete am 31. Juli 2022.

Ergebnisse

65 Antworten vom Physiker-Survey wurden berücksichtigt, davon 25 anonym. 26 von 65 (40 %) Zentren führen keine unabhängige Messung der Energiedosis in der Referenztiefe durch. 37 (57 %) Kliniken nehmen keine Verifizierungsmessungen der Tiefendosis (PDD) vor durch, während 26 (40 %) Kliniken die PDD mit einer Reihe von Detektoren messen, von denen Dioden- und Filme die häufigsten Methoden sind. 23 (66 %) Kliniken gaben an, dass sie keine Dosiswerte neben der Zentralachse der Kalotten verifizieren, während 19 (29 %) angeben dies zu tun, wobei hauptsächlich Filme verwendet werden. Wenn keine Dosimetrie erfolgt, wurden als Hauptgründe der Mangel an Kalibrierdiensten und geeigneten Dosimetern genannt. Etwa ein Drittel der Zentren gab an, dass sie eine bildbasierte Bestrahlungsplanung durchführen. Bei den Verschreibungsdosen gibt es große Unterschiede, wobei die Kliniken apikale Dosen von 75 bis 130 Gy verschreiben. Am häufigsten wurden hier 100 Gy angegeben. Auch die Verwendung von Margins zeigte eine große Variabilität, wobei 2 mm der am häufigsten verwendete Wert war. Viele Befragte äußerten den Bedarf an kommerziellen Lösungen zur Qualitätskontrolle (Detektoren und Phantome) sowie Möglichkeiten zur Kalibrierung der Detektoren. Aber auch die Verfügbarkeit eines kommerziellen Bestrahlungsplanungsprogrammes wurde gefordert. Weitere Einzelheiten der Umfrage sind in De Brabandere et al. zu finden [1].

Zusammenfassung

Die Physik-Umfrage zeigte eine große Variabilität in der Anwendung von Ru-106 Augenkappen-Brachytherapie hinsichtlich der Qualitätskontrolle der Plaques und der Bestrahlungsplanung.

[1] De Brabandere et al. GEC-ESTRO survey of 106Ru eye applicator practice for ocular melanoma – Physicist survey. Radiother Oncol 193 (2024)

FS06.04 Brachytherapie und adjuvante Bestrahlung vor Resektion okularer Tumoren

D. Flühs¹, J. Wintz¹, M. Stroth², J. Albrecht², N. Bechrakis³, M. Guberina⁴, M. Stuschke⁴

¹Universitätsklinikum Essen, Strahlentherapie / Klin. Strahlenphysik, Essen, Deutschland

²Technische Universität Dortmund, Physik, Dortmund, Deutschland

³Universitätsklinikum Essen, Augenklinik, Essen, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Essen, Strahlentherapie, Essen, Deutschland

Einleitung

Ziel der Augenapplikator-Brachytherapie ist Tumorkontrolle und (Funktions-)Erhalt des Auges. Behandelt werden extra- und intraokulare Tumoren, überwiegend Aderhaut(-Ziliarkörper)-Melanome (AHMM), zudem u.a. Retinoblastome, vasoproliferative und konjunktivale Tumoren. Am UK Essen (330 Therapien p.a.) werden bis 7mm Tumordicke ¹⁰⁶Ru-Applikatoren verwendet, darüber bis ≈11mm ¹²⁵I-Applikatoren.

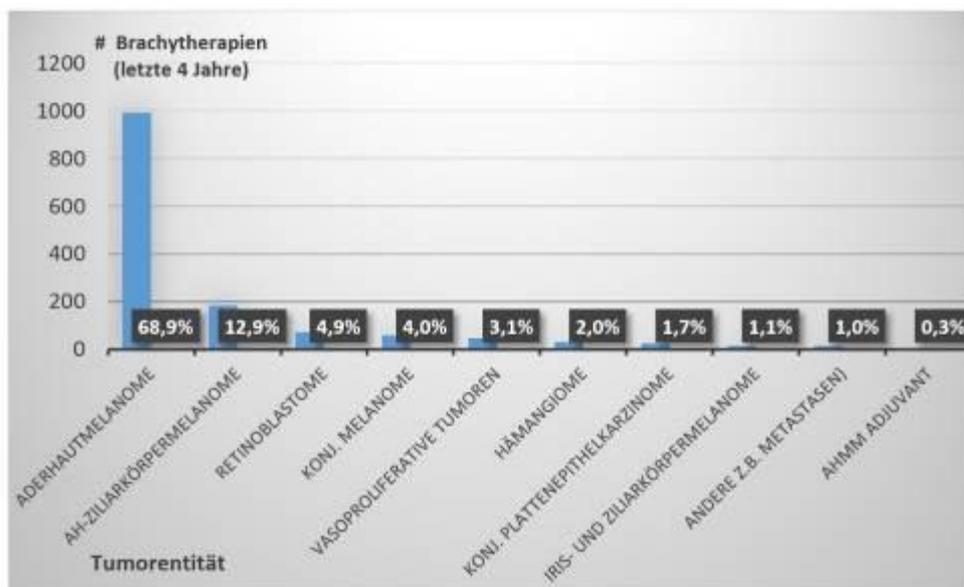


Abb. 1: Behandelte Tumorentitäten am UK Essen

Material und Methoden

Radioaktive Applikatoren mit Beta- (¹⁰⁶Ru, E_{max} 3,5 MeV) oder Niederenergie-Photonenstrahlern (¹²⁵I, E_{max} 35 keV) werden auf die Lederhaut (Sklera) am Tumor aufgenäht und verbleiben dort für 1 bis max. 14 Tage. Patientenhospitalisierung erfolgt in temporären Kontrollbereichen der Augenklinik.

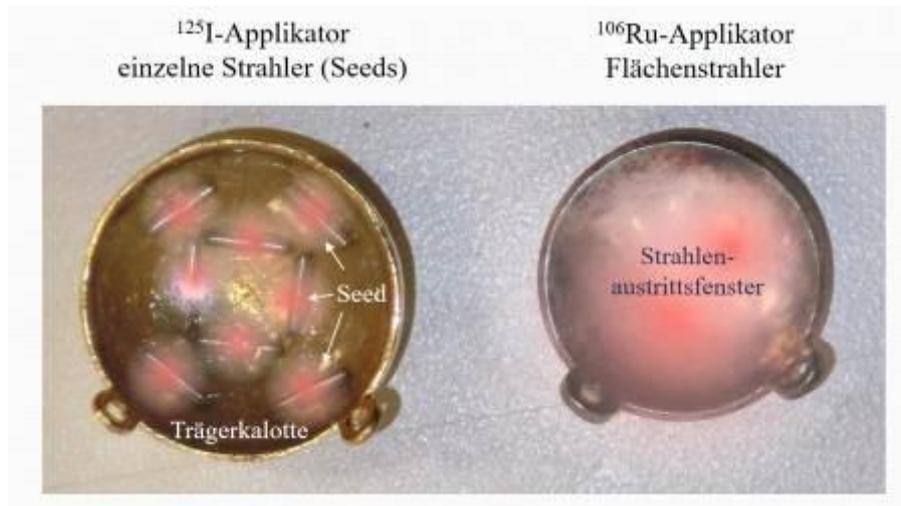


Abb.2: Applikatoraufbau

Basisdosimetrie: zur Relativedosimetrie von Applikatoren sind neben EBT3-Filmen Wasserphantome mit Plastikzintillatoren bewährt¹, zur Absolutdosimetrie (Beta-Strahler) Extrapolationskammern².

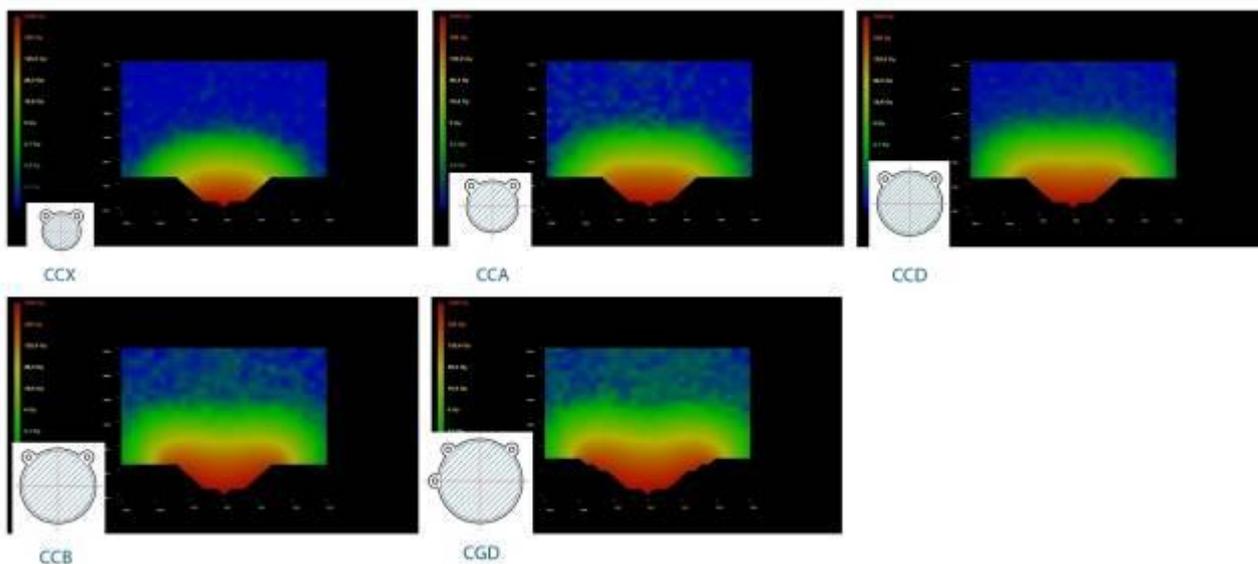


Abb.3: Applikator-Dosimetrie

Bestrahlungsplanung: Tumorage und -größe wird ophthalmologisch (Fundusbild, Ultraschall) bestimmt und durch Applikatorwahl berücksichtigt. Bildgebende Verfahren (CT, MRT) werden kaum eingesetzt. Die Bestrahlungsplanung erfolgt meist 1-dimensional (Dosierung mittels Liegezeitanpassung), 3-dimensionale Planung ist in Entwicklung. Mindestdosis im Zielvolumen (Tumor+Sicherheitssaum³) gem. ABS-Leitlinien⁴ beträgt beim AHMM 85Gy±15Gy.

Tumorresektion: partielle Volumenreduktion erfolgt bei großen Tumoren von innen durch Endoresektion, die wegen der möglichen Tumorzell-Dissemination und des Tumorstumpfes mit neoadjuvanter Strahlentherapie kombiniert wird - heute bevorzugt stereotaktische Bestrahlung am Linac (*Volumetric Modulated Arc Therapy*)⁵.

Ergebnisse

Die Tumorkontrolle nach Brachytherapie liegt bei 90% bis 95%⁶. Folgetherapien sind bei unvollständiger Tumorremission möglich. Metastasierungs- und 5-Jahres-Überlebensraten bei Melanomen sind gegenüber primärer Augenentfernung kaum verändert.

Inzidenzen für Langzeit-Nebenwirkungen (z.B. funktionelle Schädigungen von Sehnerv und Makula) sind bei Tumorage am hinteren Pol am größten. Strahlennarben nach ¹⁰⁶Ru-Applikationen erlauben oft eine Rekonstruktion von Applikatorlage und Dosis an Risikostrukturen⁷.

Zusammenfassung

Applikatortherapie okularer Tumoren ist bewährte Modalität. Essentielle Aufgabe ist die weitere Optimierung der Therapieplanung und Dosimetrie.

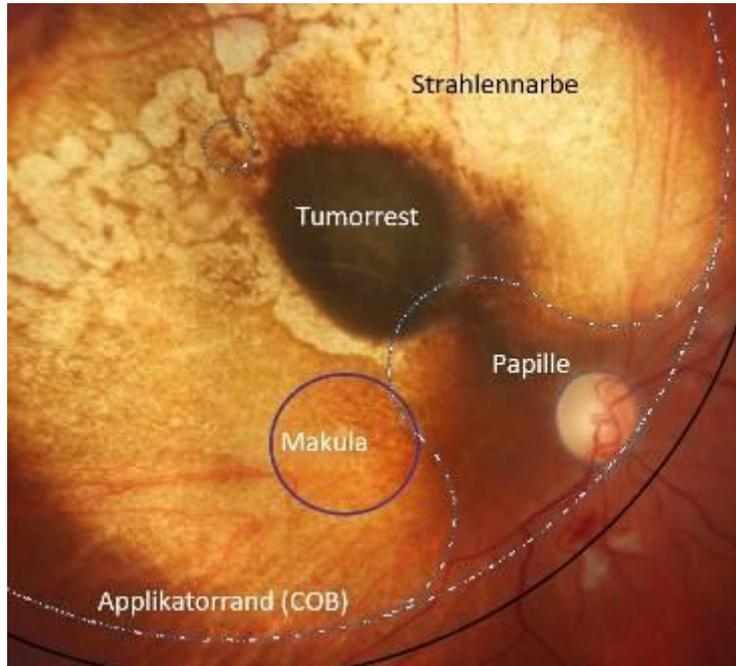


Abb 4: Lage-Rekonstruktion - juxtapapillärer Tumor

Literatur

- [1] <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.3218762>
- [2] <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.13488>
- [3] <https://karger.com/oop/article-abstract/4/2/122/247053/Dose-Distributions-and-Treatment-Margins-in-Ocular>
- [4] [https://www.brachyjournal.com/article/S1538-4721\(13\)00396-6/fulltext](https://www.brachyjournal.com/article/S1538-4721(13)00396-6/fulltext)
- [5] <https://www.mdpi.com/2072-6694/14/19/4729>
- [6] [https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140\(21\)08799-5/fulltext](https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140(21)08799-5/fulltext)
- [7] [https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140\(25\)00070-2/fulltext](https://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140(25)00070-2/fulltext)

FS06.05 Technische Realisierung der Protonentherapie uvealer Melanome am Westdeutschen Protonentherapiezentrum Essen (WPE)

J. Wulff^{1,2}

¹Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen (WPE), Essen, Deutschland

²Westdeutsches Tumorzentrum (WTZ), Essen, Deutschland

Einleitung

Im Jahr 2013 wurde der erste Patient mit Protonen am WPE behandelt und seit Ende 2021 steht ein dedizierter Augenbehandlungsplatz für die Bestrahlung uvealer Melanome zur Verfügung. Neben der technischen Inbetriebnahme des IBA-Systems (Ion Beam Applications, Belgien), wurde das Bestrahlungsplanungssystem „RayOcular“ (RaySearch, Schweden) validiert und weltweit erstmalig eingesetzt. Voraussetzung für den Start des klinischen Betriebs war die Definition eines detaillierten Prozesses, der die Besonderheiten in Bestrahlungsplanung und Behandlung uvealer Melanome berücksichtigt.

Material und Methoden

Der Behandlungsplatz wird im passiven „single-scatter(ing)“ Modus betrieben und erlaubt die individuelle Festlegung von Reichweite und Modulation mit Hilfe von Modulator-Rädern („Optionen“). Im Rahmen der Inbetriebnahme wurden die verfügbaren Optionen mit unterschiedlichen Reichweiten und Modulationsstufen dosimetrisch in Form von Tiefendosiskurven, Querprofilen und output-Faktoren charakterisiert. Daneben wurden Streu- und Durchlassstrahlung, sowie geometrische Genauigkeit des Patientenpositionierungs- und des orthogonalen Röntgensystems geprüft. Basierend auf den Ergebnissen der Inbetriebnahme wurde ein Konzept zur periodischen Qualitätssicherung definiert.

Die klinischen Anforderungen an das RayOcular Bestrahlungsplanungssystem als Teil von RayStation wurden gemeinsam mit dem Hersteller RaySearch erarbeitet. RayOcular erlaubt die geometrische Modellierung des Auges und des Zielvolumens anhand von CT und MRT-Aufnahmen, sowie Funduskopie-Fotos des Augenhintergrunds. Nach Definition des optimalen Einstrahl- bzw. Blickwinkels für ein konformes Protonenstehfeld, wird die Form eines individuell gefrästen Messing-Kollimators erstellt. Weiterhin lassen sich im Planungssystem Röntgenaufnahmen mit erwarteten Positionen von radiopaquen Tantal-Markern auf dem Auge überlagern, um Positionskorrekturen (Translation und adaptierter Blickwinkel) zu ermitteln. Die erste klinische Version von RayOcular wurde sowohl hinsichtlich Dosisberechnung als auch geometrischer Modellierung mit Hilfe von diversen Phantomen validiert [1, 2].

Unter Berücksichtigung der Besonderheiten des Bestrahlungs- und Planungssystems wurde ein detaillierter Behandlungsprozess definiert, der sich am workflow (Ablauf?) anderer Zentren orientiert [3]. Der Prozess wurde hinsichtlich möglicher Risiken bewertet und entsprechende Arbeitsanweisungen, Checklisten und Trainings wurden etabliert.

Ergebnisse

Der erste Patient wurde im November 2021 behandelt. Seitdem wurden mehr als 360 Patienten mit Aderhaut-Melanom sowie Hämangiom bestrahlt. Klinische Ergebnisse der ersten 93 Patienten zeigen Lokalkontrolle von >97,7% (median FU 21,1 Monate) ohne höhergradige Akuttoxizitäten [4]. Die kontinuierliche Überprüfung von Strahlparametern demonstriert eine konstant hohe dosimetrische Präzision des Bestrahlungssystems.

Zusammenfassung & Ausblick

Am WPE wurde eine weitere Möglichkeit zur Protonentherapie von uvealen Melanomen in Deutschland geschaffen. Eine stetige Optimierung des Prozesses zielt auf weitere Minimierung von potenziellen Nebenwirkungen und eine vereinfachte Durchführung der Behandlung, z.B. durch Verkürzung des Lagerungsprozesses.

Literatur

1. Wulff J, Koska B, Heufelder J, et al. Commissioning and validation of a novel commercial TPS for ocular proton therapy. *Med. Phys.* 2023; 50: 365–379
2. Wulff J, Koska B, Giese M, et al. Evaluation of OPTOS wide-field fundus image projections for radiotherapy planning of uveal melanoma. *J Appl Clin Med Phys.* 2025; 26:e70009
3. Wulff J, Koska B, Ahmad-Khalil D, et al. Uncertainties in ocular proton planning and their impact on required margins, *Phys Med.* 2024; 121:103358
4. Richter R, Foerster A, Hansel C, et al. Protonenbestrahlung uvealer Melanome und Hämangiome - erste klinische Ergebnisse der prospektiven Registerstudie am Westdeutschen Protonentherapiezentrum Essen (WPE). *DEGRO Jahrestagung 2025*

FS06.06 Protonentherapie am Auge – Von Berlin in die weite Welt (PTCOG Ocular Survey)

J. Heufelder¹

¹Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin Protonen am HZB / Klinik für Augenheilkunde, Berlin, Deutschland

Überblick über die Protonentherapie in Berlin und ein Ausblick auf die Partikeltherapie von Augentumoren (OPT) weltweit. Seit über 25 Jahren behandelt die Charité – Universitätsmedizin Berlin Patienten mit intra-okularen Tumoren am Helmholtz-Zentrum Berlin (HZB). Diagnosestellung und Vorbereitung der Patienten erfolgen in der Augenklinik. Die Bestrahlungen werden gemeinsam von den Medizinphysik-Experten der Augenklinik und den Strahlentherapeuten und MTRs der Strahlentherapie mit Hilfe des 68 MeV Zyklotrons an einem dezidierten Augenbehandlungsplatz durchgeführt am HZB.

Bisher wurden über 4900 Patienten behandelt (53% weiblich; 51% rechte Augen; Tumorkontrolle 96%; Augenerhalt 95%). Technische Meilensteine waren die Einführung eines digitales Röntgensystems inklusive 6D Lagerungskorrekturberechnung und die kombinierte Fundus-, CT- und MRT-basierte Bestrahlungsplanung.

Im Rahmen einer Online-Umfrage durch das Ocular Subcommittee der Particle Therapy Cooperative Group (PTCOG) zwischen April 2022 und Januar 2024 wurden weltweit alle Zentren angefragt, die Augentumoren behandeln. Die Umfrage deckt ein großes Spektrum von Themen ab: Programmorganisation, Indikationen, Patientenzahlen, Bestrahlungsplanung, Patientenpositionierung, technische Parameter des Behandlungsplatzes, Qualitätssicherung, zukünftige Entwicklungen.

In 2023 boten 20 Einrichtungen OPT an (Asien: 3, Europa: 9, USA: 8). Durchschnittlich wurden 1.800 Patienten pro Jahr behandelt (Berlin: 235). Das Aderhautmelanom stellte die häufigste Indikation dar. Die überwiegende Mehrheit der Bestrahlungen wird an dezidierten horizontalen Behandlungsplätzen durchgeführt. Die neu hinzugekommen Zentren (n=7, seit 2015) nutzen bis auf eins für Augenbestrahlungen Standardbehandlungsplätze bzw. Gantries. Deren Strahleigenschaften unterscheiden sich in Bezug auf Penumbra und Dosisleistung von den dezidierten Behandlungsplätzen. 9 der eher älteren Zentren wollen innerhalb der nächsten 5 Jahre ihr gesamtes oder Teile ihres Augenprogramms dem aktuellen Stand der Technik in Bezug auf Bildgebung, Bestrahlungsplanung und Applikation anpassen. Dies gilt auch für das HZB.

Die Protokolle für Dosimetrie, Dosis und Fraktionierung sind weltweit weitgehend identisch, während bei der Planung, der Qualitätssicherung und den Arbeitsabläufen für die Behandlung weiterhin Unterschiede bestehen. Die fortschreitende Einführung von Gantry-basierten Hochenergiesystemen verbessert zwar die Zugänglichkeit der OPT, aber dieser Übergang erfordert eine kontinuierliche kritische Bewertung der dosimetrischen Kompromisse und der klinischen Ergebnisse.

Multizentrische Zusammenarbeit, technologische Innovation und klinische Validierung sind unerlässlich, um die sichere und wirksame Anwendung der Augenpartikeltherapie weltweit zu gewährleisten.

Danksagung: Viele Personen haben auf direkte und indirekte Art zu diesem Abstrakt beigetragen. Dazu gehören u.a. die Mitarbeiter der Augenklinik, der Strahlentherapie, der Medizinphysik, der Protonentherapie am HZB und meine Kollegen aus dem PTCOG Ocular Subcommittee. Danke.

Bestrahlungsplanung/Stereotaxie/Sonstiges (Poster)

PS01.01 Ist der Aufwand einer 3D-Bestrahlungsplanung für die Röntgentherapie vertretbar? Eine Monte-Carlo-basierte Fallstudie für die Bestrahlung des Kniegelenks

B. Sari^{1,2}, M. H. Seegenschmiedt³, A. Block^{1,2}

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

²Technische Universität Dortmund, Fakultät Physik, Dortmund, Deutschland

³Ruhrradiologie Essen R191, Strahlentherapie, Essen, Deutschland

Einleitung

Die Röntgentherapie gutartiger Erkrankungen ist in Deutschland gut etabliert, doch gab es bisher keine kommerziellen 3D-Bestrahlungsplanungssysteme für die Orthovolt-Therapie (≤ 300 keV). Kommerzielle Planungssysteme für MV-Bestrahlungspläne verwenden Algorithmen, die aus physikalischen Gründen nicht für kV-Strahlungsqualitäten geeignet sind. Monte-Carlo-Algorithmen jedoch können die Dosisdeposition von kV-Röntgenstrahlen in Medien präzise berechnen und eine klinische Bestrahlungsplanung auch für die Röntgentherapie ermöglichen. Mithilfe eines EGSnrc-basierten Simulationsframeworks (s. Poster-Beitrag „Ein Monte-Carlo-basiertes Framework zur 3D-Bestrahlungsplanung für die Röntgentherapie“) wurde in dieser Arbeit erstmals ein dreidimensionaler Vergleich zwischen kV- und MV-Bestrahlungsplänen durchgeführt.

Material & Methoden

Mit dem Monte-Carlo-Framework wurde am Ganzkörper-CT-Datensatz „Homunculus“, welcher als Testdatensatz zur standardisierten Zielvolumendefinition und Bestrahlungsplanung bei gutartigen Erkrankungen dient, einerseits ein MV-Bestrahlungsplan für das Knie mit dem TPS Eclipse (Fa. Varian; AAA-Algorithmus) über zwei isozentrisch opponierende Felder (0° und 180°) mit 6 MV erstellt. Andererseits wurde für eine Strahlungsqualität von 200 kVp ein Monte-Carlo-Bestrahlungsplan mit zwei isozentrisch opponierenden Feldern (90° und 270°) berechnet. Der Vergleich der Dosisverteilungen erfolgte anhand von Dosis-Volumen-Histogrammen für das Planungszielvolumen (PTV).

Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigten eine deutliche Erhöhung der Dosisbeiträge am Knochen (speziell Kompakta) bei der kV-Bestrahlung, mit möglicher radiobiologischer Wirkung. Die Ausschweifungen zu höheren Dosen (bis zu 250%) im DVH (s. Abb. 1) waren auf den Dosisprung an der Kompakta-Weichgewebe-Grenzfläche zurückzuführen. Das Plateau im mittleren Dosisbereich spiegelte die unterschiedlichen Gewebe in der Knochenstruktur (Unterschied Kompakta und Spongiosa) wider.

Zusammenfassung

Es zeigte sich, dass bei kV- und MV-Bestrahlungen ein Vergleich von Punktdosen, z.B. am Referenzpunkt nach ICRU 50/62 ungenügend ist, da die Dosisverteilungen vor allem an Grenzflächen zu Dichteinhomogenitäten sehr unterschiedlich ausfallen. Dies kann aber für die Optimierung einer Behandlungsstrategie mit einem differenzierten Zielvolumenkonzept, z.B. Dosiserhöhung mit einem Orthovoltgerät an der Gelenkkapsel, gezielt und den entsprechenden radiobiologischen Kenntnissen folgend, ausgenutzt werden. Für diesen Zweck ist eine 3D-Bestrahlungsplanung für die Röntgentherapie, welche aktuell nur mit Monte-Carlo-Methoden erfolgen kann, unabdingbar. Für die Zukunft ist geplant, im Rahmen einer Consensus Peer Group auf Grundlage des einheitlichen CT-Datensatzes „Homunculus“ verschiedene Zielvolumenkonzepte für die Strahlentherapie gutartiger Erkrankungen zu verifizieren und zu vergleichen.

Anhang 1

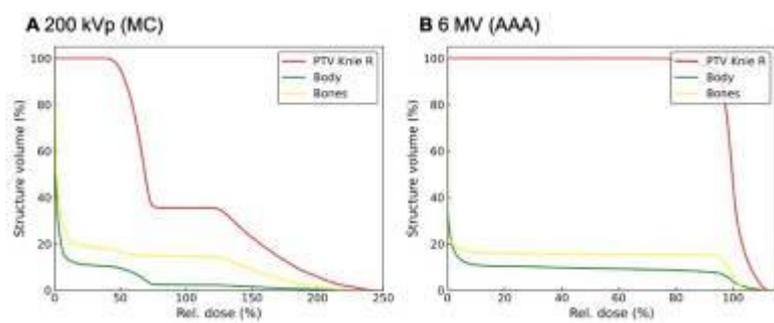


Abb.1: Berechnete DVHs für (A) 200 kVp und (B) 6 MV.

PS01.02 Übersicht über die Differenzen zwischen den Dosisberechnungsalgorithmen Acuros External Beam (AXB) und AAA in Abhängigkeit unterschiedlicher Materialien und Energien

F. Ubrich¹, N. Jach¹, R. Hofmann¹, A. Leib¹, F. Moshdeei¹, T. Rausch¹, K. Tel¹, E. Dittrich¹, M. Böttcher¹, S. Adeberg^{1,2,3}

¹Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

²Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Klinik für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

³Universitäres Centrum für Tumorerkrankungen (UCT) Frankfurt, Marburg, Deutschland

Einleitung

Im Bestrahlungs-Planungs-System (BPS) Eclipse (Fa. Varian) steht der Typ-C-Algorithmus Acuros External Beam (AXB) zur Verfügung. Der klassische Typ-B-Algorithmus ist hier der Anisotropic Analytical Algorithm (AAA). Aufgrund der Tatsache, dass Typ-C-Algorithmen von Hause aus eine Energie-Dosis im Medium (D_m) unter Berücksichtigung der Materialeigenschaften berechnen, sind Unterschiede zu der Elektronen-Dichte skalierten Wasser-Energiedosis des AAA zu erwarten. Die Option zur Konvertierung der nativen AXB Energie-Dosis im Medium in eine Wasser-Energiedosis, bei Strahlungstransport im Medium, wird nicht empfohlen [1].

In dieser Studie soll eine einfache Übersicht bezüglich des Unterschiedes von AXB D_m zu AAA bei unterschiedlichen Materialien und Photonen-Energien erstellt werden.

Material & Methoden

In BPS Eclipse 16.1 wurde eine einfache Bestrahlungsgeometrie mit einem Stehfeld ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) und einem Wasserphantom realisiert (Abb. 1). In der Tiefe 8 bis 12 cm wurde eine Inhomogenität mit einem Material X erstellt. Für X kamen 14 verschiedene Materialien aus der AXB-Material-Tabelle zum Einsatz (Tab 1). Für die Berechnungen mit AAA wurden aus der Materialzusammensetzung der AXB-Tabelle [2] die effektiven Verhältnisse von Kernladungszahl zu Massenzahl (Z/A)_{eff} berechnet und daraus sowie über die Massendichte die rel. Elektronendichte bestimmt. Für AAA und AXB wurde die Punktdosis im Zentralstrahl bei konstanter MU-Vorwahl in der Tiefe 10cm für die Beam-Modelle eines Varian TrueBeam Beschleunigers bei 4 Photonenenergie-Stufen berechnet.

Ergebnisse

Die größten Differenzen zeigen sich in Luft, hier zeigt der AAA eine um ca. 30% höhere Dosis an. Im Material Lunge liegen die Differenzen um bis zu 5%, jedoch ist es hier von der lokalen Lungendichte abhängig, welcher der Algorithmen die höheren Dosen anzeigt. In Muskel, Fett und Knorpel sind die Differenzen gering und liegen bei max. 2%. Im Knochen kommt es, besonders für die niedrigen Energien, zu Differenzen bis 7%. AXB zeigt hier geringere Dosiswerte an. Ebenso verhält es sich bei den Materialien Polysteren und PMMA – die Differenzen liegen bei ca. 5%. Bei den Metallen zeigt AXB ebenfalls geringere Dosiswerte an, die Differenzen betragen hier bis ca. 15%.

Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde eine einfache Übersicht über die Unterschiede von AXB D_m zu AAA bei unterschiedlichen Materialien und Photonen-Energien erstellt. Diese Übersicht kann dem Medizinphysiker bei der Einführung eines Typ-C-Algorithmus behilflich sein.

Anhang 1

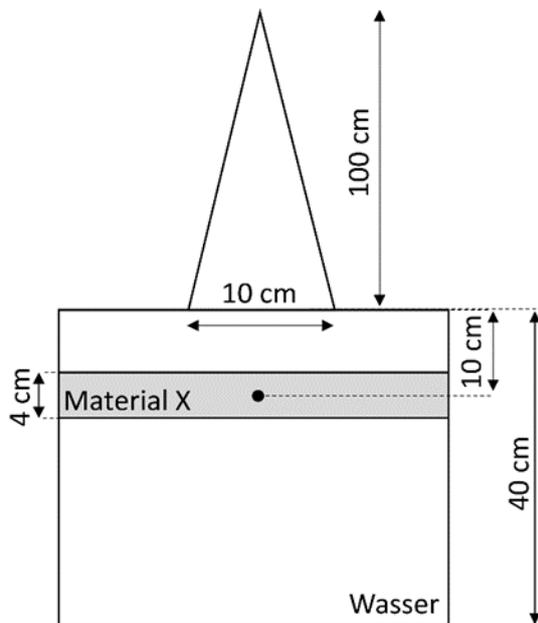


Abb.1: Bestrahlungsgometrie für die Berechnungen in Eclipse. Der interessierende Dosispunkt liegt in der Tiefe 10 cm in der Mitte der Inhomogenität mit dem Material X.

Anhang 2

Material X	Massendichte (g/cm ³)	rel. Elektronen Dichte	Dosis AXB D _m / AAA			
			X06-FFF	X06	X10-FFF	X15
Luft	0.0012	0.0011	0.68	0.70	0.68	0.73
Lunge leicht 2	0.035	0.034	0.95	0.96	0.91	0.94
Lunge leicht 1	0.120	0.119	1.03	1.04	1.01	1.02
Lunge	0.260	0.258	1.04	1.04	1.02	1.03
Fettgewebe	0.920	0.927	1.00	1.00	0.99	0.98
Wasser	1.000	1.000	1.00	1.00	1.00	1.00
Muskel	1.050	1.041	0.98	0.99	0.99	0.99
Knorpel	1.100	1.086	0.98	0.98	0.98	0.99
Knochen	1.850	1.741	0.93	0.93	0.96	0.98
Polystyren	1.050	1.019	0.95	0.96	0.95	0.94
PMMA	1.190	1.159	0.95	0.96	0.96	0.95
Aluminium	2.700	2.348	0.84	0.85	0.88	0.92
Titan Legierung	4.420	3.655	0.86	0.86	0.92	0.98
Edelstahl	8.000	6.730	0.87	0.88	0.94	1.00

Tab.1: Verhältnis Punktdosis AXB (D_m) zu AAA in Mitte der Inhomogenität mit Material X für verschiedene Photonenenergie-Stufen bei der Feldgröße 10x10 cm². Weiß: ≤3 %, Hellgrau: >3 bis ≤ 10 %, Dunkelgrau: >10 %.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Literatur

- [1] Kry et al.: Report dose-to-medium in clinical trials where available; a consensus from the Global Harmonisation Group to maximize consistency. *Radiotherapy & Oncology*, Volume 106, p106-111, June 2021
- [2] Eclipse 16.1 Photon and Electron Algorithms Reference Guide, Varian Medical Systems, 03/2020

PS01.03 Ein Monte-Carlo-basiertes Framework zur 3D-Bestrahlungsplanung für die Röntgentherapie

B. Sari^{1,2}, A. Block^{1,2}

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

²Technische Universität Dortmund, Fakultät Physik, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Kommerzielle Berechnungsalgorithmen für die Strahlentherapie (Pencil Beam, Collapsed Cone etc.) sind aus physikalischen Gründen nicht für den keV Energiebereich ausgelegt, da sie den für Energien unterhalb von 100 keV in Wasser dominierenden Photoeffekt nicht berücksichtigen. Dadurch war bisher keine klinische 3D-Bestrahlungsplanung für die Orthovolt-Therapie mit Röntgenstrahlen bis 300 keV, welche heute noch zur Behandlung gutartiger Erkrankungen durchgeführt wird, möglich. Monte-Carlo-Algorithmen berücksichtigen alle physikalischen Wechselwirkungen und sind heute der Goldstandard für Berechnungen von Dosisverteilungen in biologischem Gewebe. In früheren Arbeiten konnte bereits gezeigt werden, dass eine klinische Bestrahlungsplanung für die Orthovolt-Therapie mittels Monte-Carlo-Simulationen umsetzbar ist [1,2]. Diese Arbeit erweiterte die Bestrahlungsplanung für gutartige Erkrankungen durch die erstmalige Einbeziehung von Dosis-Volumen-Histogrammen (DVHs), welche in dieser Arbeit für den quantitativen Vergleich von kV- und MV-Bestrahlungsplänen genutzt wurden.

Material & Methoden

Das verwendete Framework basiert auf dem Monte-Carlo-Simulationspaket EGSnrc [3]. Ein BEAM-Modell für das Orthovoltgerät Pantak DXT 300 wurde erstellt und durch den Vergleich mit gerätespezifischen Messwerten optimiert. Als erstes Fallbeispiel wurde die Bestrahlung eines Fersensporns ausgewählt. Aus einem CT-Datensatz wurde zunächst über die Konvertierung der Hounsfield-Werte in Dichtewerte und Gewebeklassen ein virtuelles Phantom generiert. Dieses wurde mit verschiedenen Strahlungsqualitäten (100 - 300 kVp und 6 MV) und verschiedenen Feldkonstellationen bestrahlt. Die resultierenden Dosisverteilungen wurden sowohl als Isodosenlinien in CT-Schichten als auch in Form von DVHs für das Planungszielvolumen (PTV) und weitere Strukturen im gesamten Fuß visualisiert und quantifiziert.

Ergebnisse

Die Simulationen zeigten deutliche Unterschiede zwischen den kV- und MV- Bestrahlungsplänen. Besonders an den Übergängen zwischen Weichgewebe und Knochen kam es bei kV-Strahlung, bedingt durch die erhöhte Photoabsorption, zu starken Dosisprüngen. Diese Unterschiede spiegelten sich sowohl in den Isodosenlinien, als auch in den DVHs wider. Der Unterschied zwischen Dosis im Weichgewebe und Knochengewebe nahm dabei mit steigender Strahlungsenergie zunehmend ab. Die Dosisverteilung für 6 MV zeigte durch die Dominanz des von der Ordnungszahl nahezu unabhängigen Compton-Effekts die größte Homogenität und PTV-Erfassung.

Zusammenfassung

Das vorgestellte Monte-Carlo-basierte Framework ermöglichte eine individuelle 3D-Planung für Röntgentherapiegeräte inkl. Mehrfelder-Techniken und erlaubte erstmalig den Vergleich von kV- und MV-Bestrahlungsplänen hinsichtlich der Dosisverteilungen und der Dosiserfassung des Zielvolumens. Es kann zur Auswahl der optimalen Strahlenqualität beitragen. Darüber hinaus ermöglicht es erstmals die Erstellung echter Dosis-Wirkungs-Beziehungen in Vergleichsstudien zu verschiedenen Bestrahlungsmodalitäten.

Literatur

- [1] P. Penchev et al. *Design and evaluation of a Monte Carlo based model of an orthovoltage treatment system*. Zeitschrift für Medizinische Physik (2015).
- [2] M. Nikandrovs et al. *Clinical treatment planning for kilovoltage radiotherapy using EGSnrc and Python*. J Appl Clin Med Phys (2023).
- [3] I. Kawrakow et al. *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. NRCC Report PIRS-701 (2021).

PS01.04 Implementierung und Validierung der Bestrahlung mit mehr als zwei Isozentren an Ethos Linearbeschleunigern

F. Kugel¹, S. Garbe¹, E. Gkika¹

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

Einleitung

Die Bestrahlung ausgedehnter Zielvolumina mit mehreren Isozentren erfordert eine hohe Präzision bei der Patientenpositionierung sowie eine optimale dosimetrische Gestaltung der Feldübergänge. Typische Anwendungen sind die kraniospinale Bestrahlung (CSI) oder die Ganzkörperbestrahlung (TBI). Die volumetrisch modulierte Bogenbestrahlung (VMAT) bietet hierbei eine homogene Dosisverteilung sowie eine präzise Schonung der Risikoorgane und eignet sich als Ausfallkonzept für zeiteffizientere, vorwärts geplante Techniken [1, 2]. An Halcyon Linearbeschleunigern (*Varian*) sind solche Großfeldtechniken noch nicht weit verbreitet [1]. Eine Bestrahlung mit mehr als zwei Isozentren an Ethos Linearbeschleunigern (*Varian*) wurde bislang nicht publiziert. Das Ziel dieser Arbeit ist die Implementierung und Validierung der Bestrahlung mit mehr als zwei Isozentren an Ethos Linearbeschleunigern.

Material & Methoden

Fünf TBI wurden mit und ohne Risikorganschonung in der Software Eclipse 15.6 (*Varian*) für Patienten unterschiedlicher Anatomie erstellt (siehe Abb. 1). Dabei wurden VMAT- und IMRT-Bestrahlungsfelder mehrerer Isozentren im Bereich des Oberkörpers bzw. der Beine gemeinsam optimiert. Der Übergang der Dosisverteilung zwischen den CT-Scans in Kopf-voraus- und Fuß-voraus-Lagerung wurde durch einen ca. 10cm langen Dosisgradienten realisiert.

Die Verifikation der Bestrahlungspläne erfolgte anhand von Portal-Dosimetrie und 3D-Dosismessung mit einem Octavius-4D-System und einem 2D-Ionisationskammer-Array seven29 (beide *PTW Freiburg*).

Ergebnisse

Einen 2D-Gamma-Test (γ -Kriterium: 2%/2mm) bestehen alle Portal-Aufnahmen mit einer Passrate von $\geq 94.3\%$. Alle 3D-Dosismessungen bestehen einen 3D-Gamma-Test (γ -Kriterium: 3%/3mm) mit einer Passrate von $\geq 93.1\%$.

Für die klinische Behandlung wurde jedes Isozentrum als individueller Bestrahlungsplan in die Ethos-Software importiert. Die Bestrahlung mit festen longitudinalen Verschiebungen wurde in mehreren Testdurchläufen erprobt, bevor die Technik in die klinische Routine aufgenommen wurde [3].

Zusammenfassung

Das beschriebene Vorgehen in der Bestrahlungsplanung und klinischen Umsetzung ermöglicht es, an Ethos-Linearbeschleunigern Bestrahlungen mit mehreren Isozentren durchzuführen, deren Abstände über 10 cm betragen können, beispielsweise bei kraniospinalen Bestrahlungen oder Ganzkörperbestrahlungen (siehe Abb. 1 und 2).



Abb. 1: Dosisverteilung einer TBI mit Risikoorganschonung und Dosisübergang zwischen Kopf-voraus- und Fuß-voraus-Lagerung geplant für einen Ethos Linearbeschleuniger



Abb. 2: Dosisverteilung einer CSI geplant für einen Ethos Linearbeschleuniger

Literatur

- [1] Uehara, et al., *Radiation Oncology* 16 (2021): 1-8.
- [2] Polednik, et al., *Strahlentherapie und Onkologie* 191 (2015): 869-874.
- [3] Seravalli, et al., *Radiotherapy and Oncology* (2024): 110366.

PS01.06 Einfaches volumenbasiertes Modell zur Bewertung des Dosisabfalls in der Einzeit-SRS: Entwicklung, Validierung und Potenzial für multizentrische Qualitätssicherung

Y. Nour¹, T. Tekin¹, S. Garbe¹, F. Kugel¹, V. Volkenborn¹, T. Müdder¹, C. Leitzen¹, D. Scafa¹, J. Layer¹, G. Sarria¹, E. Gkika¹
¹Universitätsklinikum Bonn, Bonn, Deutschland

Einleitung

Ein steiler Dosisgradient ist in der stereotaktischen Radiochirurgie (SRS) essenziell, um strahleninduzierte Nebenwirkungen wie Radionekrosen zu vermeiden. Intermediate-Dosis-Volumina wie V_{10Gy} (Volumen ≥ 10 Gy) gelten als relevante Prädiktoren [1]. Viele existierende Bewertungsansätze basieren auf festen Grenzwerten oder komplexen Planparametern und sind daher im klinischen Alltag nur eingeschränkt nutzbar [2]. Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines einfachen, volumenbasierten Modells zur Vorhersage von V_{10Gy} auf Basis des Tumervolumens (TV), um die Qualitätssicherung zu unterstützen und zur Homogenisierung der Planqualität in multizentrischen Studien beizutragen.

Material & Methoden

Es wurden 178 Referenzpläne unter idealisierten Planungsbedingungen analysiert: Eingeschlossen waren Hirnmetastasen mit einem Planungszielvolumen (PTV) $\leq 4,3$ cm³, die sich weder in zuvor bestrahlten Regionen noch in unmittelbarer Nähe kritischer Risikoorgane (z. B. Hirnstamm, Sehnerven, Chiasma, Hippocampi) befanden. Durch den Einsatz von vier nicht-koplanaren Arcs (VMAT oder DCA) sollte ein möglichst isotroper Dosisabfall erzielt werden. Der Zusammenhang zwischen TV und V_{10Gy} wurde mittels Regressionsanalyse im log-log-Raum modelliert. Zur praxisnahen Einordnung wurde das Modell auf 110 klinische Pläne angewendet, die unter Alltagsbedingungen geplant worden waren. Aufgrund patientenbedingter Einschränkungen (z. B. Lagerungstoleranz, Nähe zu OARs, Vorbestrahlung) Diese Pläne wurden unter realistischen klinischen Bedingungen erstellt, häufig mit reduzierten Einstrahlwinkeln und ohne vollständige Nutzung nicht-koplanarer Geometrien.

Ergebnisse

Die Regressionsanalyse ergab eine starke Korrelation zwischen TV und V_{10Gy} ($r = 0,994$) mit folgender Modellfunktion:

$$V_{10Gy} = 3,71 \times TV^{0,833}$$

Das 95. Perzentil der Modellverteilung definierte eine konservative Obergrenze:

$$V_{10Gy} = 4,10 \times TV^{0,833}$$

Basierend auf der klinischen Kohorte wurde zusätzlich eine praxisnahe Toleranzgrenze (90. Perzentil der Abweichungen) abgeleitet

$$V_{10Gy} = 5,05 \times TV^{0,803}$$

Diese Schwellenwerte werden derzeit in unserer Abteilung zur planbasierten Qualitätssicherung genutzt.

Zusammenfassung

Ein einfaches Modell zur Vorhersage von V_{10Gy} wurde entwickelt und anhand klinischer Daten in seiner Anwendbarkeit eingeordnet. Es ermöglicht eine schnelle, standardisierte Einschätzung des Dosisabfalls in der Einzeit-SRS. Das Modell kann als QA-Instrument im klinischen Alltag eingesetzt werden und zur Homogenisierung der Planqualität in multizentrischen Studien beitragen. Eine multizentrische Validierung steht derzeit noch aus.

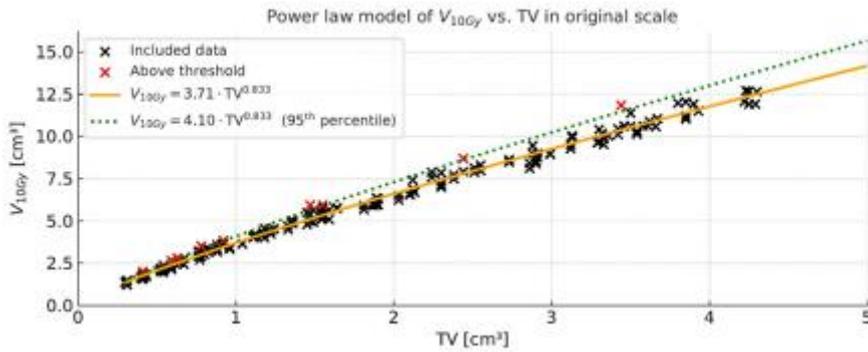


Abbildung 10: Power-Law-Modell von V_{10Gy} in Abhängigkeit vom TV.

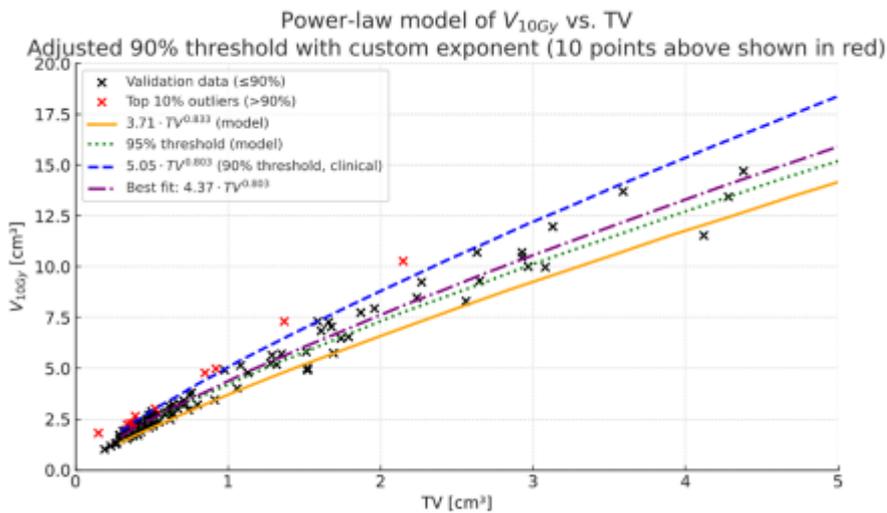


Abbildung 11: Power-Law-Modell von V_{10Gy} vs. TV mit klinischer Schwelle (90. Perzentil).

Literatur

- [1] Minniti G et al., Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2011;79(4):1337–1343
- [2] Reynolds TA et al., Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2020;106(3):604–611

PS01.07 Erste Messungen mit einem Phantom für Infrarot-Hyperthermiegeräte nach ESHO-Richtlinien

D. Marder¹, P. Janssen¹, O. Timm¹, H. Schneider¹, A. Thomsen², P. Zucchetti³, W. Arnold³, A. Ademaj¹, R. Hälgl¹, E. Puric¹, O. Riesterer¹

¹Kantonsspital Aarau, Radioonkologiezentrum Mittelland, Aarau, Schweiz

²Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

³Luzerner Kantonsspital, Radioonkologie, Luzern, Schweiz

Einleitung

Hyperthermie (Erhitzen auf 40–43 °C für eine Stunde) wirkt in Kombination mit Strahlentherapie sensibilisierend und verbessert die Behandlungsergebnisse bei malignen Tumoren. Bei großen oberflächlichen Tumoren ist wassergefiltertes Infrarot-A (wIRA) eine gängige Hyperthermietechnik. Die Mindestanforderungen an solche Geräte sind in den veröffentlichten Leitlinien der Europäischen Gesellschaft für Hyperthermische Onkologie (ESHO) definiert [1]. Um die Leistungsfähigkeit eines Geräts mit wIRA zu testen, wurde ein hautäquivalentes Phantom hergestellt und die Eigenschaften eines handelsüblichen Hyperthermie-Behandlungsgeräts hinsichtlich Temperaturerhöhung (T_{rise}), effektiver thermischer Eindringtiefe (TEPD) und effektiver thermischer Feldgröße (TEFS) bewertet.

Material & Methoden

Um die Fähigkeiten des kommerziellen wIRA-Geräts hydrosun-TWH1500 (Hydrosun Medizintechnik GmbH, Müllheim, Deutschland) zu testen, wurde ein silikonbasiertes Phantom nach Luaidi et al. [2] hergestellt. Insgesamt wurden 22 Experimente mit vier Bestrahlungsgeräten zur Erwärmung im Kantonsspital Aarau und im Luzerner Kantonsspital durchgeführt. Gemäß den ESHO-Richtlinien wurde der Stapel der Phantomplatten 6 Minuten lang mit dem wIRA-Gerät bestrahlt. Unmittelbar nach der Bestrahlung wurden hochauflösende Infrarotbilder (VarioCAM® HD, Dresden, Deutschland) der Oberfläche in verschiedenen Tiefen aufgenommen. Aus der Subtraktion der Temperaturbilder vor und nach der Bestrahlung wurden mithilfe der Software der IR-Kamera der T_{rise} , und TEFS und TEPD bei 5 mm bestimmt.

Ergebnisse

Der maximale Temperaturanstieg in 5 mm Phantomtiefe, der als Indikator für die Temperaturerhöhung T_{rise} des wIRA-Hyperthermiegeräts dient, betrug $11,4 \pm 0,71$ K, wenn die Oberflächentemperatur unter 43 °C gehalten wurde. TEPD betrug $10,6 \pm 0,62$ mm (siehe Abbildung 1). In 5 mm Tiefe wurde für TEFS eine Fläche von 357 ± 17 cm² ermittelt (siehe Abbildung 2), was einer kreisförmigen Abdeckungsfläche mit einem Radius von $10,6 \pm 0,25$ cm entspricht.

Zusammenfassung

Mit dem vorgeschlagenen Phantom ist eine reproduzierbare Messung von TEPD, TEFS und T_{rise} möglich. Weitere Untersuchungen der thermischen Eigenschaften des hergestellten Phantoms sind notwendig, um dessen Gewebeäquivalenz zu beurteilen.

Anhang 1

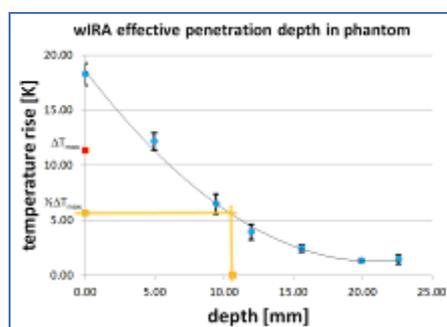


Abb.1: TEPD bestimmt aus der Eindringtiefe

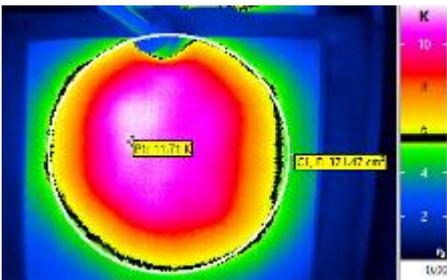


Abb.1: Beispiel für TEFS bei 5 mm Eindringtiefe

Literatur

- [1] Dobsicek Trefna, H., Crezee, J., Schmidt, M. et al (2017). Quality assurance guidelines for superficial hyperthermia clinical trials: II. Technical requirements for heating devices. *Strahlentherapie und Onkologie*, 193(5): 351-366. <http://dx.doi.org/10.1007/s00066-017-1106-0>
- [2] Lualdi, M., Colombo, A., Farina, B., Tomatis, S. and Marchesini, R. (2001), A phantom with tissue-like optical properties in the visible and near infrared for use in photomedicine. *Lasers Surg. Med.*, 28: 237-243. <https://doi.org/10.1002/lsm.1044>

PS01.08 Correlation between internal tumor movement and surface motion: Identifying optimal patient-specific surface surrogate positions

A. Schwarz^{1,2}, J. Dickmann², F. Putz³, A. Maier¹

¹Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Lehrstuhl für Informatik 5 (Mustererkennung), Erlangen, Deutschland

²Siemens Healthineers AG, Forchheim, Deutschland

³Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department of Radiation Oncology, Erlangen, Deutschland

Einleitung

In planning and treatment of tumors affected by respiratory motion, a strong correlation between tumor movement and thoracic surface motion is assumed. Ali et al. [1] showed that this correlation is influenced by tumor position. Moreover, Wang et al. [2] quantified the influence of tumor size, gender, age and other factors. Both conclude that patient-specific factors strongly influence the internal/external correlation.

Finding surface points with robust correlation to the tumor motion from respiratory 4DCT planning scans is highly relevant, especially for surface guided radiotherapy (SGRT).

Material & Methoden

We exemplarily investigated on three patients, which surface positions hold the highest motion correlation to the tumor, while moving enough to be trackable by a surface camera. Patients were selected to provide varying tumor locations.

To observe internal motion, breathing phases derived from phase-based reconstructed 4DCT were registered onto the subsequent phase to generate a 4D motion field using GradIcon non-rigid registration [3]. The manually selected center of the tumor was followed through all breathing phases.

For each vertex on the surface, the motion was tracked over all phases. Motion was explored in the most predominant directions: superior-inferior for the internal motion and anterior-posterior for the surface motion.

Ergebnisse

For all patients, correlation between internal and external motion could be observed for most of the thoracic surface. However, the motion amplitude appears to be a limiting factor for some surface points. This warrants further investigation taking the specific uncertainties of surface capturing systems into consideration. As visible from Fig1, variation of breathing depth during the scan will lead to variations in motion amplitudes between image stacks in sequential acquisition.

Zusammenfassung

Using 4DCT scans of three patients, thorax surface areas with high motion correlation and sufficient amplitude for reliable tracking in SGRT were recognized automatically. Results show that while a general correlation exists across the thorax, motion amplitude is a limiting factor.

Anhang 1

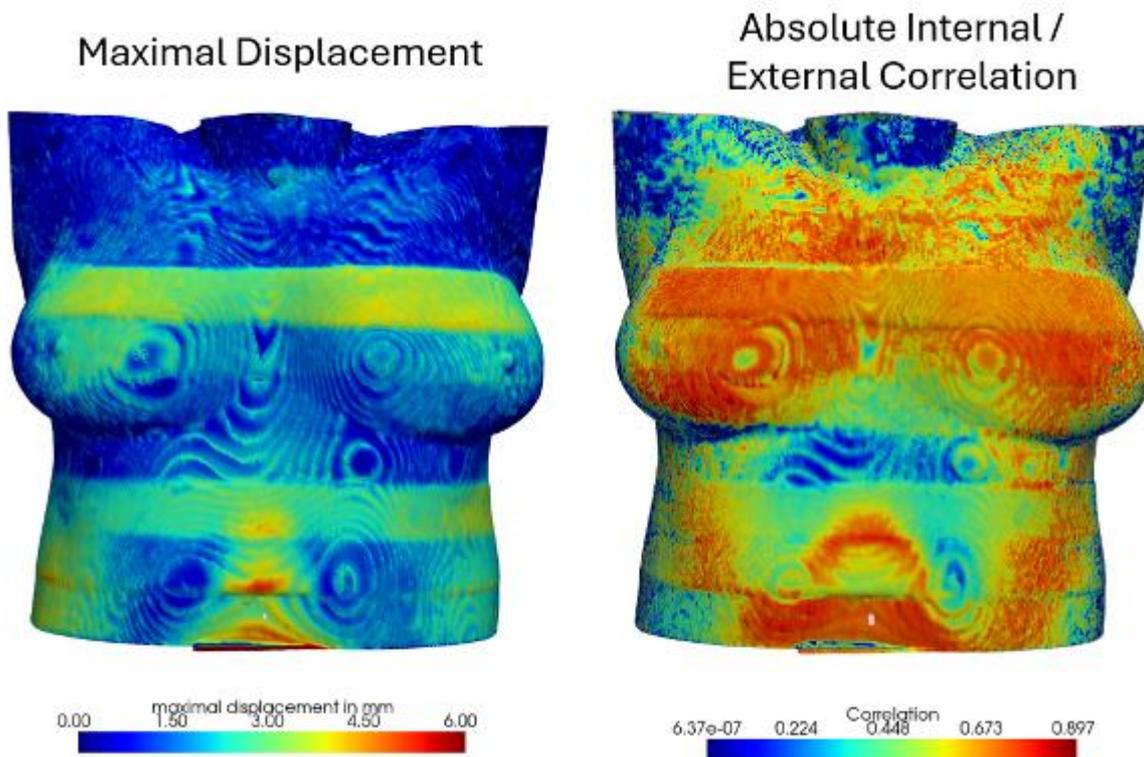


Abb.1: Surface with motion magnitude color map (left) and with internal/external correlation color map (right) for an exemplary patient case.

Literatur

- [1] Ali AM et al. Evaluation of tumour motion and internal/external correlation in lung SABR. Br J Radiol. 2023 Sep;96(1149):20220461. doi: 10.1259/bjr.20220461.
- [2] Wang G et al. Correlation of Optical Surface Respiratory Motion Signal and Internal Lung and Liver Tumor Motion: A Retrospective Single-Center Observational Study. Technol Cancer Res Treat. 2022 Jan-Dec;21:15330338221112280. doi: 10.1177/15330338221112280.
- [3] Tian L et al. GradICON: Approximate Diffeomorphisms via Gradient Inverse Consistency. Proc IEEE Comput Soc Conf Comput Vis Pattern Recognit. 2023 Jun;2023:18084-18094. doi: 10.1109/cvpr52729.2023.01734.

Augen/Brachytherapie und IORT/Flash (Poster)

PS02.01 Dosimetrische Qualitätssicherung der Quellenstärke in der LDR Brachytherapie

N. Jach¹, F. Ubrich¹, K. Tel¹, R. Hofmann¹, A. Leib¹, R. Tabea¹, F. Moshdeei¹, E. Dittrich¹, M. Böttcher¹, S. Adeberg^{1,2}

¹Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

²Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

Einleitung

In der Low-Dose-rate (LDR) Brachytherapie von Prostatakarzinomen werden wenige mm große radioaktive Seeds mittels Nadeln durch die Haut dauerhaft in die Prostata eingebracht. Seit 2020 wird durch die DIN 6803-2 eine Messung der gelieferten Seeds vor der Implantation vorgeschrieben. Dies muss durch eine rückführbar kalibrierte Schachtionskammer nach DIN EN 62467-1 erfolgen. Anforderungen an die Toleranzen sind keine definiert. Die Messergebnisse für die Patienten, die am Universitätsklinikum (UKGM) Marburg behandelt wurden, werden im Folgenden dargestellt und beurteilt.

Material & Methoden

Bei den verwendeten Seeds handelt es sich um IsoSeed I25.S17PLUS des Herstellers Eckert&Ziegler der Quellenstärke Klasse 8 (0.544 – 0.590 Ci) mit einer Unsicherheit des Klassenmittelwertes von +/- 4.7 %. Pro Patient werden ca. 90 Seeds (verteilt auf 2 Kassetten) bestellt. Gemessen wird die Ladung integriert über 60 s mit einer Schachtkammer Typ TM33005 von PTW mit dem Halter T33005.1.130 und daraus die Reference Air Kerma Rate für einen Seed bestimmt. Vorerst wird jeweils eine 3er Seed-Kette jeder Kassette gemessen. Weicht die Messung um mehr als 3 % zum Sollwert ab, wird eine zweite 3er Kette gemessen. Die mittlere Abweichung aus allen gemessenen Stichproben bestimmt das weitere Vorgehen. Beträgt diese unter 5 % kann mit der Anästhesie des Patienten begonnen werden [1]. Liegt diese über 5 % entscheidet der Facharzt, ob die Behandlung beginnen kann. Eine Interchargen Differenz von mehr als 10 % führt zu einem Abbruch der Behandlung. In jedem Fall soll zunächst die Kassette mit der geringeren Abweichung zum Sollwert für die Applikation verwendet werden.

Ergebnisse

Tabelle 1 zeigt die Messergebnisse von 14 Patienten mit jeweils 2 Kassetten. Bei 12 Kassetten war die Messung einer zweiten Stichprobe notwendig und es wurden insgesamt 40 Stichproben gemessen. 4 davon lagen (ohne Berücksichtigung des Messfehlers der Schachtionskammer) außerhalb der Toleranz des Herstellers. Die mittlere Abweichung aller Stichproben des jeweiligen Patienten lag immer unter 5 % und demnach im akzeptablen Bereich. Die Inter-Chargen-Differenz bewegte sich immer unterhalb der 10 % Toleranz-Schwelle.

Patient Nr.	Kassette1			Kassette 2			Gesamt	
	Stichprobe		mittl. Abw.	Stichprobe		mittl. Abw.	Inter-Chargen-Diff.	mittl. Abw. gesamt
	1	2		1	2			
1	-1.1		-1.1	-3.6		-3.6	2.4	-2.4
2	-1.4		-1.4	-3.4	-3.1	-3.3	1.9	-2.3
3	-2.1		-2.1	-3.5	0.8	-1.3	0.7	-1.7
4	-3.8	-2.7	-3.2	-4.3	-5.3	-4.8	1.5	-4.0
5	-1.3		-1.3	0.0		0.0	1.2	-0.6
6	-1.1		-1.1	-6.1	-2.2	-4.2	3.1	-2.6
7	-0.6		-0.6	-4.8	-3.2	-4.0	3.3	-2.3
8	-0.6		-0.6	-1.0		-1.0	0.4	-0.8
9	-5.0	-2.7	-3.8	-2.9		-2.9	0.9	-3.4
10	-3.6	-2.5	-3.0	-1.6		-1.6	1.4	-2.3
11	-2.3		-2.3	-1.6		-1.6	0.7	-2.0
12	-4.7	-4.5	-4.6	0.9		0.9	5.6	-1.9
13	-4.1	-4.3	-4.2	-3.4	-3.2	-3.3	0.9	-3.8
14	-1.4		-1.4	-4.3	-0.6	-2.4	1.0	-1.9

Tab. 1: Abweichungen der gemessenen Seed-Ketten im Vergleich zu den Herstellerangaben. Es wurde die Abweichung je Stichprobe, die mittlere Abweichung je Kassette sowie die mittlere Abweichung für alle Stichproben eines Patientensatzes ermittelt. Hellgrün unterlegt sind Abweichungen < 1 %, mittleres Grün < 2 %, Dunkelgrün < 3 % und Orange > 3 %. Werte, die außerhalb der Toleranz des Herstellers liegen, sind in Rot dargestellt.

Auffällig ist, dass, bis auf eine Messung, alle Abweichungen im negativen Bereich lagen. Dies wird in Abbildung 1 verdeutlicht. Die mittlere Abweichung über alle Stichproben lag bei -2.7 %.

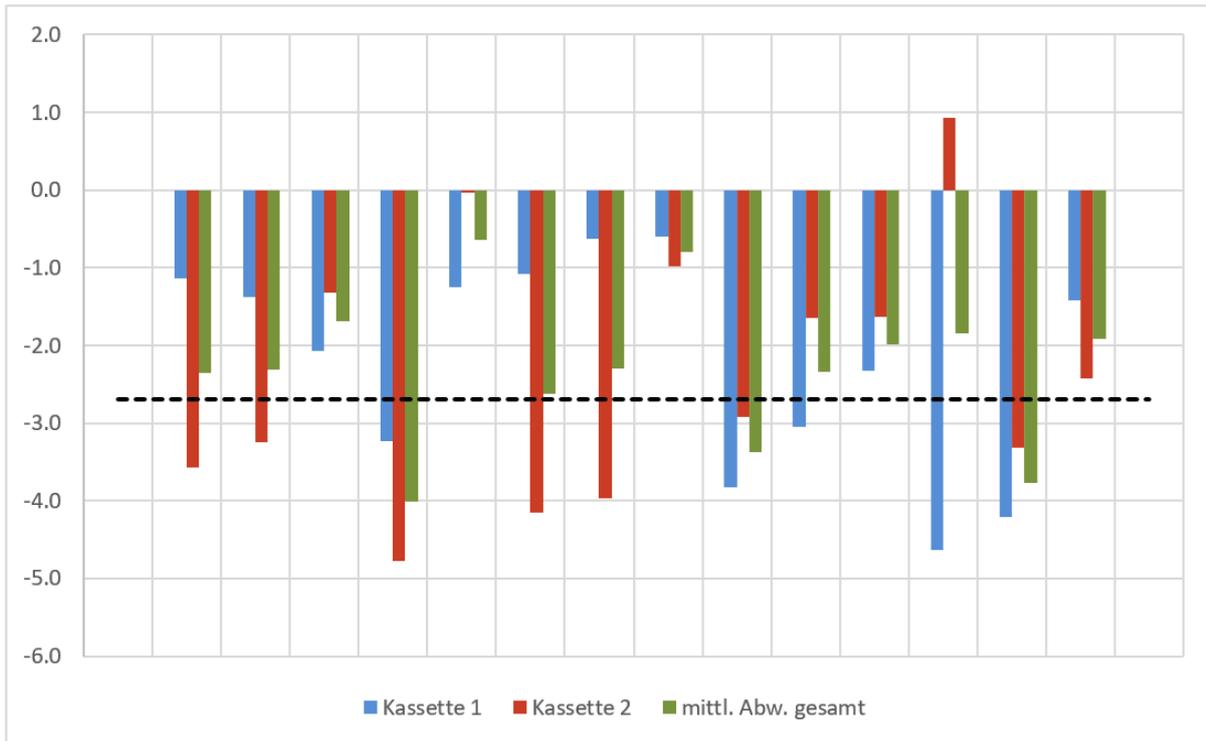


Abb.1: Abweichungen der gemessenen Seed-Ketten im Vergleich zu den Herstellerangaben. Dargestellt sind die Werte von Kassette 1 (blau) und 2 (rot) für jeden Patienten sowie die mittlere Abweichung für beide Kassetten. Die mittlere Abweichung über alle Stichproben betrug 2.7 % und ist als schwarze Linie abgebildet.

Zusammenfassung

Die Auswertungen der Messungen der im UKGM Marburg verwendeten Seeds zeigt die auftretenden Abweichungen von den vom Hersteller angegebenen Sollwerten auf. Diese fielen fast ausschließlich negativ aus und bewegten sich zu 90% innerhalb der Toleranz des Herstellers. Sie dienen als Orientierung und Vergleichswerte für Kliniken, die die gleiche Therapie durchführen.

Literatur

- [1] LDR-Brachytherapie der Prostata: Sensitivität der dosimetrischen Planparameter gegenüber Abweichungen von der nominellen Quellenstärke, Ubrich et al., DEGRO 2024 Abstractband

PS02.02 The use of a TPS for IOERT: Commissioning and first experience

M. Gainey^{1,2,3,4}, C. Iliaskou^{1,2,3,4}, M. Kollefrath^{1,2,3,4}, D. Baltas^{1,2,3,4}

¹Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Strahlenheilkunde, Medizinische Physik, Freiburg i. Br., Deutschland

²Universitätsklinikum Freiburg, Department of Radiation Oncology, Division of Medical Physics, Freiburg i. Br., Deutschland

³Universität Freiburg, Medical Faculty, Freiburg i. Br., Deutschland

⁴German Cancer Consortium (DKTK), Partner Site, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

Intraoperative electron radiotherapy (IOERT) is typically performed without the use of a dedicated treatment planning system (TPS) for calculation of MUs. Instead, tabulated values of MUs are employed for each commissioned applicator size and electron energy.

Material & Methoden

Circular plastic applicators (50 mm to 90 mm, 0° and 30°-bevel) and rectangular metal sarcoma applicators (7 x 12 cm², 8 x 15 cm², 8 x 20cm², 0° and 20° -bevel) for the Mobetron linac (IntraOp Medical Corporation, Sunnyvale, CA) were commissioned in accordance with the Prelude v1.3 (MedCom, Darmstadt) TPS recommendations. PDDs, profiles and output factors were measured in a MP3-T water phantom employing a microdiamond detector (Type 60019) and Semiflex 3D (Type 31021), all from PTW-Freiburg. Profiles were measured at five depths for each applicator and energy (6 MeV, 9 MeV and 12 MeV): 5 mm, d(R₁₀₀), d(R₈₀), d(R₅₀) and d(R₃₀). After acquisition of the raw data, were processed in Mephysto v3.4 (PTW-Freiburg) to smooth and interpolate them to equidistant (1mm) detector positions. The resulting PDDs, 2D Isomatrix and output factor files were imported into the TPS for validation and approval. Thereafter extensive testing of plan transferral to the treatment console was performed.

Ergebnisse

Measurement of each applicator (all energies), as well as subsequent processing and validation (PDD and all profiles), took respectively approximately one hour (n=16).

The TPS was installed on a virtual machine facilitating pre- (offline) and real-time planning in the surgical setting. Integration with the oncology information system (OIS) enabled patient demographic data to be entered automatically into the TPS. The TPS enabled energy mixing to tailor the desired PDD to the clinical IOERT situation: planning typically took three to five minutes. Resulting treatment plans were approved by a MPE and a radiation oncologist, prior to being exported to the linac: for energy mixing two treatment fields were exported.

During irradiation, secure proprietary communication between the linac and TPS is maintained to enable near real-time recording of delivered MUs. Once irradiation is completed a treatment protocol is generated by the TPS. Plans and treatment protocols (PDFs) were exported to the OIS.

Zusammenfassung

The TPS enables dose distributions to be generated and reviewed in the operating theatre, without significantly increasing the anaesthesia time. Moreover, manual data entry of treatment parameters at the console is largely avoided. This opens up the possibility of a personalised dose prescription and delivery in IOERT.

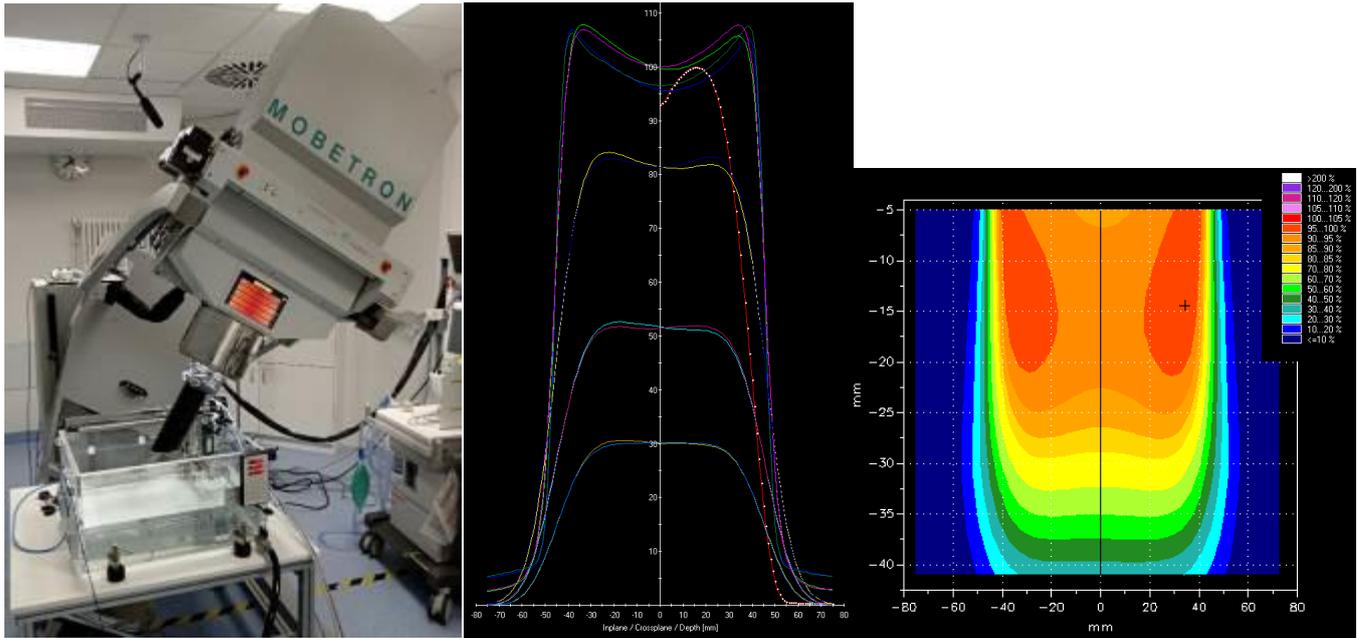


Abb.1: Setup of Mobetron linac, MP3-T water phantom and 90mm 30°-bevel plastic applicator (left). Processed profiles and PDD for E9 90mm 0° (middle) and in-plane isomatrix file, derived from PDD an in-plane profiles (right).

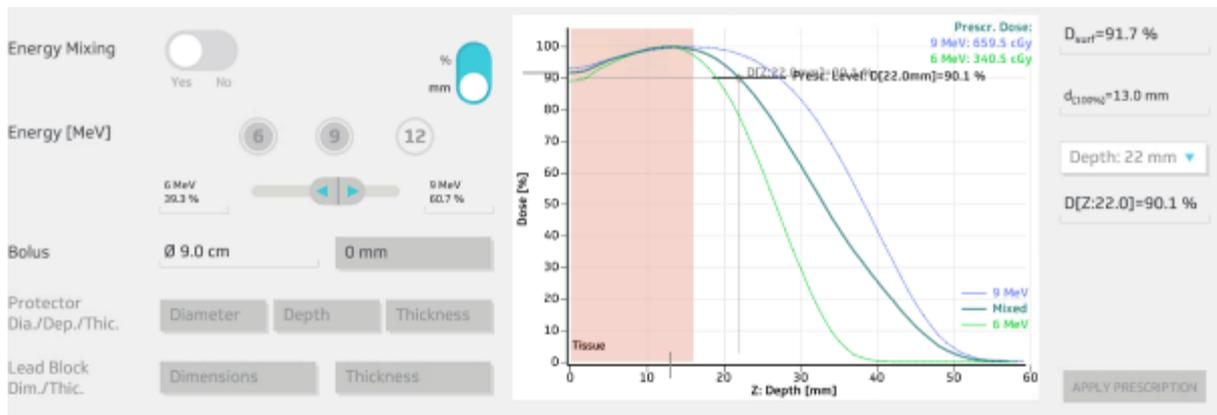


Abb.2: Energy mixing of E6 (39.3%) and E9 (60.7%) to obtain the 90% dose at the required distal depth (22mm).

PS02.03 Untersuchung der Bildqualität eines intraoperativ eingesetzten mobilen CBCT-Imagingsystems und Vergleich von zwei darauf geplanter Planmethoden

M. Gemes^{1,2,3}, M. Gainey^{1,2,3}, M. Kollfrath^{1,2,3}, D. Ruess⁴, D. Baltas¹

¹Universitätsklinikum Freiburg, Strahlenheilkunde, Freiburg i. Br., Deutschland

²Universität Freiburg, Medical Faculty, Freiburg i. Br., Deutschland

³German Cancer Consortium (DKTK), Partner Site, Freiburg i. Br., Deutschland

⁴Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Allgemein- und Viszeralchirurgie, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

In diesem Projekt wird untersucht, ob die CBCT-Bildqualität eines intraoperativ eingesetzten mobilen CBCT-Imagingsystems, ImagingRing Fa. Medphoton, für die Bestrahlungsplanung von Flap-basierten (Freiburger Flap) intraoperativen (IORT) Brachytherapieanwendungen ausreichend ist. Flaps lassen sich flexibel an Oberflächen anpassen und ermöglichen somit eine intraoperative Strahlentherapie (Brachytherapie) für verschiedene Tumorentitäten. Die klinische Praxis basiert aktuell in der Regel nur auf standardisierten Template-Plänen vorgerechnet für verschiedene Flapdimensionen, welche aber die aktuelle Geometrie (z.B. Krümmung) des eingesetzten Flaps nicht berücksichtigen. Eine hinreichende CBCT-Bildqualität könnte zum einen zur Verifikation der Lage des Flaps im Bezug zu Anatomie (Zielgebiet und Risikoorgane) und somit zur Qualitätskontrolle dienen und zum anderen eine Patienten-individuelle intraoperative Planung und Flap-IORT-Therapie ermöglichen.

Material & Methoden

Ein Flap wurde in ein Schweinkadaver nach Präparation durch einen Viszeralchirurgen eingebracht, wovon mit dem ImagingRing zwei CBCTs angefertigt wurden. Für das erste CBCT wurden stabförmige CT-Marker in den Flap-Kathetern eingeführt, um dessen Position später auch bei suboptimaler Bildqualität erfassen zu können (Referenzbild). Für das zweite CBCT wurden diese Marker aus den Plastikathetern entfernt. Die rekonstruierten Bilder wurden koregistriert und für die Planung eines standardisierten Template-Plans (Haltezeiten an jedem Haltepunkt gleich) sowie eines individuell optimierten Plans (optimierte Haltezeiten für jeden Haltepunkt) verwendet. Für den Vergleich der Pläne wurden verschiedene ROIs definiert. Der Vergleich der beiden Flap-/Katheterrekonstruktionen und den entsprechenden Dosisverteilungen erlaubt somit einerseits Rückschlüsse auf die Rekonstruktionsqualität mit und ohne CT-Markern und andererseits auf den Einfluss der gewählten Planmethoden auf die Dosisverteilung.

Ergebnisse

Der Flap war in beiden CBCT-Bildaufnahmen sehr gut zu erkennen und die Position der verwendeten Flap-Katheter in beiden Rekonstruktionen identisch (siehe Bild). Der Vergleich der geplanten 3D-Dosisverteilungen zeigte lediglich in den Randbereichen des Flaps geringe Unterschiede.

Zusammenfassung

intraoperative Bestrahlungsplanung, welche hinsichtlich der Vermeidung einer Unterdosierung im Randbereich und der Schonung von Risikoorganen von besonderer Bedeutung wäre.

Anhang 1

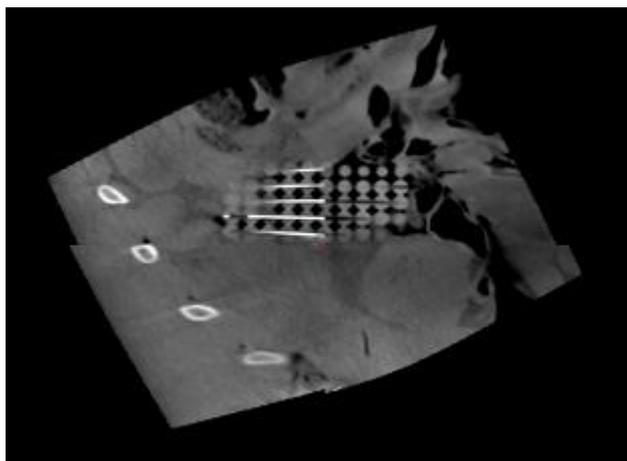


Abb.1: CBCT Registrierung von CBCT Aufnahme mit CT-Marker (Linke Hälfte) und CBCT Aufnahme ohne CT-Marker (Rechte Hälfte)

PS02.04 Entwicklung einer Simulationsarchitektur zur Modellierung inhomogener Dosisprofile von Ru-106 Augenapplikatoren

N. Oldman¹, M. Stroth¹, J. Wintz², D. Flühs², J. Albrecht¹

¹Technische Universität Dortmund, Dortmund, Deutschland

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

Einleitung

Brachytherapie mit Ruthenium-106 Applikatoren ist eine etablierte Therapieform zur Behandlung von intraokularen Tumoren. Eine ungleichmäßige Verteilung der Ru-106 Kerne innerhalb des Applikators führt zu Inhomogenitäten im Dosisprofil. Diese werden für jeden Applikator durch Messungen des Herstellers individuell vermessen wobei lokale Dosischwankungen von bis zu 20% [1] akzeptiert werden. Ob durch diese Inhomogenitäten hervorgerufene Hot- oder Coldspots zu signifikanten Überdosierungen in zu schonenden Risikostrukturen oder einer Unterdosierung im Tumolvolumen führen können, wird mithilfe von Monte-Carlo-Methoden untersucht. Dafür wird ein neues Verfahren zur Simulation der Brachytherapie mit Applikatoren mit inhomogenen Dosisprofil entwickelt.

Material & Methoden

Zur Nachbildung von Ru-106 Applikatoren mit inhomogenen Dosisprofilen wird in einem Simulationsworkflow im Monte-Carlo-Simulationsprogramm Geant4 eine neue Methodik zur Teilchenerzeugung implementiert. Die Korrelation der im Applikator erzeugten Primärteilchen mit dem räumlichen Dosisprofil wird durch die Rückverfolgung von Dosis deponierenden Sekundärteilchen untersucht. Dazu werden in Simulationen mit einer Detektoranordnung, die die Messung des Herstellers nachstellt, für jeden Detektor sogenannte Phase-Space-Dateien erstellt. Diese Dateien enthalten die Erzeugungsorte der primären Ruthenium-Kerne, deren Sekundärteilchen in dem entsprechenden Detektorvolumen wechselgewirkt haben. Zur Generierung des inhomogenen Dosisprofils dienen diese Phase-Space-Dateien mit entsprechender Gewichtung als Grundlage zur Teilchenerzeugung. Die Auswirkungen des inhomogenen Dosisprofils auf die Behandlung werden anhand eines anatomisch approximierten Augenmodells untersucht.

Ergebnisse

Die entwickelte Methodik, welche die Erstellung von Phase-Space-Dateien auf Basis von Teilchenrückverfolgung beinhaltet, ermöglicht eine neuartige Simulationsarchitektur zur realistischen Modellierung von Ru-106 Augenapplikatoren mit inhomogenem Oberflächendosisprofil. Abschätzungen zur klinischen Bedeutsamkeit von Inhomogenitäten werden mithilfe dieser Methodik möglich und präsentiert. Beim Vergleich des vom Hersteller angegebenen Oberflächendosisprofils mit den im Rahmen der neuen Methodik erzeugten Simulationsergebnissen zeigen sich systematische Abweichungen im Randbereich.

Zusammenfassung

Es wird eine neue Methode zur Simulation inhomogener Oberflächendosisverteilungen von Ru-106 Augenapplikatoren vorgestellt und erste Abschätzungen des Einflusses auf die klinische Behandlung präsentiert.

Literatur

- [1] Dosimetry of Beta Rays and Low-Energy Photons for Brachytherapy with Sealed Sources, Journal of the ICRU, 4 (2004) 2, S. 30-31

PS02.05 Bestimmung der Strahlposition an Elektronenbeschleunigern mit dem hybriden Halbleiterdetektor Dosepix und Stickstofffluoreszenzlicht

F. Beißer¹, H. Dinter², M. Groß³, T. Michel¹, A. Oppelt³, A. Nelles^{1,3}, F. Riemer³, O. Stein², F. Stephan³, D. Villani¹, S. Zander², S. Funk¹

¹Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen Centre for Astroparticle Physics, Erlangen, Deutschland

²Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, D3, Hamburg, Deutschland

³Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Photo Injector Test Facility PITZ, Zeuthen, Deutschland

Einleitung

Strahlentherapie gehört zu den häufigsten Krebsbehandlungsverfahren [1]. Jedoch ist das therapeutische Fenster bei solchen Bestrahlungen durch mögliche Komplikationen gesunden Gewebes eingeschränkt. Die FLASH-Therapie hat sich in vielen Untersuchungen als vielversprechendes neues Bestrahlungsverfahren erwiesen, um Strahlenschäden organischen Gewebes bei gleichbleibender Tumorkontrolle zu verringern [2]. Hierbei wird die Bestrahlung in sehr kurzen Zeiträumen (ms) mit sehr hohen Dosisleistungen ($>40\text{Gy/s}$) durchgeführt. Dies erfordert eine hohe Präzision der Strahldiagnostik bzgl. applizierter Dosis und Strahlposition. In diesem Abstract wird eine Methode sowie erste Ergebnisse zur Positionsbestimmung von Elektronenstrahlen vorgestellt, die auf dem hybriden photonenzählenden Pixeldetektor Dosepix sowie auf einer UV-sensitiven Kamera basiert.

Material & Methoden

Die gezeigten Messungen wurden in Kooperation mit DESY Hamburg am Elektronenbeschleuniger ARES und mit DESY Zeuthen am Elektronenbeschleuniger PITZ durchgeführt. Im Abstand von 15 cm hinter dem Austrittsfenster und 2-6 cm von der Strahlachse entfernt wurde die eintreffende Strahlung mit dem Dosepix-Detektor gemessen. Hierbei wurde der Abstand zum Strahl für verschiedene bekannte Strahlparameter mechanisch variiert. Außerdem wurde der Strahl durch ein Stickstoffvolumen mit $(8,5\text{ cm})^3$ geführt. Das Volumen wurde unter 90° von einer UV-sensitiven Kamera beobachtet, um den Strahl durch die erzeugten Stickstofffluoreszenzphotonen abzubilden.

Ergebnisse

Der Dosepix-Detektor zeigt einen klaren Signalverlauf für verschiedene Bunch-Ladungen, solange er nicht zu nah am Strahl ($<25\text{mm}$) platziert wird (s. Anhang 1). Dieser Verlauf kann zur Positionsbestimmung des Strahls bei bekannter Bunch-Ladung und Strahlgeometrie eingesetzt werden. Die Bildgebung des Strahls über Stickstofffluoreszenz war aufgrund der kleinen Sammelfläche und daraus resultierendem niedrigen Photonenfluss am ARES-Beschleuniger nicht erfolgreich. Messungen mit verbessertem Aufbau sind für Mai 2025 am PITZ-Beschleuniger geplant.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse demonstrieren die Fähigkeit zur Positionsbestimmung von Elektronenstrahlen über den hybriden Dosepix-Detektor sowie die Herausforderungen der Strahlbildgebung durch Stickstofffluoreszenzen.

Anhang 1

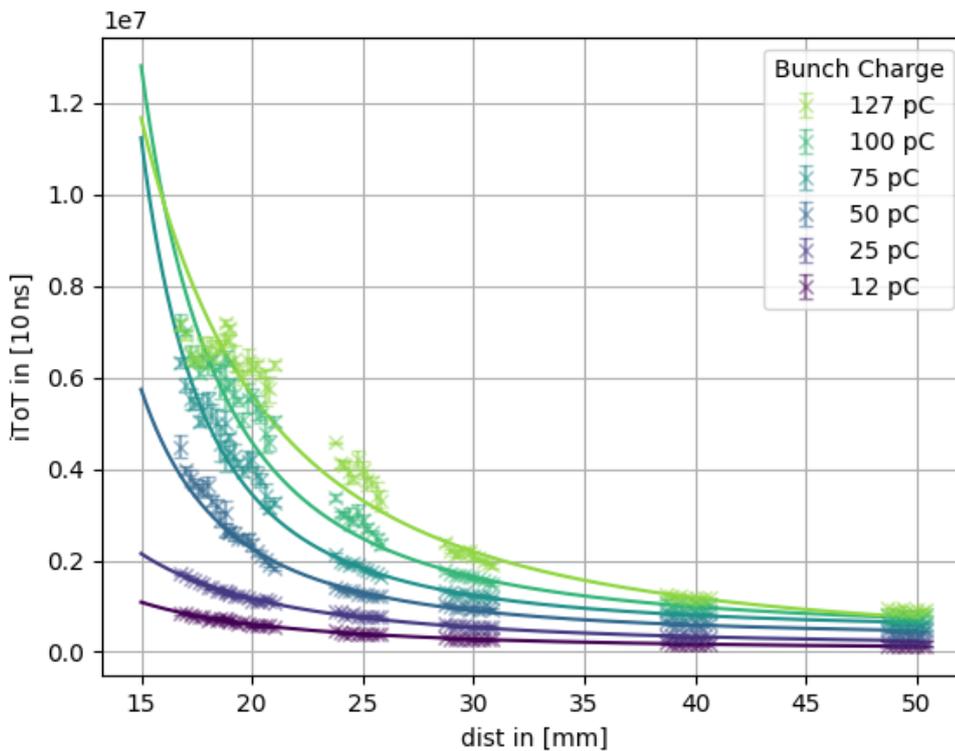


Abb.1: Gemessene Integrierte Time-over-Threshold (iTOT, näherungsweise proportional zur deponierten Energie) des Dosepix-Detektors in Abhängigkeit des Abstandes des Detektors zur Strahlachse für verschiedene Bunch-Ladungen.

Literatur

- [1] Pereira, S. et al: The Normal, the Radiosensitive, and the Ataxic in the Era of Precision Radiotherapy: A Narrative Review, *Cancers* 14, 6252, 2022
- [2] Tang, R. et al: FLASH radiotherapy: A new milestone in the field of cancer radiotherapy, *Cancer Letters*, Volume 587, 2024
- [3] Wong, W.S.: A pixel detector ASIC for dosimetry using time-over-threshold energy measurements, *Radiation Measurements*, vol. 46, no. 12, pp. 1619–1623, 2011

PS02.06 FLASHlab@PITZ: Eine vielseitig verwendbare Plattform für Bestrahlungen mit Elektronen bei konventionellen und ultrahohen Dosisraten

F. Stephan¹, Z. Amirkhanyan¹, S. Aminzadeh Gohari¹, A. Grebinyk^{1,2}, M. Groß¹, Y. Komar¹, X. Li¹, F. Riemer¹, E. Tarakci¹, D. Villani¹

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Zeuthen, Deutschland

²Technische Hochschule Wildau, Biotechnologie, Wildau, Deutschland

Einleitung

Am Photo-Injektor-Teststand bei DESY in Zeuthen (PITZ) wurde in den letzten Jahren die Beschleunigeranlage ausgebaut, um Bestrahlungen von biologischen Proben in der R&D Plattform FLASHlab@PITZ mit Elektronen bei einer Strahlenergie bis zu 22 MeV zu ermöglichen [1,2]. Der verfügbare Parameterraum dieser Anlage ist einzigartig und ermöglicht Bestrahlungen bei konventionellen Dosisraten und ultrahohen Dosisraten, weit über den bisherigen Stand der Technik hinaus (Tab. 1). Das ultimative Ziel ist es, den sogenannten FLASH Effekt nachzuweisen und zu optimieren. Dieser besagt, dass bei Bestrahlungen mit ultrahohen Dosisraten (UHDR mit >40 Gy/s) Nebeneffekte, bei gleichbleibender Tumorkontrolle, drastisch reduziert werden können.

Material & Methoden

Hier geben wir einen Überblick über die für den Betrieb wichtigen Technologien:

- Der PITZ Beschleuniger wurde um eine spezielle Strahlführung erweitert (Abb. 1), die Elektronenpakete für die Bestrahlung im Experimentierbereich zur Verfügung stellt. Neben Magneten für die Strahlführung und -formung enthält diese Komponenten zur Diagnose und ein Kicker-System, mit der beliebige transversale Intensitätsverteilungen erzielt werden können.
- Hinter einem Strahlaustrittsfenster wurde ein Experimentierbereich eingerichtet, welcher unterschiedliche Aufbauten beherbergen kann. Standard sind hier ein Roboterarm zur Bestrahlung von *in vitro* Proben und ein System zur Bestrahlung von Kleintieren. Spezielle Apparaturen können bei Bedarf eingebaut werden.
- Zur Überwachung der applizierten Strahlendosen gibt es verschiedene Dosimetrie-Systeme, unter anderem Gafchromische Filme, Diamantdetektoren, Ionisationskammern und Lumineszenzdetektoren.
- Die vorhandene Infrastruktur wird durch ein Bio-Labor in unmittelbarer Nähe abgerundet, welches neben Arbeitsbereichen zur Präparation und Analyse von Experimenten, Aufzucht- und Haltungsräume für Zebrafische und Mäuse enthält.

Ergebnisse

Nach der Fertigstellung Anfang 2025 wurde die neue Strahlführung in Betrieb genommen und erste Bestrahlungsexperimente durchgeführt. Nach Transport des ~20 MeV Elektronenstrahls wurden die erreichbaren Strahldurchmesser am Austrittsfenster im Bereich von Submillimeter bis etwa 20 mm dokumentiert und mit Strahldynamiksimulationen verglichen. Die Bestrahlungsfelder hinter dem Austrittsfenster wurden dosimetrisch vermessen und mit Monte-Carlo Simulationen verglichen.

Zusammenfassung

FLASHlab@PITZ ist eine neue, äußerst flexible Plattform für Bestrahlungsexperimente, die am DESY in Zeuthen aufgebaut wurde. Ziel ist die umfassende Untersuchung von Bestrahlungen mit ultrahohen Dosisraten zur systematischen Erforschung des FLASH Effekts.

Anhang 1

Modus	Anzahl der e ⁻ -Pakete	Dauer	Dosis, Gy	Dosisleistung, Gy/s
Einzelpakete	1	0,1 – 45 ps	$2 \times 10^{-2} - 10^3$	$10^7 - 10^{14}$
Mehrere Pakete in einem Pulszug	2 – 4500	0,22 μ s – 1 ms	$4 \times 10^{-2} - 4,5 \times 10^6$	$10^2 - 10^9$
Mehrere Pulszüge	≥ 2	$\geq 0,1$ s	$\geq 4 \times 10^{-2}$	$10^{-2} - 10^7$

Tab. 1: Dosis-Parameterraum für Bestrahlungsexperimente bei PITZ, unter Annahme einer Strahlenergie von 20 MeV und eines Bestrahlungsvolumens von 1 mm³. Die untere Grenze der Elektronenpaketladung wird mit 0,1 pC und die obere Grenze mit 5 nC angenommen.

Anhang 2

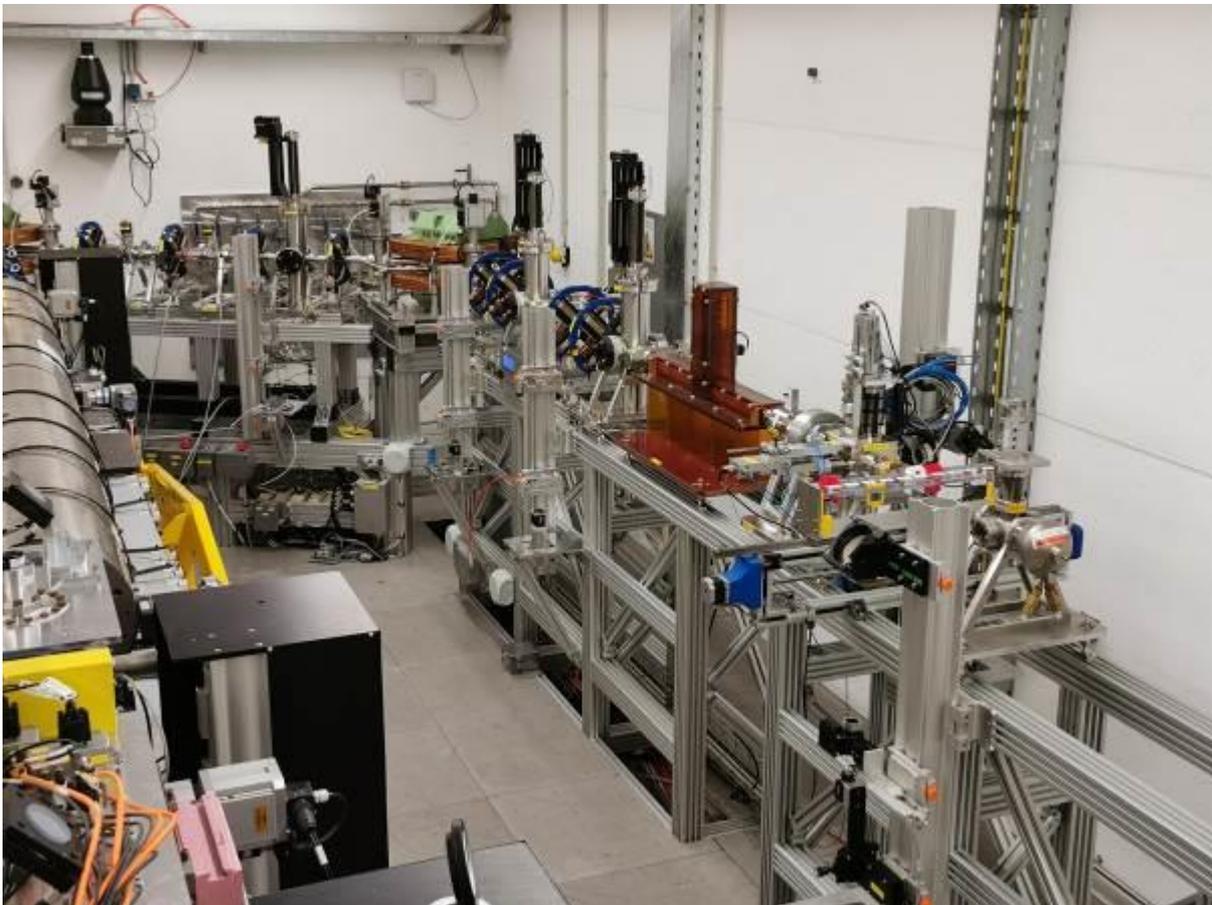


Abb.1: Die FLASHlab@PITZ Strahlführung.

Literatur

- [1] Stephan, F. et al. *Physica Medica* **104** (2022) 174–187
- [2] Li, X et al. *Phys. Med. Biol.* **70** (2025) 055010

PS02.07 Einfluss des Luftdrucks auf die Sammeleffizienz von Ionisationskammern bei ultra-hoher Dosis pro Puls für die FLASH Strahlentherapie mit Elektronen

M. A. Flores-Mancera¹, A. Schüller², J. Paz-Martin³, W. Culbertson¹, F. Gomez³

¹University of Wisconsin-Madison, Department of Medical Physics, Madison, WI, Vereinigte Staaten

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

³Universidad de Santiago de Compostela (USC), Santiago de Compostela, Spanien

Einleitung

Die Sammeleffizienz (Charge Collection Efficiency = CCE) von Ionisationskammern (IK) ist von grundlegender Bedeutung für die korrekte Bestimmung der Dosis. Bei konventioneller Strahlentherapie mit einer Dosis pro Puls (DPP) < 1 mGy sind die Ladungsverluste durch Ionenrekombination gering (< 1%) und es gibt etablierte Theorien und Methoden zur Korrektur. Hingegen bei ultra-hoher Dosis pro Puls (UHDPP) von 0,6 – 10 Gy, wie sie bei der FLASH Strahlentherapie zum Einsatz kommt, sind die Verluste groß (einige 10%) und deren theoretische Beschreibung ist ein noch nicht gelöstes Problem. In einer früheren Arbeit vermuteten Bourgouin et al. [1], dass bei UHDPP der Luftdruck die CCE signifikant beeinflussen kann. In der vorliegenden Arbeit wird gezeigt, wie der Luftdruck die CCE von handelsüblichen IK beeinflusst. Dieser Effekt wird von der üblichen Luftdichtekorrektur bei IK-Messungen nicht korrigiert. Ziel der Arbeit war, die Abhängigkeit der CCE vom Druck zu untersuchen und ein theoretisches Modell für dieses Phänomen zu entwickeln.

Material & Methoden

Für die Untersuchungen wurde ein spezielles Wasserphantom, das allseitig von PMMA-Wänden begrenzt ist, druckdicht verschlossen und an eine Vakuumpumpe angeschlossen. Der Druck im Innern des Tanks wurde im Bereich von 900 bis 1100 hPa variiert. Die IK wurden in Referenztiefe im Wasser platziert und mit einem UHDPP Elektronenstrahl (Energie 20 MeV, Pulsdauer 2,0 μ s) bestrahlt und das Kammersignal in Abhängigkeit der DPP (0,1 - 6 Gy) und des Drucks aufgenommen. Die Messwerte wurden hinsichtlich Luftdichte und Polaritätseffekt korrigiert. Die tatsächliche DPP wurde mit einem rückführbar kalibrierten PTW flashDiamond gemessen. Die gemessene CCE wurden mit numerischen Simulationen verglichen, die den Ladungstransport innerhalb der IK beschreiben.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt die CCE einer Advanced Markus IK in Abhängigkeit von der DPP bei verschiedenen Drücken (Normaldruck und +/- 100 hPa). Die CCE folgt einer „logistischen Funktion“ wobei sie bei größerem Druck kleiner ist (-7 %/100 hPa). Die CCE bei einem Druck p_1 lässt sich aus der CCE bei einem anderen Druck p_2 wie folgt ermitteln: $CCE_1(DPP, p_1) = CCE_2(DPP * (p_1/p_2)^2, p_2)$. Abb. 2 zeigt die Ergebnisse der numerischen Simulationen im Vergleich mit den Messungen.

Zusammenfassung

Die CCE von IK bei UHDPP hängt vom Luftdruck ab. Unser Modell kann die relative Veränderung der CCE mit dem Luftdruck beschreiben. Der Effekt kann durch eine Skalierungsregel korrigiert werden.

Anhang 1

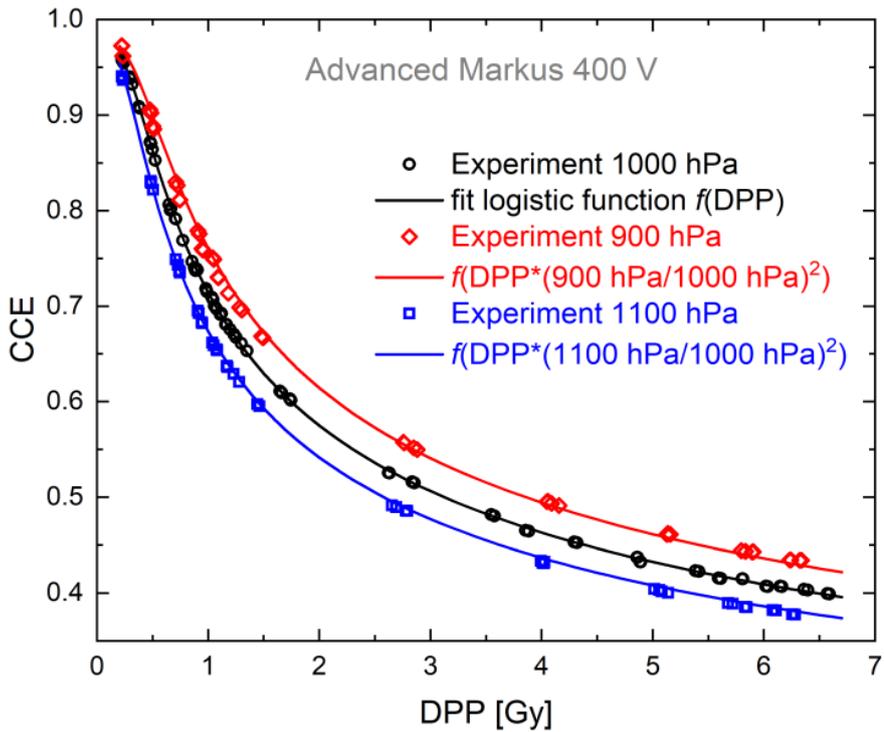


Abb.1: Gemessene CCE einer Advanced Markus IK bei 400 V als Funktion der DPP bei 900, 1000 und 1100 hPa. Eine logistische Funktion f wurde an die CCE für 1000 hPa angepasst (schwarze Kurve) und dann mit $DPP \cdot (p_1/p_2)^2$ skaliert wobei $p_2=1000$ hPa und $p_1=900$ hPa (rote Kurve) bzw. $p_1=1100$ hPa (blaue Kurve) sind.

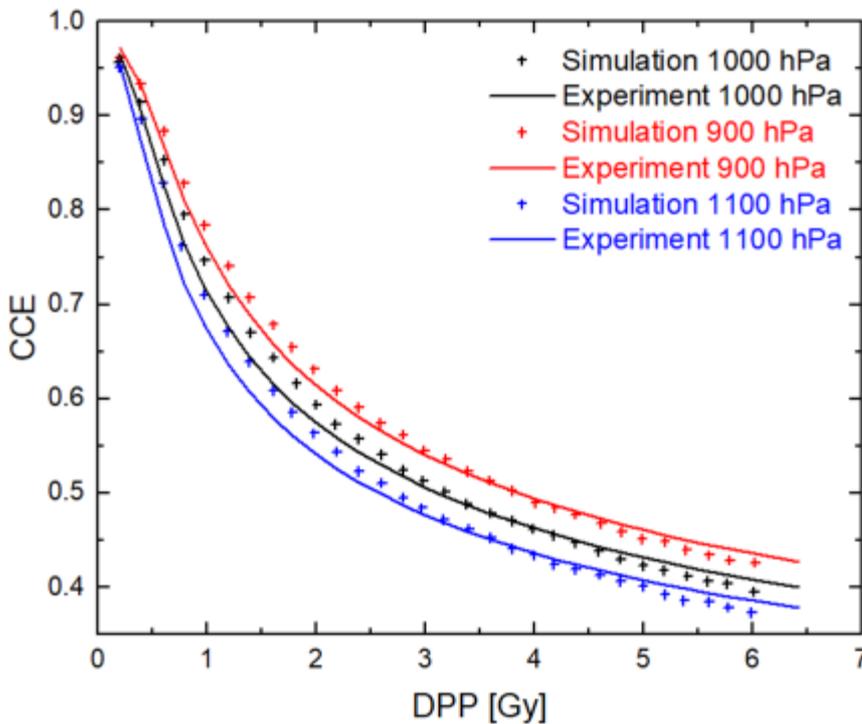


Abb.2: CCE aus numerischen Simulationen (Kreuze) im Vergleich zu den die Messergebnisse repräsentierenden Kurven aus Abb.1.

Literatur

- [1] A. Bourgouin et al 2023 Phys. Med. Biol. **68** 235002

PS02.08 Von der Beschleunigerphysik zur biomedizinischen Anwendung: Aufbau des Biolabors und zelluläre Experimente am FLASHlab@PITZ

A. Grebinyk¹, N. Aftab², S. Aminzadeh Gohari², Z. Amirkhanyan², N. Daberkow-Nitsche³, D. Dmytriiev², R. Fechner³, A. S. Fisch⁴, M. Frohme⁵, M. Groß², F. Hausmann⁴, A. Hoffmann², Y. Komar^{2,4,5}, M. Krasilnikov², X. Li², Z. Lotfi², A. Oppelt², A. Radivoievych⁵, C. Richard², F. Riemer², O. Schaede², F. Stephan², E. Taraki^{2,4,5}, I. Tinhofer-Keilholz⁴, G. Vashchenko², D. Villani², S. Worm²

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Photo Injector Test Facility PITZ, Zeuthen, Deutschland

²Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Photo Injector Test Facility PITZ, Zeuthen, Deutschland

³Max-Delbrück-Center für Molekulare Medizin, Berlin, Deutschland

⁴Charité – Universitätsmedizin Berlin, Strahlenbiologie und Translationale Radioonkologie, Berlin, Deutschland

⁵Technische Hochschule Wildau, Division Molecular Biotechnology and Functional Genomics, Wildau, Deutschland

Einleitung (Hintergrund, Relevanz und Fragestellung der Arbeit)

Die Forschungs- und Entwicklungsplattform FLASHlab@PITZ (Photoinjektor Teststand bei DESY in Zeuthen) arbeitet mit der Technischen Hochschule Wildau, dem Max-Delbrück-Center und Charité Universitätsmedizin Berlin zusammen, um der Radioonkologie eine Infrastruktur für die systematische Untersuchung von Elektronenbestrahlung mit extrem breiten Dosispektrum von konventionell (KONV) 0.05 bis 10^{14} Gy/s bereitzustellen. In den Jahren 2023 und 2024 wurde ein neues Biolabor in Containerbauweise auf dem Zeuthener Campus als Basis für in vitro- und in vivo-Experimente installiert. Die Effekte der Bestrahlung auf Zellen werden in diesem Beitrag vorgestellt.

Material & Methoden (Patientenkollektiv, Methode, statistische Verfahren)

Die Bestrahlung erfolgte an der FLASH-Startstrahllinie mit einem 18-MeV-PITZ-Elektronenstrahl mit Dosen ≤ 150 Gy und Dosisraten von 0,05 Gy/s und $1,5\text{-}3,3 \times 10^5$ Gy/s (UHDR). Die Wasserstoffperoxidproduktion (H_2O_2) wurde mit AmplexRed bei 4% und 1% O_2 bestimmt. Überlebensraten sowie prooxidative und proapoptotische Effekte in menschlichen Lungenkarzinomzellen (A549) und Fibroblasten (HEL299) bei 21% O_2 wurden mittels klonogener 2',7'-Dichlorfluoreszenzindiacetat- bzw. Caspase-Glo[®]3/7-Assays untersucht. Die Röntgenbestrahlung der Zellen erfolgte mit 0,015 Gy/s und dem 200-keV-Röntgenerators Comet-Xylon-Maxishot.

Ergebnisse (Resultate mit Daten und Statistik)

Die H_2O_2 -Bildung wurde durch den Abfall der O_2 -Konzentration gehemmt, während die geringere H_2O_2 -Ausbeute bei UHDR im Vergleich zu KONV über alle untersuchten $[\text{O}_2]$ -Werte hinweg konsistent war. Das verringerte Überleben von A549- und HEL299-Zellen war bei KONV-, UHDR-Elektronenbestrahlung sowie KONV-Röntgenbestrahlung ähnlich. Die intrazelluläre ROS-Bildung war nach KONV-Bestrahlung von HEL299- jedoch nicht auf A549-Zellen im Vergleich zu UHDR sechsmal höher. HEL299- jedoch nicht A549-Zellen zeichneten sich durch einen allmählichen Anstieg der Caspase-3/7-Aktivität auf $159 \pm 5\%$ nach KONV mit Elektronen- und Röntgenstrahlen aus, während nach UHDR-Elektronenbestrahlung keine Veränderung festgestellt wurde.

Zusammenfassung (Bedeutung der vorgelegten Arbeit und Schlussfolgerung)

Die KONV-Bestrahlung hatte eine prooxidative und proapoptotische Wirkung auf HEL299, jedoch nicht auf A549-Zellen. Die Erhöhung der Dosisrate auf UHDR hob diese Effekte auf, was auf die Fähigkeit der Zellen hindeutete, die Proliferation zu fördern. Die KONV- und UHDR-Bestrahlung hatten jedoch ähnliche Auswirkungen auf das Zellüberleben, was auf ein komplexes Muster zellulärer Reaktionen hindeutet und den Bedarf weiterer In-vivo-Studien unterstreicht.

Der erste Teil des FLASHlab@PITZ-Tierlabors wurde im August 2024 durch das Einsetzen von Zebrafischen in Betrieb genommen. Das Max-Delbrück-Centrum für Molekulare Medizin hatte hierfür eine genetisch vielfältige Start-Gruppe für die Zucht vorbereitet. Der Zebrafischembryo (bis zu 120 Stunden nach der Befruchtung) stellt ein zuverlässiges und hochdurchsatzfähiges nicht tierexperimentelles aber organisches Modell dar, das sich optimal zur Untersuchung der normalgewebsschonenden Wirkung der Bestrahlung an FLASHlab@PITZ eignet.

PS02.09 Charakterisierung des flashDiamond Detektors bei Bestrahlung mit ultrahoher Dosisleistung bei PITZ

F. Riemer¹, N. Aftab¹, Z. Amirkhanyan¹, D. Dmytriiev¹, J. Good¹, M. Groß¹, A. Hoffmann¹, M. Krasilnikov¹, X. Li¹, F. Müller¹, A. Oppelt¹, C. Richard¹, F. Stephan¹, G. Vashchenko¹, D. Villani¹, S. Zeeshan¹, R. Kranzer², S. Worm¹

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Zeuthen, Deutschland

²PTW Freiburg GmbH, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

FLASH-Strahlentherapie ist eine neue Bestrahlungsmethode, die dieselbe Tumorkontrolle wie die konventionelle Strahlentherapie ermöglicht und gleichzeitig gesundes Gewebe besser schützt. Sie basiert auf einer schnellen Bestrahlung mit hohen Dosisleistungen (>40 Gy/s), was die präzise Dosimetrie zu einer großen Herausforderung macht.

Material & Methoden

Die Messungen wurden mit dem flashDiamond-Detektor von PTW durchgeführt. Es wurden verschiedene Ausleseelektroniken verwendet und verglichen: klinische Elektrometer (IBA Dose2 und PTW UNIDOS Romeo) in Kombination mit dem flashAdapter (PTW) sowie Oszilloskope.

Die Experimente wurden am PITZ-Beschleuniger in Zeuthen durchgeführt (bis zu 22 MeV, Elektronen). Studien zur Dosisleistungslinearität wurden auch oberhalb von ultrahohen Dosisleistungen von 10^{10} Gy/s durchgeführt. Vergleichende Messungen wurden mit Gafchromischen-Filmen, TLDs und anderen klinischen Standarddosimetern durchgeführt.

Ergebnisse

Der flashDiamond-Detektor zeigt je nach Ausleseelektronik unterschiedliche Eigenschaften. Bei Verwendung des Dose2-Elektrometers ohne den flashAdapter wird kaum ein Signal angezeigt. Bei Verwendung des flashAdapters zur Streckung des Signals zeigte sich eine Dosisleistungslinearität bis zu gewissen Grenzen. Ähnlich verhält es sich mit dem UNIDOS Romeo-Elektrometer. Standard-Therapiedetektoren zeigen im Bereich >40 Gy/s eine hohe Sättigung und sind für zuverlässige Messungen nicht geeignet.

Zusammenfassung

Ultrahohe Dosisleistungen sind eine Herausforderung für die bestehenden Dosimeter. Der flashDiamond-Detektor scheint eine vielversprechende Lösung für Messungen im Bereich von bis zu 10^{10} Gy/s und Pulslängen in der Größenordnung von Pikosekunden zu sein.

Qualitätssicherung (Poster)

PS03.01 Klinische Implementierung eines Planverifikationsmesssystems auf Basis eines flüssigkeitsgefüllten Detektorarrays für stereotaktische Bestrahlungspläne unter Verwendung von 10 MV FFF

N. Sommer^{1,2}, S. Gräf², A. K. Exeli², U. Weber^{1,3}, D. Habermehl²

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie, Gießen, Deutschland

³GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

Bei messbasierten Methoden zur patientenspezifischen Qualitätssicherung (QA) in der Strahlentherapie wird die Dosis mit einem 2D-Array aus Ionisationskammern (IC) im Phantom gemessen und mit den Berechnungen des Bestrahlungsplanungssystems (TPS) verglichen. Ein Dosisrekonstruktionsalgorithmus rekonstruiert aus der 2D-Messung eine 3D-Dosisverteilung im Phantom [1]. Diese Methode wird bei dem QA-Phantom Octavius4D (PTW Freiburg) angewendet. Der Einfluss der Dosisleistung auf die Messung mit dem Octavius4D mit der Energie 10 MV FFF wird untersucht.

Material & Methoden

Für die Messungen wird das Detektorarray 1600SRS aus flüssigkeitsgefüllten IC (LIC) sowie der Aufsatz SRSplus von PTW Freiburg und die Energie 10 MV FFF verwendet. Die Dosis der mittleren Kammer des Arrays und einer luftgefüllten IC (Semiflex3D, PTW Freiburg) wird bei den Dosisleistungen 470 Monitoreinheiten (MU)/min und 1870 MU/min für ein 4x4 cm²-Feld (200 MU) gemessen. Zusätzlich werden zwei Arcs (Feldgröße 4x4 cm²) mit 500 MU und 2000 MU gemessen. Die beiden Messungen werden jeweils nach einer Cross Calibration (XCal) mit den Dosisleistungen 470 MU/min und 1870 MU/min durchgeführt und die Dosisrekonstruktion mit der Berechnung verglichen. Zudem werden 10 Bestrahlungspläne nach vorheriger XCal (4x4 cm², 1870 MU/min) gemessen und mit der globalen Gammaanalyse (2 %/2 mm) ausgewertet.

Ergebnisse

Die gemessene Dosis des Arrays erhöht sich um 2,4 % bei Änderung der Dosisleistung von 1870 MU/min auf 470 MU/min. Je höher die Dosisleistung ist, desto geringer ist die Abweichung zur gemessenen Dosis mit der IC (vgl. Tab. 1).

Die Messungen der Arcs zeigen, dass bei ähnlicher Dosisleistung von XCal und Arcs, die rekonstruierten und berechneten Dosisprofile übereinstimmen (vgl. Abb. 1).

Bei den klinischen Bestrahlungsplänen liegt die Gamma Pass Rate (GPR) mit Ausnahme von zwei Bestrahlungsplänen über 95 %. Insbesondere Conformal Arcs zeigen eine GPR von 100 %. Mit Ausnahme eines Bestrahlungsplänen haben die nicht bestandenen Punkte der Gammaanalyse eine zu geringe Dosis.

Zusammenfassung

Die Messungen haben gezeigt, dass die Dosisleistung aufgrund von Rekombinationseffekten in LIC einen deutlichen Einfluss auf die QA mit dem SRS-Array und der Energie 10 MV FFF hat. Diese sollte bei der Interpretation der Messergebnisse berücksichtigt werden. Empfehlungen für den Umgang mit dieser Abhängigkeit bei der QA von klinischen Bestrahlungsplänen werden erarbeitet.

Anhang 1

Tab. 2: Gemessene Dosis der mittleren Kammer des Arrays und der IC in der Phantommittte bei den Dosisleistungen 470 MU/min und 1870 MU/min.

Dosisleistung [MU/min]	Dosis Array [Gy] (flüssigkeitsgefüllt)	Dosis IC [Gy] (luftgefüllt)
470	1,637	1,542
1870	1,598	1,544

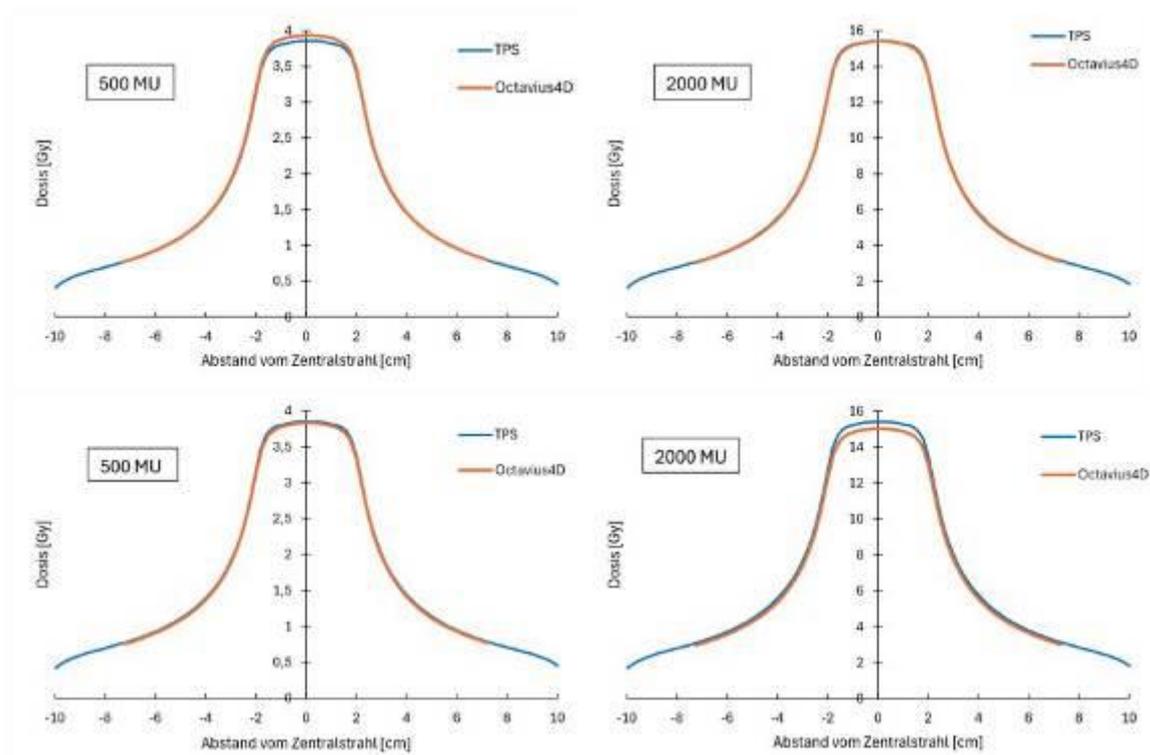


Abb. 12: Rekonstruierte und berechnete Dosisprofile der Arcs mit 500 und 2000 MU. Die XCal wurde mit der Dosisleistung 1870 MU/min (oben) und 470 MU/min (unten) durchgeführt.

Literatur

[1] Moyed Miften u. a. "Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218". In: Medical physics 45.4 (2018), e53–e83. DOI: 10.1002/mp.12810

PS03.02 Einfluss der Kreuzkalibrierungsfeldgröße auf die Verifikation stereotaktischer SIMT-Pläne bei Hirnmetastasen – Eine Untersuchung mit dem PTW OCTAVIUS 1600 SRS

F. Moshdee^{1,2}, N. Jach¹, F. Ubrich¹, T. Rausch¹, M. Böttcher¹, E. Dittrich¹, R. Hofmann¹, A. Leib¹, K. Tel¹, S. Adeberg^{1,3,4}, U. Weber^{2,5,6}

¹Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

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

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum, Marburg, Deutschland

⁴Universitäres Centrum für Tumorerkrankungen (UCT) Frankfurt, Frankfurt a. M., Deutschland

⁵GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

⁶Technische Hochschule Mittelhessen, LOEWE-Forschungsschwerpunkt für Angewandte Medizinische Physik in Bildgebung und Therapie (ADMIT), Gießen, Deutschland

Einleitung

Diese Studie untersucht den Einfluss der Kreuzkalibrierungsfeldgröße auf die Verifikation stereotaktischer Multi-Target-Single-Isozentrum (SIMT)-Behandlungen mithilfe des OCTAVIUS 4D-Phantoms mit dem 1600SRS Detektor (PTW, Deutschland). Die hohe Präzision dieser Bestrahlungstechnik erfordert eine ebenso präzise Dosisverifikation. Ziel war es, die optimale Feldgröße für die Kreuzkalibrierung zu bestimmen, um die Genauigkeit bei der Verifikation komplexer SRS-Pläne zu verbessern.

Material & Methoden

Es wurden zehn Behandlungspläne von Patienten mit zwei bis acht Hirnmetastasen untersucht. Die Bestrahlungsplanung erfolgte im Eclipse-Treatment-Planung-System (Varian, USA) unter Verwendung des AAA 16.1.0-Algorithmus. Die Pläne hatten zwischen 1 bis 6 Arcs. Die Felder waren koplanar und nicht-koplanar. Die Pläne wurden an einem TrueBeam Linearbeschleuniger (Varian, USA) mit Millennium-MLC umgesetzt. Die Messungen erfolgten mithilfe des 1600SRS Detektors im OCTAVIUS 4D Phantom. Die Größe der Zielvolumina lag zwischen 0,15 und 26,66 cm³, mit einem durchschnittlichen Volumen von 2,6 cm³. Die Kreuzkalibrierung (KK) wurde mittels TPS gemacht. Zur Kreuzkalibrierung wurden zwei Feldgrößen miteinander verglichen: 4×4 cm² (entsprechend der Herstellerempfehlung) und 2×2 cm² [1]. Die Verifikationsbewertung erfolgte durch eine lokale Gamma-Index-Analyse (2 mm/2 %) mit drei Cut-Off-Werten: 10 %, 50 % und 80 % für jeden Arc getrennt.

Ergebnisse

Die Ergebnisse (Tabelle 1) zeigen, dass sich die Wahl der Kalibrierungsfeldgröße auf die Gamma-Passraten auswirkt. Bei Behandlungsplänen mit isolierten oder wenigen Metastasen (z. B. Plan 1 und 3) zeigte die 2×2 cm²-Kalibrierung durchgängig höhere Passraten. Plan 3 bspw. erreichte bei 2×2 cm² 100 % (50 % und 80 % Cut-Off) gegenüber 93,5 % und 79,9 % bei 4×4 cm². Komplexere Pläne (z. B. Plan 5 und Plan 9) erzielten hingegen bessere Ergebnisse mit 4×4 cm², besonders bei höheren Cut-Offs. Insgesamt zeigten sich fallabhängige Unterschiede in der optimalen Kalibrierungsfeldgröße.

Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss der Kreuzkalibrierungsfeldgröße auf die Verifikation stereotaktischer SIMT-Pläne mit dem 1600SRS Detektor untersucht. Die Analyse umfasste zehn Behandlungspläne von Patienten mit Multi-Hirnmetastasen. Zur Kreuzkalibrierung wurden zwei Feldgrößen verwendet. Die Auswertung erfolgte mittels lokaler Gamma-Index-Analyse (2 mm/2 %) bei diversen Cut-Off-Werten. Die Auswahl der Kreuzkalibrierungsfeldgröße kann folglich die Präzision der Dosisverifikation in der stereotaktischen Strahlentherapie optimieren und eine plan-spezifische Kreuzkalibrierung ist empfehlenswert.

Anhang 1

Tabelle 1: Mittlere lokale Gamma-Passraten (in %) für die Arcs von zehn Patientenplänen bei zwei Kreuzkalibrierungsfeldgrößen (4x4 cm², 2x2 cm²) und drei Cut-Off-Werten (10 %, 50 %, 80 %) unter Anwendung des Gamma-Kriteriums 2 mm/2 %. Zusätzlich aufgeführt sind die Anzahl der PTVs sowie der mittlere Abstand der PTVs zum Isozentrum. Eine farbliche Codierung erleichtert die Übersicht: Orange = 75–90 %, Gelb = 90–95 %, Hellgrün = 95–98 %, Grün = 98–100 %.

Plan	Anzahl der PTVs	Mittlerer Abstand zum Isozentrum [cm]	KK-Feldgröße	4x4 cm ²			2x2 cm ²		
			Cut-Off	10 %	50 %	80 %	10 %	50 %	80 %
1	4	3,0	Gamma-Passrate [%]	97.9	97.4	95.8	98.4	99.8	99.6
2	5	5,2		96.7	97.7	95.4	96.6	98	96.3
3	2	3,1		98.8	93.5	79.9	96.1	100	100
4	4	4,9		84.7	92	94.8	97.2	98.5	94.8
5	8	4,6		98.3	98.2	96.1	95.2	93.6	86.6
6	5	5,3		96.9	98.9	97	96.9	98.9	96.6
7	5	5,0		98	99.2	95.8	97.3	98.5	92.5
8	6	5,5		96.1	98.1	93.4	96.8	97.5	94.5
9	4	5,6		98.2	99.3	98.3	97.6	98.2	94.6
10	2	5,6		96	100	100	97.4	100	100

Literatur

[1] Decabooter E, et al., „Operation and calibration of the novel PTW 1600SRS detector for the verification of single isocenter stereotactic radiosurgery treatments of multiple small brain metastases, “Br J Radiol, Nr. 94, 2021.

PS03.03 Zeitersparnis bei der Maschinen-QA durch Einsatz eines gantrymontierten Durchstrahlungsdetektor im Vergleich zu den bisherigen Methoden

S. Frömbgen^{1,2}, S. Peters^{1,2}, R. Nachtigall¹, O. Bislich^{1,2}, S. Exner³, F. Behrens³, F. Fehlauer^{3,4}

¹Strahlencentrum Hamburg MVZ, Medizinphysik, Hamburg, Deutschland

²Strahlentherapie Elmshorn, Medizinphysik, Elmshorn, Deutschland

³Strahlencentrum Hamburg MVZ, Hamburg, Deutschland

⁴Strahlentherapie Elmshorn, Elmshorn, Deutschland

Einleitung

Die DIN-Norm geforderten regelmäßigen Test für die Konstanzprüfungen (QA) der klinischen Linearbeschleuniger nehmen einen großen Teil im Alltag der Medizinphysik-Experten ein. Dabei ist es dem Anwender überlassen wie die QA-Tests genau durchgeführt werden, so lange sie den Anforderungen genügen. Dadurch sammeln sich eine Reihe unterschiedlicher Tests an. Im Folgenden wird untersucht wie ein neues Tool die bisherigen Tests ersetzen kann.

Material & Methoden

Die Messungen werden an zwei ELEKTA Linearbeschleunigern (Versa HD und Harmony Pro) für 6MV durchgeführt. Die etablierten Tests werden dabei mit dem QA-Tool vom IQM (iRT) verglichen. Hierbei beschränken wir uns auf einige ausgewählte Tests:

T1: Dosismonitorsystem, Abhängigkeit der Kalibrierfaktoren vom Tragarmrotationswinkel (monatlich),

T2: Dosismonitorsystem, Abhängigkeit der Kalibrierfaktoren vom Dosismonitorwert (monatlich),

T3: Dosismonitorsystem, Abhängigkeit der Kalibrierfaktoren von der Monitorrate (monatlich),

T4: Abhängigkeit der Variation des Dosisquerprofils vom Tragarmrotationswinkel (jährlich)

Für diese Tests sind bislang verschiedene Tools, Arrays, Ionisationskammern und Halterungen notwendig. T2 und T3 konnten dabei zusammen mit demselben Aufbau durchgeführt werden.

Das IQM bietet die Möglichkeit alle Tests mit demselben Aufbau durchzuführen.

Ergebnisse

In Tab.1 sind die Ergebnisse zusammengefasst

Zusammenfassung

IQM bietet eine Möglichkeit den zeitlichen Aufwand bei der Maschinen-QA deutlich zu verringern. Die Vorteile resultieren dabei vor Allem aus dem einfachen und gleichbleibenden Aufbau für alle Tests und der automatisierten Auswertung und Analyse der Ergebnisse. So lässt sich die benötigte Zeit von ca. 1,5 Stunden auf ca. 35 Minuten pro Gerät verringern.

Anhang 1

	T1	T2	T3	T4
	Etabl. Test / IQM	Etabl. Test / IQM	Etabl. Test / IQM	Etabl. Test / IQM
Aufbau	6 / 3	6 / 3 bzw. 0	6 bzw. 0 / 3 bzw. 0	15 / 3 bzw. 0
Messung	8 / 7	4 / 4	10 / 6	8 / 10
Auswertung	2 / 0	2 / 0	2 / 0	4 / 0
Abbau	4 / 2 bzw. 0	4 bzw. 0 / 2 bzw. 0	4 / 2 bzw. 0	10 / 2
Zeit (einzeln)	20 / 12	16 / 9	22 / 11	37 / 15
Zeit (kombiniert)	20 / 12	12 / 4	16 / 6	37 / 12

Tab. 1: Übersicht Arbeitsschritte und Zeitaufwand (in Minuten) pro Beschleuniger

PS03.04 Deep Learning-basierte hochauflösende Dosisrekonstruktion für VMAT Planverifikation in der Strahlentherapie

A. Pflaum¹, N. Brand², E. Kempf², J. Weidner², D. Eulenstein², V. Delfs¹, B. Poppe¹, H. K. Looe¹

¹Carl von Ossietzky Universität, Medizinische Physik, Oldenburg, Deutschland

²PTW Freiburg GmbH, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

Diese Arbeit baut auf den Ergebnissen in [1] aus dem Jahre 2024 auf, welche zeigten, dass das vorgestellte neuronale Netz zu verbesserten Passing Rates in der Gamma-Index-Analyse [2] von 2D-Dosisverteilungen führte. Die Anwendung wurde nun auf 3D-VMAT-Planverifikationen ausgeweitet und getestet, wie sie weit verbreitete Anwendung in der klinischen Praxis findet.

Material & Methoden

Das neuronale Netz wurde mit demselben Datensatz wie in [1] trainiert und für den OCTAVIUS Detektor 1500 (PTW Freiburg, Deutschland) implementiert. Eine Kohorte von 26 VMAT-Plänen, darunter 8 Prostata-, 9 HNO- und 9 Lungenpläne, wurde mit Dosisverteilungen aus dem Bestrahlungsplanungssystem (TPS) Monaco validiert. Als Gamma-Index-Kriterien wurden 2 mm / 2 % (lokal) bei einer Rekonstruktionsvoxelgröße von 1,7 mm Seitenlänge gewählt, um der dreifachen Auflösung des Upsampling-Verfahrens Rechnung zu tragen.

Ergebnisse

Für die 3D Dosisvergleiche in VeriSoft von VMAT-Plänen zeigte die Passing Rate eine durchschnittliche Verbesserung von 8 % für das neuronale Netz (NN) gegenüber der bilinearen Interpolation (BL), welche als Standard verwendet wird, wie in Tab. 1 dargestellt. Besonders in Bereichen von Dosismaxima und steilen Gradienten zeigte sich eine verbesserte Übereinstimmung der Dosisverteilungen. Ein Beispiel eines Querschnittes zeigt Abb. 1.

Tab. 1: Mittlere Passing Rates für verschiedene Prostata-, HNO-, sowie Lungenplänen für eine Gesamtzahl von 26 Plänen mit einem Gamma-Kriterium von 2 mm / 2% für den Vergleich zwischen Planungssystem (TPS) und bilinearer Interpolation (BL) sowie TPS und neuronalem Netz (NN).

2 mm 2%	TPS vs. BL	TPS vs. NN
Prostata (8 Pläne)	(83.2 ± 4.1) %	(93.1 ± 2.6) %
HNO (9 Pläne)	(83.6 ± 3.5) %	(90.5 ± 2.8) %
Lunge (9 Pläne)	(86.6 ± 5.4) %	(94.1 ± 2.9) %
Zusammen (26 Pläne)	(84.5 ± 4.8) %	(92.6 ± 3.2) %

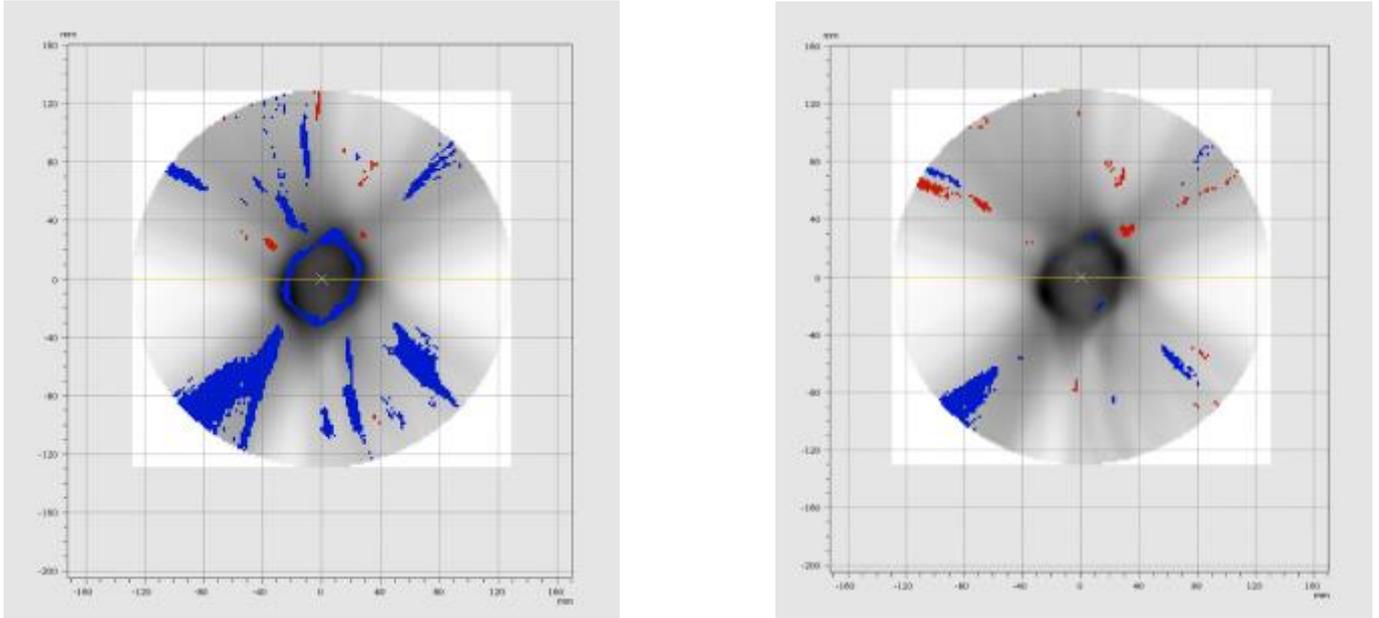


Abb. 1: Beispiel eines Querschnittes durch ein zylindrisches VMAT-Dosisvolumen. Links: Durchgefallene Dosispunkte der bilinearen Interpolation bei Vergleich mit der Berechnung aus dem TPS. Rechts: Vergleich des Ergebnisses des neuronalen Netzes mit der Dosisverteilung berechnet durch das TPS.

Zusammenfassung

Es wurde gezeigt, dass die durch den Deep-Learning-Ansatz interpolierten Ergebnisse der OD 1500 VMAT-Messungen besser zu den Monte-Carlo-simulierten Dosisverteilungen aus dem Planungssystem passen als die bilineare Interpolation, da die Gamma-Index-Analyse bessere Passing Rates zeigt.

Literatur (falls vorhanden)

- [1] A. Pflaum, N. Brand, E. Kempf, J. Weidner, D. Eulenstein, V. Wyrwoll, B. Poppe, H.K. Looe, PP02.09 DEEP LEARNING-BASED UPSAMPLING OF 2D DETECTOR ARRAY MEASUREMENTS FOR PATIENT PLAN VERIFICATION IN RADIOTHERAPY, Physica Medica, Volume 125, Supplement 1, 2024, 103593, ISSN 1120-1797
- [2] Daniel A. Low, William B. Harms, Sasa Mutic, James A. Purdy: **A technique for the quantitative evaluation of dose distributions**. Medical Physics, Vol. 25, No. 5, May 1998

PS03.05 Untersuchung eines kommerziellen EPID basierten in vivo Dosimetrie Systems hinsichtlich seines Potenzials für die Fehlerdetektion, insbesondere für die Detektion von Rotationsfehlern in drei Raumrichtungen

A. Hoffmeister^{1,2}, F. Adler¹, S. Vaegler¹

¹Medizinisches Versorgungszentrum an der Universitätsmedizin Greifswald GmbH, Strahlentherapie, Greifswald, Deutschland

²Universität Greifswald, Medizinphysik: Bildgebung und Therapie, Greifswald, Deutschland

Einleitung

Im Rahmen der Implementierung des kommerziellen EPID basierten in vivo Dosimetrie (IVD)-Systems EPIgray (DOSIsoft) wird sein Potenzial für die Fehlerdetektion untersucht. Schwerpunkt ist das Nachstellen relevanter Fehler bei der VMAT-Bestrahlung von Tumorerkrankungen, u.a. Rotationen in drei Raumrichtungen. Bisher wurden Rotationen durch falsche Gantry-[1],[2] und Kollimatorwinkel[3] in zwei Richtungen simuliert. Die Studien fanden oft an in-house Software statt.[1],[3],[4] Für diese wurde gezeigt, dass falsche Monitoreinheiten (MUs) und Feldformen besser feststellbar sind als Translationsfehler und falsche Gantrywinkel[1].

Für die quantitative Beurteilung seines Potenzials interessiert die Sensitivität von EPIgray. Diese wurde aber nur für 3D konformale Bestrahlungen evaluiert[2].

Außerdem ist das Ziel zu prüfen, inwieweit Rückschlüsse auf auftretende Fehler möglich sind.

Material und Methoden

Verfügbar sind das Planungssystem Pinnacle (Phillips), zwei Elekta Beschleuniger, beide mit iViewGT-Panel und EPIgray für die IVD. Um die IVD bez. ihrer Sensitivität und Spezifität für Fehler unter Anwendung mehrerer γ -Kriterien zu testen, werden Messungen an einem Acrylglas-(PMMA) und einem Pelvisphantom (Brainlab) realisiert. Betrachtet werden Translationen, Rotationen des Phantoms, der Gantry und des Tisches, Änderungen der MUs und der Feldgröße bei Bestrahlungen mit Rechteckfeldern und VMAT für die Entitäten Prostataloge mit/ohne LAG und Rektum.

Ergebnisse

Die Sensitivität von EPIgray war für geänderte MUs und Feldgrößen in den bisherigen Analysen mit den γ -Kriterien von 5%/10mm höher als für Translations- und Rotationsfehler. Abb. 1 zeigt exemplarisch die Precision-Recall-Kurve (PRC) für Messungen am PMMA-Phantom mit geänderten MUs und am longitudinal rotierten Pelvisphantom mit einem VMAT-Plan. Unsere Ergebnisse ergänzen die anderer Gruppen[1],[3],[4] um die Untersuchung von Rotationsfehlern in drei Raumrichtungen mit einem kommerziellen System.

Zusammenfassung

EPID IVD kann Dosisberechnungsfehler, plan-, maschinen- und patientenbezogene Fehler aufdecken.[1]-[4] Mit EPIgray können wir geänderte MUs und Feldgrößen bisher zuverlässiger finden als Rotations- und Translationsfehler.

Anhang 1

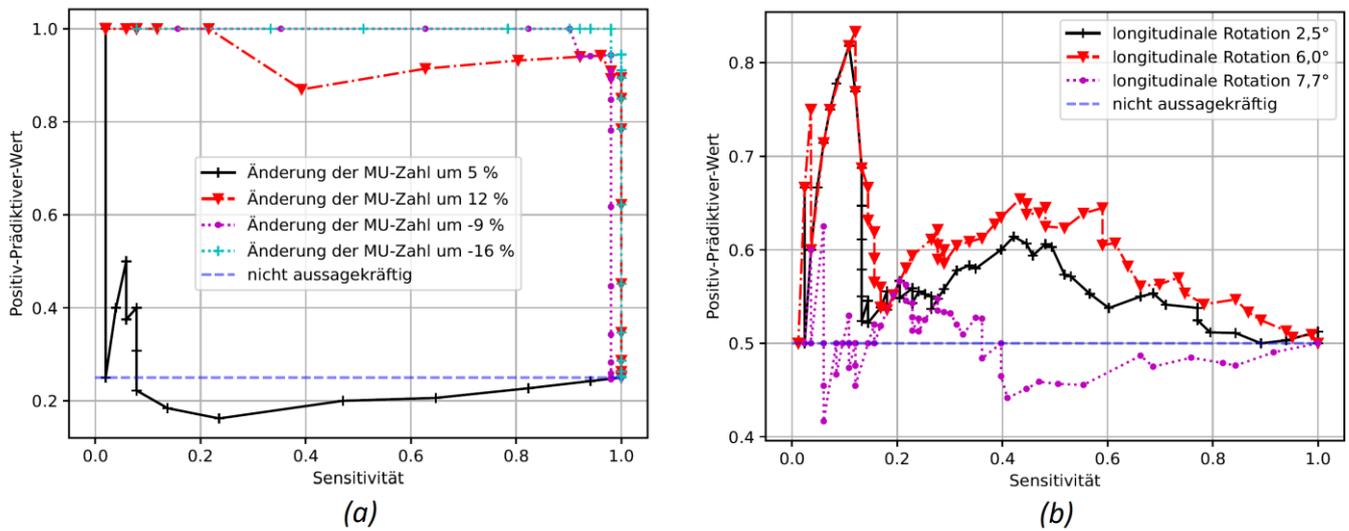


Abb. 1: PRC; (a) geänderte MUs bei Bestrahlung des PMMA-Phantoms mit $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -Feld, SSD 94,7cm, Referenz 142,7MU, (b) isozentrische Rotation des Pelvisphantoms in longitudinale Richtung bei Bestrahlung mit VMAT-Plan

Literatur

- [1] Bedford JL, et al. (2014). Portal dosimetry for vmat using integrated images obtained during treatment. *Med Phys*, 41.
- [2] Rajasekar A, et al. (2020). Optimising the use of EPIgray for 3DCRT breast treatments. *Phys Eng Sci Med*, 43(3):1077–1085.
- [3] Mijnheer B, et al. (2018). Error detection during vmat delivery using epid-based 3d transit dosimetry. *Physica Medica*, 54:137–145.
- [4] Bojchko C, et al. (2015). Quantifying the performance of in vivo portal dosimetry in detecting four types of treatment parameter variations. *Med Phys*, 42:6912–6918.

PS03.06 Entwicklung einer Setupvorrichtung für das Wasserphantom beim Varian Halcyon

J. Voigt¹, S. Fischer¹

¹Universitätsklinikum Leipzig AÖR, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

Einstellhilfe für Wasserphantom bei Varian Halcyon

Das Setup für Wasserphantommessungen am Varian Halcyon ist in verschiedenen Punkten vom C-Arm-Beschleuniger gewohnten Arbeitsablauf, da weder Frontpointer noch Optischer Abstandsmesser vorhanden ist. Für die Einstellung wird von der Firma Varian ein Ablauf vorgeschlagen, der eine steifende MV-Bildgebung der Wasseroberfläche nutzt. Die Abbildung der Oberfläche ist jedoch mit Unsicherheiten behaftet, da die Wahrnehmung des Kontrastes an der Oberfläche subjektiv und von der Einstellung der Fensterung abhängig ist. Um diese Problem zu umgehen und die Reproduzierbarkeit zu verbessern, wurde eine Einstellhilfe gebaut und deren Eignung verifiziert.

Partikel (Poster)

PS04.01 Der Einfluss der Detektoransprechfunktion auf die Messung von Strahlbreiten in der Ionenstrahltherapie

M. Witt¹, U. Weber^{2,3,4}, K. S. Baumann^{2,5,6,4}, K. Zink^{2,5,6,4}

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

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

³GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

⁴LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), (ADMIT), TH Mittelhessen University of Applied Sciences, Gießen, Deutschland

⁵Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁶Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Bei der Ionenstrahltherapie mit Rasterscan-Verfahren wird ein feiner Nadelstrahl mithilfe magnetischer Ablenkung über das Zielvolumen gerastert. Die Größe des verwendeten Ionenstrahls liegt typischerweise im Bereich von wenigen Millimetern bis Zentimeter. Aufgrund der Ansprechfunktion hat die Auflösung des verwendeten Detektors einen Einfluss auf die gemessene Strahlbreite. Das gemessene Strahlprofil $P_m(x)$ ist dabei als das Ergebnis der Faltung des realen Strahlprofils $P_R(x)$ und der Detektor-Ansprechfunktion $K(x)$ zu verstehen [1].

$$P_m(x) = P_r(x) * K(x)$$

Material & Methoden

Protonen- und Kohlenstoffstrahlen mit Strahlbreiten von 3,4 bis 35 mm FWHM wurden mit zwei Detektoren unterschiedlicher örtlicher Auflösung gemessen. Die beiden verwendeten Detektoren – Sphinx Compact (IBA, Schwarzenbruck) und Octavius XDR1600 (PTW, Freiburg) – haben eine Auflösung von 0,2 mm bzw. 2,5 mm. Durch Faltung des höher aufgelösten Profils mit einer rechteckförmigen Ansprechfunktion kann das zu erwartende Octavius Profil berechnet werden und mit dem gemessenen Profil verglichen werden (Abb. 2). Umgekehrt, kann man durch eine Entfaltung der gemessenen Octavius-Verteilung mit der erwarteten Ansprechfunktion die korrigierte Verteilung ermitteln.

Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt den Einfluss einer rechteckigen Ansprechfunktion von 2,5 mm auf die gemessene Strahlbreite. Bei einer Detektor Auflösung von 2,5 mm wird der Einfluss erst ab einer Strahlbreite von ca. 5 mm unter die 5%-Schwelle reduziert. Durch eine Faltung des gemessenen Strahlprofils des Sphinx Compact mit der theoretischen Ansprechfunktion des XDR1600 konnte eine verbesserte Übereinstimmung der gemessenen Profile erreicht werden (Abb. 2).

Zusammenfassung

Die Detektoransprechfunktion spielt bei der Messung von Strahlbreiten eine nicht zu vernachlässigende Rolle, besonders wenn die Detektorauflösung und die Strahlbreite in der gleichen Größenordnung liegen.

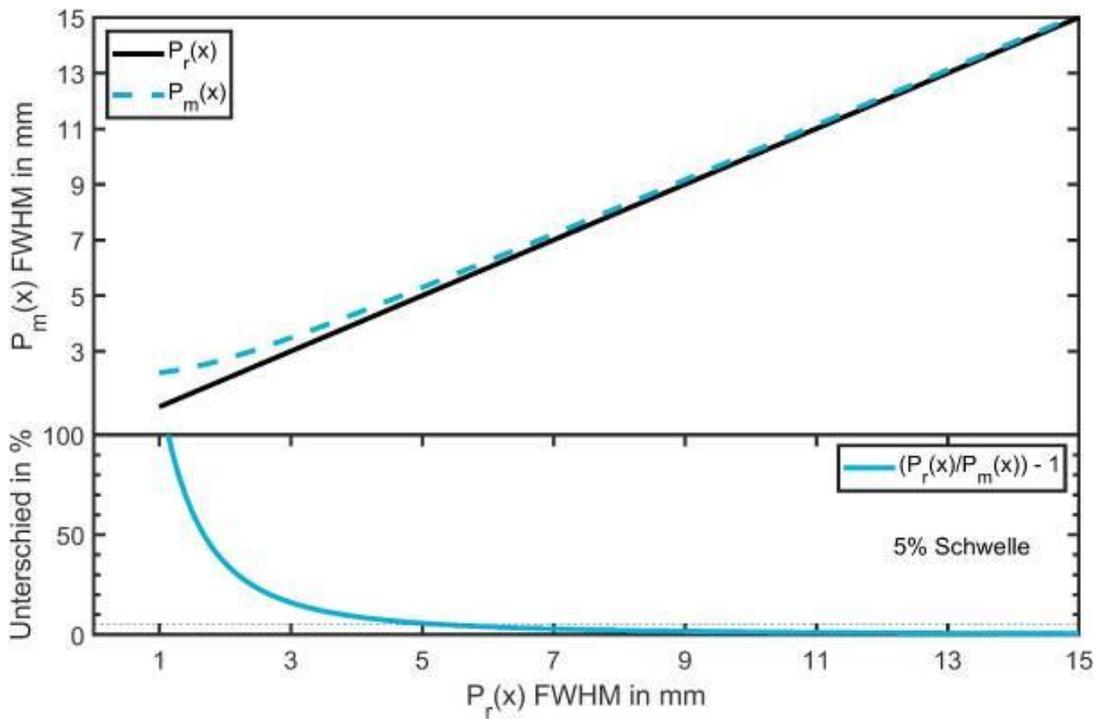


Abbildung 13: Einfluss der Detektor-Ansprechfunktion $K(x)$ auf das theoretische Strahlprofil $P_m(x)$. Oben: Das implizite reale Strahlprofil ($P_r(x)$) und das virtuell gemessene Strahlprofil ($P_m(x)$) welches durch eine Faltung mit einer rechteckigen Detektor-Ansprechfunktion berechnet wurde. Unten: Abweichung zwischen $P_m(x)$ und $P_r(x)$, die gestichelte Linie zeigt, wann der Effekt unter 5 % fällt [2].

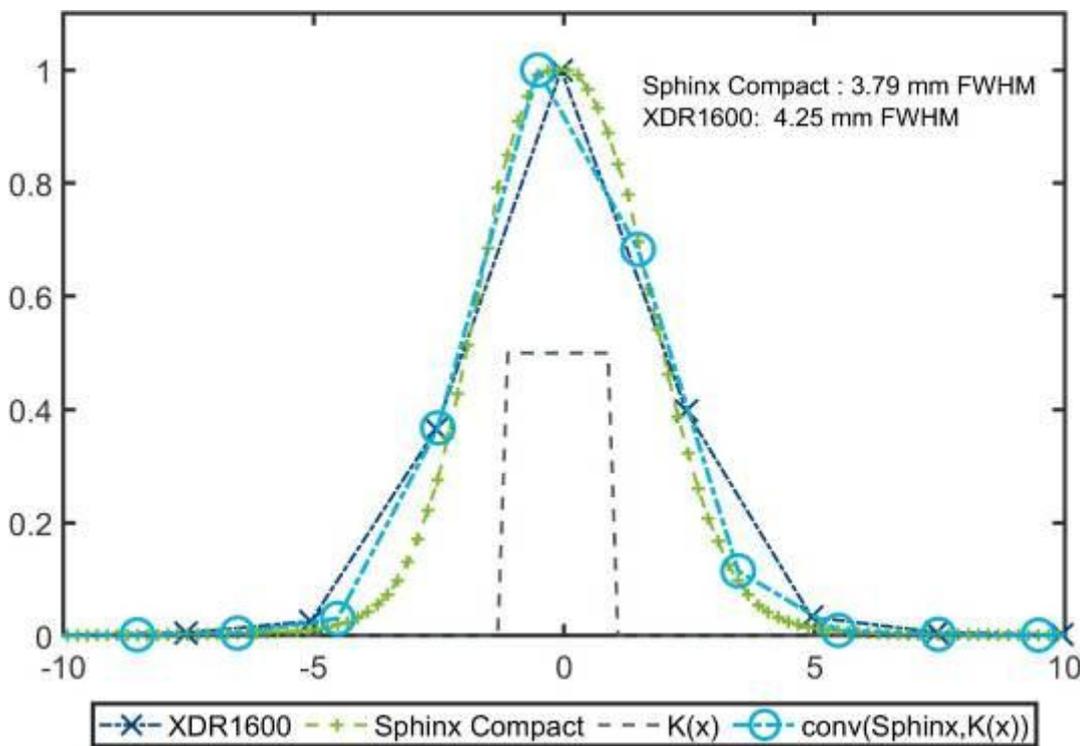


Abbildung 14: Strahlprofile eines 430 MeV/u C12-Strahls mit einer Strahlbreite von ca. 4 mm FWHM gemessen mit Sphinx Compact und XDR1600. Durch Faltung des gemessenen Strahlprofils mit hoher Auflösung mit der Ansprechfunktion des XDR1600 ($K(x)$) wird eine bessere Übereinstimmung der Strahlprofile erreicht.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Literatur

- [1] Barraclough, B., Li, J., et al. (2015). A novel convolution-based approach to address ionization chamber volume averaging effect. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/16/6213>
- [2] Witt, M., Weber, U., et al. (2025). Proton and Carbon Ion Beam Spot Size Measurement Using 5 Different Detector Types. <https://doi.org/10.1016/J.IJPT.2024.100638>

PS04.02 Strahlungsqualitätskorrektionsfaktoren für Alanin in monoenergetischen und modulierten ^{12}C Strahlen

P. Saße¹, J. Stolzenberg^{2,3}, K. S. Baumann^{2,3}, R. P. Kapsch⁴, H. Palmans⁵, B. Poppe¹, H. K. Looe¹

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

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

³Universitätsklinikum Essen, Department of Radiotherapy and Radiooncology, Essen, Deutschland

⁴Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Deutschland

⁵MedAustron Ion Therapy Center, Wien Neustadt, Österreich

Einleitung

Luftkammermessungen in Ionenstrahlen unterliegen, im Vergleich zu Photonen, in der Regel erhöhten Messunsicherheiten. Dieser Anstieg ist mit Unsicherheiten des Strahlungsqualitätskorrekturfaktors k_{Q,Q_n} verbunden. Alanin hat neben der hohen Gewebeäquivalenz den Vorteil, dass es unabhängig von Dosisleistung messen kann. Aufgrund der starken LET-Abhängigkeit von Alanin sind exakte Bestimmung der Fluenzen notwendig.

Diese Arbeit ermittelt Strahlungsqualitätskorrektionsfaktoren k_Q für Alanin mittels Monte Carlo Simulationen.

Methoden

Das Ansprechvermögen von Alanin wurde aus den Daten von Palmans et al. entnommen [1]. Monte Carlo Simulationen wurden mit GATE v9.3 und Geant4 v11.2.2 durchgeführt. In einem kubischen Wasserphantom wurden die spektralen Fluenzen entlang des Zentralstrahls eines 10 cm x 10 cm ^{12}C Feldes mit Primärenergien von 278 MeV/u und 429 MeV/u an diskreten Positionen simuliert. Die benötigten Bremsvermögen für Alanin wurden mit SRIM für alle relevanten Projektile bestimmt [2]. Die Modulation der ^{12}C Felder wurde mit einem 2D Reichweitenmodulator realisiert [3].

Die Messungen mit Alanin wurden dabei gegen eine Farmer Kammer (30013; PTW-Dosimetry) in monoenergetischen Feldern verglichen. Alanin wurden zu Stapeln von je 5 Tabletten fixiert und in 5 cm Tiefe mit einem 10 cm x 10 cm ^{12}C Feld bestrahlt. Das Alanin wurde von der PTB in Braunschweig mit dem Primärstandard kalibriert.

Ergebnisse

Für das ^{12}C Feld wurden bei einer Primärenergie von 278 MeV/u bzw. 429 MeV/u in 5 cm Tiefe Korrektionsfaktoren von 1.109 ± 0.047 bzw. 1.074 ± 0.031 bestimmt. Die Alanin- und die Luftkammermessungen stimmen zu 1.4% und 0.4% für die jeweiligen Energien überein.

Für modulierte ^{12}C Strahlungsfelder wurde ein analytischer Ausdruck für k_Q basierend auf den simulierten Daten ermittelt (vgl. Abb.1). Die hier ermittelten k_Q weisen Änderung von mehr als 30% auf. Für 2 cm breite SOBP liegt die Änderung bei 18%.

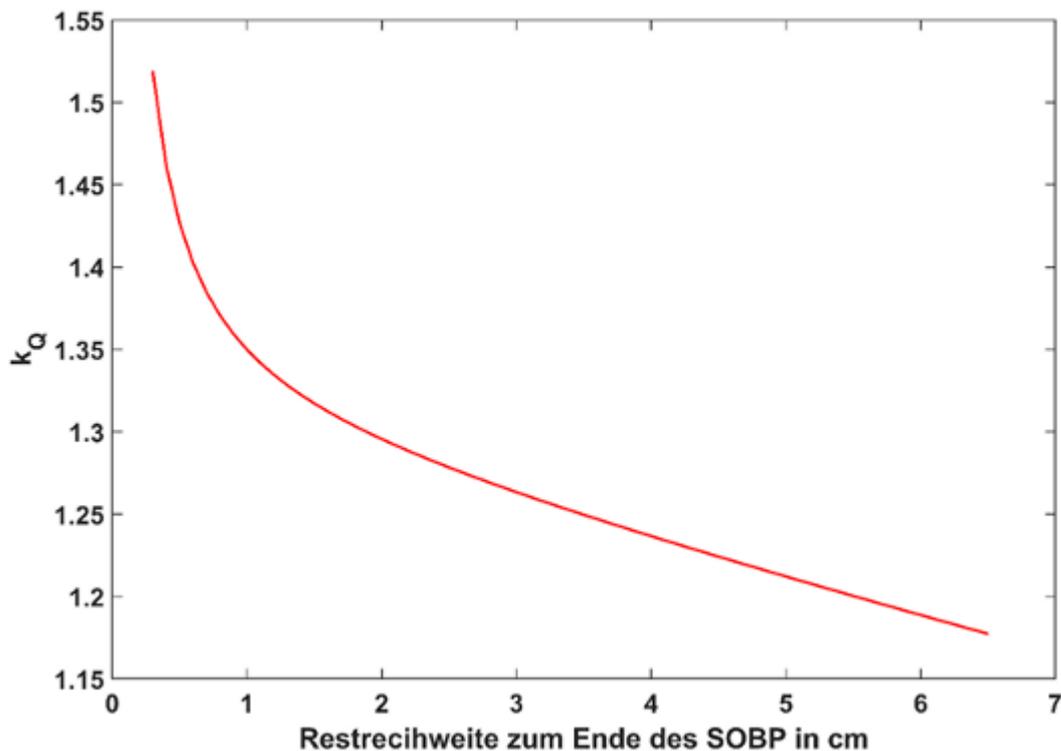


Abbildung 15: Strahlenqualitätskorrekturfaktors k_Q für Alanin in ^{12}C SOBP. Abhängig von der Restreichweite zum Ende des SOBP.

Diskussion

Die Messungen mit der Luftkammer bestätigen die mit Alanin ermittelte Dosis innerhalb der jeweiligen Messunsicherheiten. Die hier bestimmten k_Q für Alanin zeigen innerhalb der SOBP signifikante Ortsabhängigkeiten. Die Arbeit trägt dazu bei, Alanin als Detektor für die Absolutdosimetrie in Ionenstrahlen zu etablieren.

Quellen

- [1] H. Palmans, "Effect of alanine energy response and phantom material on depth dose measurements in ocular proton beams," *Technology in cancer research & treatment*, vol. 2, no. 6, pp. 579–586, 2003.
- [2] J. F. Ziegler, M. D. Ziegler, and J. P. Biersack, *SRIM: The Stopping and Range of Ions in Matter*, Ziegler, James F., 2013.
- [3] Simeonov Y, Weber U, Penchev P, Ringbæk T P, Schuy C, Brons S, Engenhardt-Cabillic R, Bliedtner J and Zink K 2017 3D range-modulator for scanned particle therapy: development, Monte Carlo simulations and experimental evaluation *Physics in medicine and biology* 62 7075–96

PS04.03 Einsatz eines konturierten double-scattering Systems für Super-FLASH mit ^{12}C -Ionen: Erste Experimente und Simulationen

A. Bückner¹, U. Weber^{1,2}, D. Boscolo¹, M. Durante¹, K. S. Baumann^{3,2}, M. Witt^{3,2}

¹GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen, Deutschland

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Marburg, Deutschland

Einleitung

Seit der Entdeckung des FLASH Effekts [1] in der Strahlentherapie ist dieser ein viel diskutiertes Thema. Eine Normalgewebeschonung durch FLASH wird ab etwa 40 Gy/s erwartet. Nun sollen an der GSI Darmstadt auch extrem hohe Dosisraten von $>10^6$ Gy/s (Super-FLASH) mit einer Synchrotron kick-off Extraktion bei Pulslängen $\sim 1 \mu\text{s}$ untersucht werden. Diese extrem kurze Extraktionszeit macht eine Raster-Scanning-Bestrahlung unmöglich und die Anpassung des Strahls an das Tumervolumen muss durch passive Bauteile erfolgen. Diese Arbeit präsentiert erste Ergebnisse aus Design und Simulationen eines double-scattering Systems kombiniert mit einem 2D Range Modulator [2] zur Erzeugung eines SOBP mit Kohlenstoffstrahlung.

Material & Methoden

Das double-scattering System besteht aus einem ersten Streuer aus Blei und einem zweiten konturierten Streuer aus Aluminium- und Bleisegmenten. Es erzeugt ein laterales Dosisprofil mit einem homogenen Plateau und die Transmissionsenergie ist unabhängig von der Durchdringungsposition. Das Design des zweiten Streuers wird nach bekannten Prinzipien [3,4] numerisch optimiert.

Simulationen des Aufbaus erfolgen in der Monte-Carlo Software FLUKA. Als Strahl wird ^{12}C mit einer Energie von 240 MeV/u gewählt und das Strahlprofil mit Wasser- oder Plastikphantomen verifiziert. Die Experimente erfolgen im ersten Schritt im Marburger Ionenstrahltherapiezentrum (MIT), wobei Dosisprofile mit einem PTW Octavius 1600XDR gemessen werden.

Ergebnisse

Die Simulationen liefern eine Verifikation des Strahlprofils entlang des Strahlengangs und das Erlangen einer radial homogenen Dosisverteilung in der Targetebene mit einem Radius von 2 cm. Erste Simulationen unter Einbezug des 2D-Modulators zur Erzeugung eines SOBP liefern wichtige Erkenntnisse zur Optimierung der Designs von 2D-Modulator und double-scattering System.

Experimentelle Daten aus Messungen des double-scattering Systems erlauben die Rekonstruktion der Form der Strahl-Envelope und zeigen Dosisprofile für unterschiedliche experimentelle Konfigurationen.

Zusammenfassung

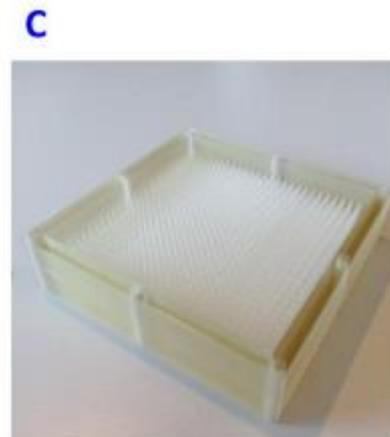
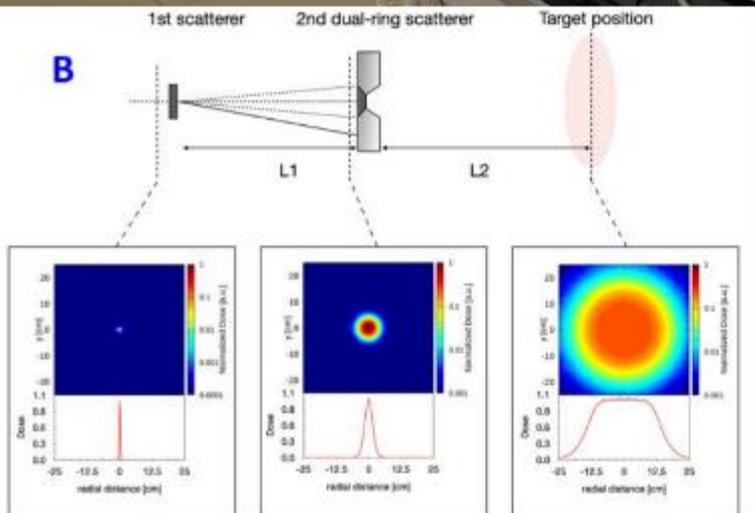
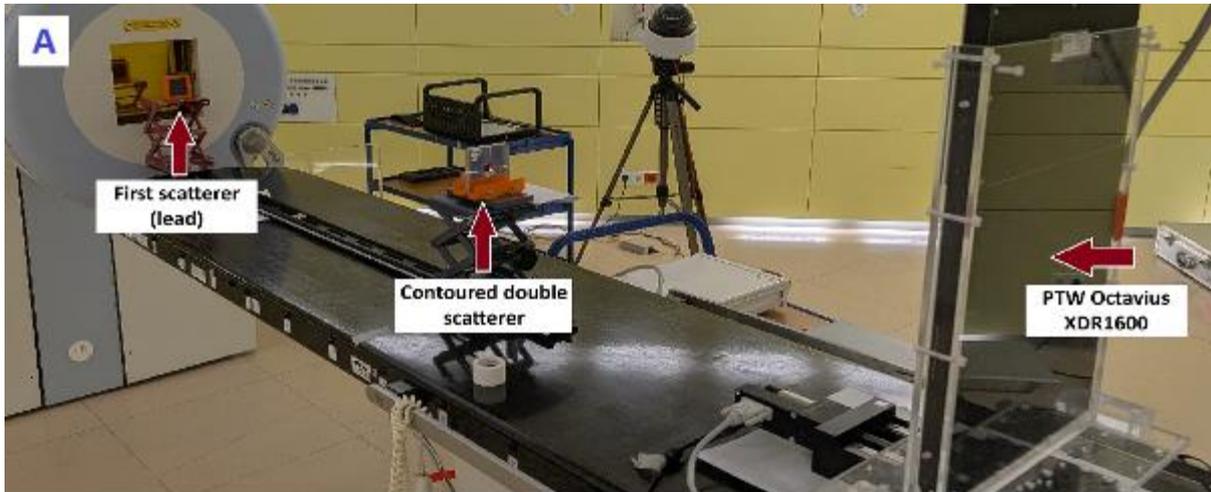
Diese Arbeit liefert erste experimentelle und simulationsgestützte Ergebnisse aus Messungen mit einem konturierten double-scattering System zur passiven Strahlformung. Dies ist der erste Schritt zur Umsetzung präklinischer Studien mit wesentlich höheren Dosisraten als derzeitige FLASH-Bestrahlung mit ^{12}C -Ionen.

Anhang

Abb. 1: A: Foto des Aufbaus zur Strahl-Envelope Messung am MIT mit ^{12}C . B: Dosisprofile aus Simulationen mit Protonenstrahlung. C: 2D-Modulator zur Erzeugung eines SOBP.

Literatur

- [1] Atkinson J et al. The current status of FLASH particle therapy: a systematic review. Phys Eng Sci Med. 2023 Jun 9;46(2):529–60
- [2] Simeonov Y et al. Monte Carlo simulations and dose measurements of 2D range-modulators for scanned particle therapy. Z Med Phys. 2021 May;31(2):203–14
- [3] Gottschalk B, Script, <https://gray.mgh.harvard.edu/attachments/article/212/pbs.pdf> [2004]
- [4] Grusell et al., Phys. Med. Biol. 39 (1994) 2201-2216



PS04.04 Experimentelle 3D-Lokalisierung von anatomischen Veränderungen anhand von 2D Heliumstrahlradiografien

M. Metzner^{1,2,3}, A. Schlechter^{1,2,3}, D. Zhevachevska^{1,2,4}, P. Schlegel^{1,2,5,6}, O. Jäkel^{1,2,7,8}, M. Martišíková^{1,2}, T. Gehrke^{1,2}

¹Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland

²Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Abteilung Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

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

⁴Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät Mannheim, Mannheim, Deutschland

⁵Universität Heidelberg, Institut für Informatik, Heidelberg, Deutschland

⁶Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

⁷Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberger Ionenstrahltherapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

⁸Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), eine Kooperation zwischen dem DKFZ und dem Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Aktuell werden in der Ionenstrahltherapie noch immer standardisierte Sicherheitssäume verwendet, um der Unsicherheit bzgl. der tatsächlichen Position der Zielstrukturen zum Behandlungszeitpunkt zu begegnen. Diese systematische Begrenzung der Applikationsgenauigkeit von Strahlendosen könnte man durch den Einsatz von Ionenstrahlradiografien reduzieren, denn diese ermöglichen es Veränderungen der Patientenanatomie lateral zu lokalisieren und zu quantifizieren. Einzig eine Tiefeneinordnung ist nicht möglich. Da diese jedoch entscheidend ist, um zu beurteilen, ob die Veränderung im Bestrahlungsfeld oder erst dahinter liegt, haben wir eine Methode experimentell untersucht anhand derer wir Tiefeninformation aus 2D-Ionenstrahlradiografien extrahieren können.

Material & Methoden

Wir haben Heliumstrahlradiografien am Heidelberger Ionenstrahltherapiezentrum aufgenommen.

Dafür verwenden wir dünne Silizium-Pixeldetektoren (Timepix [1]), mit denen wir die Energiedeposition jedes Ions hinter dem Phantom messen, was für den Bildkontrast genutzt wird [2]. Außerdem bestimmen wir den wahrscheinlichsten Pfad jedes Ions innerhalb des Objektes basierend auf insgesamt vier Positionsmessungen vor und hinter dem Objekt. Für die Bildrekonstruktion können diese Pfade in beliebiger Tiefe des Phantoms ausgewertet werden [3]. Wenn die Rekonstruktionstiefe ungefähr der tatsächlichen Tiefe der Veränderung entspricht, ist die Ortsauflösung des Bildes am höchsten. Dieser Effekt lässt sich für die Tiefenlokalisierung nutzen, was schon in einer Simulationsstudie gezeigt wurde [4]. Wir haben diese Methodik zum ersten Mal experimentell untersucht, wofür wir in ein homogenes PMMA-Phantom und ein anthropomorphes Phantom Veränderungen in Form eines Luftspaltes bzw. eines Stücks Silikon eingebracht und jeweils eine Radiografie vor und nach der Veränderung aufgenommen haben [5].

Ergebnisse

Die Tiefe des Luftspaltes im homogenen PMMA-Phantom (s. Abb.1) konnte für alle Positionen mit einer Genauigkeit unter 10 mm bestimmt werden. Auch im Kopfphantom konnten wir die Tiefe der Silikonfüllung mit dieser Genauigkeit ermitteln [5].

Zusammenfassung

Wir konnten experimentell zeigen, dass mit einer dosisarmen 2D Heliumstrahlradiografie auch die Tiefe einer anatomischen Veränderung bestimmt werden kann. Deshalb könnte die Methode eingesetzt werden um Ionenstrahltherapie noch präziser zu machen.

Anhang 1

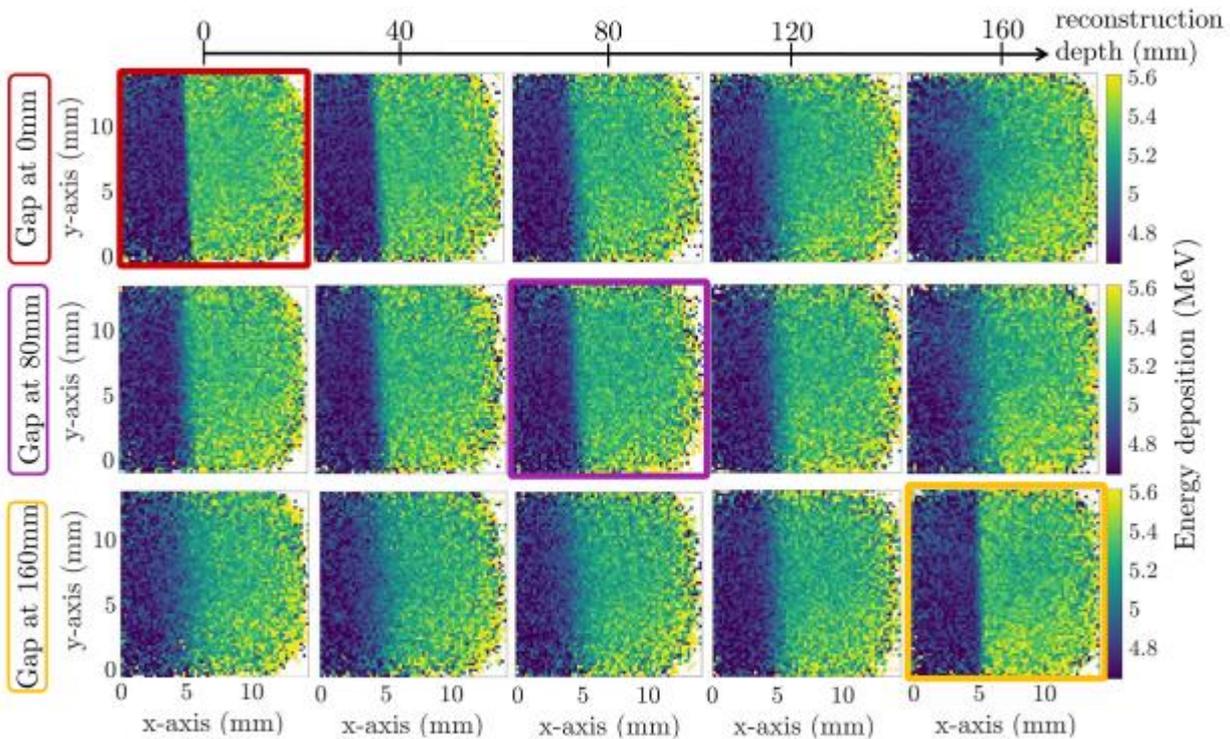


Abb.1:

Heliumstrahlradiografien eines homogenen PMMA-Phantoms mit Luftspalt, welcher in verschiedenen Tiefen des Phantoms positioniert wurde. Wenn die Rekonstruktionstiefe des Bildes mit der tatsächlichen Position des Luftspaltes übereinstimmt, ist die Stufe am schärfsten abgebildet. Übernommen aus [5].

Literatur

- [1] Llopart, X. et al., Nucl. Instr. And Meth. A 581, S. 485-494, 2007
- [2] Gehrke, T., et al., PMB 63.3: 035037, 2018
- [3] Schneider, U. and Pedroni, E., Med. Phys. 21.11: 1657-1663, 1994
- [4] Volz, L. et al., PMB 69.2: 024001, 2024
- [5] Schlechter, A.: MS Thesis, Univ. Heidelberg, 2024

PS04.05 Dosimetrie für nicht-relativistische Elektronen und ihre mögliche Bedeutung in der Strahlentherapie

J. Freier¹, L. Brückner¹, B. Löhr¹, M. Shariff², L. Distel², C. Bert², P. Hommelhoff^{1,3}

¹Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Physik, Erlangen, Deutschland

²Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Strahlenklinik - Radioonkologie, Erlangen, Deutschland

³Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Department Physik, München, Deutschland

Einleitung

Niederenergetische Elektronen im Bereich von zweistelligen keV haben das Potential, eine hohe relative biologische Wirksamkeit mit einer sehr geringen Eindringtiefe in Gewebe zu kombinieren, um so die Behandlung effektiver zu machen und das gesunde Gewebe besser schützen zu können [1]. Miniaturisierte Teilchenbeschleuniger, die in Zukunft in der Lage sein werden, solche Elektronenstrahlen in Volumina von nur wenigen Kubikmillimetern zu erzeugen, könnten in endoskopische Systeme integriert werden und damit neue Möglichkeiten in der Onkologie eröffnen [2-4]. Um diese Vorteile und die Wirksamkeit zu evaluieren, gilt es, eine zuverlässige Dosimetrie-Methode zu erarbeiten.

Material & Methoden

Da übliche Dosimeter für Elektronenstrahlung im Energiebereich von zweistelligen keV ungeeignet sind, werden unlaminierte EBT3-GafChromic-Filme benutzt. Das Tiefendosisprofil der niederenergetischen Elektronen in der aktiven Schicht der Filme wurde simuliert und mit einer experimentell ermittelten Kalibrierkurve für Elektronen im MeV-Energiebereich des Films kombiniert. Zusammen kann so eine Kalibrierkurve für niederenergetische Elektronen berechnet werden. Diese wurde mit einer unabhängigen energieempfindlichen Elektronendetektor-Messung überprüft.

Ergebnisse

Die resultierende Kalibrierkurve für unlaminierte EBT3-GafChromic-Filme für niederenergetische Elektronen im Energiebereich von 12 keV bis 45 keV und für einen mittleren Dosisbereich von 0 Gy bis 16 Gy [5] wird in Abb. 1 gezeigt. Damit kann aus dem Wert der Verfärbung der eingescannten Filme direkt auf die in der aktiven Schicht des Films deponierte mittlere Dosis geschlossen werden.

Zusammenfassung

Aus einem simulierten Tiefendosisprofil und einer experimentell bestimmten Kalibrierkurve für hochenergetische Strahlung (MeV) wurde eine Kalibrierkurve für unlaminierte EBT3-GafChromic-Filme für niederenergetische Elektronen abgeleitet. Dies ermöglicht quantitative strahlenbiologische Experimente und einen Vergleich der biologischen Wirksamkeit von Elektronen und Röntgenstrahlung. Dies stellt einen wichtigen Schritt im Hinblick auf die biophysikalische und medizinische Anwendung von zukünftigen endoskopischen Teilchenbeschleuniger dar.

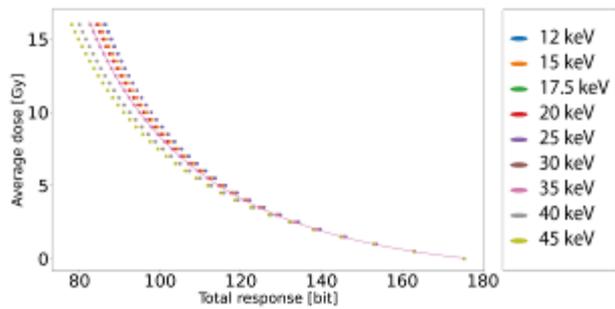


Abb. 1. Die Kalibrierkurve für verschiedene Elektronenenergien, die dem Wert der Verfärbung eines eingescannten Films einer in der aktiven Schicht deponierten durchschnittlichen Dosis zuordnet [5].

Literatur

- [1] Tye J., Solgaard O., England R. J., Trapp J. V., Fielding A. and Brown C. P, R. Soc. Open Sci.11240898 (2024)
- [2] England, R. J., Noble, R. J., Bane, K., Dowell, D. H., Ng, C. K., Spencer, J. E., et al., R. B. Phys. Rev., 86(4), 1337-1389 (2014)
- [3] Chlouba, T., Shiloh, R., Kraus, S., Brückner, L., Litzel, J., Hommelhoff, P., Nature, 622(7983), 476-480 (2023)
- [4] Broaddus, P., Egenolf, T., Black, D. S., Murillo, M., Woodahl, C., Miao, Y., et al. , Phys. Rev. Lett., 132(8), 085001. (2024)
- [5] Freier J, Brückner, L., Löhl B., Shariff M., Distel L., Bert C., Hommelhoff P. submitted (2025)

PS04.06 Entwicklung eines Neutronendetektors auf Basis von ^{10}B zur Messung von Neutronen über ein breites Energiespektrum

K. T. Giebenhain^{1,2}, L. Dippel^{1,2}, A. Becker^{2,3}, M. Fix Martinez^{2,3}, K. S. Baumann^{2,3,4,5}, H. G. Zaunick^{1,2}, U. Weber^{2,3,6}, K. Zink^{2,3,5}, K. T. Brinkmann^{1,2}

¹Justus-Liebig-Universität Gießen (JLU), II. Physikalisches Institut, Gießen, Deutschland

²LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), Gießen, Deutschland

³Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Abteilung für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

⁵Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁶GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

Bei der Protonentherapie gehören Neutronen zu der sekundären Strahlenbelastung, der Patienten ausgesetzt sind. Für den Einsatz der FLASH-Bestrahlungstechnik, eine Form der Teilchentherapie, bei der durch ultrahohe Dosisleistungen eine niedrige Toxizität des gesunden Gewebes bei gleichbleibender Tumorkontrolle erreicht wird, müssen für Zyklotron-basierte Anlagen Reichweitenmodulatoren in den Strahl eingebracht werden.

Durch das zusätzliche Material wird die Neutronendosis erheblich erhöht. Um verlässliche Kenntnis über diese Dosis zu erlangen, sind effiziente Neutronendetektoren nötig, die das entstehende Neutronenfeld über ein breites Energiespektrum messen können.

Diese Arbeit präsentiert erste Ergebnisse eines szintillationsbasierten Detektors, der in der Lage ist, in gemischten Feldern sowohl schnelle als auch thermische Neutronen zu detektieren.

Material & Methoden

Der vorgestellte Detektor besteht aus GAGG (Gadolinium-Aluminium-Gallium-Granat), einem Szintillator mit einer hohen Lichtausbeute[1] und einer Bor-Nitrid Nanotubes (BNNT) Folie, die mit ca. 99% ^{10}B angereichert ist, ausgelesen von einer Photomultiplier Tube. ^{10}B hat einen hohen Neutroneneinfangquerschnitt für thermische Neutronen[2] und wird beim Neutroneneinfang umgewandelt in ein α -Teilchen und ein Lithium-Ion.

Ausgelesen wird der Detektor durch verschiedene Digitalisierer, die in der Lage sind, das komplette Szintillationssignal zeitlich zu analysieren. Um Neutronen von Photonen zu unterscheiden, wird sogenannte Pulse Shape Analysis (PSD) angewendet. Bei dem Verfahren wird ausgenutzt, dass Teilchen mit unterschiedlichen Ionisationsdichten unterschiedliche Signalformen erzeugen [3].

Ergebnisse

Der Detektor wurde hinsichtlich seiner Fähigkeit verschiedene Teilchensorten zu unterscheiden, im Feld des Deuterium-Tritium-Neutronengenerators des Helmholtzzentrums Dresden-Rossendorf getestet. Der GAGG-basierte Detektor zeigt hervorragende Diskriminierungseigenschaften, die es erlauben, verschiedene Teilchen im gemischten Feld voneinander zu unterscheiden (siehe Abb.1).

Zusammenfassung

Der vorgestellte Detektor zeigt großes Potential, um als Neutronendetektor in gemischten Feldern eingesetzt zu werden. Es ist möglich, verschiedene Teilchenarten durch PSD voneinander zu unterscheiden. Das Anbringen einer ^{10}B Folie liefert die zusätzliche Möglichkeit, thermische Neutronen zu detektieren, sodass das System insgesamt in der Lage ist, Neutronen verschiedener Energien zu messen.

Anhang 1

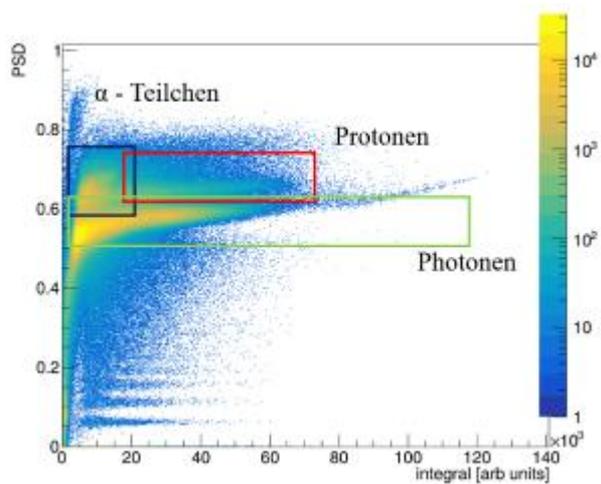


Abb.1: Pulse Shape Discrimination Histogramm für eine Messung mit einem nominell 14 MeV Neutronenstrahl.

Literatur

- [1] Kamada et al. *Crys. Growth Des.* (2011):4484:4490
- [2] Dahal et al. *Nucl. Instrum. Methods Phys Res.* (2011): 417:420
- [3] G.F. Knoll, *Radiation Detection and Measurement* (1979): ISBN 0-471-48545

PS04.07 Tiefenprofilkamera zur Energiebestimmung von Protonen und Ionen

A. Dittwald¹, J. Bundesmann¹, A. Denker¹, T. Fanselow¹, G. Kourkafas¹, S. Dillenardt²

¹Helmholtz-Zentrum Berlin, Protonentherapie, Berlin, Deutschland

²Berliner Hochschule für Technik, Berlin, Deutschland

Einleitung

Am Helmholtz-Zentrum Berlin für Materialien und Energie (HZB) werden Protonenstrahlen mit einer Energie von 68 MeV sowohl für die Therapie von Augentumoren als auch für Experimente genutzt. Um die Reichweite der Protonen zu bestimmen, wurde ein neuartiges Kamerasystem entwickelt.

Material & Methoden

Das System besteht aus einem Phantom mit wasser-äquivalenter Dichte und einem Leuchtschirm im Phantom. Damit können der Bragg-Peak und die Reichweite für verschiedene Energien visualisiert werden. Im Gegensatz zur Messung im Wasserbad ist das Verfahren viel schneller. Ein eigener LabVIEW code erlaubt unterschiedliche Auswerteroutinen.

Ergebnisse

Es können Energieunterschiede von 400 keV gemessen werden. Die Messungen sind mit einem Wasserphantom vergleichbar. Mit diesem System ist die Auswertung sowie Unterscheidung von verschiedenen Ionen möglich. Die minimale Energieauflösung liegt bei 100 keV.

Zusammenfassung

Bei diesem Kamerasystem handelt es sich um ein kostengünstiges und leichtes Kamerasystem, welches vergleichbar sehr gute Ergebnisse wie ein Wasserbad liefert. Es ist eine schnelle Analyse des Protonenstrahls (oder anderer Ionen) für verschiedene Energien möglich. Gegenwärtig wird das System nur für technische Messungen verwendet. Ein Aufsetzung des Systems als Medizinprodukt ist in Planung.

Anhang 1

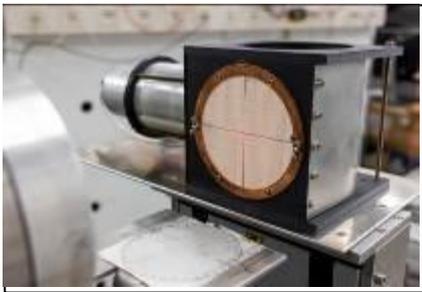


Abb.1: Das aufgebaute Kamerasystem am Messplatz

PS04.08 Monte Carlo basierte Untersuchung der Auswirkung der Zellgeometrie auf die DNA-Schadensausbeute bei Bestrahlung mit ionisierenden Strahlungsarten

F. Meister¹, D. Weishaar², N. Hornik^{2,3}, S. Wippermann¹, K. S. Baumann^{2,3,4,5}

¹Philipps-Universität Marburg, Fachbereich Physik, Marburg, Deutschland

²Technische Hochschule für Angewandte Wissenschaften, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

³LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), TH Mittelhessen, Gießen, Deutschland

⁴Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Abteilung für Strahlentherapie und Strahlenonkologie, Marburg, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Abteilung für Strahlentherapie und Strahlenonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Das Untersuchen von Einflussfaktoren auf die DNA-Schadensausbeute und damit auf die biologische Wirksamkeit ionisierender Strahlung ist entscheidend für die Strahlentherapie. Mit Hilfe des Monte Carlo Codes Geant4-DNA können die physikalischen Wechselwirkungen der ionisierenden Strahlung mit Wasser, dem Hauptbestandteil biologischer Materie, sowie die durch die Strahlung hervorgerufenen chemischen Wechselwirkungen simuliert und dadurch Voraussagen über Strahlenschäden getätigt werden [1]. Ziel dieser Arbeit ist es mit Geant4-DNA den Einfluss des Zellkernvolumens und der Basenpaardichte auf die Ausbeute der DNA-Strangbrüche bei Bestrahlung mit verschiedenen Strahlungsqualitäten zu untersuchen, um festzustellen, inwieweit diese Parameter die Strahlungssensitivität einer Zelle beeinflussen.

Material & Methoden

Für die Simulationen wird das molecularDNA-Beispiel in Geant4-DNA verwendet, in dem eine simplifizierte Geometrie der menschlichen Zelle enthalten ist [2]. Über die Halbachsenlänge des Zellkerns kann dessen Volumen variiert werden. Durch die mit dem FractalDNA package erstellten DNA-Geometrien lässt sich die Basenpaardichte im Zellkern variieren [3]. Es wird die Bestrahlung des Zellkerns mittels einer ebenen Quelle mit Elektronen (662 keV), Protonen (80 MeV) und Kohlenstoff-Ionen (230 MeV/u) simuliert und die dadurch erzielte Anzahl an Einzel- (SSB) und Doppelstrangbrüchen (DSB) sowie deren Ausbeute normiert auf deponierte Dosis und Anzahl an Basenpaaren, ausgewertet.

Ergebnisse

Die Simulationen haben gezeigt, dass das Zellkernvolumen keinen Einfluss auf die Schadensausbeute hat. Abbildung 1 zeigt die Ausbeute an Einzelstrangbrüchen als Funktion der Basenpaardichte. Es lässt sich klar erkennen, dass die Schadensausbeute mit zunehmender Basenpaardichte abnimmt. Dies zeigt sich bei allen drei untersuchten Strahlungsqualitäten, wobei sich die Schadensausbeuten aufgrund des unterschiedlichen LET größtmäßig signifikant unterscheiden.

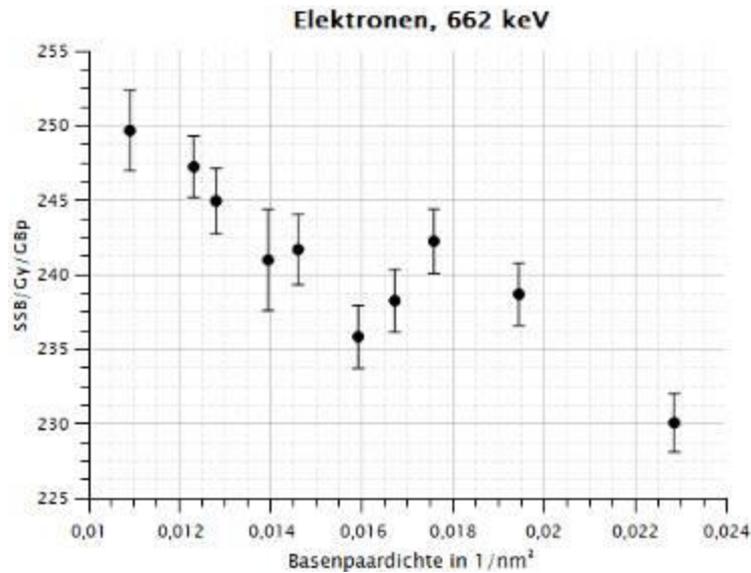


Abbildung 16: Ausbeute der SSB in Abhängigkeit der Basenpaardichte bei Bestrahlung mit Elektronen

Zusammenfassung

Es zeigt sich ein Unterschied in der DNA-Schadensausbeute für verschiedene Basenpaardichten sowie für verschiedene Strahlungsqualitäten. Die Ausbeute an Strangbrüchen sinkt mit steigender Basenpaardichte vermutlich durch das engere Zusammenrücken der Basenpaare, das für eine größere Anzahl an Basenpaaren pro Radikal und damit für weniger Reaktionen sorgt [4]. Die Ergebnisse sind Grundlage für die Validierung der Simulationen mit Hilfe von Zellbestrahlungsexperimenten, indem Schadensausbeuten für verschiedene Zelllinien und Strahlungsqualitäten messtechnisch bestimmt und mit den Simulationen verglichen werden.

Quellen

- [1] doi.org/10.1002/pro6.1186
- [2] doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.102613
- [3] natl.github.io/fractaldna/
- [4] doi.org/10.1016/j.ejmp.2024.104871

PS04.10 Adaptive MR-integrierte Protonentherapie (MRiPT) bei Patient:innen mit Nierenzellkarzinom

M. Scholz^{1,2}, F. Lebbink^{2,3}, S. Makocki^{1,2}, E. Troost^{1,2,3,4}

¹Universitätsklinikum Carl Gustav Carus an der Technischen Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

²OncoRay - Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

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

⁴Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie, Dresden, Deutschland

Einleitung

Protonen besitzen durch ihre definierte Reichweite und die präzise Dosisdeposition im Bragg-Peak einen physikalischen Vorteil gegenüber Photonen hinsichtlich der Dosisverteilung. Das gesunde Normalgewebe vor und nach dem Bragg-Peak kann dadurch besser geschont werden [1]. Anatomische Veränderungen im Strahlengang beeinflussen die Reichweite der Protonen und deren Dosisverteilung jedoch maßgeblich. Die Integration der Magnetresonanztomographie mit Protonentherapie (MRiPT) ermöglicht aufgrund ihres exzellenten Weichteilkontrastes eine präzise Überwachung anatomischer Bewegungen während der Strahlentherapie [2].

Material & Methoden

Die ausgewählten Patient:innen erhielten aufgrund eines Leber- oder Pankreaskarzinoms eine Protonenbestrahlung am Universitätsklinikum Dresden. Für diese *in silico* Planungsstudie wurden artifizielle Tumore in unterschiedlichen Nierensegmenten dieser Patienten konturiert und Ein- bzw. Zwei-Felder-Bestrahlungspläne (Tischdrehung um $\pm 10^\circ$) mit Dosisverschreibungen von 5x6 Gy und 5x8 Gy im Bestrahlungsplanungssystem RayStation (2023B, RaySearch Schweden) erstellt. Die Planung erfolgte im MRT-Isozentrum des 0.5 Tesla In-Beam-MRT an der horizontalen Pencil-Beam-Scanning-Strahlführung im Experimentalbunker. Die Qualität der Bestrahlungspläne sowie die Notwendigkeit einer Planadaptation wurden anhand verschiedener Planparameter evaluiert.

Ergebnisse

Die Protonen-Bestrahlungspläne waren klinisch akzeptabel. Die Zwei-Felder-Bestrahlung führte tendenziell zu einer besseren Zielvolumenabdeckung und konnte zusätzlich umliegende Risikoorgane schonen. Für einen linksseitigen Nierentumor betrug der Grenzwert für den Dickdarm für D20cc < 25 Gy im Mittel 14.33 Gy, während der Mittelwert für die D20cc mit 1.49 Gy bei einem rechten Nierentumor deutlich niedriger war (Abb. 1). Die Zielvolumenerfassung für das CTV (D98%) ohne Planadaptation war für die Ein-Feld-Bestrahlung bis zu einer Dosis von 30 Gy für 9 von 14 Patient:innen (im Mittel 82.9 %) erfüllt. Bei der Zwei-Felder-Bestrahlung erhielten 10 von 14 Patient:innen die verschriebene Dosis von 30 Gy (84.2 %) und bei der Bestrahlung mit einer Dosis von 40 Gy wurde für 8 von 14 Patient:innen (84.4 %) die Verschreibung erreicht.

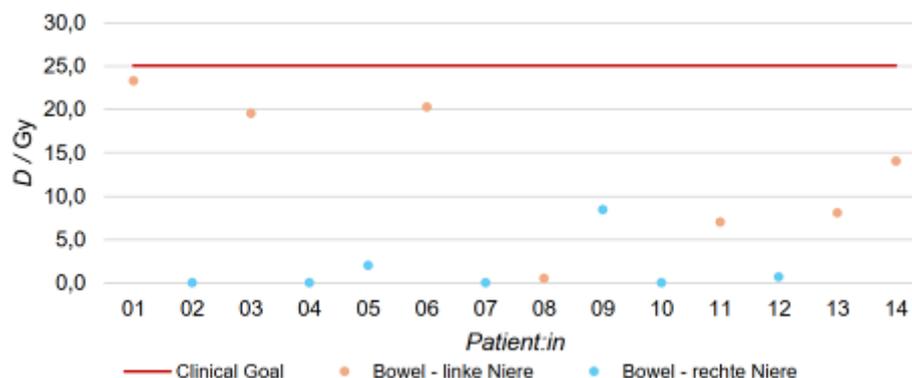


Abb.1: Darstellung des Clinical Goal der D20cc < 25Gy der zwei-Felder-Pläne mit 30Gy für den Dickdarm (Bowel) in Abhängigkeit von der Tumorlokalisation (rechte Niere hellblau, linke Niere orange).

Zusammenfassung

Die Ergebnisse belegen die Durchführbarkeit der möglichen Bestrahlung eines Nierenzellkarzinoms an der horizontalen PBS-Strahlführung, sowie den Nutzen einer Planadaptation. Mithilfe der Echtzeit-MRiPT kann perspektivisch nicht nur die atembedingte Bewegung der Niere erfasst, sondern auch die Bestrahlung präzise überwacht und kontrolliert werden.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Literatur

- [1] H. Krieger, Strahlungsmessung und Dosimetrie, Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2021.
- [2] A. Hoffmann, B. Oborn et al., „MR-guided proton therapy: a review and a preview“ Radiation oncology, 2020.

Adaptive Therapie/MR-Linac (Poster)

PS05.01 Echtzeit-Bewegungsvorhersage für MR-Linac-basierte kardiale Radioablation

N. Mühlshlegel^{1,2}, E. Lombardo², T. J. Blöcker², Y. Xiong², R. Klaar^{3,4}, M. Aubert⁵, M. Riboldi⁶, C. Belka^{1,2,7}, S. Corradini², C. Kurz², M. Fast⁵, G. Landry²

¹Bayerisches Zentrum für Krebsforschung (BZKF), München, Deutschland

²LMU Klinikum Großhadern, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland

³LMU Klinikum Großhadern, Klinik und Poliklinik für Radiologie, München, Deutschland

⁴Comprehensive Pneumology Center (CPC-M), München, Deutschland

⁵University Medical Center Utrecht, Department of Radiotherapy, Utrecht, Niederlande

⁶Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Department of Medical Physics, München, Deutschland

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

Einleitung

Ventrikuläre Tachykardie (VT) ist eine lebensbedrohliche Herzrhythmusstörung, verursacht durch Narbengewebe im Myokard. Stereotactic Arrhythmia Radioablation (STAR) zielt darauf ab, im Gewebe elektroanatomische Veränderungen durch Strahlung zu induzieren [1], wobei die MR-geführte Strahlentherapie (MRgRT) überlegene Präzision bieten könnte [2].

Für eine präzise Echtzeit-Kompensation der Herzbewegung bei MRgRT bieten sich MLC-Tracking und Gating an, jedoch sind aufgrund von Systemlatenzen Positionsvorhersagen erforderlich. In dieser Arbeit wurden konventionelle und KI-basierte Methoden zur Bewegungsvorhersage untersucht und für verschiedene Herzregionen evaluiert.

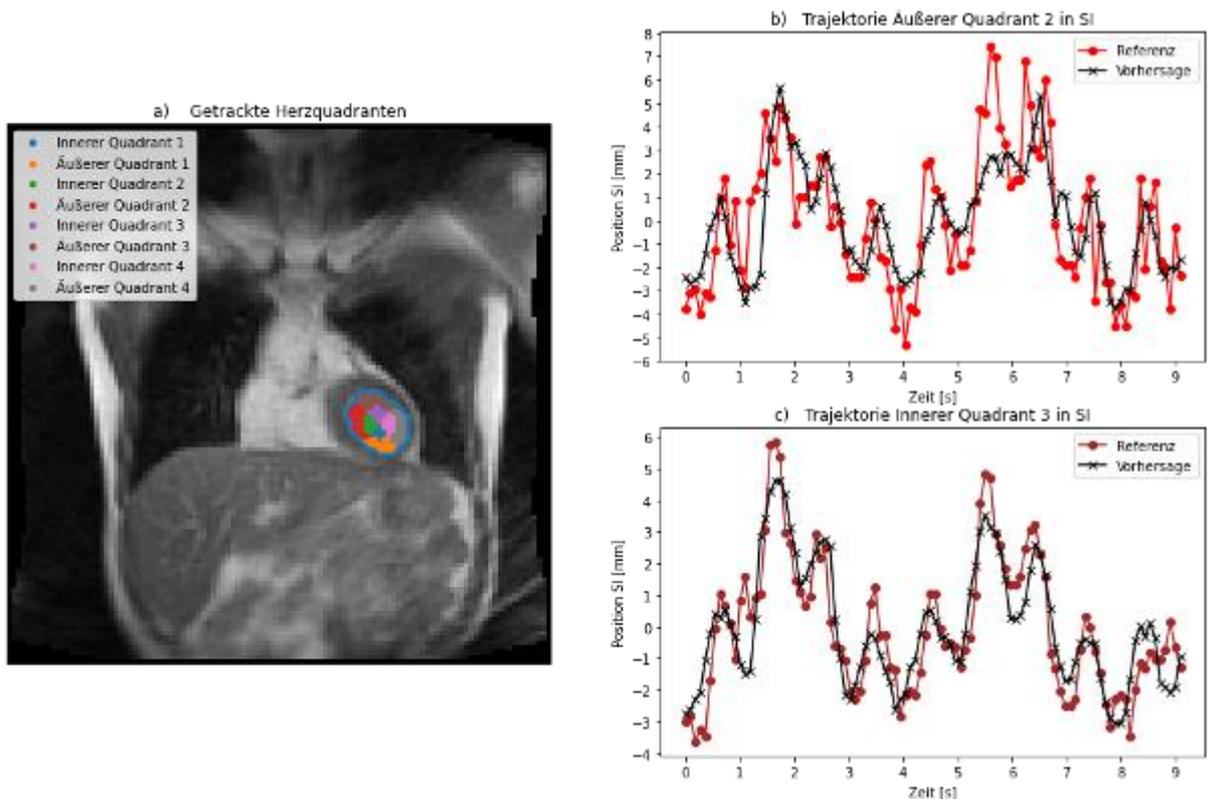


Abb. 1: a) Koronale Ansicht des linken Ventrikels, der in verschiedene Sektoren unterteilt wurde für eine positionsspezifische Trajektorie innerhalb des Herzens. b) & c) Trajektorien für Quadranten 2 & 3, mit Vorhersagen des LSTMs in Schwarz

Material & Methoden

Long-Short Term Memory Netzwerke (LSTMs) wurden trainiert auf synthetischen Bewegungstrajektorien von 177 gesunden Freiwilligen aus der Kohorte PIOP1 der Amsterdam Open MRI collection [3]. Atemgürtel und Pulsoximeter Verläufe wurden linear kombiniert, um kardiorespiratorische Bewegung zu imitieren.

Die Netzwerke wurden dann weiter trainiert mit realen MRT-basierten Trajektorien von 10 gesunden Freiwilligen, die mit einem 0.35T MR-Linac bei 11 Hz aufgenommen wurden. Zeitaufgelöste Konturen des Linken Ventrikels wurden mittels SAM2 [4] erstellt, die dann in Trajektorien konvertiert wurden (Abb. 1).

Während der Anwendung des LSTM wurde zusätzlich noch ein Feintuning in Echtzeit vorgenommen (Online LSTM) und verglichen mit der Version ohne dies (Offline LSTM).

Zusätzlich wurde eine Lineare Regression (LR) in Echtzeit berechnet und eine Baseline (keine Vorhersage) erstellt.

Die Genauigkeit der Vorhersagen wurde auf dem Evaluierungsdatensatz durch den mittleren absoluten Fehler (MAE) quantifiziert.

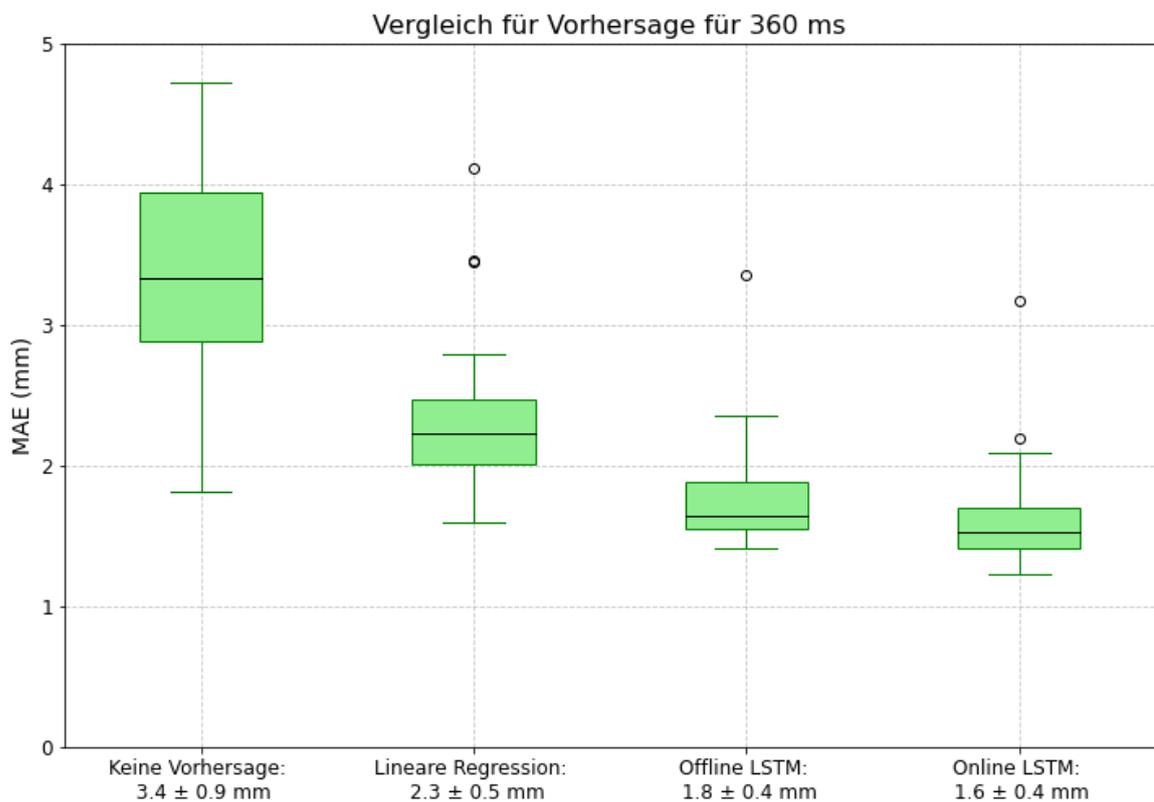


Abb.2: Leistung der KI Modelle gegenüber keiner Vorhersage und der Linearen Regression. Der durchschnittliche MAE wurde in schwarz dargestellt und unten gekennzeichnet inklusive Standardabweichung.

Ergebnisse

Das Online LSTM erreichte den geringsten MAE und erzielte eine 53% Verbesserung gegenüber keiner Vorhersage und übertraf das Offline LSTM (47%) und die Lineare Regression (32%) (Abb. 2). Inferenzzeiten des Online und Offline LSTMs betragen 5 ± 1 ms, die lineare Regression hingegen 4 ± 1 ms. Die Trainingszeit des Online LSTMs für 4 Epochen betrug 34 ± 12 ms, die nach der Inferenz ausgeführt wurde.

Zusammenfassung

Die Validierungsergebnisse zeigen, dass LSTMs geeignet sind, um gleichzeitig Herzschlag und Atembewegung vorherzusagen, und um MRgRT zu ermöglichen.

Literatur

- [1] Zhang, D. M. et al. (2021). *Nature Communications*, 12(1).
- [2] Mayinger, M. et al. (2020). *Radiotherapy and Oncology*, 152, 203–207.
- [3] Snoek, L. et al. (2021). *Sci Data* **8**, 85.
- [4] Blöcker T. et al. 2025 *Phys. Med. Biol.* 70 015004.

PS05.02 Risikoanalyse zu einem adaptiven Therapieworkflow unter Verwendung synthetischer MR basierter CT Daten

P. Häring¹, C. Lang², M. Lifferth²

¹DKFZ-Hector Krebsinstitut an der Universitätsmedizin Mannheim, E040, Heidelberg, Deutschland

²Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), E040, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Für die adaptive Strahlentherapie bietet der ETHOS (Varian) eine integrierte Hard und Software Lösung. Einzig die intrafraktionelle Überwachung des Patienten und der Einbezug der MRT Bildgebung für die Adaption ist noch nicht ausreichend gelöst. Erste Ansätze zum Einbezug des MRT wurden von [1] gezeigt. Ein weiterer Schritt wäre der Ersatz des Planungs-CT durch ein MRT basiertes synthetisches CT. Hierzu soll nun eine Risikoanalyse vorgestellt werden.

Material & Methoden

Ein synthetisches CT, wie es Siemens in der syngo.via (Siemens *syngo.via* RT Image Suite VB60) bietet [2], soll am ETHOS zur Planung, entsprechend der Freigabe (Kopf/Hals und Becken) für Prostata Fälle genutzt werden, wofür eine Risikoanalyse erstellt wurde. Diese behandelt nur Abweichungen vom normalen Workflow und bewertet Risiken dieser Hauptschritte: Bildgebung am MRT, Synthetisches CT, Planung des Grund-/Referenzplanes auf synth. CT, adaptive Planung und Behandlung. Berücksichtigt wurden u.a.: Fehlende Sequenzen, mangelnde Bildqualität, Bildverzeichnungen, Implantate/veränderliche Strukturen, Artefakte (echt /durch KI), falsche Bildformate, fehlerhafte HU-Zuordnung, fehlerhafte Konturen auf synth. CT, Dosisabweichungen, schlechter Match anderer Bildmodalitäten, KI gestützte Generation der Fraktionsvolumina und Fehlpositionierung der Dosis. Die Bewertung dieser Punkte beruht auf der Auswertung von 10 Testdatensätzen, Vergleich zu korrespondierenden CT und CBCT, Dosisberechnungen von realen Therapieplänen auf dem synthetischen CT und deren Vergleich zu den Originalen. Darüber hinaus wurden Workflowtests an einem Phantom durchgeführt. Anschließend wurden Maßnahmen definiert, die ein ggf. vorhandenes Risiko minimieren.

Ergebnisse

Die Risikoanalyse wurde anhand der Risikomatrix bewertet (DIN EN 12100). Alle 21 bisher berücksichtigten Risiken fielen in die Risikoklasse 2. Als zusätzliche Maßnahmen wurden eine angepasste SOP sowie weitere Prüfschritte im Workflow aufgenommen. Dadurch rutschten 15 der 21 Risiken auf Klasse 1. Danach ist die Verwendung des synth. CT zur Erstellung des Referenzplanes und als Grundlage der Adaption für diese Körperregion vertretbar.

Zusammenfassung

Anhand einer Risikoanalyse wurde die Verwendbarkeit eines synth. CT auf MRT Basis für die adaptive Strahlentherapie geprüft. Unter Einhaltung einiger neu definierten Maßnahmen und Prüfungen wurde der Workflow so freigegeben. Erste Patientenbehandlungen auf dieser Basis sollen nun folgen.

Literatur

- [1] Kim, J.-Y.; et al. Clinical Workflow of Cone Beam Computer Tomography-Based Daily Online Adaptive Radiotherapy with Offline Magnetic Resonance Guidance: The Modular Adaptive Radiotherapy System (MARS). *Cancers* **2024**, *16*, 1210.
- [2] Hoesl, M; Escobar Corral, N; Mistry, N. MR-based Synthetic CT reimaged- An AI-based algorithm for continuous Hounsfield units in the pelvis and brain with *syngo.via* RT Image Suite (VB60) [siemens-healthineers.com/radiotherapy](https://www.siemens-healthineers.com/radiotherapy)

PS05.03 Validierung der deformierbaren Dosisakkumulation bei der adaptiven Strahlentherapie des Prostata-Karzinoms – Ergebnisse einer Studie mit Körperspendern

A. Loose-Altergot¹, H. Auerbach¹, C. Krämer¹, S. Etemad Zadeh¹, J. Palm¹, F. Nüsken², M. Hecht¹, T. Tschernig³, Y. Dzierma²

¹Universitätsklinikum des Saarlandes, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Homburg, Deutschland

²Universitätsmedizin Rostock, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Rostock, Deutschland

³Universität des Saarlandes, Anatomisches Institut, Saarbrücken, Deutschland

Einleitung

Bei der adaptiven Strahlentherapie wird der Behandlungsplan an die tagesaktuelle Anatomie angepasst und optimiert. Als Grundlage dazu dient die Cone-Beam-Computertomographie (CBCT) vor jeder Bestrahlungssitzung. Um die abgegebene Gesamtdosis zu ermitteln und zu visualisieren, werden alle täglichen Dosisverteilungen auf der Basis der deformierbaren Registrierung der CBCT-Datensätze auf dem Planungs-CT akkumuliert. Doch selbst bei einer angemessenen optischen Übereinstimmung der Datensätze ist nicht gewährleistet, dass das Deformationsvektorfeld die realistischen Voxeltrajektorien darstellt, so dass bei der Rückprojektion der applizierten Dosis relevante Fehler auftreten können. Für eine realistische Validierung der deformierbaren Dosisakkumulation wurde diese Studie an Körperspendern durchgeführt um die physiologische Elastizität und Beweglichkeit der Organe bestmöglich zu berücksichtigen.

Material & Methoden

Ein Bestrahlungsplan zur Prostata-Behandlung wird auf Basis eines Planungs-CTs von weich fixierten männlichen Körperspendern erzeugt. Die Dosisermittlung erfolgt unter Verwendung von Thermolumineszenzdosimetern (TLD's), die an der Blase, der Rektumvorderwand sowie über Katheter innerhalb des Rektums und in der Urethra platziert werden. Über die Katheter werden unterschiedliche Füllungszustände von Rektum und Blase generiert und für jedes Szenario ein adaptierter Bestrahlungsplan angepasst und abgestrahlt. Nach der Applikation einer entsprechenden Bestrahlungsserie von 6 Fraktionen werden die TLD's wieder entfernt und die summierte Dosis ausgelesen und mit der akkumulierten Dosis aus dem Bestrahlungsplanungssystem verglichen.

Ergebnisse

Wir zeigen die erfolgreiche Machbarkeit an mehreren unterschiedlichen Präparaten sowie die Ergebnisse unserer Studie in diesem realistischen Szenario aus dem Vergleich der Punktdosismessungen über 6 Fraktionen mit der vom System retrospektiv berechneten akkumulierten Dosis.

Zusammenfassung

Eine physikalische Dosisverifikation, die die realistische Verformung der relevanten Organe unter realistischen anatomischen Bedingungen berücksichtigt, ist möglich. Die Verwendung von TLDs, die für verschiedene Dosisbereiche kalibriert sind, ist effektiv und erlaubt eine Validierung der deformierbaren Dosisakkumulation.

PS05.04 Dosimetrische Verifikation adaptiver Sessions am Ethos-System

M. Renz¹, F. Wetzel¹, H. Szymanowski¹, L. Kober¹, S. Kühl¹, F. Steinmeyer¹, M. Hoffmann¹

¹Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie Braunschweig, Braunschweig, Deutschland

Einleitung

In unserer Klinik wird die adaptive Bestrahlung bei ausgewählten Patienten mit Prostata-Karzinom an einem Ethos-System der Fa. Varian durchgeführt. Integraler Bestandteil dieses Systems ist eine automatisierte Qualitätssicherung (Nachberechnung) der adaptiven Bestrahlungspläne durch die Software Mobius3D. Durch dosimetrische Verifikation ausgewählter adaptiver Sessions soll die Zuverlässigkeit der softwarebasierten Qualitätssicherung überprüft werden.

Material & Methoden

Untersucht wurden bei 8 behandelten Patienten jeweils 2 adaptive Sessions sowie für 2 Patienten der Referenzplan, sodass 18 Pläne für die Nachprüfung genutzt wurden. Die verwendeten Planarten 7-Felder IMRT, 12-Felder IMRT und 3Arc VMAT waren gleichverteilt. Auswahlkriterium für die adaptive Sessions waren eine deutlich höhere bzw. niedrigere Anzahl der Monitoreinheiten im Vergleich zum Referenzplan. Untersucht wurden die Volumina der GTV's auf eine evtl. Abhängigkeit hinsichtlich der Anzahl der Monitoreinheiten.

Auf Grund der nur rudimentären Anbindung des Ethos-Systems in der Version 1.0 an das ARIA waren aufwändige Export/Import-Aktivitäten für die dosimetrischen Messungen nötig. Der gesamte Datensatz der Patienten wurde aus dem Ethos-System exportiert und in das Eclipse-Planungssystem importiert. Dort wurden Verifikationspläne für das 3D-Dosimetriesystem Delta4, Fa. ScandiDos, sowie für die Portal-Dosimetrie berechnet und wieder exportiert. Diese Pläne wurden am Ethos im Modus Maschine QA (für EPID) bzw. Service Mode (für Delta4) abgestrahlt. Die EPID-Bilder mussten wieder zurück ins ARIA und wurden dort im Modul Portal Dosimetry ausgewertet. Als Kriterium wurde der Gamma-Index mit 3%/3mm verwendet. Die Messungen im Delta4 wurden ergänzt durch absolute Punktdosismessungen mit einer Farmerkammer, Fa. PTW Freiburg.

Ergebnisse

Bei der Auswahl der adaptiven Pläne haben wir festgestellt, dass sich die Anzahl der Monitoreinheiten in den einzelnen adaptiven Sessions gegenüber dem jeweiligen Referenzplan erheblich unterscheiden kann, im Maximum +/- 300 MU. Eine vermutete Korrelation zwischen der Änderung der Größe der Volumina der GTV's und der Anzahl der Monitoreinheiten in den adaptierten Plänen konnten wir nicht finden.

Mobius3D gibt bei den einzelnen Sessions bei der Area Gamma < 1 eine mittlere Übereinstimmung von 99.84% ± 0.18% an.

Die Auswertung des Gamma Index < 1 ergab sowohl für die Portal Dosimetrie als auch für die Messungen mit dem Delta4 Werte um 99.8% ± 0.18%. Eine Verschärfung der Kriterien auf 2%/2 mm für Gamma Index <1 ergab für die Portal Dosimetrie immer noch Werte von 98.39% ± 0.84. Bei der Punktdosismessung betrug die durchschnittliche Abweichung ± 0.84%.

Zusammenfassung

Die dosimetrische Verifikation von adaptiven Plänen mittels 3D-Dosimetrie und Portal Dosimetrie bestätigte die Ergebnisse der softwarebasierten Qualitätssicherung durch Mobius3D.

PS05.05 Qualitätssicherung in der Adaptiven Strahlentherapie mittels 2D- Dosismessung

J. Niedling¹, A. Toussaint¹, G. Razinskas¹, S. Wegener¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Anatomische Änderungen - etwa in Größe, Form und Position von Organen - während der Bestrahlungsserie werden in der online-adaptiven Strahlentherapie durch eine tagesaktuelle Anpassung des Bestrahlungsplans berücksichtigt. Da eine plan-spezifische Qualitätssicherung (QS) mittels einer Pre-Treatment-Messung nicht möglich ist, während der Patient aufliegt, fehlt ein geeignetes QS-Verfahren, das den Adaptionprozess messtechnisch überprüfbar macht. Im Rahmen dieser Untersuchung wurde daher ein Verfahren zur Überprüfung der Dosisberechnung und -applikation durch 2D-Dosismessung für die adaptive Strahlentherapie implementiert.

Material & Methoden

Für das vorgestellte QS-Verfahren kam dediziertes Mess-Equipment (IBA Dosimetry) zum Einsatz. Dieses bestand aus dem myQA[®] SRS-Phantom mit drehbarem Steckplatz um die Longitudinalachse, dem hochauflösenden myQA[®] 2D CMOS-Detektorarray sowie der zugehörigen myQA[®]-Software. Zusätzlich wurde ein spezieller Einsatz mit anatomischen Strukturen des Beckenbereichs verwendet. Das Verfahren wurde am Varian Ethos-System getestet und besteht aus folgenden Schritten: 1. Aufnahme eines Planungs-CTs mit anthropomorphem Einsatz, Konturierung und Planerstellung; 2. Aufnahme eines Cone Beam CTs (CBCT) mit durch Rotation veränderter Positionierung des Einsatzes im adaptiven Verfahren und anschließende Planadaption; 3. Tausch des Einsatzes gegen einen wasseräquivalenten Einsatz und CMOS detector array; 4. Bestrahlung mit adaptiertem Plan und Messung der Dosisverteilung; 5. Vergleich der in Schritt 4 gemessenen Dosisverteilung mit einer Berechnung der Dosis des adaptierten Plans in homogener Phantomgeometrie.

Ergebnisse

Die automatische Konturierung der anatomischen Strukturen des Einsatzes (Rektum, Blase und Prostata) während der Erstellung des initialen Bestrahlungsplans durch die Ethos-Software erfolgte nicht. Die deutliche Abgrenzbarkeit der anatomischen Strukturen in der CT-Bildgebung ermöglichte eine einfache manuelle Konturierung (einmalig, < 10 min). Im adaptiven Workflow erfolgte eine automatische Konturierung auf dem CBCT, deren Güte von der Positionierungsabweichung des Einsatzes (d.h. vom Rotationswinkel zwischen Planungs-CT und CBCT) anhängig war. Bei Rotationen < 20° um die Longitudinalachse wurden alle Strukturen automatisch konturiert, wobei kleinere Nachkonturierungen durchgeführt werden mussten (< 3 min). Bei einer Rotation des Einsatzes > 20° war die Autokonturierung der Blase unzureichend und sie musste vollständig manuell konturiert werden (< 5 min), wobei für Rektum und Prostata lediglich kleinere Korrekturen nötig waren (< 2 min). Da die Blase nicht vollumfänglich im Einsatz abgebildet wurde, ergaben sich wenig abgerundete Anschnitte, die sich nur schwer händisch konturieren ließen.

Zusammenfassung

Das beschriebene QS-Verfahren mit einem Einsatz mit anatomischen Strukturen erwies sich als praktikabel. Für Rotationen < 20° kann die Autokonturierung der Ethos-Software verwendet werden.

PS05.06 Erfahrungen mit dem Ethos in Braunschweig

M. Renz¹

¹Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie Braunschweig, Braunschweig, Deutschland

Einleitung

In unsere Klinik betreiben wir seit 2024 ein Ethos-System der Fa. Varian für die adaptive Radiotherapie. Wir starteten im Januar 2024 mit dem IGRT-Workflow, um uns mit dem System vertraut zu machen. Die Einführung des adaptiven Workflows folgte dann im April 2024.

Material & Methoden

Das Ethos-System der Fa. Varian ist ein in sich relativ abgeschlossenes und autarkes System für die adaptive Strahlentherapie, bestehend aus Planungssystem, Record-und-Verify-Komponente und Beschleuniger. In der Software-Version 1.0 besteht nur eine rudimentäre Anbindung an das Strahlentherapiesystem ARIA der gleichen Firma. Das System wird vollständig kommissioniert geliefert, unsere Aufgabe bestand in der Verifikation der Beamdaten, des Rechenmodells und der Bestrahlungsplanung an sich. Die Strahleigenschaften wurden mittels relativ- und absolut-dosimetrischer Messungen im Wasserphantom ermittelt. Die Verifikation der Bestrahlungsplanung erfolgte durch: 1. Vergleich von Bestrahlungsplänen, die aus dem Eclipse importiert und im Ethos neu berechnet wurden bzw. vice versa sowie 2. Durch dosimetrische Messungen, überwiegend mit dem 3D-Dosimetriesystem Delta4. Integraler Bestandteil des Ethos ist eine automatisierte Qualitätssicherung (Nachberechnung) der adaptiven Bestrahlungspläne durch die Software Mobius3 D, diese wurde von uns angepasst. Für die Qualitätssicherung und tägliche Arbeitsabläufe wurden SOP's erstellt und ein Workflow entwickelt, um die Behandlung des Patienten im ARIA nachverfolgen zu können.

Ergebnisse

Der Vergleich der mitgelieferten und den von uns gemessenen Basisdaten zeigte eine gute Übereinstimmung im Bereich < 1%. Beim Quervergleich der berechneten Bestrahlungspläne aus Eclipse und Ethos lag die durchschnittliche Abweichung bei < 1.5%. Für die Erstellung der Verifikationspläne in Ethos wurde nach diversen Testmessungen ein CT-gescannter Datensatz des Messphantoms Delta4+ verwendet und damit in der dosimetrischen Verifikation Ergebnisse im Gamma Index < 1 von 98% und besser erreicht.

Die entwickelten QA-Prozesse und SOP's haben sich in der Praxis bewährt und als effizient erwiesen. Auch den End-to-End-Test für die adaptive Radiotherapie haben wir erfolgreich durchgeführt.

Zusammenfassung

Die Einführung und Verifikation des Ethos-Systems verlief erfolgreich, mit sehr guten Ergebnissen bei der Dosimetrie und einer effizienten Implementierung der QA-Prozesse und des arbeitstäglichen Workflows.

Klinische Dosimetrie (Poster)

PS06.01 HyperSight Bildgebungs-dosen für verschiedene CBCT Protokolle an einem Ethos Linearbeschleuniger

S. Zepp¹, S. Knobe¹, M. Hecht¹, H. Auerbach¹

¹Universitätsklinikum des Saarlandes, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Homburg, Deutschland

Einleitung

Das neue CBCT-Bildgebungssystem HyperSight (Varian Medical Systems, Siemens Healthineers, Palo Alto, CA, USA) bietet Bildgebungsqualitäten ähnlich nativer CTs, was insbesondere für die Konturierung in der online-adaptiven Strahlentherapie von Vorteil sein kann. Allerdings geht die tägliche Bildgebung auch mit erhöhten Organdosen einher. Um das Maß der Dosiserhöhung quantifizieren zu können, werden in dieser Studie die Bildgebungs-dosen verschiedener CBCT-Protokolle und Organe bestimmt und miteinander verglichen, sowie die effektiven Dosen und das durch die tägliche Bildgebung entstehende Sekundärkrebsrisiko berechnet.

Material & Methoden

In einem anthropomorphen Phantom werden Thermolumineszenzdosimeter- (TLD) Messungen für alle in HyperSight vorkonfigurierten CBCT-Protokolle durchgeführt. Platziert werden die TLDs gemäß den Protokollen im Kopf-, HNO-, Thorax-, Brust- und Becken-Bereich des Phantoms, an für die Organe repräsentativen Stellen. Die Bildgebungs-dosen werden für die einzelnen Protokolle und TLD-Positionen verglichen und die effektiven Dosen, sowie das Sekundärkrebsrisiko berechnet.

Ergebnisse

Für paarig angelegte Organe zeigen die Ergebnisse im Mittel eine um den Faktor 1,35 erhöhte Dosis der rechtsseitig gelegenen Organhälften gegenüber links gelegener Organhälften (vgl. Abb.1). Dabei ist die Dosisdifferenz zwischen der rechten und linken Organhälfte umso größer, je lateraler oder je ventraler das Organ liegt (relative Dosisdifferenz zwischen dem rechten und linken Lungenflügel bei dorsal gelegenen TLDs: 0,79; bei ventral gelegenen TLDs: 1,65). Grund ist, dass HyperSight für die Bildakquisition von 140° bis 0° rotiert.

Unter Verwendung von *Low Dose* Protokollen kann die Dosis im Vergleich zu den entsprechenden Standardprotokollen im Mittel halbiert werden. *Slow* und *Large* Protokolle hingegen erhöhen die Dosis um das 0,38- bzw. 0,55-fache. Die niedrigsten Dosen werden mit *Image Gently* und *Image Gently Large* appliziert, wobei dies zu mangelnden Projektionsdaten und Bildqualitäten in Brust und Becken führt (vgl. Abb.2). Dieses Ergebnis spiegelt sich in den effektiven Dosen und dem Sekundärkrebsrisiko wider.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass trotz verbesserter Bildqualität die Dosis im Vergleich zu früheren CBCT-Systemen um knapp die Hälfte reduziert werden kann (vgl. [1]). Bedingt ist dies durch die Bildakquisition über 220°, was halbseitig zu Dosisersparungen führt.

Anhang 1

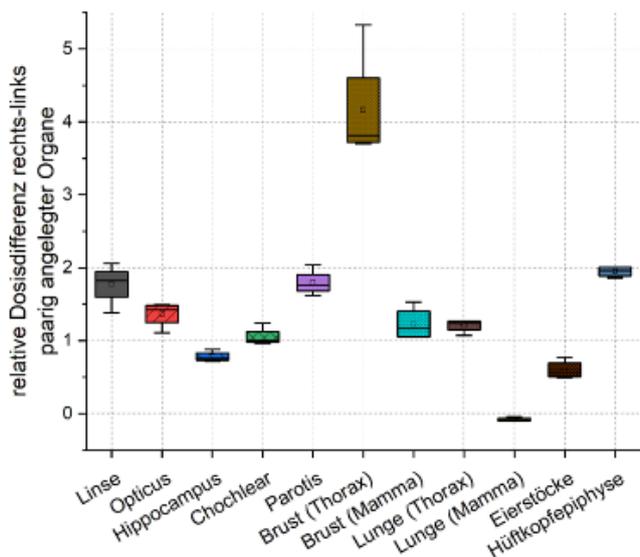


Abb.1: Boxplot der relativen Dosisdifferenz rechts-links paarig angelegter Organe.

Anhang 2

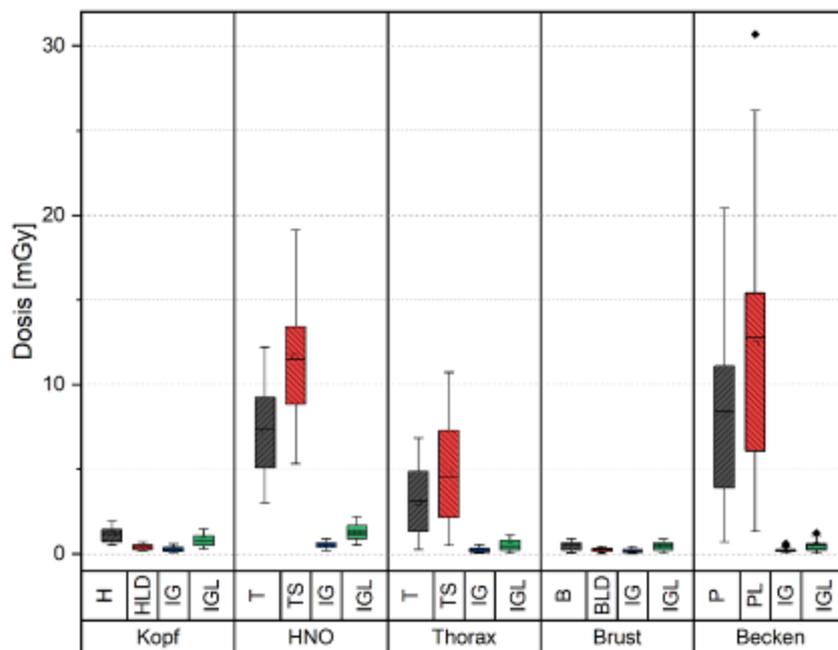


Abb.2: Dosisverteilung in mGy je Entität und Protokoll. H: Head; HLD: Head Low Dose; T: Thorax; TS: Thorax Slow; B: Breast; BLD: Breast Low Dose; P: Pelvis; PL: Pelvis Large; IG: Image Gently; IGL: Image Gently Large

Literatur

- [1] Altergot et al.: Imaging doses for different CBCT protocols on the Halcyon 3.0 linear accelerator – TLD measurements in an anthropomorphic phantom, Med Phys 34 (2024) 580–595. <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2023.03.002>

PS06.02 Monte-Carlo-Analyse des tiefenabhängigen Dosisansprechvermögens einer Si-Diode (IBA RAZOR™) im Vergleich zur Ionisationskammer (Typ 34001 PTW Roos®) in der klinischen Elektronendosimetrie

F. Katsch^{1,2}, C. Kittel¹, J. Roers¹, F. Berndt², H. T. Eich¹

¹Universitätsklinikum Münster (UKM), Klinik für Strahlentherapie – Radioonkologie, Münster, Deutschland

²Hochschule Hamm-Lippstadt, Hamm, Deutschland

Einleitung

In der klinischen Elektronendosimetrie ist die Messung relativer Tiefendosiskurven (TDK) im Rahmen der Qualitätssicherung vorgeschrieben. Das kammer-spezifische und tiefenabhängige Dosisansprechvermögen der verwendeten Detektoren, insbesondere im Aufbaubereich sowie in Tiefen $z > R_{50}$, hat maßgeblichen Einfluss auf die Messunsicherheit der TDK. In dieser Arbeit wurde mit Hilfe von Monte Carlo (MC) Simulationen der Einfluss von Nicht-Referenzbedingungen (NR) im Aufbaubereich von TDK, sowie vor und nach R_{50} , auf das tiefenabhängige Dosisansprechvermögen einer Si-Diode (IBA RAZOR™) im Vergleich zur luftgefüllten Ionisationskammer (Typ 34001 PTW Roos®) untersucht.

Material & Methoden

Für die Analyse des tiefenabhängigen Dosisansprechvermögens wurde der Korrektionsfaktor $k_{NR}(z, R_{50})$ nach DIN 6800-2 und der Quotient der Störungsfaktoren $\frac{p(z, R_{50})}{p(z_{ref}, R_{50})}$ bei 6 und 9 MeV bestimmt. Die Detektormodelle wurden dazu in *egs_chamber* implementiert und mittels Fano-Test validiert. Die MC Simulationen wurden in einem 30 cm x 30 cm x 30 cm Wasserphantom mit der Strahlungsqualität eines *Varian Clinac 2100C*, einer Feldgröße von 10 cm x 10 cm und einem Quellen-Oberflächen-Abstand von 100 cm durchgeführt. Im Anschluss daran wurden die simulierten TDK mittels experimentellen Messungen am *Varian TrueBeam®* Linearbeschleuniger in einem Wasserphantom Typ-41023 der Firma PTW verifiziert. Die Ausrichtung erfolgte dabei nach Herstellervorgaben.

Ergebnisse

Der Fano-Test bestätigt die Validität der Simulationsgeometrien mit statistischen Unsicherheiten von $\leq \pm 0,1$ %. Der berechnete Korrektionsfaktors $k_{NR}(z, R_{50})$ weicht im Aufbaubereich bei 6 MeV um bis zu $-4,3\% \pm 0,8\%$ in 0,4 cm (Roos®) und $-1,9\% \pm 0,8\%$ in 0,6 cm (RAZOR™), sowie bei 9 MeV von bis zu $-3,6\% \pm 0,5\%$ in 0,6 cm (Roos®) und $-2,2\% \pm 0,7\%$ (RAZOR™) in 0,6 cm Wassertiefe von eins ab. Der Quotient der Störungsfaktoren $\frac{p(z, R_{50})}{p(z_{ref}, R_{50})}$ der Si-Diode zeigt im Aufbaubereich bei 6 und 9 MeV deutlich größere, kammer-spezifische Abweichungen als die Roos®. Die Toleranzgrenzen von $\pm 0,7\%$ bis R_{50} können bei 6 MeV und 9 MeV bei der Roos® unter Berücksichtigung der Unsicherheiten eingehalten werden, wohingegen $\frac{p(z, R_{50})}{p(z_{ref}, R_{50})}$ bei der RAZOR™ um bis zu $2,8\% \pm 1,5\%$ bei 6 MeV und $4,0\% \pm 1,4\%$ bei 9 MeV abweichen. Nach R_{50} steigen die Abweichungen und Unsicherheiten stark an.

Zusammenfassung

Die MC-basierte Analyse zeigt, dass beide Detektoren grundsätzlich für die relative Elektronendosimetrie geeignet sind. Der Si-Detektor ermöglicht im Vergleich zur luftgefüllten Ionisationskammer bei 6 und 9 MeV eine bessere Abbildung der simulierten TDK in Wasser. Für beide Detektoren sind tiefenabhängige Korrekturen mittels $k_{NR}(z, R_{50})$ erforderlich, insbesondere im Aufbaubereich und nach R_{50} . Die Ergebnisse zeigen, dass die vereinfachte Annahmen der Vernachlässigung von $\frac{p(z, R_{50})}{p(z_{ref}, R_{50})}$ zur Ermittlung von $k_{NR}(z, R_{50})$ gemäß DIN 6800-2 nur für luftgefüllte Ionisationskammern Gültigkeit hat.

PS06.03 Ein neuartiger Plastikszintillationsdetektor: Möglichkeit zur Echtzeit *in-vivo* Dosimetrie für Strahlentherapie mit Elektronen

C. J. Bauer¹, I. D. Göbel¹, F. Schneider¹, F. A. Giordano¹, J. Fleckenstein¹

¹Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland

Einleitung

Strahlentherapie mit Elektronen ist eine verbreitete Methode zur Behandlung oberflächennaher Tumore [1]. In-vivo Dosimetrie für Elektronen hat eine hohe klinische Relevanz, um bei manueller Feldeinstellung eine präzise Bestimmung der applizierten Dosis zu ermöglichen. Ein neuer Szintillationsdetektor (SD, Blue Physics LLC, USA) verspricht korrekturarme, energieunabhängige Dosimetrie in Echtzeit und ist durch sein Messvolumen von 0,785 mm³ auch für den Einsatz in kleinen Strahlenfeldern geeignet [2]. In dieser Arbeit wird der SD im Strahlenfeld charakterisiert um das Potenzial des SD für in-vivo Dosimetrie von Elektronenfeldern zu bestimmen.

Material & Methoden

Der SD bestimmt die Dosis D über das optische Signal eines Szintillators M_s abzüglich der Čerenkov-Strahlung M_c :

$$D = f_{cal} * (M_s - ACR * M_c)$$

Für den Einsatz müssen sowohl die Adjacent Channel Ratio (ACR) als auch der Kalibrierfaktor f_{cal} bestimmt und über verschiedene Energien sowie Dosisraten konstant gehalten werden. Die in Tab. 1 aufgeführten Charakterisierungsmessungen wurden im Wasserphantom (MP3-XS ,PTW, Freiburg) bzw. RW3-Plattenphantom durchgeführt. Für alle Energien wurden Tiefendosiskurven (TDK) sowie transversale Profile in z-Ref gemessen. Als Referenz dienten eine Ionisationskammer (IK, Advanced Markus, PTW, Freiburg) bzw. radiochrome Filme (Gafchromic, Ashland, USA).

Ergebnisse

Sowohl ACR als auch Kalibrierfaktor sind konstant über alle Energien (Tab. 1). Das gemessene Signal ist reproduzierbar linear und unabhängig von der Dosisleistung. Das Ansprechen des Detektors ist isotrop.

Die mit dem SD gemessenen TDK und Profile stimmen mit den Referenzen sehr gut überein. R80 und R50 weichen je weniger als 1 mm zwischen SD und IK ab (Abb. 1a). Die Profile (Abb. 1b) weichen nur an den Rändern um wenige Prozent ab. Dies lässt sich durch die Kalibrierung der Referenz erklären. Insgesamt unterstreichen TDK und laterale Profile die Energie- und Dosisleistungsunabhängigkeit des Detektors.

Zusammenfassung

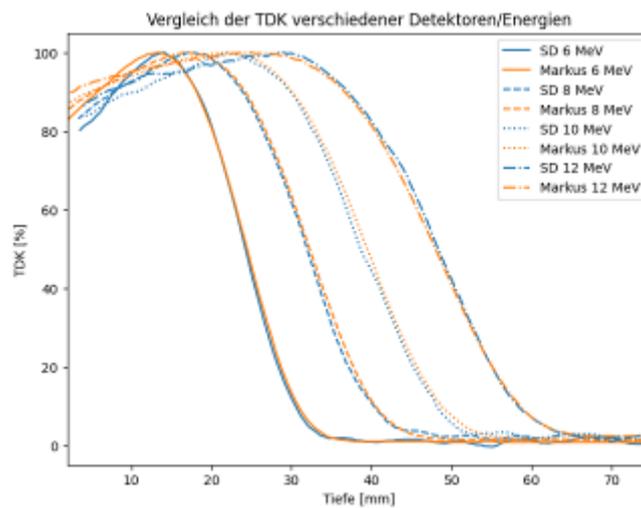
Der SD ermöglicht akkurate Dosimetrie und kann daher für eine Bestimmung der Oberflächendosis in-vivo eingesetzt werden. Die Charakterisierung für Elektronen zeigt eine hohe Übereinstimmung mit den Ergebnissen aus der Photonenstrahlentherapie [3]. Eine klinische Studie für In-vivo Dosisverifikation ist in der Vorbereitung.

Tab. 1: Charakterisierungsmessungen

Messung	Wert
ACR	0.916
f_{cal}	2.29×10^{-3} cGy/nC
Energieabhängigkeit f_{cal}	< 0.5%
Linearität (10 MeV, > 5 MU)	< 1%
Dosisratenabhängigkeit (10 MeV)	< 2%
Reproduzierbarkeit	< 1%
Isotropie	< 1%

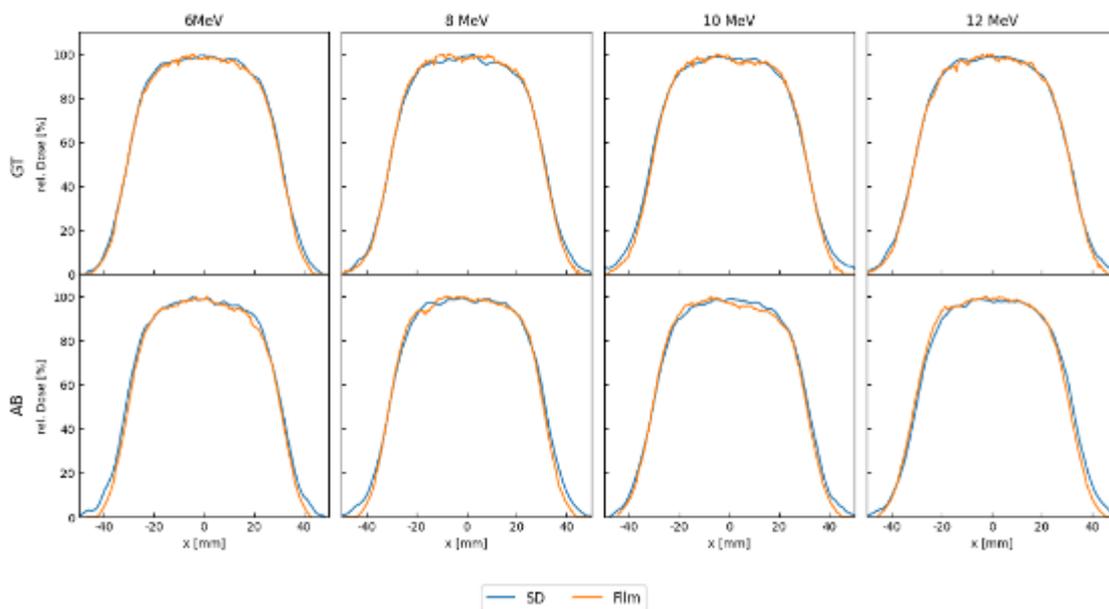
Abb.1: a) Vergleich der PDD-Messungen von SD und Referenz. b) Transversale Profile mit SD und Film

a)



Laterale Profile in z-Ref

b)



DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Literatur

- [1] Hogstrom, Kenneth R., and Peter R. Almond. Review of electron beam therapy physics. *Phys. Med. Biol.* 51.13 (2006)
- [2] Blue Physics LLC. Blue Physics model 11 Instructions for Use, 1.1 ed., (2023)
- [3] Das, I.J., et al. Characteristics of a plastic scintillation detector in photon beam dosimetry. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 25.1 (2024)

PS06.04 Einfluss der Dosisleistung auf das Ansprechvermögen chemischer Dosimeter

D. Weishaar¹, M. Meier^{1,2}, R. Erdmann¹, N. Hornik^{3,2}, L. Derksen⁴, I. Sakulov¹, S. Adeberg^{5,2,4,6}, F. Meister⁷, B. Keil¹, U. Weber^{1,2,8}, U. Theiß^{9,10,11,12}, K. Zink^{1,2,4}, K. S. Baumann^{1,2,4,10}

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

²LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), TH Mittelhessen, Gießen, Deutschland

³Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

⁴Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Abteilung für Strahlentherapie und Strahlenonkologie, Marburg, Deutschland

⁵Universitäres Centrum für Tumorerkrankungen (UCT) Frankfurt, Marburg, Deutschland

⁶Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Abteilung für Strahlentherapie und Strahlenonkologie, Marburg, Deutschland

⁷Philipps-Universität Marburg, Fachbereich Physik, Marburg, Deutschland

⁸GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

⁹Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Department of Radiotherapy and Radiooncology, Marburg, Deutschland

¹⁰Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Department of Radiotherapy and Radiooncology, Marburg, Deutschland

¹¹Philipps-Universität Marburg, Department of Radiotherapy and Radiooncology, Marburg, Deutschland

¹²Philipps-Universität Marburg, Core Facility „Röntgenbestrahlungsanlage“, Marburg, Deutschland

Einleitung

Die Bestrahlung mit sehr hohen Dosisleistungen kann eine mögliche Verbesserung der perkutanen Strahlentherapie aufgrund der erhöhten Schonung des Normalgewebes darstellen. Der sogenannte Flash-Effekt tritt ab einem Schwellenwert von 40 Gy/s auf [1]. Jedoch kann die Dosisleistung hierbei unterschiedlich definiert werden [2]. Um den Einfluss verschiedener Bestrahlungsmodalitäten bei gleichbleibender mittlerer Dosisleistung zu untersuchen, soll in dieser Arbeit das Ansprechvermögen chemischer Dosimeter anhand grundlegender Radiolyse Prozesse betrachtet werden.

Material und Methoden

Während der Radiolyse von Wasser entstehen verschiedene kurzlebige chemische Radikale, darunter OH-Radikale, welche unter anderem zum stabilen Endprodukt Wasserstoffperoxid (H_2O_2) reagieren. Die Anzahl an entstandenen H_2O_2 -Molekülen pro 100 eV deponierter Energie ($G(H_2O_2)$) kann messtechnisch bestimmt werden. Am MIT kann mit hohen Dosisleistungen bestrahlt werden, wobei die Dosisleistung über die Extraktionsdauer (Abb. 1) und Füllung des Synchrotrons (Intensitätsstufen) gesteuert wird [3]. Zur experimentellen Quantifizierung des Einflusses wird reines Wasser mit Kohlenstoff-Ionen (149 MeV/u) bestrahlt. $G(H_2O_2)$ wird für unterschiedliche Dosisleistungen mit unterschiedlichen Pulslängen (Abb. 1) und unterschiedlicher Anzahl von Bestrahlungspulsen ermittelt.

Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt $G(H_2O_2)$ für verschiedene Pulslängen und Anzahl an Pulsen in Abhängigkeit der Dosisleistung. Für alle Modalitäten nimmt $G(H_2O_2)$ mit zunehmender Dosisleistung ab. Trotz vergleichbarer mittlerer Dosisleistung ergeben sich für die verkürzte Extraktionszeit und damit veränderte Verteilung lokaler Dosisleistung (Abb.1) eine signifikante Abnahme des G-Werts. Auch für die Bestrahlung mit mehreren Pulsen nimmt $G(H_2O_2)$ ab.

Zusammenfassung

Sowohl die Veränderung der Extraktionszeit als auch die Anzahl der Bestrahlungen beeinflussen $G(H_2O_2)$. Dies führt bei gleichen mittleren Dosisleistungen, aber unterschiedlichen Pulsparametern, zu signifikanten Abweichungen von bis zu 20 % des $G(H_2O_2)$. Entsprechend ist für eine Vergleichbarkeit von Dosisleistungen die Angabe einer mittleren bzw. globalen Dosisleistung nicht ausreichend.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Abbildung 1: Mit einer Ionisationskammer gemessene Dosisleistung über die Extraktionszeit von 150 ms für eine integrale Dosis von 4 Gy. Die mittlere Dosisleistung verschiebt sich durch Halbierung der Extraktionszeit von 21 Gy/s auf 27 Gy/s.

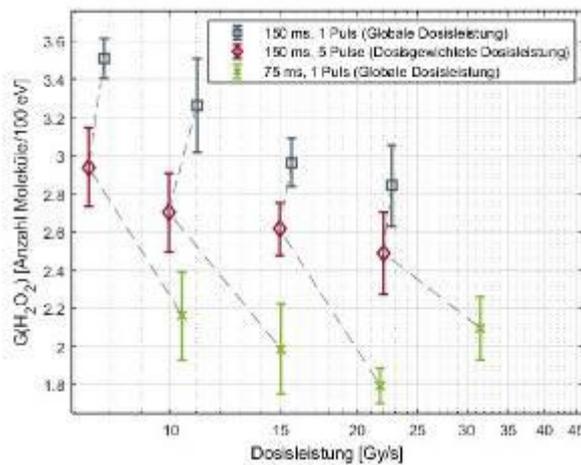
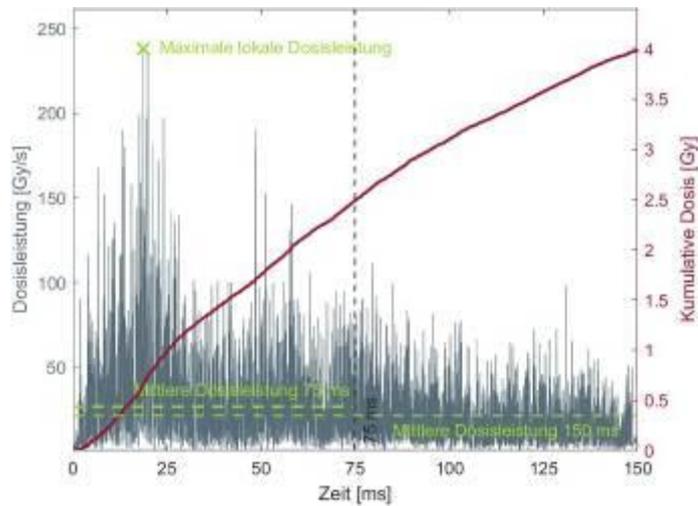


Abbildung 2: $G(\text{H}_2\text{O}_2)$ für verschiedene Strahlungsmodalitäten als Funktion der Dosisleistung. Die Gruppierungen (gestrichelte Linie) sind mit gleichen Intensitätsstufen bestrahlt.

Literatur:

- [1] doi.org/10.1002/mp.15184
- [2] doi.org/10.1002/mp.16607
- [3] doi.org/10.1007/s12553-024-00881-4

PS06.05 Monte-Carlo-Modellierung der Elektronen-Ganzhautbestrahlung mit TOPASMC

S. Schäfer¹, F. Heinicke¹, K. Hering¹, S. Fischer¹, C. Moustakis¹, N. H. Nicolay¹

¹Universitätsklinikum Leipzig AöR, Klinik für Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

Fragestellung

Für die klinische Einführung der Ganzhaut-Bestrahlung mit Elektronen und hohen Dosisraten (HDTSEI) sind diverse Fragestellungen bezüglich Konstruktion und Dosimetrie zu klären [1]. Vor allem bei kleineren Bestrahlungsräumen gelten strengere geometrische Limitationen bezüglich Source-Surface-Distance (SSD) und den verwendbaren Winkeln. Zudem ist zu klären, wie die Patientenlagerung samt Plexiglasplatte umzusetzen ist. Da im klinischen Alltag längere Messzeiten am Linearbeschleuniger (LINAC) mit der Bestrahlung von Patienten konkurrieren, sollte ein Monte-Carlo (MC)-Modell der Ganzhautbestrahlung erstellt werden, um vorab den Suchbereich für die Optimierung der Dosisverteilung und den geometrischen Gegebenheiten einzugrenzen.

Methodik

Zunächst wurden mit Hilfe von Wasserphantommessungen Referenzmessungen in Maximumtiefe bei SSD 100cm und 130cm sowie eine Tiefendosiskurve aufgenommen. Basierend auf diesen Messungen wurde ein MC-Modell (TOPAS 3.9) [2] erstellt, bei dem zunächst die Feldgrößen, dann die Elektronen-Energie und dann der Dosisabfall am Feldrand schrittweise optimiert wurden. Die Übereinstimmung wurde mit Hilfe der Gamma-Index-Passrate (1%/1mm) bewertet. Anschließend wurden der Suchraum für mögliche SSDs, Gantry-Winkelkombinationen und Plexiglasdicken schrittweise durchsimuliert. Als plausibel galten Kombinationen, die über eine Feldgröße von 2m eine homogene Dosisverteilung (+-10% Abweichung) lieferten.

Ergebnisse

Die Gamma-Index-Passrate betrug für alle Dosisverteilungen > 99%. Durch die schrittweise Iteration konnten für die hiesigen geometrischen Verhältnisse folgende plausible Kombinationen ermittelt werden:

Schlussfolgerung

Mit Hilfe der MC-Simulation konnte ein Modell erstellt werden, welches die Bestrahlungsgegebenheiten sehr gut wiedergibt. Dadurch konnte im Vorhinein der Bereich der Plausiblen Messaufbauten bestimmt werden, welches viel Messzeit am Gerät einspart. Insgesamt ließ sich durch vorherige Simulation der Prozess der klinischen Implementierung der Ganzhaut-Bestrahlung beschleunigen.

Literatur:

- [1] Peters VG, Jaywant SM. Implementation of total skin electron therapy using an optional high dose rate mode on a conventional linear accelerator. Med Dosim. 1995 Summer;20(2):99-104. doi: 10.1016/0958-3947(95)00013-m. PMID: 7632352.
- [2] Perl J, Shin J, Schumann J, Faddegon B, Paganetti H. TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications. Med Phys. 2012 Nov;39(11):6818-37. doi: 10.1118/1.4758060. PMID: 23127075; PMCID: PMC3493036.

PS06.06 Untersuchung der Detektoreigenschaften des OCTAVIUS 1600 SRS zur Qualitätssicherung in der Strahlentherapie

F. Moshdee^{1,2}, N. Jach¹, F. Ubrich¹, T. Rausch¹, M. Böttcher¹, E. Dittrich¹, R. Hofmann¹, A. Leib¹, K. Tel¹, S. Adeberg^{1,3,4}, U. Weber^{2,5,6}

¹Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

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

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum, Marburg, Deutschland

⁴Universitäres Centrum für Tumorerkrankungen (UCT) Frankfurt, Frankfurt a. M., Deutschland

⁵GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

⁶Technische Hochschule Mittelhessen, LOEWE-Forschungsschwerpunkt für Angewandte Medizinische Physik in Bildgebung und Therapie (ADMIT), Gießen, Deutschland

Einleitung

Ziel dieser Arbeit ist die Überprüfung der Eigenschaften des flüssigkeitsgefüllten OCTAVIUS 1600SRS-Detektors (PTW, DE) für die klinische Anwendung. Ein besseres Verständnis der Detektoreigenschaften ermöglicht es, Grenzen in Planung und Qualitätssicherung gezielt zu erkennen und zu berücksichtigen.

Material & Methoden

Im Rahmen der Studie wurden verschiedene physikalische Größen und deren Abhängigkeiten untersucht, darunter die Linearität- des Detektors, die Dosisraten- und Energieabhängigkeit, die Gammaanalyse bei kleinen Steh- und Rotationsfeldern sowie die Genauigkeit der Zentralkammer bei unterschiedlichen Feldgrößen. Darüber hinaus wurde die Dosisrekonstruktion im zentralen und peripheren Detektorbereich untersucht. Die Messungen wurden mit den Energien von 6 MV, 6 MV FFF und 10 MV FFF durchgeführt. Für die Messungen wurde der OCTAVIUS Detektor 1600SRS in OCTAVIUS 4D Phantom verwendet, während für die Auswertung die Verisoft V8.0 (PTW, DE) genutzt wurde. Für den Einsatz des Detektors ist eine Kreuzkalibrierung erforderlich. In dieser Studie wurde eine Kreuzkalibrierung mit dem TPS nach Herstellerempfehlung mit einer Feldgröße von 4x4 cm² durchgeführt. Die Messungen wurden mit einem TrueBeam Beschleuniger mit Millennium MLC (Varian, USA) durchgeführt.

Ergebnisse

Die Untersuchungen zeigen eine Linearität des Detektors im getesteten Monitor-Einheiten-Bereich (5-500 ME), mit Abweichungen von unter 0,2 %. Der 1600SRS weist eine geringe Empfindlichkeit unter verschiedenen Dosisrate auf (siehe Abbildung 1).

Die Gammaanalyse (siehe Tabelle 1) zeigt eine gute Übereinstimmung bei kleinen Feldern. Die Zentralkammermessungen zeigten eine Abweichung unter 1 % bei Feldgrößen zwischen 7x7 cm² und 3x3 cm², sowie Abweichungen von 1,3–6,3 % bei 1x1 cm² und 2x2 cm², mit der größten Abweichung bei 10 MV FFF. Der 1600SRS besitzt im Zentrum eine hohe Detektordichte (Zellabstand ca. 2,5 mm), an den Rändern eine geringere (ca. 5 mm). Trotz der reduzierten Auflösung in den Randbereichen des Detektorfeldes zeigte die rekonstruierte Dosisverteilung eine Stabilität. Die daraus resultierende mittlere Abweichung in der Gammaanalyse betrug maximal 1,2 %.

Zusammenfassung

Die Studie untersucht die Eignung des Detektors 1600SRS für die Qualitätssicherung in der Strahlentherapie. Es wurden Eigenschaften wie Linearität, Dosisraten- und Energieabhängigkeit sowie die Genauigkeit bei Zentralkammermessungen und Dosisrekonstruktionen analysiert. Die Messungen erfolgten mit verschiedenen Strahlqualitäten. Die Tests belegen, dass der 1600SRS zuverlässige Leistungen bei den geprüften Eigenschaften zeigt. Abweichungen lassen sich durch Kreuzkalibrierung und Korrekturen ausgleichen, ohne die klinische Genauigkeit zu beeinträchtigen. Die Ergebnisse bestätigen die Eignung des 1600SRS für Messungen zur Kleinfeldverifikation. Aufgrund hoher räumlicher Auflösung und Stabilität ist das Gerät klinisch einsetzbar.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Tabelle 1: Die Tabelle veranschaulicht die Ergebnisse der 2D-Gamma-Index-Analyse (in %) für verschiedene Gamma-Kriterien und unterschiedliche Feldgrößen bei statischen Feldern (Stehfeldern), jeweils bei einem Cut-Off-Wert von 10 % und einer Strahlenergie von 6 MV FFF. Grün hinterlegte Zellen kennzeichnen Passraten von $\geq 95\%$, gelb markierte Zellen zeigen Werte im Bereich von 75 % bis $< 95\%$.

6 MV FFF	Gamma- Kriterien								
Feldgröße [cm ²]	1 mm, 1 %	1 mm, 2 %	1 mm, 3 %	2 mm, 1 %	2 mm, 2 %	2 mm, 3 %	3 mm, 1 %	3 mm, 2 %	3 mm, 3 %
1x1	93,8	96,9	96,9	96,9	96,9	96,9	96,9	96,9	96,9
2x2	77,5	94,1	100,0	85,3	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
3x3	96,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
4x4	99,4	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
5x5	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
7x7	87,6	100,0	100,0	95,9	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

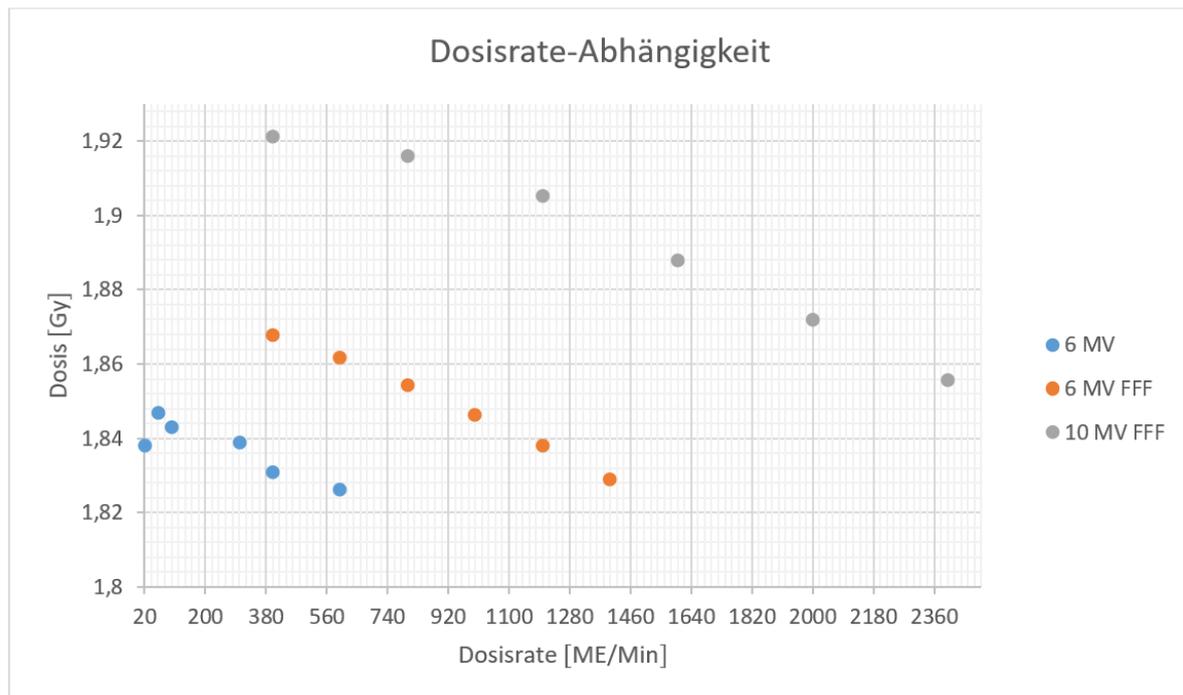


Abbildung 1: die Abhängigkeit der gemessenen Dosis von 200 ME für Energie von 6 MV, 6 MV FFF und 10 MV FFF bei unterschiedlichen Dosisraten. Die x-Achse stellt die Dosisraten dar, während die y-Achse die gemessene Dosis bei Feldgröße 4x4 cm² zeigt.

MRT im Dialog (Poster)

PS07.05 Entwicklung einer linear polarisierter Transceiver-Birdcage

L. M. Merkelbach¹, S. L. Hansen¹, F. Jiang², L. Golestanirad², B. Keil¹

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

²Northwestern University, Department of Radiology and Department of Biomedical Engineering, Chicago, IL, Vereinigte Staaten

Einleitung

Es wurde eine linear polarisierte Birdcage entwickelt. Sie wird mittels Transmit-Receive-Schalter als Transceiver-Spule verwendet.

Material & Methoden

Die Birdcage-Legs wurden aus Kupferplatinen gefertigt und symmetrisch auf einen Acrylhohlzylinder aufgebracht. Die Halterungen wurden durch CAD (2020, Rhino3D, Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, USA) entworfen und 3D gedruckt (Polycarbonat, Fortus 450mc, Stratasys, Eden Prairie, MN, USA) (Abb. 1).

Die Birdcage wurde mittels FEM-Simulation (2021, HFSS, Ansys, Canonsburg, PA, USA) verifiziert. Sie wurde als Kupfermodell mittig um ein homogenes, zylindrisches Phantom ($\epsilon=50,5$; $\sigma=0,657$ S/m; $f=63,67$ MHz) platziert, hochfrequenztechnisch abgestimmt, angepasst und das Sendefeld wurde simuliert.

An einem 1,5T-Scanner (Magnetom Espree, Siemens Healthineers, Erlangen, DE) wurden PDw-Phantommessungen (Anregungswinkel: 30°, 60°) durchgeführt. Daraus wurde in MATLAB (R2018b, MathWorks Inc., Natick, MA, USA) das B_1^+ -Feld berechnet [1].

Ergebnisse

Am Spuleneingang wurde ein Reflexionsfaktor von -28 dB gemessen. Bei dem TR-Schalter betrug im Sende- und Empfangsbetrieb die Isolation zwischen Tx und Rx -28 dB. Im Empfangsbetrieb sorgte dieser für eine Isolation von -27 dB zwischen Tx und Birdcage.

Es wurden T2w-Aufnahmen einer *Ananas comosus* angefertigt. Die gemessenen und simulierten Felder sind in Abb. 2 dargestellt.

Zusammenfassung

Die Birdcage wurde HF-technisch eingestellt und ihre Funktion am Scanner validiert. Die Feldformen der simulierten und gemessenen B_1^+ -Felder stimmen überein, was eine Schlussfolgerung hinsichtlich der Übereinstimmung der E-Felder ermöglicht.

Linear polarisierte Birdcages zeigen im Zentrum eine Auslöschung des E-Feldes, was sie für bestimmte Anwendungen ideal macht [2-3]. Quadraturbetriebene Birdcages sind zwar effizienter, dort fehlt jedoch diese Eigenschaft, was sie für Anwendungen, die eine SAR-Reduktion erfordern, ungeeignet macht, insbesondere bei der MR-Bildgebung von Patienten mit DBS-Implantaten oder Herzschrittmachern, aufgrund des Antenneneffekts [4].

Auf Basis der vorliegenden Struktur kann die Birdcage für Anwendungen wie pädiatrische Herzschrittmacher weiterentwickelt werden [5].

Anhang

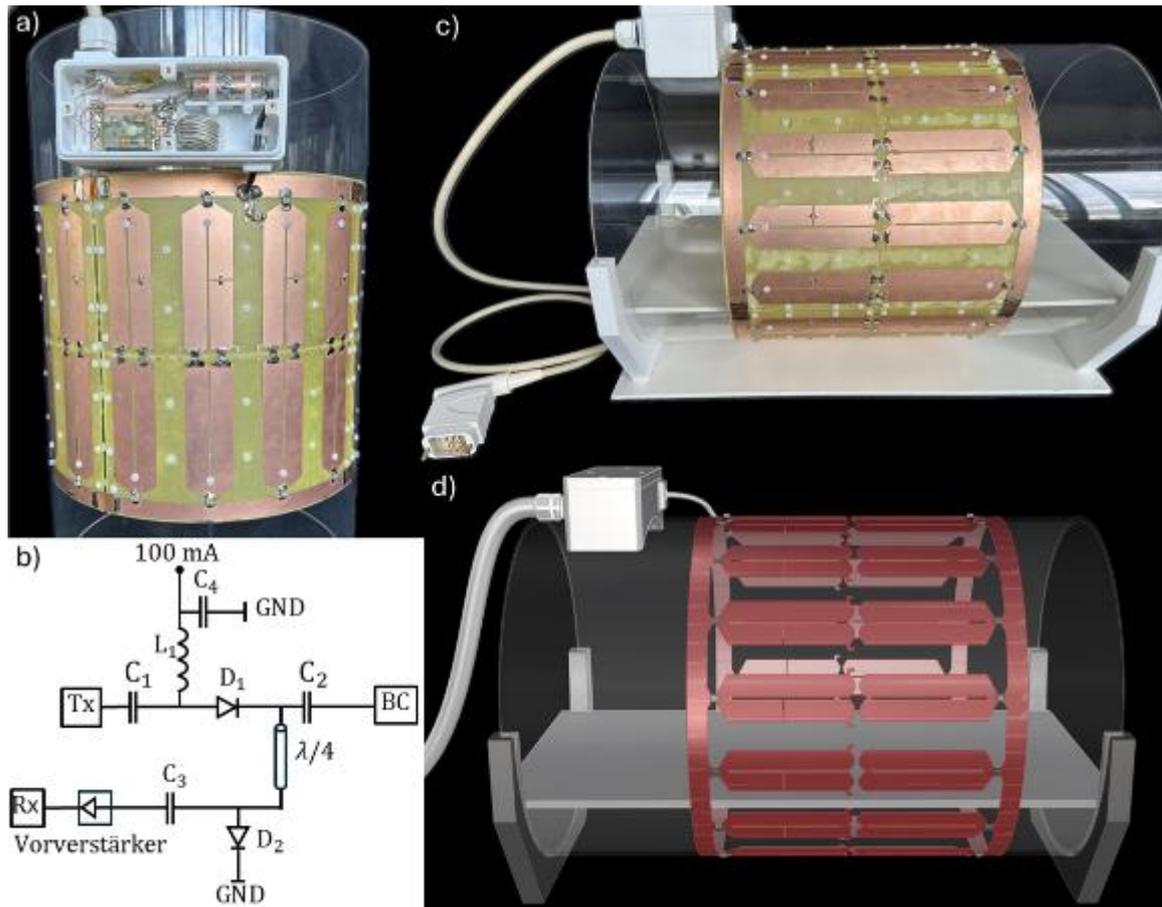


Abbildung 1: a) Birdcage mit offenem TR-Schalter, b) Schaltbild des TR-Schalters, c) konstruierte Birdcage, d) CAD-Modell

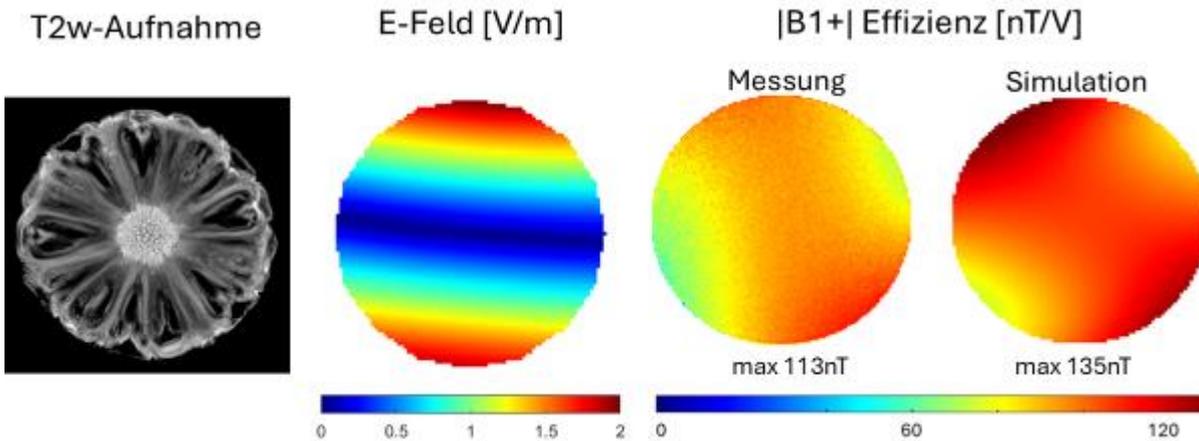


Abbildung 2: Links T2w-Aufnahme einer Ananas comosus, Mitte: E-Feld der Birdcage mit Auslöschung im Zentrum, Rechts: Vergleich der $|B1+|$ -Effizienz zwischen Messung am MRT-Scanner (Links) und HFSS-Simulation (Rechts)

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Literatur

- [1] Cunningham, CH. Magnetic Resonance in Medicine 55.6 (2006):1326-33
- [2] Golestanirad, L. Magnetic resonance in medicine 77.4 (2017):1701-12
- [3] Kutscha, N. Magnetic resonance in medicine 93.3 (2025): 1411-1426
- [4] Rezai, AR. Journal of Magnetic Resonance Imaging 15.3 (2002):241-250
- [5] Jiang, F. 46th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (2024):1-5

PS07.06 Entwicklung klinischer MRT-Bildgebung an Tisch-MRT-Geräten

L. Schenk¹, M. Günther^{1,2,3}, R. N. Willke^{1,4}, S. Konstandin¹, C. Dykstra⁵, J. Huber¹, J. Cufe^{1,2}, D. C. Hoinkiss¹

¹Fraunhofer MEVIS, Bremen, Deutschland

²Universität Bremen, Bremen, Deutschland

³mediri GmbH, Heidelberg, Deutschland

⁴HAW Hamburg, Fakultät für Technik und Informatik, Hamburg, Deutschland

⁵Resonant Limited, Wellington, Neuseeland

Einleitung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist eine zentrale diagnostische Bildgebung in der Medizin. Zu den Herausforderungen zählen starke Magnetfelder [1], die Komplexität der Bildgenerierung und die hohen Kosten. Im Gegensatz dazu wurden verschiedene kostengünstige Tisch-MRTs (TMRTs) [2, 3] mit klinischen Anwendungen entwickelt. Diese Geräte bieten leichtere Verfügbarkeit und verkürzte Entwicklungszyklen. Herstellerunabhängige Sequenzentwicklungsumgebungen wie PulSeq, ODIN und gammaSTAR [4,5] ermöglichen den Transfer zwischen klinischen Systemen und TMRTs. In dieser Arbeit wurde eine Schnittstelle von gammaSTAR an das ilumr Labor-TMRT entwickelt und anhand klassischer sowie spezialisierter klinischer Sequenzen getestet.

Material & Methoden

In dieser Arbeit wurde das 0,33T TMRT ilumr [2] verwendet. Es hat eine Python-basierte Schnittstelle zur Sequenzentwicklung und Bildrekonstruktion. Jedes MRT hat aufgrund unterschiedlicher Hardware spezifische Anforderungen an Sequenzen. Durch den Transfer bestimmter Hardware-Parameter können gammaSTAR-Sequenzen angepasst werden, um den Anforderungen von ilumr zu entsprechen. Eine Sequenz wird in gammaSTAR erstellt und vom Gerät ausgeführt (Abb. 1). Die Bildrekonstruktion erfolgte durch eine unabhängige Software von Fraunhofer MEVIS.

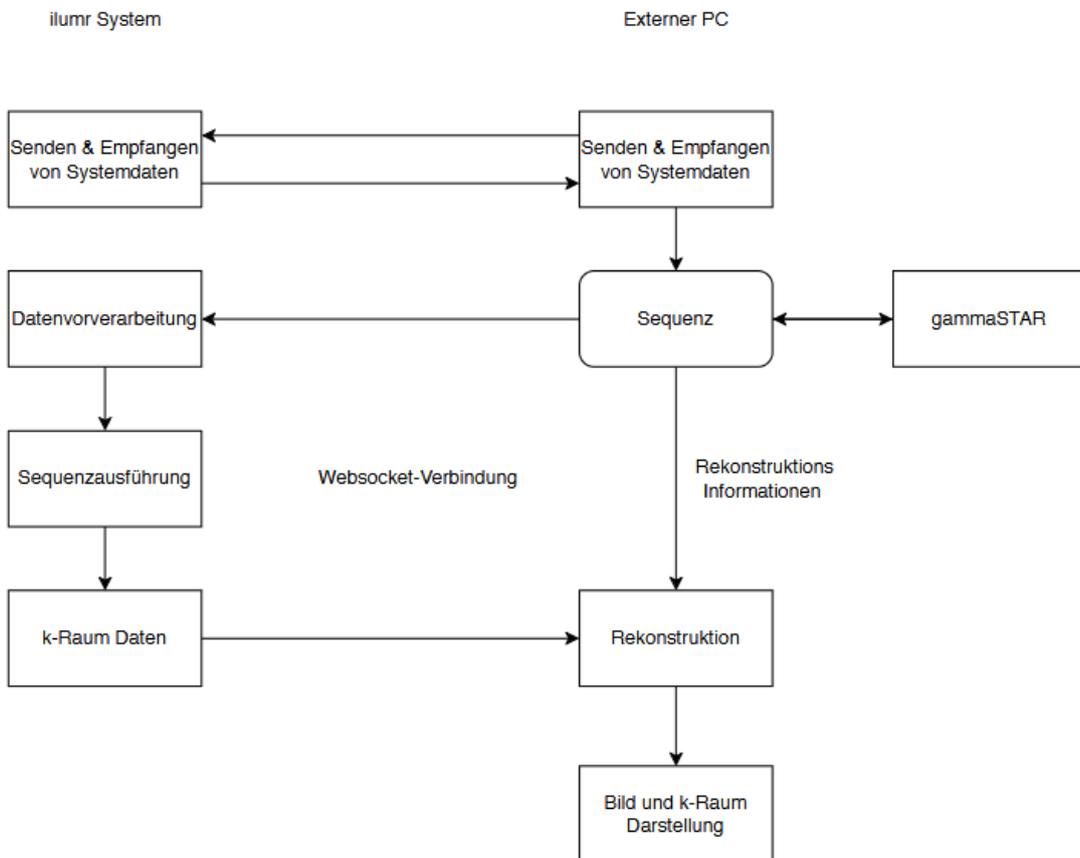


Abbildung 17: Flussdiagramm für die Kommunikation zwischen dem ilumr und gammaSTAR sowie Bildrekonstruktion.

Ergebnisse

gammaSTAR-Sequenzen integrierten sich erfolgreich in das ilumr MRT-System und erzielten stabile Bildmetriken. Die Bildqualität von gammaSTAR war vergleichbar mit der des ilumr. Die räumliche Auflösung ist für Niedrigfeldanwendungen geeignet (Abb. 2). Zudem können mit gammaSTAR aussagekräftige 3D-Messungen durchgeführt werden (Abb. 3).

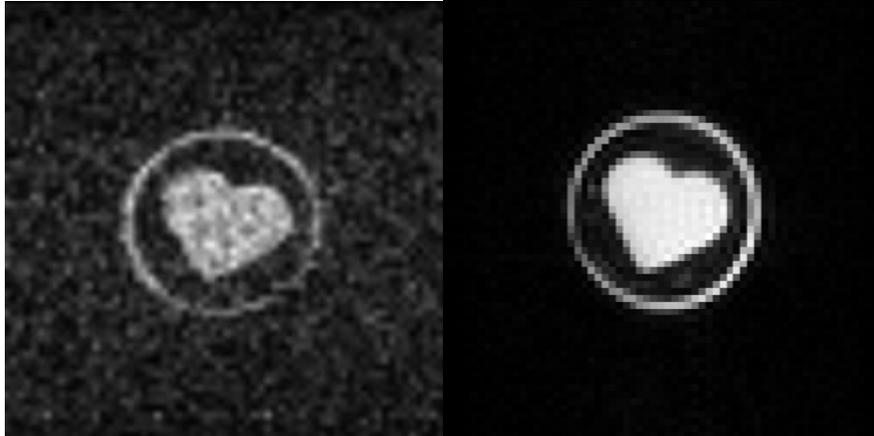


Abb. 2: Vergleich einer gammaSTAR Sequenz (links) und ilumr RARE Sequenz (rechts)

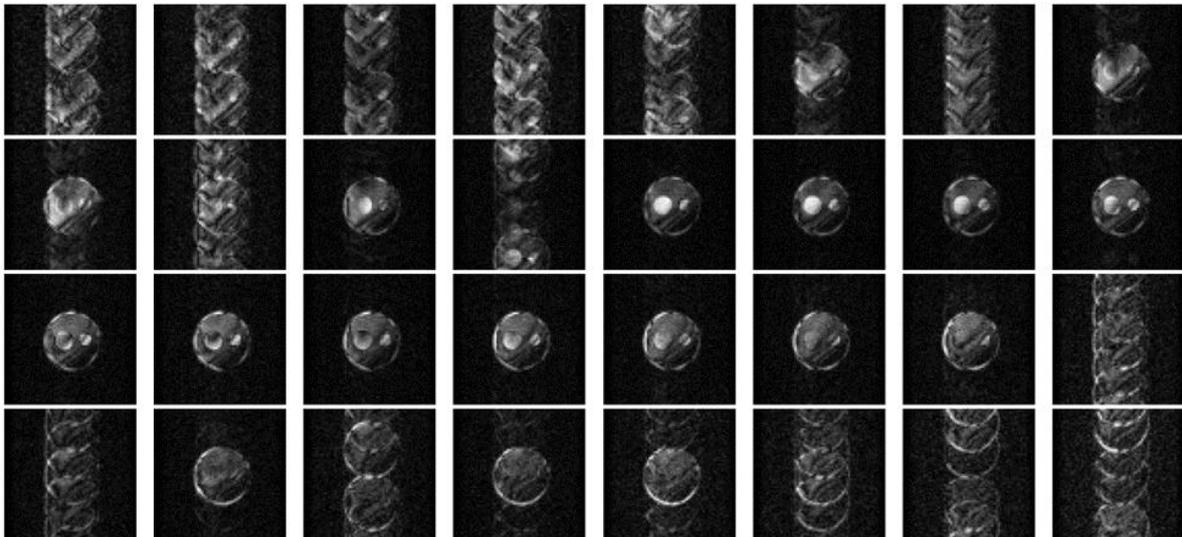


Abb. 3: Darstellung einer gammaSTAR 3D FLASH Sequenz

Zusammenfassung

Durch die gammaSTAR-Anbindung können klassische und spezialisierte klinische Sequenzen wie RARE oder FLASH auf das ilumr übertragen werden. Dies ermöglicht eine breitere Nutzung des ilumr zur Sequenzentwicklung. Über die gammaSTAR-Plattform können die Sequenzen auch auf klinische MRT-Systeme übertragen werden. Somit kann eine schnellere und kompaktere Sequenzentwicklung ermöglicht werden.

Literatur

- [1] Hennig, J. (2019). MR Imaging: Principles and Techniques.
- [2] Zhen, J. et al. Mobile low field magnetic resonance hardware development. Journal of Magnetic Resonance (2021) (322) 106852.
- [3] Smith, J. (2021). Journal of Medical Imaging, 48(2), 123-130.
- [4] Layton KJ et al. Magn Reson Med 77.4 (2017): 1544-1552.
- [5] Cordes C et al. Magn Reson Med. 83(4) (2020): 1277–90.

Dosismanagement (Poster)

PS08.01 Analyse der Expositionszeit als Indikator für die Nachsorge strahleninduzierter Hautschäden nach fluoroskopie-gestützten Interventionen

L. Solle¹, H. Prokesch¹, A. Baltes¹, M. Konrad¹

¹Universitätsklinikum Heidelberg, Medizinphysik Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Diese retrospektive Studie (01/22-09/24) untersucht, ob die Expositionszeit als Indikator für die Hautdosis nach fluoroskopie-gestützten Interventionen (FGI) geeignet ist.

Material & Methoden

Die Expositionszeiten von 276 Hochdosis-FGI [1] mit einem Dosisflächenprodukt (DFP) ≥ 50000 cGy·cm² [2] und/oder Spitzenhautdosis (peak skin dose, PSD) ≥ 3 Gy [3,4] von 14 Angiographieranlagen (abdominell, kardiovaskulär, vaskulär und neuroradiologisch) wurden mithilfe des Dosismanagementsystems DOSE (Quaelum NV) analysiert.

Die kumulierten Expositionszeiten von Röntgen und Fluoroskopie wurden mit publizierten Schwellenwerten von 30 und 60 Minuten [3] verglichen; zudem wurde die PSD-Rate (Gy/min) und der relative Dosisbeitrag beider Bildgebungsmodi ermittelt.

Ergebnisse

Eine klare Korrelation zwischen Expositionszeit und Hautdosis zeigte sich nicht (Korrelationskoeffizient = 0,09). Der Anteil am gesamten DFP durch Fluoroskopie war mit 68% höher als jener der Röntgenaufnahmen.

Alle Fachbereiche zeigten im Median (Interquartilsabstand) ähnliche PSD-Werte. Vaskuläre FGI hatten jedoch die höchste PSD-Rate pro Minute von 1,2 (1,0) Gy/min. Bei Betrachtung der gesamten Kohorte weisen die kardiovaskulären die niedrigsten PSD-Raten von 0,1 (0,1) Gy/min auf, jedoch auch die längsten Expositionszeiten 37,9 (20,3) min unter den Fachbereichen.

Viele FGI mit erhöhtem Hautschadenrisiko (PSD ≥ 5 Gy) wiesen Expositionszeiten unterhalb des ersten Schwellwertes von 30 Minuten auf. Vor allem abdominelle Eingriffe (90% dieser Kohorte) zeigten dabei hohe PSD-Raten 1,0 (0,6) Gy/min, während kardiovaskuläre FGI auch in diesen Fällen mit den niedrigsten PSD-Raten von 0,1 (0,1) Gy/min auskommen, jedoch die längsten Expositionszeiten 44,9 (23,7) min zeigen.

Zusammenfassung

Da auch bei kurzen Expositionszeiten hohe PSD-Werte auftreten, ist die Expositionszeit allein kein verlässlicher Hautdosis-Indikator.

Interventionsfachspezifische Zeitschwellen, die eingriffsbezogene PSD-Raten berücksichtigen, könnten einen Anhaltspunkt für die Größenordnung der Hautdosis geben und (sofern kein Dosismanagementsystem vorhanden ist) als Kriterium für die Hautnachsorge herangezogen werden.

Anhang

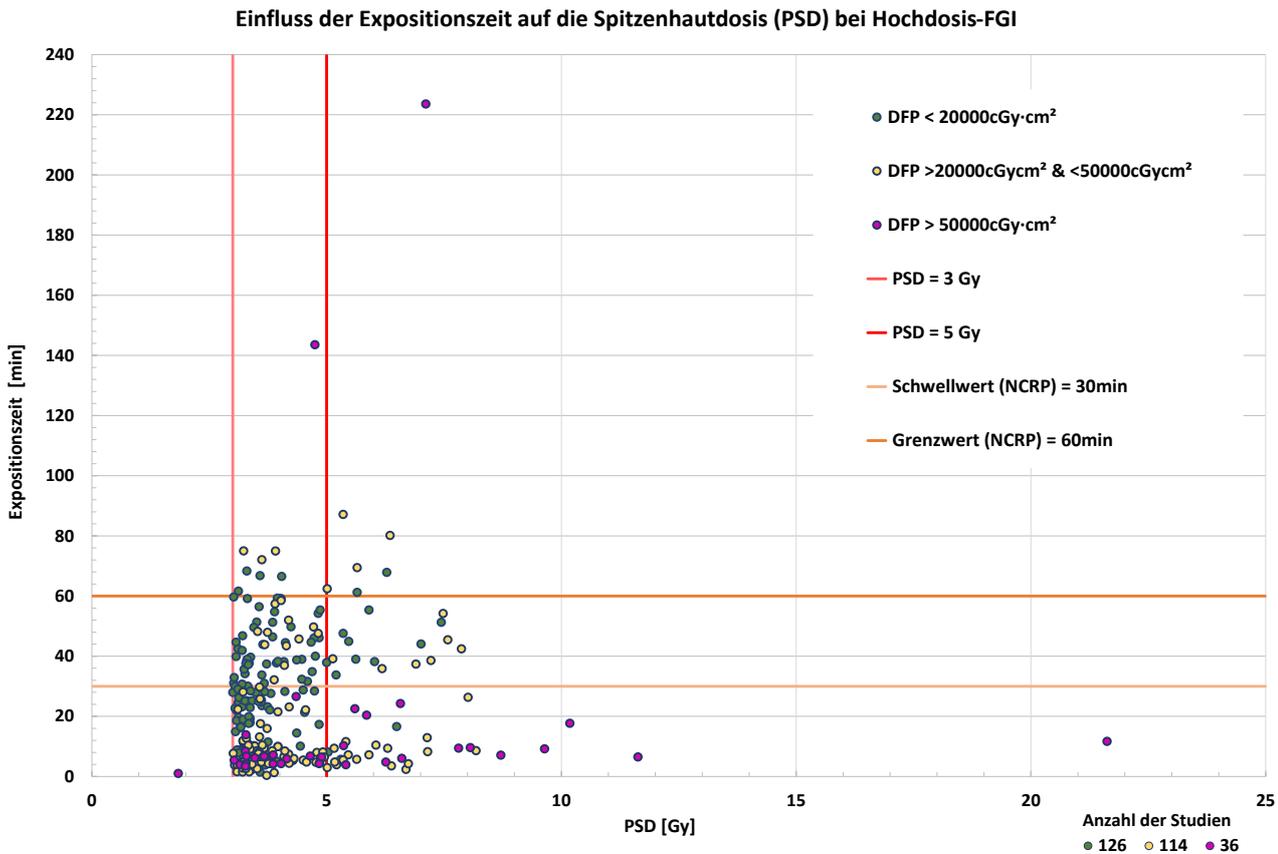


Abb.1: Darstellung der Expositionszeit in Abhängigkeit zur Spitzenhautdosis (PSD) für FGI ($DFP < 20000cGy\cdot cm^2$, $> 50000cGy\cdot cm^2$ & dazwischen) mit Schwellwerten 30min/60min (Expositionszeit) und 3Gy/5Gy (PSD)

Fachbereich	Anzahl Studien	PSD Median (IQR) [Gy]		PSD/Expositionszeit Median(IQR) [Gy/min]		Expositionszeit Median (IQR) [min]		Behandlungsdauer Median (IQR) [min]	
		$\geq 3Gy$	$\geq 5Gy$	$\geq 3Gy$	$\geq 5Gy$	$\geq 3Gy$	$\geq 5Gy$	$\geq 3Gy$	$\geq 5Gy$
abdominell	89	3,9 (1,8)	6,3 (2,1)	0,72 (0,48)	1,02 (0,62)	6,0 (3,6)	6,8 (4,7)	138,2 (79,8)	145,6 (108,2)
kardiovaskulär	137	3,7 (1,5)	6,3 (2,3)	0,11 (0,06)	0,14 (0,07)	37,9 (20,3)	44,9 (23,7)	101,0 (61,8)	127,9 (94,3)
vaskulär	11	3,6 (0,8)	/	1,22 (1,07)	/	2,7 (2,6)	/	214,8 (136,5)	/
neuroradiologisch	40	3,6 (1,3)	5,9 (0,6)	0,31 (0,18)	0,58 (0,44)	11,6 (11,9)	17,7 (13,8)	136,0 (111,2)	239,8 (118,1)
alle	276	3,7 (1,5)	6,2 (1,7)	0,19 (0,52)	0,43 (0,81)	19,5 (31,5)	17,1 (36,5)	124,2 (75,4)	141,3 (110,2)

Tab.1: PSD in Abhängigkeit von Expositionszeit & Behandlungsdauer (Median, IQR) nach Fachbereichen für alle $PSD \geq 3 Gy$ und $\geq 5 Gy$

Literatur

- [1] H Prokesch et al., Establishment of a skin effect monitoring system after fluoroscopically- guided interventions using a dose management system, 2025; Poster ECR (erscheint in epos.myesr.org)
- [2] Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (StrlSchV), 2018
- [3] NCRP Report No. 168, Radiation Dose Management for FGI Medical Procedures, 2010
- [4] ICRP Publication 85, Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures, 2000

PS08.02 Analyse der Hochdosis-Hautfläche für die Hautnachsorge nach fluoroskopie-gestützten Interventionen

A. Baltes¹, H. Prokesch¹, L. Solle¹, M. Konrad¹

¹Universitätsklinikum Heidelberg, Medizinphysik, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die Durchführung von Hautkontrollen nach fluoroskopie-gestützten Interventionen (FGI) ist gesetzlich nicht eindeutig geregelt, weshalb häufig auf Empfehlungen von Fachgesellschaften (z.B. der ICRP [1]) zurückgegriffen wird, welche sich auf die Spitzenhautdosis (peak skin dose – PSD) konzentrieren. Ziel ist es zu überprüfen, ob die Hautdosisverteilung in das klinikweite Hautnachbeobachtungsprogramm einfließen sollte.

Material & Methoden

Eine retrospektive Studie zu 35.968 Interventionen (01/2022–09/2024) an 14 Angiographieanlagen identifizierte 276 Patienten mit einer PSD ≥ 3 Gy aus verschiedenen Fachgebieten (abdominell, kardiovaskulär, vaskulär, neuroradiologisch) [2]. Für diese Fälle wurden die mit Hochdosis belasteten Hautflächen (Flächen, die mind. 90% der PSD erhalten) sowie die Hautflächen im mittleren Dosisbereich (Flächen, die eine PSD $\geq 50\%$ & $< 90\%$ erhalten) mittels des klinikweit eingesetzten Dosismanagementsystems DOSE (Quaelum NV) analysiert [3,4].

Ergebnisse

Bei 94% der untersuchten Hochdosis-Interventionen wurden Hautareale von mindestens 4 cm² mit einer Dosis ≥ 3 Gy belastet und tragen somit ein erhöhtes Radiodermatitis-Risiko. Beim Vergleich der Hochdosisflächen (Abb.1/Tab.1) zeigen sich deutliche Unterschiede in den Medianwerten (Interquartilsabständen) zwischen den Fachbereichen. Vaskuläre Interventionen weisen die größten Werte von 30 (35) cm² auf, während neuroradiologische Verfahren geringere Medianwerte und Variabilität 17 (15) cm² zeigen. Abdominelle Eingriffe haben eine breite Verteilung 28 (28) cm², wohingegen die kardiologischen Interventionen die niedrigsten Medianwerte und die geringste Streuung 13 (12) cm² aufweisen. 32 Patienten (12%) erhalten selbst im mittleren Dosisbereich noch ≥ 3 Gy; dabei wird bei 28 Patienten noch eine Fläche > 30 cm², in 4 Fällen sogar eine Fläche > 100 cm² belastet.

Zusammenfassung

Als zusätzliches (Ausschluss-) Kriterium für die Hautnachsorge wird die Flächenangabe klinisch derzeit nicht eingesetzt. Die Dokumentation der Hochdosis-Hautflächen sowie deren Lokalisation erachten wir als sinnvoll – insbesondere bei vorangegangenen Eingriffen und zeitnahen (geplanten) Folgeeingriffen – und haben diese intern in die Nachsorge implementiert.

Anhang

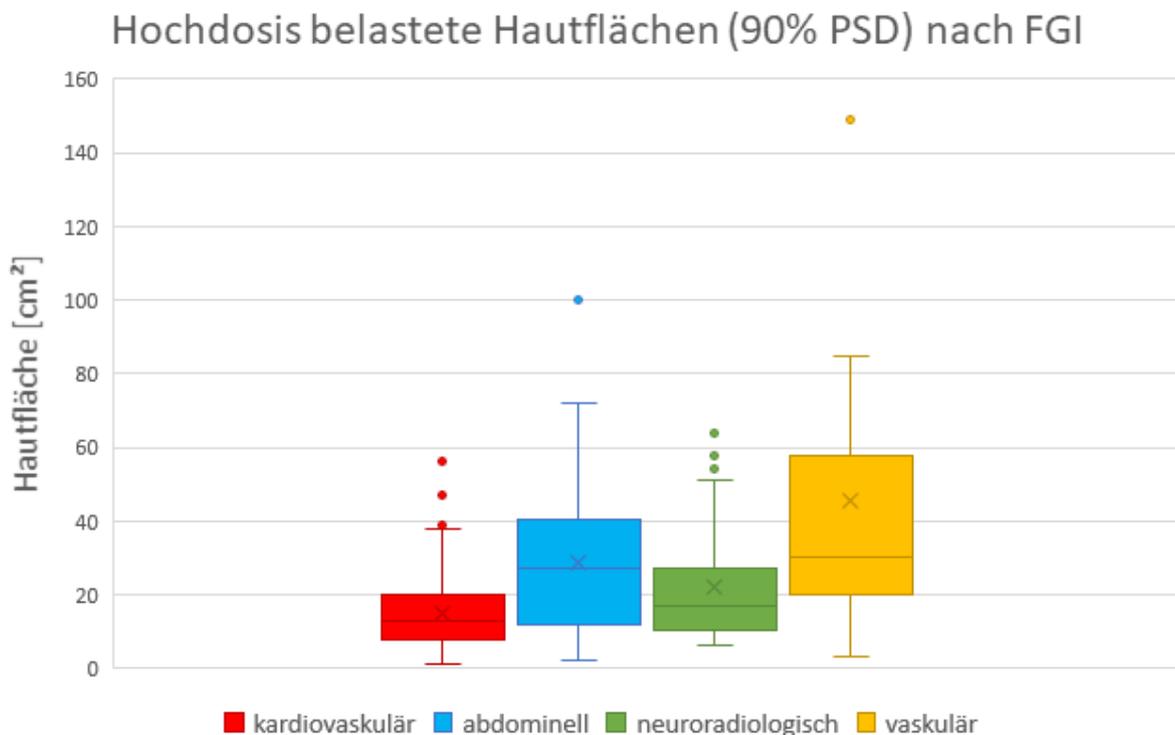


Abb.1: Boxplot der belasteten Hautflächen (90% PSD) nach FGI-Fachbereichen

Bereich	Anzahl der Patienten	Median 90% PSD Bereich (cm ²)	25. Perzentil 90% PSD Bereich (cm ²)	75. Perzentil 90% PSD Bereich (cm ²)	IQR (Streuung) (cm ²)
kardiovaskulär	137	13	8	20	12
abdominell	88	28	12,5	40,5	28
neuroradiologisch	40	17	10,75	25,75	15
vaskulär	11	30	20	54,5	35

Tab.1: Statistische Analyse der belasteten Hautflächen (90% PSD) nach FGI-Fachbereichen

Literatur

- [1] ICRP Publication 85, Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures, 2000
- [2] H Prokesch et al., Establishment of a skin effect monitoring system after fluoroscopically-guided interventions using a dose management system, Poster European Congress of Radiology, 2025 (erscheint in epos.myesr.org)
- [3] Qaelum-DOSE V24.1-Benutzerhandbuch-DE
- [4] J Dabin et al., Accuracy of skin dose mapping in interventional cardiology: Comparison of 10 software products following a common protocol, Physica Medica 82, 279–294, 2021

PS08.03 Auswirkungen der COVID-19-Pandemie auf die CT-Strahlenexposition von Notaufnahmepatienten

M. Steinberger¹, K. Schmidt², S. Woellert¹, M. Klein³, M. Wörnle³, E. Schulz¹, S. Grosu¹, B. O. Sabel¹, J. Ricke¹, C. C. Cyran¹

¹LMU Klinikum, Klinik und Poliklinik für Radiologie, München, Deutschland

²Krankenhaus Barmherzige Brüder Regensburg, Klinik für Strahlentherapie, Regensburg, Deutschland

³LMU Klinikum, Zentrale Notaufnahme, München, Deutschland

Einleitung

Die COVID-19-Pandemie beeinflusste die Notfallversorgung weltweit und ging mit einer verstärkten Anwendung der Computertomographie (CT) einher, insbesondere zur Diagnostik thromboembolischer Komplikationen. Ziel dieser Studie war es, die Auswirkungen der COVID-19-Pandemie auf die Anzahl der CT-Untersuchungen von Patienten in der zentralen Notaufnahme (ZNA) und die damit verbundene Strahlenexposition zu bewerten.

Material & Methoden

Diese retrospektive Studie an einem deutschen Universitätsklinikum umfasste alle Patienten, die in sechs aufeinanderfolgenden Jahren (2018–2023) in der ZNA behandelt wurden. Der Studienzeitraum wurde in drei Phasen unterteilt: präpandemisch (01/2018–02/2020), pandemisch (03/2020–12/2022) und postpandemisch (01/2023–12/2023). Die Strahlenexposition der ZNA-Patienten durch CT-Untersuchungen wurde anhand der effektiven Dosis bewertet. Unterschiede zwischen den Gruppen wurden mittels Kruskal-Wallis/Post-hoc-Dunn-Tests analysiert.

Ergebnisse

Insgesamt wurden $n = 327.976$ ZNA-Patienten (Durchschnittsalter 51 Jahre \pm 22 [SD], 170.949 Männer) und $n = 152.200$ ZNA-CT-Scans in diese Studie eingeschlossen. In der pandemischen und postpandemischen Phase zeigte die Anzahl der CT-Untersuchungen pro 100 ZNA-Patienten einen signifikanten Anstieg im Vergleich zur präpandemischen Phase ($n = 31,4$ [prä] vs. 33,3 [Pandemie] vs. 33,1 [post], $p < 0,001$). Dieser Effekt war besonders stark bei Lungenembolie- und Schlaganfallprotokollen. Die mittlere effektive Dosis pro CT-Untersuchung war in der pandemischen und postpandemischen Phase signifikant erhöht (E [mSv] = 3,87 vs. 4,66 vs. 4,69, $p < 0,001$), ebenso wie die mittlere effektive Dosis pro ZNA-Patient (E [mSv] = 1,22 vs. 1,55 vs. 1,56, $p < 0,001$).

Zusammenfassung

Im Vergleich zur präpandemischen Phase stieg die Anzahl der CT-Untersuchungen pro 100 ZNA-Patienten und die mittlere effektive Dosis pro CT-Untersuchung in der pandemischen und postpandemischen Phase signifikant an. Dieser Effekt ging einher mit einem signifikanten Anstieg der mittleren effektiven Dosis pro ZNA-Patient während und nach der Pandemie im Vergleich zu den Werten vor der Pandemie. Eine sorgfältige Überprüfung der CT-Indikationen in der postpandemischen Phase ist angebracht.

PS08.04 Preliminary analysis of a comparison of staff radiation exposure from scatter during bilateral angiographic procedures using sterile, radiation-absorbing patient drapes

F. Rust¹, S. Woellert¹, M. Steinberger¹, D. Pühr-Westerheide¹, M. Fabritius¹, M. Wildgruber¹, J. Ricke¹, M. Seidensticker¹
¹LMU Klinikum, Klinik und Poliklinik für Radiologie, München, Deutschland

Einleitung

Direkter, intraindividueller Vergleich der Strahlendosis des Personals mit und ohne strahlenabsorbierende Patientenabdeckung (RadPad) bei bilateralen Prostataarterienembolisierungen (PAE) zur Minimierung der patientenbedingten Streustrahlenexposition.

Material & Methoden

Derzeit wurden 13 Patienten rekrutiert, wobei geplant ist, bis zu 50 Patienten einzuschließen. Bei jedem Eingriff wird ein RadPad auf nur einer Seite der PAE aufgelegt, sodass jeder Patient als sein eigener Vergleich fungiert. Die Dosisleistung wird mittels Live-Dosimetrie (RaySafe i3, RaySafe) außen am Schilddrüsenschutz des Personals aufgezeichnet. Die Unterschiede in der Strahlendosis mit und ohne Verwendung von RadPads werden analysiert. Die Komplexität der Behandlung wird anhand der Durchleuchtungszeit und der Anzahl der Serien gemessen. Das Feedback der Radiologen hinsichtlich der Störung des Arbeitsablaufs und der Schwierigkeit der Handhabung wird mit Hilfe von Likert-Skalen (0–5) erfasst. Unterschiede zwischen der Strahlenexposition bei der Behandlung beider Seiten werden mittels Wilcoxon-Tests analysiert.

Ergebnisse

Zwischenergebnisse zeigen, dass die Strahlendosis des Personals bei der Verwendung von RadPads um bis zu 89 % gesenkt werden kann. Im Durchschnitt reduziert der Einsatz von RadPads die Strahlenexposition um 52 % beim Radiologen und um 23 % bei der Assistenz. Die Reduktion zwischen den einzelnen Eingriffen variiert stark, insbesondere nimmt sie mit der Komplexität der Behandlung zu. Die Erfahrung des durchführenden Radiologen hat nur einen geringen Einfluss auf die Reduktion der Dosisrate. Der Arbeitsablauf wird leicht gestört (Mittelwert 1,54), und das RadPad ist mäßig handhabbar (Mittelwert 1,77).

Zusammenfassung

Durch den Einsatz von RadPads kann die durch Streustrahlung verursachte Personaldosis für den Radiologen deutlich verringert werden. Die Erfahrung des Arztes scheint nur einen geringen Einfluss auf die Wirksamkeit des RadPads zu haben, so dass alle Radiologen von den Abdeckungen profitieren könnten. Bei den Assistenten ist dieser Effekt aufgrund des größeren Abstands zur Strahlenquelle und der Abschirmung durch den Radiologen geringer.

PS08.05 Einfluss der Patientendicke auf die effektive Dosis bei Röntgenaufnahmen des Beckens

F. Fakhri¹, R. Schmidt¹, M. Fiebich¹, A. H. Mahnken¹

¹Philipps-Universität Marburg, Marburg, Deutschland

Einleitung

In der Projektionsradiographie werden die Organdosen und die daraus resultierende effektive Dosis für einen Patienten meist anhand von Umrechnungsfaktoren geschätzt, die für eine Standard-Patientengröße entwickelt wurden. Dabei werden unterschiedliche Patientengrößen nicht berücksichtigt. Ziel dieser Studie war es, die effektive Dosis bei Patienten unterschiedlicher Dicke und bei variierenden Röhrenspannungen mittels Monte-Carlo-Simulationen zu untersuchen.

Materialien und Methoden

Das Monte-Carlo-Simulation Programm GMctdospp [1] wurde verwendet, um für unterschiedliche Patientendicken und Röhrenspannungen die effektive Dosis zu berechnen. Dafür wurden XCAT-Phantome als virtuelle Patienten verwendet, die interaktive und anpassbare Modelle bieten [2]. Die Berechnungen wurden für anterior-posteriore Beckenuntersuchungen an einer Gruppe männlicher XCAT-Phantome in verschiedenen Größen durchgeführt (Abb. 1). Dabei wurde eine automatische Belichtungssteuerung und die Auswirkungen eines Streustrahlenrasters berücksichtigt.

Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass sich mit zunehmender Patientendicke bei einer Röntgenaufnahme des Beckens bei gleicher Abschalt-dosis am Detektor die Dosiswerte verändern. Abhängig von der verwendeten Röhrenspannung ist eine leichte oder stärkere Zunahme der effektiven Dosis des Patienten. Bei höheren Spannungen nimmt die Dosis nur leicht zu (Abb. 2).

Zusammenfassung

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass die Dicke des Patienten an der betreffenden Körperstelle und das verwendete Spektrum eine entscheidende Rolle bei der Dosisoptimierung spielen. Das entwickelte Verfahren erlaubt für alle Röntgenprojektionsaufnahmen eine Abschätzung der effektiven Dosis des Patienten bei unterschiedlichen Patientendurchmessern mit höherer Genauigkeit bisher üblich.

Anhang



Abbildung 1: Screenshot des Programms GMctdospp für zwei Simulationen von ap-Beckenuntersuchungen an einem erwachsenen männlichen XCAT-Phantom.

Links: Bestimmung der Oberflächendosis

Rechts: Bestimmung der Detektordosis

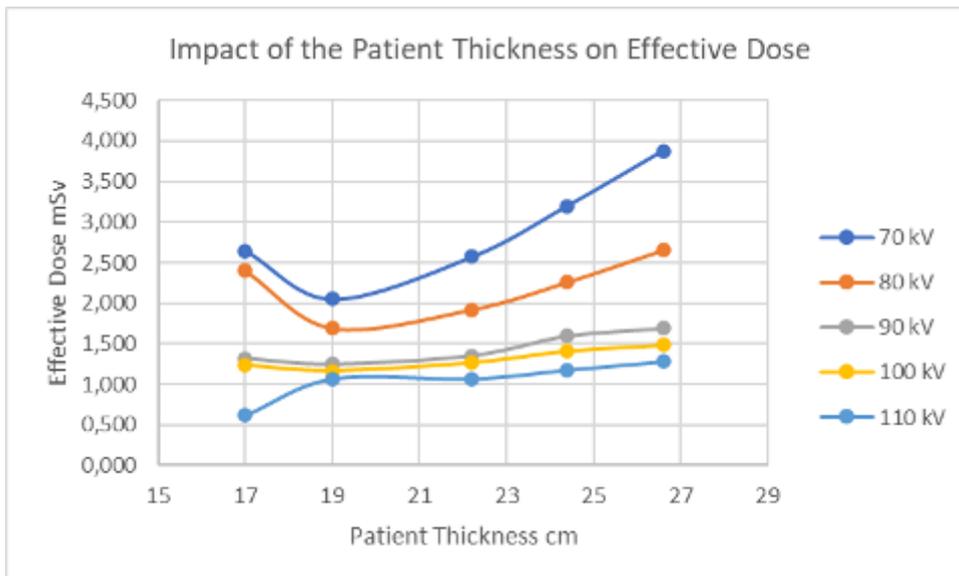


Abbildung 2: Berechnete effektive Dosis (in mSv) in Abhängigkeit der Patientendicke (cm) für Röhrenspannungen von 70 bis 110 kV.

Literatur

- [1] Schmidt R, Wulff J and Zink K 2015 GMctdospp: description and validation of a CT dose calculation system Am. Assoc. Phys. Med. 42 4260–70
- [2] Segars WP, Sturgeon G, Mendonca S, Grimes J, Tsui BM. 4D XCAT phantom for multimodality imaging research. Med Phys. 2010 Sep;37(9):4902-15. doi: 10.1118/1.3480985. PMID: 20964209; PMCID: PMC2941518
 Segars WP, Sturgeon G, Mendonca S, Grimes J, Tsui BM. 4D XCAT phantom for multimodality imaging research. Med Phys. 2010 Sep;37(9):4902-15. doi: 10.1118/1.3480985. PMID: 20964209; PMCID: PMC2941518.

PS08.06 Determining CT dose optimization targets according to IAEA recommendations

A. Romanyukha¹, H. Heiland², E. Okonkwo², J. Laubenberger², M. Fiebich³, N. Fitousi¹

¹Qaelum NV, Leuven, Belgien

²Ortenau Klinikum Offenburg-Kehl, Offenburg, Deutschland

³Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen, Deutschland

Einleitung

The International Atomic Energy Agency (IAEA) has outlined specific goals of patient dose monitoring [1]. An advanced dose management system was implemented in our clinical facility and used to determine optimization targets according to the first three goals.

Material & Methoden

In this assessment of optimization strategies, we focused on 2 CT scanners (Siemens, Germany) and 2 of the most common protocols: head with contrast (n=4617) and dual-phase abdomen (n=1709), performed in 2024. Regular QA was performed on the scanners. Study composition, scan settings, CTDIvol, scanlength, and differences between shifts were evaluated for consistency between devices. Outlier analysis was performed by investigating 2nd and 98th CTDIvol percentiles, as well as via identification of mild and extreme outliers per protocol and scanner. Typical effective doses were identified for frequent referrals.

Ergebnisse

Standard study compositions and scan settings were the same between scanners, median CTDIvol and scanlength were within 1 and 3%, respectively (Table 1). CTDIvol exceeded the average by 20% during the 4am shift (Fig. 1): in two cases higher kVp was used, one case was a high BMI patient, and another was performed with arms down. 96% of head studies below the 2nd percentile were of female patients, while abdomen studies often contained a repeated topogram. Possible reasons for these, respectively, are smaller head size and difficulty in positioning the patient, incomplete capture of target organs, or wrong protocol selection, among others. Studies outside the 98th percentile were due to additional perfusion scans and large patient sizes, for head and abdomen studies, respectively. Mild and extreme outliers were found in 75 and 11 abdomen studies, respectively, attributed to high BMI, non-standard kVp settings, and scanning with arms down. Typical effective doses ranged between 1.9 and 27 mSv per study, with maximum doses exceeding 100 mSv in abdomen with contrast and thorax oncology studies.

Zusammenfassung

Potential optimization strategies were identified as investigation into repeated abdomen topograms, ensuring sufficient image quality in the low-dose outlier cohort, and validation of correct scan setting use. This study led to awareness of exams with doses exceeding 100 mSv, and the importance of data completeness, such as operator initials and slice data to allow the accurate evaluation of patient size metrics, such as water equivalent diameter.

Anhang 1

		n	Study composition	kVp	Pitch	Modulation type	Collimation (mm)	CTDIvol (mGy)	Scanlength (mm)
Head with contrast	Scanner 1	3827	Topogram Native spiral	120	0,55	Angular Trigger ZEC	0,6	43,05	156
	Scanner 2	790	Topogram Native spiral	120	0,55	Angular Trigger ZEC	0,6	43,36	156
Dual phase abdomen	Scanner 1	1218	Topogram Premonitoring Monitoring Upper abdomen arterial Abdomen venous	100	0,9 (art), 0,6 (ven)	Automatic Exposure Control (XYZ)	0,6	14,62	816
	Scanner 2	491	Topogram Premonitoring Monitoring Upper abdomen arterial Abdomen venous	100	0,9 (art), 0,6 (ven)	Automatic Exposure Control (XYZ)	0,6	14,59	788

Tab. 1: Number of studies, study compositions, standard scan settings, and median CTDIvol and scanlengths per protocol.

Anhang 2

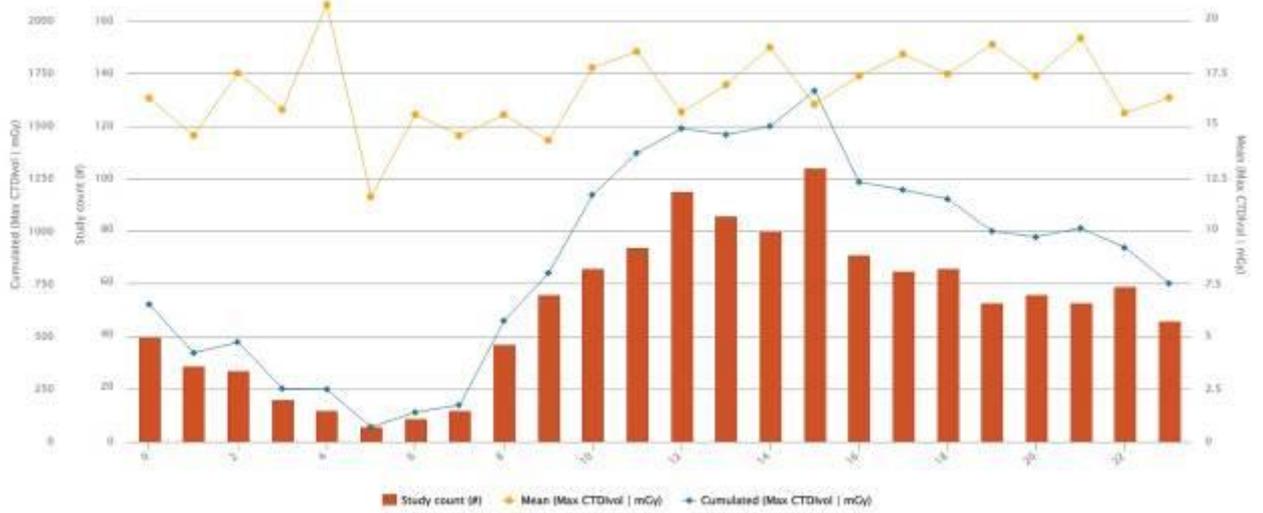


Abb.1: Hourly trend in mean and cumulative CTDIvol for the abdomen protocol on scanner 1, with a 20% higher mean CTDIvol during the 4am shift.

Literatur (falls vorhanden)

[1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Patient Radiation Exposure Monitoring in Medical Imaging, Safety Reports Series No. 112, IAEA, Vienna (2023)

PS08.07 CT-Röhrenstrommodulation: Warum bei Metallobjekten der Röhrenstrom reduziert sein kann

E. Bohrer^{1,2}, A. K. Exeli³, G. A. Krombach^{1,2}

¹Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Kinderradiologie, Gießen, Deutschland

²Justus-Liebig-Universität Gießen (JLU), Fachbereich Medizin, Gießen, Deutschland

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie, Gießen, Deutschland

Einleitung

Dosismanagementsysteme bieten neben der geforderten systematischen Überwachung der Dosiswerte von Untersuchungen meist noch weitere Optionen wie z.B. die Darstellung der ref.mAs pro. Dabei wurde beobachtet, dass diese Werte bei Metallimplantaten teilweise abgesenkt wurden. Dieses Verhalten wurde hier näher untersucht.

Material & Methoden

An zwei CT-Geräten (SOMATOM Definition AS & SOMATOM Force, Siemens Healthineers, Erlangen) wurden Beckenuntersuchungen (CareDose 4D, mit xyz-EC) an einem Alderson RANDO Phantom (RSD, Long Beach, CA, USA) ohne und mit aufgelegten Metallobjekten durchgeführt. Die CT-Übersichtsaufnahme erfolgte anterior-posterior (ap) bei 120 kV mit vier verschiedenen Filterkernen sowie einmal mit 140 kV und 80 kV. Die CT-Scanrichtung wurde einmal je CT-Gerät von caudocranial nach cranocaudal geändert. Aus den DICOM-Daten wurden die ref.mAs-Werte je Schicht ausgelesen, sowie der jeweilige ap- und laterale Patientendurchmesser der für die Berechnung der Röhrenstrommodulation in z-Richtung verwendet wurde. Aus den Schwächungswerten der Übersichtsaufnahme wurde nach McMillan et al. [1] der Durchmesser lateral und ap berechnet um Einflussfaktoren der Berechnung zu untersuchen. Aus den Durchmessern wurden die ref.mAs berechnet und mit den DICOM-Werten verglichen. Dazu wurden die Referenzdicke für das Becken (35,8 cm) und die Anpassungskurve (durchschnittliche Anpassungsstärke) aus dem Betreiberhandbuch verwendet.

Ergebnisse

Die Modulationskurven aus den DICOM-Daten sowie der jeweilige Durchmesser (lateral, ap) von beiden CT-Geräten sind in *Abb.1* dargestellt. Eine Änderung der CT-Scanrichtung zeigt einen deutlichen Versatz im Verhältnis zur Gesamtkollimation. Die aus dem lateralen Durchmesser berechneten ref. mAs-Werte zeigten ebenso einen Versatz (*Abb.2*). Der aus der CT-Übersichtsaufnahme berechnete Durchmesser stimmte gut mit den aus dem DICOM-Header ermittelten Daten überein.

Zusammenfassung

Der aus der CT-Übersichtsaufnahme berechnete laterale Durchmesser war hier hauptsächlich für die Absenkung des Röhrenstrom im Bereich des Metallobjekts verantwortlich. Die Randbereiche der Metallobjekte in der CT-Übersichtsaufnahme wurden bei der Berechnung mittels Schwellwert ausgeschnitten. Eine Änderung der Röhrenspannung bei der CT-Übersichtsaufnahme oder des Filterkerns zeigte keinen nennenswerten Einfluss. Eine Änderung der CT-Scanrichtung reduzierte den Röhrenstrom hier zusätzlich.

Anhang 1

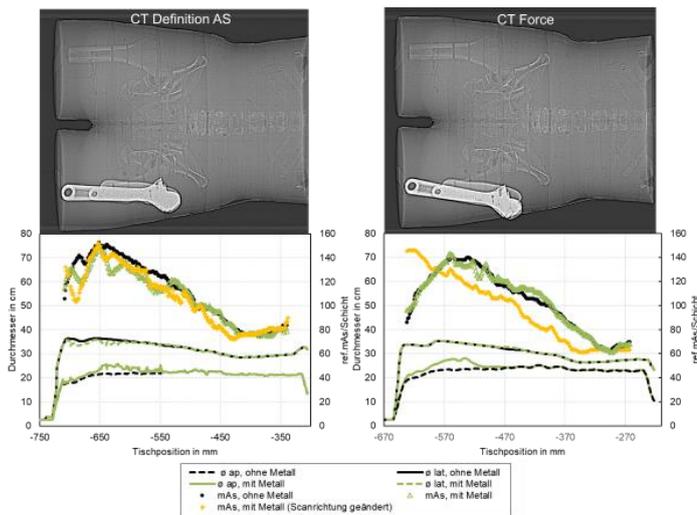


Abb.1: CT-Übersichtsaufnahme, Durchmesser (ap, lateral) und ref.mAs pro Schicht aus DICOM-Header bei beiden CT-Geräten.

Anhang 2

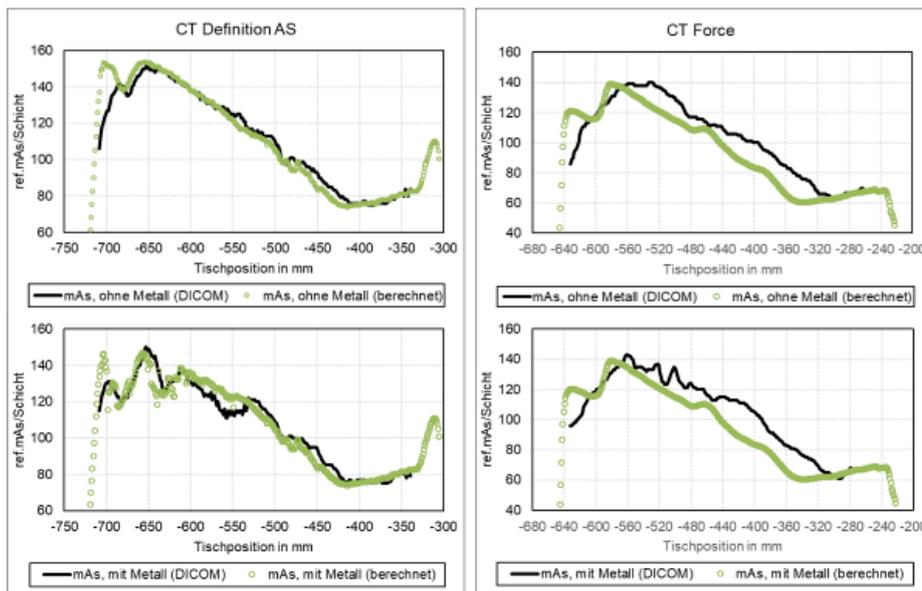


Abb.2: Berechneter und aus DICOM-Header ermittelte ref.mAs/Schicht bei beiden CT-Geräten.

Literatur

- [1] McMillan K, Bostani M, Cagnon CH, et al. Estimating patient dose from CT exams that use automatic exposure control: Development and validation of methods to accurately estimate tube current values. *Med Phys*. 2017;44(8):4262-4275. doi:10.1002/mp.12314

Dosimetrie und Bildqualität in der Computertomografie (Poster)

PS09.01 Vergleichsanalysen und Protokollvalidierung mit Hilfe eines durchmesserabhängigen Dosisqualitätsindex (DQI) für CT-Untersuchungen

C. A. Westphälinger¹, J. Böing¹, M. Unland Elorrieta¹, N. Ostertag¹, L. Henkenherm¹, N. Lang¹, E. Kortmann², C. Bremer²

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

²Westfälisches Zentrum für Radiologie, Münster, Deutschland

Einleitung

Im Sinne der Dosisoptimierung wird aktuell die Patientenexposition radiologischer Untersuchungen über sogenannte Diagnostische Referenzwerte (DRWs) vergleichbar gemacht [1]. Des Weiteren wird die Size-Specific Dose Estimation (SSDE) als Abschätzung der Patientenexposition verwendet [2].

In diesem Artikel erläutern wir die Nutzbarkeit eines durchmesserabhängigen Dosisqualitätsindex (DQI) [3] für CT-Untersuchungen als Vergleichsindex für diverse Protokolle und Gerätetypen. Dieser DQI basiert auf dem Zusammenhang zwischen dem CT-Dosisindex (CTDI) [5] und dem Patientendurchmesser bzw. Wasseräquivalentdurchmesser (WED), welcher über einen exponentiellen Fit beschrieben werden kann [3][4]. Dieser Index wurde durch die Verarbeitung von CT-Daten von bis zu fünf Geräten (1-5) an drei Standorten (A-C) definiert, welche über ein Dosismanagementsysteme (DMS) gesammelt und übermittelt wurden. Für den Protokollvergleich wurden vorwiegend sogenannte Nativ80-, sowie LowDose15- und UltraLowDose5-Protokolle am Thorax verwendet.

Material & Methoden

Zunächst erfolgte die retrospektive Analyse der etablierten Nativ80-, sowie LowDose15-Untersuchungsprotokolle.

Im zweiten Schritt wurde prospektiv für Standort A (Gerät 1 und 2) verschiedene LowDose-CT-Protokolle in Abhängigkeit von der klinischen Fragestellung und unter Berücksichtigung des Patienten-BMI festgelegt, wobei die Bildqualität innerhalb eines Protokolls konstant bleibt. Allen Protokollen gemein ist dabei eine Röhrenspannung von 100 kV.

Für jede Untersuchung werden die jeweiligen Expositionsdaten (u.a. CTDI) vom Gerät an ein Dosismanagementsystem (DMS) transferiert [6]. Darüber hinaus kalkuliert das DMS DOSE von Qaelum einen effektiven Patientendurchmesser $\sqrt{d_1 * d_2}$, mit d_1 und d_2 als mittlerem horizontalem und vertikalem Durchmesser, sowie den WED [7]. Diese Daten werden aus dem DOSE als .xls exportiert und statistisch mit Python und dem Paket `scipy.optimize.curve_fit` [8] ausgewertet.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt den Zusammenhang zwischen CTDI und WED für Nativ80-, sowie LowDose15- und UltraLowDose5-Protokolle am Thorax von zwei Geräten an Standort A mit N=149 Datenpunkten. Damit können CT-Protokolle ebenso wie Gerätetypen hinsichtlich der verwendeten und notwendigen Exposition basierend auf dem DQI vergleichbar gemacht werden. Hieraus ist unter anderem ersichtlich, dass die Exposition des gleichen Protokolltyps bei Gerät 1 für den ausgewerteten Durchmesserbereich von (200-340) mm immer über der von Gerät 2 liegt. Der mittlere Durchmesser des Patientenkollektiv lag hierbei bei $d_{\text{Mittelwert WED}} = 287,5$ mm.

Darüber hinaus lässt sich über alle Gewichtsstufen ein unteres Limit für das UltraLowDose5-Protokoll unter Gewährleistung der diagnostischen Bildqualität festlegen. Informationen über Bildqualität sind bereits im DQI ersichtlich und somit Richtwerte über den DQI definierbar.

Zusammenfassung

Der vorgestellte DQI betrachtet den Zusammenhang zwischen Durchmesser und notwendiger Exposition zur Erzeugung einer ausreichenden diagnostischen Bildqualität.

Es konnte gezeigt werden, dass der DQI als Qualitätsindex im klinischen Kontext bei der Protokollanpassung hinsichtlich diagnostischer Standards Anwendung finden kann. Dies kann unter anderem helfen, neue Protokollparameter festzulegen, sowie die diagnostische Bildqualität bei einem adipösen Kollektiv zu gewährleisten.

Quellen

- [1] BfS: Bekanntmachung vom 17.11.2022
- [2] AAPM Report 204, ISBN 978-1-936366-08-8
- [3] Westphäliger et. Al: Usage of patient size-correlated dose quality index (DQI) of CT examinations for protocol validation and comparability, ECMP 2024
- [4] Westphäliger et. al: Dosismanagementsystem-gestützte statistische Analyse von Dosisreferenzwerten, DGMP-Tagung 2023
- [5] Kachelrieß: Medizinische Physik, S.183, ISBN 978-3-662-54800-4
- [6] www.dicomstandard.org, 29.02.2024
- [7] Qaelum: Dose –Benutzerhandbuch v21.2, 23.06.2022
- [8] Dietrich, Schulze: Statistische Verfahren, ISBN 978-3-446-41525-6

Anhang

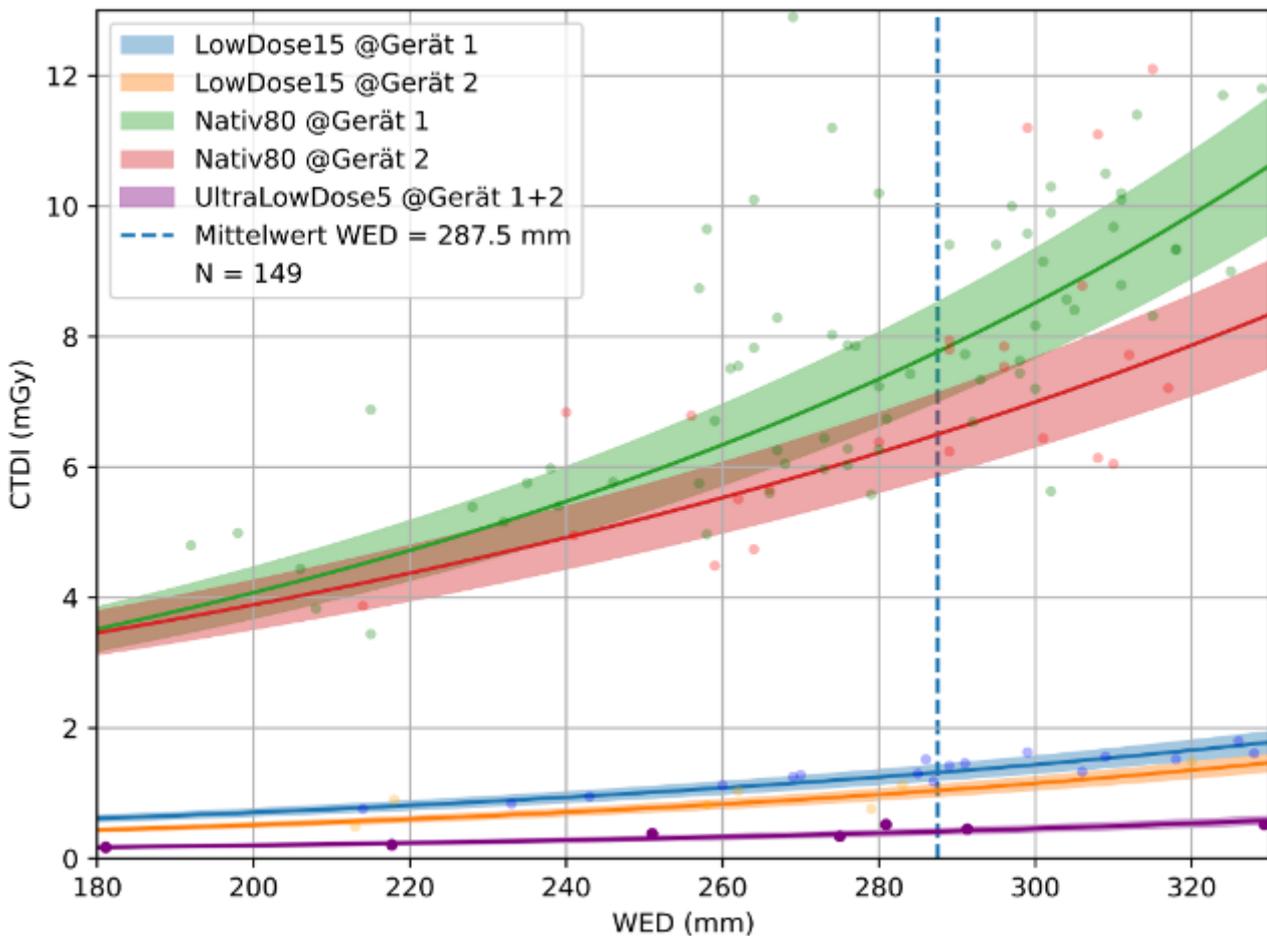


Abb. 1: Zusammenhang zwischen CTDI und WED für Nativ80-, LowDose15- und UltraLowDose5-Protokolle am Thorax an zwei Geräten (Standort A). Die Fitparameter des exponentiellen Fits gemäß Gl. 1: $f_e(x) = D_0 \cdot 2^{\frac{x-d_0}{d_2}}$, mit $d_0 = 280,0$ mm sind in Tab. 1 dargestellt.

Tab. 1: Fitparameter Gl. 1, Abb. 1.

Protokoll @Gerät	D_0 (mGy)	d_2 (mm)
Nativ80 @Gerät 1	7,4 \pm 0,1	94,0 \pm 3,4
Nativ80 @Gerät 2	6,2 \pm 0,2	118,1 \pm 10,8
LowDose15 @Gerät 1	1,3 \pm 0,1	97,4 \pm 6,6
LowDose15 @Gerät 2	1,0 \pm 0,1	85,8 \pm 12,1
UltraLowDose5 @Gerät1+2	0,39 \pm 0,1	84,8 \pm 8,2

PS09.02 Evaluierung eines neuen Multi-Energy QA-Phantoms für spektrale CT: Optimierung der diagnostischen Bildqualität mit virtueller monochromatischer Bildgebung

M. Regner¹, L. Abou Assali¹, U. Mäder¹, M. Böttcher², M. Fiebich¹, A. H. Mahnken³

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Die spektrale Computertomographie (CT) ermöglicht eine präzise quantitative und qualitative Analyse klinischer Bilddaten und verbessert so die diagnostische Genauigkeit. Verfahren wie die virtuelle monochromatische Bildgebung (VMI) und die Jodquantifizierung (IQ) haben sich als essenzielle Werkzeuge zur Tumorcharakterisierung und Gewebedifferenzierung etabliert. Ihr Einsatz kann die klinische Entscheidungsfindung optimieren und neue diagnostische Möglichkeiten eröffnen [1, 2].

Um die Qualität und Reproduzierbarkeit spektraler Untersuchungen sicherzustellen, sind geeignete Phantome essenziell. In dieser Studie wird ein neu eingeführtes Multi-Energy QA-Phantom (QRM, PTW, Deutschland) sowohl experimentell als auch mittels Monte-Carlo (MC)-Simulationen evaluiert. Ziel der ergänzenden Simulationen ist es, eine vergleichbare spektrale Datenbasis zu schaffen, die zukünftige Optimierungsstrategien spektraler CT-Verfahren ermöglichen.

Material & Methoden

Das Phantom enthält verschiedene Einsätze mit definierten Jodkonzentrationen und wurde unter unterschiedlichen Dosisniveaus mit einem Dual-Energy-CT (DECT) gescannt. VMIs im Bereich von 40 keV bis 190 keV wurden rekonstruiert und hinsichtlich ihrer Bildqualität sowie ihres Potenzials zur Optimierung des Jodkontrasts analysiert. Das Phantom wurde parallel in einem MC-Modell (EGSnrc/CBCT) simuliert [3].

Ergebnisse

Unsere Ergebnisse zeigen, dass VMIs im Vergleich zu konventionellen DECT-Bildern für alle Dosisniveaus ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) bieten, wie in Tab. 1 dargestellt. Bereits bei niedrigen Dosisniveaus (5 mGy) erzielten VMIs bei 40 keV bis 60 keV höhere SNR-Werte (z.B. 20,2 bei 40 keV vs. 17,2 bei DECT).

Die HU-Wert-Analyse bei 12 mGy (Abb. 1) verdeutlicht, dass die Kontrasttrennung bei allen getesteten Konzentrationen und Energien stärker ausgeprägt ist als bei der DECT-Messung. Dies deutet auf eine verbesserte Detektion und Quantifizierung jodhaltiger Strukturen hin.

Zusammenfassung

Das QRM-Phantom hat sich als wertvolles Instrument zur Beurteilung der spektralen Bildqualität erwiesen und trägt zur Optimierung klinischer Bildgebungsprotokollen bei. Es liefert reproduzierbare Ergebnisse, die mit etablierten Phantomen vergleichbar sind und unterstützt die Entwicklung standardisierter Validierungsverfahren für spektrale CT-Untersuchungen. Die Ergebnisse unterstreichen das Potenzial der VMIs für optimierte Bildgebung mit reduzierter Kontrastmitteldosis. Ergänzende MC-Simulationen bieten Potenzial für die modellbasierte Weiterentwicklung spektraler Rekonstruktions- und Auswertungsverfahren.

Anhang 1

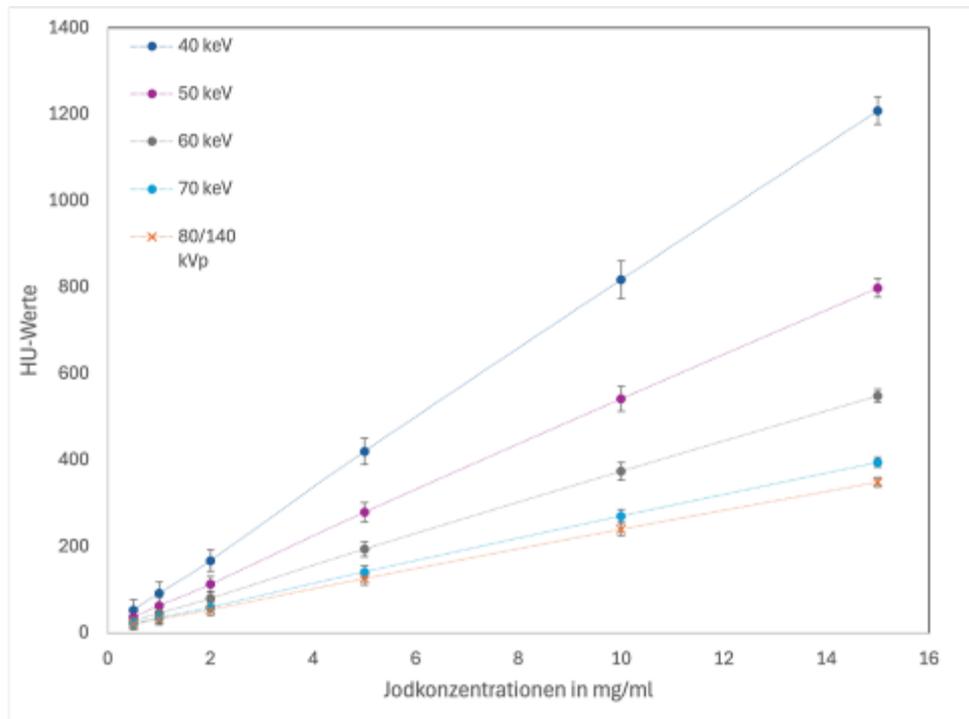


Abb.1: Vergleich der HU-Werte bei 12 mGy für Phantomeinsätze mit unterschiedlichen Jodkonzentrationen und VMI-Energien mit den standardmäßigen Ergebnissen einer DECT-Messung bei 80/140 kVp.

Anhang 2

Tab. 1: Vergleich des SNR-Signals bei verschiedenen VMIs und einer DECT-Aufnahme für einen Phantomeinsatz mit 15 mg/ml.

Energie (VMIs oder DECT)	SNR bei 5 mGy	SNR bei 10 mGy	SNR bei 15 mGy
40 keV	20,16	29,54	37,89
50 keV	19,99	29,08	37,26
60 keV	19,61	28,20	36,14
70 keV	18,94	27,03	34,48
80/140 kVp (DECT)	17,21	25,40	31,33

Literatur

- [1] Vrbaski et al., "Quantitative performance of photon-counting CT at low dose: Virtual monochromatic imaging and iodine quantification," *Medical physics*, 2023
- [2] Cester et al., "Virtual monoenergetic images from dual-energy CT: systematic assessment of task-based image quality performance," *Quantitative imaging in medicine and surgery*, 2022
- [3] Kawrakow et al., *EGSnrc C++ class library: egs_cbct: CBCT/CT scanner simulations*

PS09.03 Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Röhrenstrommodulation in der Computertomographie

L. Meyer¹, M. L. Kuhlmann¹

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

Einleitung

Die Röhrenstrommodulation in der Computertomografie (CT) ist ein wichtiges Tool für die Dosisreduktion bei gleichbleibender Bildqualität. Moderne Dosimetrieverfahren verwenden oftmals Strahlungstransportrechnungen, die die Röhrenstrommodulation berücksichtigen müssen. Für solche Computersimulationen ist es entscheidend, wie zuverlässig diese Modulation unter verschiedenen CT-Einstellungen arbeitet und welche Parameter ihre Genauigkeit beeinflussen.

Material & Methoden

Zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit des Röhrenstroms wurden experimentelle Messungen an einem Optima CT 660 mit einem Zylinderphantom bestehend aus vier PMMA-Zylindern mit Durchmessern von 32 cm, 16 cm, 10 cm und 5 cm und einem anthropomorphen Ganzkörperphantom durchgeführt. Variiert wurden Kollimation, Pitch-Faktor, Scanrichtung, Bilddicke und Bowtie-Filter. Zusätzlich erfolgten Ionisationskammer-Messungen zur Analyse der Dosisvariation. Ergänzend wurden Ionisationskammer-Messungen in der Mitte der Zylinderphantome mit den Ergebnissen einer Monte-Carlo-Simulation verglichen.

Ergebnisse

Die Röhrenstrommodulation zeigte eine hohe Reproduzierbarkeit mit einer mittleren Standardabweichung von unter 5 % (siehe Abbildung 1). Pitch-Faktor und Rauschindex zeigten den größten Einfluss. Eine höhere Pitch-Einstellung führte zu proportionalen Anpassungen des Röhrenstroms, während Änderungen in Bilddicke und Kollimation geringere Effekte zeigten. Die Scanrichtung beeinflusste den Verlauf der Modulation leicht, nicht aber den maximalen Strom. Der Bowtie-Filter zeigte bei niedrigen Röhrenspannungen deutliche Unterschiede in der Strommodulation. In Abbildung 2 ist der Vergleich zwischen Messung (rot) und zwei Simulationen mit (blau) und ohne Rotation (grün) der Röhre dargestellt. Es wird deutlich, dass das Weglassen der Rotation zu einer besseren Übereinstimmung zwischen Messung und Simulation führt, was auf Unterschiede zwischen Messung und Simulation in der Röhrenstartposition hinweist.

Zusammenfassung

Insgesamt zeigte die Untersuchung eine hohe Reproduzierbarkeit der Strommodulation. Der Rauschindex erwies sich als entscheidender Einfluss-Faktor. Beim Vergleich zwischen Messung und Simulation zeigte sich, dass die Startposition der Röhre einen großen Unsicherheitsfaktor darstellt.

Anhang 1

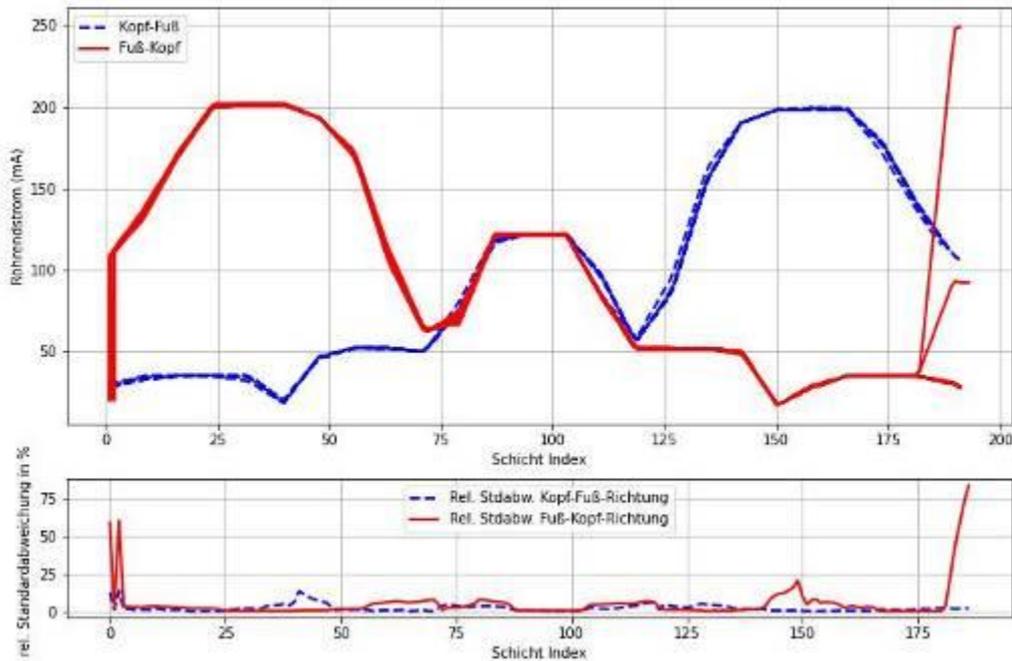


Abb.1: Oben: Durch ein anthropomorphes Phantom modulierter Röhrenstrom in mA in Abhängigkeit des Schicht-Index zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit über 10 Messungen in zwei Scanrichtung (blau: Kopf-Fuß-Richtung rot: Fuß-Kopf-Richtung) Unten: relative Standardabweichung.

Anhang 2

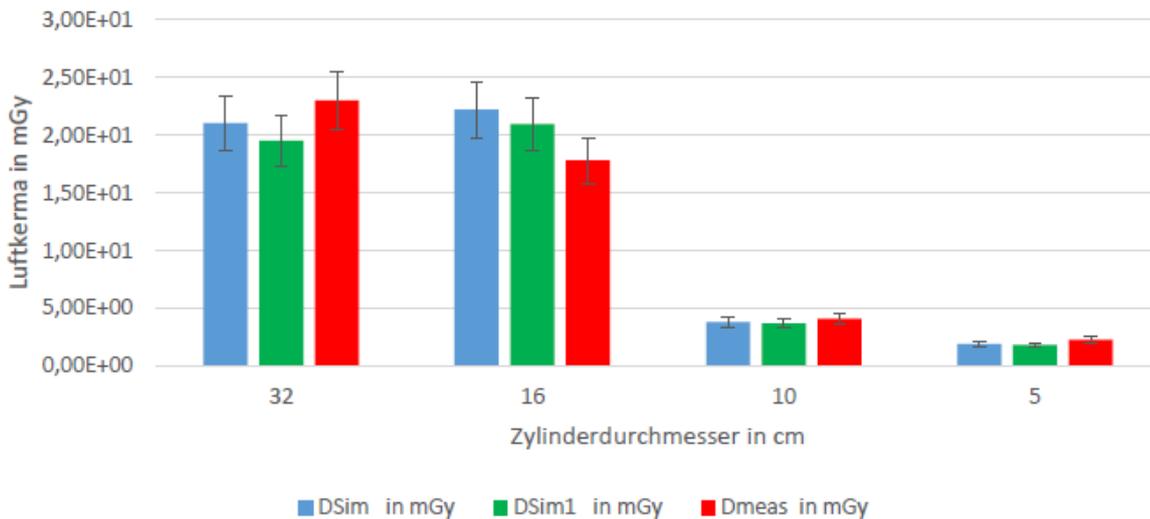


Abb.2: Vergleich zwischen simulierter Dosis für eine Simulation ohne Röhren-Rotation (blau), simulierter Dosis mit Röhren-Rotation (rot) und gemessener Dosis (grün). Die Fehlerbalken zeigen die Unsicherheit von 11% (k=2) [1] über die Länge des Phantoms.

Literatur

[1] Kuhlmann M, Pojtinger S., 2024, doi: 10.1088/1361-6560/ad3886

PS09.05 NeedleNet: KI-gestützte Bildklassifikation mit Resnet-18 zur Detektion von Biopsienadeln in Ultraschallbildern

S. Scholtyssek¹, M. Hartmann¹, H. Nawrath^{1,2}, J. Gröbner¹

¹Fachhochschule Südwestfalen, Medizintechnik, Lüdenscheid, Deutschland

²Philipps-Universität Marburg, Medizin, Marburg, Deutschland

Einleitung

Die histopathologische Tumordiagnostik erfordert häufig die Entnahme von Gewebeprobe­nen mittels ultraschallgeführter Nadelbiopsie. Die Erkennung der Nadel in den Sonografieaufnahmen ist anspruchsvoll und erfordert ein hohes Maß an Erfahrung seitens der Anwendenden. *Deep Learning*-Ansätze bieten das Potenzial, die Detektion durch automatisierte Merkmalsextraktion und eine höhere Robustheit gegenüber Bildartefakten, im Vergleich zu gängigen Methoden wie Kantenfilter und Segmentierungsverfahren, zu verbessern [1].

Material & Methoden

Die Datengrundlage bilden Sonografieaufnahmen eines Agarphantoms, erstellt mit dem Sonographiegerät GE LOGIQ C5 Premium (GE Healthcare GmbH, Düsseldorf, Deutschland). Die Aufnahmen umfassen Bilder mit und ohne Biopsienadel (Tru-Cut Biopsy Device, Merit Medical Systems, Inc., South Jordan, Utah, USA). In der Vorverarbeitung werden die Bilddaten skaliert, gelabelt und in Trainings-, Test- und Validierungsdatensätze unterteilt [2]. Für die Nadeldetektion wird ein vortrainiertes *convolutional neural network*, ResNet-18, an die Datenstruktur angepasst und mit veränderten Hyperparametern auf dem Trainingsdatensatz angewendet [3]. Klassische Verfahren, ein Canny-Filter und eine Segmentierungsmethode auf Basis von Schwellenwertanpassung, dienen als Referenz. Alle Methoden werden in MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA) implementiert.

Ergebnisse

Das bisherige Modell ermöglicht die Klassifikation des Vorhandenseins einer Biopsienadel im Bild; eine genaue Lokalisierung mithilfe von Grad-CAM ist in Arbeit [3].

Ein Testdatensatz (vgl. Abb. 1 c)) ergibt eine Sensitivität von 96,4%, eine Spezifität von 96,4% und eine Genauigkeit von 95,1%, wobei das Training mit variierenden Nadelparametern die Robustheit gegenüber externen Störungen verbessert. Im Gegensatz dazu erfordern klassische Ansätze manuelle oder automatisierte Parameteranpassungen und stoßen bei komplexen Hintergründen an ihre Grenzen (vgl. Abb. 1 a),b)).

Zusammenfassung

Aufgrund des Trainings mit verschiedenen Nadelparametern ist die Anfälligkeit gegenüber externen Störungen im Vergleich zu den klassischen Methoden gering. Der Rechenaufwand für das Training ist abhängig von der Datenmenge und als limitierender Faktor zu betrachten.

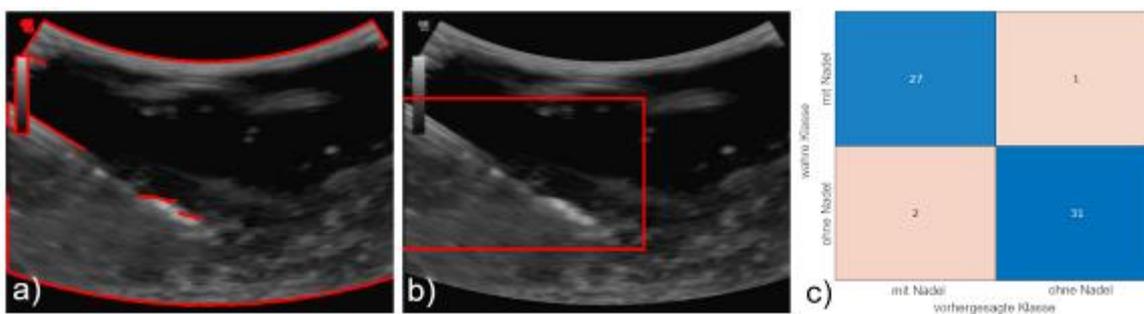


Abbildung 18: a) Nadeldetektion mit Canny-Filter, b) Schwellenwertsegmentierung und c) Konfusionsmatrix des neuronalen Netzes.

Quellen:

- [1] N. Argawal et al., „Real-time Needle Tip Localization in 2D Ultrasound Images using Kalman Filter“, IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), Hong Kong , 2019.
- [2] V. Iyer, *Brain-MRI-Age-Classification-using-Deep-Learning* (<https://github.com/matlab-deep-learning/Brain-MRI-Age-Classification-using-Deep-Learning/releases/tag/v1.1>), GitHub. Abgerufen 31. März 2025.
- [3] R. R. Selvaraju et al., „Grad-CAM: Visual Explanations from Deep Networks via Gradient-Based Localization“, *International Journal of Computer Vision*, vol. 128, no. 2, pp. 336–59, 2020.

PS09.06 Nichtinvasive Temperaturüberwachung bei Mikrowellenablation: Einsatz von ResNet18 auf Ultraschallbilddaten

S. Werth¹, F. Neubürger², H. Nawrath^{1,3}, J. Gröbner¹

¹Fachhochschule Südwestfalen, Medizintechnik, Lüdenscheid, Deutschland

²Fachhochschule Südwestfalen, Data Science, Meschede, Deutschland

³Philipps-Universität Marburg, Medizin, Marburg, Deutschland

Einleitung

Die Mikrowellenablation (MWA) ist eine minimalinvasive Methode, um Tumorgewebe lokal zu zerstören. Um eine vollständige Koagulationsnekrose zu erzielen und thermische Schäden angrenzender Gewebe zu vermeiden ist eine fortlaufende Temperaturüberwachung vorteilhaft. Ziel ist die Entwicklung einer nichtinvasiven Methode zur kontinuierlichen Temperaturschätzung in Ultraschall-Bildern (US) mit einem *convolutional neural network* (CNN)

Material & Methoden

Der Versuchsaufbau besteht aus einem Gewebephantom (600 ml Wasser, 150 ml Eiklar, 20 g Agar-Agar), in das ein MWA-Applikator (SABERWAVE ECO-200G, ECO Medical Technology, Nanjing, China) für 10 Minuten eine Leitung von 30W einbringt. Eine US-Sonde (VScan Air, GE Healthcare GmbH, Chicago, Illinois, USA) zeichnet Videos mit 30fps auf. Referenztemperaturen werden mit einem faseroptischen Thermometer (COMEM Optocon GmbH, Dresden, Deutschland) gemessen, siehe Abbildung 1.

In einer MATLAB-Software (1) (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA) werden die Videos zeitlich mit den Temperaturdaten synchronisiert, durch Datenaugmentation vervielfältigt und vorverarbeitet. Das Training basiert auf einem vortrainierten ResNet18-Modell [1], dessen Klassifikationsschicht durch eine Regressionsarchitektur ersetzt wird. 80% der Videos werden im Training (5 Epochen, MiniBatchSize = 16, Lernrate = $1e-4$, Optimierer *stochastic gradient descent with momentum*) verwendet, auf den übrigen 20% der Videos wird das Modell getestet.

Ergebnisse

Wie in Abbildung 2, beispielhaft für ein Video, dargestellt, entspricht die Modellvorhersage (rot) dem gemessenen Temperaturverlauf (blau). Die geschätzten Temperaturen weisen eine hohe Übereinstimmung mit den gemessenen Referenzwerten auf (RMSE = 1,222 °C). Bei Temperaturen über 90 °C treten vereinzelt größere Abweichungen auf, was auf die geringen Veränderungen im Ultraschallbild bei sehr hohen Temperaturen zurückzuführen ist.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse bestätigen die Eignung des Verfahrens zur Temperaturüberwachung, insbesondere im medizinisch relevanten Temperaturbereich bis etwa 60 °C. Zukünftig wird der Einsatz von CNN-LSTM-Modellen für die Regression in Videos, implementiert mit PyTorch [2] und torchvision, getestet (2).

(1) <https://github.com/MedicalImagingLabFHSWF/MATE.git>

(2) https://github.com/FNeuburger/video_regression.git

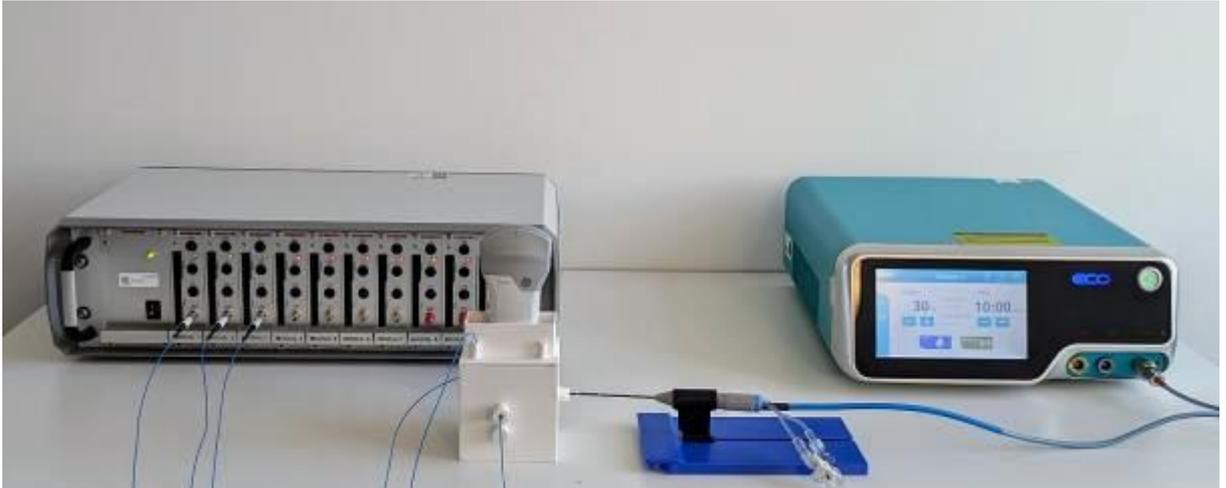


Abbildung 1: Versuchsaufbau mit Phantom in der 3D-gedruckten Halterung, US-Sonde, Temperaturfühler und MWA-Applikator.

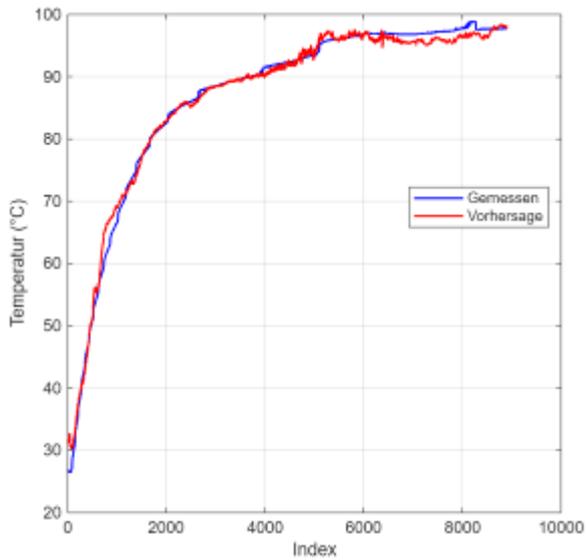


Abbildung 2: Darstellung der geschätzten und der gemessenen Temperatur in den Frames eines Videos.

Literatur

- [1] He, Kaiming, Xiangyu Zhang, Shaoqing Ren, and Jian Sun. "Deep Residual Learning for Image Recognition." In *2016 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 770–78. Las Vegas, NV, USA: IEEE, 2016.
- [2] Paszke, A. et al., 2019. PyTorch. „An Imperative Style, High-Performance Deep Learning Library.“ In *Advances in Neural Information Processing Systems 32*. Curran Associates, Inc., pp. 8024–8035.

PS09.07 High precision luminescence dosimetry at PITZ – Overview and current status

D. Villani¹, S. Aminzadeh Gohari¹, Z. Amirkhanyan², D. Dmytriiev², J. Good², A. Grebinyk^{2,3}, M. Groß², A. Hoffmann², Y. Komar³, M. Krasilnikov², X. Li², F. Müller², A. Oppelt², C. Richard², F. Riemer², F. Stephan², E. Tarakci³, G. Vashchenko²

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Photo Injector Test Facility PITZ, Zeuthen, Deutschland

²Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Photo Injector Test Facility PITZ, Zeuthen, Deutschland

³Technische Hochschule Wildau, Division Molecular Biotechnology and Functional Genomics, Zeuthen, Deutschland

Introduction

The upgraded R&D platform FLASHlab@PITZ is being commissioned at the Photo Injector Test Facility at DESY in Zeuthen (PITZ) to study electron FLASH radiation therapy. It offers a broad dose and dose rate range—from 0.05 Gy/s to over 10^{12} Gy/s—enabled by the long RF pulses of the photocathode gun (up to 1 ms, 1–10 Hz) and flexible timing of the photo cathode laser [1]. This allows the testing of both conventional and most advanced dosimetry methods at their performance limits. This work presents the implementation and current status of high-precision luminescence dosimetry at PITZ, using commercial thermoluminescent dosimeters (TLDs) and optically stimulated luminescent dosimeters (OSLDs).

Material & Methods

TLDs and OSLDs are passive dosimetry tools commonly used in clinical and occupational contexts, with proven performance under ultra-high dose rate (UHDR) conditions due to their largely dose-rate-independent response [2,3]. The Lexsyg Smart TL/OSL reader (Freiberg Instruments) supports various luminescence readout modes and is being installed at PITZ. This device, along with the S/S_R calibration method [4], will support investigations into materials like LiF:Mg,Ti (TLD) and Al₂O₃:C (OSLD) under diverse irradiation setups.

Results

Both luminescent materials will be commissioned using conventional and UHDR electron beams at FLASHlab@PITZ. The installation of the Lexsyg Smart TL/OSL reader is nearly complete, and its commissioning is currently underway. The implementation of the S/S_R method will enable high-precision passive dosimetry for preclinical FLASH effect studies, pushing the capabilities of traditional luminescence dosimetry materials to new limits.

Summary

The ongoing commissioning of **FLASHlab@PITZ** at DESY in Zeuthen offers a unique platform for investigating electron FLASH radiation therapy across an exceptionally wide range of dose rates. As part of this effort, high-precision **luminescence dosimetry** is being implemented using **TLDs** and **OSLDs**, which have shown promising performance even under **ultra-high dose rate (UHDR)** conditions. A versatile **Lexsyg Smart TL/OSL reader** is being installed at PITZ, in combination with the **S/S_R calibration method**, to evaluate the response of materials such as *LiF:Mg,Ti* and *Al₂O₃:C*. The system will be used with both conventional and UHDR electron beams, aiming to support further dosimetry measurements and enhance passive dosimetry capabilities for preclinical studies of the FLASH effect.

References

- [1] X.-K. Li et al., *Phys. Med. Biol.* 70 (2025) 055010
- [2] J.B. Christensen et al., *Phys. Med. Biol.* 66 (2021) 085003
- [3] S. Motta et al., *Phys. Med. Biol.* 68 (2023) 145007
- [4] E.G. Yukihiro et al., *Med. Phys.* 35 (2008) 260

PS09.04 KI als Second Reader bei der Befundung posttraumatischer CCTs auf dem Oktoberfest 2024: Eine prospektive Studie zum Performance Monitoring

M. Steinberger¹, M. Bock¹, A. S. Duque¹, B. F. Hoppe^{1,2}, J. Rudolph¹, Y. Dikhtyar¹, J. Ricke¹, C. C. Cyran¹

¹Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Klinik und Poliklinik für Radiologie, München, Deutschland

²Munich Center for Machine Learning (MCML), München, Deutschland

Einleitung

Die Detektion intrakranieller Blutungen (ICB) ist entscheidend für das Management von Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma. Künstliche Intelligenz (KI) bietet das Potenzial, dabei als Second Reader zu unterstützen – insbesondere in einem herausfordernden, extraklinischen Umfeld wie dem Oktoberfest. Ziel dieser prospektiven Studie war es, eine Methodik zur Performance-Überwachung eines KI-Tools zu entwickeln und dessen Einfluss auf die diagnostische Sicherheit bei der Befundung posttraumatischer kranialer Computertomographien (CCTs) während des Oktoberfests 2024 zu analysieren.

Material & Methoden

Ein mobiler CT-Scanner (Siemens Healthineers) wurde vor Ort betrieben, um Patienten mit leichtem bis mittelschwerem Schädel-Hirn-Trauma zu triagieren. Diese prospektive Studie umfasst n = 219 Patienten mit CCT-Untersuchung. Die sofortige KI-Auswertung erfolgte via Autorouting an eine PACS-integrierte, DSGVO-konforme KI-Plattform. Zuerst beurteilte einer von 15 im Schichtbetrieb rotierenden radiologischen Fachärzten das CCT ohne KI und bewertete die ICB-Wahrscheinlichkeit auf einer 5-stufigen Likert-Skala (-2, "sehr niedrig"; 2, "sehr hoch"). Danach wurden die KI-Ergebnisse zur Verfügung gestellt und eine erneute Bewertung der ICB-Wahrscheinlichkeit durchgeführt. Das Performance Monitoring des KI-Tools wurde im PACS (Visage Imaging) durch Fast Healthcare Interoperability Resources (FHIR) Pop-up-Formulare umgesetzt.

Ergebnisse

Die KI wurde in 66 % (146/222 Scans) der Befundungen genutzt, wobei der Einsatz zwischen den Befundern signifikant variierte. Bei einem Schwellenwert von 0,1 der ICB-Wahrscheinlichkeit identifizierte die KI 6 von 7 ICBs korrekt, mit 139 Richtig-Negativen und ohne Falsch-Positive (sens = 0,857, spec = 1,000, acc = 0,993). Das KI-Tool erhöhte die Sicherheit der Radiologen beim Ausschluss von ICBs in 19 Fällen (von -1 auf -2) und bei der Bestätigung vorliegender ICBs in zwei Fällen (von 1 auf 2). In zwei Grenzfällen unterstützte die KI beim Ausschließen einer ICB (von 0 auf -1). Insgesamt erhöhte sich die diagnostische Sicherheit mit KI-Unterstützung signifikant ($p < 0,001$).

Zusammenfassung

Der Einsatz von KI als Second Reader führte zu einer signifikanten Verbesserung der diagnostischen Sicherheit bei der Befundung posttraumatischer CCTs auf dem Oktoberfest 2024. Die FHIR-Formulare ermöglichen ein PACS-integriertes Monitoring der Performance des KI-Tools im diagnostischen Workflow.

Nuklearmedizin/Strahlenbiologie (Poster)

PS10.01 Diagnostische und quantitative Limits der ⁶⁸Ga-PSMA Prostata PET/MRT

M. Lindemann¹, W. Jentzen², A. Moraitis², A. Küper², D. Kersting², P. Fragoso Costa², H. Quick¹

¹Universitätsklinikum Essen, Hochfeld- und Hybride MR-Bildgebung, Essen, Deutschland

²Universitätsklinikum Essen, Klinik für Nuklearmedizin, Essen, Deutschland

Einleitung

Gallium-68-PSMA (⁶⁸Ga-PSMA) wird als PET-Radiotracer für die Diagnostik und Therapieplanung in Patienten mit Prostatakarzinom eingesetzt. Kleine Tumorgrößen und geringer Radiotracer-Uptake sind dabei klinisch anspruchsvolle Bedingungen für die sichere Detektion und akkurate Quantifizierung in z.B. kleinen Lymphknoten-Metastasen. Ziel der Studie war die systematische Evaluation von Akquisitionsbedingungen für eine zuverlässige Tumordetektion und -quantifizierung mittels PET/MRT bei geringem ⁶⁸Ga-Uptake und kleiner Tumorgröße im klinischen Kontext der Diagnostik und Radionuklidtherapie-Planung von Patienten mit Prostatakarzinom.

Material & Methoden

NEMA Phantommessungen (9,7 – 3,7 mm Kugeldurchmesser) wurden mit dem 3-Tesla Siemens Biograph mMR PET/MRT durchgeführt. Es wurden PET-Daten für drei verschiedene Aktivitätskonzentrationen (AK; 22,0 kBq/ml, 2,75 kBq/ml und 0,35 kBq/ml) akquiriert und jeweils für zwei klinisch relevante Emissionszeiten rekonstruiert: eine kurze Ganzkörper-Aufnahme (4 min pro Bettposition) und eine lange Einzelaufnahme des Beckens (40 min). In allen Bildrekonstruktionen wurde die Kugelsichtbarkeit visuell bestimmt. Die mit dem Partial-Volumen-Effekt korrigierten Kugel-AK (Oversize-Verfahren) wurden ermittelt und das Verhältnis zur wahren Kugel-AK berechnet.

Ergebnisse

In Abbildung 1 sind die Ergebnisse zusammengefasst. Die kleinste Kugel (3,7 mm) ist nur unter besten Akquisitionsbedingungen zu sehen (22 kBq/ml und 40 min Akquisitionszeit). In der kurzen Ganzkörper-Aufnahme ist bei 0,35 kBq/ml keine Kugel mehr detektierbar. Über 2,75 kBq/ml können alle sichtbaren Kugeln auch sicher quantifiziert werden (Abweichung <20%). Bei kleineren AK und Kugeldurchmesser kleiner als 9,7 mm weicht das Verhältnis zur wahren AK um mehr als 30% ab und liefert damit keine akzeptable Quantifizierung mehr.

Zusammenfassung

Unter klinisch anspruchsvollen Bedingungen mit geringem ⁶⁸Ga-Uptake und kleiner Tumorgröße können alle Kugeln ≥ 6,5 mm über 2,75 kBq/ml auch in einem kurzen Ganzkörper-PET/MRT Protokoll detektiert und akkurat quantifiziert werden. Für eine sichere Diagnostik kleinerer Tumoren müssen längere Einzelbett-PET/MRT Protokolle genutzt werden.

Anhang 1

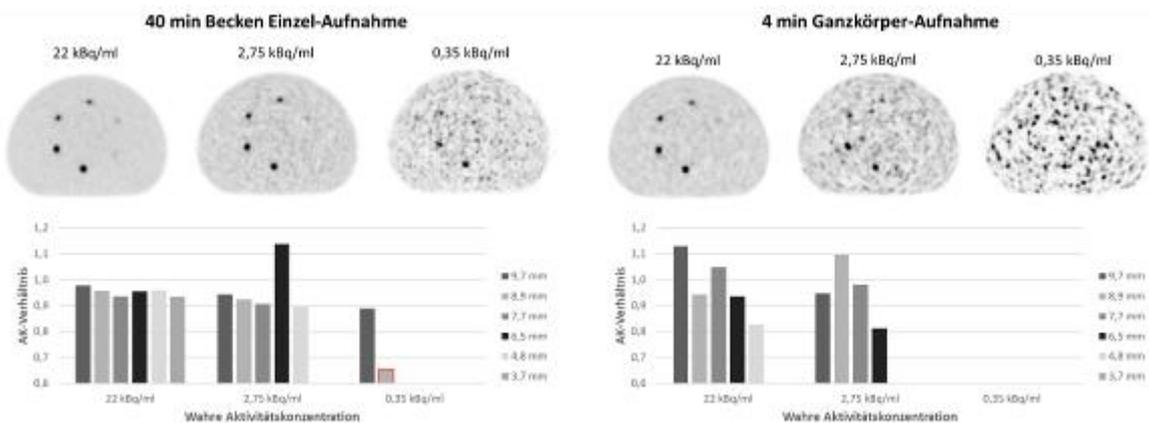


Abb.1: PET-Bilder von drei verschiedenen AK-Werten für eine lange Becken-Aufnahme (links) und eine kurze Ganzkörper-Aufnahme (rechts) und korrespondierende AK-Verhältnisse sichtbarer Kugeln sind illustriert. Kugeln, die keine verlässliche Quantifizierung aufweisen, sind im Balkendiagramm rot markiert.

PS10.02 Rückbau der Nuklearmedizin des Klinikums der Landeshauptstadt Stuttgart gKAÖR

J. Schneider¹, B. Brückner¹, F. Ambos², S. Staubus³

¹Safetec GmbH, Nuclear Cosultancy & Solutions, Heidelberg, Deutschland

²SPIE SAT GmbH, Worms, Deutschland

³Klinikum der Landeshauptstadt Stuttgart gKAÖR, Abteilung für Medizinische Physik und Strahlenschutz Katharinenhospital, Stuttgart, Deutschland

Einleitung

Im Rahmen des groß angelegten Neubauprojekts „Katharinenhospital“ des Klinikums der Landeshauptstadt Stuttgart gKAÖR werden bestehende Gebäude durch moderne Neubauten ersetzt. Besonders anspruchsvoll war der Rückbau der ehemaligen Nuklearmedizin-Bereiche, einschließlich der Kontrollbereiche, welche radioaktive Labore, Behandlungsräume, Stationseinrichtungen sowie Abwasser-, Abluft- und Abklinganlagen umfassten. Vor den konventionellen Rückbaumaßnahmen mussten diese Bereiche gemäß § 35 bzw. § 36 StrlSchV ordnungsgemäß freigegeben und aus der Strahlenschutzüberwachung entlassen werden. Die ARGE Safetec GmbH / Spie SAT GmbH übernahm die verantwortungsvolle Aufgabe, den Rückbau sämtlicher Kontrollbereiche sowie deren Inventar durchzuführen und ingenieurtechnisch zu begleiten. Besonders herausfordernd war, dass aufgrund des engen Zeitrahmens sowohl der Rückbau der konventionellen Strukturen als auch der Rückbau der nuklearmedizinisch genutzten Räumlichkeiten parallel durchgeführt wurde, was eine präzise Koordination zwischen den Gewerken erforderte.

Material & Methoden

Um eine Freigabe der Kontrollbereiche gemäß StrlSchV zu erlangen, waren zunächst umfangreiche Demontagemaßnahmen erforderlich, die nicht nur die Kontrollbereiche selbst, sondern auch das weit verzweigte Netz an Lüftungs- und Abwasserleitungen sowie die Abklinganlagen umfassten. Doch nicht nur die Demontage stellte eine Herausforderung dar. Auch aus ingenieurtechnischer Sicht war das Projekt anspruchsvoll: Aufgrund beengter Platzverhältnisse und sich ändernder Anforderungen mussten die ursprünglichen Pläne und Konzepte flexibel angepasst werden. Trotz der kurzen Halbwertszeiten der in der Nuklearmedizin genutzten Nuklide bestand die Möglichkeit, dass Verunreinigungen langlebiger Nuklide vorhanden waren. Während diese in der regulären Nutzung der Nuklearmedizin von geringer Relevanz waren, wurden sie im Kontext des Rückbaus zu einem entscheidenden Faktor.

Ergebnisse

Angesichts der radiologischen Gegebenheiten entwickelte die ARGE Safetec GmbH / Spie SAT GmbH maßgeschneiderte Rückbau-, Mess- und Freigabekonzepte, die exakt auf die Anforderungen der StrlSchV zugeschnitten und mit der zuständigen Behörde abgestimmt waren, um die Freigabebescheide für die Kontrollbereiche und das demontierte Material zu erhalten.

Zusammenfassung

Dieser Beitrag gibt einen detaillierten Überblick über die Herausforderungen beim Rückbau der Nuklearmedizin-Bereiche sowie die Entwicklung und Umsetzung der spezifischen Freigabekonzepte.

PS10.03 Method validation to evaluate the effects of x-ray radiation on zebrafish embryo development

E. Tarakci^{1,2,3}, A. Grebinyk^{1,2}, S. Aminzadeh Gohari^{1,2}, D. Villani¹, N. Aftab¹, Z. Amirkhanyan¹, D. Dmytriiev¹, M. Frohme², M. Groß¹, F. Hausmann⁴, Y. Komar^{1,2,3}, M. Krasilnikov¹, X. Li¹, Z. Lotfi¹, A. Oppelt¹, C. Richard¹, F. Riemer¹, O. Schaede⁵, C. Schulze⁶, F. Stephan¹, I. Tinhofer-Keilholz⁴, G. Vashchenko¹, S. Worm¹

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Photoinjektor Teststand in Zeuthen, Zeuthen, Deutschland

²Technische Hochschule Wildau, Molekulare Biotechnologie und Funktionelle Genomik, Wildau, Deutschland

³Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

⁴Charité – Universitätsmedizin Berlin, Department of Radiation Oncology and Radiotherapy, Berlin, Deutschland

⁵Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Zentrale Elektronik Werkstatt in Zeuthen, Zeuthen, Deutschland

⁶Technische Hochschule Wildau, Biosystemtechnik/Bioinformatik, Wildau, Deutschland

Einleitung

Zebrafish (*Danio rerio*) embryos are a well-recognized model organism for assessing toxicological effects due to their approximately 70% genetic similarity to humans, rapid development, and transparent embryonic stages. Investigating toxic effects in zebrafish embryos provides valuable insights into effects of cancer treatment on normal tissue. In this project, we focus on the use of X-ray radiation as a toxicity inducer to identify potential developmental disruptions in zebrafish embryos. The project is conducted within the R&D platform FLASHlab@PITZ, a collaboration between the Photo Injector Test Facility at DESY in Zeuthen (PITZ), Technical University of Applied Sciences Wildau, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Max-Delbrück Center (MDC) in the field of radiation biology and therapy. The initial phase focuses on optimizing and validating embryo handling and toxicity assessment methods, serving as foundation for future studies comparing ultra-high dose rate (UHDR) electron radiation with conventional X-ray radiation. The final goal is to advance radiation-based therapies and validate the potential for healthy tissue-sparing effect with UHDR electron radiation.

Material & Methoden

Wild-type AB zebrafish, has been successfully established and maintained in our facility with optimal housing conditions. Breeding rate was assessed using a standardized male-to-female ratio of 3:6. We plan to collect zebrafish embryos at 5 and 24 hours post fertilization (hpf) and expose to X-ray radiation under standardized conditions. Exposure parameters, including dose, intensity, and duration, will be calibrated to ensure reproducibility and controlled experimental conditions. We will then assess toxicological endpoints by measuring spinal length and identifying spinal curvature abnormalities using imaging techniques. Additional developmental parameters, such as heart rate, mortality, and hatching rate, will be monitored daily through 5 days post-fertilization (dpf). A T-test will be performed to assess the effects of X-ray radiation on the development of zebrafish embryos and identify potential toxicological impacts.

Ergebnisse

We anticipate that X-ray exposure will lead to dose-dependent alterations in the biological development of zebrafish embryos. Specifically, we expect a clear correlation between increasing radiation exposure and the occurrence of structural anomalies.

Zusammenfassung

The anticipated results will help establish zebrafish embryos as a model for studying the toxicological effects induced by X-ray radiation. Upon completion of the experiment, the findings are expected to offer insight into the toxicological effects of X-ray exposure during early zebrafish development. These results are set to provide a foundation for future research into the effects of ultra-high dose rate (UHDR) electron radiation. Additionally, the developed protocols should offer advancements in radiation-based therapies with emphasis on normal tissue protection.

PS10.04 Entwurf und Validierung eines Kleintier Hyperthermie Applikators

B. Kahlert¹, C. Bert¹, M. Wadepohl², M. Rückert^{3,4}, R. Fietkau³, U. S. Gaipl^{3,4}, B. Frey^{3,4}

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Medizinische Physik, Erlangen, Deutschland

²Dr. Sennewald Medizintechnik GmbH, München, Deutschland

³Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Translationale Radiobiologie, Erlangen, Deutschland

Einleitung

In der adjuvanten Tumor-Therapie der lokalen Hyperthermie wird der Tumor gezielt auf eine Temperatur zwischen 40-44 °C gebracht, was einen Chemo- und Radio-sensibilisierenden Effekt zu Folge hat. Obwohl der adjuvante Einsatz der Hyperthermie mittlerweile in randomisierten Phase I–III Studien bestätigt wurde, gibt es nach wie vor Lücken in unserem Verständnis. Es besteht nach wie vor Forschungsbedarf beginnend bei der Frage wie sich die optimale Reinform zwischen Hyperthermie und primär Therapie darstellt bis hin zu wie die Hyperthermie genau wirkt in den genaueren Interaktionen zwischen den Zellen und dem Immunsystem.

Material & Methoden

Um das Durchführen von neuen Kleintier Studien im Bereich der Oberflächen-Hyperthermie zu vereinfachen wurde ein 3D druckbarer Applikator für Mikrowellen basierte Kleintier Hyperthermie entwickelt (Abb. 1). Der Applikator nutzt die interstitielle MA-251 Antenne in Kombination mit dem klinischen BSD-500 Gerät (je Pyrexar/Sennewald, XXX). Der Applikator wurde anhand vier toter Mäuse zu insgesamt 22 individuellen Experimenten validiert. Für die Validations-Experimente wurden zwei mit einem Arduino ausgelesenen BSD Temperatursensoren in der Maus implantiert. Einer der Sensoren wurde als Tumor Surrogat direkt unter der Haut platziert. Während der Experimente wurde ein Durchlauf-Erheizungs-System genutzt, um die Treatment Couch der Maus zu heizen. Für jedes der Experimente wurde der gesamte Applikator in einem CT abgebildet, um die Positionierung der Antenne und der Sensoren bestimmen zu können.

Ergebnisse

Die rein visuelle Positionierung des Applikators war im Mittel 2.3 mm genau und in allen Experimenten wurden therapeutische Temperaturen im Tumor Surrogat Temperatursensor erreicht. Einem Fit nach liegt die maximale zu erwartende Temperatur an der Antennenspitze bei unter 43°C, welche aber nicht direkt auf der Haut aufliegt (siehe Abb. 2). Die Therapeutische Zone erstreckt sich nach demselben Fit mit 95% Konfidenz in einem Bereich von 6,2 mm bis 19,4 mm unter der Haut.

Zusammenfassung

Es war möglich einen 3D druckbaren Applikator zu entwickeln mit welchem einfach und für das Tier sicher Mikrowellen-basierte Hyperthermie durchführbar ist. Es wurden therapeutische Temperaturen allein durch visuelle Positionierung erreicht und mit einem einzigen Kontrollsensor im Applikator selber, wodurch keine Implantation in der Maus nötig ist.

Anhang 1

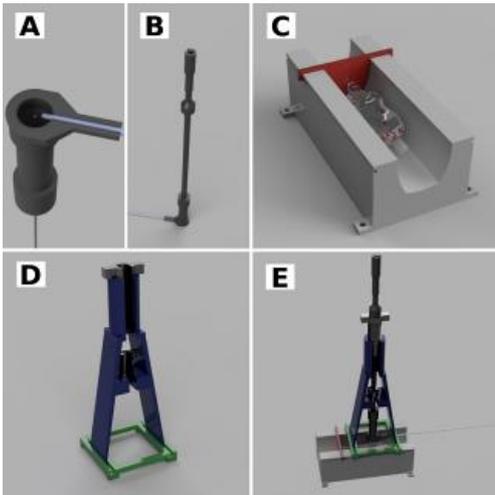


Abb.1: Design des entwickelten 3D druckbaren Applikator. Eine schützende Hülle umgibt die Antenne und verhindert deren Bewegung oder Verformung B). Am Ende der Schutzhülle ermöglicht eine gel-gefüllte Kammer Koppelung von Antenne zu Gewebe und vermeidet gleichzeitig direkten Kontakt der beiden A). Die Maus ruht während der Behandlung auf einer U-förmigen Lagerung, welche über ein Wasserbad zusätzlich als Heizplatte genutzt werden kann C). Ein bewegbarer Schlitten hält die Antennenhülle fest und ermöglicht genaues positionieren D, E).

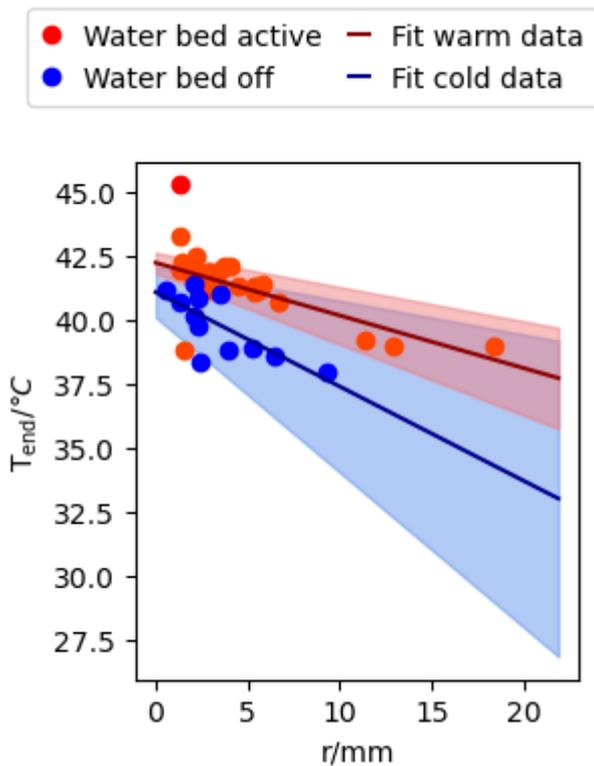


Abb.2: Erreichte Tumor Surrogat Temperatur in Abhängigkeit von der Distanz zur Antenne-spitze

Bestrahlungsplanung und IGRT

AS07.02 Kalibrierung und klinische Einführung des Halcyon-Hypersight-Systems als Planungs-CT-Ersatz

F. Kamp¹, A. Moussaoui¹, A. Vasquez-Torres¹, A. Paul¹, G. Altenstein¹, H. Dapper¹, E. Fokas¹, S. Neppi¹

¹Uniklinikum Köln, Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Einleitung:

Die Hypersight-CBCT-Bildgebungsoption der Firma Varian ermöglicht schnelle und präzise Bildgebung am Halcyon-Beschleuniger. Durch den Einsatz von z.B. neuen Korrekturalgorithmen, einem Streustrahlenraster und iterativer Rekonstruktion ist die Bildqualität und HU-Genauigkeit vergleichbar mit einem herkömmlichen Planungs-CT. Ziel der Arbeit war es, die CBCT-Bildgebung für die Bestrahlungsplanung nutzbar zu machen und während des Austausches des Planungs-CTs über 9 Wochen als temporären Ersatz zu betreiben.

Material & Methoden:

Die Hypersight-Bildgebung wurde an beiden Halcyons (Version 4.00.0122) der Abteilung kalibriert und für den klinischen Einsatz vorbereitet. Hierzu wurden HU-zu-Elektronendichte-Kalibrierkurven mithilfe des „Gammex Tissue Characterization Phantoms“ (Gammex, Model 467) aufgenommen und für verschiedene Aufnahmeprotokolle und Rekonstruktionsalgorithmen verglichen. Die klinischen Arbeitsabläufe wurden festgelegt und Ausschlusskriterien für Patienten erarbeitet. Im Rahmen der klinischen Routine wurde der Autosegmentierer der Firma MVision für die Konturierung der Risikoorgane verwendet. Ein Systemtest wurde zur abschließenden Freigabe der Technik durchgeführt.

Ergebnisse:

Das Aufnahmeprotokoll „Pelvis large“ mit den Einstellungen 140 kV und 1055 mAs, dem iterativen Rekonstruktionsalgorithmus „iCBCT Acuros“ und der erweiterten CBCT-Länge wurden für die Bildaufnahmen festgelegt. Das rekonstruierte Bild hat die Größe 57,3 cm x 57,3 cm x 38,2 cm mit einer Auflösung von 0,1051 cm x 0,1051 cm x 0,2 cm. Die Kalibrierkurven der beiden Halcyon Systeme sind im HU-Bereich von Luft bis Knochen im Rahmen der Messgenauigkeit identisch, eine leichte Abweichung ist für den Messwert von Titan zu erkennen (siehe Abb. 1). Insgesamt wurden über 230 Patienten erfolgreich mit den CBCTs als Planungsgrundlage bestrahlt. Lediglich für Patienten mit einer starken Atembewegung des Tumors war das CBCT nicht für die Bestrahlungsplanung verwendbar. Patienten mit einer Zielvolumenlänge größer als 30 cm wurden ausgeschlossen. Zudem wurden für den 9-wöchigen Zeitraum keine CTs in tiefer Einatmung aufgenommen. Die Benutzung des Autosegmentierers war ohne Einschränkung auf den CBCTs möglich (Siehe Beispielpatient in Abb 2).

Zusammenfassung

Die Bildqualität der CBCTs am Halcyon ist geeignet für die Bestrahlungsplanung. Die Hypersight-Bildgebung an beiden Halcyon-Systemen sind so ähnlich, dass eine Kalibrierkurve verwendet werden kann. Das Halcyon-CBCT wurde erfolgreich als Ausfallkonzept für das Planungs-CT etabliert und bietet die Möglichkeit schneller adaptiver Umplanung ohne Planungs-CT-Termine zu belegen.

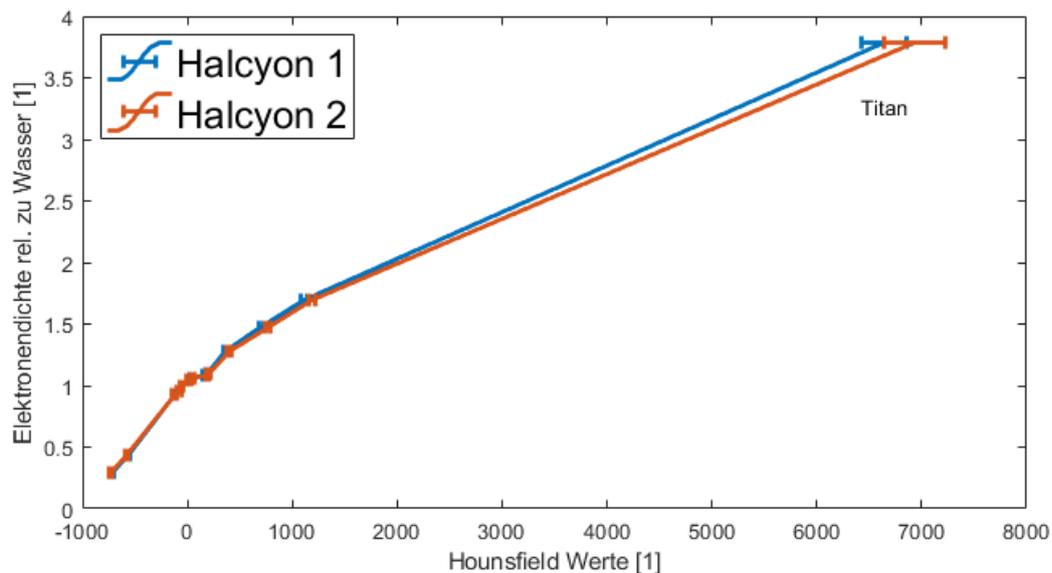


Abb. 1. Ergebnis der Kalibrierung. Elektronendichte zu HU Kurven für die beiden Halcyon-Beschleuniger HC1 und HC2. Fehlerbalken geben die HU Standardabweichung in den Auswerteregionen an.

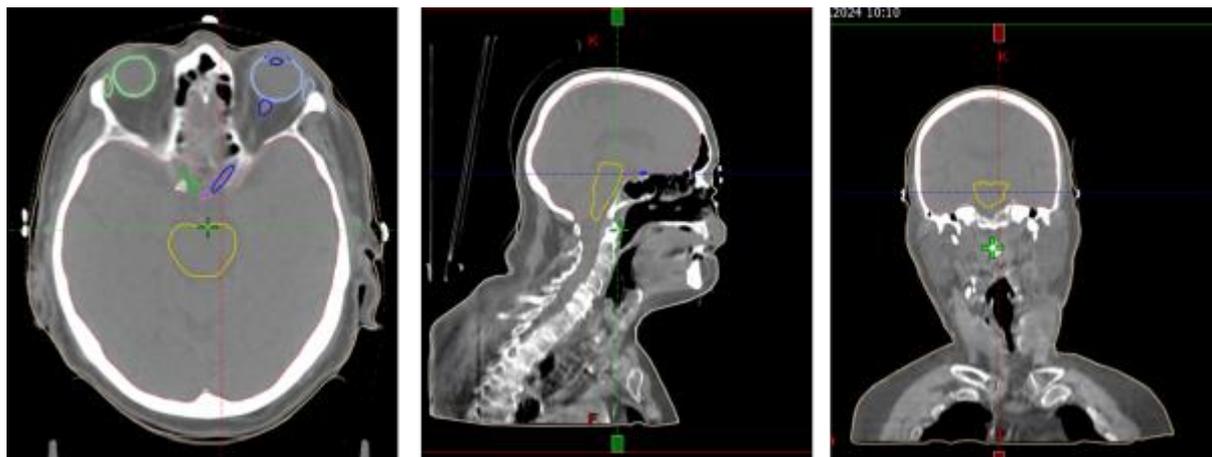


Abb. 2. CBCT-Aufnahmen eines Beispielpatienten mit Tumor im Kopfbereich.

AS07.03 Dosimetrische Bewertung von VMAT-Plänen auf Basis synthetischer, MR-generierter Pseudo-CT-Datensätze für intrakranielle Zielvolumina

S. Alomar^{1,2}, A. Lurtz¹, G. Iancu¹, A. K. Exeli¹, U. Weber^{2,3}, D. Habermehl¹

¹Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie, Gießen, Deutschland

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

³GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

Während die MR-Bildgebung ein wichtiges Hilfsmittel bei der Zielvolumendefinition in der Radiotherapie (RT) darstellt, eignet sie sich aufgrund fehlender Informationen der Elektronendichten nicht für eine direkte Dosisberechnung, weshalb ein zusätzliches Bestrahlungsplanungs-CT (BSP-CT) zwingend erforderlich ist [1]. Bei Patienten ist ein zeiteffizienter Workflow in der RT von essentieller Bedeutung. Mittels eines „MR-Only“-Workflows werden synthetische MR-basierte Pseudo-CT-Datensätze (pCT) erzeugt, wodurch ein zusätzliches BSP-CT hinfällig wird und ein früherer Behandlungsstart realisierbar ist [2]. Diese Arbeit untersucht die Abweichungen der Hounsfield-Einheiten (engl. HU) für kraniale pCT-Datensätzen sowie die daraus resultierenden Auswirkungen auf die Dosisverteilung von VMAT-Bestrahlungsplänen.

Material & Methoden

Es wurden 20 Patienten mit intrakraniellen VMAT-Bestrahlungsplänen und verfügbaren 3D-korrigierten, T1-gewichteten MR-Bilddatensätzen retrospektiv analysiert. Basierend auf den MR-Datensätzen wurden mit Hilfe der Software ART-Plan (*TheraPanacea*TM, Paris, Frankreich) pCT-Datensätze generiert. Die HU-Werte wurden für vordefinierte Strukturen im Hirngewebe sowie im Schädelknochen im Bestrahlungsplanungssystem *Pinnacle*³® (Philips Healthcare, Amsterdam, Niederlande) ermittelt. Zur Untersuchung der Auswirkungen auf die Dosisverteilung wurde für jeden pCT-Datensatz der entsprechende reale CT-Datensatz mithilfe von DynamicPlanning automatisch rigide registriert. Anschließend wurde der ursprüngliche Bestrahlungsplan auf den pCT-Datensatz übertragen und eine Dosisneuberechnung durchgeführt.

Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen eine systematische Unterschätzung der HU-Werte für die pCT (Abb. 1). Die durchschnittliche HU-Wert-Abweichung im pCT beträgt -10 HU im Hirngewebe und -310 HU im Schädelknochen. Hinsichtlich des Einflusses auf die Dosisverteilung zeigt sich für die $D_{99\%}$ der PTVs (Dosis in 99% des Volumens) die relevanteste mittlere Abweichung von etwa -2.1% (Abb. 2).

Zusammenfassung

Diese Arbeit zeigt für MR-basierte pCT-Datensätze im kranialen Bereich durchschnittliche Abweichungen der HU-Werte im Hirngewebe von -32% und -27% im Schädelknochen, woraus sich Unsicherheiten in einem Bereich von $\pm 5\%$ hinsichtlich der Dosisverteilung bei VMAT-Bestrahlungsplänen ergeben. Ziel weiterer Arbeiten stellt die Reduktion der HU-Wert-Abweichungen dar.

Anhang

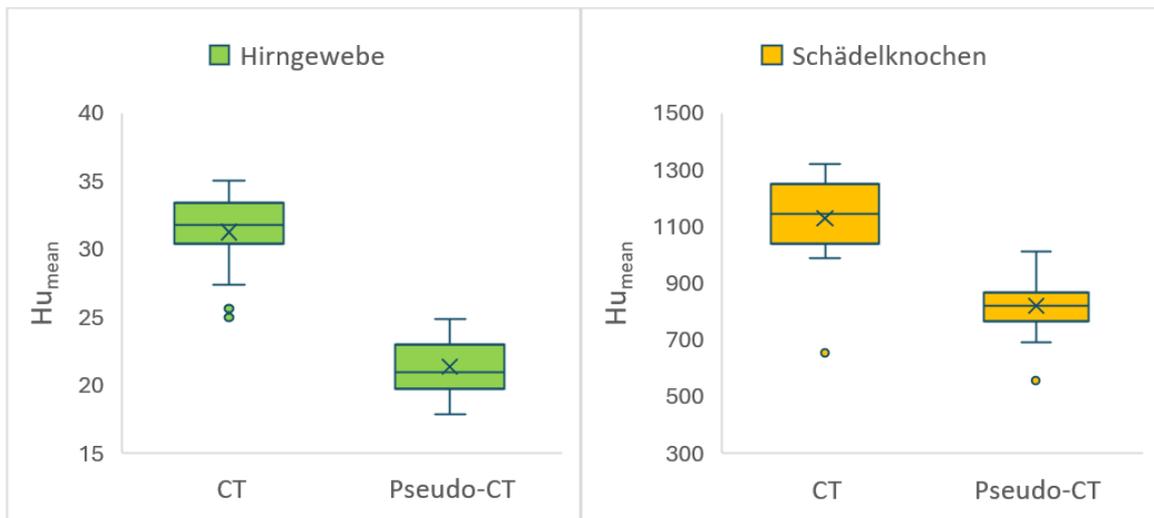


Abb. 1: Mittlere HU-Werte für Hirngewebe und Schädelknochen für reelle CT- und MR-basierte Pseudo-CT-Datensätze. x: Mittelwert. Linie: Median.

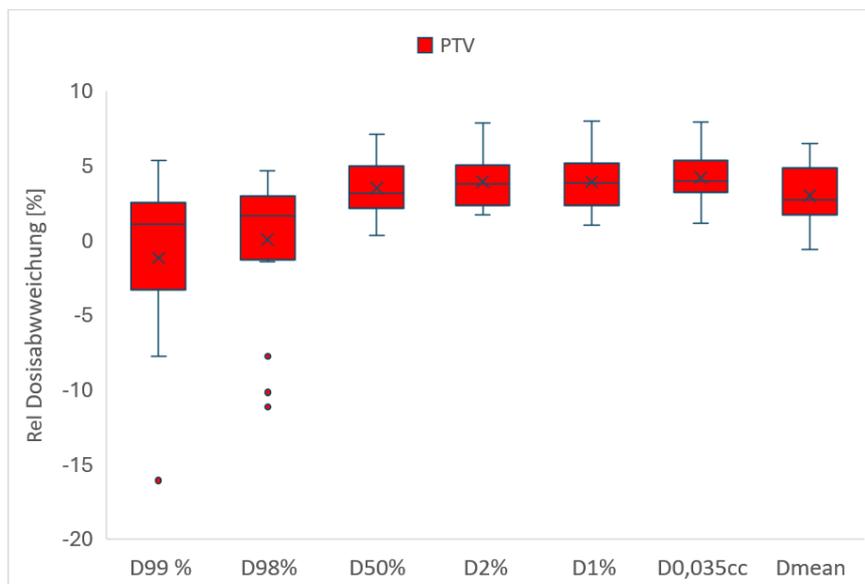


Abb. 2: Relative Abweichung der untersuchten Dosisparameter für das Planning Target Volume (PTV). $D_{x\%}$: Dosis in $x\%$ des Volumens. $D_{0,035cc}$: Dosis in 0.035 cm^3 des Volumens. x: Mittelwert. Linie: Median.

Referenzen

- [1] H. Chandarana et al., "Emerging role of MRI in radiation therapy," *Journal of magnetic resonance imaging*, 2018.
- [2] A. M. Owangi et al., "MRI-only treatment planning: benefits and challenges," *Physics in medicine and biology*, 2018.

AS07.04 Entwicklung eines Cluster-Algorithmus zur automatischen Berechnung der lokalen Lungenmodulationsstärke

J. Stolzenberg^{1,2}, M. Witt^{1,2,3}, U. Weber^{2,4,5}, S. Adeberg^{1,3}, K. S. Baumann^{1,2,3,5}

¹Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Department for Radiotherapy, Marburg, Deutschland

²Technische Hochschule Mittelhessen, Institute of Medical Physics and Radiation Protection, Gießen, Deutschland

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

⁴GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

⁵LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), TH Mittelhessen, Gießen, Deutschland

Einleitung

In der Partikeltherapie führt die heterogene Struktur des Lungengewebes zu einer Verbreiterung des Bragg Peaks, dem sogenannten Lungenmodulationseffekt. Dieser Effekt wird durch die Modulationsstärke P_{mod} beschrieben [1]. Aktuell wird der Lungenmodulationseffekt in der klinischen Dosisberechnung nicht berücksichtigt, was zu Dosisunsicherheiten führt. Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Bestrahlungsplanungsmoduls, das patientenindividuell P_{mod} auf Basis klinischer Bestrahlungsplanungs-CTs bestimmen und so die Lungenmodulationseffekte in der Planung berücksichtigen kann. Damit soll es in Zukunft möglich sein, den Lungenmodulationseffekt in die Dosisberechnung von Bestrahlungsplanungssystemen einzubeziehen.

Material & Methoden

In einer Vorarbeit wurde ein Modell entwickelt, um anhand einer Histogrammanalyse der Grauwerte des Lungengewebes die Modulationsstärke zu bestimmen [1]. Dieses Modell wurde basierend auf einem Cluster-Algorithmus in MatLab Version R2024a implementiert. Für jedes Voxel innerhalb der Lunge wurde ein Histogramm der Grauwerte dieses und der umgebenden Voxel mit einer Normalverteilung gefittet. Aus den Parametern der Normalverteilung lässt sich P_{mod} ableiten. Die Menge der umgebenden Voxel, die für die Analyse verwendet wurde, betrug $10 \times 10 \times 10$ Voxel. Dieses Modell wurde beispielhaft für ein CT eines Lungenkrebspatienten angewendet. Für erste Robustheitsanalysen wurden fünf weitere Clustergrößen zwischen $7 \times 7 \times 7$ Voxeln und $12 \times 12 \times 12$ Voxeln analysiert.

Ergebnisse

Die Ortsverteilung von P_{mod} in einer beispielhaften Axialebene ist in Abb. 1 dargestellt. Die Verteilung von P_{mod} spiegelt die grobe Struktur der Lunge wider.

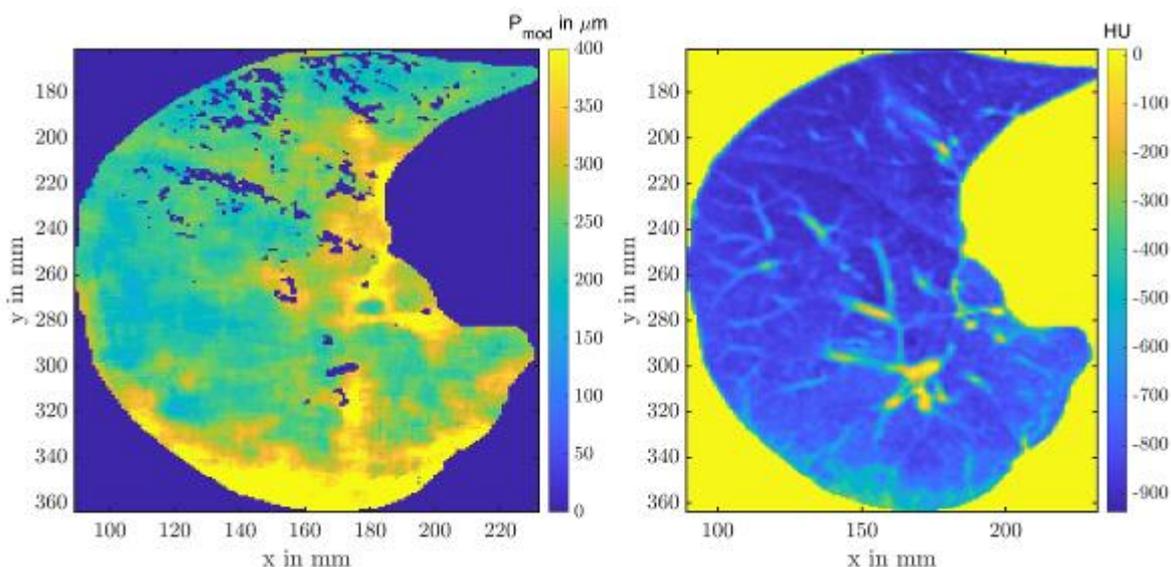


Abb.1: Verteilung der P_{mod} (links) und HU Werten (rechts) für einen beispielhaften Schnitte des linken Lungenflügels für eine Clustergröße von $10 \times 10 \times 10$ Voxeln.

Abb.2 zeigt die Histogramme von P_{mod} innerhalb des linken Lungenflügels. 95% der P_{mod} Werte liegen im Bereich von 115-409 μm bei einer Clustergröße von $10 \times 10 \times 10$ Voxeln. Verglichen mit anderen Clustergrößen zeigen sich randomisiert verteilte lokale Unterschiede bis zu 30 %.

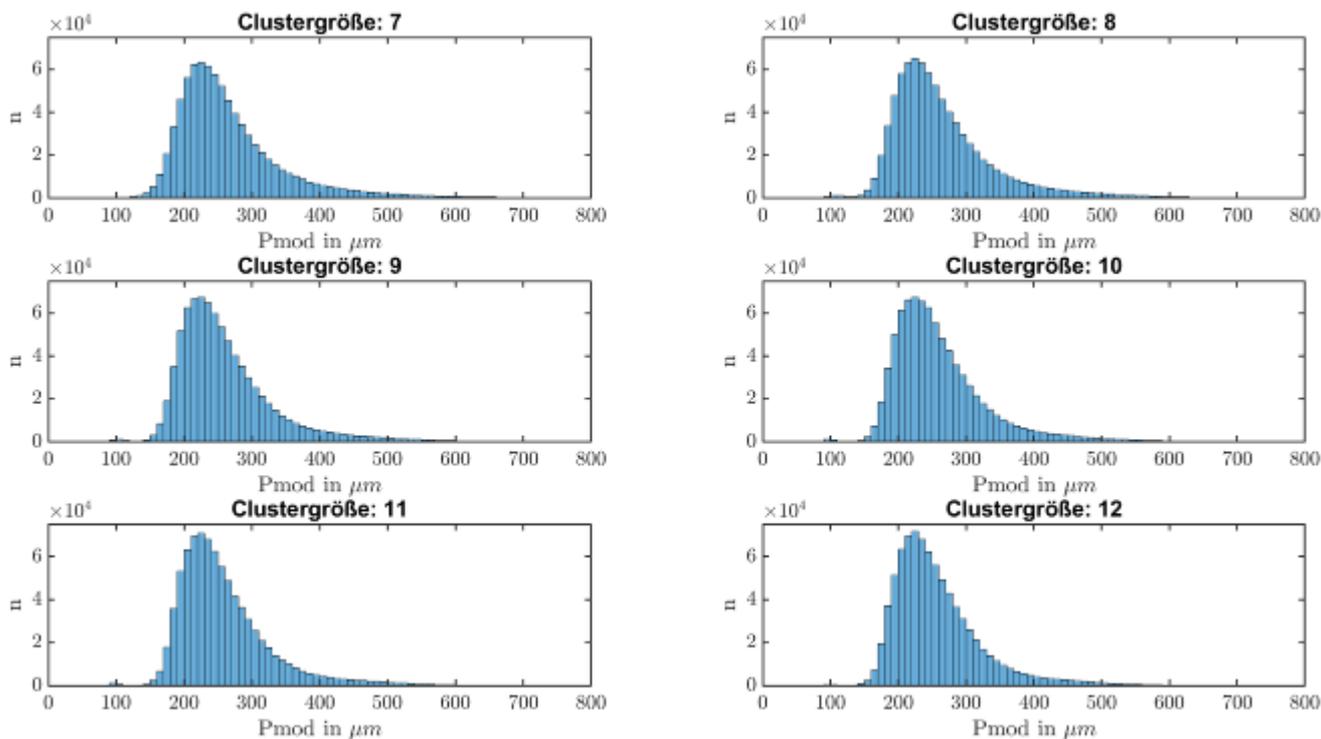


Abb.2: Histogramm aller P_{mod} des linken Lungenflügels für verschiedene Clustergrößen.

Zusammenfassung

Die Entwicklung und erste Robustheitsanalysen des Cluster-Algorithmus zur Berechnung von lokalen P_{mod} sind erfolgreich gewesen. Um den Einfluss der unterschiedlichen lokalen P_{mod} auf die Dosis zu untersuchen, wird die Integration des Cluster-Algorithmus in ein Bestrahlungsplanungssystem benötigt. Dadurch kann die Robustheit des Algorithmus anhand der Dosisunterschiede quantifiziert werden.

Literatur

[1] Flatten, Veronika; Michael Burg, Jan; Witt, Matthias; Derksen, Larissa; Fragoso Costa, Pedro; Wulff, Jörg et al. (2021): Estimating the modulating effect of lung tissue in particle therapy using a clinical CT voxel histogram analysis. In: *Physics in medicine and biology* 66 (18), S. 185002. DOI: 10.1088/1361-6560/ac176e.

AS07.05 Erstellung patientenspezifischer Lungenblöcke für TBI mithilfe von 3D-Druck und Wolframkügelchen

B. Grätz¹

¹Uniklinik RWTH Aachen, Institut für Radioonkologie und Strahlentherapie, Aachen, Deutschland

Einleitung

Besonders bei Ganzkörperbestrahlung (TBI) mit Verschreibungsdosen von >8 Gy ist es entscheidend eine Schonung der Lungen zu gewährleisten. Trotz der Fortschritte in individuell geplanten VMAT- oder Tomotherapie-Techniken, nutzen viele Zentren weiterhin robuste, simple Methoden, die jedoch mit der Herstellung von individuell angepassten Lungenblöcken einhergehen [1].

In dieser Arbeit wird eine sowohl zeit- als auch kosteneffiziente sowie hochpräzise und giftstofffreie Methode zur Herstellung von individuell angepassten Lungenblöcken mithilfe von 3D-Druck präsentiert. Angelehnt an die Methodik von Capaldi et al. [2] wurde das Verfahren hier weiterentwickelt, an den eigenen klinischen Workflow angepasst und durch weiterführende Messungen auf klinische Einsatzfähigkeit geprüft.

Material & Methoden

Im Zuge des klinischen Workflows einer TBI mit Lungenblöcken wird zunächst ein Ganzkörper-CT des Patienten erstellt. Auf diesem wird im Planungssystem der zu schonende Teil der Lungen von einem Facharzt konturiert. Anschließend erstellt ein eigens konzipiertes MATLAB-Skript aus dieser Kontur ein 3D-Modell des Lungenblocks mit anpassbarer Wandstärke und Innenhöhe. Dieses Modell wird im Slicing-Programm mit einem Füllloch ($\varnothing=5$ mm) versehen und kann schließlich unter einem Winkel von 45° zur Druckfläche als Hohlkörper gedruckt werden. Im Anschluss wird der Block mit Wolfram-Kügelchen mit einem Durchmesser von 1 mm befüllt.

Die dosimetrische Evaluation der neuen Blöcke in der Form von Absorption, Halbwertsbreiten und Varianz fanden sowohl mithilfe eines Wasserphantoms und Schlauchkammer sowie einem Detektorarray statt. Außerdem wurden Durchleuchtungsbilder am C-Bogen zur geometrischen Auswertung erstellt.

Ergebnisse

Es zeigt sich, dass die klinisch häufig eingesetzten Absorptionen von 33% und 50% bei einer Füllhöhe von ca. 9 mm bzw. 16 mm erreicht werden (s. Tab 1). Darüber hinaus ist deutlich, dass die Stärke der Lungenschonung sehr einfach und flexibel über die Füllhöhe eingestellt werden kann. Der Variationskoeffizient im Plateaubereich (vgl. Abb. 2) eines exemplarischen, 3D-gedruckten Patientenlungenblocks beträgt 4,0% verglichen mit 3,6% für das aus Blei gefertigte, klinische Pendant. Die geometrischen Abweichungen zur Kontur im Planungssystem entlang der maximalen Ausmaße (s. Abb. 3) liegen bei 0,2% und 0,7% in Quer- sowie 1,7% und 0,1% in Längsrichtung für den 3D-gedruckten bzw. den aus Blei gefertigten Block. Die Profilerweiterung durch Divergenz in der Thoraxwand kann mit 3,6% in 15 mm Tiefe und 5,6% in 35 mm Tiefe abgeschätzt werden (s. Abb. 4), was in der Erstellung zukünftiger Blöcke berücksichtigt werden kann.

Zusammenfassung

Die hier präsentierte Methode zur Anfertigung von patientenspezifischen Lungenblöcken eignet sich besonders wegen ihrer Simplizität und Flexibilität wie auch auf Basis der Messdaten im Vergleich zur Bleialternative für den klinischen Einsatz. Dabei kann auf die zeitintensiven und gesundheitsgefährdenden Arbeitsschritte der etablierten Herstellung mittels Blei verzichtet werden. Somit vereinfacht die Methode nicht nur den klinischen Workflow einer Hochdosis-TBI in bereits praktizierenden Kliniken sondern ermöglicht ebenfalls den Einsatz für Kliniken ohne Möglichkeit zur Bleiblockerherstellung.

Anhang 1



Abb.1: Druck des Lungenblocks als Hohlkörper unter 45°

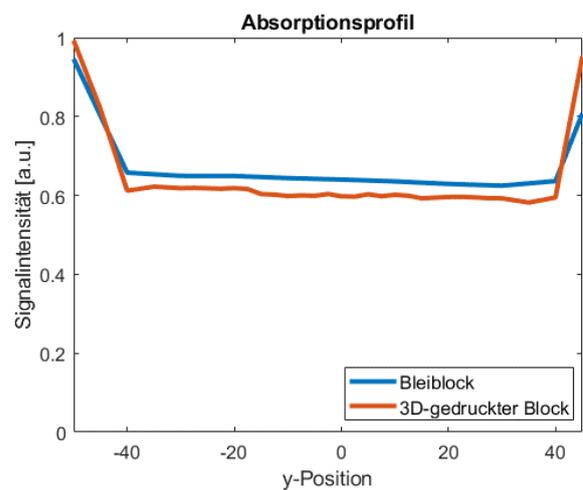
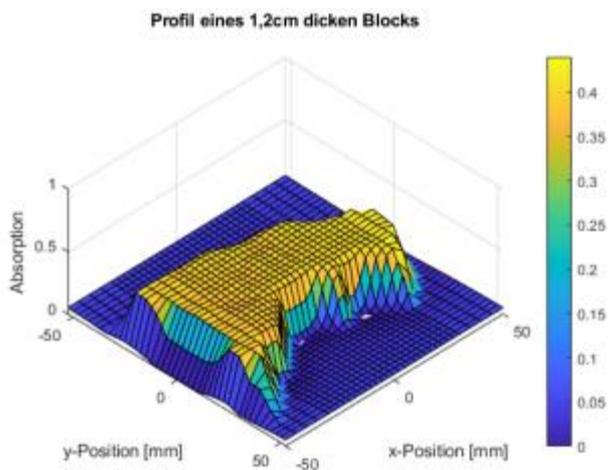


Abb.2: 2D-Absorptionsprofil des exemplarischen gedruckten Blocks (links) und Vergleich zwischen diesem und dem Bleipendant in 1D (rechts)

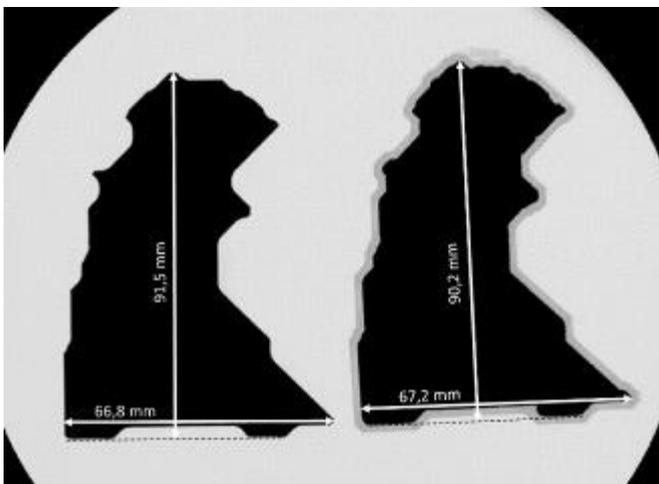


Abb.3: C-Bogen Aufnahme des aus Blei gefertigten (links) und 3D-gedruckten (rechts) Blocks

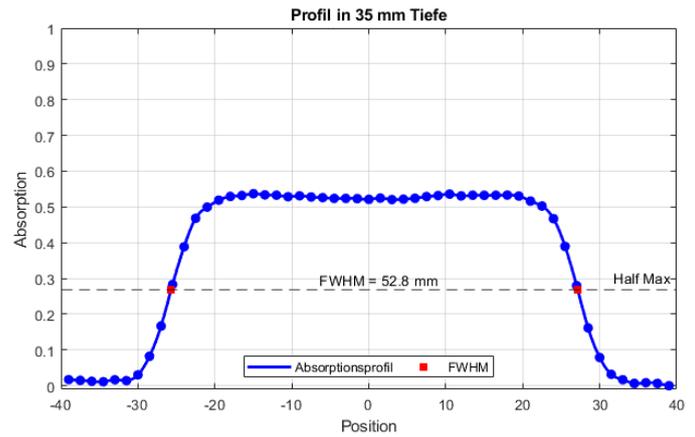
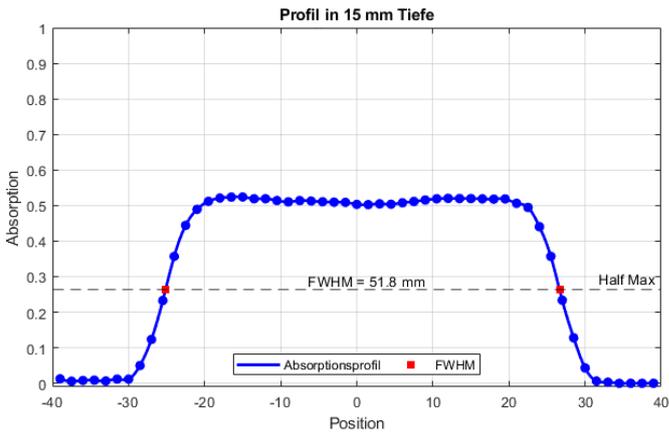


Abb.4: Divergenz des Blockprofils des 5cmx5cm-Testblocks im Wasserphantom

Anhang 2

Füllhöhe [mm]	Absorption \pm STD
9	34,1 \pm 1,1%
10	40,1 \pm 0,5%
11	40,4 \pm 0,5%
12	42,7 \pm 0,7%
13	45,0 \pm 0,8%
14	46,7 \pm 0,7%
16	51,4 \pm 0,6%
18	54,1 \pm 0,7%

Tab. 1: Durchschnittliche Absorption in einem 4cmx4cm-Bereich eines 5cmx5cm-Testblocks

Literatur (falls vorhanden)

- [1] L. Heuchel, S. Garbe, A. Lühr und M. Shariff, „Large-field irradiation techniques in Germany: A DGMP Working Group survey on the current clinical implementation of total body irradiation, total skin irradiation and craniospinal irradiation,“ *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 2024.
- [2] D. P. I. Capaldi, „Tungsten Filled 3-Dimensional Printed Lung Blocks for Total Body Irradiation,“ *Practical Radiation Oncology*, Bd. 14, Nr. 3, 2024.

AS07.06 KI-gestützte Echtzeit-Verfolgung der Leber auf Röntgenbildern: Eine Proof-of-Concept-Studie auf DRR-Sequenzen

D. Radonic¹, T. J. Blöcker¹, L. Huang¹, P. Freislederer², E. Lombardo¹, C. Wei¹, V. F. da Silva Mendes¹, C. Belka^{1,3,4}, S. Corradini¹, M. Riboldi⁵, G. Landry¹, C. Kurz¹

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

²Brainlab AG, München, Deutschland

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

⁴Bayerisches Zentrum für Krebsforschung (BZKF), München, Deutschland

⁵Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Lehrstuhl für Experimentalphysik - Medizinische Physik, Garching b. München, Deutschland

Einleitung

Röntgenfluoroskopie stellt eine schnelle und breit zugängliche Möglichkeit dar, interne Bewegungen in Echtzeit zu erfassen, leidet jedoch im Abdominalbereich unter einem eingeschränkten Weichteilkontrast, was eine genaue Zielerfassung erschwert. In diesem Beitrag werden Methoden untersucht, um auf stereoskopischen Röntgenbildern interne Surrogatstrukturen markerlos zu erfassen. Dabei wird unter Einsatz anatomischer Vorkenntnisse und Deep-Learning (DL) basierter Auto-Segmentierungsmodelle exemplarisch die Leber in Echtzeit verfolgt, um eine adaptive Steuerung der Strahlentherapie zu ermöglichen.

Material & Methoden

Um einen Datensatz von abdominalen Röntgenbildern zu simulieren, wurden CTs zu digitalen rekonstruierten Röntgenbildern (DRRs) projiziert. Hierbei wurde die Geometrie des stereoskopischen Röntgensystems ExacTrac Dynamic (Brainlab AG, München, Deutschland) nachgestellt. Projizierte Bewegungsphasen eines 4DCTs stellten eine zeitliche Sequenz von DRRs (tDRR) dar, die eine Fluoroskopie simulierten. Referenz-Leberkonturen stammten von DRR-Projektionen der durch TotalSegmentator [1] automatisch generierten Leberkonturen auf 3D Planungs-CTs. Daraufhin wurde ein Drei-Kanal nnU-Net [2] trainiert um anhand eines projizierten Planungs-CTs (pDRR) und zugehöriger Leberkontur als zusätzliche Inputkanäle, neue Leberkonturen auf tDRR vorherzusagen (Abb. 1). Die Performance wurde mit einem vortrainierten SAM2 [3] Modell sowie einem DL-basierten Deformationsmodell (TransMorph [4]) verglichen. 93 Planungs-CTs mit zugehörigen 4DCTs wurden für das nnU-Net und TransMorph Training benutzt, 5 weitere zur Validierung aller Modelle. Die Qualität der tDRR-Kontouren wurde durch Dice- und Hausdorff (HD)- Metriken, sowie die Schwerpunktdistanz (Δ COM) beurteilt.

Ergebnisse

Das nnU-Net und TransMorph übertrafen SAM2 auf dem Validierungs-Datensatz in Bezug auf die untersuchten Metriken (Tab. 1). Ihre erzielten Inferenzzeiten unterhalb 40 ms, machen eine Echtzeit-Anwendung möglich.

Zusammenfassung

Es konnte gezeigt werden, dass DL basierte Auto-Segmentierungsmodelle in der Lage sind, die Leber zuverlässig auf Röntgenfluoroskopiebildern in Echtzeit zu verfolgen.

Anhang 1

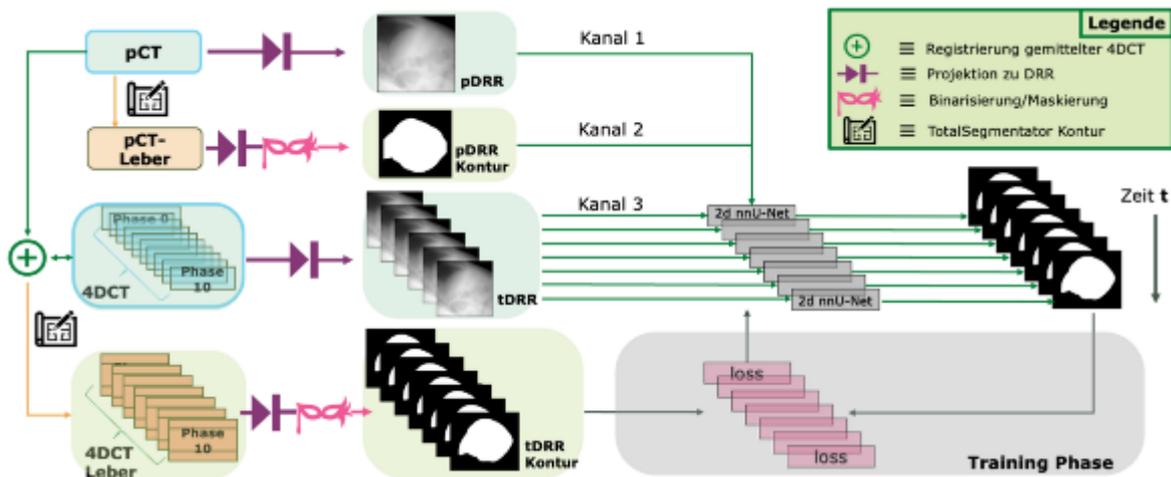


Abb.1: Verarbeitung eines 4DCT Datensatzes zu einer tDRR-Sequenz mit anschließender Eingabe (zusammen mit pDRR und Kontur) in ein Drei-Kanal nnU-Net für die Leber-Segmentierung in Echtzeit.

Anhang 2

Modell	Dice	HD ₉₅ [mm]	HD ₅₀ [mm]	Δ COM [mm]	t [ms]
Unregistriert	0.97 (0.96-0.98)	5.5 (2.5-7.4)	1.2 (0.8-2.2)	1.9 (0.8-3.8)	nan
SAM2	0.98 (0.96-0.98)	4.4 (3.1-6.5)	1.0 (0.7-1.5)	1.4 (0.8-2.3)	235 (235-235)
3-Kanal nnU-Net	0.98 (0.97-0.99)	3.6 (1.9-5.6)	0.7 (0.3-1.0)	0.9 (0.4-1.9)	20 (20-21)
TransMorph2D	0.98 (0.98-0.99)	3.2 (2.0-4.3)	0.5 (0.5-1.0)	0.9 (0.6-1.6)	36 (36-39)

Tab. 1: Vergleich der Auto-Segmentierungsmodelle anhand diverser Metriken. Angegeben sind Median und Interquartilsabstand auf dem Validierungsdatensatz. Die Zeile „Unregistriert“ zeigt Übereinstimmung der pDRR- und tDRR-Konturen ohne Registrierung.

Literatur

1. Akinci D’Antonoli, T., et al. Radiology, 2025. DOI: 10.1148/radiol.241613
2. Isensee, F., et al., arXiv, 2024, DOI: 10.48550/arXiv.2404.09556.
3. Ravi, N., et al., arXiv, 2024, DOI: 10.48550/arXiv.2408.00714
4. Lombardo, E., et al., Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2024. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2024.10.021

Aktuelle Themen zur Dosimetrie in der Nuklearmedizin

FS08.01-04 Aktuelle Themen zur Dosimetrie in der Nuklearmedizin

M. Borowski¹, J. Tran-Gia², B. Sattler³, G. Glatting⁴, J. Kurth⁵

¹Städtisches Klinikum Braunschweig gGmbH, Braunschweig, Deutschland

²University Hospital Würzburg, Würzburg, Deutschland

³Universitätsklinikum Leipzig, Leipzig, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Ulm, Nuklearmedizin, Ulm, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Rostock, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Rostock, Deutschland

Die Nuklearmedizin ist ein hoch dynamisches Fach, welches im Bereich der Theranostik in den vergangenen Jahren zahlreiche Neuerungen hervorgebracht hat. Solche Fortschritte sind durch Betrachtungen der Strahlenexposition von Ziel- und Risikoorganen zu begleiten. Im Rahmen dieser Fachsitzung werden aktuelle Aspekte zur Dosimetrie vorgestellt und diskutiert.

Die Vergleichbarkeit und klinische Anwendbarkeit von Dosimetrie hängt maßgeblich von standardisierten und harmonisierten Verfahren ab. Im Bereich der Radionuklidtherapien wurden in den letzten Jahren zahlreiche europäische Initiativen angestoßen, um die Standardisierung der Dosimetrie voranzutreiben und deren Implementierung in der klinischen Routine zu erleichtern. Eine zentrale Rolle spielt dabei die EANM, die regelmäßig Leitlinien veröffentlicht – etwa zur Durchführung in frühen klinischen Studien oder zur standardisierten quantitativen SPECT/CT. Ein praxisorientierter Enabling Guide sowie eine derzeit in Entwicklung befindliche Akkreditierung für ¹⁷⁷Lu-SPECT/CT ergänzen diese Maßnahmen mit dem Ziel europaweit einheitlicher Qualitätsstandards. Dieser Beitrag gibt einen Überblick über diese Entwicklungen und diskutiert sie im Kontext bestehender struktureller Hürden – insbesondere der wechselseitigen Abhängigkeit von Standardisierung, Zugang und klinischer Implementierung. [Referent: J. Tran-Gia]

Die Dosimetrie von Ziel- und Risikostrukturen ist allgemein sehr aufwändig, was dazu führt, dass diese in der Praxis weniger häufig oder gar nicht durchgeführt wird. Für die Konturierung/Delineation von Risikostrukturen, also Organen und Organsystemen existieren inzwischen gut validierte AI-basierte Methoden, die den manuellen Aufwand erheblich reduzieren können. Für Tumore/Läsionen ist dieser Status noch nicht erreicht. Ebenso in den Anfängen ist der AI-Einsatz beim Fitting der Verläufe von Aktivitätskonzentrationen in Risiko- und Zielstrukturen. Gleiches gilt für die Dosisplanung anhand prätherapeutischer quantitativer Bildgebung mit demselben Liganden/Molekül, markiert aber mit einem Radionuklid für die diagnostische molekulare Bildgebung, häufig PET (z.B. [⁶⁸Ga] Ga-PSMA-617; [¹²⁴I] NaI) aber auch SPECT mit entsprechenden Radionukliden (z.B. [^{99m}Tc] Tc-PSMA-617; [¹²³I] NaI). Es erfolgt ein Überblick über verfügbare Methoden und Werkzeuge begleitet von einem repräsentativen Literaturüberblick [Referent: B. Sattler]

Eine valide Abschätzung der Strahlendosis erfordert neben Messungen Annahmen über die Biokinetik des Radiopharmazeutikums, da in der klinischen Praxis meist nur wenige Zeitpunkte vorliegen. Die Auswahl geeigneter pharmakokinetischer Modelle zur Beschreibung der Zeit-Aktivitäts-Kurve ist entscheidend für eine robuste Berechnung der zeitintegrierten Aktivität, die proportional zur Anzahl der Zerfälle steht. Häufig verwendet werden Summen von Exponential-Funktionen, Kompartimentmodelle und physiologisch basierte Modelle. Die Modellauswahl sollte auf statistischen Kriterien wie dem Akaike Information Criterion (AIC) und biologischer Plausibilität beruhen. Die Quantifizierung von Unsicherheiten ist essenziell, da Schätzungen ohne Vertrauensbereich als unzureichend gelten. Populationsbasierte Verfahren, insbesondere Nonlinear Mixed-Effects-Modelle (NLME), ermöglichen eine vereinfachte individuelle Dosimetrie. Alle diese Aspekte werden vorgestellt und diskutiert. [Referent: G. Glatting]

Die Therapie mit neuen innovativen Radiopharmaka abseits von Radioiod, z. B. [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA Therapie des Prostatakarzinoms, hat eine deutliche Dynamik entwickelt und verschiebt die Anzahl der durchgeführten Therapien. Vor dem Hintergrund der absehbaren Ausweitung des Indikationsspektrums hin zu früheren Stadien der Erkrankungen stellt dies die bestehenden Kapazitäten der nuklearmedizinischen Therapiestationen vor Herausforderungen. Daher wird von einigen Seiten zunehmend das Thema ambulante Durchführung nuklearmedizinischer Therapien diskutiert. Vor diesem Hintergrund gibt der Beitrag einen Überblick zu bestehenden Regelungen und deren Rationale und diskutiert diese vor benanntem Hintergrund. Ein Blick zu Regelungen ins europäische Ausland und derzeit laufenden Initiativen rundet den Vortrag ab. [Referent: J. Kurth]

Strahlentherapie am Auge II

AS08.01 Softwarekonzept zur Optimierung der Bestrahlungsplanung mit Ru-106 Augenapplikatoren

M. Stroth¹, D. Flühs², J. Albrecht¹

¹Technische Universität Dortmund, Dortmund, Deutschland

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

Einleitung

Die Brachytherapie mit Ru-106 Augenapplikatoren ist eine wirksame Methode zur Behandlung okularer Tumoren, basiert jedoch auf einfachen Planungstools, die nur wenige Parameter berücksichtigen und nicht mit den umfassenden Systemen der konventionellen Strahlentherapie vergleichbar sind. Ziel unserer Forschung ist es, eine Softwarelösung zu entwickeln, die eine dreidimensionale Visualisierung der Dosisverteilung ermöglicht und alle relevanten Therapieparameter einbezieht, um den Planungsprozess nachhaltig zu optimieren.

Material & Methoden

Ein generisches Augenmodell, das auf der Basis von Patientendaten individualisiert wird, dient als Grundlage zur Visualisierung und Untersuchung des Einflusses verschiedener Therapieparameter. Dieses Modell wurde in das Monte-Carlo-Programm Geant4 implementiert, um Patientenfallanalysen durch die Erstellung von Dosis-Volumen-Histogrammen und dreidimensionalen Dosisverteilungen zu ermöglichen. Zusätzlich sollen neuronale Netze prospektive Dosisvorhersagen ermöglichen sowie die optimale Applikatorposition und das geeignete Applikatormodell identifizieren.

Ergebnisse

Die Visualisierung des Patientenauges, der dreidimensionalen Dosisverteilungen sowie die Analyse von Dosis-Volumen-Histogrammen ermöglichen eine fundierte Einschätzung der Therapieauswirkungen auf die Tumorkontrolle und den Schutz der Risikostrukturen. Zusätzlich zu diesen Ergebnissen wird das allgemeine Softwarekonzept zur Unterstützung der Therapieplanung bei der Brachytherapie mit Ru-106 Augenapplikatoren vorgestellt.

Zusammenfassung

Die Brachytherapie mit Ru-106 Augenapplikatoren ist eine bewährte Methode zur Behandlung okularer Tumoren. Ein neues Softwarekonzept zur dreidimensionalen Visualisierung und Analyse der Dosisverteilungen wird vorgestellt, um die Therapieplanung zu optimieren und die Nebenwirkungen auf Risikostrukturen zu minimieren.

AS08.02 Entwicklung neuronaler Netze zur Dosisvorhersage in der Ru-106 Brachytherapie okularer Tumoren

A. Bennemann¹, M. Stroth¹, D. Flühs², J. Albrecht¹

¹Technische Universität Dortmund, Dortmund, Deutschland

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

Einleitung

Brachytherapie mit Ruthenium-106 Applikatoren wird als etablierte Behandlungsmethode für okulare Tumoren eingesetzt. Da keine kommerziell erhältliche Softwarelösung wie in der konventionellen Strahlentherapie verfügbar ist, wird im Rahmen der Bestrahlungsplanung auf selbstgeschriebene Skripte und Systeme zurückgegriffen. Diese ermöglichen jedoch keine präzise Modellierung der Dosisverteilungen im Tumor und in den Risikostrukturen.

Mithilfe von Monte-Carlo-Simulationen lassen sich dreidimensionale Dosisverteilungen innerhalb der Strukturen erstellen und retrospektive Dosisanalysen durchführen, was allerdings sehr rechenaufwendig ist.

Auf Basis dieser Simulationen werden daher neuronale Netze zur Dosisvorhersage entwickelt, die den Planungsprozess der Brachytherapie mit Ru-106 Augenapplikatoren unterstützen und unter Einbeziehung aller relevanten Parameter optimieren könnten.

Material & Methoden

Ein erstes Konzept zur Vorhersage der Dosisverteilung von Ru-106 Augenapplikatoren basiert auf einer vereinfachten Geometrie in Form einer Wasserkugel, die das Auge repräsentieren soll. Die Daten für das neuronale Netz werden mithilfe von Monte-Carlo-Simulationen verschiedener Applikatormodelle und Positionierungen erzeugt. Dabei kommt eine 3D-UNet-Struktur zum Einsatz und der Einfluss verschiedener Hyperparameter wird systematisch untersucht. Die gewonnenen Erkenntnisse dienen dazu, die Netzarchitektur anzupassen und auf patientenspezifische dreidimensionale Augenmodelle zu übertragen.

Ergebnisse

Der Einsatz neuronaler Netze zur Vorhersage der Dosisverteilung bei der Brachytherapie mit Ru-106 Augenapplikatoren könnte langfristig die Therapieplanung unterstützen. Ein Konzept für ein solches Netz, sowie erste Ergebnisse der Dosisvorhersagen werden vorgestellt. Die Leistungsfähigkeit des Verfahrens wird am Beispiel mehrerer Therapieplanungsszenarien demonstriert.

Zusammenfassung

Zur Optimierung der Bestrahlungsplanung in der Ru-106 Brachytherapie von okularen Tumoren wird ein Konzept zur Dosisvorhersage mithilfe eines neuronalen Netzes entwickelt. Dieses Verfahren ermöglicht einen Vergleich der Auswirkungen unterschiedlicher Applikatortypen und Positionierungen auf die Dosisverteilung im Tumor und in angrenzenden Risikostrukturen.

AS08.03 A machine-learning based monitor-unit model for an ocular proton therapy system

J. Wulff^{1,2}, B. Koska^{1,2}, C. M. Bäcker^{1,2}, H. Siregar^{1,2}, S. Plaude^{1,2}, C. Bäumer^{1,2}, B. Timmermann^{1,2,3,4}

¹Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen (WPE), Essen, Deutschland

²Westdeutsches Tumorzentrum (WTZ), Essen, Deutschland

³Klinik für Partikeltherapie, Essen, Deutschland

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

Introduction

Treatment planning systems (TPS) for passive, single-scattering delivery in ocular proton therapy do not provide a calculation of monitor units (MU) [1]. Different ranges and modulations of a treatment plan are realized by a setting of scattering foils and modulator wheels in the delivery nozzle. An individual MU-determination for a resulting treatment plan is typically achieved by iterative calibration measurements of each field with ionization chambers. Empirical MU-models, recently including machine learning (ML) approaches, have been described for passive proton delivery [2, 3]. Several MU-models were investigated as starting point for experimental determination and as secondary plausibility check.

Materials & Methods

Absorbed dose was measured with a PTW Adv. Markus chamber in water for clinical treatment plans in the dedicated IBA (IonBeamApplications, Belgium) eye-treatment nozzle. Measurements yielded absorbed dose per MU for selected range and modulation width. Apart from polynomial fits, several machine learning (ML) models were tested, with two additional features, i.e. wheel ID and modulation type. The existing measurements (N=365) were split into training and test data (10%) and trained with 10-fold cross-validation. Different ML regression models were compared, including hyperparameter optimization of Gaussian process regression (GPR), support-vector machine, neural network (NN) and regression trees, all implemented in MATLAB 2024b. Accuracy of ML models was quantified in terms of root-mean squared error (RMSE), maximum deviation and percentage of data points within 3 and 5% for training and test data.

Results

Machine output as function of range and modulation width could be described by 2nd order polynomial fits. However, additional categorization was required, separating five different modulator wheels. For ML regression with the four features, GPR and NN were selected, based on minimal 10-fold cross-validation errors. Both ML based regressions outperformed the polynomial fit approach (see table 1 and figure 1) with much lower average and maximum deviations.

Conclusions

The developed models can serve as a starting point in measurements to determine the output for an individual treatment ocular proton therapy plan. Further, the different models allow a plausibility check for the final monitor units and may eventually replace the time-consuming measurements.

Anhang 1

	<i>training data</i>				<i>test data</i>		
	cross-valid. mean err. [%]	RMSE [%]	max. dev. [%]	frac. within 3%/ 5%	RMSE [%]	max. dev. [%]	frac. within 3%/ 5%
Polynom. fit	n.a.	2.3	7.9	81.9/ 96.7 %	2.4	5.4	78.1/ 96.9 %
GPR	1.5	1.6	4.9	93.7/ 100 %	1.8	3.6	93.8/ 100 %
NN	1.7	1.3	4.1	95.8/ 100 %	2.1	4.1	84.4/ 100 %

Tab. 1: Comparison of MU model for training and test data.

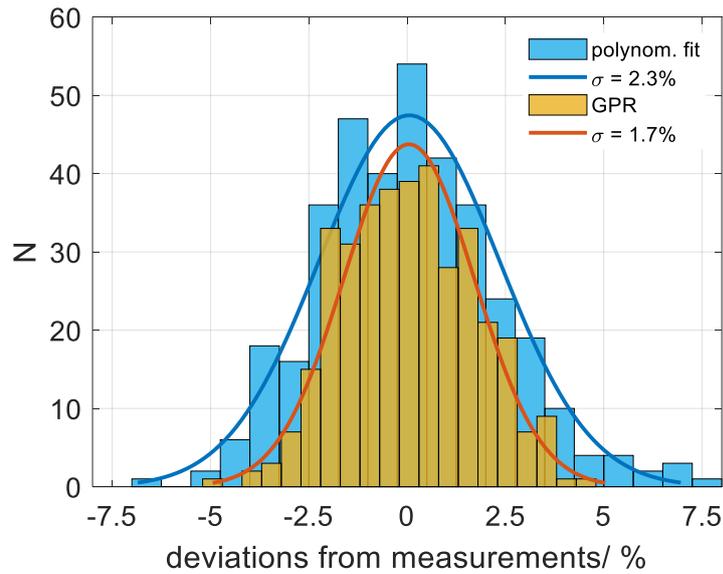


FIG. 1: Distribution of percentage deviation of the polynomial fit and the GPR model from measurements (training + test). The solid lines represent normal distribution fits with standard deviation σ .

References

- [1] J. Wulff, B. Koska *et al.*: Commissioning and validation of a novel commercial TPS for ocular proton therapy, *Med. Phys.*, 50 (2023)
- [2] Sun *et al.*: A machine learning approach to the accurate prediction of monitor units for a compact proton machine, *Med. Phys.* 45 (2018)
- [3] E. Fleury *et al.*: A generalized model for monitor units determination in ocular proton therapy using machine learning: A proof-of-concept study, *Phys. Med. Biol.* 69 (2024)

AS08.04 Entwicklung einer Verifikationsmethode für die Bestrahlungsplanung in der okularen Brachytherapie

A. Pollack^{1,2}, S. Jaschik¹, J. Sahlmann¹, M. Schöpe¹, G. Klautke¹

¹Klinikum Chemnitz, Klinik für Radioonkologie, Chemnitz, Deutschland

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

Einleitung

Derzeit wird die Planung der Behandlung von Aderhautmelanomen mittels Ruthenium-106 Augenapplikatoren nicht auf CT-basierter 3D-Planungssoftware durchgeführt. Allerdings wäre eine genaue Berechnung der Dosisparameter der Risikoorgane von Interesse. In dieser Arbeit wird mithilfe eines Monte-Carlo-Programms ein Modell des Applikators für die Verifikation der Bestrahlungsplanung entwickelt.

Material & Methoden

Mit dem Monte-Carlo-Code EGSnrc [1] wurde das in Abbildung 1 erkennbare Modell eines Ruthenium-106 Applikators der Größe CCA des Herstellers Eckert&Ziegler erstellt. Zur Überprüfung des Monte-Carlo-Modells wurden Tiefendosiskurven simuliert und an das Herstellerzertifikat (Messergebnisse des Herstellers) angepasst. Darauf folgend wurden Messungen der Dosisquerverteilung und Tiefendosisverteilungen mittels EBT4-Gafchromic-Filmen in dem in Abbildung 2 sichtbaren Phantomaufbau durchgeführt, um die Ergebnisse des Monte-Carlo-Modells messtechnisch zu verifizieren. Zuletzt sollen Dosisberechnung auf einem CT-basierten Phantom erfolgen.

Ergebnisse

Abbildung 3 zeigt den Vergleich zwischen Dosisquerverteilungen des Monte-Carlo-Modells und Filmmessungen in vier verschiedenen Abständen zum Ruthenium-106 Applikator. In Position 3 und 4 wird eine gute Übereinstimmung zwischen Messung und Simulation erzielt.

Zusammenfassung

Es wurde ein Monte-Carlo-Modell eines Ruthenium-106 Applikators entwickelt. Damit können nun basierend auf einem CT-basierten Phantom Abschätzungen der Risikoorgan-Dosis durchgeführt werden.

Anhang 1

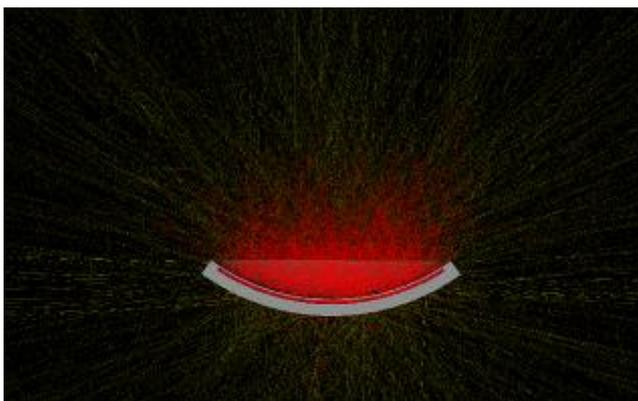


Abb.1: Modell eines Ru-106-Augenapplikators (CCA) des Herstellers Eckert&Ziegler (Berlin)

Anhang 2

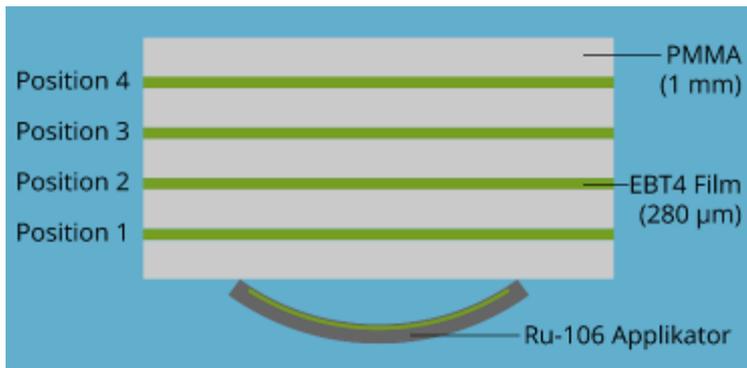


Abb. 2: Aufbau des Messphantoms zur messtechnischen Verifikation des Monte-Carlo-Modells

Anhang 3

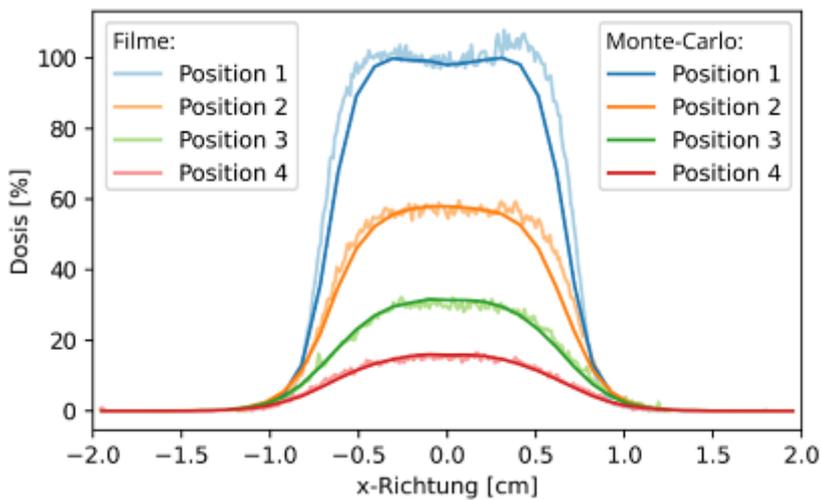


Abb.3: Vergleich der Dosisquerverteilungen der Filmmessungen und der Monte-Carlo-Simulation an vier verschiedenen Positionen des Phantoms

Literatur

- [1] National Research Council of Canada. Metrology Research Centre. Ionizing Radiation Standards: *EGSnrc: software for Monte Carlo simulation of ionizing radiation*, (2021), DOI: <https://doi.org/10.4224/40001303>

AS08.05 Untersuchung der Oberflächendosisverteilung von Ru-106-Augenapplikatoren mithilfe einer innovativen Apparatur

J. Wintz¹, D. Flühs¹, J. Albrecht²

¹Universitätsklinikum Essen, Medizinische Physik der Strahlenklinik, Essen, Deutschland

²Technische Universität Dortmund, Arbeitsgruppe Albrecht, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Die Brachytherapie mit Ruthenium-106-Applikatoren ist eine etablierte Methode zur Behandlung von Augentumoren. Bedingt durch das Herstellungsverfahren ist die Oberflächendosisverteilung nicht homogen. Gemäß Produktionsvorgaben der Herstellerfirma ist eine relative Dosisabweichung von bis zu $\pm 20\%$ erlaubt. Im Rahmen der Qualitätssicherung wird das Dosisprofil an 33 Punkten vermessen, um diesen Standard sicherzustellen. Innerhalb des Projekts werden Messungen der Oberflächendosisverteilung unter der Verwendung einer neuen Messapparatur durchgeführt um die Dosisprofil in einer höheren Auflösung zu bestimmen und den Einfluss auf die Therapie zu analysieren. Hierbei wird ein neues Messverfahren in Luft eingesetzt, das potenziell entstehende Tscherenkow-Strahlung reduziert und damit genauere Ergebnisse liefert.

Material & Methoden

Mithilfe einer neu entwickelten Messapparatur soll die Oberflächendosisverteilung verschiedener Ruthenium-106-Augenapplikatoren untersucht werden. Im Vergleich zu Messungen in Wasser erfordert dieses Verfahren eine Abschirmung der Strahlung außerhalb des betrachteten Messbereichs. Die experimentellen Daten werden mit den Herstellerangaben verglichen und durch Monte-Carlo-Simulationen validiert. Diese Simulationen erfolgen unter Verwendung des Geant4-Simulations-Toolkits [1], das vom CERN entwickelt wurde.

Ergebnisse

Die Messung der Oberflächendosisverteilung in Luft erlaubt eine Erfassung der emittierten Strahlung ohne Einflüsse durch Wechselwirkungen mit Wasser. Dies führt zu einer besseren Abgrenzung der hochdosierten Bereiche, bringt jedoch die Notwendigkeit einer gezielten Abschirmung der Umgebung mit sich. Die simulierten Daten zeigen, dass entweder eine größere Anzahl an Messpunkten erforderlich ist oder die Dosisverteilung über Bereiche zusammengefasst betrachtet werden müssen. Die Ergebnisse werden mit bestehenden Herstellerdaten verglichen, um die Auswirkungen dieser veränderten Messbedingungen zu analysieren.

Zusammenfassung

Durch die Messung in Luft kann die Oberflächendosisverteilung von Ru-106-Applikatoren detaillierter untersucht werden, da Wechselwirkungen mit Wasser vermieden werden. Dies ermöglicht eine genauere Charakterisierung der Dosisverteilung, erfordert jedoch eine gezielte Abschirmung der Umgebung. Die Messergebnisse werden mit bestehenden Herstellerdaten verglichen, um mögliche Abweichungen zu analysieren.

Literatur

- [1] S. Agostinelli et al. "Geant4—a simulation toolkit". In: *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 506.3 (2003), pp. 250–303. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(03\)01368-8](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01368-8).

AS08.06 Konstruktion und Test eines End-to-End-Phantoms zur Optimierung der Lagerung in der Protonentherapie

N. Rouhnavaz^{1,2}, T. Faselow³, A. Denker^{1,3}, J. Heufelder^{2,4}

¹Berliner Hochschule für Technik, Fachbereich II (Mathematik, Physik, Chemie), Berlin, Deutschland

²Charité – Universitätsmedizin Berlin, BerlinProtonen am HZB, Berlin, Deutschland

³Helmholtz-Zentrum Berlin für Materialien und Energie, Protonentherapie, Berlin, Deutschland

⁴Charité – Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Augenheilkunde, Campus Benjamin Franklin, Berlin, Deutschland

Für eine präzise Protonenbestrahlung des Auges muss die Lage des Tumors am Behandlungsort bekannt sein. Dazu werden vier bis fünf Tantal-Clips auf die Lederhaut des Auges um den Tumor genäht. Mit Hilfe der Clips kann die Position des Auges, respektive des Tumors sowohl im CT als durch Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen bestimmt werden.

Ziel dieser Arbeit ist es, ein Augenphantom zu konstruieren, um die geometrische Genauigkeit der Positionierung am Behandlungsplatz durch einen End-to-End-Test zu verifizieren. Die Testkette umfasst die Bildgebung des Augenphantoms im CT, die Definition des Tumors, die Bestrahlungsplanung und die Verifikation des Bestrahlungsplans am Behandlungsplatz.

Für die Modellierung und 3D-Fertigung des Augenphantoms wurde das CAD-Programm „Fusion 360“ (Autodesk, San Rafael, USA) verwendet, wobei reale Augenparameter als Vorlage dienten. Der Tumor wurde mit einer 10 mm Basis und einer 5 mm Prominenz im hinteren Augenabschnitt positioniert und ist von drei Tantal-Clips umgeben. Ein vierter Clip wurde auf der Oberseite des Auges positioniert. Die Risikostrukturen Papille mit Sehnervenansatz und Makula wurden am hinteren Augenpol als Zylinder mit einem 1,5 mm Durchmesser und einer 1,0 mm Länge modelliert. Für die Lederhaut, die Linse, die Hornhaut und den Tumor wurde Polylactid (PLA, Dichte: 1,24 g/cm³) verwendet, während für den Glaskörper, die Vorderkammer, die Sehnerven- und Makulaansätze sowie den kleinen Phantomhalter Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymer (ABS, Dichte: 1,04 g/cm³) genutzt wurde. Das Auge und der kleine Phantomhalter wurden mittels 3D Druck erzeugt (Abbildung 1). Ein großer Phantomhalter aus Polymethylmethacrylat (PMMA, Dichte: 1,18 g/cm³) wurde zusammen mit dem Auge und dem kleinen Phantomhalter mittels 3D-Druck erzeugt, verklebt und zusammengeschraubt.

Für die Bestrahlungsplanung wurde ein CT des Augenphantoms mit dem Multislice-CT Aquilion TSX (Toshiba, Tokio, Japan) angefertigt und darauf mit den Therapieplanungssystemen OCTOPUS (v4.7.15. DKFZ Heidelberg und Helmholtz-Zentrum Berlin) und der RayStation Model RayOcular (v2023B, RaySearch Laboratories, Stockholm, Schweden) geplant. Durch die unterschiedliche Dichte der Materialien PLA und ABS lassen sich Lederhaut, Hornhaut, Linse, Makula, Sehnervenansatz und Glaskörper im CT gut voneinander abgrenzen und das Auge im Planungssystem modellieren.

Voruntersuchungen mit einem Prototyp zeigten Abweichungen im Bereich von 0,1 bis 0,2 mm bei der Positionierung des Augenphantoms am Behandlungsplatz unter Berücksichtigung der Blickrichtung. Ähnliche bzw. geringere Abweichungen werden mit dem dargestellten optimierten Phantom erwartet. Bereits mit dem Prototyp liegen die Abweichungen im klinischen Toleranzbereich von 0,3 mm.

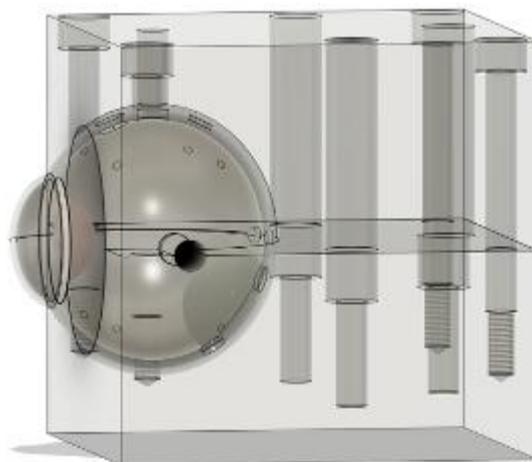


Abbildung 1: Dreidimensionale Darstellung des modellierten Augenmodells mit dem kleinen Phantomhalter mittels Fusion 360

Adaptive Strahlentherapie

AS09.01 Investigating the interplay effects of regular and irregular breathing patterns using phase- and amplitude-based gating with surface guidance in particle therapy

A. Qubala^{1,2}, S. Harrabi^{1,2,3,4}, O. Jäkel^{1,2,5}

¹Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Department of Radiation Oncology, Heidelberg University Hospital (UKHD), Heidelberg, Deutschland

²National Center for Radiation Research in Oncology (NCRO), Heidelberg Institute for Radiation Oncology (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³Universitätsklinikum Heidelberg, Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁴Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Heidelberg, Deutschland

⁵Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

Background

To account for intra-fractional breathing-induced tumor motion during dose delivery with pencil beam spot scanning, various treatment strategies are clinically used such as breathing-adapted gating. By using this technique, the tumor target is irradiated during a specific breathing window including different breathing phases. One crucial concern when using gating in free breathing is the interplay effect between spot scanning and breathing which may result in underdosage the tumor target and overdosage the organs at risk (OARs). In this work, the interplay effects are investigated by using two various methods with regular and irregular breathing patterns, (i) phase-based (PB) and (ii) amplitude-based (AB) gating.

Material & Methods

A dynamic thorax phantom was used to reproduce regular (Cos⁴) and irregular breathing patterns recorded by a surface-guided radiotherapy system (SGRT) installed at our ion-beam gantry treatment room. The SGRT system is connected to our treatment machine by a gating interface. Different irradiation plans with carbon ions were irradiated and measured by an ionization chamber and Radiochromic films in different modes: (i and ii) PB gating with regular (PBc) and irregular (PBi) breathing patterns and (iii and iv) AB gating with regular (ABc) and irregular (ABi) patterns. A gating window of 30% in the end-exhale breathing phase was used.

The dosimetric results were compared with the treatment planning system (TPS) while the interplay effects were assessed by comparing static measurements with gated measurements. For the latter, 3%/1mm gamma index analysis (GIA) was performed. Further, the latency time of beam on/off was evaluated.

Results

Compared to TPS, the static point dose measurements show a mean±SD dose deviation of 0.70±0.04% while deviations of 4.3±1%, 2.4±3.4%, 4±0.4% and 4±1.6% were observed for PBc, PBi, ABc and ABi, respectively. The GIA showed high pass rates of 97%, 95% and 97% for PBc, ABc and ABi, respectively, while the worst GIA was achieved for PBi with 76.8%.

Furthermore, we found a relationship between the gating window and resulted beam shift which depends on the velocity of the target motion. That being said, flatter breathing curves provide smaller beam shifts. In our case, overall latency times for beam on/off were smaller than 100ms and thus within both recommended tolerances published by ESTRO and AAPM of 200ms and 100ms, respectively.

Summary

Based on phantom measurements and SGRT, our results show that the PB and AB gating techniques provide similar results when regular breathing patterns are provided while AB gating is superior to PB when irregular breathing patterns are recorded.

The higher SD of PBi compared to all other methods explains the inferior dosimetric accuracy which is connected to the interplay effects. Additionally, reducing the gating window (i.e. including more breathing phases with less motion velocity) minimizes the remaining beam shift. Consequently, more OARs may be spared, and the treatment time increases.

AS09.02 End-to-End-Test eines adaptiven Arbeitsablaufes am ETHOS 2.0

S. Schönherr¹, N. Murr¹, S. Schrott¹, C. Riede¹, T. Teichmann¹, M. Schwedas¹, T. Wiezorek¹

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

Einleitung

Die online-adaptive Bestrahlung ist ein neuer Meilenstein in der Krebsbehandlung. Tagesaktuell wird ein neuer, an die individuelle Anatomie des Patienten angepasster, Bestrahlungsplan berechnet und somit die Dosis bei maximaler Risikoorganschonung konformal appliziert. Dieser Bestrahlungsprozess stellt die Qualitätssicherung vor neue Herausforderungen. Üblicherweise wird ein unveränderliches Phantom verwendet. Solche herkömmlichen Phantome können den adaptiven Prozess aber nicht adäquat simulieren. Der Arbeitsablauf kann nur verifiziert werden, indem man Phantome verwendet, die eine veränderliche Anatomie widerspiegeln.

Material & Methoden

Wir etablierten einen vollständigen End-to-End-Test für unseren adaptiven Arbeitsablauf. Für den Ablauf des End-to-End-Tests erstellten wir einen fiktiven Patienten in unserem radioonkologischen Informationssystem ARIA.

Als initiales Referenzphantom designten wir eine Anordnung von Materialien verschiedener Dichte, die ein männliches Becken anatomisch sowie in der Dichteverteilung nachahmt. Um eine veränderliche Anatomie zu simulieren, erstellten wir ein zweites, adaptives Phantom mit gleichen Außenmaßen, aber unterschiedlicher Material- und damit Dichteverteilung im Inneren.

Das Referenzphantom durchlief zunächst alle für die Planung und adaptive Bestrahlung notwendigen Schritte: Angefangen bei einem CT-Scan, dem folgenden Einlesen und dem Konturieren in der ETHOS 2.0-Software und der Planung eines realistischen Bestrahlungsplans. Die berechnete Dosisverteilung wurde zum einen mit einer Messkammer im Referenzphantom selbst sowie mit einem Octavius4D-Phantom am ETHOS-Beschleuniger verifiziert.

Für die simulierte adaptive Bestrahlung wurde nun das erste ursprüngliche Referenzphantom durch das zweite, adaptive mit veränderter lokaler Dichteverteilung ersetzt. Somit wurde für die adaptive Fraktion am ETHOS das adaptive Phantom mit veränderter simulierter Anatomie mittels ConeBeam gescannt. Nach der Konturierung berechnete die ETHOS-Software einen auf die veränderte Dichteverteilung angepassten Bestrahlungsplan. Auch dieser wurde anschließend mittels Messkammer im adaptiven Phantom selbst aber auch mit dem Octavius4D-Phantom bestätigt.

Ergebnisse

Durch die veränderte Dichteverteilung im adaptiven Phantom und die damit simulierte anatomische Veränderung konnte erfolgreich der gesamte Arbeitsablauf für eine adaptive Bestrahlung getestet werden. Nach der Konturierung aller Volumina im tagesaktuellen ConeBeam-CT wurde der Bestrahlungsplan durch die ETHOS-Software an die neue Dichteverteilung angepasst und unterschied sich entsprechend der veränderten Anatomie vom ursprünglichen Referenzplan.

Zusammenfassung

Mittels der beiden Phantome, die sich lokal durch ihre Dichteverteilung unterscheiden, konnte ein End-to-End-Test für den adaptiven Arbeitsablauf entwickelt und erfolgreich durchgeführt werden.

AS09.03 Dosimetrische Auswertung der Zielvolumenpropagation bei online adaptiver Zervixbestrahlung mit Ethos 2.0

R. Schindhelm¹, F. Exner¹, A. Richter¹, S. Wegener¹, B. Polat¹, M. Zimmermann¹, G. Razinskas¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Medizinische Physik, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Am Ethos-Linearbeschleuniger kann der Bestrahlungsplan auf Grundlage des aufgenommenen CBCTs an die tagesaktuelle Patientenanatomie online adaptiert werden. Dazu werden die auf dem Planungs-CT (pCT) definierten Zielvolumina (ZV) unter Berücksichtigung der Lage der Risikoorgane (OAR) sowie der Dichtewerte des CBCTs automatisch propagiert und gegebenenfalls ärztlich modifiziert. Im Folgenden werden die Unterschiede in der ZV-Propagation zwischen der klinischen Ethos V1.1 und der Ethos V2.0 im Emulator anhand der resultierenden Dosisverteilungen vorgestellt.

Material & Methoden

Zwei Patientinnen mit Zervixkarzinom wurden klinisch am Ethos V1.1 adaptiv bestrahlt. Die Behandlungen umfassten die Lymphabflusswege in 25 bzw. 28 Fraktionen mit jeweils 1,8 Gy. Die ZV wurden CTV-basiert anatomisch unterteilt konturiert. In jeder Fraktion wurde auf die initial von Ethos propagierten ZV ein neuer Bestrahlungsplan optimiert (initADP). Falls eine ärztliche Modifikation der ZV erfolgte, wurde initADP verworfen und ein neuer Plan auf die angepassten Strukturen erstellt (finADP). Nach der Behandlung wurden initADP und finADP aus der Ethos-Software in Eclipse V18.0 importiert und auf dem CBCT mit den finalen Strukturen nachgerechnet.

Zur Simulation der Ethos V2.0-Algorithmik wurden die Referenzdatensätze (pCT mit Referenzplan, CBCTs aller Fraktionen) in den Emulator importiert und Fraktionssimulationen durchgeführt. Die auf die im Emulator initial propagierten ZV neu optimierten Bestrahlungspläne (EmulADP) wurden in Eclipse importiert und auf den klinisch aufgenommenen CBCTs mit ärztlich angepassten Strukturen gerechnet. Die dosimetrischen Unterschiede wurden als prozentuale Differenzen zwischen finADP und initADP $\frac{\text{finADP} - \text{initADP}}{\text{finADP}} (\%)$ sowie zwischen finADP und EmulADP $\frac{\text{finADP} - \text{EmulADP}}{\text{finADP}} (\%)$ berechnet. Betrachtet wurden D98%, D2% und der Konformitätsindex CI für ZV sowie V15Gy, V45Gy und der Dosismittelwert für Rektum und Blase.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt die Unterschiede zwischen finADP und initADP bzw. EmulADP für ZV und OAR. Während die Abweichungen zwischen finADP und initADP gering sind, zeigen sich zwischen finADP und EmulADP deutliche Unterschiede: Das Rektum wird höher belastet, die Blasendosis variiert stärker, und die ZV-Abdeckung ist schlechter sowie weniger konformal. Die Ursache für die Abweichungen zwischen finADP und EmulADP liegt in der veränderten Algorithmik der Zielvolumenpropagation in Ethos 2.0. In allen untersuchten Fraktionen wurden die ZV rigider und mit geringerer Deformation vom pCT auf das tagesaktuelle CBCT übertragen. Zwei exemplarische Datensätze sind in Abb. 2 dargestellt.

Zusammenfassung

Erste Erfahrungen zur online-Adaption mit Ethos 2.0 zeigen eine im Vergleich zu Ethos V1.1 deutliche Verschlechterung bei der Propagation der ZV vom pCT auf das CBCT. Dies würde zu einer unzureichenden ZV-Erfassung und einer erhöhten OAR-Belastung führen. Aus diesem Grund sind komplexere Adaptionen mit Ethos 2.0 vorerst nicht mehr möglich.

Anhang

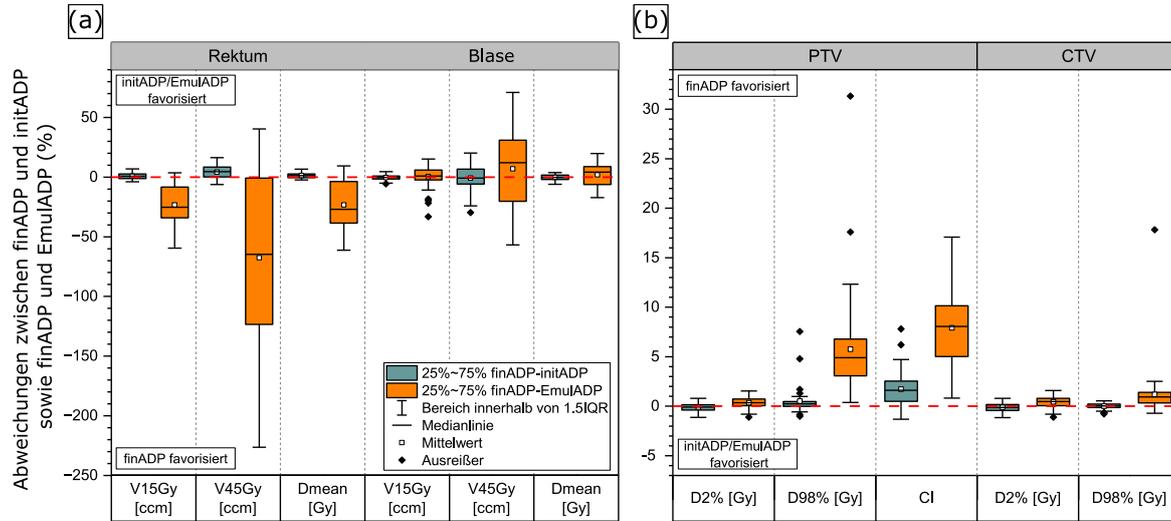


Abb. 1: Unterschiede zwischen dem finADP und initADP sowie dem finADP und EmuADP. Es ist zu erkennen (a), dass für den Emulator das Rektum deutlich mehr belastet ist und es eine höhere Varianz in der Belastung der Blase gibt. Des Weiteren ist das Zielvolumen schlechter und weniger konformal erfasst (b).

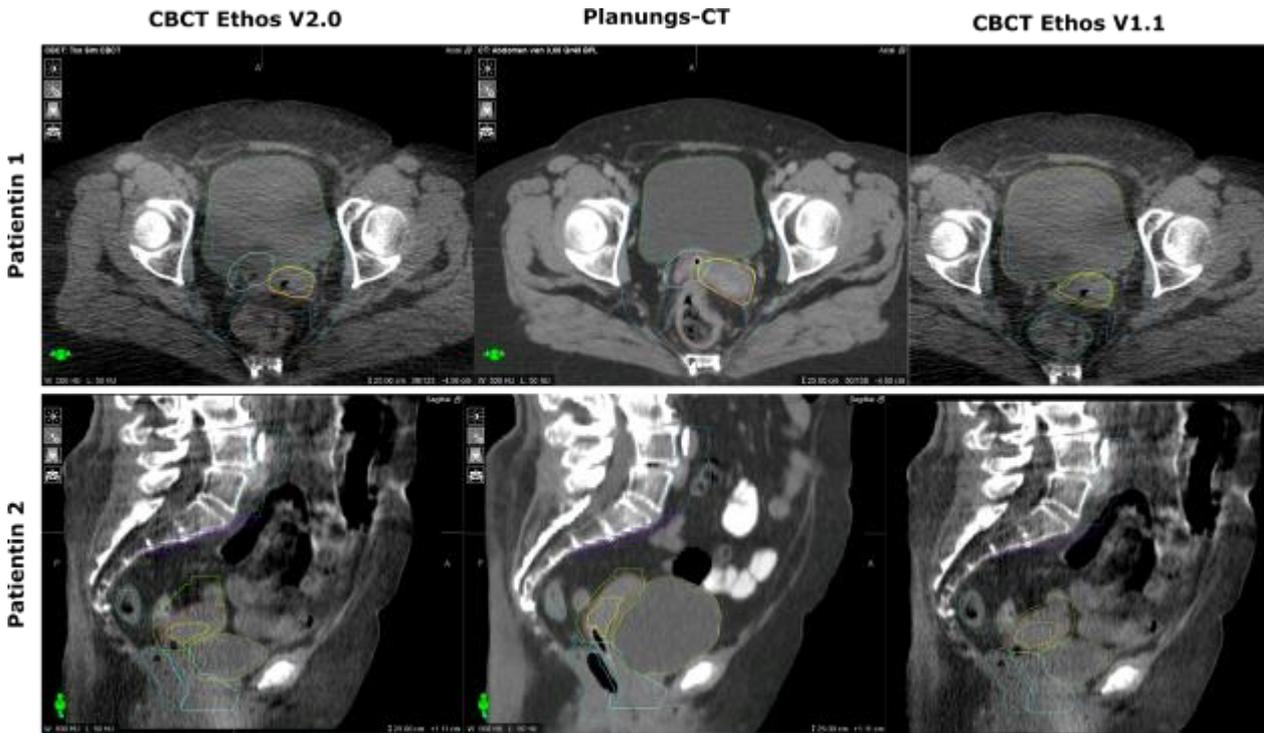


Abb. 2: Der mit Ethos 2.0 implementierte Algorithmus zur Propagation der Zielvolumina propagiert diese nun rigider und weniger deformiert. Dadurch liegen die Strukturen nun teilweise in Risikoorganen und decken das eigentliche Zielgebiet nicht mehr ab. Gezeigt sind zwei Beispiele in der oberen bzw. unteren Zeile.

AS09.04 Strahlentherapie von Metastasen ohne Bestrahlungsplanungs-CT in palliativer Intention

F. Krause¹, S. Semrau¹, F. A. Siebert¹

¹UKSH, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

Einleitung

Im fortgeschrittenen metastasierten Krankheitsstadium sind die zu behandelnden Personen häufig stark schmerzgeplagt. Trotzdem müssen sie aufgrund der Anfertigung eines Bestrahlungsplanungs-CTs nicht nur teils aufwendig transportiert werden, sondern auch Wartezeiten von ein bis zu zwei Tagen akzeptieren, da die Bestrahlungsplanung zeitaufwendig sein kann. Durch technischen Fortschritt stehen neuartige, durch künstliche Intelligenz gestützte Bestrahlungsgeräte zur Verfügung, welche vereinfachte Arbeitsprozesse ermöglichen. Anstelle von reiner Lagerungskontrolle kann auf Basis des Cone-Beam-CTs durch die Optimierung der digitalen Arbeitsschritte auf Grundlage der tagesaktuellen anatomischen Gegebenheiten innerhalb von wenigen Minuten ein adaptierter Bestrahlungsplan berechnet werden. Es wurde untersucht, inwieweit diese technischen Neuerungen dazu beitragen können, die Bestrahlungsplanung bei der Palliativtherapie von Metastasen zu verkürzen, indem auf die initiale Bestrahlungsplanungs-Bildgebung am CT verzichtet wird und anstelle dieser eine bereits vorliegende diagnostische Bildgebung verwendet wird.

Material & Methoden

Die ICRU gibt in ihrem Report 24 die durch Qualitätssicherungsmaßnahmen nachzuweisende Genauigkeit für die Bestrahlung mit maximal $\pm 5\%$ der Verschreibungsdosis an. Dieser Wert gilt für die gesamte Behandlungskette. Um zu prüfen, ob eine Bestrahlungsplanung auf diagnostischer Bildgebung auf der Ethos-Plattform von Varian (Palo Alto, CA, USA) in der Version 1.1 im adaptiven Workflow diesen Anforderungen genügt, wird die gesamte Behandlungskette mittels Alderson-Phantom an unterschiedlichen diagnostischen CTs, ohne eigene Kalibrierkurve für Bestrahlungsplanungssoftware (TPS), im Rahmen eines End-to-End-Tests durchlaufen und mit den Ergebnissen eines für die Strahlentherapie kalibrierten Planungs-CT diskutiert. Das Phantom verfügt über einen individuell angefertigten Einsatz für eine Farmer-Kammer 30013 der PTW (Freiburg, Deutschland). Es wird eine neun Feldern IMRT verwendet.

Ergebnisse

Es werden die Punktdosen am effektiven Messort der Ionisationskammer, welche in der TPS bestimmt wurden, mit den gemessenen Dosiswerten verglichen. Die Dosisabweichungen zeigen, dass die Verwendung diagnostischer CT-Daten die Dosisberechnung im TPS beeinflusst. Ein Vergleich der Ergebnisse (Abb. 1) zeigt auch, dass die Anforderungen des ICRU Reports 24 erfüllt werden. Im Vergleich zu der Verwendung eines Bestrahlungsplanungs-CTs sind erhöhte Dosisabweichungen um bis zu 2% zu konstatieren.

Zusammenfassung

Der in dieser Studie vorgestellte End-to-End-Test zeigt einen praxisorientierten Ansatz zum besseren Verständnis des Einflusses der Verwendung diagnostischer CT-Daten bei der Bestrahlungsplanung in adaptiven Arbeitsabläufen. Es kann festgehalten werden, dass die beobachteten Dosisabweichungen innerhalb des vom ICRU Report 24 definierten Grenzwertes von 5% liegen.

Anhang 1

Art des Computertomograph	Computertomograph	Dosisabweichung in %
Bestrahlungsplanungs CT	SOMATOM go.Sim von Siemens Healthineers (Deutschland, Erlangen)	0,63 \pm 0,21
	SOMATOM S64 von Siemens Healthineers (Deutschland, Erlangen)	1,59 \pm 0,66
Diagnostisches CT	Biograph mCT 40 von Siemens Healthineers (Deutschland, Erlangen)	2,23 \pm 0,47
	IQon Philips (Niederlande, Amsterdam)	2,56 \pm 0,38

Abb.1: Ergebnisse des End-to-End-Tests mit jeweils 10 Durchläufen pro Tomograph

AS09.05 Quantifizierung und Kalibrierung der Modellunsicherheiten populationsbasierter und patientenspezifischer Autosegmentierungsmodelle für die adaptive Strahlentherapie

M. Rabe¹, E. Meliadd², S. N. Marschner^{1,3}, C. Belka^{1,3,4}, S. Corradini¹, C. A. T. van den Berg², G. Landry¹, C. Kurz¹

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

²University Medical Center Utrecht, Department of Radiotherapy, Division of Imaging & Oncology, Utrecht, Niederlande

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

⁴Bayerisches Zentrum für Krebsforschung (BZKF), München, Deutschland

Einleitung

Die Deep-Learning-basierte Autosegmentierung (DLAS) von Risikoorganen (OARs) kann Arbeitsabläufe in der adaptiven Strahlentherapie (ART) beschleunigen und die Konturenkonsistenz verbessern. Modellunsicherheiten werden jedoch derzeit klinisch nicht berücksichtigt. Monte Carlo Dropout (MCD) ermöglicht deren Quantifizierung und Visualisierung, allerdings sind diese Unsicherheitsverteilungen (UVs) auf Patientenebene oft schlecht kalibriert, was den klinischen Nutzen einschränkt [1,2]. Diese Studie quantifiziert Modellunsicherheiten populationsbasierter und patientenspezifischer DLAS-Modelle und stellt eine post-Training-Kalibrierungsmethode vor, um UVs auf individueller Patientenebene zu verbessern.

Material & Methoden

Daten von 122 Lungenkrebspatienten (80 Trainings-, 19 Validierungs-, 23 Testfälle), die an einem MR-Linac mit ART behandelt wurden, wurden analysiert. Für neun thorakale OARs wurde je ein populationsbasiertes 3D-U-Net-Basismodell (BM), basierend auf den Planungs-MRTs und -konturen, trainiert. Patientenspezifische Modelle (PS) wurden durch Finetuning der BMs auf den Planungs-MRTs der Testpatienten erzeugt. Modellunsicherheiten wurden mit MCD (20 Samples) abgeschätzt. Die Unsicherheitskalibrierung der Modelle wurde mit Reliability Diagrams (RDs) und dem Expected Calibration Error (ECE) patientenspezifisch quantifiziert. Eine post-Training-Kalibrierung wurde durch patientenspezifisches Fitting der RDs und Reskalierung der UVs der Fraktionsdaten zur Erzeugung kalibrierter Modelle (kalBM, kalPS) durchgeführt. Alle Modelle wurden auf Fraktionsbildern anhand des Dice Similarity Coefficients (DSC), der 95. Perzentil-Hausdorff-Distanz (HD95) und des ECE evaluiert und statistisch miteinander verglichen ($\alpha=0,05$).

Ergebnisse

Über alle OARs gemittelt führte das patientenspezifische Finetuning zu einer signifikanten Verbesserung des medianen DSC von 0,78 (BM) auf 0,86 (PS) ($p<0,001$) sowie zu einer Reduktion der HD95 von 14 mm (BM) auf 6 mm (PS) ($p<0,001$). Zwischen BM und PS wurde kein signifikanter Unterschied im medianen ECE festgestellt ($p=0,36$). Die Unsicherheitskalibrierung reduzierte den medianen ECE signifikant ($p<0,001$) von 0,25 (BM) auf 0,09 (kalBM) bzw. von 0,22 (PS) auf 0,11 (kalPS) (Abb. 1), ohne signifikante Änderungen ($p>0,05$) des DSC (Abb. 2).

Zusammenfassung

Die post-Training-Unsicherheitskalibrierung liefert geometrisch akkurate DLAS-Modelle mit gut kalibrierten UVs auf individueller Patientenebene, was für die klinische Nutzung der UVs entscheidend ist. Die Methode ist auch auf andere ART-Modalitäten, wie die CBCT-basierte ART, anwendbar.

Anhang 1

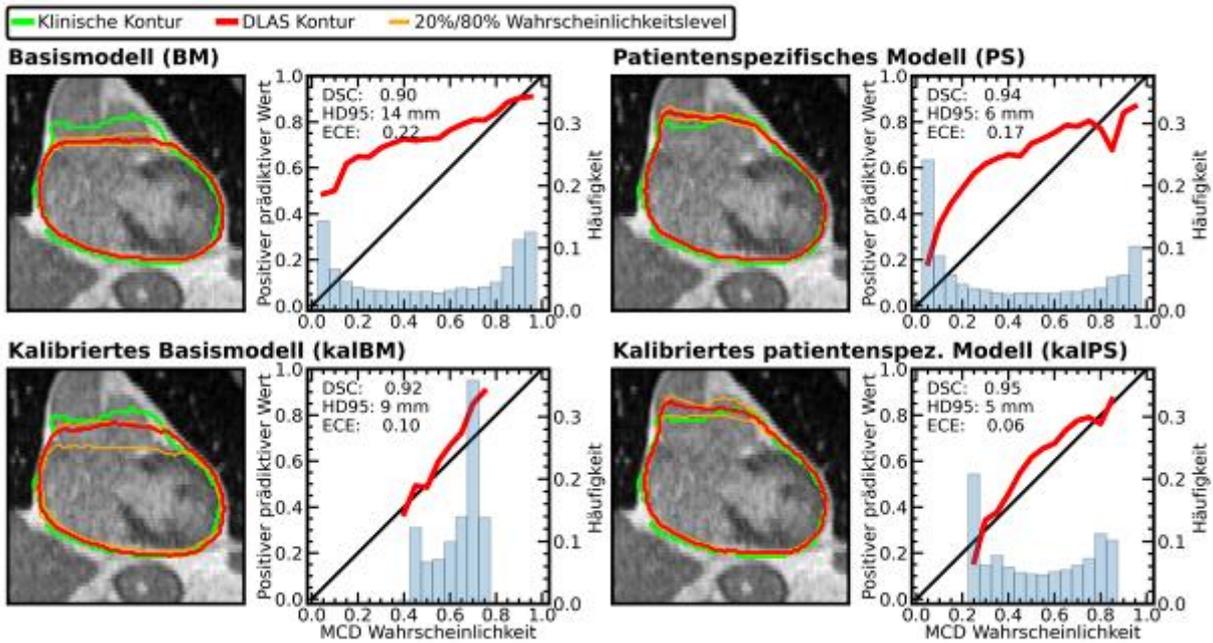


Abb. 1: Herzkonturen eines Testpatienten mit koronalen Bildern (1.&3. Spalte) und RDs (2.&4. Spalte) für alle Modelle. PS verbessert die geometrische Genauigkeit. Die Unsicherheitskalibrierung reduziert den ECE stark.

Anhang 2

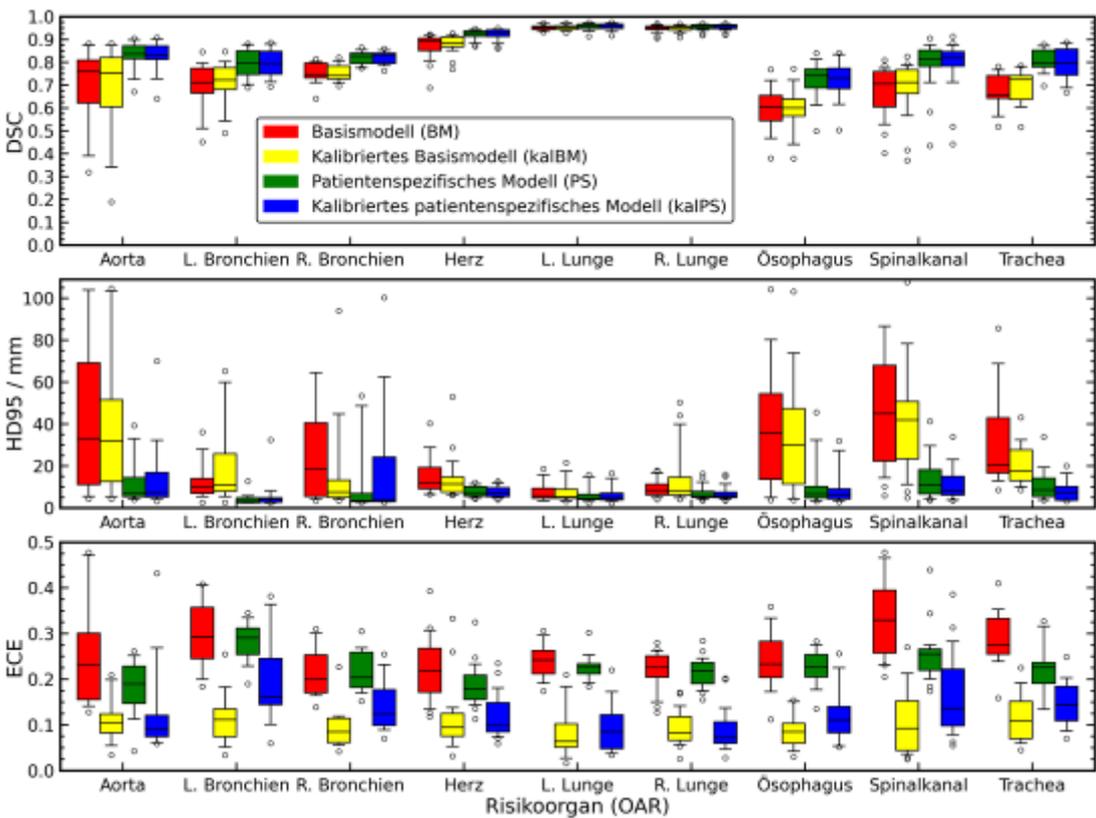


Abb. 2: Ergebnisse für alle Testpatienten, OARs und Modelle.

Literatur

- [1] Jungo et al. 2020. *Front Neurosci*, 14, 282.
- [2] Rousseau et al. 2021. *IEEE 2021*, 1052-1056.

AS09.06 Evaluating the quality of deformable image registration for MR-guided carbon ion liver SBRT with an anthropomorphic abdomen phantom: Geometric and dosimetric uncertainties

R. Pestana^{1,2,3}, A. Bakhtiari Moghaddam^{3,4,5}, F. Longarino^{1,2,3,6}, C. Beyer^{1,2,3}, A. Qubala², K. Seidensaal^{1,2,3}, J. Debus^{1,2,3,6,7}, S. Klüter^{1,2,3}, A. Runz^{3,4}, O. Jäkel^{2,3,4}, J. Bauer^{2,3,4,8}

¹Universitätsklinikum Heidelberg, Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

²Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberg Ion Beam Therapy Center (HIT), Heidelberg, Deutschland

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

⁴Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Division of Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁵Universität Heidelberg, Faculty of Medicine, Heidelberg, Deutschland

⁶Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Clinical Cooperation Unit Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁷Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Heidelberg, Deutschland

⁸Corporate Member of Freie Universität Berlin and Humboldt-Universität zu Berlin, Department of Radiation Oncology, Berlin, Deutschland

Carbon ion radiotherapy (CIRT) is a highly effective treatment option for hepatocellular carcinoma (HCC) patients¹. The therapeutic dose is typically prescribed in four high-dose fractions, requiring high geometrical precision. At the Heidelberg Ion-Beam Therapy Center (HIT) efforts are being made to implement an online magnetic resonance imaging (MRI)-guided adaptive workflow for this indication. The first step of the workflow is the generation of a daily CT (dCT). For this purpose, a study on an anthropomorphic abdomen phantom, Breathing Radiotherapy Visual monitoring, Imaging, and Dosimetric Anthropomorphic (Bravida)³, was designed and conducted to assess the geometric and dosimetric accuracy of MRI-to-CT deformable image registration (DIR).

We applied eight different compressions on the upper part of the phantom to induce deformations on the organs, in particular, the liver. For each configuration, we acquired CT and MR images. Using ANACONDA², the algorithm incorporated in RayStation, we performed DIR to generate dCT images for each MRI. We assessed the uncertainties on DIR for T1 and T2-weighted MRI sequences by comparing the structures generated with the vector field against the ground-truth. Furthermore, we assessed the dosimetric uncertainties on a single-beam carbon ion liver SBRT plan for a spherical target volume, comparing beam's ranges (R80%) on the dCT against those on the ground-truth CT images.

The comparison of the dCT against the CT images shows mean Dice similarity coefficients (DSC) for the liver of 0.94 ± 0.02 for the T1 and 0.95 ± 0.10 for the T2 MR sequences. These values are above the mean deformation induced on the liver (0.87 ± 0.08). As for the dosimetric uncertainty of DIR (Fig. 1), we observed mean R80% differences up to 0.93 mm when comparing dose distributions on the dCT and CT images.

We showed that the geometric uncertainties of abdomen MRI-to-CT DIR are lower than the error of non-adaptation. The range uncertainties induced by DIR are below 1 mm. This work is one step forward on the implementation of an MR-guided online adaptive workflow for HCC patients.

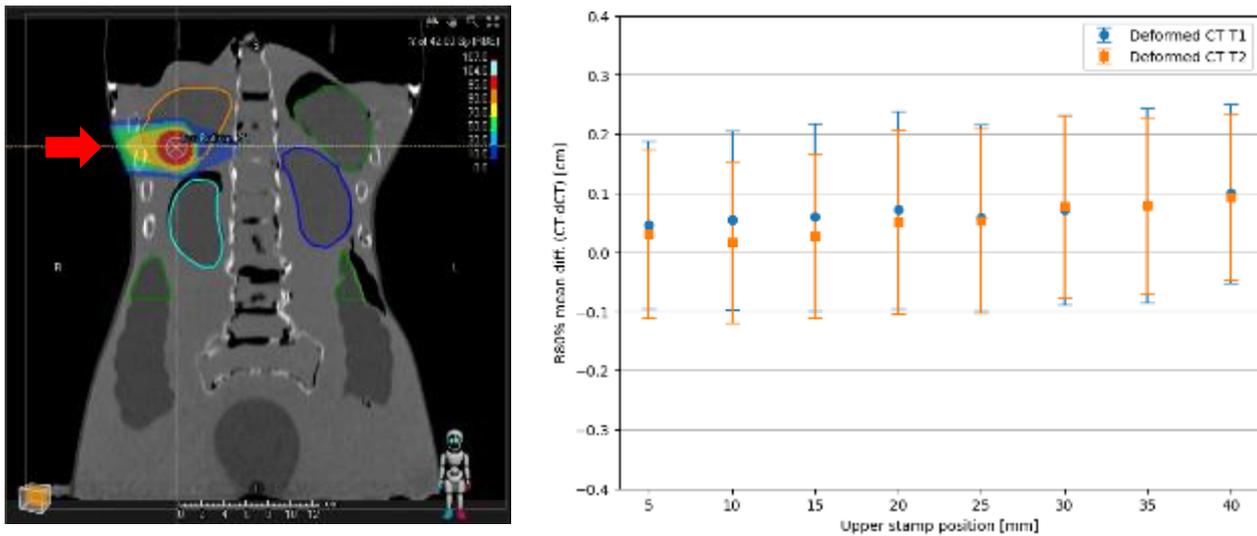


Figure 1 – Left: planning target location and respective 4 x 10.5 Gy(RBE) CIRT treatment plan, with an arrow indicating the beam direction. Right: mean R80% differences obtained between the CT and dCT images on the target volume for the different compressions applied on the phantom.

(1) Hoegen-Saßmannshausen, et. al., Carbon Ion Radiotherapy of Hepatocellular Carcinoma Provides Excellent Local Control: The Prospective Phase I PROMETHEUS Trial. *JHEP Rep* **2024**, 6 (6), 101063. <https://doi.org/10.1016/j.jhepr.2024.101063>.

(3) Weistrand, O.; Svensson, S. The ANACONDA Algorithm for Deformable Image Registration in Radiotherapy. *Med Phys* **2015**, 42 (1), 40–53. <https://doi.org/10.1118/1.4894702>.

(3) Bakhtiari Moghaddam A, et.al., PO-2314 Development of an anthropomorphic 4D phantom for multimodal imaging, 4D radiation and SGRT. *Radiotherapy and Oncology* 2023;182:S2083-S2084.

Im Fokus – MRT

AS10.01/PS07.01 Angular super-resolution in q-Space using deep learning for diffusion MRI

P. Buzduga¹, D. Lohr¹, R. Werner¹

¹Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Institute for Applied Medical Informatics, Image Processing and Medical Imaging, Hamburg, Deutschland

Introduction

Diffusion-weighted MRI (dMRI) provides microstructural insights but is limited by long scan times for high-angular resolution. Angular super-resolution (in q-space) reconstructs missing diffusion-weighted images (DWIs) retrospectively, effectively reducing scan time. We propose a deep learning approach using convolutional neural networks (CNNs) to super-resolve dMRI data in q-space, leveraging microstructural priors.

Materials & Methods

We used publicly available dMRI brain data from the Human Connectome Project (Young Adults, 3T). Our framework comprised two CNNs, implemented in PyTorch 2.5.1: a super-resolution network (SRN) and a pretrained microstructure estimator (ME), as introduced in [1]. The ME was trained to yield fractional anisotropy (FA) parameter maps from input DWIs (see Fig. a). The SRN was then trained to estimate missing DWIs from a smaller set of diffusion directions (50%, see Fig. c). With a combination of image-based (MSE, LPIPS) losses and one microstructure-based loss term (MSE) from the ME, the SRN training was driven not only by the image data, but also the derived diffusion scalar, acting as a microstructural prior.

Results

The ME was trained for 65 h on an NVIDIA A40 GPU using 100 subjects for training and validation, and tested on 5 unseen subjects. It achieved average MSE and SSIM values of 0.0027 and 0.899 on the resulting FA maps. The SRN was trained for 120 h on an NVIDIA A100 GPU using 30 subjects. Over the course of training, MSE and LPIPS on the predicted data steadily decreased, while the quality of the derived FA estimates improved (see Fig. c), indicating that the SRN effectively reconstructs the missing data. The SRN achieved an MSE of 0.032 and an LPIPS of 0.017 for its super-resolved output.

Conclusion

Our method advances angular super-resolution in dMRI using deep learning, potentially reducing the extent of data acquisition, while maintaining high data fidelity. It may facilitate access to high-angular resolution dMRI in both clinical and research contexts. Future work will include systematic evaluation of the SRN on a HCP test set and pathological cases, as well as analysis of different downsampling strategies. A clinical scenario of a five minute scan time may only permit ~55 DWIs (TR = 5.52 s), necessitating further testing of the network under such constraints.

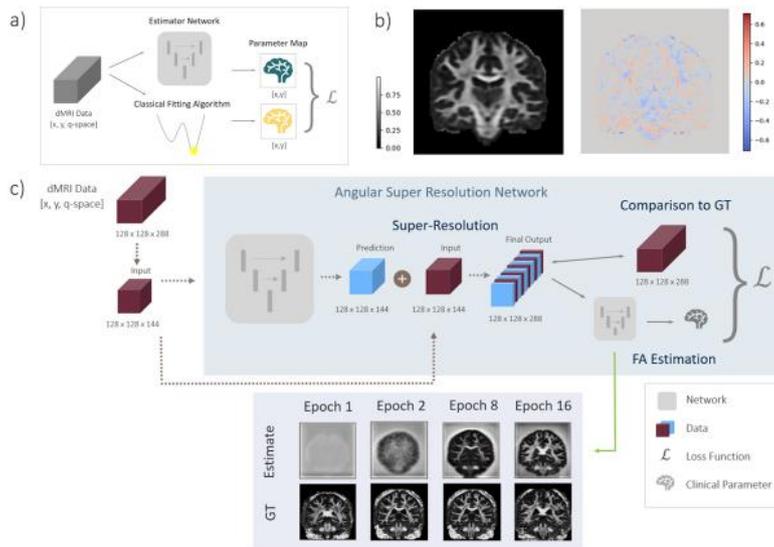


Fig.1: Proposed Network Architecture: (a) The microstructure estimator (ME) subnetwork, pretrained to estimate fractional anisotropy (FA) maps from diffusion MRI data using ground truth from analytically computed results. (b) The estimated FA map from the ME after 95 epochs and the corresponding absolute error map. (c) The full super-resolution network, trained to reconstruct missing DWIs in q-space using both image- and parameter-based loss functions.

Literature

- [1] Geng Chen et al.: Deep Learning Prediction of diffusion MRI data with microstructure-sensitive loss functions, *Medical Image Analysis* **85** (2023) p. 102742

AS10.02/PS07.02 Double flash: Beschleunigte hämosensitive klinische Messung mittels UNet-basierter double echo flash- Rekonstruktion des T2-Zerfalls

A. L. Mayer¹, A. Amini¹, S. Lang¹, M. Zaiß^{1,2}, A. Dörfler¹, M. Schmidt¹, A. Mennecke¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Neuroradiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

²Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die hämosensitive Sequenz¹ wird standardmäßig in der klinischen MRT für die Detektion von intrazerebralen Blutungen genutzt. Die kürzere T_2^* -Relaxationszeit von Blut führt bei ausreichend langen Echozeiten (TE) zu einem stark dunklen Erscheinungsbild von Blutprodukten (siehe Abb. 1). Eine Beschleunigung hämosensitiver Sequenzen durch Verkürzung der TE reduziert jedoch den Bildkontrast. Diese Limitation wird von der hier vorgestellten Methode umgangen, indem aus zwei kürzeren TE („double flash“) mithilfe eines trainierten UNet-Modells das Bild mit starkem Kontrast zur späteren TE generiert wird.

Material & Methoden

Die Bildakquirierung erfolgte an einem Magnetom™ Vida 3T MR-Scanner (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) mit einer 1Tx/64Rx-Kopf-/ Halsspule. 350 Personen erhielten sowohl eine double flash als auch eine standard-hämosensitive Messung (Tab. 1, Abb. 1) bei entsprechender Fragestellung im Rahmen einer indizierten MRT-Untersuchung. Eine schriftliche Einwilligung der Patienten in die MRT-Untersuchung wurde nach umfassender Aufklärung eingeholt.

Die beiden Bilder der double flash dienten als Eingabedaten und das Bild der standard-hämosensitiven Sequenz als Zieldatensatz für ein UNet (ReLU, L1-Loss, batchsize 8, Lernrate 0,0001, 50 Trainingsschritte pro Epoche). Die Testdaten wurden bewertet, indem jeweils die standard und die rekonstruierten double flash-Bilder unabhängig voneinander von zwei erfahrenen Neuroradiologen befundet und bewertet (Likert-Skala, 5= beste Qualität) wurden.

Ergebnisse

Die Qualität des rekonstruierten Bildes bei TE₃ wurde als gleich oder besser im Vergleich zur Standardmessung bewertet (hämo: 1x1, 2x3, 4x4, Rest 5 Punkte; double flash: 2x3, Rest 5 Punkte). Es wurden 31 ohne path. Signalabsenkung, 23 x Hämosiderinablagerungen, 3 x DVA, 4 x Meningeom, 4 x Mikroblutungen und 2 x multiple Kavernome übereinstimmend beschrieben (siehe auch Abb.2).

Zusammenfassung

Die Aufnahmezeit der hämosensitiven Messung im Gehirn kann mit der double flash-Methode von 67 auf 41 Sekunden verkürzt werden, während Bildkontrast und Gesamtbildqualität vergleichbar zur Standardmessung bleiben.

Tab. 1: Bildgebungsparameter für klinische hämosensitive Messung und double flash-Messung

	standard	double flash
FoV, Auflösung	220 mm, 0.86 x 0.86 mm ²	220 mm, 0.86 x 0.86 mm ²
Matix, Schichtdicke	256 x 256, 3mm	256 x 256, 3mm
TR	1070 ms	663 ms
TE1 / TE2	19.8 ms / -	5.92 ms / 11.08 ms
TA	1:07 min	0:41 min

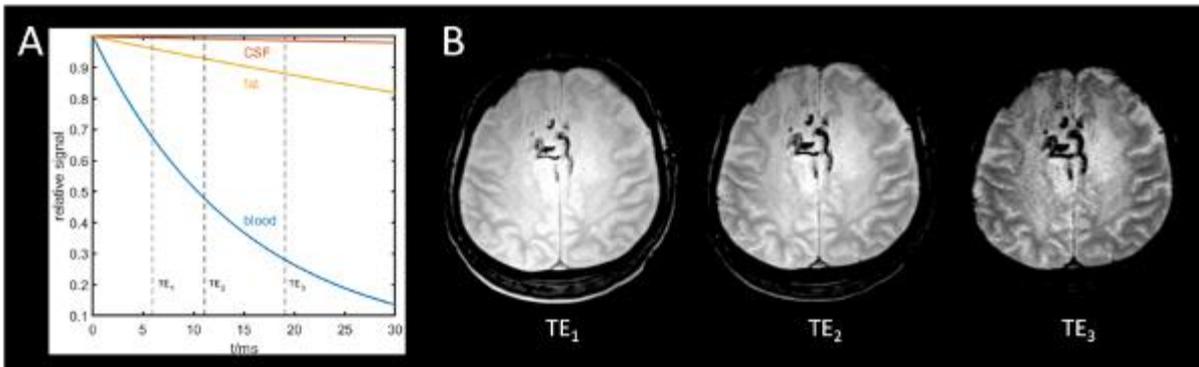


Abb. 1: A) Bsp. eines T_2^* -Zerfalls für Blut, Fett und Liquor.² B) Entspr. axiale MR-Bilder bei den drei Echozeiten (TE₁ und TE₂ gemessen mit double flash, TE₃ aufgenommen mit standard-hämo). Bei TE₃ ist die Blutung am stärksten differenzierbar.

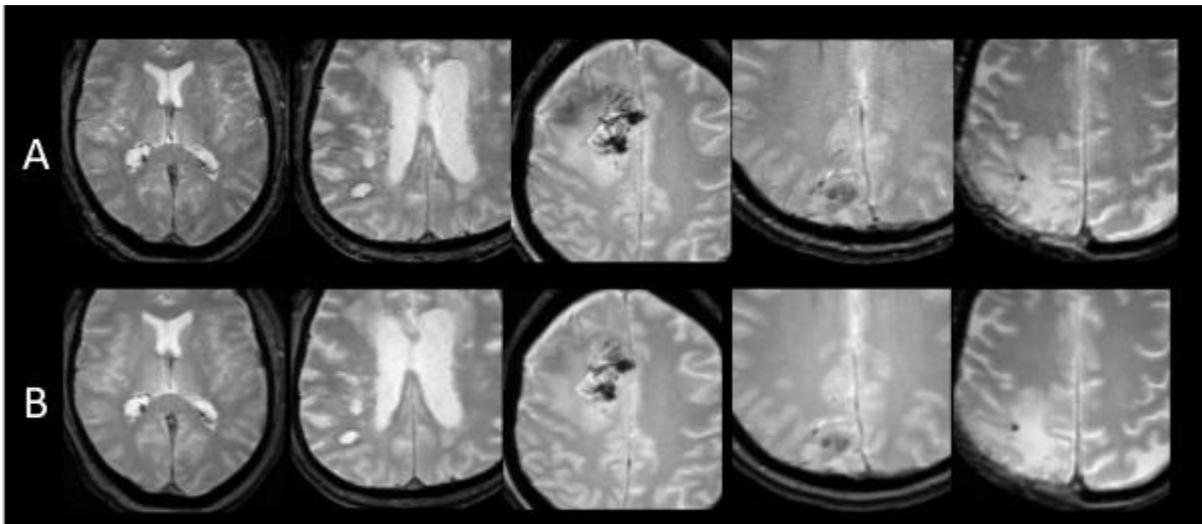


Abb. 2: Beispielbilder beider Rekonstruktionen. A: standard-hämo Sequenz
B: UNet rekonstruierte TE₃ aus der double flash-Messung

Literatur:

¹Chavhan et al. (2009), RadioGraphics, <https://doi.org/10.1148/rg.295095034>

²Brown, Cheng, Haacke et al. (2014), John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey

AS10.03/PS07.03 *In-vivo* B0-Optimierung am 7T Ultrahochfeld für subkortikale Hirnbildgebung

I. Homolya¹, J. A. Bischofberger², A. Aghaeifar³, A. L. Leutritz², M. Herrmann², G. Hein², E. E. Tavacioglu⁴, M. Gamer⁴, L. M. Schreiber¹, M. Terekhov¹

¹Universitätsklinikum Würzburg, Deutsches Zentrum für Herzinsuffizienz, Würzburg, Deutschland

²Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Psychiatrie, Psychosomatik und Psychotherapie, Würzburg, Deutschland

³Siemens Healthineers AG, Erlangen, Deutschland

⁴Universität Würzburg, Lehrstuhl für Psychologie I, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Die Sicherstellung einer adäquaten B0-Feldhomogenität eines 7T-MRT-Systems stellt nach wie vor eine Herausforderung dar, die die funktionelle MRT-Anwendungen (fMRI) für tiefe Gehirnregionen einschränkt. Hier berichten wir über die Verbesserung der verbleibenden B0-Inhomogenität dank einer maßgeschneiderten Offline-Optimierung.

Material & Methoden

Alle Messungen wurden auf einem Siemens Terra 7T mit N=10 Probanden durchgeführt. Es wurde eine Multi-Echo-Gradientenecho-Sequenz mit folgenden Parametern gemessen: TE1/TE2/TE3/TE4/TE5=1,5/4,01/6,52/9,03/11,54ms, Auflösung=3mm³. Zusätzlich wurde eine Work-In-Progress-Shimming-Sequenz (WIP 1441, Siemens Healthineers)^{1,2} mit den empfohlenen Einstellungen verwendet. Basierend auf der Größe des Anpassungsvolumens und dem Sequenztyp umfasste das prospektive Shimming-Protokoll die folgenden Messungen: 1)TuneUp 2)SiemensSmallFOV 3)SiemensWholeBrain 4)WIPWholeBrain 5)WIPSmallFOV. Das Fieldmapping wurde mit offline optimierten Shim-Strömen wiederholt. Alle ME-GRE-Phasenbilder wurden entpackt und die B0-Feldkarten des gesamten Gehirns wurden mit der ROMEO⁴ ausgepackt. Verlustfunktion für globale Optimierung: 1) $B0pinv$ ⁵ 2) $B0mean = mean(B_r)$ 3) $B0h4 = B0mean \cdot [max(B_r) - min(B_r)]$ und 4) $B0grad = B0mean \cdot [mean(grad(B_r))]$ Differential Evolution Solver (ScyPy.optimization 1.141). Mittelwert (M), Standardabweichung (STD), Peak-to-Peak (P2P) und mittlerer Gradient (MG) des residualen B0-Feldes wurden zur Quantifizierung von Shimming-Algorithmen verwendet.

Ergebnisse

Im Gegensatz zu allen anderen Algorithmen zeigt $B0pinv$ eine erhebliche Varianz in der Zuverlässigkeit zwischen den Probanden. Auf der Grundlage des gemeldeten minimalen mittleren Rest-B0 für jeden Probanden schneiden $WIPs$, $B0mean$ und $B0h4$ am besten ab (Abbildung 1). Über alle Probanden gemittelt zeigt die Analyse der Shim-Ströme, dass primär die Terme Z, Z2, X2-Y2 und Z(X2-Y2) verwendet wurden (Abbildung 2).

Zusammenfassung

Bei der Ganzhirn-Bildgebung ist ein größerer Shimming-Bereich erforderlich, um Artefakte zu vermeiden, was jedoch den Unterschied in der Leistung des Algorithmus dämpfen kann. Shim-Terme höherer Ordnung mit komplexen räumlichen Verteilungen werden im Allgemeinen bevorzugt, um die Struktur des Gehirns zu erfassen.

Literatur

1. Jezzard. Neuroimage 62:648-651(2012)
2. Robinson, Jovicich. Magn Reson Med 66:976-988(2011)
3. Dymerska et al. Magn Reson Med (2020)
4. Nielsen et al. Proc Intl Soc Mag Reson Med 3772(2021)

Anhang

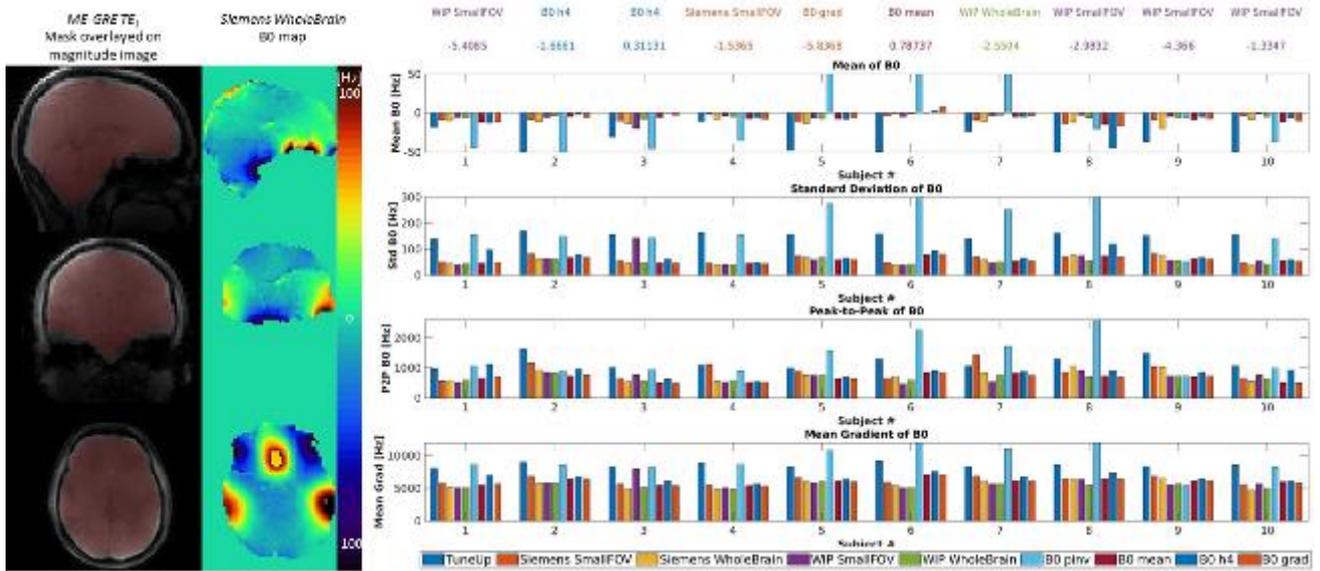


Abbildung 1. M, STD, P2P und MG des Rest-B0 zeigen eine globale Verbesserung im Vergleich zu TuneUp bei allen Probanden (rechts). Die B0pinv-Leistung bleibt instabil. Der minimale mittlere B0-Wert und die entsprechende Methode werden für jeden Probanden angegeben (obere Reihe).

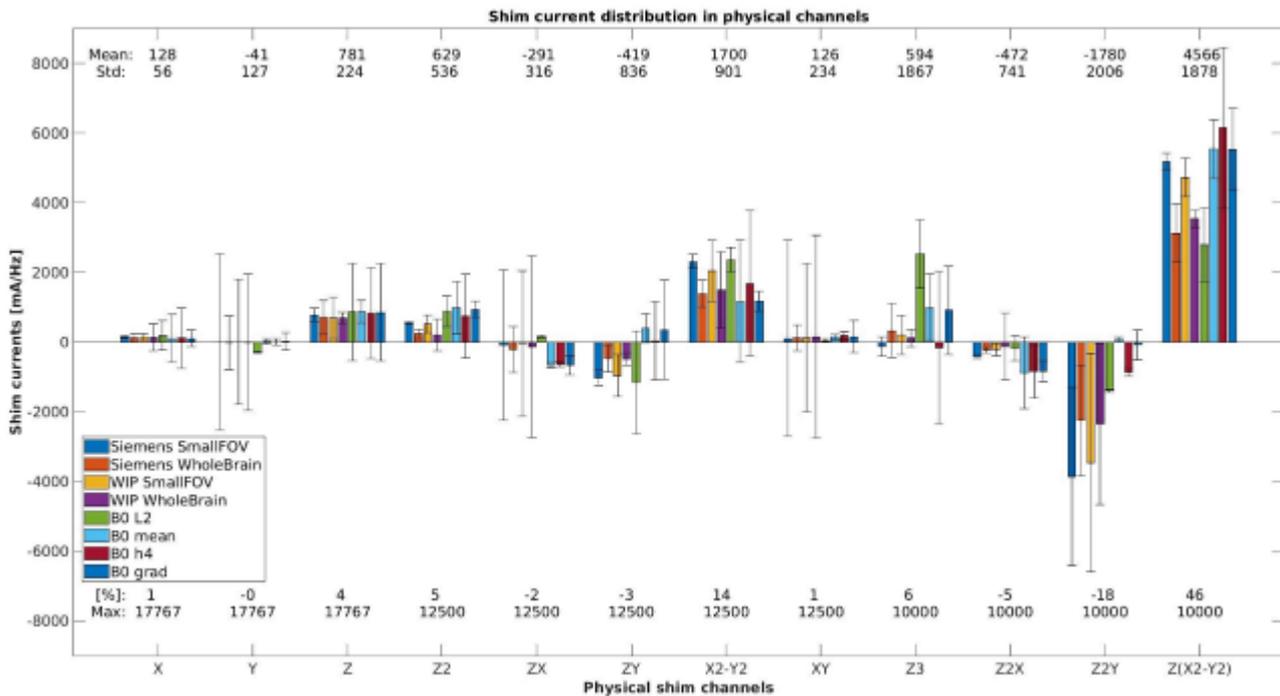


Abbildung 2. Mittlerer Shim-Strom und STD gemittelt über alle Probanden für alle Algorithmen über physikalische Kanäle. Die Kanäle Z, Z2, X2-Y2, Z(X2-Y2) wurden im Allgemeinen stark genutzt, während ZX, ZY, XY, Z3, Z2X, Z2Y eine erhebliche Varianz zwischen den Algorithmen aufweisen. Kein Shim-Strom liegt in der Nähe der Hardwaregrenze.

AS10.04/PS07.04 Bestimmung der Querschnittsfläche eines segmentierten Hörnervs zur Prognose des Sprachverstehens nach Cochlea-Implantation

F. Schmidt¹, T. Siemers¹, L. Zhang¹, D. Cantré¹, A. L. Saur¹, W. Großmann¹, R. Mlynski¹

¹Universitätsmedizin Rostock, Rostock, Deutschland

Einleitung

Die Funktion des N. cochlearis (NC) ist eine entscheidende Voraussetzung für den Erfolg einer Cochlea-Implantat (CI)-Versorgung. Eine Überprüfung dieser Funktion ist jedoch häufig nicht möglich, da viele Patienten mit CI-Indikation auf dem betroffenen Ohr bereits vollständig ertaubt sind. Dies macht eine zuverlässige Prognose des Versorgungserfolgs mit dem CI erheblich schwieriger.

MRT-Messungen des Felsenbeins ermöglichen eine bildgebende Darstellung der Struktur des NC. Es gibt Hinweise darauf, dass die normierte Querschnittsfläche des N. cochlearis (ANC) im Verhältnis zur Fläche des Fazialisnervs (ANF) mit dem Sprachverstehen nach CI-Aktivierung korreliert [1]. Die Bestimmung der Querschnittsfläche ist jedoch methodisch anspruchsvoll, da sie entlang des Nervs stark variieren kann [2]. Ziel dieser Studie ist es daher, ANC direkt aus segmentierten Nerven abzuleiten, um eine umfassende Analyse der vollständigen Repräsentation des NC zu ermöglichen.

Material & Methoden

Bei 20 Patienten wurden der Hör- und der Fazialisnerv segmentiert. Zusätzlich wurden die Querschnittsflächen von ANC und ANF manuell vermessen – von der Cochlea (Position 0) bis zum Kleinhirnbrückenwinkel (Position 100) als Referenzwerte. Anschließend wurden für die segmentierten Nerven durch optimale Rotation der Struktur sukzessive die Querschnittsflächen bestimmt und mit den manuell ermittelten Werten verglichen. Abschließend wurde untersucht, ob Korrelationen zwischen den verschiedenen Nervenpositionen und dem Sprachverstehen nach CI-Versorgung bestehen.

Ergebnisse

ANC und ANF können im inneren Gehörgang zwischen Positionen 0 und 50 nahezu vollständig bestimmt werden. Bei den ANC verschlechtert sich allerdings die Darstellbarkeit proximal dramatisch. Die aus den Segmentierungen abgeleiteten Querschnittsflächen korrelieren sehr gut mit den manuell gemessenen Flächen ($R = 0.96$, $p < 0.001$). Das Sprachverstehen korrelierte am besten an der Nervenposition 40-45 ($R = 0.66$, $p < 0.01$).

Zusammenfassung

Die Segmentierung der Nerven eignet sich hervorragend, um den Verlauf der Querschnittsflächen präzise und vollständig zu erfassen. Die aus den segmentierten Strukturen ermittelten ANC- und ANF-Werte können direkt zur Prognose des Sprachverstehens nach einer CI-Versorgung herangezogen werden und sollten künftig in die Patientenberatung vor einer CI-Implantation einfließen.

Literatur

- [1] Zhang L*, Schmidt FH*, Cantre D, Brenzel R, Ehrh K, Großmann W, Langner S, Mlynski R (2024). The predictive value of preoperative measurements of cochlear nerve diameters from MRT and postoperative speech perception in adult patients with cochlear implant. *Otol Neurotol*. doi:10.1097/MAO.0000000000004293.
- [2] Schrank, L., Nachtigäller, P., Müller, J. et al.: ART and AutoART ECAP measurements and cochlear nerve anatomy as predictors in adult cochlear implant recipients. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 281, 3461–3473 (2024). <https://doi.org/10.1007/s00405-023-08444-5>

Dosimetrie

AS11.01 Charakterisierung und Kalibrierung eines neuartigen Plastiksintillationsdetektors für Photonendosimetrie

I. D. Göbel¹, C. J. Bauer¹, F. Schneider¹, F. A. Giordano¹, J. Fleckenstein¹

¹Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland

Einleitung

Um akkurate und sichere Strahlentherapie zu ermöglichen, wird präzise Dosimetrie benötigt. Plastiksintillationsdetektoren zeichnen sich dafür mit einer hohen Orts- und Zeitauflösung aus. Ziel dieser Arbeit ist eine Kalibrierung und Charakterisierung eines neuen Szintillationsdetektors (SD, model11, Blue Physics LLC, USA) für Photonenstrahlenfelder[1,2].

Material & Methoden

Die SD Kalibrierung erfolgt über den Adjacent Channel Ratio (*ACR*) und den Kalibrierfaktor f_{cal} :

$$D = f_{cal}(M_S - ACR * M_C)$$

Mit dem ACR wird die im Lichtleiter entstehende Čerenkov-Strahlung M_C vom gemessenen Sensorsignal M_S subtrahiert. Er wird bestimmt, indem die Länge des Lichtleiters im Strahlungsfeld variiert und die Dosis am Szintillationsdetektor konstant gehalten wird. Der ACR wurde für unterschiedliche Dosisleistungen (300 und 600 MU/min) und Photonenenergien (6 MV, 6FFF, 10 MV) bestimmt. Der SD wurde für 6 MV Photonen charakterisiert. Reproduzierbarkeit, Dosislinearität und Dosisleistungsunabhängigkeit wurden in einem RW3 Plattenphantom (PTW, Freiburg) bestimmt. Tiefendosiskurve (TDK) und Output-Faktoren (OF) wurden in einem Wasserphantom (MP3-XS, PTW) gemessen. Als Referenzmessung für die TDK wurde eine Ionisationskammer (31021 Semiflex 3D, PTW) verwendet.

Ergebnisse

Die Kalibrierung und ACR sind konstant über alle Energien und Dosisleistungen (Tab 1). Die bestimmten ACR-Werte weichen, entsprechend der Herstellerempfehlung [2], weniger als 7% voneinander ab. Die Reproduzierbarkeit sowohl kurz- als auch mittelfristig ist unter 0,5%. Sowohl Linearität als auch Dosisleistungsabhängigkeit sind unter 1,5%. Die Kennwerte der TDK weichen weniger als 0,5% von der Referenz ab (Abb. 1). Die OF ohne Korrektur für kleine Felder zeigen gute Übereinstimmung mit den Referenzen (Abb. 2).

Zusammenfassung

Der SD wurde erfolgreich für Photonenstrahlung dosimetrisch kalibriert und misst Dosis linear, dosisleistungsunabhängig und reproduzierbar. Dosisleistungs- sowie Energieunabhängigkeit des Detektors werden außerdem durch die hohe Übereinstimmung der gemessenen TDK und der Referenz gezeigt. Der SD kann somit für Echtzeit-Dosimetrie auch in kleinen Photonenfeldern eingesetzt werden. Eine Untersuchung von Einzelpulsdosimetrie ist in Vorbereitung.

Anhang 1

ACR	0,941 ± 0,018
f_{cal}	$1,89 \times 10^{-3} \text{ cGy/nC}$
Reproduzierbarkeit 1	0,39%
Reproduzierbarkeit 2 (nach 7 Wochen)	0,47%
Dosislinearität (>4MU)	< 1,5%
Dosisratenabhängigkeit	< 1,5%
TDK D100 (Ref.)	67,9% (68,4%)
TDK D200 (Ref.)	40,2% (40,2%)
OF max. Diff. EBT 3 Film	3,7%
OF max. Diff. PTW Diamond	2,6%

Tab. 1: Ergebnisse SD Kalibrierungs- und Charakterisierungsmessungen

Anhang 2

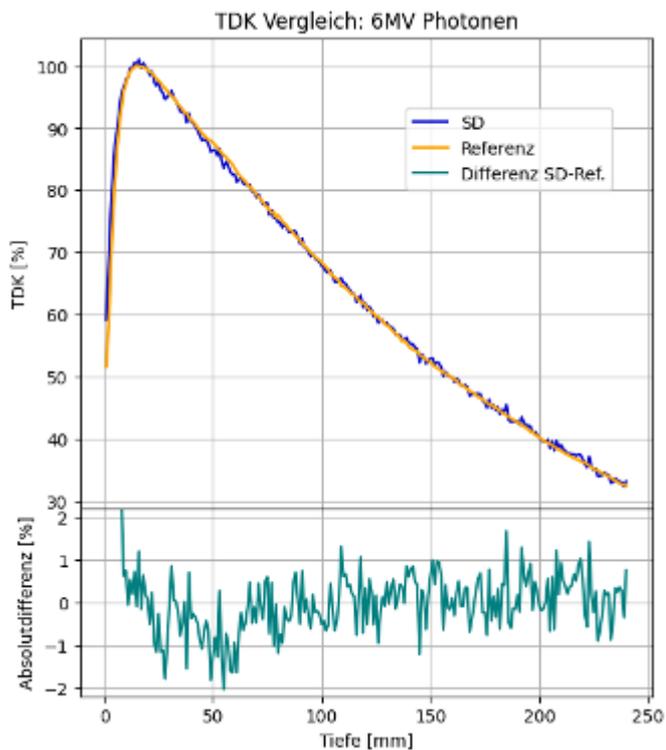


Abb.1: Vergleich von SD TDK mit Referenzmessung (PTW 31021 Semiflex 3D)

Anhang 3

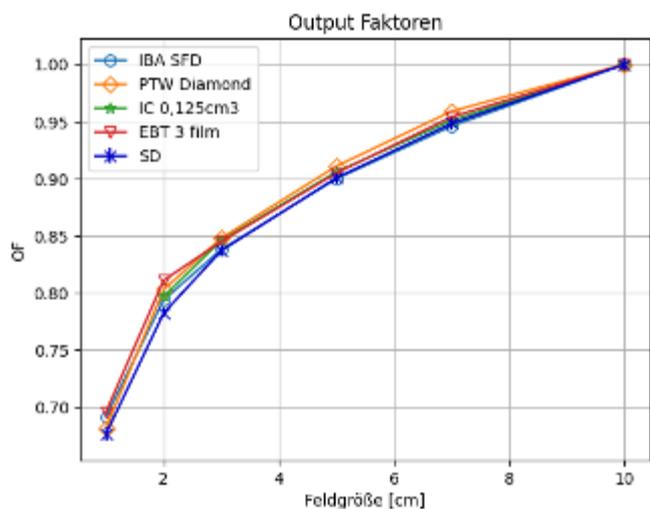


Abb.2: Output Faktoren bestimmt mit dem SD ohne Korrekturfaktor und Referenzwerte

Literatur

- [1] Das, I.J., et al. Characteristics of a plastic scintillation detector in photon beam dosimetry. J. Appl. Clin. Med. Phys. 25.1 (2024)
- [2] Blue Physics LLC., Blue Physics model 11 Instructions for Use, 1.1 ed., (2023)

AS11.02 Optimierung eines chemischen Dosimeters auf Fricke-Basis

N. Hornik^{1,2}, M. Meier^{1,2}, I. Sakulov^{1,2}, D. Weishaar², R. Erdmann², L. Derksen³, S. Adeberg^{1,4,5,3}, B. Keil^{1,2}, K. T. Brinkmann^{1,2}, K. S. Baumann^{1,4,5,3}

¹LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), TH Mittelhessen, Gießen, Deutschland

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

³Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Department of Radiotherapy and Radiooncology, Marburg, Deutschland

⁴Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Department of Radiotherapy and Radiooncology, Marburg, Deutschland

⁵Universitäres Centrum für Tumorerkrankungen (UCT) Frankfurt, Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung:

Die FRICKE-Lösung ist ein bewährtes chemisches Dosimeter zur Bestimmung absorbierter Strahlungsdosen basierend auf der Oxidation von Fe^{2+} zu Fe^{3+} , die eine dosisabhängige Änderung der optischen Dichte (ΔOD) bei 304 nm bewirkt. Zur Reduzierung der Messunsicherheit bei niedrigen Dosen wurde das FXS-Dosimeter (Ammonium-Eisen(II)-Sulfat – Xylenol Orange – Sorbitol) entwickelt. Eine Anpassung des pH-Werts sowie die Zugabe von Sorbitol und Xylenol Orange (XO) steigern das Messsignal und die Sensitivität des Dosimeters im Vergleich zur FRICKE-Lösung. Diese Studie untersucht die Leistungsfähigkeit des optimierten Dosimeters hinsichtlich der Dosis-Wirkungs-Beziehung durch gezielte Anpassung der Zusammensetzung an spezifische Dosisbereiche.

Material & Methoden:

Im FXS-Dosimeter mit 25 mM Schwefelsäure erhöht Sorbitol die chemische Aktivität und Fe^{3+} -Produktion. Der Fe^{3+}XO -Komplex bildet sich in Folge der Bestrahlung proportional zu Fe^{3+} , verschiebt das Absorptionsmaximum in den sichtbaren Wellenlängenbereich und wird bei 560 nm photospektrometrisch gemessen. Für die Charakterisierung des Ansprechverhaltens des Dosimeters wurden OD-Dosis-Kurven für Bestrahlung mit 80 MeV-Protonen bei 100 μM Sorbitol erstellt. Zur Optimierung des Dosimeters für verschiedene Dosisbereiche wurde ein Modell entwickelt, das es ermöglicht die Fe^{2+} - und XO-Konzentration im festen 2:1-Verhältnis gezielt anzupassen: $\text{FXS}_{\text{LowDose}}$ (250 μM Fe^{2+}) für niedrige Dosisbereiche und $\text{FXS}_{\text{HighDose}}$ (1000 μM Fe^{2+}) für hohe Dosisbereiche.

Ergebnisse:

$\text{FXS}_{\text{LowDose}}$ zeigt ein lineares Ansprechvermögen bis 10 Gy, mit beginnender Sättigung ab 15 Gy (Abb. 1). $\text{FXS}_{\text{HighDose}}$ liefert eine geringere Signalantwort, bleibt aber bis min. 30 Gy stabil. Beide Varianten zeigen gegenüber der FRICKE-Lösung eine deutliche Signalverstärkung (bis zu einem Faktor 40). Zur Anpassung des Dosimeters an verschiedene Dosisbereiche wird die Sättigungsgrenze durch gezielte Zugabe verschiedener Fe^{3+} -Konzentrationen und deren Umrechnung in eine Strahlendosis bestimmt. Die Sättigung tritt allgemein bei der Dosis ein, wenn das Verhältnis von gebildetem Fe^{3+} zu XO 1:1 erreicht (Abb. 2). Steigt die Anzahl an Fe^{3+} -Ionen weiter, ist kein XO mehr für die Fe^{3+}XO -Bildung verfügbar. Entsprechend lässt sich durch die Menge an XO der Dosisbereich einstellen.

Zusammenfassung:

Die präzise Anpassung der Fe^{2+} - und XO-Konzentrationen im FXS-Dosimeter ermöglicht eine gezielte Steuerung der Sensitivität und erweitert den anwendbaren Dosisbereich. Auf dieser theoretischen Grundlage kann das Dosimeter bereits im Vorfeld optimiert und gezielt auf den relevanten Dosisbereich abgestimmt werden.

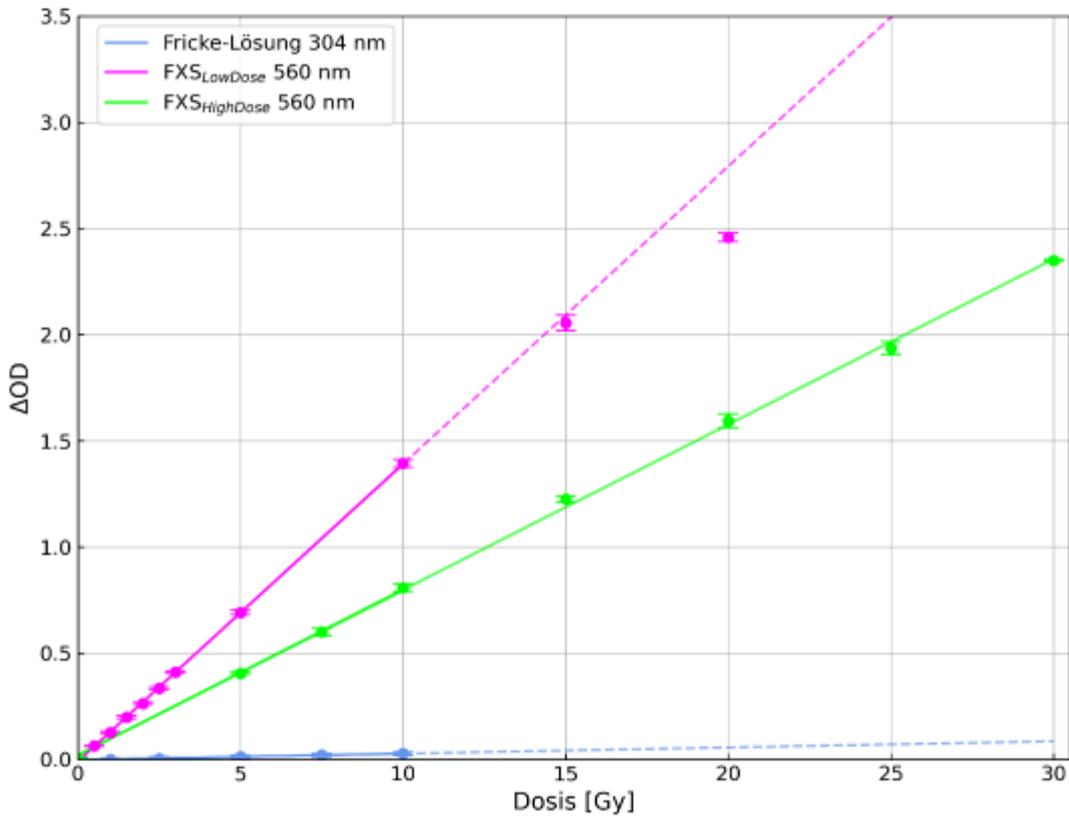


Abb. 1: ΔOD vs. Dosis bei 80 MeV-Protonen für FRICKE (blau), FXS_{LowDose} (pink) und FXS_{HighDose} (grün). Durchgezogene Linien: Linearer Fit des Ansprechvermögens; gestrichelt: Extrapolation bei Sättigung.

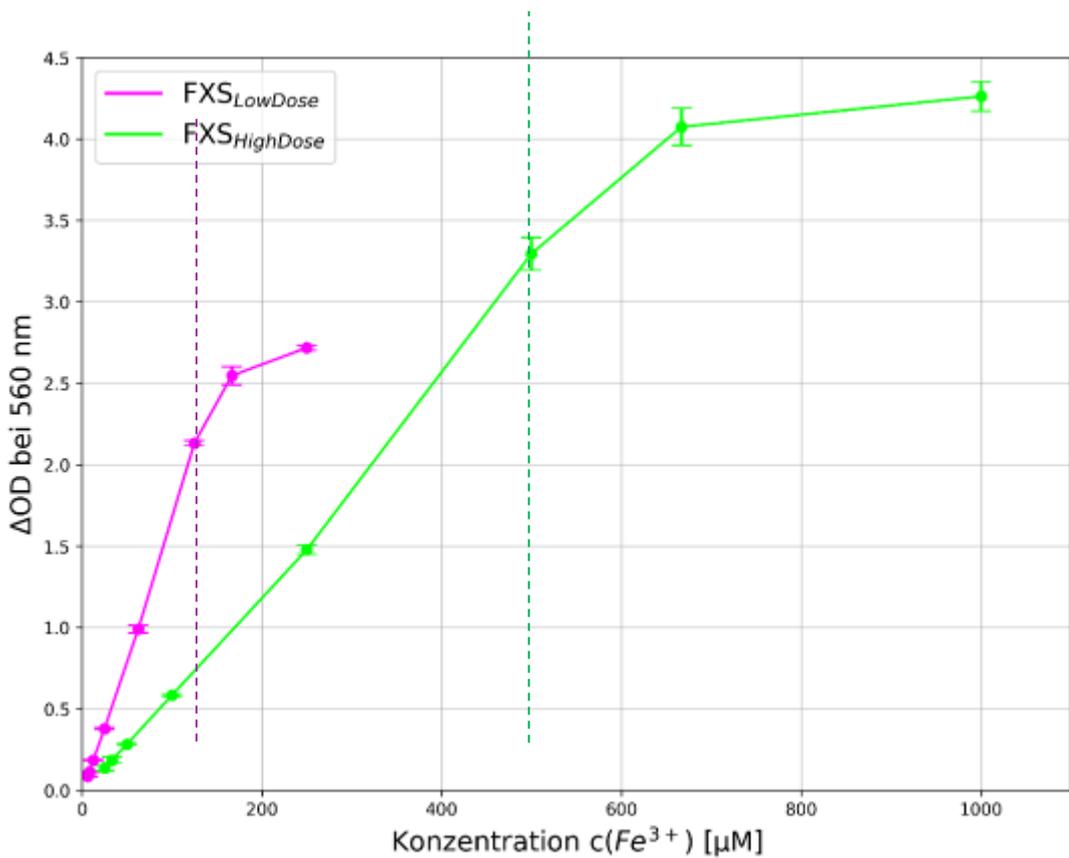


Abb. 2: ΔOD bei 560 nm vs. Fe^{3+} -Konzentration in FXS_{LowDose} und FXS_{HighDose} (pink/grün). Die gestrichelten Linien markieren Fe^{3+} :XO-Verhältnis von 1:1.

AS11.03 Monte-Carlo-berechnete Umrechnungsfaktoren von DoseToMedium zu DoseToWater

S. Schäfer^{1,2}, M. Schaks², M. Janich², D. Vordermark²

¹Universitätsklinikum Leipzig AÖR, Klinik für Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

²Universitätsklinikum Halle (Saale), Klinik für Strahlentherapie, Halle (Saale), Deutschland

Fragestellung

In der klinischen Bestrahlungsplanung kommen diverse Dosisberechnungsalgorithmen zum Einsatz. Einer der Hauptunterschiede, vor allem zwischen Collapsed-Cone-Algorithmen (CCC) und Monte-Carlo-Algorithmen (MC) ist die Mediumsreferenz, auf der die Dosisberechnung beruht. Zwar ist die Wasserenergiedosis D_w (DoseToWater) der Standard, es findet sich jedoch auch die Angabe von D_m (DoseToMedium). Um Dosisverteilungen untereinander vergleichbar zu machen, sollte erforscht werden, inwiefern sich zwei unterschiedlich berechnete Dosisverteilungen ineinander umwandeln lassen.

Methodik

Mit Hilfe der wissenschaftlichen MC-Software TOPASMC [2] wurde ein Linearbeschleuniger (LINAC) simuliert. Anhand bestehender Materialdefinitionslisten, die dem Planungs-CT in gewissen Dichtebereichen zugewiesen werden, um die MC-Simulation zu ermöglichen, wurden Testmaterialien erstellt und jeweils D_w und D_m simuliert. Unter gewissen Annahmen [3] lassen sich aus den Verhältnissen der Werte Faktoren bestimmen, anhand deren die Dosis auf dem Planungs-CT pro Hounsfield-Unit-Bereich (HU), der den jeweiligen Materialdichten entspricht, skaliert und umgerechnet werden kann.

Ergebnisse

Die Faktoren für eine der simulierten LINAC-Energien sind in Abb. 1 gezeigt. Die mit dieser Methode ermittelten Faktoren sind vergleichbar mit Literaturwerten [2].

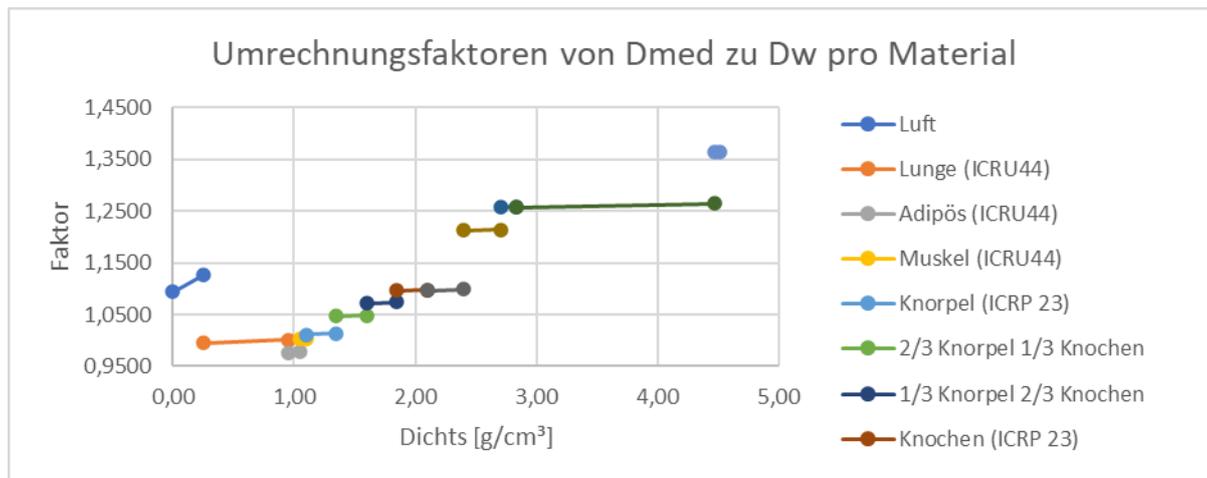


Abbildung 19. Umrechnungsfaktoren pro simuliertem Material für 6MV FFF (flattening-filter-free).

Schlussfolgerung

Mit dieser Methode ist es möglich, DoseToWater in DoseToMedium und umgekehrt ineinander umzurechnen. Dadurch lassen sich mit verschiedenen Algorithmen berechnete Dosisverteilungen objektiv miteinander vergleichen.

Literatur

- [1] Kry, S. F., Lye, J., Clark, C. H., Andratschke, N., Dimitriadis, A., Followill, D., Howell, R., Hussein, M., Ishikawa, M., Kito, S., Kron, T., Lee, J., Michalski, J., Monti, A. F., Reynaert, N., Taylor, P., Venables, K., Xiao, Y., & Lehmann, J. (2021). Report dose-to-medium in clinical trials where available; a consensus from the Global Harmonisation Group to maximize consistency. *Radiotherapy and Oncology*, 159, 106–111. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2021.03.006>
- [2] Perl J, Shin J, Schumann J, Faddegon B, Paganetti H. TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications. *Med Phys*. 2012 Nov;39(11):6818-37. DOI: 10.1118/1.4758060 PMID: 23127075; PMCID: PMC3493036.
- [3] Siebers JV, Keall PJ, Nahum AE, Mohan R. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Phys Med Biol*. 2000 Apr;45(4):983-95. DOI: 10.1088/0031-9155/45/4/313

AS11.04 Bolus in radiotherapy with air gap and additional scatter – Measurements and Monte-Carlo-simulations

W. W. Baus¹, M. Doku², H. Hermani³, V. Prokic²

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

²Hochschule Koblenz, Rhein-Ahr Campus, Remagen, Deutschland

³Mediclin Robert Janker Klinik, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Bonn, Deutschland

Introduction

Especially for head and neck (H&N) with tumors extending into the skin region, only use of waterlike bolus material might achieve sufficient dose coverage. However, sometimes air gaps unavoidable, either caused by fixation masks or by cavities, e.g. caused by extensive resection (see fig. 1). The question arises if dose build-up is still achieved in the presence of unavoidable air gaps. We investigated this using Monte Carlo simulations (MC) and ion chamber measurement. In addition to what is found in literature we also took into account the possible effect of lateral scatter by introducing scatter bodies (SB) to the setup simulating possible adjacent tissue.

Materials & Methods

For the measurements we used a blue solid water (CIRS) slab phantom together with an advanced Markus chamber (IC; PTW). The MC simulations were performed with DOSRZnrc usercode of EGSnrc MC [1]. For convenience, the setup was 110 cm SSD (without bolus). A 1.0 cm slab was used as bolus. The IC was positioned in 1 mm depth, the respective MC volume ranged from 1.0 to 2.0 mm (SDD \approx 110.1 mm). We measured the effect for field sizes of 4x4, 10x10 and 20x20 cm² at 1, 3, and 5 cm air gap (MC also 9 cm) using various ring shaped SB (diameter 2, 4, and 7 cm, 1.5 cm thick). These findings were also compared to the results produced by various commercial treatment planning systems (RTPS). The beam quality used was always 6 MV photons.

Results

Both, measurements (solid) and MC (dashed) are in good agreement (fig. 2). With larger air gap dose near the surface decreases as expected. This is marked for small field size, less pronounced for larger fields. Adding SB (non-cross marks), changes the situation dramatically: No significant loss of build-up is visible, rather an increase, obviously produced by the additional lateral scatter. Commercial RTPS show larger variations and seem to underestimate the scatter effect (not shown here).

Summary

IC measurements and MC simulations are in good agreement when investigating the effect of an air gap by using bolus. So far, the effect of scatter of adjacent tissue was not taken into account (e.g. [2]). Our investigations shows that for field of 10x10 or larger the surface dose is 90 % or higher even for gaps as large as 5 cm. In the clinical situation, where adjacent tissue might provide additional lateral scatter, even for fields as small as 4x4 the surface dose about 100 % (taking into account the output factor). This means, for photon treatments in the usual clinical situation air gaps when using bolus are of no concern – even for an anatomy as shown in fig. 1 – except maybe in very exotic situations.

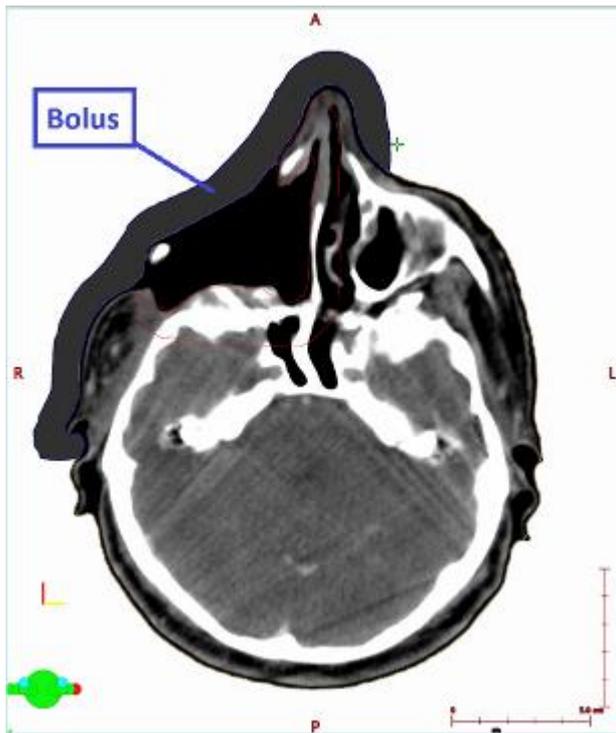


Fig. 1 Patient with recurrent sarcoma of the maxillary sinus with large surgical resection (5 cm air gap).

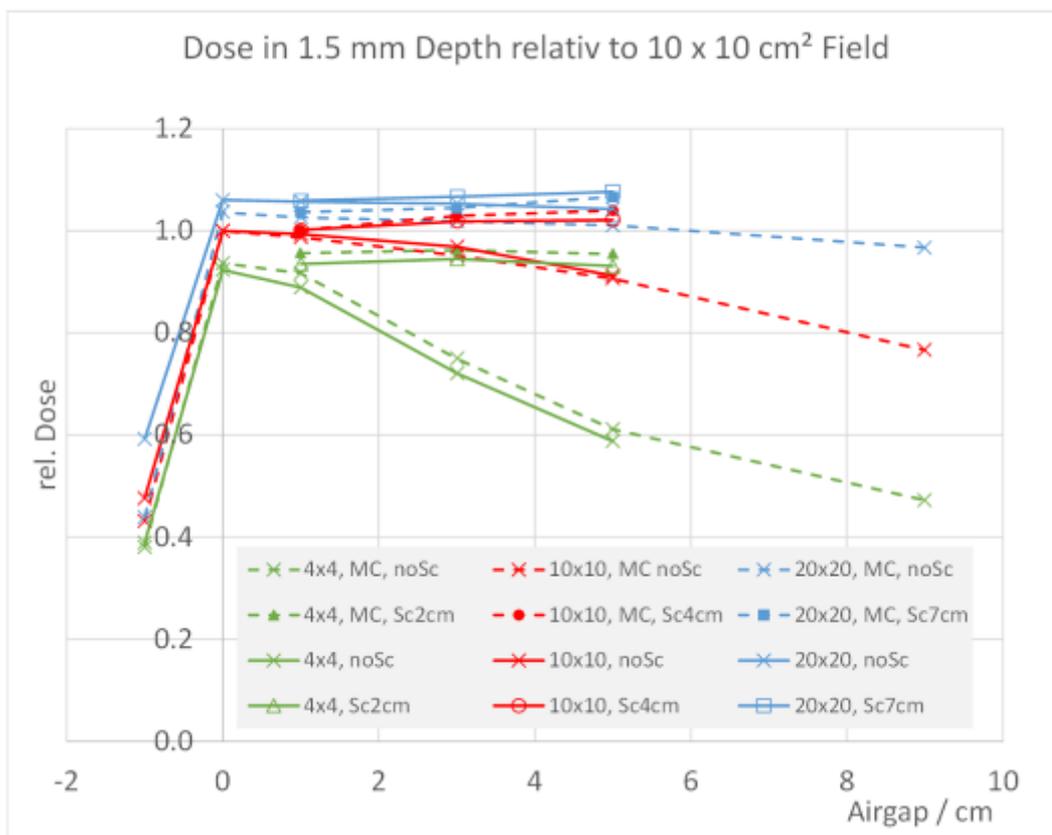


Fig. 2 Comparison of measurements and MC simulations, with and without scatter body (-1 cm = without bolus; all values normalized to 10x10 without gap).

Literatur

- [1] Kawrakow, Med. Phys. (2000)
- [2] Khan et al., J Cancer Ther (2013)

AS11.05 Bestimmung der Typ-B Messunsicherheit der Monte-Carlo-Simulation eines klinischen Linearbeschleunigers

M. Apel¹, R. P. Kapsch¹

¹Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Dosimetrie für die Strahlentherapie und Röntgendiagnostik, Braunschweig, Deutschland

Einleitung

Die Monte-Carlo Simulation des Strahlungstransportes ist in allen Bereichen der medizinischen Physik, die ionisierende Strahlung nutzen, ein etabliertes Verfahren und findet sowohl in der Forschung und Entwicklung als auch in der Klinik diverse Anwendungsfälle. Mit den Entwicklungen der vergangenen Jahrzehnte wurden eine Vielzahl an universell einsetzbaren Software-Toolkits zur Verfügung gestellt [1,2,3]. Nicht selten werden die Simulationsergebnisse als Ground-Truth betrachtet und lediglich die statistische Unsicherheit (Typ-A) ermittelt. Diese Arbeit diskutiert einerseits das FANO-Theorem [4] mit dem verifiziert werden kann, dass die Simulation für die modellierte Geometrie und den betrachteten Strahlungstyp verlässliche Ergebnisse liefert und andererseits, wie eine Unsicherheitsabschätzung (Typ-B) der Observablen vorgenommen werden kann [5, 6].

Material & Methoden

Zunächst wurde der Strahlungstransportcode EGSnrc/BEAMnrc [1] genutzt, um einen klinischen Linearbeschleuniger des Typs Elekta Synergy auf Grundlage detaillierter Herstellerangaben zu modellieren. Das Beschleunigermodell wurde anhand von Messungen in einem Wasserphantom verifiziert und erreichte eine Übereinstimmung gemäß des (1 mm, 1 %)-Gamma-Index für mindestens 99,5 % aller Punkte entlang der Tiefendosiskurve sowie beider Dosisquerprofile für alle untersuchten Feldgrößen (3x3 cm² bis 40x40 cm²). Anschließend wurde der Einfluss möglicher Unsicherheitsquellen auf die Dosisprofile untersucht, indem einzelne Parameter (zum Beispiel Dichten oder die Materialzusammensetzung bestimmter Komponenten) variiert wurden. Die Typ-B-Unsicherheit wurde aus einer Vielzahl solcher Simulationen bestimmt. Die Demonstration des Fano-Theorems beruht ebenfalls auf Simulationen mit EGSnrc. Dazu werden alle Medien der zu simulierenden Geometrie mit Wasser ersetzt und die Dosis in jeder Komponente der Geometrie bestimmt. Sofern die Strahlung isotrop ist, lässt sich die Dosis in jeder Komponente analytisch berechnen und mit den simulierten Ergebnissen vergleichen.

Ergebnisse

Die Untersuchungen bezüglich des FANO-Theorems zeigen, dass mithilfe des Strahlungstransport Codes EGSnrc die Berechnung der deponierten Energie in einer Ionisationskammer (Exradin A12) innerhalb 0.1% Abweichung zu dem theoretisch erwarteten Wert liegen. Zudem ist aufgezeigt welche Unsicherheitsquellen die Simulation von Dosisprofilen in einem Wasserphantom am stärksten beeinflussen und in welcher Größenordnung diese liegen. In Tabelle 1 sind einige Unsicherheitskomponenten beispielhaft angegeben, die sich aus der Variation der Eigenschaften des auf das Target auftreffenden Elektronenstrahles ergeben. Neben diesen wurde zusätzlich der Einfluss von Variationen der geometrischer Abmessungen und Materialparameter der Komponenten des Beschleunigerkopfes sowie der Wechselwirkungskoeffizienten untersucht.

Zusammenfassung

Diese Arbeit diskutiert das FANO-Theorem zur Verifikation der Simulationsergebnisse und eine Typ-B-Unsicherheitsabschätzung von simulierten Dosisverteilungen in einem Wasserphantom. Die Ergebnisse zeigen, dass die simulierte Dosis in einer Ionisationskammer mit weniger als 0,1 % Abweichung vom analytischen Wert übereinstimmt. Die Typ-B-Unsicherheitsabschätzung zeigt, dass der mittels Monte-Carlo-Simulation bestimmten Dosis in einer Ionisationskammer eine Typ-B Unsicherheit von 0.6% in einer Distanz von 10cm zur Wasseroberfläche entlang der Tiefendosiskurve zugeordnet werden kann. Hauptunsicherheitsquellen sind dabei die mittleren Elektronen Energie der Elektronen vor dem Target, der Compton Wechselwirkungsquerschnitt und die Position der Leafs des Multilamellenkollimator.

Anhang 1

Unsicherheitsquelle x_i	$u(x_i)$	Unsicherheitsbeitrag
Brennfleckgröße in X	10 %	0.031 %
Brennfleckgröße in Y	10 %	0.046 %
Mittlere Winkelabweichung	4 %	0.110 %
Mittlere Elektronenenergie	3 %	0.216 %
Versatz des Brennflecks in X	0.3 mm	0.056 %
Versatz des Brennflecks in Y	0.3 mm	0.066 %
Rotation des Brennflecks um X	0.2 °	0.025 %
Rotation des Brennflecks um Y	0.2 °	0.016 %

Tab. 1: Auszug des Unsicherheitsbudget für die Unsicherheitsquellen die die Eigenschaften der Elektronen vor dem Bremsstrahlungstarget betreffen zur Abschätzung der Typ-B Unsicherheit für den 6MV-WFF Betriebsmodus in 10 cm Tiefe entlang der Tiefendosiskurve $(X,Y,Z)=(0\text{ cm},0\text{ cm},10\text{ cm})$

Literatur

- [1] - Kawrakow I, Rogers DWO, Mainegra-Hing E, Tessier F, Townson RW, Walters BRB. EGSnrc toolkit for Monte Carlo simulation of ionizing radiation transport, doi:10.4224/40001303 (2000).
- [2] - Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J., Araujo, H., Arce, P., ... & Zschiesche, D. (2003). GEANT4—a simulation toolkit. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 506(3), 250-303. [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(03\)01368-8](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01368-8)
- [3] - Ferrari, A., Sala, P. R., Fasso, A., & Ranft, J. (2005). FLUKA: A multi-purpose simulation package for beams, accelerators, and radiation protection. Proceedings of the International Conference on Computational Physics, 6, 1-20. https://doi.org/10.1142/9789812774949_0011
- [4] - Bouchard, Hugo, et al. "Reference dosimetry in the presence of magnetic fields: conditions to validate Monte Carlo simulations." Physics in Medicine & Biology 60.17 (2015): 6639.
- [5] - Wulff, J., Heverhagen, J. T., Zink, K., & Kawrakow, I. (2010). Investigation of systematic uncertainties in Monte Carlo-calculated beam quality correction factors. Physics in Medicine & Biology, 55(16), 4481.
- [6] - Renner, F. (2015). Benchmark experiment to verify radiation transport calculations for dosimetry in radiation therapy. Zeitschrift für medizinische Physik, 26(3), 209-223.

AS11.06 Untersuchung von Materialien für die Dosimetrie in der Neutronentherapie

L. Sommer¹, T. Chemnitz¹, D. Wiedenmann¹, S. Stefanowicz², F. Alexander², J. Wilkens^{2,3}

¹Technische Universität München, Forschungs-Neutronenquelle Heinz Maier-Leibnitz (FRM II), Garching b. München, Deutschland

²TUM School of Medicine and Health und Klinikum rechts der Isar, Klinik für RadioOnkologie und Strahlentherapie, München, Deutschland

³TUM School of Natural Sciences, Physics Department, München, Deutschland

Einleitung

In der Strahlentherapie mit Neutronen kommen entweder schnelle oder epithermischen Neutronen zum Einsatz. Dabei ist eine Kontamination des Neutronenstrahls mit Photonen unvermeidlich. In der Dosimetrie dient Wasser als Referenzmedium und es existieren keine kommerziellen Gewebeersatzmaterialien für die Neutronentherapie. Die element- und isotopspezifischen Wirkungsquerschnitte von Neutronen stellen hier eine Herausforderung dar. Ziel des Projekts ist es daher, ein anthropomorphes Phantom für die Neutronentherapie zu entwickeln.

Material & Methoden

Die untersuchten Materialien sind in Tab. 1 aufgeführt. Alle Materialien wurden als Zylinder hergestellt. Da die genaue Zusammensetzung teilweise nicht verfügbar war, wurde die Charakterisierung mittels Infrarot-Spektroskopie und energiedispersiver Röntgenmikrobereichsanalyse in Auftrag gegeben. Die Bestimmung der Hounsfield Nummern (HU) wurde mittels eines Planungs-CTs durchgeführt. Hierzu wurden die Zylinder in eine Halterung aus PE eingesetzt. Um die Wechselwirkung mit Neutronen zu bestimmen, wurden Tiefendosiskurven (TDK) für Spaltneutronen mit einer mittleren Energie von 1,9 MeV mittels Monte Carlo (MC) simuliert.

Ergebnisse

Das Ergebnis des CT-Scans ist in Abb. 1 gezeigt, Abb. 2 zeigt die HU für die Materialien. Hieraus ergibt sich für das Planungs-CT und die entsprechende Energie, dass die Materialien HAp und TCP hier gut als Ersatz für Knochen geeignet sind, Nylon und das Gewebefilament für Weichgewebe und Silikon mit 30 % Füllung für Lunge.

In Abb. 3 sind auf der linken Seite die TDK für Knochenersatz und auf der rechten für Weichgewebe- und Lungenersatz gezeigt. Hieraus ergibt sich, dass HAp und TCP auch für Neutronen bei der untersuchten Energie gut als Knochenersatz geeignet sind bzw. Nylon für Weichgewebe. Die Eignung des Silikons hängt von der Dichte ab.

Zusammenfassung

Eine Auswahl von Materialien wurde identifiziert, um diese für die Dosimetrie im Mischfeld aus Neutronen und Photonen als Ersatzmaterialien für Körpergewebe zu verwenden. Da sich alle Materialien durch additive Fertigung verarbeiten lassen, eignen sich diese gut für die Herstellung eines anthropomorphen Phantoms.

Anhang 1

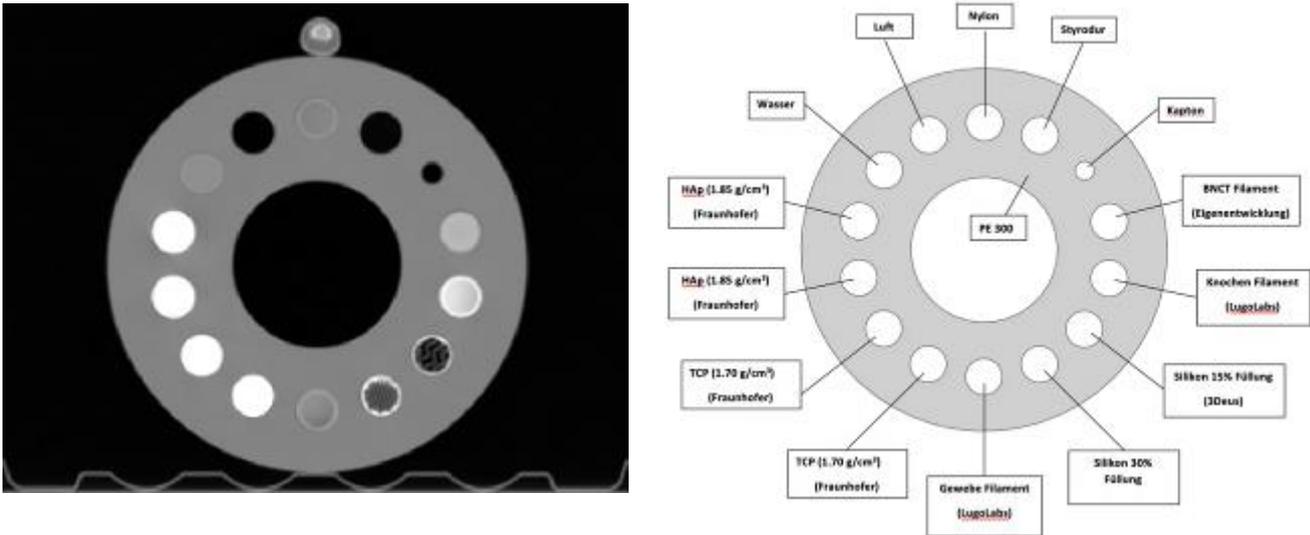


Abb.1: Querschnitt durch CT-Scan der Halterung mit zylinderförmigen Proben (links) und Positionen (rechts).

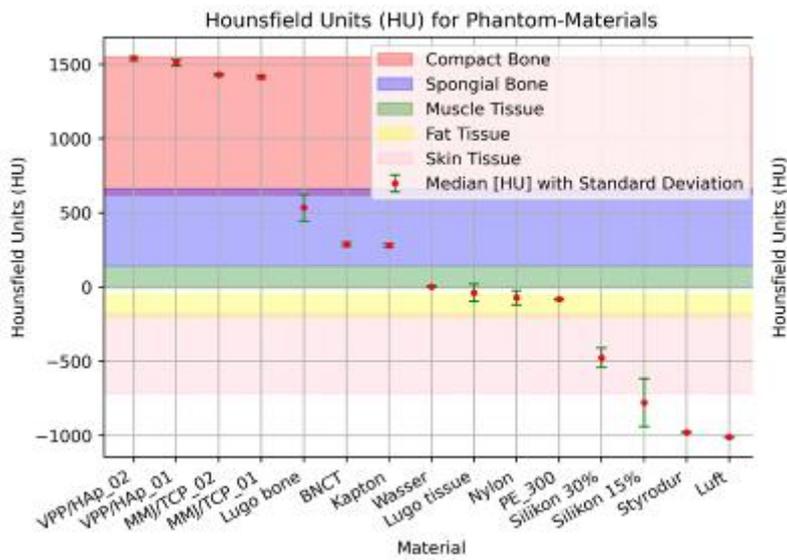


Abb.2: HU-Werte der einzelnen Materialien aus CT-Scan.

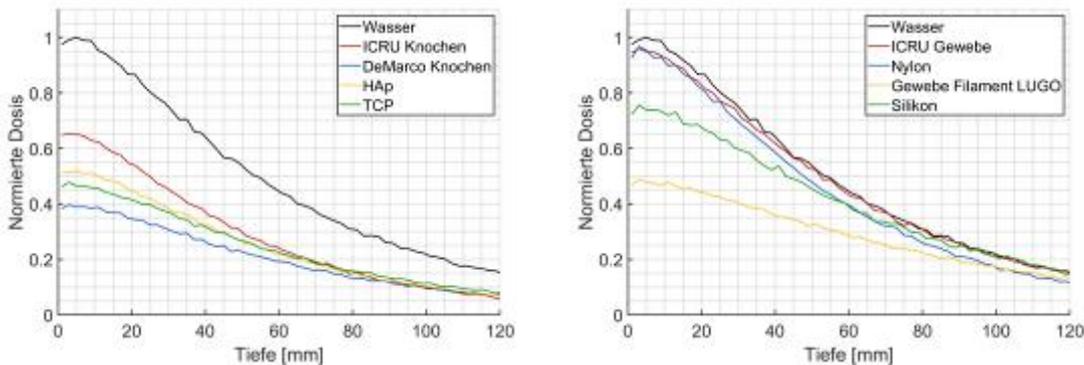


Abb.3: Neutronen-TDK aus MC Simulation für Knochen und knochenäquivalente Materialien (links) und für Weich- und Lungengewebe und äquivalente Materialien (rechts).

Anhang 2

Material	Substitution	Verarbeitung (additive Fertigung)	Bezugsquelle	Dichte [g/ccm]
Nylon	<i>Weichgewebe</i>	Filamentdruck	UltiMaker	1,14
Gewebe Filament	<i>W.</i>	Filamentdruck	LUGO Labs	-
Polyethylen	<i>W.</i>	-	-	0,95
Silikon	<i>Lunge</i>	3D Druck	3Deus	-
Styrodur	<i>L.</i>	-	BASF	-
Tricalciumphosphat (TCP)	Knochen	Multi Material Jetting (MMJ)	Fraunhofer Dresden IKTS	1,70
Hydroxylapatit (HAp)	K.	Vat Photopolymerisation (VPP)	Fraunhofer Dresden IKTS	1,85
Knochen Filament	K.	Filamentdruck	LUGO Labs	-

Tab. 1: Materialien für Weichgewebe, Lunge und Knochen.

Biomedizinische Optik

AS13.01 Photodamage in nonlinear microscopy – Mechanisms and mitigation approaches

X. X. Liang¹, S. Freidank¹, N. Linz¹, A. Vogel¹

¹Universität zu Lübeck, Institut für Biomedizinische Optik, Lübeck, Deutschland

Introduction

Mitigating photodamage and maximizing photon yield are vital for successful live-cell nonlinear microscopy. This requires deeper understanding of nonlinear photodamage mechanisms. Major pathways include nonlinear electronic excitation of biomolecules, leading to free radicals and reactive oxygen species (ROS) production, as well as free electron generation via ionization of tissue water and biomolecules. Free electrons break chemical bonds directly or interact with biomolecules indirectly through ROS produced via water dissociation [1,2]. These interactions may involve intermediate photoproducts with nonlinear absorption properties that accelerate photodamage kinetics. Investigation of the kinetics and a deeper understanding of the individual steps involved enables the design of novel mitigation strategies for photodamage.

Material & Methods

We explored the photodamage kinetics in multiphoton microscopy across various cell types (epithelial cells, lens protein, and collagenous lens capsule). Repeated scans of ocular tissue regions enabled real-time monitoring of photodamage kinetics via time-lapse multiphoton imaging. We quantitatively characterized transitions from intact tissue (emitting autofluorescence) to slightly changed tissue (photobleaching), drastically changed tissue (hyperfluorescence and plasma luminescence) and molecular disintegration (gas bubble formation). Luminescence in photodamaged ocular tissue was analysed with lifetime measurements using time-correlated single-photon counting. Brightness distribution in the images was analysed in the form of histograms, and the evolution of these histograms with increasing irradiation dose was tracked. Multi-rate-equation model was used to evaluate the electron energy spectrum [1].

Results

Our findings reveal a progression from a slow ‘incubation’ phase towards a runaway process, likely driven by laser-produced molecular fragment aggregation that enhances nonlinear absorption. This step may involve carbon nanodot formation from protein/peptide fragments. By mapping the threshold values for hyperfluorescence, plasma luminescence and bubble formation in the (irradiance, radiant exposure) space, we identified a “safe” region for nonlinear microscopy of transparent cells and tissues.

Mitigating photodamage involves strategies such as lowering pulse repetition rates and fast scanning to prevent heat accumulation; shortening pulse durations to increase irradiance and photon yield while truncating ionization avalanches; and employing long pulse durations with low irradiance to inhibit ionization and enable electron hydration.

Conclusions

Comprehensive experimental and theoretical exploration of these approaches promises to advance gentle nonlinear microscopy for live cells, animals, and ultimately humans.

References

- [1] Liang, X.X., Zhang, Z., Vogel, A.: Opt. Express, (2019) 27, 4672-4693.
- [2] Schmalz, M., et al.: Proc. Nat. Acad. Sci. U.S.A., (2022) 120, e2220132120.

AS13.02 Laser-induzierte Plasmabildung und Kavitation in Wasser: Von Nanoeffekten zu extremen Materiezuständen

N. Linz¹, S. Freidank¹, X. X. Liang¹, A. Vogel¹

¹Universität zu Lübeck, Institut für Biomedizinische Optik, AG Nichtlineare Energiedeposition und Zellchirurgie, Lübeck, Deutschland

Einleitung

Die laserinduzierte Plasmabildung in Wasser, auch als optischer Durchbruch bezeichnet, ermöglicht eine kontrollierte, nichtlineare Energiedeposition in transparenten Medien mit vielfältigen Anwendungen im Bereich der Laser-Materialbearbeitung, der Laser-Zellchirurgie, der Herstellung hochreiner Nanopartikel (LAL) sowie der Laser-Plasmaspektroskopie (LIBS). Dabei kann die deponierte Energie von Nanoeffekten bis hin zu extremen Energie- und Materiezuständen reichen. Ziel dieser Arbeit war es, die energieabhängige Dynamik der Plasmabildung und Kavitationsblasen in Wasser systematisch zu untersuchen und daraus Rückschlüsse auf Energieverteilung, Materialeffekte und zukünftige Anwendungsstrategien zu ziehen.

Material & Methoden

Verwendet wurden Laserpulse mit Pulsdauern von Femtosekunden (fs) bis Nanosekunden (ns) und Wellenlängen von UV bis IR. Diese wurden aberrationsfrei durch Wasserimmersionsobjektive mit numerischen Aperturen (NA) von 0.3 bis 0.9 in hochreines Wasser fokussiert. Die Schwelle für die Blasenbildung wurde durch ein empfindliches Streulichtverfahren detektiert und die Größe der Kavitationsblasen (R_{\max}) diente als Maß für den laserinduzierten Effekt. Zusätzlich wurde die Plasmadynamik mittels hochauflösender Fotografie in Seitenansicht untersucht. Die Energieverteilung wurde aus der Kombination von Blasengröße, Transmission, Absorption und Plasmavolumen abgeleitet. Zusätzlich wurden mit kostengünstigen Mikrochiplasern im UV Bereich mit sub-ns Pulsdauern vielversprechende Experimente an Gläsern und Hornhautgewebe durchgeführt.

Ergebnisse

Drei mögliche Szenarien der nichtlinearen Energiedeposition wurden identifiziert: (1) kontinuierlich steuerbare Effekte bei fs-Pulsen, (2) schlagartige („big bang“-)Effekte bei IR-ns-Pulsen, und (3) ein neu entdeckter, schrittweise steuerbarer Übergangsbereich bei UV-ns-Pulsen, der fein justierbare Nanoeffekte erlaubt. Bei fs- und ns-Pulsen lagen die durchschnittlichen Plasmaenergiedichten zwischen 10–40 kJ/cm³, mit Hotspots von bis zu 400 kJ/cm³ im ns-Regime. Der Radius der Kavitationsblase skalierte mit $E^{1/3}$, wobei 15–20 % der absorbierten Laserenergie in Blasenenergie übergingen. Bei steigender Energie wurde bis zu 75 % in Stoßwellen umgewandelt. Die hohe fotografische Auflösung der Plasmen zeigte bei ns Pulsdauern Streaks im Inneren des Plasmavolumens, instabile lokale Ionisationsvorgänge mit einer Energieumverteilung über radiativen Transport. Mit UV-ns-Pulsen konnten präzise Gewebeschnitte und Brechungsindexvariationen in Glas erzeugt werden – erstmals mit deterministischem Verhalten und hoher Reproduzierbarkeit.

Zusammenfassung

Die Arbeit liefert ein umfassendes Bild der optischen Durchbruchdynamik in Wasser über ein breites Parameterfeld. Sie zeigt, dass nicht nur fs-, sondern auch kostengünstige UV-ns-Laser für präzise Materialbearbeitung und Chirurgie eingesetzt werden können, wenn Pulsform und Fokussierung optimal gewählt sind. Die Erkenntnisse zu Energieverteilung, Plasma- und Blasendynamik bilden eine Grundlage für die Optimierung von Laserparametern in Anwendungen wie refraktiver Chirurgie, LAL und LIBS. Darüber hinaus werden Wege zur Modellierung und zukünftigen experimentellen Erforschung extremer Materiezustände aufgezeigt.

AS13.03 Influence of the light emission characteristics of fiber diffusers on heat generation and transport in vein tissue during endovenous laser therapy

D. Pfaller^{1,2}

¹LIFE-Zentrum, München, Deutschland

²Universität, Medizin, München, Deutschland

Introduction

Treatment of varicose veins by Endovenous Laser Therapy (ELT) is an established procedure but would benefit from further development in new innovative light application systems and optimization of treatment parameters. For this purpose, various emission characteristics of fiber-based light diffusers are tested in simulations, for typical treatment wavelengths used in clinical practice (1470 and 1940 nm), with the aim of finding the emission profile which ensures optimal treatment based on the thermal effect induced in the vein wall. This study seeks to contribute to this development by additional knowledge about physical processes involved in the thermal reaction of tissue to the ELT treatment.

Materials and Methods

The research includes simulations on both light and heat distribution within the tissue for different emission profiles of the light diffusers, treatment parameters like the pullback-velocity or the position of the fiber with respect to the vein wall, and tissue parameters like the vein diameter. Light distribution is obtained by solving the Radiative Transfer Equation numerically by using Finite Element Method. The absorption of the light in tissue is then used as heat generation term in the Heat Transfer equation. To obtain realistic results, the change in optical properties induced by the energy deposition will also be considered. These findings will be compared to ex-vivo tests on vein tissue using existing diffusers, with a focus on the light and temperature distribution in the vein wall and the surrounding tissue. This approach will allow for a detailed examination of the model parameters with regard to the achieved treatment effects.

Results

The preliminary results show that the temperature is highest at the Intima and decreases rapidly with increasing radial distance. The tissue damage is then evaluated with an Arrhenius Rate Equation which exhibits the same pattern.

Conclusion

Overall, this research aims to advance knowledge in ELT by simulations and experiments, in an attempt to understand heat generation and transport in the laser-irradiated vein wall during treatment while protecting perivenous structures.

Acknowledgement

This work was supported by the Central Innovation Programme for SMEs (ZIM) under the project title "Simulation und Realisierung eines Laserbearbeitungsprozesses für die Erzeugung von Streuzentren in optischen Fasern (FaPaA)", funded by the German Federal Ministry for Economic Affairs and Climate Action (BMWK).

AS13.04 Quantitative comparison of emission and detection profile of Cylindrical Diffuser Fibers (CDFs) for Direct Light Therapy (DLT) for the treatment of Glioma

K. P. Subedi^{1,2}, M. Aumiller^{1,2}, A. Rühm^{1,2}, R. Sroka^{1,2}

¹LIFE-Centre, LMU, University Hospital LMU, Urology, München, Deutschland

²LMU University Hospital, Urology, München, Deutschland

Introduction

Cylindrical diffuser fibers are engineered to deliver light uniformly along their length, a feature essential for achieving consistent illumination in fiber-based light therapy for tumor treatment. Accurate characterization of these fibers is crucial to enable precise treatment planning and dose delivery—factors that are especially important in the management of glioma. Direct light therapy (DLT) at 1267 nm has been suggested as a promising alternative therapeutic approach for glioma, based on the demonstration of selective tumor cell eradication in vitro models [1]. In this study, we systematically investigate the emission and detection profiles of various commercially available cylindrical diffuser fibers to assess their suitability for clinical application in DLT.

Materials and Methods

While cylindrical diffuser fibers typically exhibit good polar and azimuthal isotropy, their emission characteristics can vary significantly depending on the manufacturer and specific diffuser design. To evaluate these differences, we employed multiple characterization techniques—including goniometric measurements, conventional imaging at a distance, direct contact recording with a small photodetector, and integrating sphere methods—to study the emission and detection profiles of cylindrical diffuser fibers with a 30 mm long diffuser region from three different manufacturers. All measurements were conducted using infrared light of 1267 nm wavelength. Using the conventional imaging method at a distance, we assessed the spatial emission profiles of the diffusers in three different environments—air, open glass container in air, and water-filled glass container in air—in order to investigate the influences of the surrounding media and refractive index jumps at material boundaries.

Results

The cylindrical diffusers from manufacturer 1 and 2 exhibited distinct light intensity distributions along their lengths. In contrast, the diffuser of manufacturer 3 showed no measurable output intensity when connected to a 1267 nm light source. This lack of emission is likely due to material degradation, as the diffuser—composed of a polymer-based material—was damaged by exposure to infrared light at 1267 nm. As a result, only the diffusers of manufacturers 1 and 2 were included in subsequent analyses. Only a minor difference in the intensity profiles was observed between measurements in air and within an open glass container in air. However, a substantial drop in intensity was noted during experiments in water, indicating strong absorption of infrared light of 1267 nm wavelength by water, as illustrated in Figure 1. Further studies with other methods are ongoing to reveal further differences among the diffuser fibers

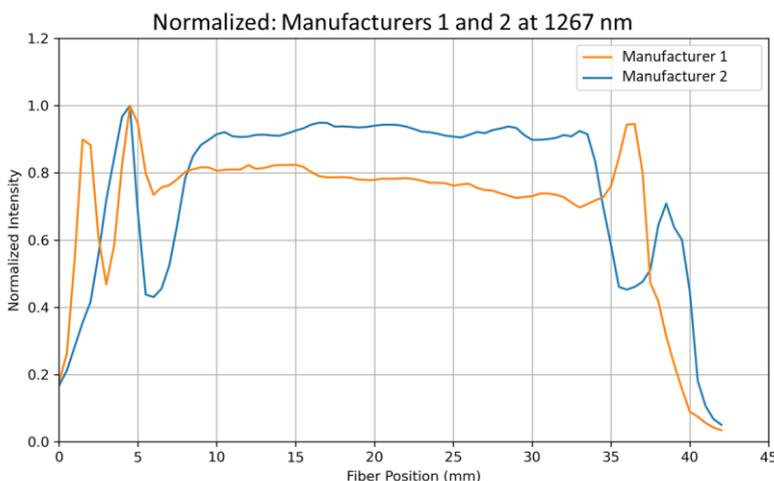


Figure 1. a. Intensity profiles of diffuser fibers from manufacturers 1 and 2 for 1267 nm, recorded in air with small photodetector near to the diffuser

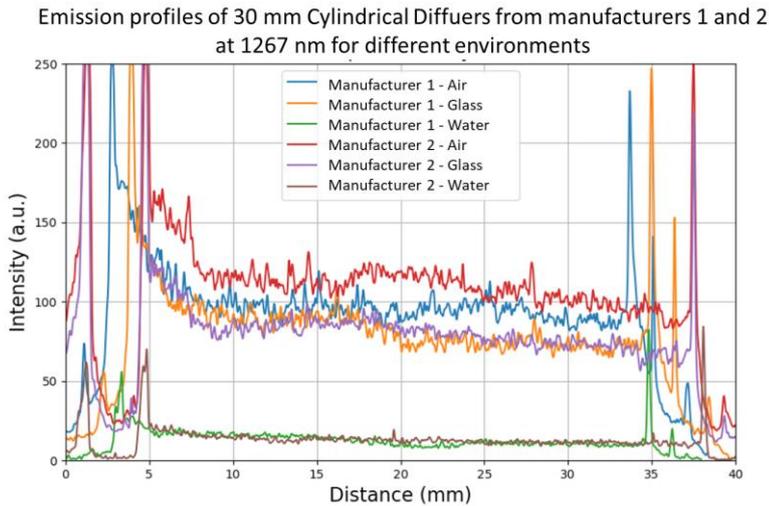


Figure 1. b. Emission profiles of the two diffuser fibers in three different media: air, open glass container in air and water-filled glass container in air, recorded with conventional imaging at a distance.

Conclusion

This study evaluated the emission and detection characteristics of commercially available cylindrical diffuser fibers for their potential use in direct light therapy (DLT) targeting glioma.

Acknowledgement

This work was financially supported within the GlioLight project, funded under the European Union's Horizon Europe EIC Pathfinder programme, grant agreement number 101129705.

Reference

[1] Dremin, V., Novikova, I., Rafailov, E. Rafailov. Opt Express 30 (2022) 13, 23078-23089.

AS13.05 Skin-melanin-influence and -content investigations using hyperspectral imaging

M. Aumiller¹, P. Mirchandani Budrhani¹, E. Pachyn¹, A. Rühm¹, R. Sroka¹

¹LMU Klinikum, Laser-Forschungslabor, Planegg-Martinsried, Deutschland

Introduction

A suitable tool for investigating skin tissue perfusion and monitoring the status of free skin flaps after surgery is hyperspectral imaging (HSI) [1,2]. The most significant factor contributing to misdiagnosis is skin melanin content [1]. In individuals with darker skin tones, this melanin acts as a "shielding" layer, masking the distinctive spectral signatures of the deeper skin layers. The influence and content of skin melanin were characterised using analytical diffuse reflectance models, which were investigated and further developed to investigate the melanin bias. This was done using optical skin tissue phantoms and HSI measurements on volunteers.

Methods

For HSI Measurements the Tivita Tissue[®] HSI-System by Diapsective Vision (Peplow, Germany), which is based on the line-scanning, pushbroom, technique was used [3]. HSI measurements were performed on skin-mimicking double-layered agarose tissue phantoms and in different positions on the forearms of healthy volunteers with different skin tones for the development and testing of the analytical models. The agarose layers are made up of synthetic melanin and Lipovenös[®], which mimic the epidermis, and blood and Lipovenös[®], which mimic all the other tissue layers. The brightness of the skin was represented by the individual topology angle (ITA), which was used to characterise skin tone [4].

Results

The analytical model, which was finally developed, is based on the layer equation and describes the remitted light in dependence on melanin absorption. It establishes a relationship between the concentration of melanin and the ITA, which is important for understanding skin pigmentation. Consequently, the ITA was renormalised and the RITA was introduced. Moreover, the melanin content of the skin of human volunteers of different skin tones (ranging from very light to dark) could be extracted. This was done in terms of synthetic melanin concentration as an intermediate property.

Conclusion

The analytical model that was created demonstrated a high level of accuracy in its curve fitting for different skin colours. It also showed that it was possible to extract an intermediate parameter to determine the melanin content of the body parts that were measured. Further investigation is needed to determine the human melanin content and reduce the caused bias in the properties of the tissue in question.

©2025 The Authors

1. Pachyn E, Aumiller M, Freymuller C, Linek M, Volgger V, Buchner A, Rühm A, Sroka R (2024) Investigation on the influence of the skin tone on hyperspectral imaging for free flap surgery. *Sci Rep* 14 (1):13979. doi:10.1038/s41598-024-64549-9
2. Linek M, Felicio-Briegel A, Freymuller C, Rühm A, Englhard AS, Sroka R, Volgger V (2022) Evaluation of hyperspectral imaging to quantify perfusion changes during the modified Allen test. *Lasers Surg Med* 54 (10):1321. doi:10.1002/lsm.23587
3. Holmer A, Marotz J, Wahl P, Dau M, Kämmerer PW (2018) Hyperspectral imaging in perfusion and wound diagnostics - methods and algorithms for the determination of tissue parameters. *Biomed Tech (Berl)* 63 (5):547-556. doi:10.1515/bmt-2017-0155
4. Ly BCK, Dyer EB, Feig JL, Chien AL, Del Bino S (2020) Research Techniques Made Simple: Cutaneous Colorimetry: A Reliable Technique for Objective Skin Color Measurement. *The Journal of investigative dermatology* 140 (1):3-12 e11. doi:10.1016/j.jid.2019.11.003

AS13.06 Ex und in-vivo endomikroskopische OCT von tumorösem Hirngewebe

M. Ahrens¹, T. Eixmann¹

¹Universität zu Lübeck, Institut für Biomedizinische Optik, Lübeck, Deutschland

Einleitung

Für eine vollständige Tumorresektion unter Schonung gesunden Gewebes ist die intraoperative Bestimmung der Tumorränder essenziell. Derzeit wird vor allem Palpation und Fluoreszenzbildgebung genutzt. Die optische Kohärenztomographie (OCT) ermöglicht Schnittbilder des Gewebes und wurde früh in der Neurochirurgie erprobt [1] und ermöglicht in vivo Anwendungen mit Videorate durch endoskopische Mikroskopie [2]. Da Hirngewebe keine typischen Schichtstrukturen aufweist, müssen optische Parameter [3] oder Zellaktivität analysiert werden [4]. Die dynamische OCT kann dabei durch pixelweise Analyse der Signalfluktuationen über die Zeit Aktivitätslevel farbkodiert darstellen.

Material & Methoden

Der Messaufbau besteht aus einem Superkontinuum Laser (NKT SuperK Extreme FIU-6), begrenzt auf 400-1000 nm und einer OCT-Basiseinheit (Thorlabs Ganymede GAN621 mit angepasstem, breitbandigem Spektrometer), sowie einem faserbasierten Interferometer und einem eigens entwickelten Endoskop (Abb.1). Die Datenaufnahme erfolgte mit einer A-Scanrate von 100 kHz bei einer isotropen Auflösung von 1,5 µm und einem Bildfeld von 600x250 µm. In 8.4 s können 600 konsekutive B-Scans aufgenommen und anschließend mit eigenen Python-Softwareeroutinen ausgewertet werden. Das System wurde sicherheitstechnisch geprüft, Messungen am Patienten erfolgten nach Ethikfreigabe. Nach Gewebeentnahme wurden die Proben in Agarose-Kassetten eingebettet und im OP-Vorraum analysiert. Nach der Messung wurden die Proben fixiert und anschließend pathologisch ausgewertet.

Ergebnisse

Obwohl die Proben in Agarose Kassetten eingebettet wurden, waren weiterhin Bewegungsartefakte zu beobachten. Aus diesem Grund wurden aus den Serien von 600 B-Scans 25 bewegungsarme B-Scans zur dynamischen Auswertung ausgewählt. Nach der Auswertung zeigen sich Regionen mit höherer Aktivität, die z.B. auf Tumoraktivität hindeuten können.

Zusammenfassung

Die ersten Messungen zeigen vielversprechende Ergebnisse für die Gewebedifferenzierung in der Neurochirurgie durch die (dynamisch) mikroskopische OCT. Daher wird in Zukunft eine in-vivo Anwendung erprobt.

Anhang

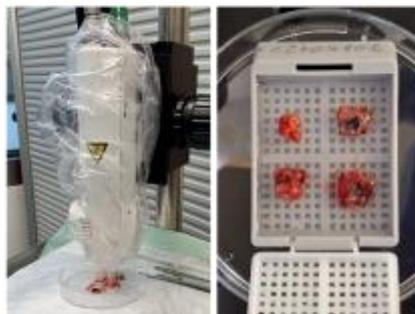
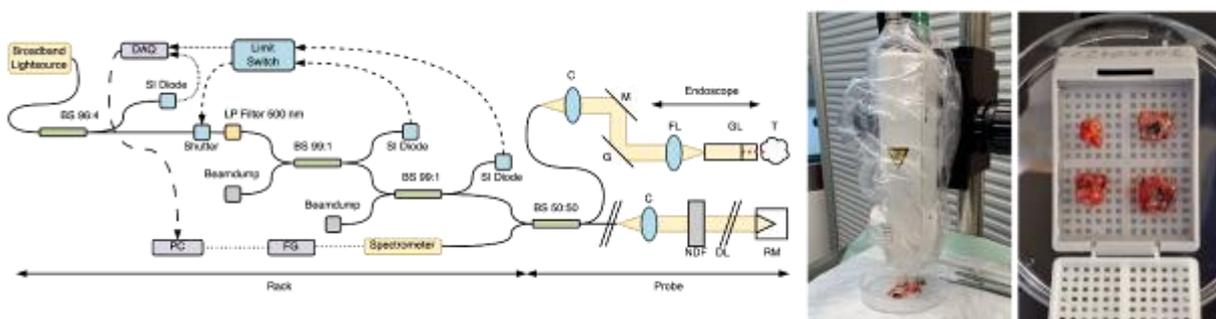


Abbildung 20v.l.n.r. Messaufbau, Endoskop, Gewebe in Agarosekassette

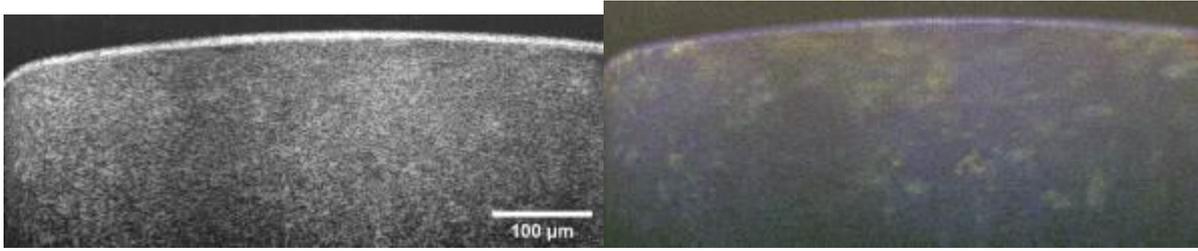


Abbildung 21 Links: 25 gemittelte B-Scans einer ex-vivo Gewebeprobe; rechts: dynamische Auswertung dieser Daten

Literatur

- [1] Böhlinger, H.J., et al.: Imaging of human brain tumor tissue by near-infrared laser coherence tomography, Acta Neurochir (Wien), 151, 507-17 (2009)
- [2] Ahrens M., et al.: An endomicroscopic OCT for clinical trials in the field of ENT, Clinical and Preclinical Optical Diagnostics II, Vol. EB101 of SPIE Proceedings, paper 11073_29 (2019)
- [3] Kuppler, P., et al.: The neurosurgical benefit of contactless in vivo OCT regarding residual tumor detection: A clinical study, Front. Oncol 13:1151149 (2023)
- [4] Münter, M., et al.: Dynamic contrast in scanning microscopic OCT, Opt. Lett. 45, 4766-4769 (2020)

AS13.07 (Poster) MTF – konditionierte Fourierfilterung von SNOM – Bildern mikro- und nanoskaliger Chromosomen- und Brustkrebszellen- Oberflächen der T47D-Linie

J. Beuthan^{1,2}

¹Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

²Freie-Universität Berlin, Berlin, Deutschland

Einleitung

In der Biomedizin werden „Scanning Near-Field Optical Microscop’s (SNOM)“ zur Abbildung mikroskaliger Partiale eingesetzt (Chromosomen etc.). Die mit einer speziellen MTF (Modulation Transfer Function) konditionierte Fourierfilterung trägt dann zur rekonstruktiven Bildverbesserung bei. Unter nahfeldoptischen Bedingungen ist keine „konventionelle MTF“ erstellbar.

Deshalb wird ein Verfahren zur Generierung einer „virtuellen“ MTF vorgestellt, Mit ihr wird ein optimierter Fourier-Filter-Kernel zur Bild-Filterung realisiert und bildverbessernd angewendet.

Material und Methode

Genutztes Abbildungssystem: „Zeiss-SNOM 210“ . Chromosome und Brustkrebszellen bildeten den Forschungs-Gegenstand. Es wurde damit ein Intensitäts-Linienscan (S) realisiert (Abb.1). Der I-Scan wird zur Faltung eines virtuellen I-Sprunges mit dem realen SNOM-Linienscan genutzt. Mit der Systemtheorie (L-Transformation /Operator (p)) - erhält man ein Übertragungssystem 1. Ordnung (1):

$$(p) = 1/(1 + p X_1) \quad (1)$$

Die realen Übertragungsbedingungen (Apertur etc.) ergeben ergänzend ein System 2. Ordnung :

$$(p) = 1/(1+pX_2) (1+pX_3) \quad (2)$$

Ergebnisse

1. Es konnte im 500 nm -Bereich ein Intensitätsscan als Grundlage zur MTF-Berechnung realisiert werden (Abb.1).
2. Realisierung einer virtuellen MTF (Systemtheorie) - Basis für die konditionierte Fourierfilterung (exzellente Näherung) .
3. Die virtuellen MTF führt zur „Glockenkurve“ und zur Konditionierung eines optimalen Fourier-Kernels für die Filterung (Abb.3).
4. Erstellung fouriergefilterter Ergebnisbilder hohe Ortsauflösung (Abb.4)

Zusammenfassung

Durch Entwicklung einer virtuellen MTF wurde für Bilder der SNOM-Technologie ein Bildverbesserungs-Verfahren auf der Basis einer konditionierten Fourier-Filterung geschaffen und erfolgreich experimentell in der Krebs- und Alters-Forschung angewendet.



Abb.1 I-Scan (S) im SNOM-Bild

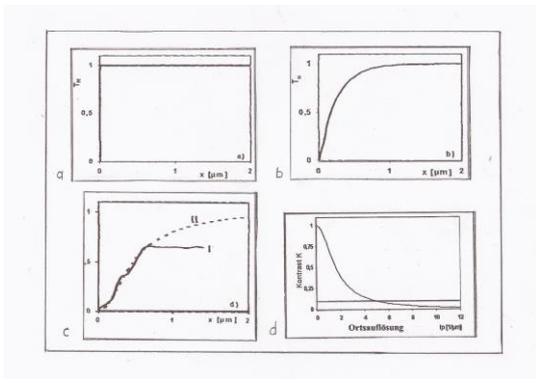


Abb. 2 Erste 3 Verfahrensschritte – Generierung virtueller MTF (unten – rechts)

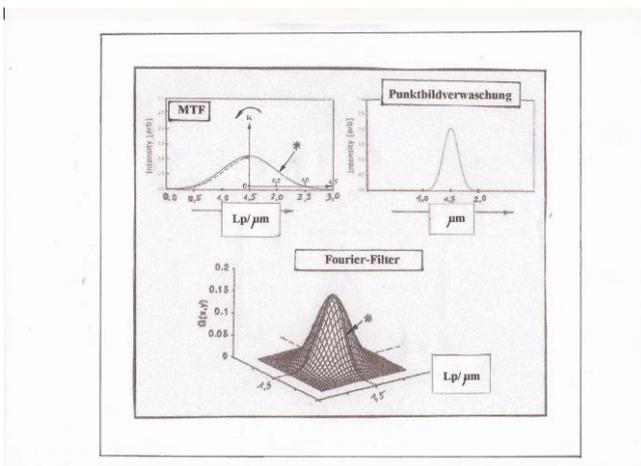


Abb.3 Die 3 Verfahrensschritte zum „konditionierten“ Fourierfilter

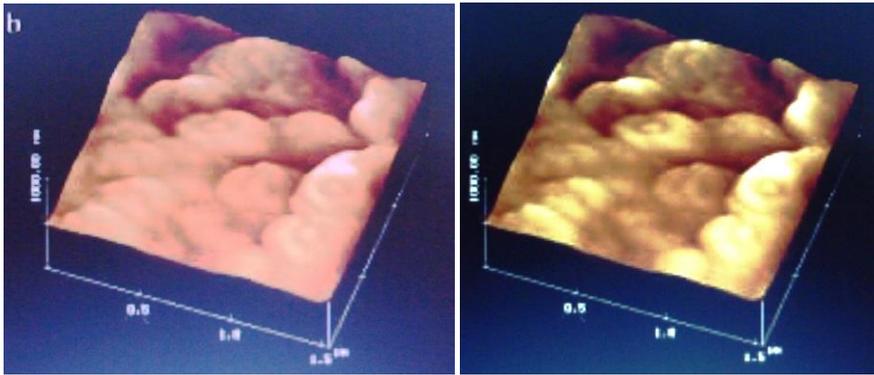


Abb.4 SNOM-Abbildung von T47D-Linie-Oberflächenmembran. Links-ungefiltert, Rechts-gefiltert

Danksagung

Für die(in gemeinsamer Forschungsarbeit) zur Verfügung gestellten SNOM-Abbildungen sei Frau Dr,Brigitte Perner – und für die technische Unterstützung Herrn Stefan Hill gedankt.

Strahlenexposition, Dosimetrie und Dosismanagement

AS12.02 Bestimmung der optimalen Blendengeometrie für das neue Luftkerma-Primärnormal der PTB

J. Gschweng^{1,2}, S. Pajtinger¹

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

²Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen, Deutschland

Einleitung

Zur Messung der Luftkerma an diagnostischen Röntgeneräten werden Diagnostikdosimeter verwendet. Dabei muss die Rückführbarkeit der Messungen auf ein Primärnormal gewährleistet sein. Die Physikalisch-Technische Bundesanstalt entwickelt zurzeit eine neue Freiluft-Ionisationskammer (FAC) als Primärnormal für die Darstellung und Weitergabe der Einheit *Gray* für die Messgröße Luftkerma.

Zur Berechnung der Luftkerma aus der in der FAC gesammelten elektrischen Ladung werden Korrekturfaktoren benötigt. Der Blendekorrekturenfaktor k_{dia} korrigiert Dosisbeiträge von Sekundärteilchen, die durch Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit der Eintrittsblende der FAC entstehen. In etablierten FACs verschiedener Metrologieinstitute sind Blenden unterschiedlicher Geometrie verbaut, deren Einfluss auf k_{dia} im Rahmen dieser Studie untersucht wurde.

Ziel war es, die optimale Blendendicke und Form der Blendenöffnung zu finden, um die Korrektur für die neue Freiluftkammer so gering wie möglich zu halten.

Material & Methoden

k_{dia} wurde durch Monte-Carlo-Simulationen mit dem EGSnrc-Benutzercode `egs_fac` berechnet. Dabei wurde ein vereinfachtes FAC-Modell in einem Abstand von 1 m von der Punktquelle eines monoenergetischen 50 keV Röntgenstrahls simuliert.

Der Einfluss der Blendendicke wurde für eine variable Luftweglänge (d.h. der Abstand zwischen der Referenzebene und der Mitte des Messvolumens) von 40 bis 100 mm analysiert. Die Blendendicke variierte von 0,4 bis 10 mm, die Blendenöffnung war zylindrisch.

Außerdem wurden konische und hybride (halb zylindrisch, halb konisch) Blendenöffnungen mit Öffnungswinkeln von 0,15 ° bis 45 ° für die FAC mit 60 mm Luftweglänge simuliert.

Ergebnisse

Die optimale Blendendicke hing von der Luftweglänge ab. Bei 40 mm Luftweglänge war die optimale Blendendicke 0,8 mm und bei 100 mm Luftweglänge 1,0 mm.

Für eine 1 mm dicke Blende mit zylindrischer Öffnung betrug k_{dia} 0,9990. Mit Blendenöffnungswinkeln von 0,3 ° näherte sich k_{dia} im Vergleich zu den zylindrischen Blendenformen 1 an, wobei der Effekt für dicke Blenden größer war als für dünne Blenden. Bei einer 10 mm dicken Blende mit einem Öffnungswinkel von 0,3 ° betrug k_{dia} 0,9997. Wie in Abbildung 1 gezeigt, fiel k_{dia} für Öffnungswinkel größer als 0,3 ° bei rein konisch geöffneten Blenden steil ab und blieb für hybride Blendenformen konstant.

Zusammenfassung

Die Blende muss dick genug sein, um die Transmission von Röntgenstrahlung durch den Blendenkörper zu verhindern, während sie gleichzeitig so dünn wie möglich sein muss, um Wechselwirkungen in der inneren Mantelfläche der Blendenöffnung zu minimieren. Die Verwendung einer konischen Blendenöffnung bietet gegenüber einer zylindrischen 1-mm-Blende keine Vorteile, die die erhöhte Komplexität der Blendenkonstruktion rechtfertigen würden.

Anhang

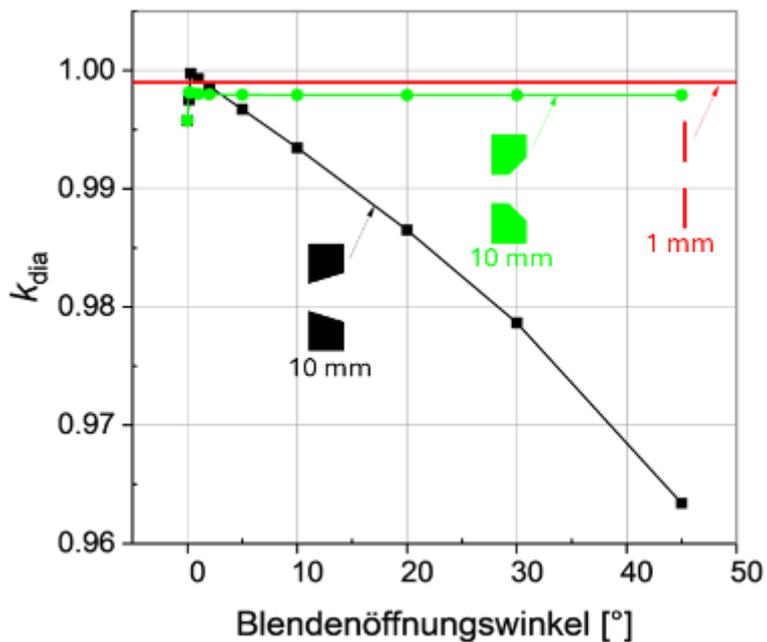


Abb.1: k_{dia} als Funktion des Blendenöffnungswinkels für eine 10 mm dicke konische und hybride Blende. Zum Vergleich ist der k_{dia} -Wert für eine 1 mm dicken zylindrischen Blende als Konstante angegeben.

AS12.03 Einfluss der Patientenpositionierung auf die Bestimmung der Organdosis durch ein neuronales Netz

M. L. Kuhlmann¹, S. Pojtinger²

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

²National Metrology Institute of Germany, PTB, 6.25, Braunschweig, Deutschland

Einleitung

Die Zentrierung des Patienten ist Teil einer optimalen CT-Aufnahme. Im klinischen Alltag kommt es jedoch vor, dass die Patientenmitte während der Bildgebung nicht mit dem Isozentrum des CT-Scanners übereinstimmt. Studien zeigen, dass die Patientenpositionierung die Strahlendosis beeinflusst [1]. Neuronale Netze (NN), die in der personalisierten CT-Dosimetrie verwendet werden sollen, müssen daher robust gegenüber Positionsvariationen sein. Diese Arbeit untersucht den Einfluss der Patientenpositionierung auf die Organdosisabschätzung eines NN, das ausschließlich mit zentrierten Patienten trainiert wurde. Ziel war es, die Unsicherheiten dieses Ansatzes zu ermitteln und die Notwendigkeit eines größeren Trainingsdatensatzes zu prüfen, der auch nicht zentrierte Patientenpositionen umfasst.

Material & Methoden

Ein U-Net wurde mit einem mittels Monte-Carlo (MC) berechneten CT-Dosisverteilungs-Datensatz (Thorax-Scan) trainiert. Für die Berechnung wurden synthetischen Patientengeometrien [2] in zentrierter Position verwendet. Die Eingabedaten des Netzes waren die Elektronendichteverteilungen der synthetischen Patienten und eine in Wasser berechnete Luftkerma-Schwächungskurve für das CT-Strahlungsfeld eines GE-Optima CT 660. Anschließend wurde das trainierte Netz mit vertikal (± 4 cm) und horizontal (2 cm, 4 cm) [3] verschobenen Geometrien getestet und die bestimmten Organdosen mit den MC-Ergebnissen verglichen.

Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt die mittleren relativen Abweichungen Δd_{organ} der mit U-Net bestimmten Organdosen im Vergleich zu den MC-Ergebnissen über zehn Patienten. Bei der vertikalen Verschiebung traten die größten Abweichungen von bis zu 17 % bei einer Verschiebung nach unten auf, während eine Verschiebung nach oben die Abweichungen im Vergleich zur Nullverschiebung verringerte. In horizontaler Richtung nahmen die Abweichungen mit zunehmender Verschiebung zu, wobei sie bis zu 44 % (Leber) erreichten.

Zusammenfassung

Die Studie zeigt, dass die Patientenpositionierung einen Einfluss auf die Organdosisabschätzung mit einem ausschließlich auf zentrierten Patientengeometrien trainierten neuronalen Netzwerk hat. Vertikale Verschiebungen führten zu moderaten Abweichungen, während horizontale Verschiebungen signifikante Fehler verursachen können. Ein umfangreicherer Trainingsdatensatz könnte helfen, die daraus resultierenden Unsicherheiten zu verringern, wobei insbesondere horizontale Verschiebungen berücksichtigt werden sollten.

Anhang 1

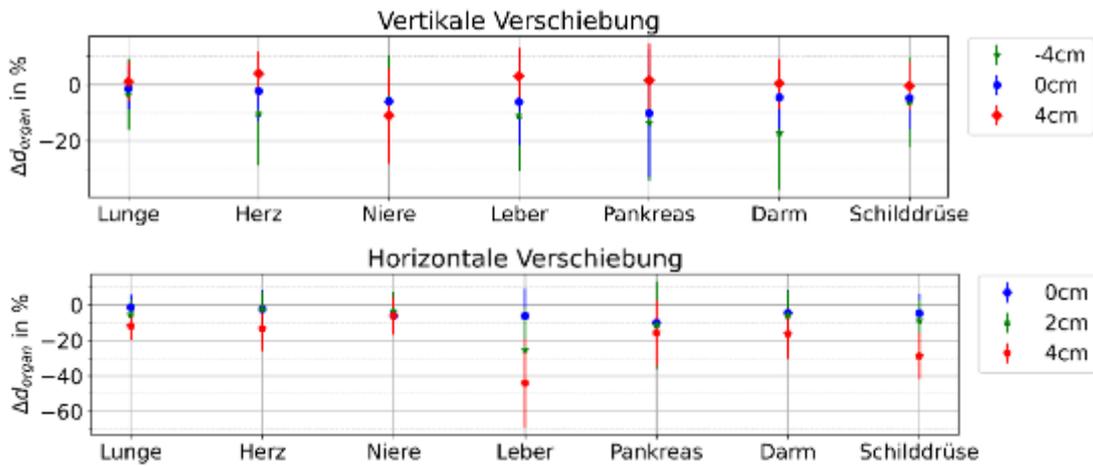


Abb.1: Mittlere relative Abweichung der berechneten Organdosis zwischen den Ergebnissen des neuronalen Netzes und den MC-Simulationen bei veränderter Patientenlagerung über 10 Patienten. Die Fehlerbalken geben die Standardabweichung über zehn Patienten an.

Literatur

- [1] Y. Al-Hayek, et. al. (2022), doi:10.1016/j.jmir.2022.09.027
- [2] M. Kuhlmann, S. Pojtinger (2024), arXiv:2405.05359
- [3] I. Barreto, et. al. (2018), doi:10.1002%2Facm2.12594

AS12.04 Evaluation des Dosismanagements bei konventionellen Röntgenuntersuchungen in der pädiatrischen Radiologie hinsichtlich der Anwendbarkeit von diagnostischen Referenzwerten

M. L. Fehrmann^{1,2}, P. Scherkl², J. Herrmann¹

¹Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Nuklearmedizin, Abteilung Kinderradiologie, Hamburg, Deutschland

²Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Labor für Strahlenbiologie, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Trotz der erhöhten Strahlensensitivität von Kindern wurden lediglich für drei pädiatrische Hauptuntersuchungsarten diagnostische Referenzwerte (DRW) definiert [1]. Untersuchungsarten ohne DRW sind schwerer zu überwachen, sodass eine potenziell erhöhte Strahlenbelastung bei Kindern unentdeckt bleiben kann. Die vorliegende Studie soll für verschiedene Altersgruppen die Anzahl von pädiatrischen Röntgenuntersuchungen ohne einen zugehörigen DRW ermitteln.

Material & Methoden

Die retrospektive Analyse umfasst alle konventionellen Röntgenuntersuchungen an Kindern und Jugendlichen im Alter von 0 bis 18 Jahren, die in dem Zeitraum 07/2021 bis 06/2024 am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf durchgeführt wurden. Die Untersuchungsdaten wurden aus dem Dosismanagementsystem DoseM (Fa. INFINITT) exportiert und in R (Fa. The R Foundation for Statistical Computing) ausgewertet. Hierbei wurde untersucht, wie viele und welche Röntgenuntersuchungen insgesamt und pro Kind und Altersgruppe durchgeführt wurden und für wie viele dieser Untersuchungen ein DRW existiert. Die Ergebnisse werden angegeben als Median, IQR (Interquartilsabstand) = $Q_3 - Q_1$, Range.

Ergebnisse

Im Beobachtungszeitraum wurden 49.777 Röntgenuntersuchungen an 13.446 Patienten auf 15 Röntgengeräten (2 Untersuchungen pro Patient, IQR = 4-2, 1-94) durchgeführt. Der höchste Anteil von Röntgenuntersuchungen (15,7 %, 7.839/49.777) entfiel auf Säuglinge (< 1 Jahr). In den höheren Altersgruppen (2 - 18 Jahre) wurden weniger Bilder angefertigt (pro Altersjahr im Durchschnitt $5,3 \pm 0,8$), 3,6%-6,1% mit einem zweiten flachen Gipfel um das 14. Lebensjahr (Anteil 6,1% (3.015/49.777)) (siehe Abb. 1). Insgesamt verfügten 69,9 % (34.809/49.777) der Untersuchungen nicht über einen DRW. Häufige Untersuchungsarten ohne DRW waren bei Säuglingen kombinierte Thorax-Abdomen-Röntgenaufnahmen und bei Kindern nach dem 1. Lebensjahr Röntgenaufnahmen der Extremitäten.

Zusammenfassung

Die vorliegende monozentrische Analyse an einer großen Universitätsklinik zeigt, dass für die Mehrzahl der durchgeführten Röntgenuntersuchungen (69,8 %) bei Kindern bisher kein DRW vorliegt, welches die systematische Überwachung und potentiellen Optimierung der Strahlenexposition erschwert. Handlungsbedarf hinsichtlich der Einführung neuer pädiatrischer DRW liegt insbesondere auf der Altersgruppe von Kindern < 1 Jahr, die überproportional häufig Röntgenuntersuchungen erhielten und als besonderes strahlensensibel gelten.

Danksagung

Die Autor:innen bedanken sich bei Prof. Johanna Brandner für die Unterstützung im Rahmen des Projektes.

Anhang 1

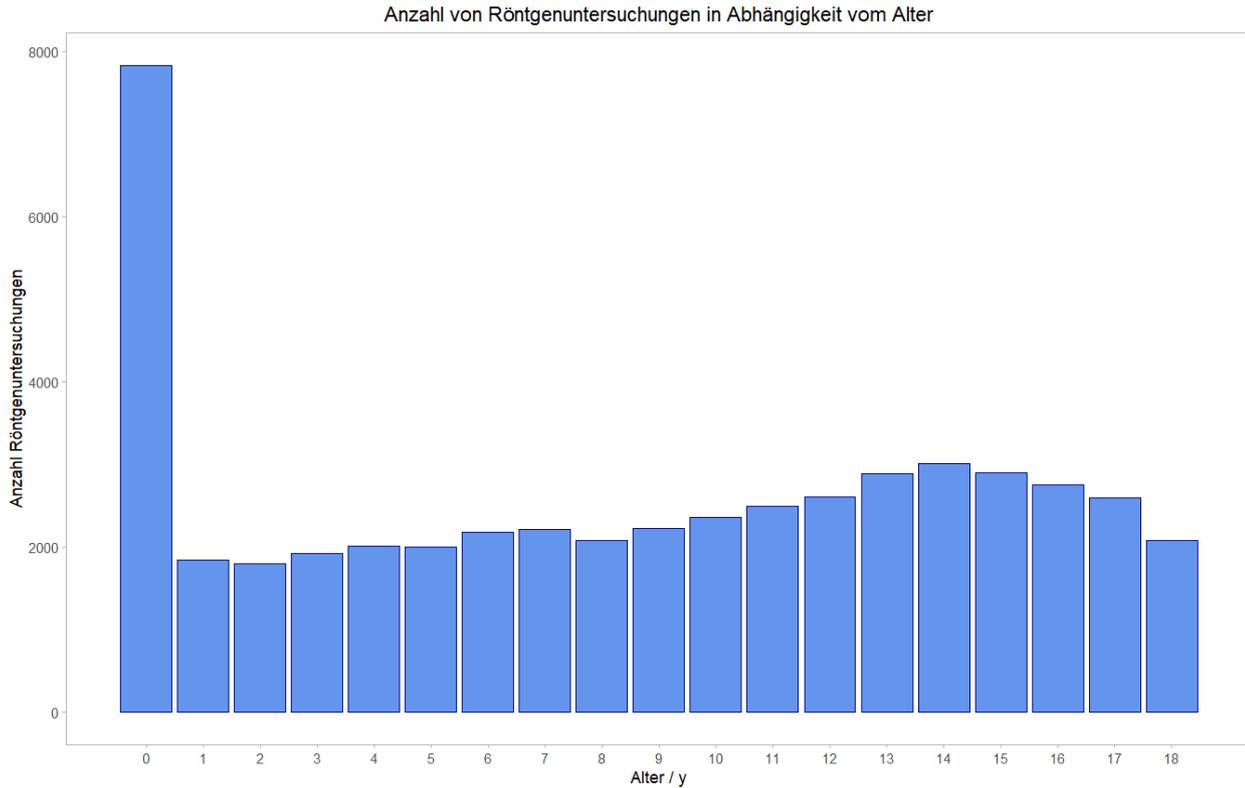


Abb.1: Anzahl an Röntgenuntersuchungen, die im Beobachtungszeitraum an Kindern und Jugendlichen eines bestimmten Alters (in Jahren) durchgeführt wurden.

Literatur

- [1] Bundesamt für Strahlenschutz, Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen vom 17. November 2022, veröffentlicht am 11. Januar 2023, BAnz AT 11.01.2023 B11

AS12.05 KI-assistierte DRW-Zuordnung am Beispiel von abdominellen CT-Untersuchungen

L. Garajová¹, M. Theis¹, A. M. Sprinkart¹

¹Universitätsklinikum Bonn, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Die Überwachung von Diagnostischen Referenzwerten (DRW) ist ein zentraler Bestandteil des Dosismanagements. Die Zuordnung von Untersuchungen zum jeweiligen DRW stellt eine mühsame und fehleranfällige Aufgabe dar. Die Ergebnisse einer kürzlich durchgeführten Umfrage unterstreichen den Bedarf an KI-Unterstützung in diesem Bereich [1]. Ziel unserer Proof of Concept-Studie war die Untersuchung der Automatisierbarkeit der DRW-Zuordnung von CT-Untersuchungen.

Material und Methoden

Für die Studie wurden insgesamt 2955 Expositionereignisse (Irradiation Events) von vier verschiedenen CT-Geräten aus dem Zeitraum 11.05.24-11.06.24 herangezogen. Für jedes Irradiation Event wurde anhand der Einträge im DICOM-Header eine Rekonstruktion mit maximaler z-Bereichsabdeckung selektiert und mittels TotalSegmentator segmentiert [2]. Auf Grundlage der ermittelten Volumina verschiedener Organe wurde ein Random Forest-Modell zur Klassifizierung von 15 verschiedenen Scanbereichen entwickelt, wobei der Fokus dieser Studie auf eine korrekte Erkennung von CT-Untersuchungen im Abdomenbereich gelegt wurde. Die Datensätze wurden aufgeteilt in 2066 Trainings-, 464 Validierungs- und 425 Testdaten. Die Modellleistung wurde anhand von F1-Score und AUC evaluiert.

Ergebnisse

Die Ergebnisse des Klassifizierungsmodells zeigt Tabelle 1 (Anhang 1) mit hohen F1-Scores (Bereich 80-100%) und AUC-Werten (Bereich 99,38-100%) über alle Klassen hinweg im Testdatensatz. Die abdominellen Körperregionen Abdomen, Thorax/Abdomen, Oberbauch, Thorax/Oberbauch werden besonders gut erkannt, mit einem AUC von 100% und F1-Score $\geq 99,1\%$.

Zusammenfassung

Die vorliegenden Ergebnisse demonstrieren die erfolgsversprechende Umsetzbarkeit eines KI-unterstützten Ansatzes zur automatisierten DRW-Zuordnung. Diese Studie unterstreicht das große Potenzial von KI-Tools für die Optimierung des Dosismanagements und motiviert zu weiteren Untersuchungen für eine individuelle, KI-gestützte Dosisbeurteilung zur Identifizierung und Aufarbeitung von DRW-Überschreitungen.

Anhang 1

Klasse	Anzahl	F1 Score	AUC
Abdomen	55	99,1	100
Thorax/Abdomen	107	100	100
Oberbauch	29	100	100
Harnwegsystem	6	90,91	99,38
Thorax/Oberbauch	4	100	100
Becken/Hüfte	4	80	99,94
Becken/Bein	12	86,96	99,95
Thorax	60	99,17	100
Wirbelsäule	22	88,89	99,83
Kopf	73	97,18	99,98
Kopf+Hals	16	94,12	99,98
Hals	14	84,62	99,92
Herz	5	100	100
Extremitäten	17	85,71	99,77
Ganzkörper	1	100	100

Tab. 1: Ergebnisse des Klassifizierungsmodells im Testdatensatz (n=425)

Literatur

- [1] Garajová, L., Sprinkart, A.M., 2025. The potential of AI in diagnostic radiology dose management: survey results. ECR 2025. Accepted for publication on the EPOS™ platform.
- [2] Wasserthal, J., Breit, H.-C., Meyer, M.T., Pradella, M., Hinck, D., Sauter, A.W., Heye, T., Boll, D., Cyriac, J., Yang, S., Bach, M., Segeroth, M., 2023. TotalSegmentator: Robust Segmentation of 104 Anatomic Structures in CT Images. Radiology: Artificial Intelligence. <https://doi.org/10.1148/ryai.230024>

Orientierungswerte

FS10.01-04 Orientierungswerte

K. Jungnickel¹, A. Giussani², M. Borowski³, C. Richter⁴, R. Eßeling⁵, J. Ammon⁶

¹Klinikum Magdeburg, Magdeburg, Deutschland

²Bundesamt für Strahlenschutz, Oberschleißheim, Deutschland

³Klinikum Braunschweig, Braunschweig, Deutschland

⁴Landesärztekammer Brandenburg, Cottbus, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Münster, Münster, Deutschland

⁶Klinikum Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Nürnberg, Deutschland

Im Rahmen der Aktualisierung der Diagnostischen Referenzwerte (DRW) für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen [1] wurde der DRW-Katalog novelliert und ausgeweitet. Trotzdem existieren weiterhin zahlreiche Untersuchungsarten ohne eigenen DRW. Für diese empfiehlt der „Leitfaden zur Handhabung der diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen“ [2] lokale Referenzwerte / Orientierungswerte einzuführen. Dies soll im Rahmen der Fachsitzung thematisiert werden.

Zunächst wird eine Studie vorgestellt, in der Expositionswerte aus verschiedenen Kliniken und Praxen erfasst wurden. Aus diesen Daten wurden Orientierungswerte für Untersuchungen generiert, für die bisher kein diagnostischer Referenzwert galt [3].

Im Anschluss werden die nationalen diagnostischen Referenzwerte mit denen in den europäischen Nachbarländern verglichen. Dabei werden die Unterschiede und Gemeinsamkeiten sowohl bei der Festlegung als auch bei der Herangehensweise aufgezeigt.

Weiterhin wird auf die Besonderheiten bei interventionellen Verfahren in Kardiologie, Radiologie und operativen Fächern im Umgang mit DRW und Orientierungswerten eingegangen.

Abschließend werden DRW und Orientierungswerte von Seiten der Ärztlichen Stellen betrachtet. Die Arbeit der Ärztlichen Stelle geht weit über die Sammlung und Übermittlung der Dosisdaten an das Bundesamt für Strahlenschutz hinaus. Es folgt eine Darstellung der Arbeit und der Ergebnisse.

[1] Bundesamt für Strahlenschutz (2022). Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. BAnz AT 11.01.2023 B11.

[2] Bundesamt für Strahlenschutz (2023). Leitfaden zur Handhabung der diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen.

[3] Schegerer, A., et al. (2024). International survey on diagnostic reference levels based on clinical indications in plain radiography. European Radiology. <https://doi.org/10.1007/s00330-024-11224-2>

Laser technologies in healthcare: Advances and applications

FS11.02 Non-linear multimodal imaging for intraoperative tumor detection and therapy

M. Schmitt¹, J. Popp^{1,2}

¹Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Physikalische Chemie, Jena, Deutschland

²Leibniz Institute of Photonic Technology, Jena, Deutschland

Introduction

Accurate intraoperative identification of tumor margins is critical for the success of oncological surgeries. However, conventional methods - such as histopathology or visual and tactile inspection—are often time-consuming, invasive, and subject to human error. To address these limitations, multimodal nonlinear optical imaging techniques are increasingly being explored as a real-time, label-free alternative for guiding tumor resections.

Material & Methods

Nonlinear imaging modalities such as coherent anti-Stokes Raman scattering (CARS), two-photon excited fluorescence (TPEF), and second harmonic generation (SHG) offer complementary contrast mechanisms, enabling detailed morphological and molecular characterization of tissue without staining. When combined in a multimodal framework, these techniques can capture rich optical signatures of biological tissues. Recent advancements include the integration of these imaging modalities into compact endomicroscopic systems and the use of deep learning algorithms for real-time tissue classification.

Results

Multimodal imaging systems leveraging CARS, TPEF, and SHG have demonstrated high diagnostic accuracy in differentiating tumor from healthy tissue across various cancer types. When combined with AI-based analysis, these platforms can achieve sensitivity and specificity values exceeding 85–95%, supporting intraoperative decision-making with minimal delay. This technological convergence facilitates precise identification of malignant tissue and may reduce the likelihood of incomplete resections.

Conclusion

Nonlinear multimodal imaging represents a powerful approach to enhance surgical precision through real-time, label-free tumor visualization. Its integration with artificial intelligence enables automated tissue classification, while coupling with femtosecond laser ablation offers new opportunities for image-guided, “seek-and-treat” interventions. These advances hold strong potential to transform intraoperative oncology by enabling more accurate resections, reducing recurrence rates, and improving overall patient outcomes.

Acknowledgement

Financial support of the EU, the “Thüringer Ministerium für Bildung, Wissenschaft und Kultur”, the “Thüringer Aufbaubank”, the Federal Ministry of Research, Technology and Space Germany (BMFT), the German Science Foundation, and the Carl-Zeiss Foundation are greatly acknowledged.

References

- [1] Schmitt, M., Meyer-Zedler, T., Guntinas-Lichius O., Popp, J, Chirurgie, 93 (2022) S. 948-955.
- [2] Calvarese, M., Corbetta, E., Contreras, J., Bae, H., Lai, C., Reichwald, K., Meyer-Zedler, T., Pertzborn, D., Mühlig, A., Hoffmann, F., Messerschmidt, B., Guntinas-Licijus, P., Schmitt, M., Popp, J. Sci. Adv. 10 (2024) eado9721.

FS11.03 Laser applications in medicine

C. Philipp¹

¹Evangelische Elisabeth Klinik, Berlin, Deutschland

The realization of the first functioning laser in 1960 set in motion a development that continues to demonstrate unprecedented momentum today. The market volume in 2024 was US\$21.21 billion in the industrial segment (79%) and US\$5.47 billion in the medical segment (21%). A volume increase of approximately 10% per year is expected until 2030 (devices, consumables, and applications) (fortunebusinessinside).

While the initial applications were limited to dermatology and ophthalmology (photoselective lasers), the introduction of the CO₂ laser also extended to surgical procedures (surgical lasers). After the introduction of fiber technology in the 1970s, other lasers (Nd:YAG, Ho:YAG) were added to the surgical segment, and later, lasers for dental applications (Ho:YSSG) and lasers for PDT. Endoscopic applications became possible and led to a significant increase in surgical procedures. Since the turn of the millennium, selective procedures have gained momentum and now account for the largest market share of non-invasive procedures, especially in aesthetic medicine.

During the same period, lasers also developed as diagnostic tools (OCT, fluorescence diagnostics, multispectral imaging) and paved the way for integrated laser-assisted diagnostic and therapeutic systems (theragnostics), complemented by AI.

FS11.04 PDT – A concept for one world one health

R. Sroka¹, A. Rühm², M. Aumiller²

¹LFL in LIFE at Hospital of LMU-Munich, PLANEGG, Deutschland

²LMU Klinikum, Laser-Forschungslabor, Planegg-Martinsried, Deutschland

Photodynamic Therapy (PDT) needs a photoactive compound and light to produce either 1O_2 or ROS, which then results in deactivation of cells and bacteria. A selective deactivation depends either on the selective or transient selective accumulation of the photosensitizer or on selective illumination or on the sensitivity of the cell/bacteria to 1O_2 /ROS-production. Worldwide scientists are investigating and developing such PDT-compounds either for human health care (e.g. cancer therapy), for food-production (e.g. plants and animals) or for disinfection procedures (e.g. water, implants). Due to the low side effects, it seems that the concept of PDT could become a concept for the One World One Health-challenge.

FS11.05 Laser induced cavitation bubble in biological tissues – Dynamics, modelling and application in refractive surgery

N. Linz¹, S. Freidank¹, X. X. Liang¹, A. Vogel¹

¹Universität zu Lübeck, Institut für Biomedizinische Optik, AG Nichtlineare Energiedeposition und Zellchirurgie, Lübeck, Deutschland

Die präzise Dissektion von transparentem biologischen Gewebe durch nichtlineare Energiedeposition mittels Fokussierung ultrakurzer Laserpulse ist essenziell für minimal-invasive Eingriffe im Bereich der refraktiven Chirurgie (z. B. LASIK & SMILE). Wir untersuchen die Dynamik laserinduzierter Kavitationsblasen in Hornhautstroma und weiteren okularen Geweben mit hochauflösender Hochgeschwindigkeitsfotografie (bis zu 50 Millionen Bildern pro Sekunde) sowie konfokaler Interferometrie mit 160 ps zeitlicher und <5 nm räumlicher Auflösung. Die Ergebnisse zeigen deutliche Unterschiede in Blasenform, -expansion und -kollaps zwischen den Gewebearten (Stroma, Linse, Epithel) und im Vergleich zu Wasser. Durch Single-Shot-Messungen der Blasendynamik lassen sich mechanische Eigenschaften wie viskoelastisches und plastisches Verhalten bei hohen Verformungsraten quantifizieren. Mit Hilfe fortgeschrittener Modellierung (Gilmore-Gleichung, plasma-parametergestützte Modellierung) wird eine umfassende Beschreibung des gesamten laserinduzierten Ablaufs – von der Plasmaentstehung bis zur Geweberuptur – angestrebt. Darüber hinaus wird der Einfluss von Fokusformung (z. B. Vortex-Strahlen) und UV-Laserwellenlängen auf Präzision und Energieabsorption diskutiert. Die gewonnenen Erkenntnisse ermöglichen eine optimierte Schnittführung und Perspektiven für eine minimal-invasive Gewebemanipulation.

FS11.06 Photodynamic therapy and spectral online monitoring in neurosurgery

A. Rühm¹, R. Sroka², M. Aumiller¹

¹LMU Klinikum, Laser-Forschungslabor, Planegg-Martinsried, Deutschland

²LIFE Center, University Hospital, LMU Munich, Laser-Forschungslabor, Planegg-Martinsried, Deutschland

Photodynamische Therapie (PDT) wird als neue Behandlungsoption in der Neurochirurgie untersucht. Erfahrungen aus der Anwendung an Hirntumoren werden berichtet. Nach der Darstellung der technischen Umsetzung werden klinische Ergebnisse diskutiert, basierend auf Überlebensraten sowie prä- und postoperative Bilddaten aus klinischen Studien an Patienten mit De-novo-Glioblastomen und Hirntumor-Rezidiven. Die Machbarkeit und der Mehrwert des faserbasierten spektralen Online-Monitorings während der interstitiellen PDT werden demonstriert. Messungen an Phantomen mit kontrollierten optischen Eigenschaften ermöglichen eine Kalibrierung und ein tieferes Verständnis der intraoperativ aufgezeichneten optischen Signale.

PDT and SOM in neurosurgery

Adrian Rühm, Ronald Sroka, Max Aumiller

1 Laser-Forschungslabor, LIFE Center, University Hospital, LMU Munich, Munich, Germany

2 Department of Urology, University Hospital, LMU Munich, Munich, Germany

Photodynamic therapy (PDT) is being investigated as a new treatment option in neurosurgery. Experiences from its application on brain tumors are reported. After presenting the technical implementation, clinical results are discussed, based on survival rates as well as pre- and postoperative imaging data from clinical studies on patients suffering from de novo glioblastomas and brain tumor recurrences. The feasibility and the added value of fiber-based spectral online monitoring during interstitial PDT are demonstrated. Measurements on phantoms with controlled optical properties enable calibration and a deeper understanding of the intraoperatively recorded optical signals.

FS11.08 Broadband coherent raman microspectroscopy for the investigation of cancer: Toward ultrafast spectral histopathology

C. Messerschmidt¹, M. Schmitt², O. Guntinas-Lichius³, T. Bocklitz^{2,4}, J. Popp^{1,2}

¹Leibniz IPHT, Spectroscopy/Imaging, Jena, Deutschland

²Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für physikalische Chemie, Jena, Deutschland

³Universitätsklinikum, Jena, Deutschland

⁴Leibniz IPHT, Photonic Data Science, Jena, Deutschland

Introduction

Hyperspectral coherent Raman imaging (CRI) combines molecular specificity with spatial resolution, enabling label-free, chemically selective mapping of complex biological systems. Among the CRI modalities, broadband Coherent Anti-Stokes Raman Scattering (BCARS) and broadband Stimulated Raman Scattering (BSRS) offer particular advantages in imaging speed, spectral richness without fluorescence background, and clinical adaptability. These capabilities are especially valuable in digital histopathology, where tumor subtype discrimination, margin assessment, and tissue grading rely on subtle biochemical differences.

Material & Methods

We utilize broadband CRI techniques - specifically BCARS and BSRS - for the acquisition of spatially and spectrally resolved biochemical data. Our platform integrates high-speed acquisition hardware with advanced computational pipelines, including machine learning algorithms, to enable real-time spectral analysis. Biological and clinical specimens, such as cultured cell lines and excised human tissues, are analyzed under near-clinical conditions to ensure translational relevance.

Results

Broadband CRI enables the simultaneous detection of multiple vibrational modes from each pixel, generating a comprehensive spectral fingerprint. Our results demonstrate the classification of cancerous and non-cancerous tissue regions and highlight the potential of broadband CRI for the identification of tumor subtypes, and delineation of surgical margins. The use of AI-driven spectral interpretation further enhances the diagnostic power and speed of data evaluation, pushing the boundaries toward real-time digital histopathology.

Conclusion

Broadband CRI holds immense potential for ultrafast, label-free cancer diagnostics. Its ability to combine biochemical specificity, spatial resolution, and computational analysis positions it as a promising tool for intraoperative decision-making and clinical translation. Ongoing improvements in system compactness and multimodal capabilities will further support its clinical implementation.

Acknowledgement

Financial support of the EU, the "Thüringer Ministerium für Bildung, Wissenschaft und Kultur", the "Thüringer Aufbaubank", the Federal Ministry of Research, Technology and Space Germany (BMFTR), the German Science Foundation, and the Carl-Zeiss Foundation are greatly acknowledged.

FS11.09 Translation of multimodal nonlinear imaging techniques: From microscopes to endoscopes for clinical application

H. Bae^{1,2}, M. Calvarese², T. Meyer-Zedler², A. Mühlig³, T. Bocklitz^{1,2}, M. Schmitt¹, O. Guntinas-Lichius³, B. Messerschmidt⁴, J. Popp^{1,2}

¹Friedrich-Schiller-Universität Jena, Jena, Deutschland

²Leibniz Institute of Photonic Technology, Molecular Imaging, Jena, Deutschland

³Universitätsklinikum Jena, Department of Otorhinolaryngology, Jena, Deutschland

⁴GRINTECH GmbH, Jena, Deutschland

Introduction

Label-free nonlinear imaging techniques—including Coherent Anti-Stokes Raman Scattering (CARS), Second Harmonic Generation (SHG), and Two-Photon Excited Fluorescence (TPEF)—enable high-resolution visualization of tissue morphology and molecular composition. These modalities provide intrinsic contrast without staining and have shown promise for a wide range of clinical applications. To support clinical translation, several miniaturized endoscopic systems have been recently introduced, reflecting different technological strategies tailored to clinical constraints and diagnostic needs.

Material & Methods

Three nonlinear endoscope systems were considered. The first uses multicore fiber with mechanically passive probe head, enabling remote CARS/SHG/TPEF imaging by proximal beam scanning [1]. The second is a distal fiber-scanning device integrating a double-core double-clad fiber, achieving sub-micron resolution in an all-fiber-connected platform [2]. The third integrates a rigid-body endoscope with AI-based segmentation and femtosecond laser ablation for seek-and-treat applications in tumor surgery [3]. Each system was evaluated based on reported preclinical performance, design characteristics, and imaging capabilities

Results

The multicore fiber probe demonstrated high-fidelity imaging on ex vivo human and porcine samples, with robustness suitable for rigid endoscopic procedures. The fiber-scanning platform achieved high resolution and efficient signal transmission in a miniaturized format, proving a separate guidance of two beams enables non-resonant Four-Wave-Mixing-background-free beam delivery, ideal for confined anatomical regions. The AI-integrated rigid-body endoscope system yielded 88% sensitivity and 96% specificity in patient-derived tumor samples and enabled automated laser ablation of targeted area. Each system exemplifies a unique clinical direction—from diagnostic robustness to compact high-precision imaging and real-time therapeutic guidance.

Conclusion

The three approaches represent complementary paths for translating nonlinear imaging into clinical use—ranging from robust diagnostics to miniaturized visualization and real-time theranostics. Together, they demonstrate the maturity and adaptability of nonlinear endoscopy for future intraoperative and diagnostic applications.

Acknowledgement

Financial support of the EU, the "Thüringer Ministerium für Bildung, Wissenschaft und Kultur", the "Thüringer Aufbaubank", the Federal Ministry of Research, Technology and Space Germany (BMFT), the German Science Foundation, and the Carl-Zeiss Foundation are greatly acknowledged.

Literature

- [1] Bae, H.; Rodewald, M.; et al.: Feasibility studies of multimodal nonlinear endoscopy using multicore fiber bundles for remote scanning from tissue sections to bulk organs, *Sci Rep.* 2023 Aug 23;13(1):13779.
- [2] Pshenay-Severin, E.; Bae, H.; et al.: Multimodal nonlinear endomicroscopic imaging probe using a double-core double-clad fiber and focus-combining micro-optical concept, *Light Sci Appl.* 2021 Oct 5;10(1):207.
- [3] Calvarese, M.; Corbetta, E.; et al.: Endomicroscopic AI-driven morphochemical imaging and fs-laser ablation for selective tumor identification and selective tissue removal, *Sci. Adv.*10,eado9721(2024).

FS11.10 Translation into the clinic: Hurdles, strategies and successes

G. Hüttmann^{1,2,3}

¹Institut für Biomedizinische Optik, Universität zu Lübeck, Lübeck, Deutschland

²Medizinisches Laserzentrum Lübeck GmbH, Lübeck, Deutschland

³German Center of Lung Research (DZL), Gießen, Deutschland

The translation of research results into clinical practice is the culmination of successful research work and, at the same time, a driver of innovation and progress in healthcare. Obstacles include the interdisciplinary nature of the field, ethical aspects in the development and testing of new procedures, and the highly regulated medical market.

Selected examples of successful and unsuccessful translation of research results from the Medical Laser Center Lübeck and the Institute for Biomedical Optics will be presented and discussed. Criteria for successful translation will be formulated.

Aus- und Weiterbildung

jMP06.06 Masterstudiengang Medizinische Strahlenwissenschaften (M. Sc.)

U. Mittnacht¹, D. Thorwarth²

¹Universitätsklinikum Tübingen, Medizinische Fakultät, Tübingen, Deutschland

²Universitätsklinikum Tübingen, Forschungssektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland

Der Masterstudiengang *Medizinische Strahlenwissenschaften* an der Eberhard Karls Universität Tübingen zeichnet sich durch eine starke Praxis- und Forschungsorientierung sowie Interdisziplinarität aus. richtet sich an herausragend qualifizierte Bachelorabsolvent*innen natur- und ingenieurwissenschaftlicher sowie medizinischer Studiengänge. Er bietet den Studierenden einen Masterabschluss in dem forschungsorientierten Profildbereich „Künstliche Intelligenz in den Medizinischen Strahlenwissenschaften“ oder in dem kliniknahen Profildbereich „Medizin-Physik-Experte“ (MPE) nach der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV).

Zusammenfassung

Profildbereich „Medizin-Physik-Experte“

An der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen kann parallel zur wissenschaftlichen Ausbildung, die zum M.Sc. führt, im Rahmen eines zweijährigen, studienbegleitenden Praktikums die Sachkunde zum Medizinphysik-Experten, absolviert werden. Die Lehrinhalte erfüllen sämtliche Anforderungen der deutschen Aufsichtsbehörden, sowie die Vorgaben aus der Weiterbildungsordnung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (DGMP), in Anlehnung an das Curriculum der European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP).

Im Studiengang sind die Forschungsgebiete der Medizinischen Fakultät im Bereich der Strahlentherapie, Radioonkologie, medizinischen Physik, nicht-invasiven Bildgebung und zellulären sowie molekularen Tumor- und Strahlenbiologie integriert. Die Lehrveranstaltungen sind in ein modernes technologisches und medizinisches Umfeld eingebettet und werden durch ein Team von international anerkannten Wissenschaftler*innen und Medizinphysik-Expert*innen getragen. Die Lehrinhalte orientieren sich an aktuellen Forschungsfragen und ermöglichen einen tiefen Einblick in das Gebiet der interdisziplinären medizinischen Strahlenwissenschaften. Dadurch wird auch den Studierenden, die ihre berufliche Zukunft als medizinischen Strahlenwissenschaftler*innen eher im Bereich der Forschung sehen, eine am aktuellen Forschungsstand gerichtete Ausbildung gewährleistet, die ihnen eine berufliche Karriere in verschiedensten Forschungsinstitutionen ermöglicht.

Profildbereich „Künstliche Intelligenz in den Medizinischen Strahlenwissenschaften“

Die individualisierten Diagnostik- und Therapieverfahren sind die wichtigsten Säulen der modernen Krebsbehandlung. Die Methoden der Künstlichen Intelligenz unterstützen heute in der Auswertung komplexer Patient*innendaten und bei schwierigen therapeutischen Entscheidungen. Im Studiengang sind sowohl die vielfältigen Forschungsgebiete im Bereich der Strahlentherapie, nicht-invasiven Bildgebung sowie der Tumor- und Strahlenbiologie als auch die Themenbereiche der künstlichen Intelligenz integriert. Individuelle Vertiefung und Profilbildung der Studierenden in der Anwendung intelligenter Methoden und Technologien sind das Ziel. Lehrveranstaltungen wie zum Beispiel Machine Learning, Scientific Data Visualization oder Medical Image Analysis orientieren sich dabei an aktuellen und zukünftig absehbaren Forschungsfragen. Studierende qualifizieren sich mit diesem Masterprofil sowohl auf den Spezialgebieten der Medizinischen Strahlenwissenschaften als auch in den Methoden der Künstlichen Intelligenz. Diese können Absolvent*innen dann in den aktuellen Forschungsfeldern anwenden, zum Beispiel zur Optimierung der Bildgebung für die Bestrahlungsplanung oder zur besseren Kontrolle der Strahlenbehandlung und frühzeitigen Prädiktion von Therapieansprechen oder -versagen.

Abbildung 1: Curriculumstruktur.



jMP06.07 Ausbildung zukünftiger MPE aus ingenieurtechnischer Sicht am Beispiel des Studiengangs Biomedizinische Technik der TU Ilmenau

D. Jannek¹, J. Haueisen¹

¹TU Ilmenau, Institut BMTI, Ilmenau, Deutschland

Einleitung

Die Ausbildung von Medizinphysik-Experten (MPE) für die unterschiedlichen Spezialisierungen der Radiologie stellt auf Grund der großen Interdisziplinarität eine praktische Herausforderung dar. Bereits im Studium werden wesentliche Grundlagen für eine erfolgreiche berufliche Qualifikation gelegt. Am Beispiel der Ingenieurausbildung in Biomedizinischer Technik an der TU Ilmenau wird die Umsetzung des MPE-Richtlinienmoduls [1] für die Vermittlung der entsprechenden Grundlagen dargestellt.

Material & Methoden

Die Ingenieurausbildung hat an der TU Ilmenau eine lange Tradition. Früher als Diplomstudiengang konzipiert, erfolgt die Umsetzung des Lehrkonzeptes seit 2005 in einem konsekutiven Bachelor/Master Biomedizinische Technik mit einem Abschluss als MSc. Dabei kann interessierten Studierenden eine vertiefte Lehre im Bereich Radiologische Technik/Strahlenschutz angeboten werden. Diese baut auf den Grundlagenfächern des Bachelors auf und wird im Master spezialisiert. Die Inhalte orientieren sich an der Anlage 1 des MPE-Richtlinienmoduls [1].

Ergebnisse

Das Konzept im Studiengang Biomedizinische Technik basiert auf einem breit aufgestellten Ingenieurstudium. Seit Jahrzehnten haben Ilmenauer Absolventen ihren Weg in die Kliniken als zukünftige MPE gefunden. Die Strahlenschutzgesetzgebung lässt den Weg für Ingenieure auch weiter zu. Nach StrlSchG kann MPE werden, wer einen Master in Medizinischer Physik oder gleichwertig hat. Die von der DGMP veröffentlichte Übersicht dieser Studiengänge inkludiert auch die TU Ilmenau. Bei Abschluss der notwendigen Veranstaltungen ist es möglich, die Gleichwertigkeit der Ilmenauer Ausbildung nachzuweisen. Das Konzept ist in Abbildung 1 dargestellt.

Abb.1: Aufbau des konsekutiven Bachelor-/Masterstudiums im Studiengang Biomedizinische Technik an der TU Ilmenau

Bachelor BMT		Master BMT	
	LP		LP
Ingenieurtechnische Grundlagenfächer	45	Pflichtbereich	35
Mathematik		Bildgebende Systeme in der Medizin 2	
Physik		Bildverarbeitung in der Medizin 1	
Informatik		Biosignalverarbeitung 2	
Technische Mechanik		Verfahren der Biomedizinischen Messtechnik	
Elektrotechnik	45	KIS, Telemedizin, eHealth	
Medizin und Medizintechnik	64	Wissenschaftliches Arbeiten	
u.a. Medizinische Physik		Designprojekt	
Medizintechnischer Wahlbereich	15	Wahlbereich	20
Hauptseminar	5	Möglichkeit der Spezialisierung	
Berufspraktische Ausbildung	10	- Ophthalmologische Technik	
Softskills	6	- Radiologische Technik/Strahlenschutz	
Bachelorarbeit	15	- Kognitive Robotik	
Bachelor Gesamt	210	- Biomechatronik	
		- Elektromagnetismus	
		- Elektromedizinische Technik	
		Nichttechnisches Nebenfach	5
		Abschlussarbeit	30
		Master Gesamt	90

Die Spezialisierung Rad. Technik/Strahlenschutz wird den Studierenden dann ausgewiesen, wenn sie erfolgreich die Wahlfächer in z.B. Strahlenschutz in der Medizin oder Technik der Strahlentherapie abgeschlossen haben.

Nur diesen Studierenden wird auch die Teilnahme am Grundkurs im Strahlenschutz für MPE ermöglicht. Die Ausbildung ist 2025 wieder als entsprechender Grundkurs von der Thüringer Behörde anerkannt worden.

Unterstützt werden fast alle Lehrveranstaltungen durch Praktika, die sehr wesentlich durch Förderungen vom Strahlenschutzseminar in Thüringen e.V. im Bereich der Radiologie ausgestattet wurden, z.B. durch med. Röntgenanlagen oder moderne Bestrahlungsplanungssysteme. Zudem besteht die Möglichkeit zu Exkursionen in Thüringer Kliniken und Medizintechnikherstellern.

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Zusammenfassung

An der TU Ilmenau besteht ein erfolgreiches Konzept in der Ingenieurausbildung in der Medizintechnik, was bei entsprechender Vertiefung den Zugang zur MPE-Ausbildung ermöglicht. Diese wird jedes Jahr von ca. 10 Absolventen genutzt.

Literatur

[1] Richtlinienmodul: Erforderliche Fachkunden im Strahlenschutz für Medizinphysik-Experten (MPE). 2021, BMUV.

Brachytherapie und IORT

AS14.01 Evaluation eines flexiblen Workflows für transrektale Prostata-Seed-Brachytherapie mithilfe eines MRT-bildgeführten Roboters

P. Aumüller^{1,2}, M. L. Dannert^{1,2}, M. Polednik¹, F. A. Giordano^{1,2,3,4}, J. Fleckenstein¹, S. Clausen^{1,2}

¹Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland

²Universitätsmedizin Mannheim, Forschungscampus M²OLIE, Mannheim, Deutschland

³DKFZ-Hector Krebsinstitut an der Universitätsmedizin Mannheim, Mannheim, Deutschland

⁴Mannheimer Institut für intelligente Systeme in der Medizin (MliSM), Mannheim, Deutschland

Einleitung

Die Seed-Brachytherapie ist eine leitlinienkonforme Therapie des Prostata-Karzinoms. Der komplexe Eingriff benötigt jedoch ein erfahrenes Team um gute Behandlungsergebnisse zu erzielen. Wir haben daher einen vereinfachten flexiblen Arbeitsablauf getestet, bei dem die Nadeln transrektal mit einem MRT-bildgesteuerten Roboter (RCM, Soteria Medical BV, Arnhem, Niederlande) eingeführt werden.

Material & Methoden

Der Arbeitsablauf in Abb. 1 zeigt das Zusammenspiel des selbstentwickelten Bestrahlungsplanungssystems (BPS), der Robotersoftware (RCM), dem MRT, und der Konturierung in Oncentra Prostate (OCP). Zur technischen Evaluation des Ablaufs haben wir eine experimentelle Seed-Brachytherapie an einem Becken-Phantom durchgeführt. Die geometrischen Verschiebungen der Seeds von der geplanten über die erwartete bis zur implantierten Position werden separat gemessen um jeden Arbeitsschritt bewerten zu können. Außerdem wird die Auswirkung auf die V100% der Verschreibungsdosis überwacht.

Ergebnisse

Tab. 1 zeigt die geometrischen Abweichungen der einzelnen Arbeitsschritte. Die Anfahrergenauigkeit des RCM, gemessen an den Seedpositionen der Neuberechneten Nadelpfade ergab $0,58 \pm 0,22$ mm. Die Abweichung der letzteren zu den dann implantierten Seeds war $2,62 \pm 1,24$ mm. Die Koordinaten der Seeds von der MRT Registrierung gegenüber den CT-MRT fusionierten Bildern war $2,78 \pm 1,43$ mm. Die V100% verringerte sich durch die Abweichungen von 100% auf 85.71% nach der zweiten Nadel.

Zusammenfassung

Der Arbeitsablauf wurde erfolgreich im Phantom-Experiment durchgeführt. Dabei zeigte sich eine hohe Platzierungsgenauigkeit des Roboters und eine potentiell vereinfachte Seed-Implantation. Verbesserungsmöglichkeiten sehen wir bei der Implantation von MRT-sicheren Nadeln unter live MRT-Bildgebung, während hier die Seeds bei herausgefahrenem Tisch implantiert wurden. Die Seed-Registrierung in der MRT-Bildgebung muss in Hinsicht auf Automatisierung und Genauigkeit verbessert werden.

Dieses Forschungsprojekt wird vom BMBF unter der Nummer 12GW0092 unterstützt. Der Geldgeber hat keinen Einfluss auf das Projekt genommen.

Anhang 1

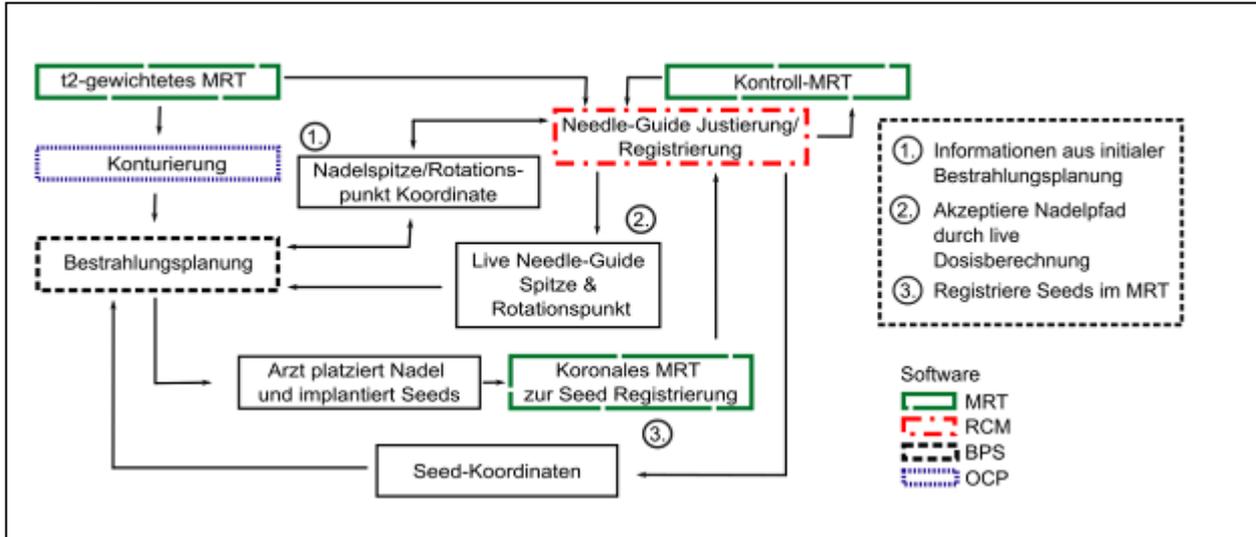


Abb.1: Der flexible Arbeitsablauf nach verwendeter Software aufgeteilt. Er springt dreimal zwischen dem Bestrahlungsplanungssystem (BPS) und der Roboter-Software (RCM) hin und her (Punkte 1-3).

Anhang 2

#N	#S	$\Delta(\text{In.}/\text{App.})$ (mm)	$\Delta(\text{In.}/\text{MRT})$ (mm)	$\Delta(\text{In.}/\text{MRT+CT})$ (mm)	$\Delta(\text{App.}/\text{MRT+CT})$ (mm)	$\Delta(\text{App.}/\text{MRT})$ (mm)	$\Delta(\text{MRT}/\text{MRT+CT})$ (mm)
1	1	0,36	3,66	3,15	3,11	3,53	1,21
1	2	0,40	3,08	2,49	2,74	3,12	1,86
2	1	0,67	4,07	3,61	4,02	4,01	3,06
2	2	0,91	5,61	1,29	0,63	5,55	5,00
		$0,58 \pm 0,22$	$4,11 \pm 0,94$	$2,63 \pm 0,87$	$2,62 \pm 1,24$	$4,05 \pm 0,92$	$2,78 \pm 1,43$

Tab. 1: Die geometrischen Abweichungen der einzelnen Seed-Koordinaten, wobei #N die Nadel und #S den Seed, zählend von der Nadelspitze, anzeigt. IN.: Initial geplante Seed-Koordinate. App.: Berechnete Seed-Koordinate nach Neuregistrierung des Needle-Guides. MRT: MRT-Registrierung des implantierten Seeds. MRT+CT: Registrierung des implantierten Seeds im CT-MRT fusionierten Bilddatensatz.

AS14.02 Applikatorevaluation für die endorektale Brachytherapie

J. Müsgens¹, K. Jablonska¹, F. Kamp¹, C. Scherf², N. Tselis², C. Rödel², H. Dapper¹, E. Fokas¹, G. Altenstein¹

¹Uniklinikum Köln, Strahlentherapie, Köln, Deutschland

²Universitätsklinikum Frankfurt, Strahlentherapie, Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung

Im Rahmen der ACO/ARO/AIO-22-Studie [1] zur Behandlung von Adenokarzinomen des Rektums wurden für die endorektalen HDR-Brachytherapie verschiedene Applikatortypen evaluiert. Häufig können ältere, gebrechliche Patienten nicht radikal operiert werden. Durch die kombinierte perkutane hypofraktionierte Strahlen- (13x3 Gy) und endorektale Brachytherapie (3x8 Gy), kann bei sehr guter Normalgewebeschonung eine hohe lokale Strahlendosis appliziert werden.

Material & Methoden

Untersucht wurden der Intracavitary Mold Applicator (IMA, Elekta), der Shielded Applicator (SA, Varian) und der Multi-Channel Cylinder (MCC, Varian) für die CT-basierte Bestrahlung an einem BRAVOS™ Afterloader (Varian). Evaluiert wurden diese hinsichtlich Normalgewebeschonung bei optimaler Abdeckung des Zielvolumens und klinischer Einsetzbarkeit. Zur zusätzlichen Schonung der kontralateralen Rektumwand wird ein endokavitärer Überziehballon (Civco) benutzt, der einseitig mit NaCl und Kontrastmittel gefüllt werden kann.

Die Eigenschaften der drei Applikatoren sind in Tabelle 1 zusammengefasst. Dosimetrisch wurden Pläne mit verschiedenen Dosiertiefen zwischen 5 und 10 mm und für verschiedenen geometrischen GTV Ausdehnungen in Eclipse (Varian) simuliert.

Ergebnisse

Der SA führt zu einer sehr guten Schonung der kontralateralen Rektumwand (Abb.1c), allerdings ist die Ausblockung limitiert und kann nicht an jede Tumorgeometrie angepasst werden. Dies kann u.U. zu Therapiedosen in der gesunden Rektummukosa führen. Die Multikanalapplikatoren erlauben individuellere Dosisanpassungen führen jedoch zu höheren mittleren Dosen im gesunden Normalgewebe (Abb.1a-b). Zudem muss beim Beladen der peripheren Kanäle auf die Kontaktdosis geachtet werden. Daher ist der Einsatz des Überziehballons bei IMA und MCC indiziert.

Alle drei Applikatoren sind kompatibel mit unserer Halterung (CT/MR Applicator Clamp, Elekta), wobei beim MCC einzelne Kanäle durch die Halterung verdeckt sein können. Hier ist eine sorgfältige Ausrichtung notwendig. IMA ist technisch mit BRAVOS kompatibel, die Kombination durch die Hersteller jedoch nicht freigegeben.

Zusammenfassung

Jedes Modell hat Vor- und Nachteile. Aufgrund der Arbeit wurde entschieden, in unserer Klinik den MCC in Kombination mit dem BRAVOS Afterloader für die Studie einzusetzen. Erste Bestrahlungen wurden erfolgreich durchgeführt. Für Elekta Anwender bietet der IMA ähnliche Eigenschaften.

Anhang 1

Applikator		Durchmesser	Bestrahlungskanäle	Kompatibel mit endokav. Ballon	Reinigung
IMA Elekta	Flexibel	2 cm	8 periphere	Ja	einmaliger Gebrauch
SA Varian	Starr	2 cm	1 zentraler + Abschirmelemente für 90°/180°/270°	Ja	teilweise manuell
MCC Varian	Starr	2,5 cm	7 (1 zentral, 6 peripher)	Ja (bedingt)	maschinell möglich

Tab. 1: Applikatorarten und ihre Eigenschaften

Anhang 2

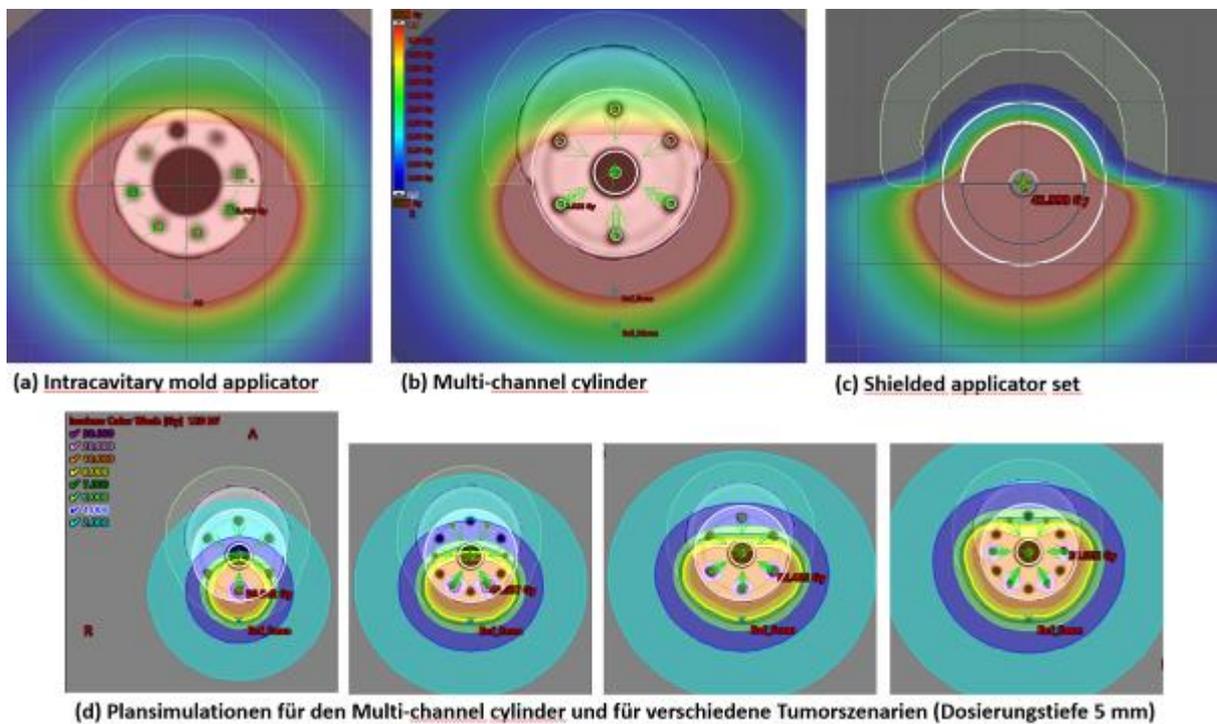


Abb.1: Dosimetrische Evaluation der Applikatoren (Beispiele)

Literatur

[1] External Beam Radiotherapy Combined with Endorectal High-dose-rate Brachytherapy in Elderly and Frail Patients with Rectal Cancer (ACO/ARO/AIO-22), NCT06729645

AS14.03 Increasing ratio of source strength measurements between clinical and manufacturer calibration for Ir-192: A BRAPHYQS multi-center analysis

F. A. Siebert¹, J. Vijande², M. de Brabandere³, T. Hellebust⁴, A. Herreros⁵, J. Johansen⁶, C. Kirisits⁷, R. van Leeuwen⁸, P. Papagiannis⁹, M. Rivard¹⁰, F. Verhaegen¹¹, A. Carlsson Tedgren¹²

¹UKSH, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Medizinphysik, Kiel, Deutschland

²Universitat de Valencia, Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Bujassol, Deutschland

³University Hospital Gasthuisberg, Dept. of Radiation Oncology, Leuven, Belgien

⁴Oslo University Hospital, The Norwegian Radium Hospital, Oslo, Norwegen

⁵Hospital Clínic-Universitat de Barcelona, Radiation Oncology Department, Barcelona, Spanien

⁶Aarhus University, Department of Clinical Medicine, Aarhus, Deutschland

⁷Medizinische Universität Wien, Department of Radiation Oncology, Wien, Österreich

⁸University medical center, Radiation Oncology Department, Nijmegen, Niederlande

⁹National and Kapodistrian University of Athens, Medical Physics Laboratory, Athen, Deutschland

¹⁰Alpert Medical School of Brown University, Department of Radiation Oncology, Providence, RI, Vereinigte Staaten

¹¹Maastricht University Medical Centre, Department of Radiation Oncology (Maastricht), Maastricht, Niederlande

¹²Karolinska Institute, Department of Oncology, Stockholm, Schweden

Purpose

An increasing ratio was observed between clinical reference air kerma rate (RAKR) measurements and vendor-provided certification data for Ir-192 brachytherapy (BT) sources in Europe by the GEC-ESTRO BRAPHYQS working group. As RAKR directly impacts absorbed dose accuracy, these discrepancies could have clinical implications.

Methods

BRAPHYQS collected and analyzed data from over 1.700 RAKR measurements performed between 1997 and 2024 at 27 European BT centers. Different Ir-192 source models were included and despite vendor specific differences, most Ir-192 sources were produced at the same facility. Linear regression models and residual analyses quantified the temporal drift in the calibration ratio. Analyses were stratified by different source types to evaluate variability among centers. Also, the impact of international calibration protocol updates and alignment with primary standards was assessed.

Results

A statistically significant temporal drift in the calibration ratio between hospital-measured RAKR compared to vendor certificate values was identified, increasing at approximately 0.15% per year. Centers using different calibration laboratories observed variable shifts, highlighting discrepancies in calibration chain integrity. The findings emphasize the need for consistent recalibration to align with evolving primary standards and protocols.

Conclusion

The origin of the increasing ratio remains unclear, but its implications for dosimetric accuracy in BT are substantial. Recommendations to prevent this in the future include maintaining detailed logs of calibration coefficient changes, regular recalibration aligned with primary laboratory updates, and frequent consultation of centralized calibration registries. These measures will enhance dose consistency, improve patient safety, and optimize BT outcomes.

AS14.04 Modellbasierte Dosisberechnung unter Verwendung von Kegelstrahl-Computertomographie für die Brachytherapie-Planung

A. Karius¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung: Die modellbasierte Dosisberechnung unter Berücksichtigung der Gewebezusammensetzung wird in der Brachytherapie zunehmend untersucht. Ziel unserer Studie war es, die Eignung der modernen Kegelstrahl-Computertomographie (CBCT) im Vergleich zu konventionellen Computertomographen (CT) für diesen Zweck zu bewerten.

Material und Methoden: Anhand einer Phantomstudie haben wir die mit einem modernen CBCT-Gerät und einem konventionellen CT-Scanner gemessenen CT-Zahlen und Elektronendichten für verschiedene Materialien ausgewertet. Darauf aufbauend verglichen wir Dosisberechnungen (unter Verwendung des TG-43-Formalismus sowie modellbasierter Berechnungen unter Annahme einheitlicher Materialien und Berücksichtigung von CT-Zahlen an Planungs-CTs und Kontroll-CBCTs für Patienten mit Gebärmutterhals- und Brustkrebs sowie phantomsimulierte Hautkrebsfälle. Die Bewertung der dosimetrischen Abweichungen zwischen den Planungs-CTs und den Kontroll-CBCTs, die während des Behandlungsverlaufs aufgenommen wurden, diente zur Abschätzung der interfraktionellen Implantatvariationen.

Ergebnisse: Der Vergleich der Abweichungen zwischen Planungs-CTs und Kontroll-CBCTs ergab für fast alle untersuchten Dosisparameter keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die dosimetrischen Abweichungen zwischen modellbasierten Dosisberechnungen und TG-43 waren teilweise signifikant, aber von geringer Größenordnung (<10 cGy pro Fraktion). Die interfraktionellen dosimetrischen Abweichungen waren wesentlich größer als die zwischen den verschiedenen Dosisberechnungsverfahren gefundenen dosimetrischen Unterschiede.

Zusammenfassung: Die modellbasierte Dosisberechnung auf der Grundlage der modernen CBCT-Bildgebung war geeignet für die Bestrahlungsplanung in der Brachytherapie. Die festgestellten Unterschiede zwischen diesen Berechnungen und dem TG-43-Formalismus sollten jedoch in Dosis-Ergebnis-Analysen untersucht werden. Die beobachteten interfraktionellen dosimetrischen Abweichungen zeigen, wie wichtig die Qualitätssicherung der Behandlung ist.

AS14.05 Etablierung und Bewertung eines intraoperativen CBCT-basierten Workflows für die gynäkologische Brachytherapie

A. Karius¹, V. Strnad¹, C. Bert¹

¹Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung: Bei der Brachytherapie von Gebärmutterhalskrebs kann die Erstellung eines geeigneten Implantats auf der Grundlage der Ultraschallführung durch Einschränkungen der Bildgebung beeinträchtigt werden. Um das Implantat auch dann zu validieren, wenn Ultraschall nicht ausreicht, haben wir einen neuen Arbeitsablauf mit zusätzlicher intraoperativer Cone-Beam-Computertomographie (CBCT) eingeführt. Ziel dieser Arbeit war es, den neu etablierten Arbeitsablauf zu beschreiben, die damit verbundenen Vorteile und Drawbacks zu reflektieren und die geometrischen und dosimetrischen Vorteile im Vergleich zum vorherigen, ausschließlich ultraschallgesteuerten Arbeitsablauf zu bewerten.

Material und Methoden: Wir berichteten über die Etablierung unseres neuen Arbeitsablaufs unter Verwendung des mobilen CBCT bei intraoperativen Eingriffen und die entsprechenden Erfahrungen bei 26 konsekutiven Patienten. Die Bildqualität wurde unter Berücksichtigung der Applikatorvisualisierung und des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (CNR) zwischen den Geweben bewertet. Implantatveränderungen auf der Grundlage von CBCT-Scans wurden im Hinblick auf die erweiterten Einstichtiefen (EID) der Nadeln und ihre Spitzenabstände zu den Zielvolumengrenzen analysiert. Die dosimetrischen Auswirkungen wurden durch die Berechnung üblicher Dosis-Volumen-Parameter für das Zielvolumen und die Risikoorgane (OARs) sowie durch den Vergleich mit einer früheren Patientenkohorte und mit Szenarien, die eine alleinige Ultraschallführung simulieren, bewertet. Implantatunsicherheiten zwischen intra- und postoperativer Bildgebung wurden ebenfalls durch eine entsprechende Registrierung analysiert.

Ergebnisse: Die Einführung der intraoperativen CBCT war mit klinischen Herausforderungen verbunden, erhöhte aber das Sicherheitsgefühl während der Eingriffe und führte zu geometrischen und dosimetrischen Vorteilen. Die Nadeln konnten auf der Grundlage des CBCT um einen EID von 14 ± 11 mm tiefer in die Pelvis eingeführt werden, was mit entsprechenden signifikanten Dosisverbesserungen für das Zielvolumen und die OARs mit einer mittleren Tradeoff-Erhöhung um bis zu 4,8 Gy verbunden war. Mit einem angemessenen CNR zwischen den Geweben von bis zu $8,5 \pm 3,6$ und einer klaren Erkennbarkeit der Applikatoren war die Bildqualität ausreichend, um die intraoperativen Absichten einer verbesserten Implantationsgenauigkeit verlässlich zu erfüllen. Darüber hinaus waren die CBCT-Scans unter dem Gesichtspunkt der geometrischen Unsicherheit für die Behandlungsplanung geeignet.

Zusammenfassung: Der Einsatz des intraoperativen CBCT kann die Qualität und Sicherheit der bildgesteuerten gynäkologischen Brachytherapie erheblich verbessern.

RT and PT: Exploring Synergies and Shared Challenges

FS12.02 Unlocking challenges in imaging and adaptive workflows together

V. Batista¹

¹Universitätsklinikum Heidelberg, RadioOnkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Particle therapy and photon therapy, though both important components of modern radiotherapy, are often regarded as separate fields, with limited cross-disciplinary exchange in research and clinical practice. This division is particularly evident in the differing approaches to addressing uncertainties and adopting new technologies within each domain. As a result, the prioritization of research topics and the development of novel solutions vary significantly between the two fields, potentially affecting the pace at which advancements are made.

For example, the concept of plan robustness is a critical focus in particle therapy, where the inherent sensitivity to range changes results in strategies to account for uncertainties in treatment planning. In contrast, photon therapy often lacks equivalent tools to assess and mitigate plan robustness, leading to differences in the sophistication of treatment approaches, relying instead on simpler methods such as the use of planning margins to account for uncertainties. Another example, is how interplay effect is considered in both modalities. While in particle therapy, is a major concern, and is often addressed in treatment planning. In photon therapy, while recognized, is typically less emphasized, which can lead to not considered dose inhomogeneities.

Moreover, while online adaptive workflows have already become a practical reality in photon therapy, they remain distant from implementation in particle therapy due to technological and logistical challenges.

Additionally, while photon therapy has integrated advanced imaging modalities such as on-board 3D and 4D Cone Beam CT (CBCT) and also MRI into routine clinical practice, the adoption of similar technologies in particle therapy is technically more challenging, like the MRI guidance which is still in its developmental phase. This discrepancy highlights the lag in translating cutting-edge imaging techniques into particle therapy settings.

Overall, a more integrated approach between the fields of particle and photon therapy, particularly in research and clinical innovation, could accelerate the adoption of new technologies and treatment strategies.

FS12.03 Same tissues, different beams: NTCP modelling across modalities

M. Palkowitsch^{1,2}

¹OncoRay – National Center for Radiation Research in Oncology, Faculty of Medicine and University Hospital Carl Gustav Carus, TUD Dresden University of Technology, Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland

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

Different beams, photons or particles, are used to achieve the same goal: maximizing tumor control while minimizing damage to normal tissue. A shared challenge: radiation-induced side effects. A promising synergy: normal tissue complication probability (NTCP) modelling, which aims to predict these effects and reduce their incidence by informing treatment optimization and patient selection.

NTCP models are based on clinical outcome data from previously treated patients. Due to the widespread use of photon therapy (RT), a larger and more mature data foundation exists for photon-induced toxicities. These datasets can support particle therapy (PT) by informing organ-specific dose constraints and guiding risk assessment. At the same time, the sharper dose gradients achievable with PT allow for more precise investigations of spatial dose-effect relationships and the identification of anatomical or biological factors that may not be easily detectable in photon-treated populations.

However, transferring NTCP models across modalities requires caution. Beyond differences in physical dose distributions, the distinct interactions of particles and photons with tissue result in differences in biological effectiveness. Proton therapy typically assumes a constant relative biological effectiveness (RBE) of 1.1, that is, protons are considered to be 10% more effective than photons. In reality, RBE increases with linear energy transfer (LET), particularly near the distal edge of the proton beam. Neglecting this variability can compromise NTCP model performance [1,2] and lead to underestimation of toxicity [3], especially in sensitive structures.

These concepts are illustrated using radiation-induced contrast enhancements observed on follow-up MRIs after radiotherapy for brain tumors. In proton-treated cohorts, NTCP model accuracy improved significantly when LET was included alongside dose, highlighting the relevance of RBE variability. Additionally, proximity to the ventricular system emerged as a strong predictor [1, 2]. An analogous analysis in a photon-treated cohort confirmed periventricular proximity as a significant risk factor, despite the different beam characteristics. These findings support the clinical integration of variable proton RBE considerations and the recognition of the periventricular region as an organ at risk, regardless of the treatment modality.

In conclusion, NTCP modelling across modalities provides a powerful framework for understanding and predicting normal tissue toxicity. It supports evidence-based patient selection for PT and facilitates the translation of biological insights between PT and RT, thereby contributing to biologically optimized radiotherapy.

References

[1] Bahn et al., DOI: 10.1016/j.ijrobp.2020.03.013

[2] Eulitz et al., DOI: 10.1016/j.radonc.2022.11.011

[3] Palkowitsch et al., DOI: 10.1016/j.radonc.2024.110590

FS12.04 Towards synergies on national and European level

A. Lühr¹

¹Technische Universität Dortmund, Medizinphysik und Strahlentherapie, Dortmund, Deutschland

Research and treatment in conventional photon-based radiation therapy (RT) and proton therapy (PT) have traditionally been pursued independently, reflecting their fundamental differences in radiation physics. For instance, DGMP conferences have featured dedicated sessions exclusively for PT, underscoring this distinction. However, successful radiation treatments depend on more than physical principles alone. The integration of new technologies, workflows, and advanced radiobiological considerations offers opportunities for collaboration across modalities to harness synergies.

National and European initiatives can play an important role in bridging these gaps by fostering joint activities that benefit both RT and PT communities. Common platforms can facilitate shared resources such as educational programs on emerging technologies and collaborative research efforts. This contribution will present examples of such initiatives and discuss how they contribute to fostering cooperation between RT and PT disciplines.

Bildqualität

AS15.02 Eine Messgröße für die Abnahme- und Konstanzprüfung für die Niedrigkontrast-Detektibilität am CT

M. Anton¹, P. Kunert², M. Göppel², H. de las Heras Gala², M. Reginatto¹

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

²Bundesamt für Strahlenschutz, Externe und interne Dosimetrie, Biokinetik, Oberschleißheim, Deutschland

Einleitung

Zur Charakterisierung der Dosiseffizienz von CT-Geräten wurde von BfS und PTB ein Vorschlag für eine Typprüfung, basierend auf der Niedrigkontrastauflösung, veröffentlicht [1]. Die Implementierung dieses Tests in die klinische Qualitätssicherungspraxis ist kaum praktikabel. Wir stellen ein Verfahren vor, mit dem eine Kenngröße für die Abnahme- und Konstanzprüfung gewonnen werden kann.

Material & Methoden

Im Rahmen der Typprüfung wird die Detektibilität d' für vier Kontrasteinsätze mit unterschiedlichen Durchmessern D und Kontrasten ΔHU in einem Prüfkörper (CCT189 *body phantom*, The Phantom Lab, USA) mit Hilfe eines *model observers* bestimmt. Ein (Surrogat-)Maß für die Niedrigkontrast-Detektibilität $d'_j (j=1, \dots, 4)$ ergibt sich aus der Analyse des Rauschens im homogenen Bereich des Prüfkörpers, abhängig von der gewählten Größe von Bildausschnitten. Entsprechende Werte für den sogenannten MDC (*minimum detectable contrast*) [2, 3] für die vier Durchmesser D_j , $MDC(D_j)$, können mittels dieser Analyse mit deutlich geringerem Messaufwand bestimmt werden.

Ergebnisse

Für 18 verschiedene CT-Geräte und unterschiedliche Rekonstruktionsverfahren ist d'_j proportional zum Kehrwert des Produktes von $MDC(D_j)$ und Durchmesser D_j , dh. $d'_j = a * (MDC(D_j) * D_j)^{-1}$. Der Proportionalitätsfaktor a hängt zwar von Gerätetyp und Rekonstruktionsverfahren ab, die Proportionalität ist aber in jedem Fall gewährleistet. Damit kann $(MDC(D_j) * D_j)^{-1}$ als „Ersatzgröße“ für d' für Abnahme- und Konstanzprüfungen verwendet werden.

Zusammenfassung

Aus der Analyse des Rauschens in einem homogenen Bildbereich der CT-Aufnahme eines technischen Prüfkörpers (CCT189) kann eine Surrogat-Messgröße für die Niedrigkontrast-Detektibilität gewonnen werden, die für Abnahme- und Konstanzprüfungen geeignet ist.

Anhang 1

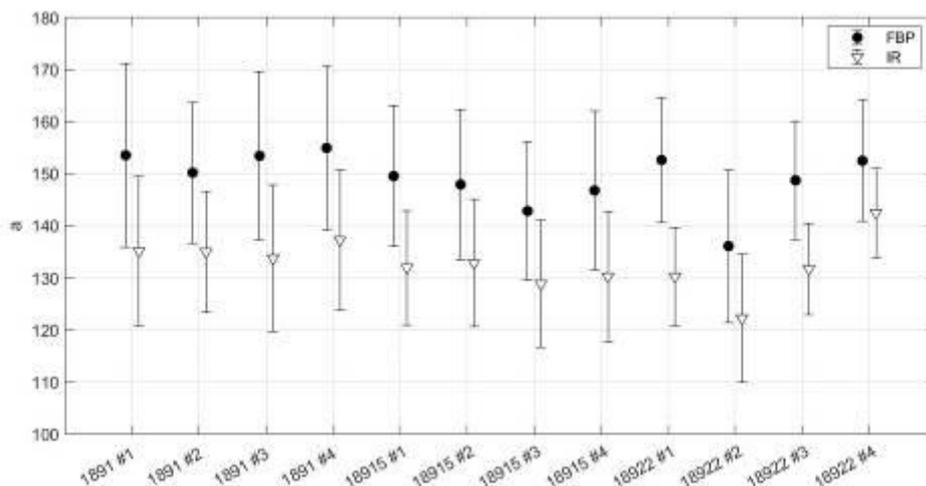


Abb.1: Proportionalitätsfaktor a für 12 Wiederholungsmessungen an einem CT-Gerät, ermittelt für jeweils 4 Durchmesser und 3 Dosiswerte. FBP: gefilterte Rückprojektion, IR: iterative Rekonstruktion. Die relative Standardabweichung von a über alle 12

DGMP 56. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Wiederholungen ist <4%. Die x-Achsenbezeichnung nennt die Exemplar-Nummer des Prüfkörpers (1891, 18915 oder 18922) und die laufende Nummer der Wiederholung (1-4). Die Fehlerbalken repräsentieren die gesamte Standard-Unsicherheit von a , nicht nur die Reproduzierbarkeit.

Literatur

- [1] Göppel, M. et al: "Dose-efficiency quantification of computed tomography systems using a model-observer," *Medical Physics*, vol. 50, no. 12, pp. 7594–7605, 2023
- [2] C. Anam, A. Naufal, T. Fujibuchi, K. Matsubara, and G. Dougherty, "Automated development of the contrast-detail curve based on statistical low-contrast detectability in CT images," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 23, no. 9, p. e13719, 2022
- [3] Y. Zhou, "Dose and blending fraction quantification for adaptive statistical iterative reconstruction based on low-contrast detectability in abdomen CT," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 21, no. 2, pp. 128–135, 2020.

AS15.03 Optimierung der Rauschunterdrückung in Low-Dose CT-Aufnahmen mittels Residual Convolutional Neural Networks: Evaluation der Modellgeneralisation auf verschiedene Strahlendosisniveaus

H. Kenfack Dippo¹, M. Fiebich¹, U. Mäder¹, A. H. Mahnken²

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Eine Reduktion der Strahlendosis in der CT verbessert den Strahlenschutz, erhöht jedoch das Bildrauschen und erschwert die Diagnose. In dieser Arbeit wurde ein Residual-CNN zur Rauschunterdrückung in low-dose CT(LDCT)-Bildern entwickelt. Es wurde untersucht, ob ein auf ein bestimmtes Dosisniveau trainiertes Modell auch bei klinischen Daten mit bis zu 1/10 der Standarddosis zuverlässig funktioniert.

Material&Methoden

Das Modell wurde mit einem kombinierten Datensatz aus klinischen LDCT-Bildern (Mayo Clinic, Quarter-Dose) und synthetischen XCAT-Phantomdaten trainiert. Die Trainingsbilder hatten eine Auflösung von 512x512 Pixel. Zur Verbesserung der Robustheit wurden Datenaugmentationsmethoden (Rotationen, Spiegelungen) eingesetzt. Die Architektur bestand aus einem Residual-CNN mit drei Residual-Blöcken. Als Bewertungsmetriken kamen SSIM, PSNR, RMSE und das Noise Power Spectrum (NPS) zum Einsatz. Die Generalisierungsfähigkeit wurde anhand von Daten der Universitätsklinik Marburg mit Dosisniveaus von 10–80% geprüft.

Ergebnisse

Das entwickelte Modell wurde auf klinischen Patientendaten validiert und zeigte eine deutliche Rauschminderung sowie eine Verbesserung der Bildqualität. Besonders überzeugend war der hybride Trainingsansatz, bei dem reale und synthetische Daten kombiniert wurden. Bei einem Dosisniveau von nur 10 % der Standarddosis konnte eine Bildqualität erreicht werden, die sowohl visuell als auch quantitativ mit Full-Dose-Bildern vergleichbar war (SSIM > 0.88, PSNR > 34.66 dB). Das Noise Power Spektrum (NPS) bestätigte eine signifikante Reduktion hochfrequenter Rauschanteile, während gleichzeitig strukturelle Details erhalten blieben. Auch die HU-Werte in vordefinierten Regionen blieben weitgehend stabil, was die klinische Anwendbarkeit des Modells zusätzlich unterstreicht.

Zusammenfassung

Die vorgestellte Arbeit zeigt, dass ein speziell trainiertes Residual-CNN in der Lage ist, das Bildrauschen in LDCT signifikant zu reduzieren – selbst bei sehr niedrigen Dosisniveaus. Die Kombination aus realen und synthetischen Daten verbessert die Generalisierbarkeit des Modells auf verschiedene Dosisniveaus. Das Modell unterstützt den sicheren Einsatz von Ultra-Low-Dose-CT, etwa bei Screening wie der Lungenkrebsfrüherkennung.

Anhang 1

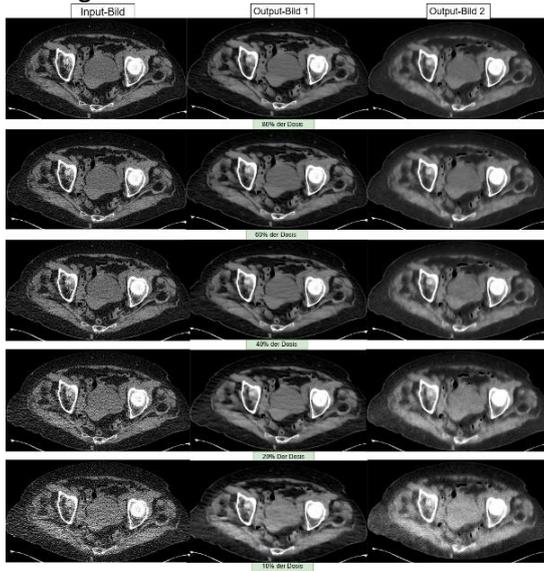


Abb.1: Vergleich von CT-Beckenbildern bei abnehmenden Dosisniveaus: Originalbild (Input), rekonstruiertes Bild eines Modells mit Patientendaten (Output 1), sowie eines Modells mit kombiniertem Training (Output 2).

Literatur

- [1] Nathan R. Huber, Andrew D. Missert, Lifeng Yu, Shuai Leng, and Cynthia H. McCollough. Evaluating a convolutional neural network noise reduction method when applied to CTimages reconstructed differently than training data. *Journa of Computer Assisted Tomography*, 45(4):544–551, 2021.
- [2] Cynthia H. McCollough, Joel G. Fletcher, Bradley J. Webb, and Jeffrey P. Welton. Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiologic Clinics of North America*, 53(6):1139–1154, 2015.

AS15.04 Metallartefaktreduktion bei spektraler CT: Kombination virtueller monoenergetischer Bilder mit iterativer Metallartefaktreduktion (iMAR)

L. Abou Assali¹, M. Regner¹, U. Mäder¹, M. Böttcher², M. Fiebich¹, A. H. Mahnken³

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

²Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

³Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Metallartefakte beeinträchtigen die Bildqualität in der Computertomographie (CT) erheblich, insbesondere durch physikalische Effekte wie beam hardening und photon starvation. Zur Reduktion dieser Artefakte kommen unterschiedliche Verfahren zum Einsatz, darunter sinogramm-basierte inpainting-Methoden wie die iterative Metallartefaktreduktion (iMAR) sowie die spektrale Bildgebung mit virtuellen monoenergetischen Bildern (VMI) auf Basis spektraler CT-Daten [1]. In der vorliegenden Phantomstudie wird die Effektivität der kombinierten Anwendung von iMAR und VMI bei der Reduktion von Metallartefakten untersucht. Berücksichtigt werden dabei Implantate mit unterschiedlicher Ordnungszahl (Z) und Größe.

Material und Methoden

Zur Simulation eines Metallimplantats im Hüftbereich wurde eine Eisenstange (2 cm × 1,5 cm, B × H, Z = 26) verwendet. Zur Darstellung eines hoch-Z Implantats (endovaskulärer Coil, Z = 74) kam ein 3D-gedruckter Wolframzylinder (Ø = 3 mm) zum Einsatz. Beide Implantate wurden in den wassergefüllten Einsatz eines Phantoms eingebracht. Der Einsatz mit der Eisenstange wurde im Körperphantom, der Wolframzylinder im Kopfphantom positioniert. Die CT-Akquisition erfolgte mit klinischen Dual-Energy-Protokollen – jeweils mit und ohne Anwendung von iMAR. Aus den Dual-Energy-Daten wurden VMI-Bilder generiert. Ein quantitativer und qualitativer Vergleich der Standard 120 kV Bilder mit und ohne iMAR sowie der 130 keV VMI-Bilder mit und ohne iMAR wurde durchgeführt. Die quantitative Auswertung basierte auf manuell definierten ROIs in artefaktbehafteten Bereichen sowie in artefaktfreien Referenzbereichen. Die mittleren absoluten HU-Unterschiede zwischen den Artefakt- und Referenz-ROIs wurden ermittelt.

Ergebnisse

Sowohl qualitativ als auch quantitativ zeigt sich, dass die Kombination von iMAR und VMI die effektivste Reduktion von Metallartefakten ermöglicht. Dieser Effekt ist bei beiden Implantattypen erkennbar (siehe Abbildungen 1 und 2). Dabei fällt die Reduktion der Artefakte beim niedrig-Z-Implantat (Eisen) deutlicher aus als beim hoch-Z-Implantat (Wolfram). Dies liegt darin begründet, dass Materialien mit hoher Ordnungszahl Photonen stärker absorbieren und dadurch ausgeprägtere Artefakte verursachen, die sich trotz Korrekturmethode schwerer vollständig kompensieren lassen. Die quantitative Analyse zeigt, dass die geringsten mittleren HU-Abweichungen zwischen artefaktbehafteten und artefaktfreien ROIs bei beiden Implantattypen durch die kombinierte Anwendung von VMI und iMAR erzielt werden.

Zusammenfassung

Die kombinierte Anwendung von VMI und iMAR zeigt im Vergleich zu den Einzelmethoden einen zusätzlichen Vorteil bei der Reduktion von Metallartefakten bei den CT-Untersuchungen. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine verbesserte Bildqualität und erhöht somit das diagnostische Potenzial bei Patienten mit Metallimplantaten.

Quellen

[1] M. Selles, J. A. C. van Osch, M. Maas, M. F. Boomsma, and R. H. H. Wellenberg, "Advances in metal artifact reduction in CT images: A review of traditional and novel metal artifact reduction techniques," *European journal of radiology*, 2024, doi: 10.1016/j.ejrad.2023.111276.

Anhang

Metall-Implantat mit niedriger Ordnungszahl (Z = 26)

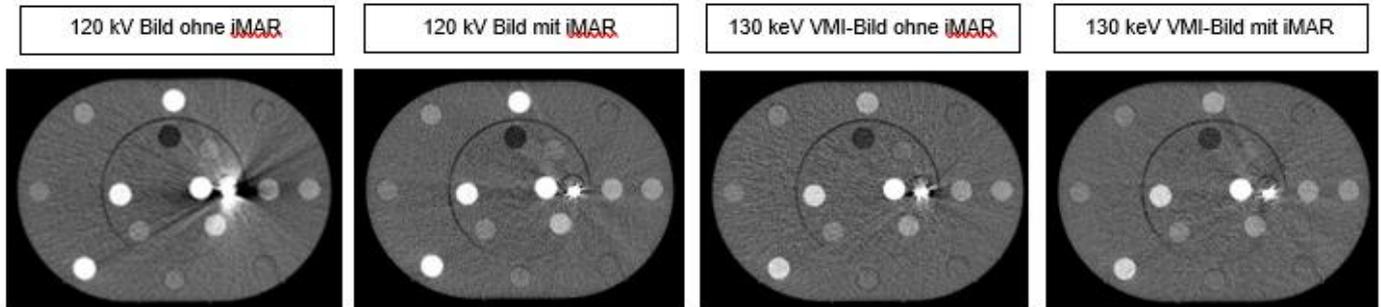


Abbildung 23: Metall-Implantat im Hüftbereich mit niedriger Ordnungszahl in einem Körperphantom im Knochenfenster dargestellt.

Metall-Implantat mit hoher Ordnungszahl (Z = 74)

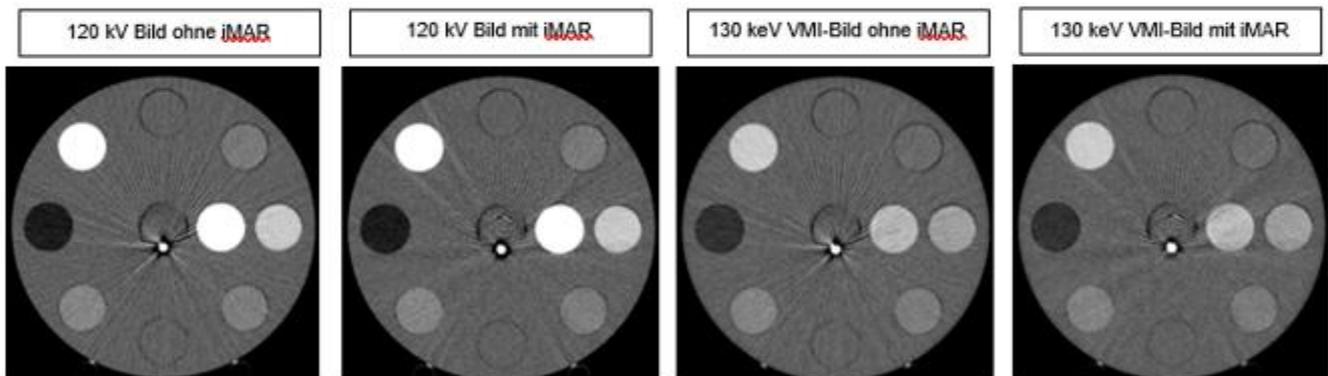


Abbildung 22: Metall-Implantat (endovaskulärer Coil) mit hoher Ordnungszahl in einem Kopfphantom im Knochenfenster dargestellt.

FLASH

AS16.01 FLASH Dosimetrie für Protonen und C12-Ionen: Messungen und Simulationen unter Berücksichtigung von Raumladungs-Effekten

W. Charuchinda¹, U. Weber^{1,2}, D. Boscolo¹, M. Witt^{2,3}, S. Brons⁴, K. S. Baumann^{2,3}, K. Zink^{2,3}, M. Durante¹

¹GSI Helmholtzzentrum, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

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

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

⁴Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Bei ultra-hohen Dosisraten (FLASH) zeigen luftgefüllte zylindrische Ionisationskammern teilweise einen starken Rekombinationseffekt, der zu einer falschen Dosisanzeige führt.

Diese Arbeit zielt darauf ab, die Mechanismen, die zur Volumenrekombination führen, quantitativ zu verstehen, indem ein numerisches Modell entwickelt wird, das die Signalerzeugung in den Ionisationskammern simulieren kann.

Neben der integralen Ladungssammlung kann auch das zeitabhängige Stromsignal als Antwort auf einen kurzen Strahlenpuls simuliert werden. Der Vergleich mit Messungen (Sättigungskurven und Sampling von Ladungspulsen) erlaubt Anpassungen der Modelle und verbessert das Verständnis der Prozesse. Erstmals wurden hierbei bei der Simulation auch Raumladungseffekte simuliert, die bei FLASH Dosisraten durch Ihre starke Feldverzerrung den Ladungsträgerdrift und damit auch die Rekombination beeinflussen.

Die Modelle sollen die Vorhersage and Abschätzung von Rekombinationseffekten für variable Bedingungen bei FLASH-Dosimetrie ermöglichen.

Material & Methoden

Das an der GSI entwickelte numerische Simulationsmodell wurde auf der MATLAB Plattform entwickelt und benutzt einen DGL-Solver auf Basis von finiten Elementen. Dabei werden alternierend zwei verschiedene Vorgänge in feinen Zeitschritten berechnet: 1. Berechnung des elektrischen Feldes inklusive Raumladungsfelder 2. Ladungstransport und Rekombination

Die Sättigungskurven wurden für verschiedene Spannungen und Strahlmodalitäten mit Keithley-6517-Elektrometern gemessen. Die zeitabhängigen Pulsantworten verschiedener Ionisationskammern auf etwa 3 μ s lange 6 MeV Linac Photonen Pulse (VARIAN True Beam) wurden mit einem schnellen Strom-Spannungs-Verstärker (Stanford Research SR570) erfasst und mit einem Speicheroszilloskop digitalisiert.

In einer speziellen, die Ionisationskammern einschließenden, gasdichten/vakuumfesten Kammer können durch mehrmaliges Abpumpen und Begasen die Ionisationskammern statt mit Luft auch durch andere Gase wie Stickstoff oder Helium gefüllt werden oder auch der Druck gesenkt werden.

Ergebnisse und Zusammenfassung

Mit dem Modell können gemessene Sättigungskurven bei FLASH Intensitäten > 100 Gy/s gut modelliert werden (Abb. 2). Die Berücksichtigung der Raumladungseffekte verbessert die Übereinstimmung, besonders bei sehr hohen Dosisraten. Die Raumladung verändert (unter FLASH Bedingungen) das elektrische Feld um bis zu 50% Prozent (Abb. 1). Das Modell kann ebenfalls den zeitlichen Verlauf der Signale gut nachstellen. Man erkennt an den gemessenen bzw. simulierten Signalen deutlich die unterschiedliche Stärke der Elektronen-Anhaftung (Anionen-Drift) zwischen Luft- und rein Stickstoff-gefüllten Kammern.

Anhang 1

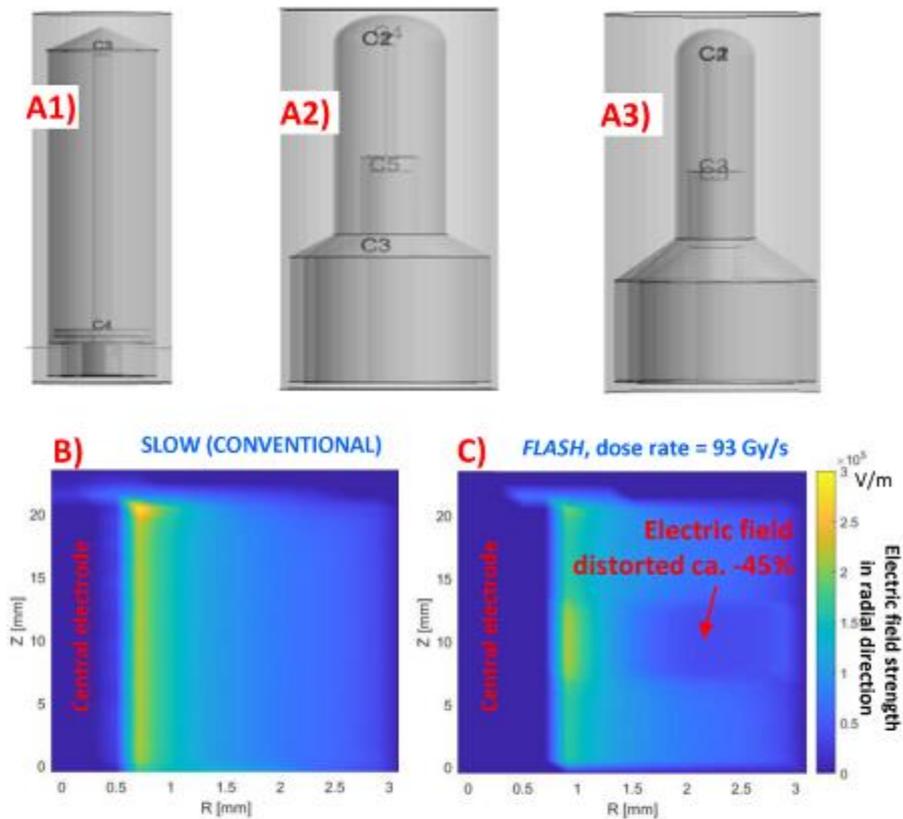


Abb. 1) Geometrien für die TM30013 Farmer-Kammer (A1), TM31015 (A2) und die TM31023 (A3) PinPoint-Kammern (PTW Dosimetry) mit allen Elektroden inkl. Guard-Ring für den MATLAB Solver. Abbildungen B) und C) zeigen die elektrische Feldstärke in radialer Richtung der TM30013 für normale Dosisleistung und für FLASH-Dosisleistung, bei der das elektrische Feld durch die ionisierten Ladungsträger (space charge) um fast 50 % verzerrt wird.

Anhang 2

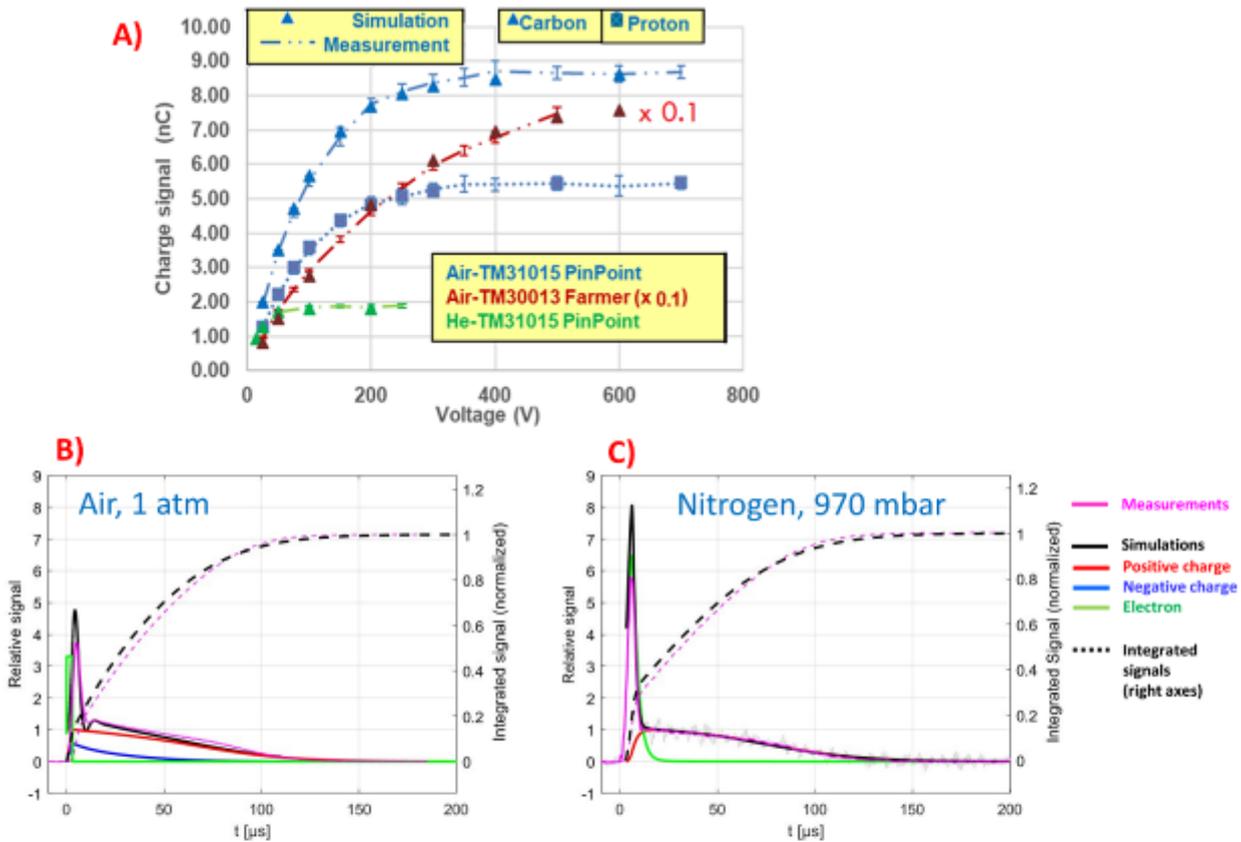


Abb. 2) A): Simulation (Symbole) und Messung (Linien) von Sättigungskurven bei hoher Strahlintensität (typ. 120 Gy/s lokale Dosisrate) für 3 verschiedene Kammertypen. Die zeitabhängigen simulierten und gemessenen Signale von einem Elektronen LINAC-Puls (3 μs) ist in B) für eine luftgefüllte TM30013 und in C) für eine Stickstoff-gefüllte Kammer dargestellt. Stickstoff zeigt ein deutlich stärkeres (schnelles) Elektronen-Signal, während bei Luft durch die Elektronen-Anhaftung an die O₂ Moleküle das schnelle Elektronensignal deutlich reduziert ist → mehr langsame Ladungsträger mit höherer Rekombination.

Referenzen:

[1] Boag J. W. and Currant J. Br. J. Radiol. 53.629 (1980): 471-478
 [2] Baack et.al , Physica Medica 104 (2022) 136–144

AS16.02 Reversible Modifikation eines klinischen Linearbeschleunigers für Elektronen-FLASH-Forschung

F. Schneider¹, C. J. Bauer¹, I. D. Göbel¹, F. A. Giordano¹, J. Fleckenstein¹

¹Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland

Einleitung

FLASH-Strahlentherapie mit ultra-hohen Dosisleistungen (UHDR, >40 Gy/s) verspricht die Möglichkeit gesundes Gewebe zu schonen und gleichzeitig Tumore wirksam zu behandeln. Um die Möglichkeiten dieser Therapieform zu erforschen, sind sowohl präklinische Studien als auch eine präzise Dosimetrie erforderlich. In dieser Arbeit wird, basierend auf der Arbeit von Lempart et al. [1], eine optimierte Modifikation eines klinischen Linearbeschleunigers (LINAC) vorgestellt, die einen schnellen Wechsel zwischen konventioneller- und FLASH-Bestrahlung ermöglicht. Es wurde eine dosimetrische Charakterisierung des resultierenden FLASH-Strahls durchgeführt.

Material & Methoden

Ein LINAC (Elekta Synergy) wurde vollständig reversibel modifiziert, um einen 10 MeV UHDR-Elektronenstrahl zu erzeugen. Die Modifikationen umfassten softwareseitig das Anlegen einer FLASH-Energiekonfiguration im Service Mode sowie hardwareseitig das Integrieren einer Pulskontrolleinheit, bestehend aus einem Szintillationsdetektor (SD, Blue Physics LLC, USA) und einer Transistorschaltung als Strahlunterbrecher. Die Schaltung wurde verwendet, um das „PRF Enable“ Signal und damit die Strahlung nach einer definierten Anzahl an Pulsen zu unterbrechen. Zur Optimierung der Dosisleistung wurden verschiedene Strahlparameter, darunter der Gun-Strom und die Tuner-Einstellungen systematisch variiert. Die erzielte Dosis pro Puls (DPP) wurde mit drei Detektoren: Film (Gafchromic XD, Ashland, USA), Ionisationskammer (IK, Advanced Markus, PTW, Freiburg) [2] und dem SD in einem Wasserphantom validiert. Die DPP, die Dosisleistung, die Reproduzierbarkeit bei konstanter Pulszahl (n=5) sowie die Reproduzierbarkeit bei variabler Anzahl an Pulsen (n=1 bis 25) wurden bestimmt.

Ergebnisse

Die Konvertierung des klinischen LINAC in einen UHDR-Betrieb erfolgte in etwa 30 Minuten und ist vollständig reversibel. Die Optimierung der Strahlparameter und eine gezielte Aufwärmprozedur ermöglichen - je nach Messmittel - in SSD=56cm eine DPP von 1.68 ± 0.02 Gy (IK), 1.74 ± 0.04 Gy (Film), 1.75 ± 0.04 Gy (SD), was einer Dosisleistung von 676 ± 8 Gy/s entspricht. Die Standardabweichung der Reproduzierbarkeit lag bei 1,1% (IK), 2,8% (Film), 2,3% (SD). Die Abhängigkeit von der Anzahl der Pulse lag bei 1,8% (IK), 2,2% (Film), 3,8% (SD).

Zusammenfassung

Durch wenige Modifikationen eines klinischen LINAC konnte eine stabile FLASH-Bestrahlung mit hoher DPP und reproduzierbaren Dosisleistungen erzielt werden. Die Reversibilität der Anpassungen ermöglicht eine flexible Nutzung des LINAC für klinische und experimentelle Anwendungen.

Literatur

[1] Lempart, M., et al., Modifying a clinical linear accelerator for delivery of ultra-high dose rate irradiation. *Radiother Oncol*, 2019. 139: p. 40-45.

[2] Petersson, K., et al., High dose-per-pulse electron beam dosimetry - A model to correct for the ion recombination in the Advanced Markus ionization chamber. *Med Phys*, 2017. 44(3): p. 1157-1167.

AS16.03 Commissioning of FLASHlab@PITZ – The R&D platform for electron FLASH radiation therapy

X. Li¹, N. Aftab¹, Z. Amirkhanyan¹, D. Dmytriiev¹, M. Frohme², J. Good¹, A. Grebinyk^{1,2}, M. Groß¹, Y. Komar², M. Krasilnikov¹, B. Li¹, G. Loisch³, F. Müller¹, F. Obier³, A. Oppelt¹, S. Philipp¹, F. Riemer¹, C. Richard¹, M. Schmitz³, F. Stephan¹, S. Worm¹, G. Vashchenko¹, D. Xu¹

¹Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Zeuthen, Deutschland

²Technische Hochschule Wildau, Wildau, Deutschland

³Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Hamburg, Deutschland

1. Introduction

The upgraded R&D platform for electron FLASH radiation therapy – FLASHlab@PITZ, is under commissioning at the photoinjector test facility at DESY in Zeuthen (PITZ). Owing to the long RF pulse (≤ 1 ms, 1-10 Hz) operation of the RF gun and the flexible time structure of the photocathode drive laser, FLASHlab@PITZ can provide a uniquely huge range of dose and dose rate (from 0.05 Gy/s to more than 10^{12} Gy/s), for very rapid spot scanning (≤ 1 ms) or with a uniform radiation field up to a few cm widths (see Fig. 1). The design and the measurement results of the new beamline, which is currently under commissioning, will be presented.

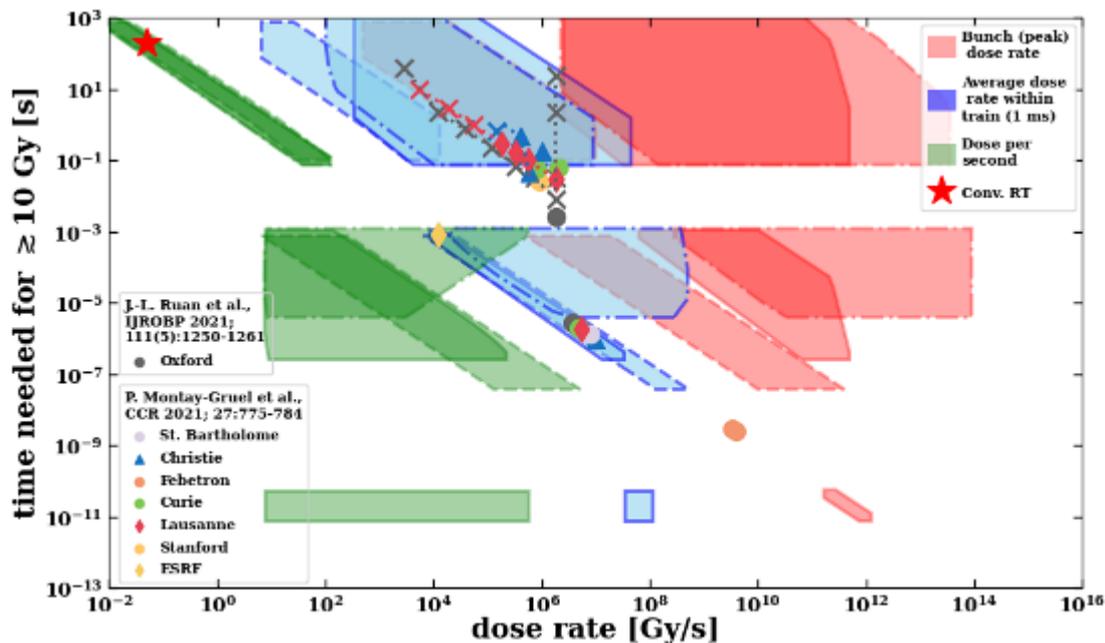


Figure 1 Dose parameter space at FLASHlab@PITZ by assuming 1 mm² irradiation area in water by 20 MeV electrons; the dash-dotted areas are for scanning beams and others for scattering beams

2. Materials & Methods

In the new beamline, an achromatic dogleg section has been installed to direct the electron beams to the experimental area with preserved high quality. Quadrupole magnets are used to focus and shape the beam distribution, which can be scanned by a 2D sweeping system to produce an arbitrary radiation field at the sample within 1 ms. Uniform dose distribution can be also generated by employing a dual-scattering system, which consists of the exit window and a 3D printed cone-shaped. A quadrupole doublet before the window also allows focusing the electron beam to the micrometer spot at fC charges. Start-to-end simulations have been conducted to explore the performance of the new beamline, which will be confirmed by experimental measurements of the electron beam and the dose.

3. Results

For the typical bunch charge of 1 nC, we will demonstrate the generation, transport and matching of the electron beams from the photocathode to the dogleg. The beam, further captured and focused by quadrupole magnets between the dogleg and the exit window, will be used to produce uniform radiation fields by scanning and scattering techniques (Fig. 2). The scanning beam also benefits from the sparing effect introduced by the minibeam pattern on the sample surface (Fig. 2(a)), with arbitrary dose distributions by selecting individual bunches within the bunch train (Fig. 2(b)). For the alternative

operation mode with very low charge of 1 fC, we aim to demonstrate the generation of micrometer scale spot size with optimized setting of the photoinjector and quadrupole magnets before the exit window.

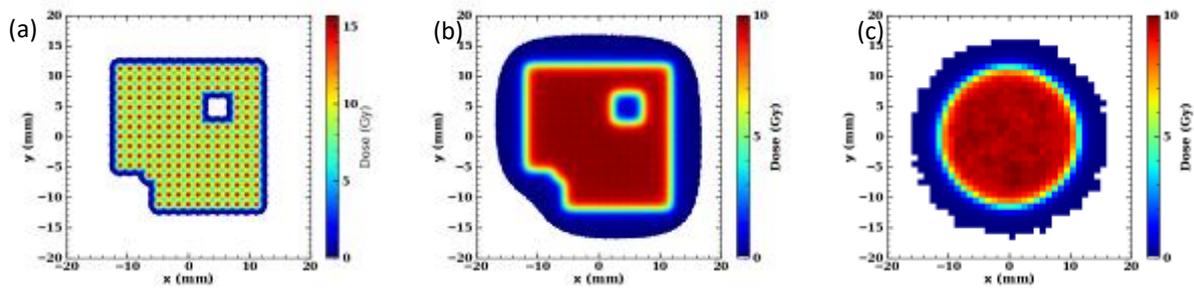


Figure 2 Dose distributions (a) on the surface and (b) 1 cm deep in water from scanning beams and (c) 1 cm deep in water from scattering beams

4. Summary

The capability of the upgraded FLASHlab@PITZ platform has been demonstrated by simulations and measurement. It will allow systematically studying the FLASH effect and spatially fractionated radiation therapy in a uniquely flexible dose parameter space.

References:

- [1] F. Stephan *et al.*, Phys. Medica 104 (2022) 174–87
- [2] X.-K. Li *et al.*, Phys. Med. Biol. 70 (2025) 055010

AS16.04 Workflow zur Risikoabschätzung neutroneninduzierter Zweitmalignome bei konformen FLASH-Protonenbestrahlungen mit 3D-Reichweitenmodulatoren

M. Fix Martinez^{1,2}, A. Becker^{1,2}, L. Dippel^{3,2}, K. T. Giebenhain^{3,2}, Y. Simeonov¹, M. Witt^{1,4}, K. S. Baumann^{1,4,5,2}, H. G. Zaunick^{3,2}, K. T. Brinkmann^{3,2}, U. Weber^{1,6,2}, K. Zink^{1,4,2}

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

²LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), Gießen, Deutschland

³Justus-Liebig-Universität Gießen (JLU), II. Physikalisches Institut, Gießen, Deutschland

⁴Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁵Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Abteilung für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland

⁶GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

Der Einsatz von 3D-Reichweitenmodulatoren (3D-RWM) ermöglicht bei Zyklotron-basierten Protonentherapieanlagen die Umsetzung der neuartigen FLASH-Technik. Die Pin-basierte Struktur des 3D-RWM erzeugt eine homogene, hoch-konforme Tumorbestrahlung [1], während der Strahlstrom bei maximaler Zyklotronenergie (230-250 MeV) die für den gesunden Gewebe schonenden FLASH-Effekt erforderlichen ultrahohen Dosisleistungen (>40 Gy/s) liefert [2]. In dieser Anordnung der konformen FLASH-Protonentherapie ist die patientennahe Einführung massiver Absorber (15-20 cm Dicke) im Strahlengang zur Anpassung der Reichweite erforderlich [3]. Dies verursacht eine zusätzliche, nicht erwünschte Neutronendosis im Patienten. Zur Risikoabschätzung neutroneninduzierter Zweitmalignome ist es notwendig, die Neutronendosisverteilung im Patienten zu bestimmen, etwa mittels Monte Carlo (MC) Simulationen.

Im Rahmen des LOEWE-Forschungsschwerpunkts ADMIT (Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy) Teilbereich A wird hierzu ein Workflow zur Abschätzung des neutroneninduzierten Zweitmalignomrisikos bei konformen FLASH-Protonenbestrahlungen unter Einsatz von 3D-RWM's vorgestellt.

Material & Methoden

Zunächst wird unter Verwendung des Open-source Bestrahlungsplanungssystems matRad [4] in einem ersten Schritt ein Pencil-Beam Protonenplan auf Basis eines anonymisierten klinischen Falles aus dem Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum erstellt und optimiert. Die resultierenden Spot-Parameter dienen als Eingabe für einen in-house entwickelten Algorithmus zur automatisierten Erstellung des patientenspezifischen 3D-RWM. Dieser wird im STL-Format exportiert und ist sowohl für den 3D-Druck geeignet als auch als Geometriekomponente im MC Code TOPAS integrierbar. Die resultierende Geometrie, bestehend aus 3D-RWM, Absorbern (PMMA oder Aluminium) und Kollimatoren, bildet die Basis für die Simulation der konformen FLASH-Protonendosisverteilung (siehe Abbildung 24). Mit TOPAS werden die Nahfelddosen sekundärer Neutronen sowie deren Energie- und Ortsverteilungen im Patienten, insbesondere in Risikoorganen, bestimmt. Energieabhängige Strahlungswichtungsfaktoren ermöglichen die Berechnung organspezifischer Äquivalentdosen. Abschließend wird das patientenindividuelle Sekundärmalignomrisiko durch Anwendung geeigneter Modelle abgeschätzt (siehe Abbildung 25).

Ergebnisse

Der Workflow ermöglicht die patientenspezifische Generierung eines 3D-RWM aus matRad Bestrahlungspläne, der für den 3D-Druck als auch für MC Simulationen nutzbar ist. Auf Basis der simulierten Neutronendosis lässt sich zudem das organspezifische Zweitmalignomrisiko bei konformer FLASH-Protonenbestrahlungen quantifizieren.

Zusammenfassung

Mit dem vorgestellten Workflow steht ein Werkzeug zur Verfügung, das es ermöglicht, aus klinischen Protonen-Bestrahlungsplänen 3D-RWM zu generieren und im MC Code TOPAS zu integrieren, um damit die Neutronendosisverteilung für die konforme FLASH-Protonenbestrahlung im Patienten zu berechnen. Damit lässt sich das verbundene Zweitmalignomrisiko abschätzen und ein Beitrag zur sicheren klinischen Translation von FLASH-Bestrahlungen leisten.

Anhang 1

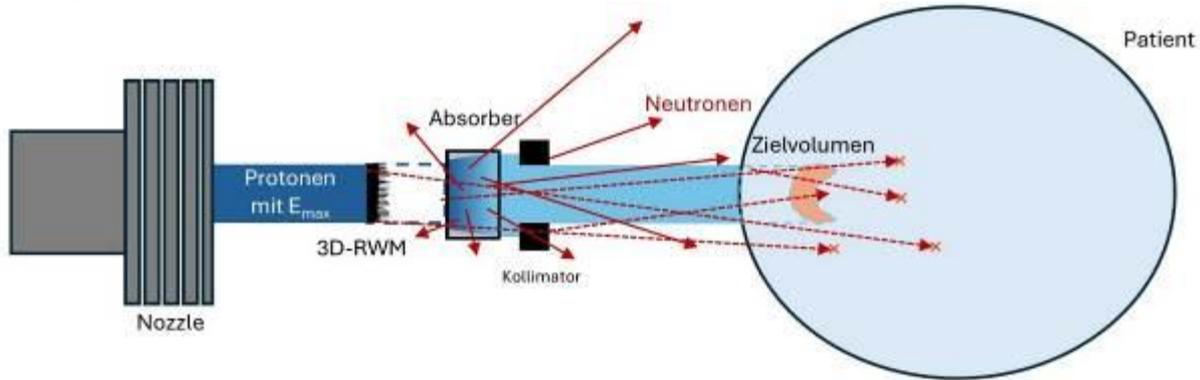


Abbildung 24: Schematischer klinischer Aufbau einer FLASH-Protonenbestrahlung mit integriertem RWM, Absorber und Kollimator.

Anhang 2

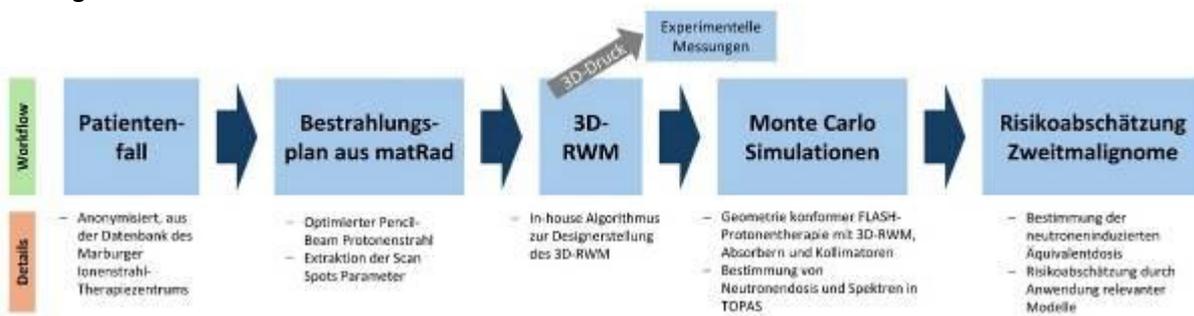


Abbildung 25: Flussdiagramm des Workflows zur Risikoabschätzung neutroneninduzierter Zweitmalignome in konforme FLASH-Protonentherapie mit 3D-RWM.

Literatur

[1] Y. Simeonov *et al.*, "3D range-modulator for scanned particle therapy: development, Monte Carlo simulations and experimental evaluation," *Phys. Med. Biol.*, vol. 62, no. 17, p. 7075, Aug. 2017, doi: 10.1088/1361-6560/aa81f4.

[2] M.-C. Vozenin, J. Bourhis, and M. Durante, "Towards clinical translation of FLASH radiotherapy," *Nat. Rev. Clin. Oncol.*, vol. 19, no. 12, pp. 791–803, Dec. 2022, doi: 10.1038/s41571-022-00697-z.

[3] S. Jolly, H. Owen, M. Schippers, and C. Welsch, "Technical challenges for FLASH proton therapy," *Phys. Medica Eur. J. Med. Phys.*, vol. 78, pp. 71–82, Oct. 2020, doi: 10.1016/j.ejmp.2020.08.005.

[4] H.-P. Wieser *et al.*, "Development of the open-source dose calculation and optimization toolkit matRad," *Med. Phys.*, vol. 44, no. 6, pp. 2556–2568, 2017, doi: 10.1002/mp.12251.

AS16.05 Untersuchung von Radikalbildung und Sauerstoffverbrauch bei Bestrahlungen mit ultrahohen Dosisleistungen mittels Elektronen-Spin-Resonanz-Spektroskopie

J. Pehlivan¹, E. Beyreuther^{2,3}, A. Govorukhin², F. Horst³, A. Klix¹, M. J. Nasse⁴, J. Pawelke³, J. Aslan⁵, A. Epp⁶, D. Leichtle¹, O. Jäkel^{7,8}, B. Holzapfel⁹

¹Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Neutronenphysik und Reaktortechnik, Eggenstein-Leopoldshafen, Deutschland

²Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Strahlenphysik, Dresden, Deutschland

³OncoRay - Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

⁴Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Beschleunigerphysik und Technologie, Eggenstein-Leopoldshafen, Deutschland

⁵Karlsruher Institut für Technologie, Sicherheit und Umwelt, Eggenstein-Leopoldshafen, Deutschland

⁶ViDia Christliche Kliniken Karlsruhe, Klinik für Strahlentherapie, Radiologische Onkologie und Palliativmedizin, Karlsruhe, Deutschland

⁷Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Abteilung Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁸Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

⁹Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Technische Physik, Eggenstein-Leopoldshafen, Deutschland

Einleitung

Der Flash-Effekt tritt bei der Bestrahlung mit ultrahohen Dosisleistungen (UHDR) auf und ermöglicht eine vergleichbare Tumorkontrolle wie bei den in der Strahlentherapie eingesetzten konventionellen Dosisleistungen – bei gleichzeitig geringerer Schädigung des Normalgewebes [1]. Die Mechanismen des Flash-Effekts sind noch nicht vollständig verstanden. Eine Hypothese besagt, dass die kurze Bestrahlungsdauer hohe lokale Radikalkonzentrationen erzeugt und deren schnelle Rekombination im gut oxygenierten Normalgewebe begünstigt. Aufgrund der kurzen Lebensdauer von freien Radikalen ist die direkte Messung experimentell herausfordernd. In dieser Studie wurde die Bildung von •OH und •H mittels Elektronen-Spin-Resonanz (ESR) untersucht. Zusätzlich wurde der O₂-Verbrauch während der Bestrahlung bestimmt.

Material & Methoden

Die Bestrahlungen wurden am ELBE-Beschleuniger des Helmholtz-Zentrums Dresden-Rossendorf mit 30 MeV Elektronen bei Dosisleistungen bis zu 8.5x10⁴ Gy/s durchgeführt. Zur Dosimetrie kamen eine Ionisationskammer, ein Flash-Diamantdetektor, Radiochromfilme sowie OSLD und TLD zum Einsatz. Die Proben enthielten Pufferlösungen sowie jeweils eine Spin-Trap oder Spin-Probe zur Radikaldetektion. Die O₂-Konzentration der Proben wurde vorab auf verschiedene Level bis in den hypoxischen Bereich eingestellt und während der Bestrahlung mit einem optischen Sauerstoffsensor kontinuierlich gemessen. Die quantitative Analyse der Radikalkonzentration erfolgte mittels ESR Messung ca. 5 Minuten nach der Bestrahlung (Abb. 1).

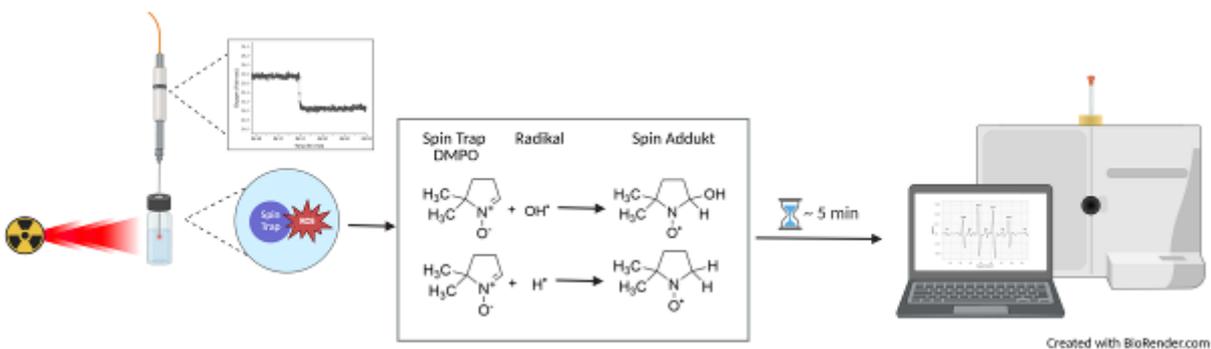


Abb. 1 Schematische Darstellung des Versuchsablaufs

Ergebnisse

Die ESR-Spektren zeigten die Bildung von •OH und •H Radikalen (Abb. 2). Erste Messungen mit Spin Traps zeigten keine signifikante Abhängigkeit der Radikalkonzentration von der Dosisleistung. Die O₂-Messungen zeigten, dass der O₂-Verbrauch mit steigender initialer O₂-Konzentration zunimmt. Bei UHDR ist er systematisch geringer als bei konventionellen Dosisleistungen (Abb. 3), was auf eine veränderte Kinetik der Radikalreaktionen hinweist und mit früheren Beobachtungen

übereinstimmt [2], [3]. Proben ohne Spin-Traps zeigten einen höheren O₂-Verbrauch auf als solche mit Spin-Traps. Dies lässt sich durch eine **Konkurrenzreaktion zwischen Spin-Trap und O₂** bei der Reaktion mit •H und e⁻_{aq} erklären. Die passive Dosimetrie zeigte teilweise dosisleistungsabhängige Effekte.

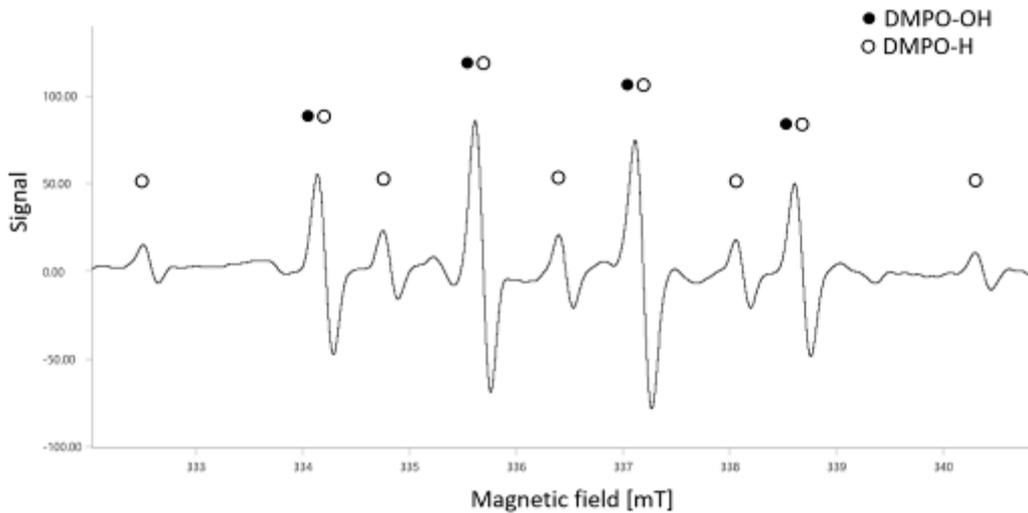


Abb. 2 ESR-Spektrum

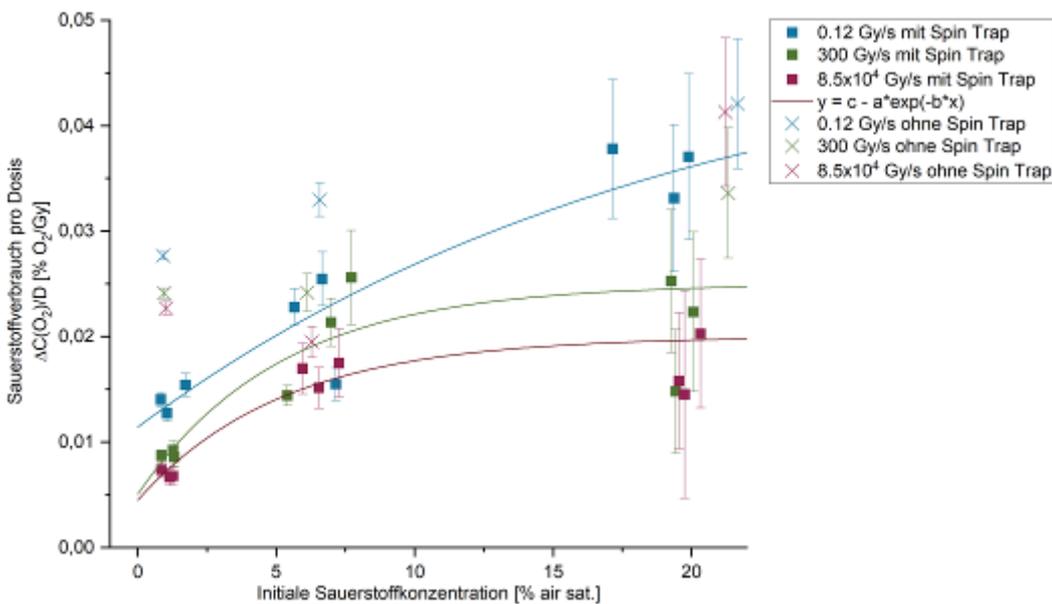


Abb. 3 Ergebnisse O₂-Messungen

Zusammenfassung

Diese Arbeit präsentiert eine erste Machbarkeitsstudie zur Bestimmung von Radikalkonzentrationen bei UHDR-Bestrahlung mittels ESR. Im nächsten Schritt soll durch den Einsatz von Spin-Probes in Zebrafischembryonen untersucht werden, wie die zeitliche Struktur der Strahlung die Radikalreaktionen und die daraus resultierende Zellschädigung beeinflusst.

Literatur

- [1] V. Favaudon et al., Sci. Transl. Med. 6, 2014.
- [2] J. Jansen et al., Radiother. Oncol. 175, 2022.
- [3] J. P. Sunnerberg et al., Int. J. Radiat. Oncol., 2024.

AS16.06 MiniBee project: Proton minibeam beamline for preclinical experiments in small animals

A. Rousseti¹, J. Neubauer¹, G. Kourkafas², M. Kang², A. Dittwald², J. Bundesmann², A. Denker², G. Dollinger¹, J. Reindl^{1,3}

¹Universität der Bundeswehr München, Institut für Angewandte Physik und Messtechnik LRT2, Neubiberg, Deutschland

²Helmholtz-Zentrum Berlin, Protonentherapie, Berlin, Deutschland

³University of Oslo, Department of physics, Oslo, Norwegen

Einleitung

Preclinical in vivo and in vitro studies have shown promise for proton minibeam radiotherapy (pMBT). However, optimal application parameters such as beam size, center-to-center (ctc) distance, and dose rate are not clear yet and further research is required. In addition, many more organs and tumor entities than studied up to now have to be investigated in preclinical experiments for their response to pMBT. A dedicated beamline for systematic preclinical research is vital to advancing this field.

Material & Methoden

The MiniBEE (Minibeam Beamline for pre-clinical experiments) at Helmholtz Zentrum Berlin (HZB) utilizes a 68 MeV proton beam from a cyclotron, making it suitable for small animal research. Magnetically focused minibeamlets are generated by a quadrupole triplet placed close to the isocenter while scanning magnets allow raster scan applications (50x50 mm² field). A degrader system can adjust the beam energy to generate a spread-out Bragg peak (SOBP). The beamline also includes small animal imaging, positioning tools, and a microscope for in vitro research.

Ergebnisse

Simulations show that minibeamlets with $\sigma=50 \mu\text{m}$ in both directions can be achieved with 2.5% beam transmission and a current of 2.5 nA. In this way, FLASH irradiation mode can be supported, providing average dose rates of kGy/s and local peak dose rates up to several MGy/s at beam entrance in single energy mode. In the Bragg-peak (BP) region, local dose rates remain above the FLASH threshold. To ensure dose error <2%, switching times of 6 μs are required, presenting challenges for dose monitoring. A resonant beam monitor, linked via glass fiber cables for ultra-fast signal transmission addresses these challenges. In addition, a specially designed monitoring system, featuring live-beam imaging at a scintillator and current and BP measurements using a single layer and a multi-layer Faraday cup, allows for accurate measurement of beam parameters and daily quality assurance (QA). Furthermore, the microscope will allow live-cell imaging for 2D and 3D culture experiments.

Zusammenfassung

MiniBEE will offer a platform to investigate pMBT and deepen understanding of its biological mechanisms and potential in combination with other modalities like FLASH. This platform can contribute to prototyping new technologies and is a significant step forward in radiotherapy innovation and research.

Personendosimetrie und Strahlenschutz

AS17.02 Amtliche Dosimetrie: Automat zum Vor-Ort-Wechsel von OSL-Dosimetern mit Datenbankbindung

M. Gergeleit¹

¹Charité – Universitätsmedizin Berlin, Medizinische Physik für kardiovaskuläre und chirurgische Bildgebung, Berlin, Deutschland

Einleitung

Der Strahlenschutzverantwortliche ist zur Organisation und Überwachung der amtlichen Dosimetrie und zur Archivierung der Messwerte über Jahrzehnte verpflichtet [1]. Der monatliche Wechsel der Dosimeter erfordert in einem engen Zeitfenster erhebliche Ressourcen, um allen exponierten Personen über räumlich verteilte Kontrollbereiche und verschiedene Personalstrukturen die neuen Dosimeter zuzuordnen und deren bisherige auszutauschen. Behördlich anerkannte Messstellen [2,3,4,5] bieten dies teils als Dienstleistung an. Mit den seit 2021 an der Charité verwendeten OSL-Dosimetern soll dies künftig von jeder exponierten Person für sich selbst vor Ort ausgeführt werden, um eine lückenlose dosimetrische Überwachung und Unterstützung der Strahlenschutzbeauftragten zu gewährleisten. Vorgestellt wird ein eigens entwickelter Automat, mit dem der monatliche Austausch von 2.600 OSL bei geringstmöglichem Aufwand erfolgen soll.

Material & Methoden

Der Automat besteht aus zwei Baugruppen, die individuell für uns im 3D-Druckverfahren gefertigt werden. Das Gewicht beträgt nur wenige Kilogramm und der Automat ist so leicht an verschiedenen Orten auch im Akkubetrieb einsetzbar.

Der Unterbau enthält eine Ausgabemechanik mit zwei QR-Code-Leseeinheiten, jeweils für die Trägerkarte oder einen anderen Ausweis und ein im Ausgabeschacht schon vorbestimmtes OSL. Auf dem Unterbau wird ein Magazin platziert, das manuell ersetzt oder nachgefüllt werden kann.

Ein Microcontroller überwacht die Aktion am QR-Reader für die Trägerkarte und steuert einen Motor zum Auswurf des OSL. Das erfasste QR-Code-Paar wird lokal, datiert gespeichert und das nächste OSL bereitgestellt.

Die Daten sind über USB oder im Intranet über WLAN erreichbar und gehen dann an unser CAFM-System für den Strahlenschutz in dem u. a. die Unterweisungen des Personals und auch Einweisungen an Medizinprodukten dokumentiert werden und jedem Mitarbeiter individuell zugänglich sind [6]. Mit den tagesaktuell aus SAP HR gepflegten Personalstammdaten werden sie an die amtliche Messstelle übermittelt und deren Ergebnisse nach Rücklauf archiviert.

Ergebnisse

Der im März erprobte Prototyp überzeugt uns, den Campus CBF bis Jahresende vollständig auszustatten.

Zusammenfassung

Lokal vorhandene Automaten können den monatlichen Dosimeterwechsel sicherer, einfacher und effektiver realisieren. Die aktive Mitwirkung des exponierten Personals fördert deren Aufmerksamkeit für den Strahlenschutz. Die Ausgabe der Teilkörperdosimeter für Auge und Finger verbleibt in zentraler Verantwortung, da nur ca. 10% des Personals davon betroffen sind.

Literatur

- [1] StrlSchG, § 167 Aufzeichnungs-, Aufbewahrungs- und behördliche Mitteilungspflichten für die ermittelte Körperdosis bei beruflicher Exposition
- [2] <https://awst.mirion.com>
- [3] <https://www.mpanrw.de>
- [4] <https://www.berlin.de/sen/uvk/umwelt/strahlenmessstelle/personendosismessstelle/>
- [5] <https://www.lps-berlin.de>
- [6] <https://www.loyhutz.de/facility-management-cafm-software/>

AS17.03 Organisation der Bewirtschaftung von Strahlenschutzmitteln im Klinikalltag

S. Kalinowski¹, L. Hesse¹

¹Charité – Universitätsmedizin Berlin, Medizinische Physik für kardiovaskuläre und chirurgische Bildgebung, Berlin, Deutschland

Einleitung

Der Lebenszyklus von persönlicher Strahlenschutzrüstung (PSA) innerhalb eines Krankenhauses besteht aus mehreren Etappen. Der Beschaffung, welche sich aus der Bestimmung des Bedarfs, der Bestellung, der Lieferung und der Inventarisierung zusammensetzt, folgt die eigentliche Nutzung der PSA durch die Anwender inklusive der Durchführung der Qualitätssicherung (QS). Hieran schließt die finale Aussonderung an. Die effiziente Umsetzung der DIN 6857-2 „Qualitätssicherung von in Gebrauch befindlicher Schutzkleidung“ und die Verwaltung des Bestandes erfordern ein bereichsübergreifendes Konzept um dem Personal eines multilokalen Krankenhauses mit über 2000 prüfungsrelevanten Schutzmitteln in den Kontrollbereichen sowohl die bestmögliche Schutzwirkung als auch einen ausreichend großen Bestand der PSA garantieren zu können.

Material & Methoden

Eine eingerichtete Schnittstelle zwischen dem Hersteller und unserem Einkauf ermöglicht eine genaue Erfassung und die initiale Dokumentation der eingehenden PSA in eine zentrale Strahlenschutzdatenbank. Mit vom Hersteller eingenähten RFID-Transpondern und hauseigenen RFID-Readern wird eine berührungslose Identifikation der Strahlenschutzmittel realisiert. Die Beschaffung eines mobilen PSA-Durchleuchtungsgerätes ermöglicht die fälligen Prüfungen der vorgeschriebenen QS unabhängig von Drittanbietern zentral zu planen und selbstständig durchzuführen. Ein Live-Zugriff auf die Datenbank ermöglicht es der prüfenden Person, sowohl den Prüfstatus der PSA anzupassen und für die QS bereitzustellen, als auch die Dokumentation der Aussonderung, nach nicht bestandener Prüfung, vorzunehmen. Zusätzlich ist eine zentrale Sammelstelle für mangelhafte PSA eingerichtet, welche außerhalb der Prüfintervalle aussortiert wurde.

Ergebnisse

Die Schnittstelle zwischen dem Hersteller und unserem Einkauf ermöglicht eine genaue Inventarisierung und Zuordnung der eingehenden PSA. Hierdurch kann jedem Schutzmittel initial eine Prüfterminserie zugeordnet werden, welche sich ergebnisabhängig fort schreibt.

Die berührungslose Identifikation der vorhandenen PSA mit Hilfe von RFID-Readern vereinfacht und minimiert den Prüfaufwand.

Der campusübergreifende Einsatz eines mobilen PSA-Prüfgerätes im Zusammenspiel mit der Datenbank versetzt die prüfende Person in die Lage eine möglichst langfristige Planung der anstehenden Prüfungen durchzuführen. Hierdurch wird gewährleistet, dass der Eingriff in den Klinikalltag durch die Prüfungen minimiert wird.

Zusammenfassung

In unserem Konzept wird gezeigt, wie nach der Auslösung der Bestellung, in Zusammenarbeit mit dem Lieferanten und unserem Einkauf und dem Datenimport in unsere zentrale Softwareplattform der gesamte Lebenszyklus der PSA von allen beteiligten Personen verfolgt werden kann. Die Bereitstellung aller relevanten Daten in einer Datenbank unterstützt eine effiziente Prüfung der PSA.

Die Umsetzung dieses Konzepts gewährleistet den Gebrauch von geprüfter PSA bei Minimierung des Prüfaufwandes.

AS17.04 Aktive Augenlinsendosimetrie mit dem Dosepix-Detektor in Bezug auf Messposition und Bleiglasabschirmung

L. Ullmann¹, F. Beißer¹, R. Behrens², S. Funk¹, G. Hilgers², O. Hupe², J. Roth², H. Zutz², T. Michel¹

¹Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Erlangen Centre for Astroparticle Physics, Erlangen, Deutschland

²Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), 6.3 Strahlenschutzdosimetrie, Braunschweig, Deutschland

Einleitung

Als eines der strahlungsempfindlichsten Gewebe im menschlichen Körper unterliegt die Augenlinse strengen Dosisgrenzwerten [1]. Da eine Überschreitung der Grenzen zu Katarakten führen kann, ist eine präzise Überwachung der Dosis im Auge notwendig. Hierzu wurde ein aktives Personendosimeter für die Augenlinse entwickelt, das bei medizinischem Personal Anwendung finden kann. Frühere Untersuchungen zeigten, dass der Prototyp dieses Dosimeters gute Ergebnisse liefert [2]. Weiterführend wurden nun die Auswirkungen der Messposition untersucht. Zudem wurde überprüft, ob die Dosisreduktion am Auge durch eine Strahlenschutzbrille mit Bleiglasplättchen vor dem Dosimeter nachgestellt werden kann.

Material & Methoden

Die bisherigen Untersuchungen des Prototyps wurden normgerecht frontal vor einem Zylinderphantom durchgeführt [2]. Allerdings soll das Dosimeter in der Anwendung seitlich am Kopf getragen werden. Deshalb wurde der Einfluss der Position des Dosimeters für eine frontale und seitliche Positionierung untersucht.

Es ist für medizinisches Personal üblich, bei der Arbeit Strahlenschutzbrillen zu tragen, was bisher nicht bei dem hier vorgestellten Augenlinsendosimeter einbezogen wurde. Als Ansatz zur Nachahmung des Absorptionsverhaltens einer Strahlenschutzbrille wurde das Anbringen von Bleiglasplättchen auf dem Dosimeter untersucht. Die Untersuchungen wurden in Photonen-Strahlungsfeldern vergleichend zu Messungen mit Thermolumineszenz-Dosimetern (TLDs) hinter einer Strahlenschutzbrille durchgeführt (s. Abb. 1).

Ergebnisse

In verschiedenen Photonen-Strahlungsfeldern zeigte sich eine maximale Abweichung der gemessenen $H_p(3)$ von 8 % zwischen der Messposition an der Seite und auf dem Auge eines Phantoms. Bei Einstrahlung unter verschiedenen Winkeln blieb die Abweichung zwischen -7 % und +6 %.

Die Absorption der Bleiglasplättchen wurde mit denen der TLDs verglichen. Unter bestimmten Einstrahlwinkeln zeigten sich signifikante Abweichungen, die implizieren, dass die Strahlung an der Brille bzw. den Plättchen vorbeigelangt. In der Energieabhängigkeit zeigte sich, dass das aktive Augenlinsendosimeter geringere Werte als die TLDs lieferte.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass die Position des Augenlinsendosimeters seitlich am Kopf keinen signifikanten Einfluss hat. Zudem erweist sich der Ansatz mit Bleiglasplättchen als vielversprechend, bedarf aber noch weiteren Untersuchungen.

Anhang 1



Abb. 1: Alderson-Phantom mit Augenlinsendosimeter mit Bleiglasplättchen (links) und TLDs hinter einer Strahlenschutzbrille

Literatur

- [1] Stewart, F.A. et al.: ICRP PUBLICATION 118: ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs — Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context, Ann. ICRP, vol. 41, nos. 1-2, pp. 1-322, 2012
- [2] Beißer, F. et al.: Active Personal Eye Lens Dosimetry With The Hybrid Pixelated Dosepix Detector, IEEE Trans. Radiat. Plasma Med. Sci., vol. 7, no. 8, pp. 879-887, 2023



**Φ DGMP
2025**