



57. JAHRESTAGUNG

Deutsche Gesellschaft
für Medizinische Physik

16.–19. September 2026

Bamberg

ABSTRACTS



dgmp-kongress.de

DGMP 57. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

16.–19.09.2026

Konzert- und Kongresshalle und Welcome Kongresshotel Bamberg |

Mußstraße1 | 96047 Bamberg

Tagungsleitung (wissenschaftliche Leitung)

Dipl.-Phys. Mathias Dierl

Leiter der Abteilung für medizinische Physik und Strahlenschutz

Klinikum Bayreuth

(KH der Maximalversorgung)

Prof. Dr. Frederik B. Laun

Radiologisches Institut

Universitätsklinikum Erlangen

Christian Heine, M.Sc.

Stv. Leitung Abteilung für Medizinische Physik

Sozialstiftung Bamberg

(KH der Maximalversorgung)

Dr. Thomas Koch

Ehemalig Leitung Abteilung für Medizinische Physik

Sozialstiftung Bamberg

(KH der Maximalversorgung)

DGMP – Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik e.V.

Hallerstraße 6 | 10587 Berlin

Grußwort der Tagungspräsidenten

Liebe Freund:innen der Medizinischen Physik,

für das Jahr 2026 dürfen wir Sie nach Oberfranken, in die UNESCO Weltkulturerbestadt Bamberg einladen. Nicht weit entfernt von den Standorten zahlreicher Big Player der Medizintechnik und der historischen Stätte in der W.C. Röntgen die nach ihm benannte Strahlung entdeckte, die die Welt der Medizin für immer verändern sollte, wollen wir uns treffen um drei Tage lang unser Fach zu feiern, uns über Neuigkeiten und neue Erkenntnisse zu informieren und durch den wissenschaftlichen Austausch mittels Vorträgen und Postern unseren Horizont zu erweitern.

Im Jahr 2026 dürfen wir mit großer Freude die auf die MRT fokussierten Kolleginnen und Kollegen der DACH-ISMRM begrüßen. Zusammen werden wir die Berührungspunkte erkunden und uns gegenseitig mit neuem Wissen bereichern. Wir bitten deshalb besonders darum Abstracts einzureichen, die sich mit diesen Berührungspunkten beschäftigen um den Blick über den Tellerrand für uns alle interessant zu gestalten.

Auch möchten wir auf die bewährte Möglichkeit hinweisen, Sitzungsvorschläge für alle Bereiche der medizinischen Physik, u.a. die Bereiche Röntgendiagnostik, Nuklearmedizin, Strahlentherapie, Audiologie und Medizinische Optik einzureichen um die Tagung für viele Fachrichtungen der Medizinischen Physik attraktiv zu gestalten.

Ein weiterer Schwerpunkt wird auf der Aus-, Fort- und Weiterbildung liegen. Deshalb ist es uns ein besonderes Anliegen junge Kolleginnen und Kollegen aufzurufen ihre Arbeiten vorzustellen und Abstracts einzureichen.

Zudem ist für uns alle immer interessant, dass Sie neben Wissen auch praktische Ideen mitnehmen können, welche für Sie von Nutzen in der täglichen Arbeit sind. Auch für diese Thematik soll an diesen Tagen ausreichend Platz sein.

Auch diesmal gibt es wieder zahlreiche Nachwuchspreise und Reisestipendien, die hoffentlich Vielen die aktive Teilnahme an der Jahrestagung ermöglichen. Gerade um die Alters- und Erfahrungsgrenzen zu überwinden ist uns dies ein besonderes Anliegen.

Das Thema Nachhaltigkeit, dass wir Dank der Initiative der Arbeitsgruppe „DGMP goes green“ schon vor anderen Fachgesellschaften in unsere Tagung aufgenommen haben, werden wir auch auf dieser Tagung weiterverfolgen – sowohl durch eine nachhaltige Tagungsgestaltung, als auch durch entsprechende Beitragsthemen. Dazu benötigen wir Unterstützung und bitte auch hier um entsprechende Abstracts.

So freuen wir uns darauf Sie 2026 in Bamberg begrüßen zu dürfen und gemeinsam eine unvergessliche Jahrestagung zu gestalten.

Mathias Dierl, Thomas Koch (Christian Heine) & Frederik Laun

Tagungspräsidenten

Grußwort des Oberbürgermeisters der Stadt Bamberg

Sehr geehrte Damen und Herren,

ich freue mich sehr, Sie anlässlich der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik herzlich in Bamberg begrüßen zu dürfen.

Vom 16. bis 19. September 2026 wird unsere Stadt erstmals Gastgeberin dieser renommierten Fachtagung sein. Die Jahrestagung findet traditionell überwiegend in größeren Städten statt. Umso mehr freuen wir uns, dass sich die Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik gemeinsam mit dem deutschsprachigen Teil der International Society for Magnetic Resonance in Medicine entschieden hat, die Tagung erstmals in der Domstadt Bamberg auszurichten. Bereits vor drei Jahren erhielt Bamberg den Zuschlag als Veranstaltungsort – ein deutliches Zeichen des Vertrauens in unsere Stadt und zugleich Ausdruck der langen und sorgfältigen Planung, die eine Veranstaltung dieser Größenordnung erfordert.

Die gemeinsame Ausrichtung mit dem deutschsprachigen Teil der International Society for Magnetic Resonance in Medicine unterstreicht die hohe wissenschaftliche Bedeutung der Tagung. Sie bietet hervorragende Möglichkeiten für den fachlichen und interdisziplinären Austausch über aktuelle Entwicklungen und Zukunftsperspektiven der Medizinischen Physik sowie der Magnetresonanztomographie. Mit der begleitenden großen Industrieausstellung entsteht darüber hinaus ein Forum, das Wissenschaft, klinische Anwendung und innovative Technologien auf besondere Weise miteinander verbindet.

Ich wünsche der Tagung einen fruchtbaren Verlauf und allen Gästen aus nah und fern einen angenehmen Aufenthalt.

Ihr

Sebastian M. Niedermaier

Oberbürgermeister der Stadt Bamberg

Inhaltsverzeichnis

Interaktives Forum der APT - Aktuelle Themen und Herausforderungen für den MPE in der Röntgendiagnostik	13
Partikeltherapie I	15
AS01.01 Behandlung von Lungenkrebs mit Kohlenstoffbestrahlung – Eine systematische Untersuchung von Zieldosen-Konvertierung	15
AS01.02 Implementierung eines Workflows zur Range-Shifter-basierten Behandlungsplanung und zur Optimierung dreidimensionaler Range-Modulatoren in matRad	17
AS01.03 Zielkonflikt zwischen Konformität und Lymphozytenschonung: Bewertung der Protonen-Arc-Therapie mittels 4D-zerebrovaskulärer Modellierung auf Basis KI-automatisierter Segmentierung	19
AS01.04 ProtOnART consortium: Towards clinical implementation of online adaptive proton therapy for thoracic cancer patients	22
AS01.05 Untersuchung des Einflusses des Lungenmodulationseffektes auf die relative biologische Wirksamkeit mittels Monte-Carlo-Simulationen für Kohlenstoff Ionen	25
AS01.06 Experimentelle Forschungsmöglichkeiten an der Dresdner Protonentherapieanlage	28
Der Medizinphysikexperte in der Früherkennung - 20 Jahre Mammographie-Screening in Deutschland	30
Partikeltherapie II	31
AS02.01 Einfluss kollektiver elektrostatischer Wechselwirkungen auf Monte-Carlo-Simulationen der radiochemischen Dynamik von Partikelstrahlen	31
AS02.02 LET and dose dependence of the RBE in the rat spinal cord for protons, helium, carbon and oxygen ions: Lessons learned and open questions	33
AS02.03 Cross-section study of positron-emitter production using a high-resolution in-beam pet scanner at preclinical proton beam energies	34
AS02.04 Photonen ausbeutemessungen für die Behandlungsverifikation in der Protonentherapie	36
AS02.05 Ausbeute von Sekundärionen in der Bestrahlungsüberwachung: Ein Vergleich zwischen Kohlenstoff- und Heliumionentherapie	38
AS02.06 Entwicklung eines BaF-Plastik Phoswich Detektors zur Teilchenidentifizierung und Dosimetrie in sekundären Strahlungsfeldern	40
Dosismanagement	42
AS03.01 Wozu gehört mein RDSR? Lösungsansatz der Untersuchungszuordnung in der Kardiologie und erweiterte Auswertungsmöglichkeiten	42
AS03.02 Einführung eines neuen LowDose-Thorax-Protokolls mit Hilfe des durchmesserabhängigen Dosisqualitätsindex (DQI) für CT-Untersuchungen	43
AS03.03 Prozedurklassifikation als Grundlage der Harmonisierung und Optimierung von interventionellen Röntgenanwendungen in der Kardiologie	45
AS03.04 Definition lokaler diagnostischer Referenzwerte für CT-Untersuchungen bei Kindern auf Basis retrospektiver Daten aus dem Dosismanagementsystem zur Verbesserung des Strahlenschutzes	46
AS03.05 Methode zur automatisierten Überwachung der Einhaltung von diagnostischen Referenzwerten bei interventionellen Eingriffen in der Herzmedizin	47
AS03.06 Dosisvergleich zwischen orthogonalen und schrägen 2D-Projektionen sowie 3D-Rotationsangiographien bei neuroradiologischen Kopf-Hals-Angiographien	48

DGMP 57. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Bestrahlungsplanung	50
AS04.01 Vollautomatisierte Bestrahlungsplanoptimierung beim Lungenkarzinom zur Dosisreduktion an kardialen und pulmonalen Risikostrukturen	50
AS04.02 Entwicklung und klinische Implementierung eines Algorithmus zur automatischen Generierung von VMAT Mamma-Bestrahlungsplänen	52
AS04.03 Einfluss von Computertomographie-Kalibrierkurven bei der Bestrahlungsplanung mit diagnostischen Computertomographie-Scans: Vergleich mit und ohne DirectDensity-Rekonstruktion	54
AS04.04 IMRT versus VMAT: Welche Technik schont das Immunsystem besser?	55
AS04.05 Monte-Carlo-Analyse des Einflusses der kV-Strahlenqualität auf Knochendosis und Zielvolumenabdeckung bei der Bestrahlung benigner Erkrankungen am Beispiel der Gonarthrose	58
Nuklearmedizin.....	59
AS05.02 Nachweis von DNA-Doppelstrangbrüchen mittels γ -H2AX-Assay nach interner <i>Ex-vivo</i> -Bestrahlung von Blut mit verschiedenen Radionukliden	59
AS05.03 Vereinfachte Modellierung der Reparatur von DNA-Doppelstrangbrüchen in Blutzellen nach Radioiodtherapie....	60
AS05.04 Entwicklung und multizentrische Evaluation eines patientenspezifischen 3D-gedruckten Wirbelpantoms für die quantitative SPECT/CT Bildgebung	61
AS05.05 Optimierte MR-basierte Schwächungskorrektur für die quantitative PET/MRT der Lunge.....	63
Workshop CT – Protokolloptimierung	65
Magnetresonanztomographie als Primärbildgebung in der Strahlentherapie – Status und Herausforderungen	66
MRT I (Poster)	67
PS01.01 Multispectral 7 Tesla MRI as a potential predictor of dopamine transporter deficiency in Parkinson's disease	67
PS01.02 Fast subject-specific refinement of non-selective universal pTx pulses using multi-layer perceptrons	69
PS01.03 First <i>in-vivo</i> MRI scans in the brains of awake newborns using a helium-free, dedicated 1.5-Tesla pediatric scanner	71
PS01.04 A locally low-rank regularized reconstruction for a 3D radial sequence with quasi-continuous echo times at 7 T...74	
PS01.05 A low-cost 3D-printed brain phantom for MRI experiments	76
PS01.06 Wechselwirkungen zwischen elektrisch leitfähigen Strukturen einfacher Geometrie und dem Radiofrequenzfeld im MRT	78
PS01.07 Beyond field strength: The impact of gradient system performance in 1.5T, 3T and 7T functional and diffusion weighted imaging	81
PS01.09 Q-space trajectory imaging: Comparison of different QTI fit packages and preprocessing implementations.....	84
PS01.10 Eingangsarchitekturen von LNAs bei 11,7 T: Einfluss auf das SNR im MR-System.....	87
PS01.11 Modenanalyse einer Birdcage-Sendespule mittels numerischer Feldberechnung.....	90
PS01.12 Omni-directional rotary excitation: A novel preparation concept for detection of biomagnetic signals under spin-lock conditions.....	93

DGMP 57. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

MRT II (Poster)	96
PS02.01 Challenges of pTx pulse design for abdominal MRI at 7 Tesla in patients with polycystic kidney disease	96
PS02.02 Vergleich der B ₁ ⁺ -Shimming-Performance von Loop- und Dipolantennen in einem 8-Kanal-Spulensystem bei 11,7 T	99
PS02.03 DTI-ALPS reveals tumor-specific glymphatic changes in Glioblastoma	102
PS02.04 B0 map estimation of metallic implants using fat-water separation algorithms	104
PS02.05 Correlations of fully integrated whole brain MRSI and CEST at 7T	106
PS02.07 Multiparametric <i>in-vivo</i> MR imaging of endometriotic lesions in a minimally invasive mouse model	108
PS02.08 Whole brain CEST imaging for clinical studies at 7T	110
PS02.09 Inter-scanner reproducibility of brain multifrequency MR elastography	113
PS02.10 Histogram-based contrast optimization considering lesions in variable flip angle TSE sequences	115
PS02.11 Investigating inter-scanner variability of PEAK-GRAPPA accelerated dual-VENT 4D flow MRI using an <i>in-vitro</i> Circle of Willis phantom	117
FLASH, GRID und KI	119
AS06.01 FLASH-Techniken in der Protonentherapie für Pankreaskrebs: Bewertung von Planqualität und Dosisleistung	119
AS06.02 Millisecond-scale electron beam scanning using a vertical kicker at FLASHlab@PITZ	121
AS06.03 Auswirkungen verschiedener Strahlparameter auf den Sauerstoffverbrauch in wässrigen Lösungen durch Partikelstrahlung.....	122
AS06.04 Workflow management in radiotherapy: A web-based dashboard using patient digital trails across clinical information systems	124
AS06.05 Proton minibeam beamline for preclinical experiments	126
AS06.06 Trainingsdomäne vs. Vortraining: GoogLeNet zur Artefaktreduktion in der Sparse-View CT.....	127
Klinische Informatik / Künstliche Intelligenz	129
FS05.02 Datenflüsse statt Insellösungen: Zwei Beispiele aus der digitalen Strahlentherapie	129
FS05.03 Digitale Meldung von Therapiedaten (Strahlentherapie) an das Krebsregister	130
FS05.05 Konsequente Datenhaltung im KIS – So einfach wie effektiv	131
Aktuelle wissenschaftliche Themen der Nuklearmedizin	132
Psychophysik in der Audiologie: Grundlagen	133
AU01.01 Psychoakustik in der Audiologie – Grundlagen, Anwendungen und klinische Relevanz	133
AU01.02 Wahrnehmung tonaler Geräuschanteile von Normal- und Schwerhörenden	134
AU01.03 Grundlagen der Sprachverarbeitung im auditorischen System	135
AU01.04 Audiometrie based fitting (ABF) im Rahmen der CI-Versorgung – Individuelle und interindividuelle Prozesse zur Quer- und Längsschnittbeobachtung	136
Gorter Session 1	137
MRT02.01 Accurate magnetic resonance fingerprinting-based B ₁ ⁺ mapping in the human body for ultra-high-field MRI	137
MRT02.02 <i>In-vivo</i> cortical layer modelling at 7T MRI: Methodological advances and new insights into aging and plasticity	140
MRT02.03 Fat/water separation at 7 T using a 3D radial sequence with quasi-continuous echo times	142

DGMP 57. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Gorter Session 2.....	145
MRT03.01 Relevance of prostatic fluid on the apparent diffusion coefficient: An inversion recovery diffusion-weighted imaging investigation	145
MRT03.02 Fast and high-resolution MRI with nonlinear spatial encoding functions	147
Freie Themen (Poster).....	148
PS03.01 <i>In-vitro</i> -Zellbestrahlung mit 50-keV-Elektronenpulsen zur Untersuchung der radiobiologischen Wirksamkeit	148
PS03.02 Entwicklung eines strahlungsfreien, pH-sensitiven Kontrastmittels für Gefäßtrainingsphantome	150
PS03.06 Machbarkeit eines schnellen end-to-end Studienworkflows in der multizentrischen Forschungsinfrastruktur RACOON.....	152
Röntgendiagnostik (Poster).....	154
PS04.02 Dosimetrische Validierung von Dual-Energy-CT-Rekonstruktionen für die Bestrahlungsplanung von Glioblastomen	154
PS04.03 Vergleich der Dosis verschiedener Bildgebungsprotokolle an O-Ring-Beschleunigern	156
PS04.04 Abschätzung der maximalen Hautdosis bei der Computertomografie mittels Monte-Carlo-Simulationen	159
Partikeltherapie I (Poster).....	161
PS05.01 Monte-Carlo-Kommissionierung einer Synchrotronanlage für das Prompt-Gamma-Echtzeitmonitoring in der Partikeltherapie	161
PS05.02 Modernisierung eines Röntgensystems zur Patientenpositionierung in der Protonentherapie von intra-okularen Tumoren	163
PS05.03 <i>In-vivo</i> Bestrahlungsüberwachung in der Kohlenstoffionentherapie mittels Spurmessung von geladenen nuklearen Fragmenten: Untersuchung oberflächlicher anatomischer Veränderungen	164
PS05.04 Das NOVO Projekt – Hybride Neutronen-/Gamma-Bildgebung für die Reichweitenverifikation in der Partikeltherapie	166
PS05.05 Einsatz von Fluorescent Nuclear Track Detectors für die Hochenergie-Neutronen-Dosimetrie und out-of-field-Dosimetrie	168
PS05.06 Täglich adaptive MR-integrierte Protonentherapie reduziert die Normalgewebsbelastung bei SBRT von Nebennierentumoren und -Metastasen im Vergleich zu MR-LINAC	170
Partikeltherapie II, FLASH und GRID Therapie (Poster).....	172
PS06.01 Validierung eines μ RayStation-Protonenstrahlmodells für Kleintierbestrahlungen im SmART+ IB	172
PS06.02 Monte-Carlo-Studie zur Untersuchung des Einflusses homogener transversaler Magnetfelder auf die Dosis und die biologische Wirksamkeit in der Partikeltherapie	174
PS06.03 Gadolinium complexes as MRI contrast agents and their potential interaction in proton therapy.....	176
PS06.04 Neutronenexposition unter Bragg-Peak FLASH: Monte-Carlo-Studie einer pädiatrischen Kopfbestrahlung	178
PS06.05 FLASHlab@PITZ – The R&D platform for electron FLASH radiation therapy	181
PS06.06 Radiation damage by ultra-high dose-rates to DNA and proteins: The role of oxygen.....	182

Brachytherapie, IORT und Qualitätssicherung (Poster)	183
PS07.01 Interstitielle HDR-Brachytherapie oder stereotaktische Radiotherapie für inoperable primäre und sekundäre Lebertumoren? Ein retrospektiver Planvergleich	183
PS07.02 3D-gedruckter Vaginalapplikator mit Spickmatrix für die HDR-Brachytherapie – Fertigung und Regularien	184
PS07.03 Proof of Concept eines 3D-gedruckten Phantoms zur Qualitätssicherung eines Ringapplikators in der online-adaptiven Brachytherapie (oABT) der Zervix	186
PS07.04 Untersuchung der Oberflächendosisverteilung von Ru-106-Augenapplikatoren mithilfe einer innovativen Apparatur	188
PS07.05 Multileaf-Faraday-Cup zur Überprüfung der Energie bei der Strahlentherapie mit Elektronen- und Ionenstrahlung	189
PS07.06 Implementierung der Ganzhaut-Bestrahlung (TSET) am Varian TrueBeam HD120TM MLC Beschleuniger	191
PS07.08 Klinische Implementierung und Evaluation einer sekundären Dosisberechnung für einen Halcyon Linearbeschleuniger	193
PS07.09 Untersuchungen zum Schwächungsfaktor von Normalbeton bei MV-Nutzstrahlung: Messungen und Monte-Carlo Simulationen	195
Bestrahlungsplanung, adaptive Therapie und IGRT (Poster)	197
PS08.01 Diagnostische versus Planungsbildgebung in der Notfallbestrahlung: Retrospektive Machbarkeitsstudie zur Abschätzung dosimetrischer Unsicherheiten	197
PS08.02 Aufbereitung von jpg- oder bmp-Dateien zum Import in ein Planungssystem (TPS): Anwendungsfälle	199
PS08.03 Optimierung der Strahlenqualität durch Anpassung der Filterung zur Reduktion der Knochendosis in der kV-Röntgentherapie: Eine Monte-Carlo-Analyse am Beispiel eines Basalioms	201
PS08.04 Analyse fraktioneller Volumenveränderungen und dosimetrischer Effekte als Grundlage für KI-gestützte Re-Planungsentscheidungen beim Analkarzinom – Ein Vergleich von CT- und CBCT-Daten	202
PS08.05 Dosimetrische Überprüfung der Dosisakkumulation bei online-adaptiver Beckenbestrahlung	205
PS08.06 Vergleich der mittels CBCT festgestellten Korrekturen nach Lagerung eines Patienten mit oberflächengeführter Strahlentherapie (SGRT) bzw. mit Einstellung nach Markierungen und 3-Ebenenlasern (3EL)	207
PS08.07 Bestimmung der Bildgebungsdosis verschiedener CBCT-Protokolle an einem Linearbeschleuniger mittels OSL-Dosimetern in einem anthropomorphen Phantom	208
Psychophysik in der Audiologie: Methodik	210
AU02.01 Optimierung psychoakustischer und audiologischer Messverfahren für mobile, selbstgesteuerte Hördiagnostik	210
AU02.02 Einsatz von modifizierten MUSHRA-Verfahren zur Bewertung der subjektiven Qualität des Musikhörens bei CI-Nutzern	211
AU02.03 Redundanzen in der klinischen Audiometrie	212
AU02.04 Automatisierte Erhebung psychoakustischer Kennwerte	213

Bildqualität und Multi-Energy-Bildgebung	214
AS07.02 Quantifizierung des Kontrastes in Mammogrammen.....	214
AS07.03 Quantitative Bestimmung der patientenindividuellen In-Scan-Auflösung in der Photon-Counting-CT beim Mammakarzinom-Staging.....	216
AS07.04 Influence of spectral information in photon-counting CT on organ segmentation	219
AS07.05 Spektrale Eigenschaften unterschiedlicher Wassertypen als Basismaterial für individualisierte Phantommodelle in der Photon-Counting-CT.....	221
Advancements in MRI sequence technology.....	223
MRT04.01 Radial dual VENC 4D Flow MRI with temporally undersampled high VENC	223
MRT04.02 A spiral SPACE implementation for time-efficient 3D turbo spin echo measurements.....	225
MRT04.03 T1-/T2-Gewichtungskarten beliebiger MRT-Sequenzen auf Basis von Phase Distribution Graphs	227
MRT04.04 Advancing phase distribution graphs: Time-effective simulations including shaped pulses and slice-selective excitation	229
MRT04.05 Dynamic ¹⁷ O-enhanced proton MRI for quantification of water transport across blood-cerebrospinal fluid barrier (BCSFB)	231
MRT04.06 OpenMRF: An open-source framework for standardized and vendor-neutral magnetic resonance fingerprinting	233
KI-gestützte Datenstrukturierung	236
FS07.04 End-to-end deep sound coding strategies for enhanced speech-in-noise understanding in cochlear implant users	236
Psychophysik in der Audiologie: Anwendung bei apparativen Versorgungen 1	237
AU03.01 Psychoakustische Erfassung des Klangeindrucks für Sprache bei Cochlea-Implantat-Tragende.....	237
AU03.02 Sprachaufmerksamkeit beeinflusst cochleäre Antworten: Modulation von Distorsionsprodukt-otoakustischen Emissionen beim Menschen	238
AU03.03 Subjektive und objektive Schwellenfindung bei Cochlea-Implantat	239
AU03.04 Ein integriertes Computermodell der Haarzellen- und auditorischen Nervenantworten auf akustische und elektrische Stimulation	240
Aktuelle praktische Herausforderungen in der Nuklearmedizin	241
AI in MRI	242
MRT06.01 Cloud AI agents as autonomous MR research assistants: Planning experiments, calling simulations, running real MRI scans, and documenting results	242
MRT06.02 Characterizing noise propagation and nonlinearity-induced spatial blurring in k-space interpolation networks.....	245
MRT06.03 Improved CSF and ps.....	248
eudo-lesion suppression in 3D FLAIR using end-to-end optimization	248

DGMP 57. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

Psychophysik in der Audiologie: Anwendung bei apparativen Versorgungen 2	250
AU04.01 Tonhörsensitivität bei Cochlea-Implantat-Versorgung in Abhängigkeit der ortspezifischen Pulsrate und des Stimulationsortes.....	250
AU04.02 Tonhörsensitivität mit Cochlea-Implantaten	251
AU04.03 Monopolar-tripolarer Hörschwellenunterschied zur Diagnostik des Hörnervenzustands in implantierten Cochleae	252
AU04.04 Extracochlear electric stimulation – Towards non-invasive hearing restoration and diagnostics.....	253
Medizin-YIA	254
MRT07.01 Cardiac magnetic resonance imaging at lower field strength: A comparison of biventricular cine and quantitative T1 and T2 maps at 0.55T and 1.5T	254
MRT07.02 Feasibility of 7 Tesla 39K/23Na-MRI for assessing muscular in balance in hypokalemic periodic paralysis.....	255
MRT07.03 Magnetic particle spectroscopy for real-time coagulation monitoring of human blood samples	257
Preisverleihungen	258
SO03.07 WSS Projekt: Vektorielle Lichtfeldmessung mit Digitaler Holographischer Mikroskopie	258
Data Science und KI	259
AK07.02 Was bringt uns die KI-Planung – Im Spannungsfeld der Finanzierung	259
Medizinische Physik in Entwicklungsländern	260
FS09.01 Etablierung einer akademischen Infrastruktur für Medizinische Physik	260
FS09.02 MephidA – Supporting medical physics in Africa	261
FS09.03 Structured Data-Analysis Reinforce AI-Planning – Opportunity for developing countries.....	262
FS09.04 Perspektiven der Strahlentherapie maligner Erkrankungen mit Röntgentherapiegeräten in Entwicklungsländern.....	263
FS09.05 SCMPCR: Förderung der Medizinischen Physik in Südasien und darüber hinaus	264
Hardware and Intervention	265
MRT09.01 Gradient-safe GIRF estimation (gsGIRF) by chirp design based on the acoustic response function	265
MRT09.02 Optical detuning of a receive array with shielded loop resonators.....	267
MRT09.03 Aufbau einer Qualitäts- und Leistungsbewertung von interventionellen MR-Mikrowellenapplikatoren zur Kontrolle und Verbesserung des Mikrowellenablationeingriffs.....	270
Stereotaxie, Radiochirurgie, Brachytherapie und IORT.....	272
AS08.01 Erste Kommissionierung eines robotergestützten Linearbeschleunigers für die Radiochirurgie mit einem Szintillationsdetektor zur Steigerung der Effizienz im Messprozess	272
AS08.02 Konsensus Statements für End-to-End Tests mit Bewegungsphantomen zur Qualitätssicherung von Körperstammstereotaxien	273
AS08.03 Weiterentwicklung der patientenspezifischen Qualitätssicherung und Etablierung der Qualitätssicherung des Gesamtsystems für stereotaktische Bestrahlungen.....	275
AS08.04 Anwendung einer Kamera-basierten Methode zur Latenzbestimmung zweier SGRT-Systeme	278
AS08.05 Ultrakompakte Beschleuniger für die Strahlentherapie	281
AS08.06 From needle bending to navigation: Clinically driven development of image-guided needle tracking in gynecologic brachytherapy.....	283

Qualitätssicherung und -evaluation	286
AS09.02 In-House calibrated TLD dosimetry for ultra-high dose rate, high-dose and small-field irradiations using custom 3D-printed PMMA and anthropomorphic phantoms	286
AS09.03 Robustheitsanalyse durch synthetische CT-Deformation bei Atmung und Schwellung und Monte-Carlo-basierte Dosisberechnung in der Mammabestrahlung	289
AS09.05 Robustheitsuntersuchungen bei der VMAT-TBI: Einfluss der Steigung des Dosisgradienten im Überschneidungsbereich auf die Planqualität	291
Forschung mit Relevanz: Von einer guten Idee bis zum Einsatz in der Klinik	294
Metabolic, functional, and microstructural imaging & awards.....	295
MRT10.01 Evaluation of fat correction strategies for reliable CEST imaging in the breast at 3T	295
MRT10.02 Impact of maximum b-value in q-space trajectory imaging of white and gray matter	298
MRT10.03 Singleflash als Adaption der Doubleflash-Sequenz: von T2 zu SWI – <i>methodisches Update</i> – Beschleunigung der suszeptibilitätsgewichteten Bildgebung bei 7T mittels Deep Learning.....	301
MRT10.04 A novel multi-resolution approach for high-resolution brain metabolite mapping with ³¹ P MRSI at 7 Tesla: An application study	303
MRT10.05 Learning QSM from videos: Addressing data scarcity in physics-informed MRI reconstruction	305
Aktuelle Themen der Röntgendiagnostik	308
AS10.01 Quantitative spektrale Charakterisierung eines neuartigen Multi-Energy QA Phantoms in der Photon-Counting-Computertomographie: Validierung von Hounsfield-Einheiten, Massenschwächung, effektiver Ordnungszahl und relativer Elektronendichte für diagnostische und strahlentherapeutische Anwendungen	308
AS10.02 Anatomische Bewertung eines Rekonstruktionsalgorithmus zur Reduktion von Stack-Artefakten im 4DCT: Vom Kollektiv zum Fallbeispiel	310
AS10.03 Iterative Protokollanpassung zur Dosisoptimierung bei der zerebralen CT Perfusionsbildgebung	312
AS10.04 Potenzial und Grenzen der Dosisreduktion im konventionellen Röntgen	314
Adaptive Strahlentherapie und MR-Linac	316
AS11.01 Analyse der Dosisverteilungen von adaptierten und nicht adaptierten Plänen bei der online-adaptiven Strahlentherapie	316
AS11.03 Patientenspezifische synthetische CBCT-Generierung mittels konditionierter Deformationsfeldvorhersage für die adaptive Beckenbestrahlung	320
AS11.04 Evaluation einer helikalen on-board Bildgebung zur Bestrahlungsplanung von Wirbelkörpern	322
AS11.05 4D-Bewegungspropagierung aus orthogonaler Cine-MRT für die zeitaufgelöste volumetrische Bildgebung in der MR-geführten Strahlentherapie	323

Klinische Dosimetrie	326
AS12.01 Zeitaufgelöste Bestimmung der Dosisleistung in gescannten Protonenfeldern mittels Fricke-Dosimetrie.....	326
AS12.02 Bewertung der fetalen Exposition während der Protonenstrahlentherapie bei schwangeren Patientinnen	329
AS12.03 Etablierung einer R2-Dosis-Kalibration für PAGAT-Gel als Grundlage der hochauflösenden 3D-Dosimetrie in der Stereotaxie.....	331
AS12.04 Dosimetrische Evaluation der stereotaktischen Radiotherapie kleiner Zielvolumina am Halcyon-Linearbeschleuniger	333
AS12.05 Erfahrungen mit dem Einsatz eines kommerziellen 2D Ionisationskammer-Arrays für die Qualitätssicherung in der Ionenstrahl-Therapie	334
MRT jenseits der Morphologie – Funktionelle Bildgebung für die Strahlentherapie	335
FS11.01 Diffusionsgewichtete MRT als nichtinvasiver Biomarker – Translation in die klinische Strahlentherapie.....	335
FS11.02 Protein-Denaturierungs-Bildgebung mit CEST MRT und mögliche strahleninduzierte Gewebeantworten.....	336
FS11.03 MRE – Potential of MRE for radiotherapy planning in brain tumors.....	337
FS11.04 Hyperpolarisierte ¹³ C-MRT: Visualisierung des Metabolismus in Echtzeit Hyperpolarized ¹³ C MRI: Real-Time Visualization of Metabolism	338
Young Investigator Forum und Masterarbeitspreis	339
YIF01.01 Eine Studie zur internen Strahlentherapie mit ultrakompakten, laserbeschleunigten Elektronen im Vergleich zur Photonentherapie.....	339
YIF01.02 Independent component analysis for robust non-contrast-enhanced free-breathing functional lung MRI.....	341
YIF01.03 Interpretable optical-flow-based tumor tracking on 2D cine-MRI	343
YIF01.04 Energiedosen im Blut nach [¹⁷⁷ Lu]Lu-PSMA I&T und [¹⁷⁷ Lu]Lu-PSMA-617 Therapie	345
YIF01.05 Phantom-basierte Protokolloptimierung und Vergleich von Photon-Counting CT und energieintegrierender CT in der pädiatrischen Abdomenbildgebung	346
YIF01.06 DeepFS4: An end-to-end deep learning based cochlear implant sound coding strategy	347

Interaktives Forum der APT - Aktuelle Themen und Herausforderungen für den MPE in der Röntgendiagnostik

Ulrike Timmel (Münster/DE), Alexander Sommer (Münster/DE)

Die APT der DRG (Arbeitsgemeinschaft Physik und Technik) möchte einen offenen Erfahrungsaustausch für MPE organisieren. Vorrangig richtet sich dieser an MPEs, welche haupt- oder nebenberuflich in der Röntgendiagnostik tätig sind, denn einige MPEs übernehmen zurzeit nur übergangsweise Aufgaben in der Röntgendiagnostik. Insgesamt sollen Themen und Erfahrungen aus dem Publikum offen im Austausch diskutiert werden.

Partikeltherapie I

AS01.01 Behandlung von Lungenkrebs mit Kohlenstoffbestrahlung – Eine systematische Untersuchung von Zieldosen-Konvertierung

C. Deglow¹, I. Königstein¹, K. Hilt¹, M. Scholz¹, M. Durante¹, T. Friedrich¹

¹ GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

Das nicht kleinzellige Lungenkarzinom (NSCLC) wird in japanischen Kliniken erfolgreich mit Kohlenstoffbestrahlung behandelt. Um die relative biologische Wirksamkeit (RBW) von Kohlenstoffionen zu berücksichtigen, wird häufig ein System basierend auf dem modifizierten mikrodosimetrisch-kinetischen Modell (mMKM) verwendet. In europäischen Einrichtungen wird stattdessen ein System basierend auf dem lokalen Effekmodell (LEM) I benutzt. Die aktualisierte Version LEM IV sagt im Vergleich zu mMKM und LEM I einen höheren RBW-Gradienten mit steigendem LET voraus. Da Systeme basierend auf den drei Modellen sich deutlich in der vorhergesagten Dosis-Wirkungs-Beziehung unterscheiden sind Dosiskonvertierungen für eine Bewertung und die potentielle Adaption der japanischen Protokolle in Europa unerlässlich. Das Ziel dieser Arbeit war deshalb, Dosiskonvertierung zwischen den mMKM- und LEM-basierten Systemen zu etablieren und die resultierenden Konvertierungsfaktoren auf Abhängigkeiten von der Behandlungssituation zu untersuchen.

Material & Methoden

Dosisprofile des japanischen Systems wurden reproduziert. Für sphärische Zielvolumina mit Durchmessern von 10 bis 80 mm wurden 70 bis 210 mm in Tiefe wurden mit auf den drei Modellen beruhenden Systemen Behandlungspläne optimiert (mMKM $\alpha/\beta \approx 2.8$ Gy und LEM I $\alpha/\beta=2$ Gy wie jeweils in klinischer Nutzung, LEM IV $\alpha/\beta=2$ Gy und $\alpha/\beta=6$ Gy, Letzteres repräsentativ für NSCLC). Für den Abgleich von Dosisprofilen zwischen den Systemen wurde ein χ^2 -basiertes Kriterium entwickelt.

Ergebnisse

Während die LEM Version (I vs. IV) und das gewählte α/β Verhältnis (2 Gy vs. 6 Gy für LEM IV) einen großen und die Zielgröße einen sekundären Einfluss auf die Konvertierungsfaktoren hatten, zeigte sich keine relevante Abhängigkeit von der Tiefe des Ziels. Im Bereich von 1-20 Gy mMKM-basierter Dosis folgen die Konvertierungsfaktoren einem Potenzgesetz. Mithilfe von Fits wurden von LEM-Version, α/β , Geometrie und klinischer Dosis abhängige analytische Funktionen etabliert (Abbildung 1). Die zugeordneten Dosen unterschieden sich zwischen LEM Versionen und α/β Verhältnissen deutlich (Abbildung 2). Vergleiche zu Protokollen für Photonen-Bestrahlung wurden angestellt.

Zusammenfassung

Analytische Formeln für die Zieldosen-Konvertierung zwischen einem japanischen und europäischen System für die Planung von Kohlenstoffbestrahlung konnten etabliert werden. Dies vereinfacht Bestrahlungsprotokoll-Übersetzung, -Bewertung und -Adaption deutlich. Die Wahl des RBW-Modells wie auch des α/β Verhältnisses ist von hoher Relevanz für sichere und effektive Behandlungsplanung, insbesondere, wenn konvertierte Behandlungsprotokolle weiter zu anderen Strahlentypen und Fraktionierungs-Schemata extrapoliert werden sollen.

Abb. 1

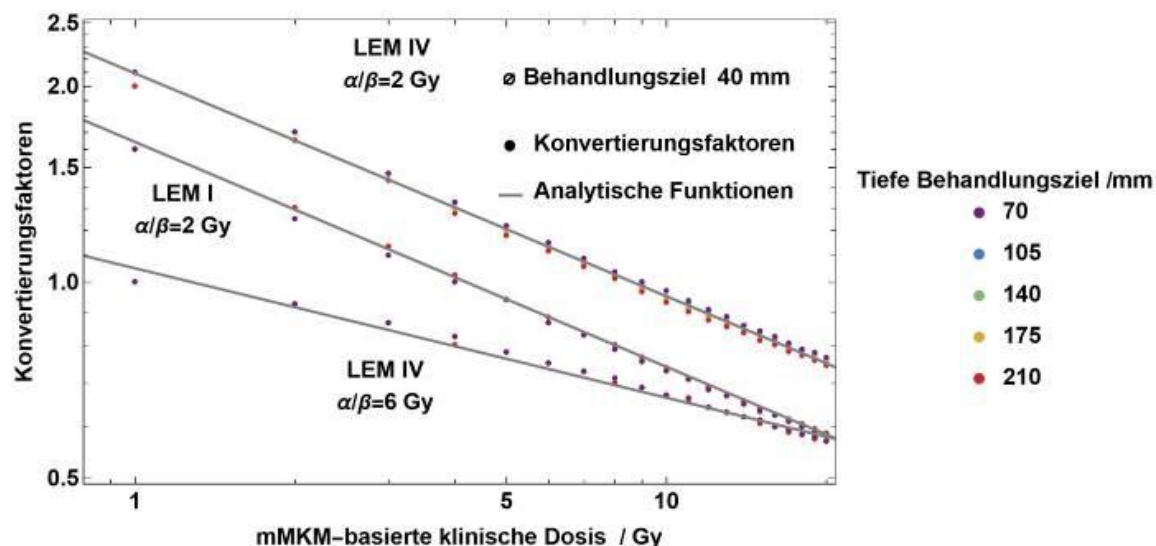


Abbildung 1: Konvertierungsfaktoren und analytische Funktionen für LEM I und beiden LEM IV Varianten.

Abb. 2

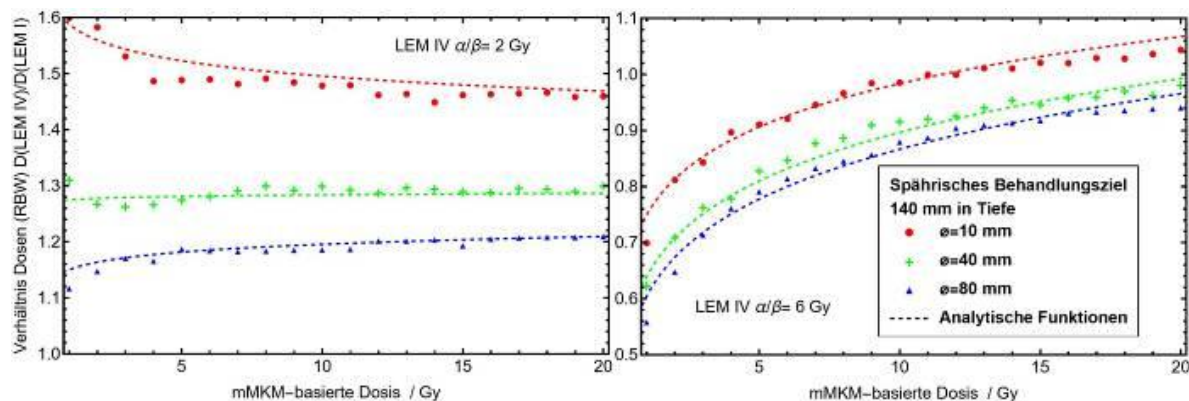


Abbildung 2: Verhältnis RBW-gewichteter Dosen $D(\text{LEM IV})$ und $D(\text{LEM I})$ als Funktion der mMKM-basierten klinischen Dosis.

AS01.02 Implementierung eines Workflows zur Range-Shifter-basierten Behandlungsplanung und zur Optimierung dreidimensionaler Range-Modulatoren in *matRad*

H. Oueriagli¹, M. Fix Martinez¹, M. Witt^{1,2}, Y. Simeonov¹, U. Weber^{1,3}

¹ Technische Hochschule Mittelhessen (THM), IMPS, Gießen, Deutschland

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

³ GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

Dreidimensionale Reichweite-Modulatoren (3D-RMs) ermöglichen konforme Bragg-peak Bestrahlungen mit ultrahohen Dosisleistungen (>40 Gy/s) und sind relevant für die Untersuchung des FLASH-Effekts in der Protonentherapie. Sie können aus monoenergetischen Range-Shifter-(RaShi)-Behandlungsplänen abgeleitet werden, bei denen die Tiefenmodulation durch Variation der Absorber-Dicke erfolgt. Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Workflows zur Erstellung protonenbasierter Raster-Scanning-RaShi-Behandlungspläne im Open-Source-Treatment-Planning-System *matRad* sowie die Design-Generierung von 3D-RMs unter Berücksichtigung der praktischen Anforderung im 3D-Druck.

Material & Methode

Der Basiscode von *matRad* (Blaise v2.10.1) wurde erweitert, um monoenergetische, IMPT-ähnliche RaShi-Behandlungspläne zu generieren. Dabei werden die durch den Range-Shifter induzierte Verschiebung des Bragg-Peaks sowie die laterale Aufweitung der Pencil-Beams infolge multipler Coulomb-Streuung berücksichtigt. Zusätzlich wurde das Beam-Spot-Raster zur Verbesserung der Dosiskonformität lateral erweitert. Zur Sicherstellung der Herstellbarkeit wurden erstmals druckerspezifische Randbedingungen, wie minimale Kerbenbreiten und Einschränkungen der Pin-Spitzengeometrie, direkt als Constraint-Funktionen in die Optimierung integriert. Als Testszenario wurde ein monoenergetischer RaShi-Plan mit einer Protonenenergie von 176,99 MeV für einen Prostatakarzinomfall in *matRad* erstellt und mit Monte-Carlo-Simulationen in FLUKA verglichen. Auf dieser Basis wurde ein 3D-Range-Modulator generiert.

Ergebnisse

Der Workflow wurde erfolgreich implementiert und ermöglicht die Generierung monoenergetischer RaShi-Pläne mit erweiterten Beam-Spots sowie die Ableitung von 3D-RMs aus den entsprechenden Planungsdaten. Die Dosisverteilungen zeigen eine gute Übereinstimmung mit den Monte-Carlo-Daten. Auch Tiefendosis- und laterale Profile stimmen gut überein (Abb. 2). Eine Gamma-Index-Analyse ergab eine Passing-Rate von 98,4 % bei 3 %/3 mm.

Zusammenfassung

Es wurde ein Workflow zur RaShi-Behandlungsplanung mit lateraler Beam-Spot-Erweiterung und integrierter Berücksichtigung druckerspezifischer Randbedingungen in *matRad* implementiert. Die Ergebnisse zeigen die technische Machbarkeit sowie eine gute Übereinstimmung mit Monte-Carlo-Simulationen. Der Ansatz bietet eine Grundlage für zukünftige Anwendungen in der FLASH-Protonentherapie.

Abb. 1: Range-Shifter-basierter Bestrahlungsplan eines Prostatakarzinoms. (a) Dosisverteilung in Benutzeroberfläche von *matRad*. (b) Beam-Spots einer Scanning-Schicht. (c) Abgeleiteter 3D-Range-Modulator aus dem RaShi-Bestrahlungsplan.

Abb. 2: Vergleich eines monoenergetischen RaShi-Plans (*matRad* vs. Monte Carlo). Oben: axiale Dosisverteilungen mit Isodosenlinien. Unten links: Laterale Dosisprofil in Links-Rechts-Richtung. Unten rechts: Tiefendosiskurve entlang der Strahlrichtung; der Pfeil markiert die laterale Position des Tiefenprofils.

Abb. 1

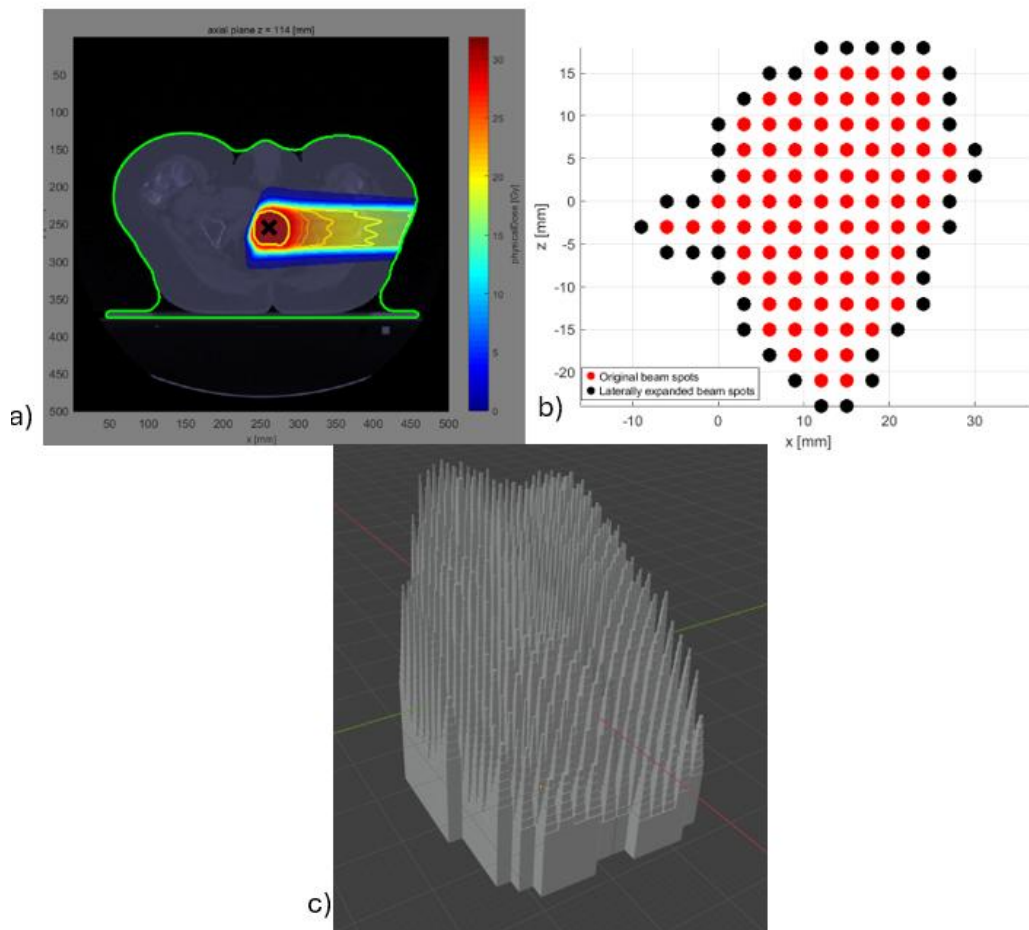
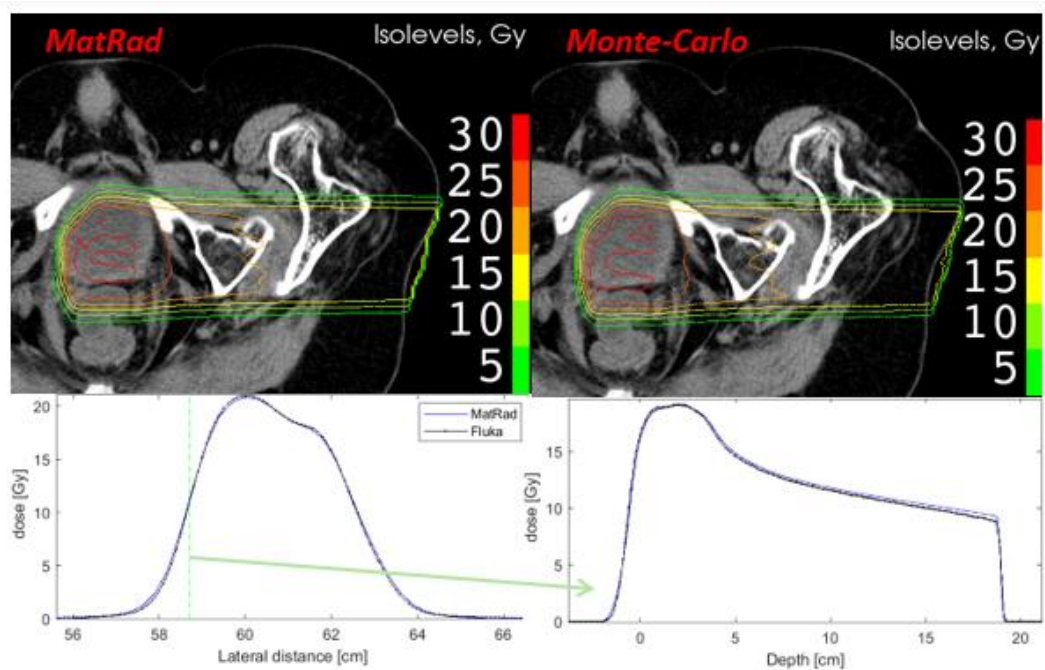


Abb. 2



AS01.03 Zielkonflikt zwischen Konformität und Lymphozytenschonung: Bewertung der Protonen-Arc-Therapie mittels 4D-zerebrovaskulärer Modellierung auf Basis KI-automatisierter Segmentierung

A. Ljakic¹, S. M. Gadoue², A. Hammi¹

¹ Technische Universität Dortmund, Department of Physics, Dortmund, Deutschland

² University of Texas MD Anderson Cancer Center, Department of Radiation Physics, Houston, TX, Vereinigte Staaten

Einleitung

Die Protonen-Arc-Therapie (SPArc) kann im Vergleich zur intensitätsmodulierten Protonentherapie (IMPT) die Dosiskonformität verbessern, vergrößert jedoch das Dosisbad und erhöht die Bestrahlung zirkulierender Lymphozyten (CL). In dieser Arbeit wurde ein neuronales Netzwerk (NN) zur Segmentierung zerebraler Blutgefäße (zBG) aus MRT-Daten entwickelt, um die CL-Dosis für Glioblastom-Patienten bei SPArc und IMPT zu vergleichen.

Material & Methoden

Für das Training des NN wurde ein Ground-Truth-Datensatz (GT) mit 70 manuell segmentierten zBG aus T1-MRT-Bildern erstellt und um 669 TOF-MRA-Daten erweitert. Ein nnU-Net wurde mit der cDice-Loss-Funktion trainiert, um die Segmentierungsgenauigkeit dünner Gefäße zu verbessern.

Die zBG von 10 Glioblastom-Patienten wurden mittels NN segmentiert, auf die entsprechenden CT-Bilder registriert und mit einem dynamischen Ganzkörper-Blutflussmodell auf Basis der ICRP-Referenzhämodynamik kombiniert (Abb. 1a). Für jeden Patienten wurden unter identischen robusten Optimierungsbedingungen ein IMPT- und ein SPArc-Plan erstellt. Zusätzlich wurde ein spatio-temporales Bestrahlungsmodell (ProteusONE, IBA, Louvain-la-Neuve, Belgien) implementiert, um Gantry-Rotation, Spot-Timing und Energiewechselzeit zu simulieren.

Berechnet wurden CL-DVH sowie das Volumen depletierter CL. Zusätzlich wurde eine effektive CL-Sparing-Metrik eingeführt, welche Dosisleistung, Bestrahlungszeit und systemische Blutumlaufzeit in einer Kenngröße zusammenfasst:

$$S_{CL} = \frac{V_{killed}}{V_{>0 \text{ cGy}}} \cdot \frac{\tau_{circ}}{T_{on}} \left(1 - e^{-T_{on}/\tau_{circ}}\right).$$

Dabei bezeichnen V_{killed} und $V_{>0 \text{ cGy}}$ den Anteil der depletierten bzw. bestrahlten CL, τ_{circ} die systemische Lutzirkulationszeit und T_{on} die Bestrahlungszeit einer Fraktion.

Ergebnisse

Die automatische Segmentierung zeigte eine gute topologische Übereinstimmung mit dem GT (Dice: $0,76 \pm 0,04$, Abb. 1b, Tab. 1). SPArc verbesserte die Zielvolumenkonformität gegenüber IMPT (CI: 0,98 vs. 0,94), bestrahlte jedoch ca. das 28-Fache des CL-Volumens pro Fraktion und erforderte etwa 27-mal mehr Protonenshots. Dies führte zu einer um 145 % erhöhten CL-Depletion sowie zu einer Reduktion des CL-Schonungspotenzials um 39,5 % gegenüber IMPT (Abb. 2).

Zusammenfassung

Trotz besserer Konformität erhöht SPArc die CL-Exposition deutlich stärker als IMPT, weshalb partielle Arc- und spotreduzierte SPArc-Strategien weiter zu untersuchen sind.

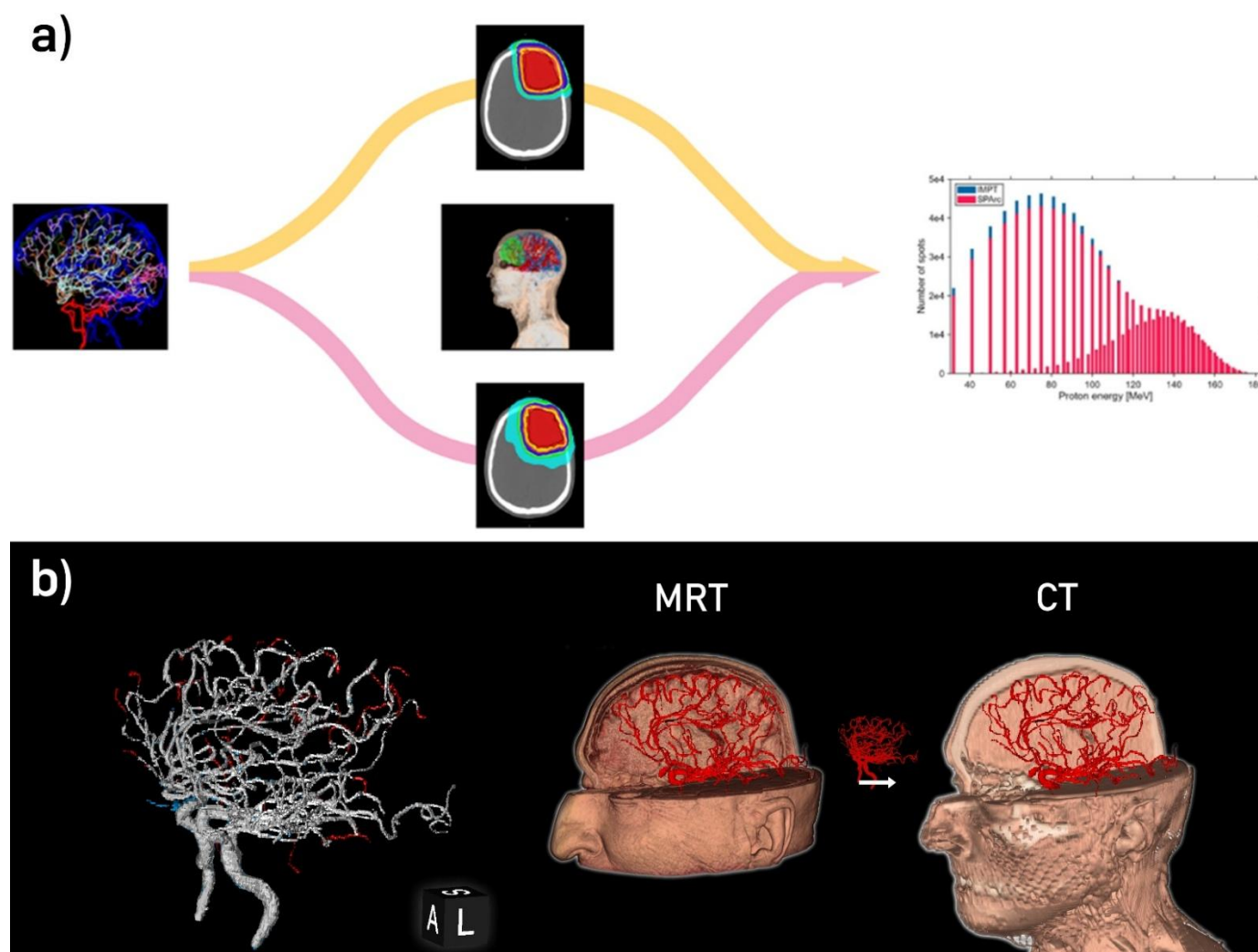


Abb. 1: a) Schematische Übersicht des Studiendesigns. Segmentierung von zBG und Kombination von IMPT- und SPARC-Bestrahlungsplänen mit zeitaufgelöstem 4D-Blutfluss, um die Dosiswirkung auf CL abzuschätzen. b) Links: Vergleich zwischen Test und Vorhersage (Weiß: Übereinstimmung; Rot: Untersegmentierung; Blau: Übersegmentierung). Mitte, Rechts: Überlagerung der ermittelten zBG auf MRT- sowie CT-Bild.

Tab. 1: Evaluation der nnU-Net-Genauigkeit auf T1-MRT des Datensatzes.

	DSC	HD ₉₅ [mm]
nnU-net	0,76 ± 0,04	15,71 ± 4,92

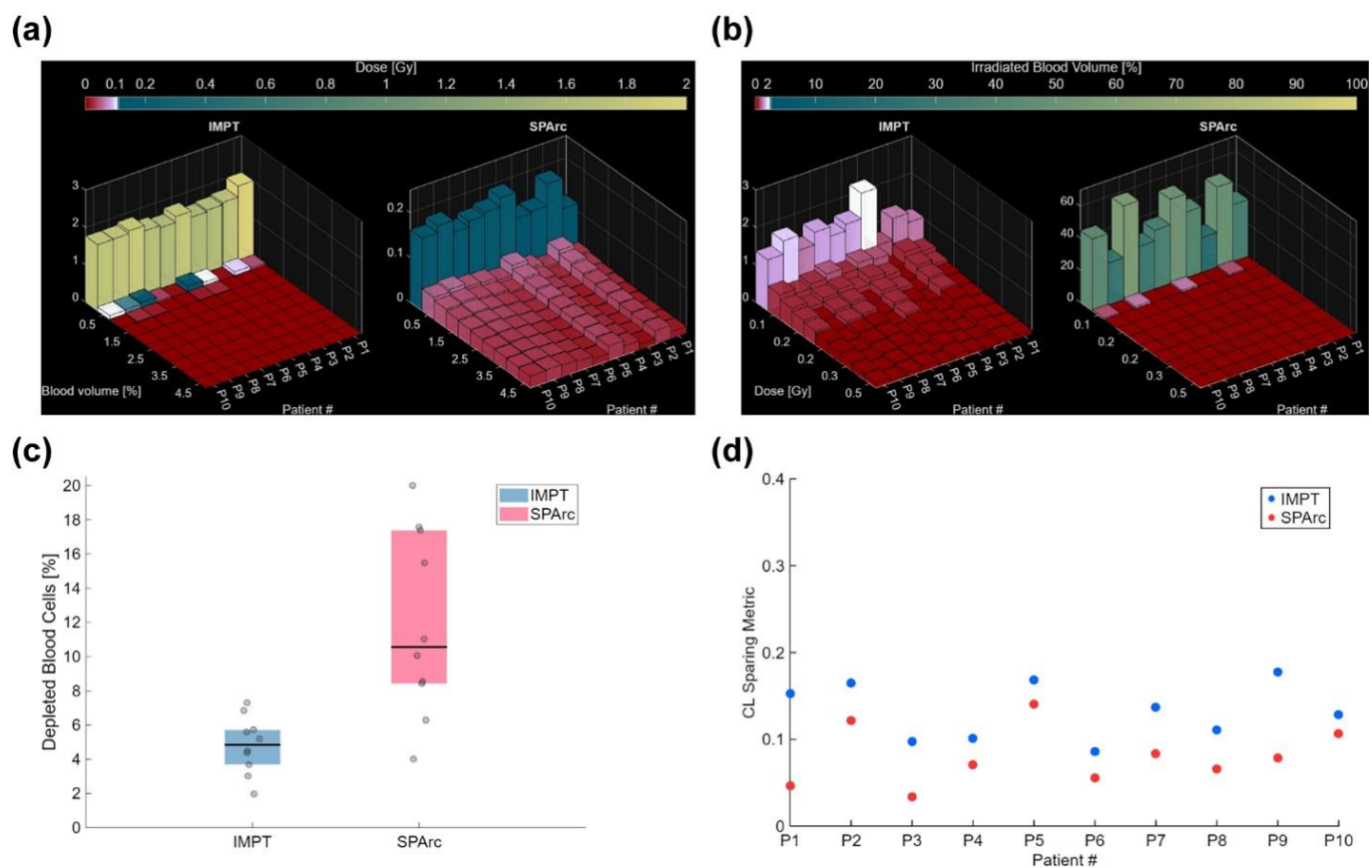


Abb. 2: Vergleich von IMPT und SPArc hinsichtlich a) Dosisverteilung, b) bestrahltem CL-Volumen, c) Anteil depletierter CL und d) CL-Sparing-Metrik.

AS01.04 ProtOnART consortium: Towards clinical implementation of online adaptive proton therapy for thoracic cancer patients

L. Nenoff^{1,2,3}, M. Tschiche^{1,4}, L. Wolter^{1,2}, S. Menkel^{1,4}, A. Fredriksson⁵, K. Poels⁶, K. Souris⁷, E. Sterpin^{8,9}, M. Janson⁵, S. Gillis⁷, R. Bütof^{1,2,3,4}, K. Stützer^{1,2}, E. G. C. Troost^{1,2,3,4}, C. Richter^{1,2,3,4}

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

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

³ Faculty of Medicine Carl Gustav Carus, TUD Dresden University of Technology, Dresden, Deutschland

⁴ Department of Radiotherapy and Radiation Oncology, Faculty of Medicine and University Hospital, Dresden, Deutschland

⁵ RaySearch Laboratories AB, Stockholm, Schweden

⁶ Department of Radiotherapy Oncology, University Hospitals Leuven, Leuven, Belgien

⁷ Ion Beam Applications SA, Louvain-la-Neuve, Belgien

⁸ KU Leuven, Department of Oncology, Leuven, Deutschland

⁹ KU Leuven, Institut de Recherche expérimentale et Clinique, Brussels, Belgien

Introduction

While online adaptive workflows are commercially available for photons, for proton therapy the first two clinical implementations use in-house tools, which are not transferable to other centers [1,2]. For a wide-spread implementation of online adaptive proton therapy (OAPT), certified medical products are necessary. ProtOnART is a clinical-industrial-academic consortium comprising of *Particle* (Leuven, Belgium), *RaySearch* (Stockholm, Sweden), *IBA* (Louvain-la-Neuve, Belgium) and *OncoRay* (Dresden, Germany), jointly developing widely applicable OAPT solutions.

Material and Methods

An OAPT workflow (first intended for lung and esophageal cancer) was developed. It was applied in a proof-of-concept test on a lung phantom (CIRS, Norfolk, USA) in Dresden.

Results

The workflow consists of a pre-treatment, online and offline phase (Fig.1). In the online phase, contours are generated on the in-room CT image (deep-learning segmentation or deformable registration (DIR) for organs, DIR for target) by systematic recipes [3,4]. Standardized planning parameters with original beam angles and optimization settings enable fast optimization (~4min in lung) [3]. Pre-delivery quality assurance (QA) consists of secondary dose calculation and sanity checks ensuring plan plausibility and data integrity (<5min, parallel to delivery preparation). After delivery, post-treatment logfile QA is performed [5]. The successful workflow test (Fig.2) proves the general feasibility, efficiency, and identified possible improvements. Challenges are mostly caused by the connectivity between systems and lack of automatization.

Discussion

The combination of the workflow steps (in-room CT acquisition, contour propagation, plan optimization and QA) worked well together in the proof-of-concept tests, as the implementation supports automatization. Minor improvements in individual steps and possible task parallelization have been proposed and implemented. The workflow in Mosaiq requires training and is not automatable. The goal of not extending the treatment fraction by more than 15 min seems feasible. Workflow components were developed, validated, combined and successfully tested in a proof-of-concept workflow test. The technical and legal requirements will be fulfilled in near future and a first clinical application of the OAPT workflow is planned within a prospective study in Dresden.

Fig. 1: Proposed OAPT workflow: The original plan can be chosen as fallback option any time. For the online phase the pre-treatment image, contours and plan are used as references and for QA. Post-delivery logfile QA is performed after the patient left.

Fig. 2: View from the in-room CT to the gantry for the phantom test.

- [1]Albertini et al. PMB 2024, 10.1088/1361-6560/ad7cbd
 [2]ClinicalTrials.gov NCT06310655
 [3]Nenoff et al. Radiother Oncol 2026, 10.1016/j.radonc.2026.111415
 [4]Populaire et al. Phiro 2024, 10.1016/j.phro.2024.100646
 [5]Wolter et al. Med Phys 2025, 10.1002/mp.17637

Abb. 1

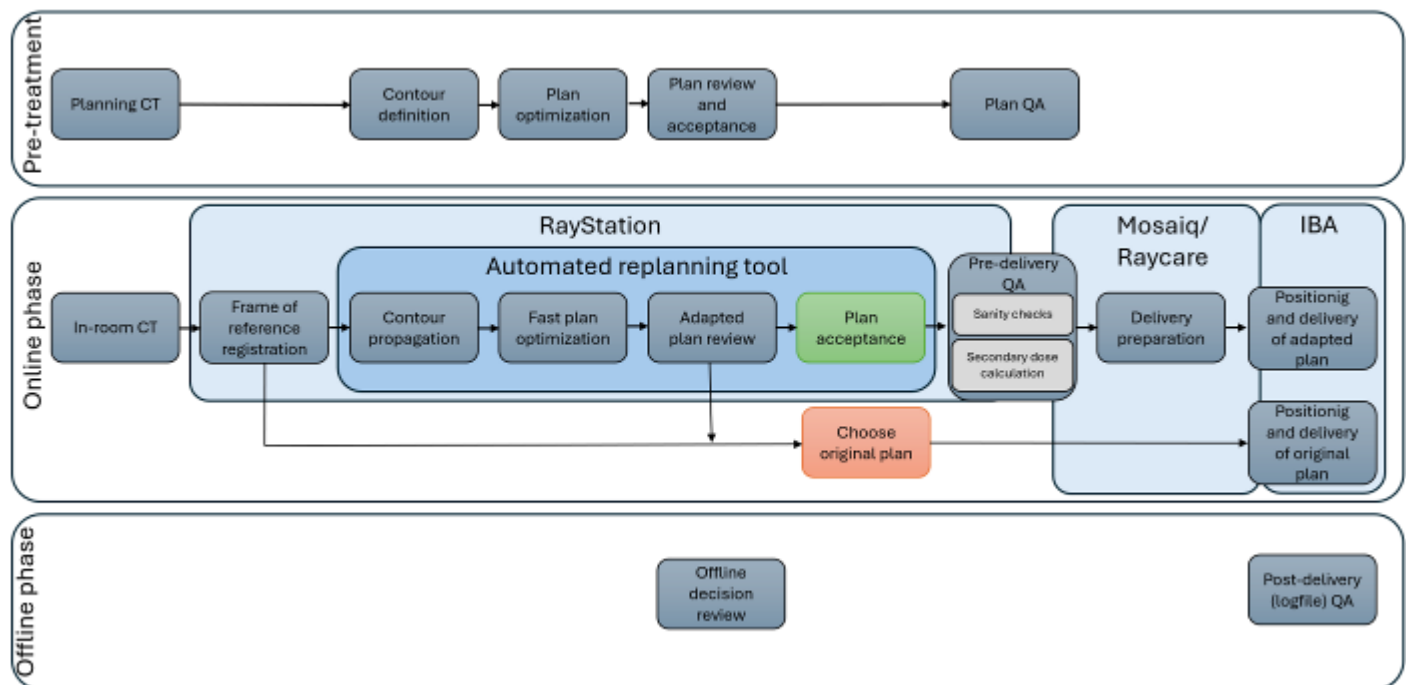


Abb. 2



AS01.05 Untersuchung des Einflusses des Lungenmodulationseffektes auf die relative biologische Wirksamkeit mittels Monte-Carlo-Simulationen für Kohlenstoff Ionen

J. Stolzenberg^{1,2}, U. Weber^{2,3,4}, S. Adeberg^{1,5}, K. S. Baumann^{1,5,2,3}

¹ Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Department for Radiotherapy, Marburg, Deutschland

² Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institute of Medical Physics and Radiation Protection, Gießen, Deutschland

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

⁴ GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

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

Einleitung

Feine Strukturen in der Lunge führen zu Veränderungen in der Tiefendosiskurve für Kohlenstoff Ionen, dem sogenannten Lungenmodulationseffekt. Dieser Effekt wurde für die relative biologische Wirksamkeit (RBW), einem zentralen Faktor in der Bestrahlungsplanung, bisher kaum erforscht. In dieser Studie wird der Einfluss der Heterogenität der Lunge auf die RBW-gewichtete Dosis für Kohlenstoff Ionen mit Hilfe von Monte Carlo Simulationen untersucht.

Material & Methoden

Monte Carlo Simulationen von Tiefendosiskurve und spektralen Fluenzen eines Kohlenstoff Ionen Pencil Beams wurden mit TOPAS durchgeführt. Die heterogene Lunge wurde über eine Voxelgeometrie modelliert, dessen Voxel entweder mit Luft oder Lungenmaterial gefüllt wurden. Die lateral integrierte Dosis wurde mit einer Auflösung von 0,01 cm und spektrale Fluenzen für alle Fragmente in 150 Tiefen in einem Wasserphantom direkt hinter der Lungengeometrie gescored. Außerdem wurden Simulationen mit homogenem Material durchgeführt. Die spektralen Fluenzen wurden verwendet, um im Survival-Tool [1] die α und β Werte durch das LEM I Modell zu berechnen [2]. Die RBW-gewichtete Dosis kann über die Formel

$$RBW \cdot d_{C12} = (-(\alpha/\beta)_x + \sqrt{((\alpha/\beta)_x^2 + 4/\beta_x(\alpha_{C12}d_{C12} + \beta_{C12}d_{C12}^2))})/2 \quad (1)$$

mit $(\alpha/\beta)_x=2$ für Photonen, der Monte Carlo simulierten Tiefendosiskurve, α α_{C12} und β β_{C12} für Kohlenstoff Ionen berechnet werden [2]. Die Tiefendosiskurve wurde auf eine typische klinische Fraktionsdosis von 3 Gy im Bragg-Peak normiert.

Die RBW-gewichteten Tiefendosiskurve hinter heterogenem Lungengewebe wurde über zwei Methoden mit Hilfe von Formel 1 berechnet: 1) Simulierte Tiefendosiskurve und spektrale Fluenzen hinter heterogenem Gewebe, 2) Simulierte Tiefendosiskurve und spektrale Fluenzen hinter homogenem Gewebe, dessen berechnetes Produkt von α_{C12} - und β_{C12} mit der Dosis mit einer Gaußfunktion gefaltet wurde.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt die α - und β - gewichtete Tiefendosiskurve hinter heterogenem und homogenem Material die Ergebnisse der gefitteten Gaußfaltung mit ihren Residuen.

Geringe absolute Differenzen von der gefitteten Kurve zu der Monte Carlo simulierten heterogenen Kurve bis zu 0,02 Gy werden beobachtet.

Die resultierenden RBW-gewichteten Tiefendosiskurven für homogene und heterogene Lunge sowie die Ergebnisse der Gaußfaltung mit den Residuen sind in Abb. 2 dargestellt.

Die maximale Abweichung von der Gaußfaltung zu der Monte Carlo Simulation beträgt 0.1 Gy.

Zusammenfassung

Der Einfluss der Heterogenität der Lunge auf den RBW kann über eine Gaußfaltung des homogenen Produktes von den α /beta Werten mit der physikalischen Dosis modelliert werden. Die Abhängigkeiten der Fitparameter in Bezug auf die initiale Strahlenergie, Tiefe der Lunge und Modulationsstärke müssen im nächsten Schritt weiter untersucht werden.

Literatur

- [1] L. Manganaro *et al* 2018 *Phys.Med.Biol.* 63 08NT01. doi: 10.1088/1361-6560/aab697.
 [2] Christian P. Karger and Peter Peschke 2018 *Phys.Med.Biol.* 63 01TR02. doi: 10.1088/1361-6560/aa9102

Abb. 1

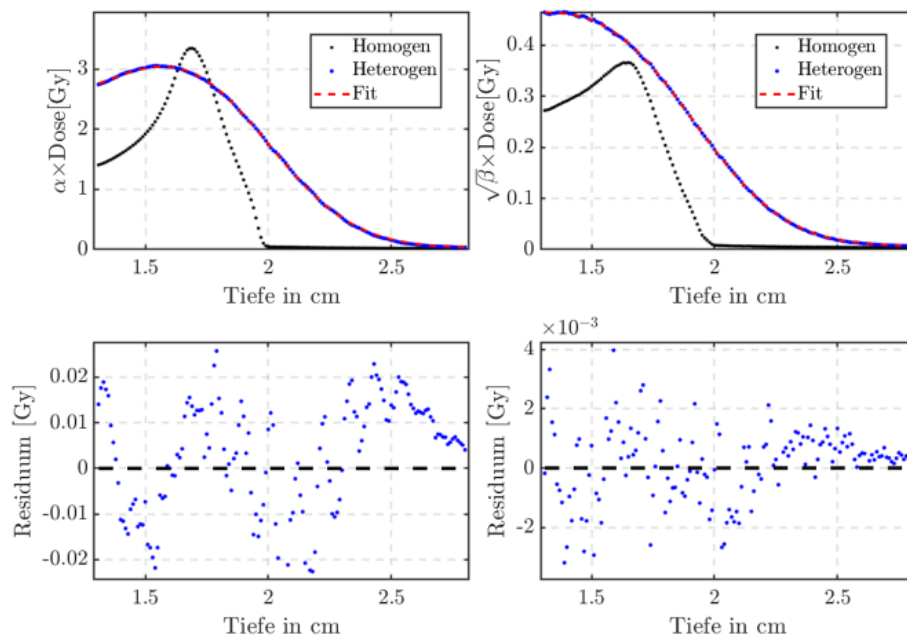


Abbildung 1: Monte Carlo simulierte tiefenaufgelöste Kurve des Produkts von alpha und beta mit der physikalischen Dosis für homogenes und heterogenes Lungengewebe mit einer Modulationsstärke von 800 μm . Die heterogene Kurve wurde aus der homogenen Kurve mithilfe von einer Gaußfaltung angenähert. Die Residuen der Fits sind in den unteren Abbildungen dargestellt.

Abb. 2

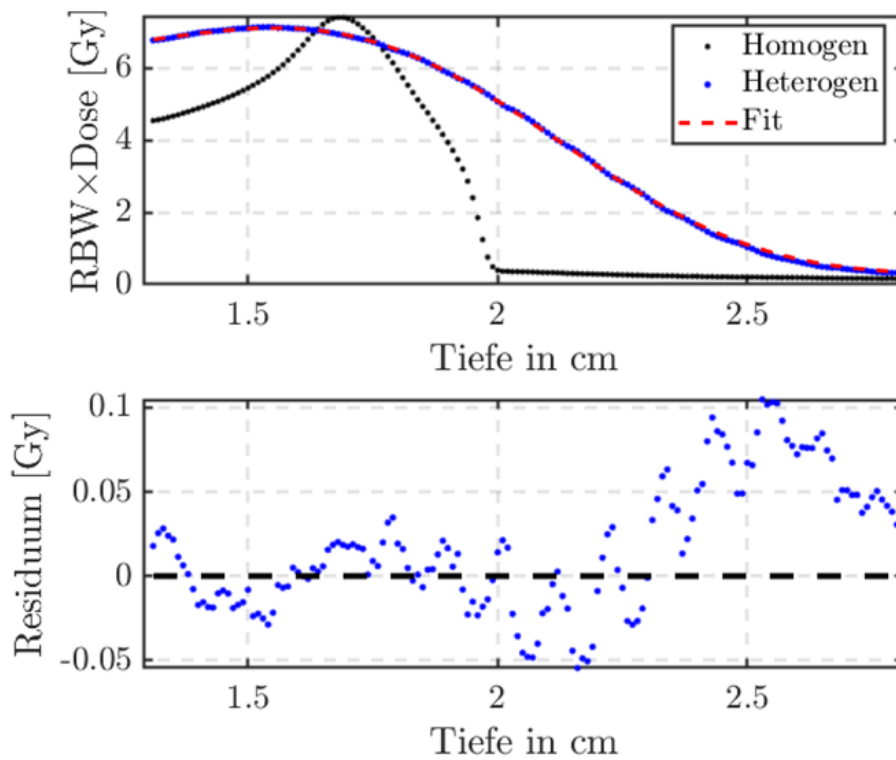


Abbildung 2: RBW-gewichtete Tiefendosiskurve für homogene und heterogene Lunge mit einer Modulationsstärke von 800 μm . Die RBW-gewichtete Dosis, die aus den gefitteten Produkten von alpha und beta mit der physikalischen Dosis aus Abb.1, ist in Rot dargestellt. Das Residuum zu der approximierten RBW-gewichteten Dosis wird im unteren Plot gezeigt.

AS01.06 Experimentelle Forschungsmöglichkeiten an der Dresdner Protonentherapieanlage

E. Bodenstein^{1,2}, F. Horst^{1,2}, E. Beyreuther^{1,3}, S. Pieck^{1,2,4}, C. Richter^{1,2,4}, J. Pawelke^{1,2}

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

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

³ Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Institut für Strahlenphysik, Dresden, Deutschland

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

Einleitung

Die Protonentherapie ist eine etablierte Form der Strahlentherapie, die jedoch nach wie vor stark von Innovationen geprägt ist. Translationale Forschung mit Fortschritten in den Bereichen Medizinphysik, Strahlenbiologie und Technologie machen geeignete experimentelle Forschungsinfrastrukturen in unmittelbarer Nähe zur klinischen Anwendung erforderlich. Neben einem Bestrahlungsraum mit rotierender Gantry für die Patientenbehandlung bietet die Dresdner Protonenanlage auch einen Experimentalraum mit zwei komplementären horizontalen Forschungsstrahlführungen.

Material & Methoden

Die Protonenanlage ist ein ProteusPLUS-System des Herstellers IBA. Es basiert auf einem isochronen Zyklotron, das Strahlströme von bis zu 500 nA liefert. Es können Strahlenergien im Bereich von 70 bis 226,7 MeV ausgewählt werden und der Strahl dann wahlweise in den klinischen Behandlungsraum mit Gantry oder in den benachbarten Experimentalraum transportiert werden.

Ergebnisse

Im Experimentalraum können für Protonenexperimente zwei Strahlführungen ausgewählt werden (Abb. 1). Eine Strahlführung ist mit einer Pencil-Beam-Scanning-Nozzle ausgestattet und ermöglicht Bestrahlungen mit klinischen Bestrahlungsfeldern und -parametern. Bei der zweiten Strahlführung kann ein statischer Pencil-Beam mit einem erweiterten Spektrum an Strahlparametern genutzt werden, das weit über den klinischen Einsatz hinausgeht (Abb. 2).

Der Experimentalraum ist umfangreich zur Strahlcharakterisierung und Dosimetrie ausgerüstet. Beide Strahlführungen sind mit Monitor-Ionisationskammern ausgestattet, die eine direkte Bestimmung der applizierten Protonenzahl ermöglichen. Verschiedene Ionisationskammern, Elektrometer und Detektorsysteme ermöglichen die Dosismessung am Bestrahlungsort. Messungen können flexibel in Luft, Wasser oder weiteren, auch anthropomorphen Phantomen durchgeführt werden.

Die Infrastruktur ermöglicht umfangreiche radiobiologische Experimente, einschließlich Arbeiten mit Zellkulturen und In-vivo-Studien mit Kleintieren. Dafür stehen Labore, eine Tierhaltung sowie Bildgebungssysteme (z. B. CT und MRT) bereit, die eine präzise Planung und Durchführung der Bestrahlung erlauben.

Zusammenfassung

Der Experimentalbereich der Dresdner Protonentherapieanlage stellt mit seinen zwei komplementären Strahlführungen eine vielseitige Plattform für die Forschung dar. Die Kombination aus hoher Flexibilität und klinischer Relevanz ermöglicht Untersuchungen entlang der gesamten Forschungs- und Entwicklungskette – von den Grundlagen bis zur patientennahen Anwendung. Damit leistet die Anlage einen wesentlichen Beitrag zur Entwicklung innovativer Technologien in der Protonentherapie.

Literatur

[1] Horst et al. Front. Oncol., 2025

Abb. 1. Experimentalraum mit Protonen-Strahlführung für Pencil Beam Scanning (links) und statischem Strahl (rechts) [1].

Abb. 2. Vergleich der Parameter der PBS- und der statischen Strahlführung.

Abb. 1



Abb. 2

Parameter	Pencil Beam Scanning Nozzle	Statischer Pencil Beam
Protonenenergie (in Laserposition)	70 – 226.7 MeV	70 – 225 MeV
Protonenreichweite in Wasser (in Laserposition)	4.10 – 32.16 g/cm ²	4.10 – 31.70 g/cm ²
Zeit für Protonenenergiewechsel	2 – 6 s	Kein automatischer Energiewechsel
Maximale Transmission vom Zyklotron zum Strahlausgang	~ 13%	~ 42%
Strahlstrom am Strahlausgang	0.1 – 5.0 nA	0.001 – 210 nA
Höhe der Beamline	125 cm	125 cm
Raumlaser	2 horizontal gegenüberliegend, 2 vertikal	1 horizontal, 1 vertikal
Abstand zwischen Strahlausgang und Laserposition	63 cm	205 cm
Strahlfleckgröße (1 σ) in Laserposition	4.2 mm @ 150 MeV	8.1 mm @ 150 MeV
Maximale Feldgröße	Pencil Beam Scanning: 40 cm (horizontal) x 30 cm (vertikal)	Doppelstreueraufbau: 10 x 10 cm ²
Dosishomogenität	Pencil Beam Scanning: $\pm$ 1%	Doppelstreueraufbau: $\pm$ 2%
Strahlpulsung	Gescannter Strahl (~ ms pro Spot mit ~ ms Pause zwischen den Spots, ~ s Pause zwischen Energiewechsel)	Flexibel zwischen 100 μ s und Minuten

Der Medizinphysikexperte in der Früherkennung - 20 Jahre Mammographie-Screening in Deutschland

Ulrike Timmel (Münster/DE), Alexander Sommer (Münster/DE)

In der Session soll ein Rückblick auf 20 Jahre Mammographie-Früherkennung in Deutschland gegeben werden, wobei auf die spezielle Rolle des MPE mit seiner erstmaligen Verpflichtung in der Röntgendiagnostik eingegangen wird. Weiterhin wird die einzigartige technische und medizinische Qualitätssicherung, sowie das systematische deutschlandweite Dosismonitoring in der Röntgendiagnostik aufgezeigt. Neue Herausforderungen wie Fachkräftemangel, Alterserweiterung und technische Weiterentwicklungen werden diskutiert.

Partikeltherapie II

AS02.01 Einfluss kollektiver elektrostatischer Wechselwirkungen auf Monte-Carlo-Simulationen der radiochemischen Dynamik von Partikelstrahlen

R. Erdmann¹, D. Weishaar¹, F. Meister², U. Weber^{1,3,4}, K. S. Baumann^{1,2,4,5,6}

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

² Philipps-Universität Marburg, Fachbereich Physik, Marburg, Deutschland

³ GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

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

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

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

Einleitung

Chemische Systeme, wie sie infolge der Wasserradiolyse entstehen, stellen Vielteilchensysteme dar, die sich durch die Fähigkeit zur Diffusion und Reaktion auszeichnen. Durch die Zerlegung in reaktive Zweiteilchensysteme ermöglichen es Monte-Carlo-Simulationen, die radiochemische Dynamik zu modellieren. Zunehmend erfordert die Anwendung jedoch die Betrachtung chemischer Systeme hoher Dichten, wie sie nach FLASH- oder Hoch-LET-Strahlung vorzufinden sind. Der Einfluss kollektiver Wechselwirkungen der räumlich korrelierten und elektrisch geladenen Spezies wird in dieser Arbeit untersucht.

Methoden

Zur Simulation der chemischen Phase von Tracks mit hoher Dichte an chemischen Spezies wurde das zuvor entwickelte Simulationsprogramm PATHMC verwendet, welches die gegenseitigen elektrostatischen Wechselwirkungen unter Berücksichtigung der lokalen dielektrischen Eigenschaften des bestrahlten Wassers zu modellieren erlaubt. Der Einfluss auf die der attraktiven Coulomb-Wechselwirkung unterliegenden Reaktion ($e_{aq}^- + H_3O^+ \rightarrow H^*$) wurde für unterschiedliche LET anhand der radiochemischen Ausbeute ihres Produktes H^* untersucht und gegen Geant4-DNA-Independent Reaction Times (IRT) verglichen, welches kollektive Kraftbeiträge vernachlässigt.

Ergebnisse

Die zeitliche Entwicklung des G-Wertes von H^* , Zahl der Spezies pro 100 eV deponierter Energie, ist in Abb. 1 für unterschiedliche Primärteilchen und LET dargestellt. Mit zunehmendem LET und der damit verbundenen höheren Dichte chemischer Spezies vergrößert sich die Abweichung der G-Werte zwischen PATHMC und Geant4-DNA-IRT. Für die Hoch-LET-Konfiguration mit 68 keV/μm beträgt die relative Abweichung bei 1 μs 32 %. Abb. 2 zeigt die radiale Paardichte von H_3O^+ um das solvatisierte Elektron, die als mittlere Teilchenzahl in einer Kugelschale im Abstand r definiert ist. Im Hoch-LET-Bereich sind die erzeugten Spezies räumlich stark korreliert; die Zahl der positiv geladenen Nachbarn verbleibt über größere Abstände hoch und führt zu stärkeren Kraftbeiträgen auf das Elektron, während im Niedrig-LET-Bereich die erzeugten Cluster im Mittel weit genug voneinander entfernt sind, dass keine wesentlichen kollektiven Beiträge auftreten und hier beide Modelle übereinstimmen.

Zusammenfassung

Kollektive elektrostatische Wechselwirkungen führen in chemischen Systemen hoher Dichte zu lokalen elektrostatischen Korrelationen, die sich auf die radiochemische Dynamik und die Ausbeuten auswirken. Ihre Berücksichtigung ist daher eine notwendige Bedingung für eine akkurate Modellierung der chemischen Phase unter FLASH- und Hoch-LET-Strahlungsbedingungen.

Abb. 1: Zeitliche Entwicklung von $G(H^\bullet)$ und der relativen Abweichung, simuliert mit kollektiven elektrostatischen Beiträgen (PATHMC) und Geant4-DNA-IRT.

Abb. 2: Radiale Paardichte von H_3O^+ um e_{aq}^- für unterschiedliche LET bei 1 ns als Funktion des Abstandes in Einheiten des mit der Reaktionsraten verknüpften Reaktionsradius R , unterhalb dessen eine Reaktion stattfindet.

Abb. 1

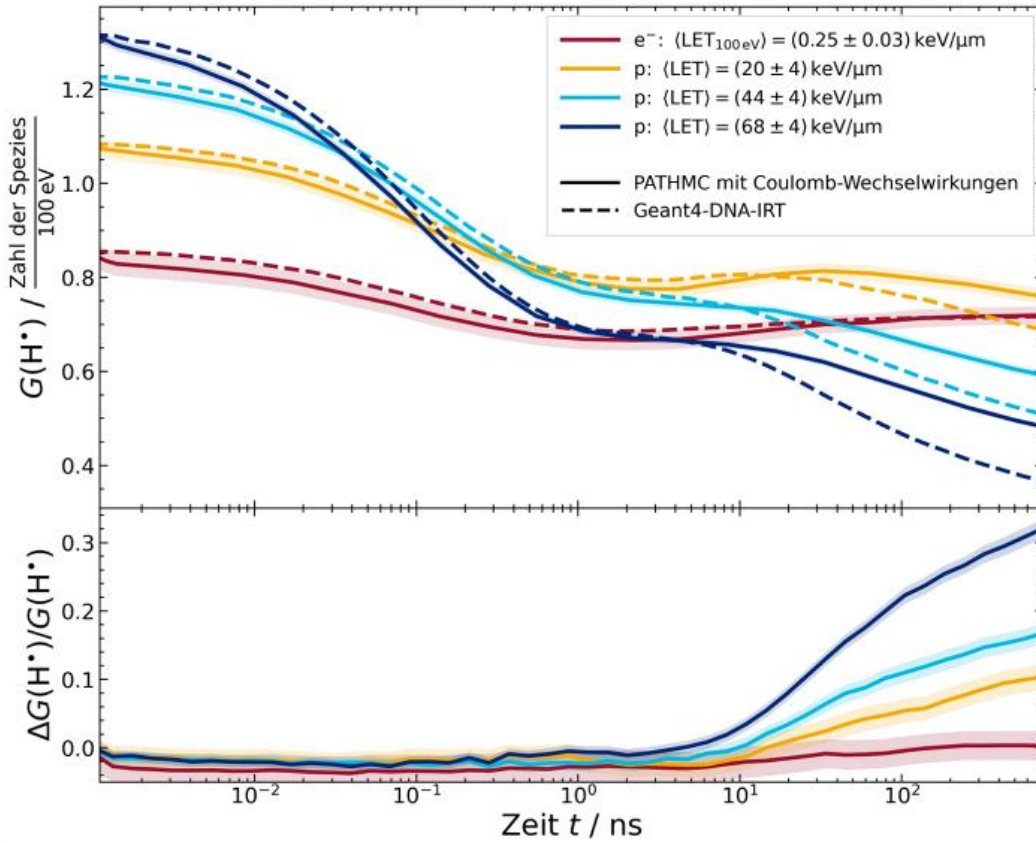
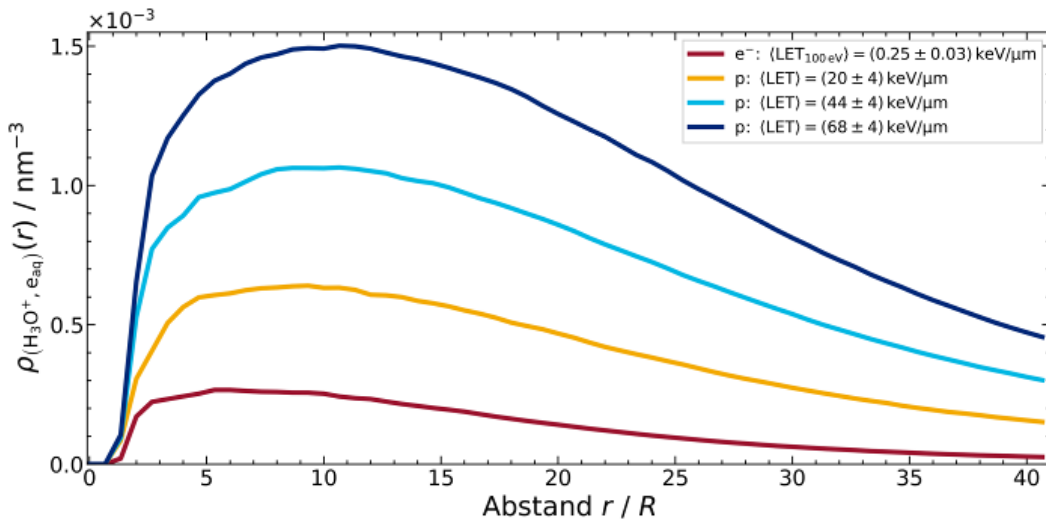


Abb. 2



AS02.02 LET and dose dependence of the RBE in the rat spinal cord for protons, helium, carbon and oxygen ions: Lessons learned and open questions

C. P. Karger^{1,2}, M. Saager^{3,2}, C. Glowa^{1,2,4}, L. Hintz^{3,2}, R. Euler-Lange^{2,5}, S. Brons^{2,6}, P. Peschke^{1,2}

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

² Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberg Institute for Radiation Oncology (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁴ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Radiation Oncology and Radiotherapy, Heidelberg, Deutschland

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

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

Introduction

In particle therapy, the relative biological effectiveness (RBE) is calculated by biomathematical models, which have to be validated by in vitro and in vivo data. The rat spinal cord is a well-established animal model to determine the RBE of late-responding central nervous system (CNS). These data can be used to empirically analyze the dependence of RBE on fraction dose, linear energy transfer (LET) and ion type as well as to benchmark RBE-models.

Materials & Methods

The cervical spinal cord of rats was irradiated at up to 6 positions within a 6 cm spread-out Bragg-peak using 1, 2 or 6 (except oxygen ions) fractions (Fx) of photons, protons, helium, carbon and oxygen ions. Using increasing dose levels, dose response curves and tolerance doses TD50 (dose at 50% complication probability) were determined for the endpoint paresis grade II within 300 days. Based on the TD50 values of photons and ions, the RBE was calculated as a function of dose, LET and ion type.

Results

With few exceptions, the experimental RBE increased with increasing LET and decreasing dose. The RBE ranged from 1.06 – 1.42 for protons, 1.12 – 2.14 for helium, 1.26 – 3.26 for carbon, and 1.43 – 2.21 (1 and 2 Fx). For all ions, the a/b-ratio of the linear-quadratic model increased with LET. Benchmarking of RBE-models revealed deviations dependent on the ion type, LET, dose as well as on the investigated model.

Summary

The measured RBE data confirm the general dependence on LET, fraction dose and ion type found for in vitro data. The established data presents the largest in vivo data set for the RBE of late responding CNS tissue and can be used to improve our understanding of RBE and RBE modeling. Further analysis is necessary to better understand experimental uncertainties, transferability of experimental RBE data to patients and what degree of RBE-model validation can be expected as well as the relation between normal tissue and tumor RBE.

References

- [1] Saager M *et al* Radiother Oncol. 2018;128:115–20.
- [2] Glowa C *et al* Advances in Radiation Oncology. 2025:101809.
- [3] Hintz L *et al* Radiother Oncol. 2022;170:224–30.
- [4] Saager M *et al* Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2014;90:63–70.
- [5] Saager M *et al* Radiother Oncol. 2015;117:358–63.
- [6] Saager M *et al* Acta Oncol. 2016;55:1512–5.
- [7] Saager M *et al* Radiat Oncol. 2020;15:6.
- [8] Glowa C *et al* Phys Imaging Radiat Oncol. 2024;30:100581.

AS02.03 Cross-section study of positron-emitter production using a high-resolution in-beam pet scanner at preclinical proton beam energies

J. Li¹, M. Nitta¹, G. Lovatti¹, F. Evangelista¹, Z. Huang¹, M. Pinto¹, J. Bortfeldt¹, P. Rugaard Poulsen², N. Bassler², P. G. Thirolf¹, K. Parodi¹

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

² Aarhus University, Department of Clinical Medicine, Danish Center for Particle Therapy (DCPT), Aarhus, Dänemark

In-beam Positron Emission Tomography (PET) enables *in vivo* range verification in proton therapy through the detection of 511 keV annihilation photons from irradiation-induced positron-emitting radionuclides. The PET signal is governed by the production of isotopes such as ¹¹C, ¹⁵O, and ¹³N, which depends on the underlying nuclear reaction cross sections and tissue composition. However, uncertainties in isotope production modeling may limit the quantitative interpretation of PET activity distributions, particularly in the low-energy proton regime relevant to the distal fall-off of the Bragg peak. This study investigates positron-emitter production from a time-decay analysis of phantom activation using a high-resolution in-beam PET scanner and preclinical proton beam energies.

A high-resolution spherical in-beam PET system for small-animal imaging^[1] was used to measure irradiation-induced activity in PMMA, gelatine, and graphite phantoms exposed to preclinical proton beams with an initial energy of approximately 40 MeV^[2]. Geant4 Monte-Carlo simulations were performed to model the production and spatial distribution of positron-emitting isotopes along the beam path using published experimental cross sections^[3]. Simulated decay curves were compared with experimental PET measurements. In addition, the measured phantom time-activity curve after beam-off was fitted using isotope-specific decay components to estimate the relative contributions of ¹¹C, ¹⁵O, and ¹³N.

For the PMMA example shown, the simulated decay curves showed good agreement with the experimental PET data, yielding a normalized root mean square error (NRMSE) of **8.4%** and a correlation coefficient of **0.93**. The measured whole-phantom time-activity curve was fitted using isotope-specific contributions with an NRMSE of approximately **7%** and a coefficient of determination (**R²**) of **0.85**. The analysis enabled the relative contributions of ¹¹C, ¹⁵O, and ¹³N to be resolved and compared with the corresponding Geant4 predictions to aid the ongoing refinement of the experimental cross sections around their energy thresholds.

figure1. Experimental and simulated PET signals with external cross sections for PMMA after background subtraction, temporal alignment, and normalization.

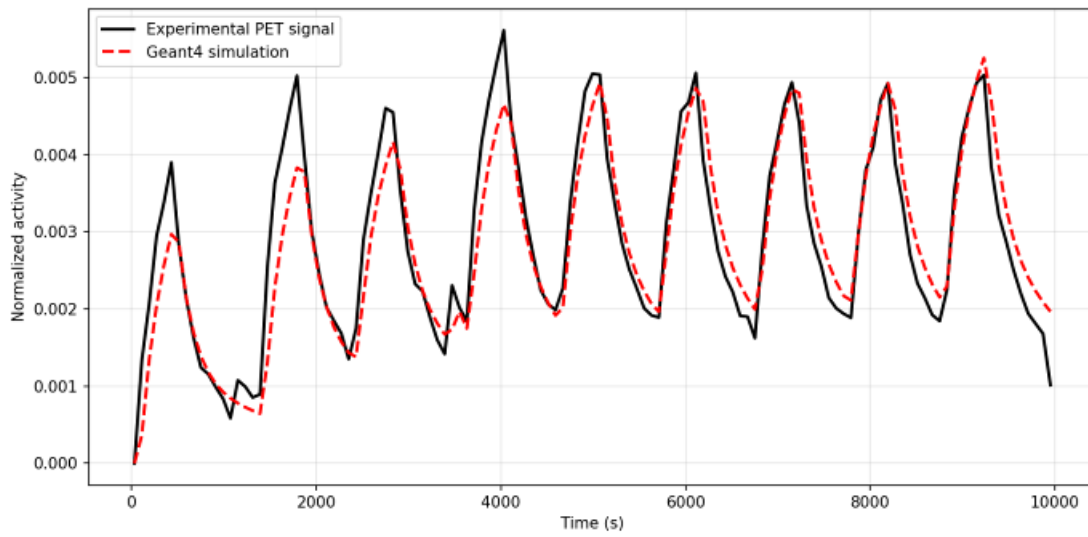
PET time-activity analysis enables the extraction of isotope-specific information relevant to positron-emitter production modeling. Using preclinical proton beams of low energy spread together with a high-resolution in-beam PET scanner may provide a useful way to improve the modeling of nuclear reaction cross sections and the quantitative reliability of PET-based proton range verification. Ongoing work will extend the analysis to proton energy-dependent isotope yields along the beam path for different phantom species and initial beam energies to enable a more detailed cross-section assessment.

[1] Lovatti et al., *Phys Med Biol*, 2023.

[2] Kurichyanil et al., *Phys Med Biol*, 2025.

[3] Bauer et al., *Phys Med Biol*, 2013.

Abb. 1



AS02.04 Photonen ausbeutemessungen für die Behandlungsverifikation in der Protonentherapie

K. Urban^{1,2,3,4}, T. Kögler^{1,2}, A. R. Junghans³, S. E. Müller^{3,4}

¹ OncoRay, Prompt-Gamma basierte Bestrahlungsverifikation, Dresden, Deutschland

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

³ Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Institut für Strahlenphysik, Dresden, Deutschland

⁴ Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Zentralabteilung Informationsdienste und Computing, Dresden, Deutschland

Einleitung

Die Protonentherapie hat sich zu einer bedeutenden Technologie in der Tumorbehandlung entwickelt [1]. Ein zentrales Element der angestrebten online-adaptiven Protonentherapie ist die Reichweitenverifikation. Sie ist als Sicherheitselement und Auslöser für Interventionen unverzichtbar. Ein vielversprechender Ansatz basiert auf prompter Gammastrahlung, die bei Kernreaktionen im Gewebe entsteht und deren Emissionsverteilung mit der Dosisdeposition und Reichweite der Protonen korreliert ist. Zur klinischen Anwendung sind präzise Teilchentransportrechnungen erforderlich, deren Ergebnisse derzeit jedoch deutliche Abweichungen von experimentellen Daten zeigen. Ursachen hierfür sind unter anderem die begrenzte Genauigkeit der verwendeten Kernmodelle sowie fehlende experimentelle Kerndaten [2,3]. Ziel dieser Arbeit ist die Verbesserung jener Datenbasis.

Material und Methoden

An der experimentellen Protonenanlage im OncoRay, Dresden wurden Photonen-Produktionswirkungsquerschnitte für Protonenenergien zwischen 70 und 225 MeV für Kohlenstoff- und Polycarbonat-Proben verschiedener Dicken bestimmt. Zur Detektion der Gammastrahlung kamen in einem ersten Experiment zwei hochreine Germaniumdetektoren unter 90° und 135° zum Einsatz. Bei einem zweiten Experiment wurden zusätzlich 6 Szintillationsdetektoren unter weiteren Winkeln verwendet (Abb. 1). Die energieabhängige Detektoreffizienz wurde mit Geant4 simuliert und durch Messungen mit kalibrierten Prüfstrahlern skaliert. Die Protonenfluenz wurde mit einer luftgefüllten Ionisationskammer gemessen.

Ergebnisse

Die experimentell bestimmten protonenenergie- und winkelabhängigen Wirkungsquerschnitte für die Produktion der 4,44 MeV ^{12}C -Linie (Abb. 2) zeigen eine gute Übereinstimmung mit zuvor veröffentlichten experimentellen Ergebnissen in diesem Energiebereich [4]. Eine analoge Auswertung für weitere Emissionslinien ist angedacht.

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit liefert wichtige experimentelle Kerndaten für die Photonenproduktion in der Protonentherapie. Diese bilden die Grundlage, um die Genauigkeit von Kernmodellen und Teilchentransportrechnungen zu verbessern. Mittelfristig können sie damit zur Realisierung eines klinisch anwendbaren Behandlungsverifikationsverfahrens in der online-adaptiven Protonentherapie beitragen.

Referenzen

[1] H. Paganetti, Proton Therapy Physics, CRC Press, 2020

[2] J. Jeyasugiththan & S. Peterson, Evaluation of proton inelastic reaction models in Geant4 for prompt gamma production during proton radiotherapy, *Phys. Med. Biol.*, vol. 60, 2015

[3] A. Wronska et al., Prompt-gamma emission in GEANT4 revisited and confronted with experiment, *Eur. J. Med. Phys.*, vol. 88, 2021

[4] Y. Rahma et al., Gamma-ray emission in proton-induced nuclear reactions on ^{12}C and Mylar targets over the incident energy range, $E_p = 30 - 200$ MeV. Astrophysical implications, *Nucl. Phys. A*, vol. 1032, 2023

Abb. 1

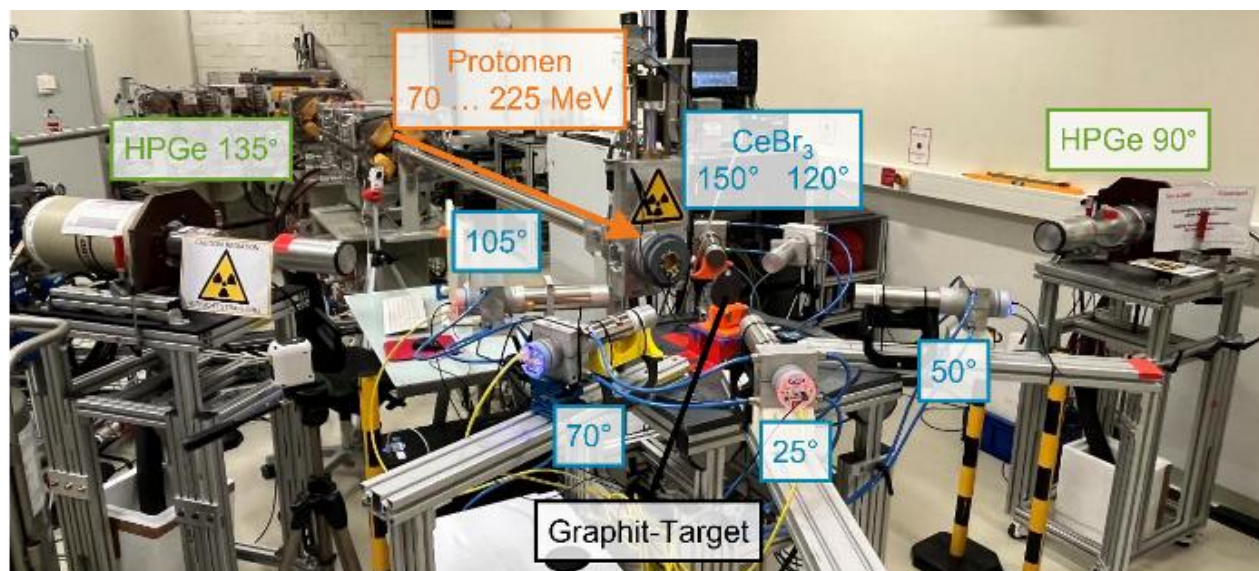


Abb. 1: Versuchsaufbau des zweiten Photonenausbeute-Experiments im Juni 2025 an der Fixed Beamline im OncoRay, Dresden. Die protoneninduzierte Gammastrahlung aus einem Graphit-Target wurde mittels zwei HPGe- und sechs Szintillationsdetektoren unter acht verschiedenen Winkeln gemessen.

Abb. 2

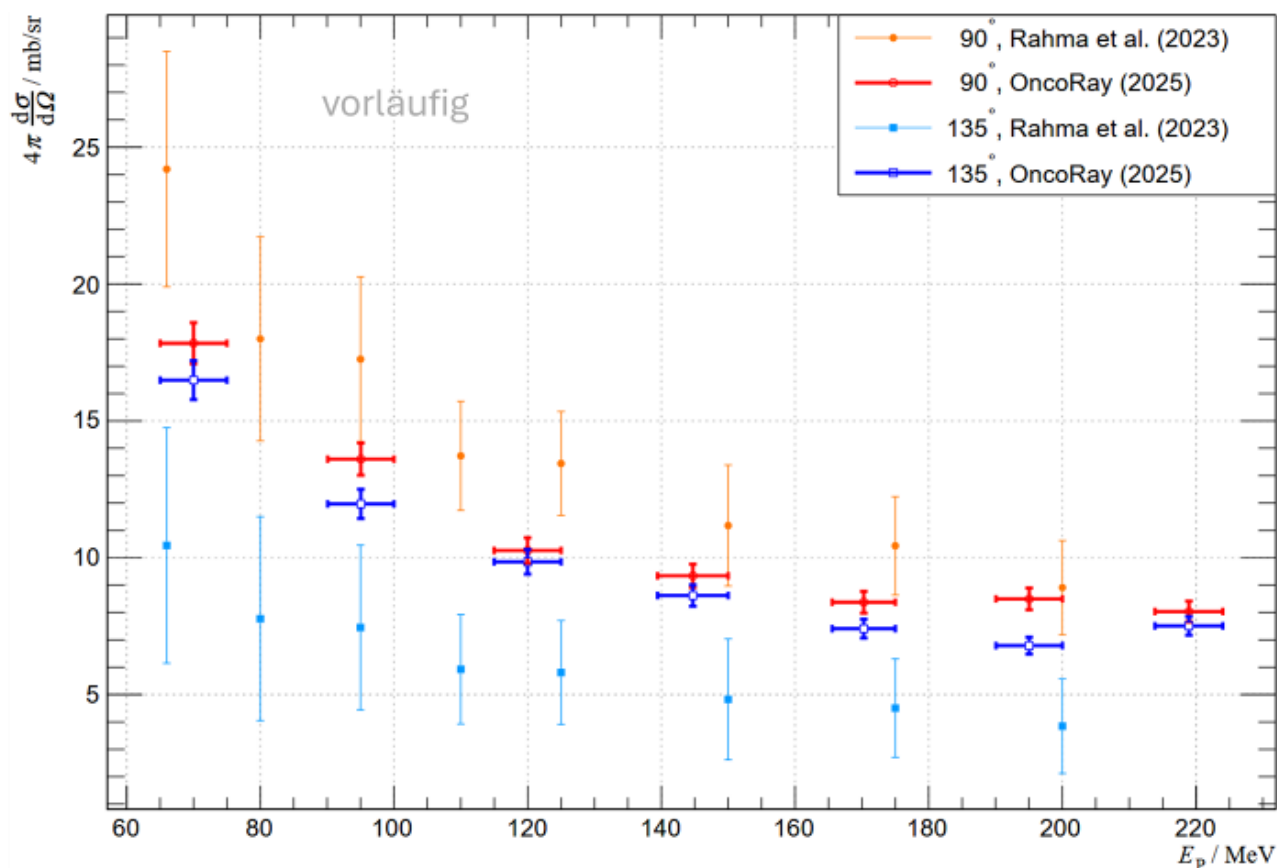


Abb. 2: Vorläufige differentielle Wirkungsquerschnitte für die Produktion der 4,44 MeV ^{12}C -Gammaemissionslinie abhängig von der Protonenenergie für die Winkel der beiden HPGe-Detektoren im Vergleich zu den Ergebnissen von Rahma et al. [4].

AS02.05 Ausbeute von Sekundärionen in der Bestrahlungsüberwachung: Ein Vergleich zwischen Kohlenstoff- und Heliumionentherapie

V. Schlör^{1,2,3}, R. Kirchgässner^{1,2,3}, P. Ochoa-Parra^{1,2}, S. Harrabi^{4,5}, S. Yesilmen^{1,2,6}, E. Bartelme^{1,2,7}, L. Scholl^{1,2,3}, P. Schlegel^{1,2,8}, O. Jäkel^{1,2,5,9}, J. Debus^{4,5,8,9,10}, M. Martišíková^{1,2,9}

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

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

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

⁴ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁵ Radioonkologie und Strahlentherapie Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

⁶ Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes, Fakultät für Ingenieurwissenschaften, Saarbrücken, Deutschland

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

⁸ Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät, Heidelberg, Deutschland

⁹ Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Heidelberg, Deutschland

¹⁰ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Klinische Kooperationseinheit Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Ionenstrahltherapie ermöglicht eine sehr präzise Bestrahlung von Tumoren. Gleichzeitig macht diese Präzision die Dosisverteilung empfindlicher gegenüber Unsicherheiten, die Anatomie und Position des Patienten betreffen. Methoden zur klinischen Bestrahlungsüberwachung sind daher wichtig, um solche Veränderungen zu detektieren [1].

Unsere Gruppe entwickelte hierfür die *In Vivo Monitoring* (InViMo)-Methode für Kohlenstoffionen, die sich seit drei Jahren in einer klinischen Studie befindet und nun auch für Heliumionen untersucht wird.

Material & Methoden

Bei der InViMo-Methode wird mit einem Aufbau aus sieben Halbleiter-Pixel-Detektoren (Timepix3) die Spur geladener nuklearer Fragmente gemessen, die zu einer Fragmentverteilung rekonstruiert und zwischen zwei Bestrahlungen verglichen wird. Unterschiede dieser Verteilung können auf Veränderungen in Anatomie oder Position des Patienten hinweisen.

Seit 2025 behandelt das Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT) auch routinemäßig Patienten mit Heliumionen. Daher wird eine Übertragung der Methode auf Helium untersucht. Im Vergleich zu Kohlenstoff entstehen bei einer Bestrahlung mit Heliumionen weniger hochenergetische Fragmente, was zu reduzierter Sensitivität der InViMo-Methode führen kann. Erste Messungen an einem Heliumpatienten zeigen jedoch vielversprechende Ergebnisse [2].

Zur weiteren Untersuchung wurden hier Bestrahlungen mit therapierelevanten Kohlenstoff- und Heliumionenplänen mit äquivalenten biologischen Dosen im Zielvolumen an einem anthropomorphen CIRS-Kopfphantom durchgeführt.

Die direkt vergleichbaren Messungen wurden hier mit und ohne Füllung einer Kavität im Nasopharynxbereich durchgeführt, um eine definierte anatomische Veränderung zu simulieren.

Ergebnisse

Vergleiche zwischen Bestrahlungen des CIRS-Kopfphantoms mit Kohlenstoff- und Heliumionen werden präsentiert. Bei Helium zeigt sich eine geringere Anzahl detektierter Fragmente pro applizierter Dosis. Der Vergleich der Messung ohne und mit Silikonimplantat zeigt für beide Ionenarten signifikante Unterschiede der Fragmentverteilung. Dies macht die Untersuchung, inwieweit auch mit Heliumionen anatomische Veränderungen detektiert werden können, vielversprechend.

Zusammenfassung

Bestrahlungsüberwachung spielt in der Ionentherapie eine zentrale Rolle. Die bereits klinisch getestete InViMo-Methode für Kohlenstoffionen wird daher auf Heliumionen erweitert. Durch Messungen an einem CIRS-Kopfphantom wurden in diesem Beitrag direkte Vergleiche der Monitoring-Sensitivität für Kohlenstoff- und Heliumionen durchgeführt und das Potenzial der Methode für zukünftige Anwendungen mit Helium untersucht.

Literatur

- [1] Muraro et al: Monitoring of Hadrontherapy by Means of Charged Particle Detection, *Frontiers in Oncology*, 6, 177 (2016)
- [2] Kelleter et al: First In Vivo Monitoring of Helium-Ion Radiation Therapy With Secondary Ions, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (2026)

AS02.06 Entwicklung eines BaF-Plastik Phoswich Detektors zur Teilchenidentifizierung und Dosimetrie in sekundären Strahlungsfeldern

L. Dippel^{1,2}, A. Becker^{3,2}, K. S. Baumann^{3,2,4,5}, M. Fix Martinez^{3,2}, K. T. Giebenhain¹, D. Kazlou¹, U. Weber^{3,2,6}, H. G. Zaunick^{1,2}, K. Zink^{3,2,5}, K. T. Brinkmann^{1,2}

¹ II. Physikalisches Institut, Justus-Liebig-Universität Gießen, Gießen, Deutschland

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

³ Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Gießen, Deutschland

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

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

⁶ GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

Hintergrund und Motivation

Eine präzise Charakterisierung sekundärer Strahlungsfelder in der Teilchentherapie ist entscheidend für den Strahlenschutz, insbesondere in der Ionentherapie, bei der komplexe gemischte Felder aus geladenen und ungeladenen Teilchen entstehen. Phoswich- (Phosphor-Sandwich-)Detektoren kombinieren mehrere Szintillatoren mit unterschiedlichen Abklingzeiten, was die Eigenschaften der Pulsformdiskriminierung (PSD) verbessert und dadurch eine Teilchenidentifikation bei gleichzeitig kompakter Bauweise und Einkanal-Auslese ermöglicht (Knoll, 2010). PSD-Techniken, die auf dem Vergleich schneller und gesamter Signalintegrale basieren, sind gut etabliert zur Trennung verschiedener geladener und ungeladener Teilchen (Novotny, 1998), wodurch Phoswich-Detektoren ein vielversprechendes Werkzeug für Anwendungen in der Ionenstrahltherapie darstellen.

Methoden

Der Detektor besteht aus einem Bariumfluorid- (BaF₂-)Kristall, der optisch an einen dünnen Kunststoffsintillator gekoppelt ist und von einem Photomultiplier (PMT) ausgelesen wird. Die Teilchendiskriminierung erfolgt mittels PSD, indem die integrierte Amplitude eines kurzen Zeitfensters (Q_{fast}) gegen das eines langen Zeitfensters (Q_{slow}) aufgetragen wird. Dabei wird der Unterschied in den Szintillations-Abklingcharakteristiken der beiden Materialien ausgenutzt. Die Messungen wurden am Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT) durchgeführt, wo ein $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ Wasserphantom mit einem 330 MeV/u ¹²C-Strahl bestrahlt wurde. Der Detektor wurde an mehreren Positionen um das Phantom herum platziert, um räumliche Variationen des sekundären Strahlungsfeldes zu erfassen.

Ergebnisse

Die PSD-Analyse zeigt klar getrennte Teilchenpopulationen in der Darstellung Q_{fast} versus Q_{slow} , wodurch eine Unterscheidung zwischen verschiedenen geladenen und ungeladenen Teilchen ermöglicht wird, die während der Kohlenstoffionen-Be-strahlung erzeugt werden. Ein repräsentatives PSD-Diagramm ist in Abbildung 1 dargestellt, in dem Wasserstoff- und Heliumionen sowie Gammastrahlung und Neutronen deutlich voneinander unterscheidbar sind. Aus diesen Verteilungen lassen sich relative Teilchenausbeuten für jede Detektorposition bestimmen, was die Grundlage für eine anschließende Abschätzung relativer Teilchendosisanteile bildet. Die extrahierten relativen Teilchenanzahlen für den gezeigten PSD Plot sind in Abbildung 2 dargestellt.

Abb. 1: PSD-Diagramm eines ¹²C-Strahls auf ein Wasserphantom. Der Detektor ist 1,5 m hinter dem Phantom in Strahlrichtung positioniert.

Abb. 2: Relative Teilchenausbeuten extrahiert aus dem PSD Plot von Abb. 1.

Fazit

Der entwickelte BaF₂-Kunststoff-Phoswich-Detektor zeigt großes Potenzial zur Charakterisierung gemischter sekundärer Strahlungsfelder in der Kohlenstoffionentherapie. Die PSD ermöglicht eine zuverlässige Teilchendiskriminierung sowie die Bestimmung relativer Teilchenausbeuten mit der Perspektive, diese in relative Dosisbeiträge zu überführen.

Abb. 1

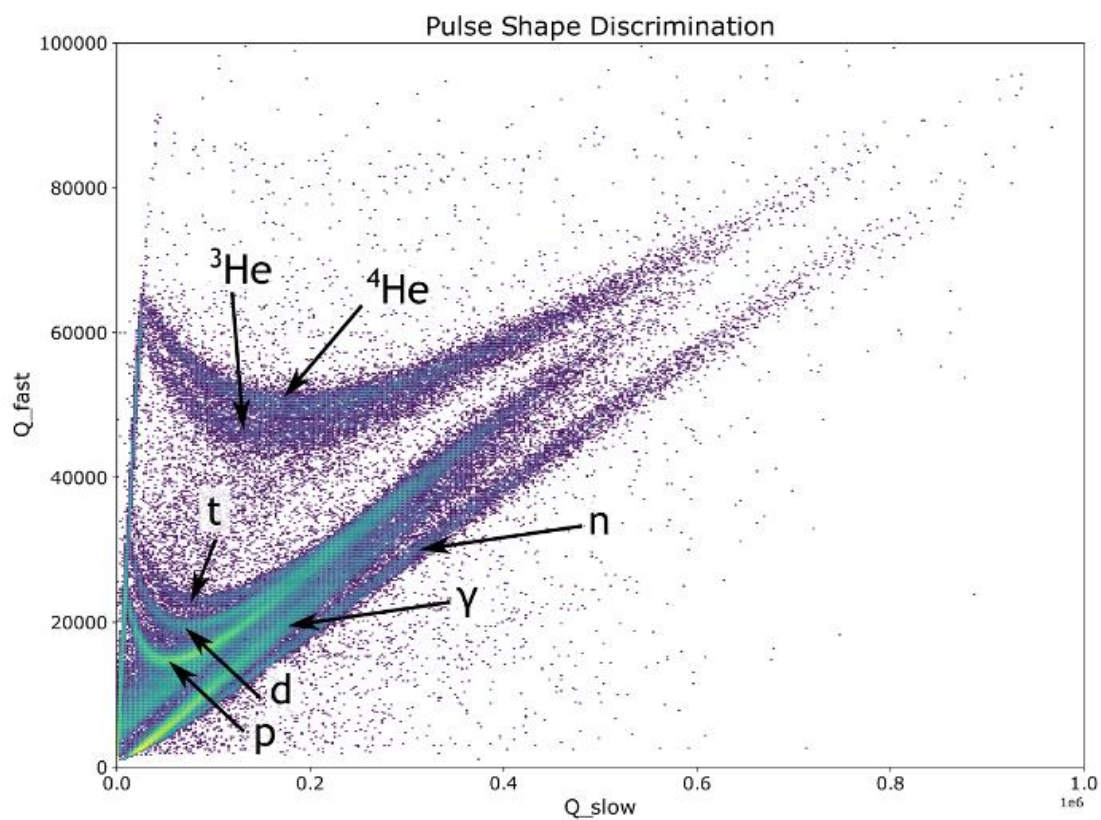
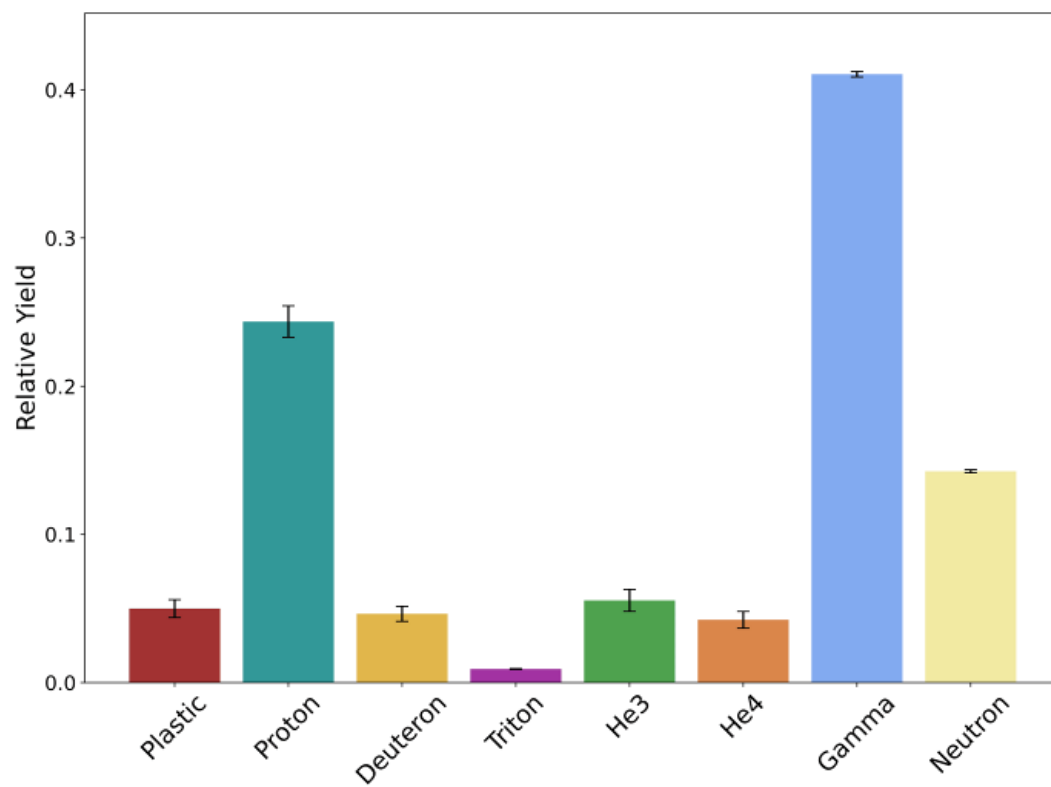


Abb. 2



Dosismanagement

AS03.01 Wozu gehört mein RDSR? Lösungsansatz der Untersuchungszuordnung in der Kardiologie und erweiterte Auswertungsmöglichkeiten

F. Gebser¹

¹ Universitätsmedizin Göttingen, StabsSt. Strahlenschutz und Arbeitsschutzmanagement, Göttingen, Deutschland

Der RDSR hat sich als strukturiertes Format zur Dosisübermittlung weitestgehend durchgesetzt und bietet eine Vielzahl an Informationen über die Exposition des Patienten. Für die CT und das konventionelle Röntgen lässt sich eine Zuordnung der Exposition leicht anhand der gewählten Protokolle treffen. Dies ist bei fluoroskopischen Untersuchungen und Interventionen nicht möglich. Hier stellt bereits die Differenzierung zwischen diagnostischer Untersuchung und Intervention häufig ein Problem dar, da die Entscheidung über eine Intervention mitunter ad hoc getroffen wird.

Aufwendige nachträgliche Umbenennungen der Untersuchungsprotokolle an den Modalitäten wären zwar möglich, jedoch sind diese händischen Eingaben stark Nutzerabhängig. Eine einheitliche Nomenklatur lässt sich auf diesen Weg nicht umsetzen. Zudem stellt dies für das Assistenzpersonal einen zusätzlichen Aufwand dar, welcher mit Fehlern behaftet sein kann.

Aus diesem Grund wurde eine Lösung gesucht, welche in die bestehenden IT-Strukturen implementiert werden kann, keinen Mehraufwand des Personals erfordert und eine strukturierte Analyse der Daten über das Dosismanagementsystem ermöglicht.

Die Umsetzung dieser Anforderungen geschah mit HL7-Messages. Hierbei erfolgte nicht die Verwendung der Typen HL7 ORM (Order Entry) oder ORU (Observation Result), da diese nur unzureichende Informationen lieferten. Stattdessen wurde der Nachrichtentyp HL7 BAR (Billing Account Record) herangezogen. Dieser führt alle durchgeführten Prozeduren und verwendeten Materialien einer Untersuchung/Intervention in einer Nachricht auf.

Diese Informationen liegen allerdings nur als ICD-Codes (International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems) vor, was eine nachträgliche Interpretation erschwert. Daher wurde mittels einer Look-Up-Tabelle über eine HL7 Kommunikationsschnittstelle eine Zuordnung der ICD-Codes zu den durchgeführten Prozeduren vorgenommen. Hierbei erfolgte ebenfalls eine Vereinfachung der Bezeichnungen und Ignorierung der Materialien-ICD-Codes.

Jedoch ist das verwendete Dosismanagementsystem nicht für eine Interpretation von HL7 BAR-Messages vorgesehen, sodass zudem eine Konvertierung der Nachrichten in den HL7-Typ ORM erfolgen musste. Diese generierten Nachrichten überschrieben die bestehenden Untersuchungsinformationen im Dosismanagementsystem, womit eine Zuordnung der RDSR zu den durchgeführten Prozeduren ermöglicht wird.

Aktuell ist das Verfahren über ein Jahr im Einsatz und erlaubt eine gezieltere und systematischere Analyse von Untersuchungs- und Interventionsdaten. Zudem können gezielt einzelne Untersucher auf eine Verbesserung der Strahlenhygiene angesprochen werden.

Im Ergebnis erfüllt das umgesetzte Verfahren alle gestellten Anforderungen, ohne einen Mehraufwand zu erfordern.

AS03.02 Einführung eines neuen LowDose-Thorax-Protokolls mit Hilfe des durchmesserabhängigen Dosisqualitätsindex (DQI) für CT-Untersuchungen

C. A. Westphälinger¹, M. Bäumer¹, J. Böing¹, N. Ostertag¹, M. Unland Elorrieta¹, N. Lang¹, E. Kortmann², C. Bremer²

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

² Westfälisches Zentrum für Radiologie, Münster, Deutschland

1. Zur Bewertung der Dosiseffizienz von herstellerseitig entwickelten CT-Protokolls haben wir den Dosisqualitätsindex (DQI) eingeführt, welcher aus dem Zusammenhang zwischen dem CT-Dosisindex (CTDI) einer Exposition [1] und dem Wasseräquivalentdurchmesser (WED) mit einem exponentiellen Fit $f(D)$ beschrieben werden kann [2].

In dieser Arbeit werden standardisierte CT-LowDose(LD)-Protokolle für normalgewichtige und adipöse Patienten anhand des DQI verglichen. Da das Protokoll LD10 für Normalgewichtige keine ausreichende Bildqualität für adipöse Patienten liefert, wird für dieses Kollektiv ein LD15-Protokoll mit höherer Exposition verwendet. Unklare Übergangskriterien können im Kollektiv zu einer schlechten Bildqualität führen bzw. im Gegensatz dazu zu einer erhöhten Exposition. Ziel ist es, ein Modell zur Fusionierung beider Protokolle zu entwickeln, um die Gesamtexposition unter Beibehaltung der Bildqualität zu reduzieren.

2. Der zur Untersuchung verwendete CTDI wird in ein Dosismanagementsystem übertragen und von dort exportiert [3]. Aus den Bilddaten wird der WED gem. AAP Report No. 220[4] ermittelt. Jedes Protokoll lässt sich dabei gemäß der Gleichung $f(D)=D_0 \cdot 2^{((D-d_0)/d_2)}$, mit dem Standard-Patientendurchmesser $d_0=280$ mm, der Halbwertsschichtdicke d_2 und dem Parameter D_0 fitten. Für Weichteilgewebe beträgt die Halbwertsschichtdicke im Energiebereich der hier verwendeten Röntgenstrahlung etwa 4 cm..

3. Abb. 1 zeigt den Zusammenhang zwischen CTDI und WED für das LD10-Protokoll (blau) und LD15-Protokoll (orange) sowie den Fusions-Fit $f_{(komb)}(D)$, der das gesamte Patientenkollektiv beinhaltet. Dazu gingen die Datensätze von LD10 bis $D=280$ mm und von LD15 ab $D=290$ mm ein. In diesem kombinierten Modell-Protokoll wird d_2 um mehr als 30 % auf etwa 5 cm reduziert und liegt damit wesentlich näher an dem theoretischen Wert von etwa 4 cm, was auf eine bessere Bildqualität im adipösen Kollektiv hindeutet (vgl. Abb. 1).

4. Es konnte ein Modell-Protokoll, basierend auf einem das Patientenkollektiv umfassenden Fit $f_{(komb)}(D)$, entwickelt werden. Ferner soll die klinische Einordnung der Bildqualität und damit Gewichtung für den Fit erfolgen. Dadurch kann die herstellerseitige Etablierung neuer LowDose-Thorax-Protokolle motiviert werden, welche anhand neuer, auf $f_{(komb)}(D)$ basierender Kennlinien hinterlegt werden, um im Kollektiv zur Reduktion der Exposition unter Beibehaltung der klinischen Bildqualität beizutragen.

Abb.1: Zusammenhang zwischen CTDI und WED, sowie kombinierter Fit zur Etablierung eines neuen LowDose-Thorax-Protokolls aus 121 Datenpunkten mit $d_2 \approx 5$ cm.

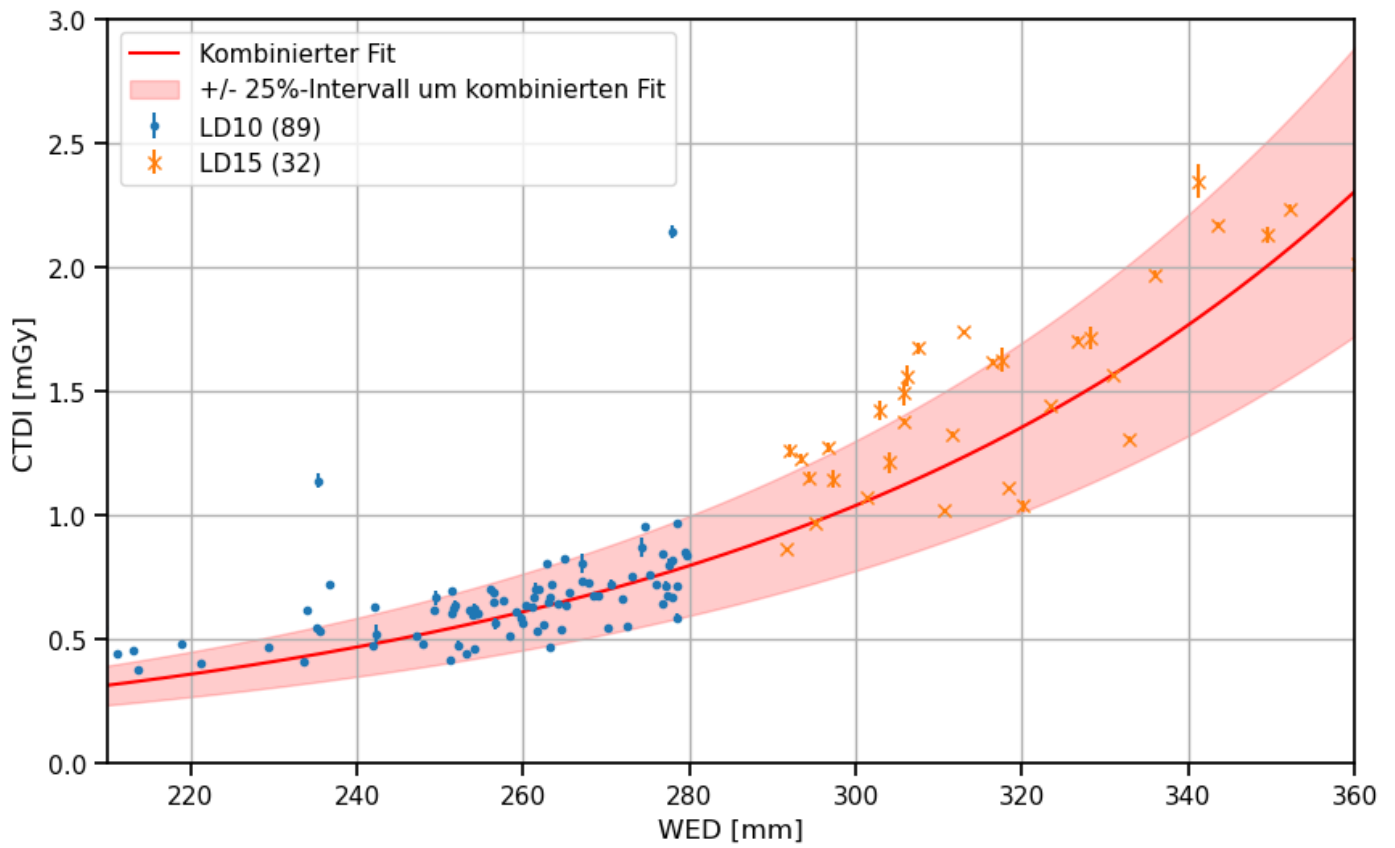
[1] Kachelrieß: Medizinische Physik, S.183, ISBN 978-3-662-54800-4

[2] Westphälinger et. al: Vergleichsanalysen und Protokollvalidierung mit Hilfe eines durchmesserabhängigen Dosisqualitätsindex (DQI) für CT-Untersuchungen, DGMP-Tagung 2025

[3] www.dicomstandard.org, 29.02.2024

[4] AAPM Report 204, ISBN 978-1-936366-08-8

Abb. 1



AS03.03 Prozedurklassifikation als Grundlage der Harmonisierung und Optimierung von interventionellen Röntgenanwendungen in der Kardiologie

L. Hesse¹

¹ Charité - Universitätsmedizin Berlin, Medizinische Physik für kardiovaskuläre und chirurgische Bildgebung, Berlin, Deutschland

Einleitung

Interventionelle Röntgenanwendungen haben in den letzten Jahren sowohl hinsichtlich ihrer klinischen Bedeutung als auch ihrer technischen Komplexität stark zugenommen. Diese Heterogenität des Untersuchungsspektrums erschwert die Vergleichbarkeit sowie die Etablierung standardisierter Optimierungsstrategien. Eine systematische Klassifikation stellt daher eine wesentliche Grundlage für die Harmonisierung und gezielte Optimierung der Anwendung von ionisierender Strahlung in der interventionellen Radiologie dar. Durch die Strahlenschutzkommission wurden verschiedene interventionelle radiologische Anwendungen als besonders dosisintensiv definiert und das Hinzuziehen von Medizinphysik-Experten/-Expertinnen gefordert. Ein Großteil der dosisintensiven durchleuchtungsgestützten Untersuchungen fällt in den Bereich der Kardiologie, Gefäß- und Herzchirurgie [1,2].

Im Kontext der PROTECTION VIII Studie, welche deutschlandweit eine relevante Variabilität der Strahlendosen in den Herzkatheterlaboren aufzeigte, ist eine umfassende Datenklassifizierung notwendig, um eine Vergleichbarkeit herzustellen und weitere Schritte zur Angleichung der Strahlenexposition einzuleiten [3].

Material & Methoden

Mit der Implementierung eines Dosismanagementsystems (DMS) in der Charité - Universitätsmedizin Berlin in 2020 und der stetigen Sammlung und Auswertung der Röntgendaten der Kliniken wurde deutlich, dass die durch das DMS durchgeführte Prozedurklassifizierung anhand der DICOM-Metadaten bei interventionellen Prozeduren häufig keine ausreichende Genauigkeit erreicht.

Um die Qualität der Klassifizierung der Untersuchungsdaten zu verbessern, wurde im Jahr 2024 eine zusätzliche HL7-Schnittstelle technisch eingerichtet. Diese Schnittstelle ermöglicht, die Operationen- und Prozedurschlüssel (OPS-Codes) individueller Untersuchungen und radiologischer Interventionen im DMS bereitzustellen und für die Klassifizierung der medizinischen Prozeduren zu nutzen.

Ergebnisse & Zusammenfassung

Durch die Etablierung dieser Klassifikationsmethode spezifischer Untersuchungsarten anhand der OPS-Codes konnte eine deutlich verbesserte Separierbarkeit der Untersuchungsdatensets im DMS auf Studienebene erreicht werden.

Eindeutig klassifizierte Daten unterstützen klinische Expositionssituationen mit hohen Dosen zu erkennen, Gründe für die Überschreitung diagnostischen Referenzwerten (DRW) zu identifizieren und entsprechende Optimierungsprozesse einzuleiten.

Ebenfalls wird aufgezeigt, dass im Hinblick auf multilokale Kliniken und Zentren, mit dieser Klassifikationsmethode eine standort-unabhängigen Vergleichbarkeit hergestellt werden kann.

[1] Leitlinie MPE in der Röntgendiagnostik

[2] Empfehlung der SSK, Hinzuziehen eines Medizinphysik-Experten bei medizinischen-radiologischen Tätigkeiten

[3] Stocker TJ, Abdel-Wahab M, Möllmann H, Deseive S, Massberg S, Hausleiter J. Trends and predictors of radiation exposure in percutaneous coronary intervention: the PROTECTION VIII study.

AS03.04 Definition lokaler diagnostischer Referenzwerte für CT-Untersuchungen bei Kindern auf Basis retrospektiver Daten aus dem Dosismanagementsystem zur Verbesserung des Strahlenschutzes

M. L. Fehrmann^{1,2}, P. Scherkl², J. Herrmann¹

¹ Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Nuklearmedizin, Abteilung Kinderradiologie, Hamburg, Deutschland

² Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Labor für Strahlenbiologie, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Jüngste Studien zeigen erneut das erhöhte Strahlenrisiko von Kindern bei Computertomographie (CT)-Untersuchungen [1,2]. Dennoch sind in Deutschland nur für drei CT-Untersuchungsarten an Kindern diagnostische Referenzwerte (DRW) definiert (Thorax, Abdomen, Gehirn) [3], welche sich als effizientes Tool im Strahlenschutz erwiesen haben [4]. Ziel der Studie ist die Erarbeitung lokaler DRW zur Abbildung eines erweiterten Untersuchungsspektrums zur Verbesserung des Strahlenschutzes in der Pädiatrie.

Material & Methoden

In dieser retrospektiven Studie wurden CT-Untersuchungen aus dem Zeitraum 01.01.2022 bis 31.12.2025 von Patienten zwischen 0 bis 18 Jahren von einem Universitätsklinikum mit Kinderkliniken an zwei Standorten evaluiert. Die Untersuchungsdaten wurden aus dem Dosismanagementsystem (DMS) (DoseM, Firma INFINITT) exportiert und in R (Firma The R Foundation for Statistical Computing) ausgewertet. Es wurde explorativ analysiert, für welchen Anteil der Untersuchungen ein deutscher DRW vorlag. Andernfalls wurde ein lokaler DRW auf Grundlage des 75. Perzentils des CTDIvol bestimmt, sofern mindestens 30 Untersuchungen pro Gewichts- bzw. Altersgruppe vorlagen [4].

Ergebnisse

Insgesamt wurden 3.860 CT-Untersuchungen an 2.473 Patienten (38 % weiblich) im Alter von (11 ± 6) Jahren (Range: 0-18 Jahre) an 3 unterschiedlichen Computertomographen durchgeführt. 57,0 % dieser Untersuchungen wurde ein deutscher DRW [3] zugeordnet. Für 6 Untersuchungsarten wurde ein lokaler DRW in verschiedenen Gewichts-/Altersgruppen bestimmt. Häufige Untersuchungsarten ohne DRW waren Untersuchungen der Wirbelsäule, der Extremitäten sowie des Mittelgesichtes.

Zusammenfassung

Die deutschen DRW decken nicht das volle Spektrum pädiatrischer CT-Untersuchungen ab. Durch die Nutzung der Daten aus dem DMS lassen sich lokale DRW etablieren um den Strahlenschutz pädiatrischer CT-Untersuchungen zu erhöhen. Weitere Multicenterstudien sind notwendig, um die Anzahl der überwachten CT-Untersuchungen auch auf nationaler Ebene soweit zu steigern, dass die dosisintensiven und regelhaften Untersuchungsarten abgedeckt sind.

Literatur

- [1] Bosch de Basea M, Thierry-Chef I, Harbron R, et al. Risk of hematological malignancies from CT radiation exposure in children, adolescents and young adults. *Nat Med.* 2023;29(12):3111-3119. doi:10.1038/s41591-023-02620-0
- [2] Hauptmann M, Byrnes G, Cardis E, et al. Brain cancer after radiation exposure from CT examinations of children and young adults: results from the EPI-CT cohort study. *Lancet Oncol.* 2023;24(1):45-53. doi:10.1016/S1470-2045(22)00655-6
- [3] Bundesamt für Strahlenschutz, Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen vom 17. November 2022, BAnz AT 11.01.2023 B11
- [4] Vañó E, Miller DL, Martin CJ, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Ann ICRP.* 2017;46(1):1-144. doi:10.1177/0146645317717209

AS03.05 Methode zur automatisierten Überwachung der Einhaltung von diagnostischen Referenzwerten bei interventionellen Eingriffen in der Herzmedizin

M. L. Fehrmann¹, J. K. Vogt¹, P. Scherkl¹

¹ Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Labor für Strahlenbiologie, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Die deutschen diagnostischen Referenzwerte (DRW) definieren Referenzwerte für diagnostische und therapeutische interventionelle Eingriffe [1]. Die systematische Überwachung der Einhaltung der DRW mithilfe eines Dosismanagementsystems (DMS) erweist sich jedoch als schwierig, da die Studienbezeichnung häufig nicht den tatsächlich durchgeführten Eingriff widerspiegelt, welcher oft mehrere diagnostische und interventionelle Eingriffe umfasst. Ziel der Arbeit ist die Entwicklung einer Methode zur automatisierten Überwachung interventioneller DRW in der Herzmedizin mit dem DMS.

Material & Methoden

Zur Ermittlung der durchgeführten Eingriffe wurde eine Schnittstelle zwischen dem Planungs- und Dokumentationssystem (MediConnect, Firma Fleischhacker GmbH) und dem DMS (DoseM, Firma INFINITT) gebaut, mit welcher die Operationen- und Prozedurenschlüssel (OPS-Codes) der Eingriffe an das DMS übermittelt werden. Im DMS werden diese als Untersuchungs-&codes angezeigt, welche mittels R-Skript (Firma The R Foundation for Statistical Computing) in Untersuchungs-&arten mit zugehörigen DRW überführt werden können. Somit lassen sich die Eingriffe im DMS den jeweiligen DRW zuordnen und automatisiert überwachen.

Ergebnisse

Die Auswertung von OPS-Codes im DMS ermöglicht die eindeutige Definition des durchgeführten Eingriffs, die Zuordnung zu DRW und somit die automatisierte Überwachung der Einhaltung der DRW. Durch die Auswertung der OPS-Codes zeigte sich, dass die gültigen DRW [1] die Komplexität der Eingriffe nicht abbilden. Häufig werden in einem Eingriff mehrere diagnostische und/oder therapeutische Eingriffe kombiniert. Gemäß des Leitfadens zur Handhabung der DRW [2] soll bei Kombination eines therapeutischen und eines diagnostischen Eingriffs der therapeutische DRW herangezogen werden. Es ist jedoch unklar, wie bei der Kombination von mehr als zwei DRW oder von zwei diagnostischen oder zwei therapeutischen DRW verfahren werden soll oder ob diese Regel auch greift, wenn der diagnostische DRW höher ist als der therapeutische.

Zusammenfassung

Eine automatisierte Überwachung der Einhaltung der DRW [1] kann durch die Übermittlung und Auswertung von OPS-Codes ermöglicht werden. Die derzeit gültigen DRW spiegeln die Komplexität der medizinischen Praxis nicht wider. Weitere Multicenterstudien sowie Gremienarbeit sind erforderlich um die interventionellen DRW an die medizinische Praxis anzupassen.

Acknowledgement

Die Autor:innen bedanken sich bei Annette Roocks und Stefanie Steinert für die Unterstützung bei der Erstellung der Schnittstelle.

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

[2] Bundesamt für Strahlenschutz, Leitfaden zur Handhabung der diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen, 14.11.2023

AS03.06 Dosisvergleich zwischen orthogonalen und schrägen 2D-Projektionen sowie 3D-Rotationsangiographien bei neuroradiologischen Kopf-Hals-Angiographien

F. Lang¹, C. A. Taschner², T. Demerath², S. Elsheikh², F. Bamberg¹, H. Urbach², A. Rau², T. Stein¹

¹ Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Fakultät, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

² Klinik für Neuroradiologie, Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Fakultät, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

Die konventionelle 2D-Angiographie liefert durch die hohe zeitliche Auflösung wertvolle Informationen zur Dynamik vaskulärer Läsionen. In der räumlichen Darstellung ist ihr jedoch die 3D-Rotationsangiographie überlegen [1]. Beim Verdacht auf eine arteriovenöse Läsion werden häufig 2D-Schrägprojektionen ergänzt. Ziel dieser Arbeit ist es, den Einfluss des Einstrahlwinkels auf die Strahlendosis bei neuroradiologischen Kopf-Hals-Angiographien zu untersuchen und mit der 3D-Rotationsangiographie zu vergleichen.

Material & Methoden

Retrospektiv wurden diagnostische Kopf-Hals-Angiographien aus den Jahren 2022-2025 eingeschlossen. Alle Untersuchungen erfolgten an einem biplanaren Angiographiesystem (Allura Xper FD20, Philips Healthcare, Niederlande). Stationäre 2D-Akquisitionen wurden anhand des Rotationswinkels in zwei Gruppen eingeteilt: "Orthogonal" (PA bzw. LAT mit Winkeln $\alpha \in [-12^\circ, 12^\circ]$ bzw. $\beta \in [-102^\circ, -78^\circ]$) und "Schräg" (Oblique 1 bzw. Oblique 2 mit Winkeln $\alpha \notin [-12^\circ, 12^\circ]$ bzw. $\beta \notin [-102^\circ, -78^\circ]$). Zusätzlich wurden 3D-Rotationen im gleichen Zeitraum hinsichtlich des Dosisflächenprodukts (DFP) ausgewertet.

Ergebnisse

Analysiert wurden 4314 orthogonale und 1534 Schrägprojektionen sowie 1154 3D-Rotationen. Das mittlere Alter lag bei 55 ± 16 Jahren, 57 ± 15 Jahren und 58 ± 14 Jahren, wobei 59,3%, 58,0% bzw. 62,1% weiblich waren. Das höchste DFP zeigte sich bei orthogonalen 2D-Projektionen (Median $272,4 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$), gefolgt von 3D-Rotationen ($240,6 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$) und 2D-Schrägprojektionen ($229,2 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$) (Abbildung 1). Innerhalb der 2D Akquisitionen wiesen die PA und Oblique-1-Projektionen den jeweils größeren Dosisanteil auf (Abbildung 2). Die Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Akquisitionen waren signifikant (alle $p < 0,01$).

Zusammenfassung

Eine erhöhte Strahlenexposition zeigte sich bei Projektionen mit größerem durchstrahltem Gewebeanteil. Die Kombination aus orthogonaler 2D Angiographie und 3D-Rotation wies ein niedrigeres DFP auf als die Kombination aus zwei biplanaren Aufnahmen. Die Wahl zwischen 2D-Schrägprojektionen und 3D-Rotationen sollte daher indikationsspezifisch erfolgen und insbesondere bei Aneurysmata stellt die 3D-Rotationsangiographie eine sinnvolle Alternative ohne relevant höhere Strahlendosis dar.

Literatur

[1] Van Rooij et al., AJNR, 2008. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A0964>

Abbildung 1: Vergleich des Dosisflächenprodukts (DFP) für konventionelle orthogonale 2D-Projektionen (PA + LAT), 2D-Schrägprojektionen (Oblique 1 + 2) und 3D-Rotationsaufnahmen (Rotation).

Abbildung 2: Dosisflächenprodukt (DFP) je Röhre für konventionelle orthogonale 2D-Projektionen (PA und LAT) sowie 2D-Schrägprojektionen (Oblique 1 und Oblique 2).

Abb. 1

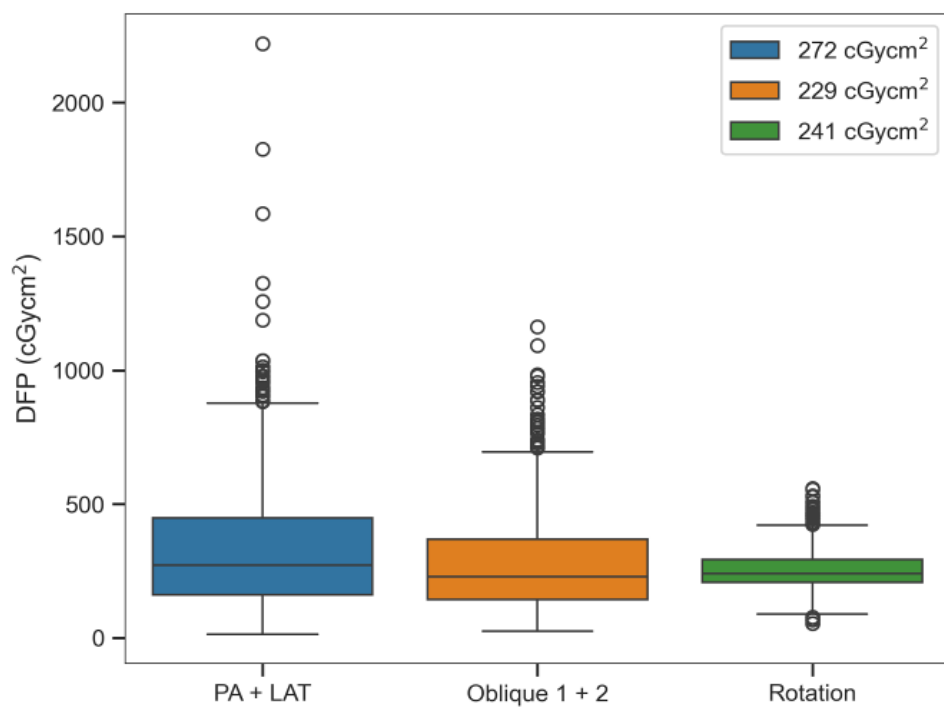
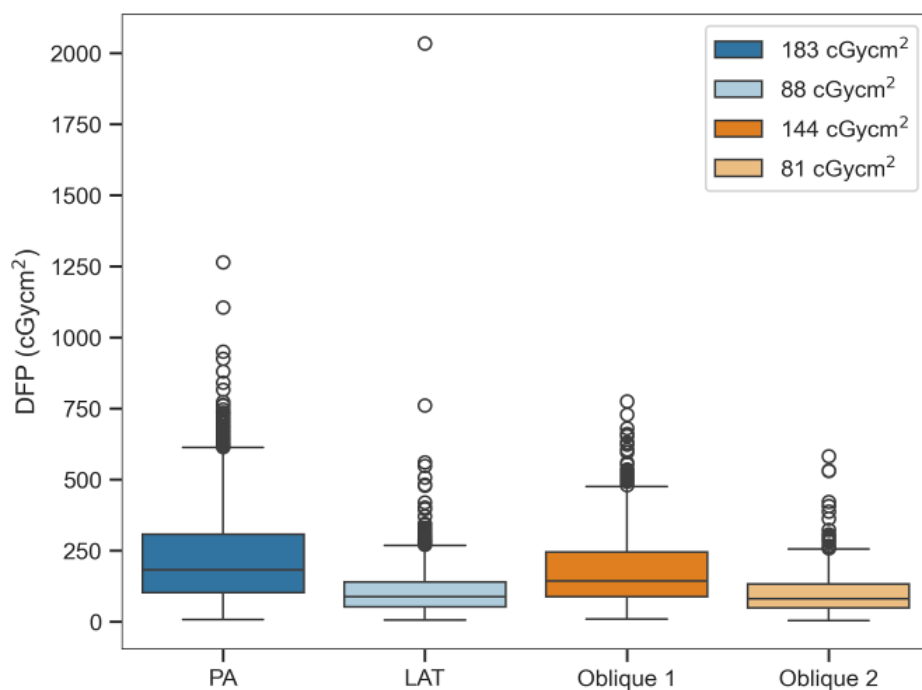


Abb. 2



Bestrahlungsplanung

AS04.01 Vollautomatisierte Bestrahlungsplanoptimierung beim Lungenkarzinom zur Dosisreduktion an kardialen und pulmonalen Risikostrukturen

M. Rosendahl¹

¹ Klinik Und Poliklinik Für Strahlentherapie Universitätsmedizin Rostock, Rostock, Deutschland

Einleitung

Strahleninduzierte Kardiotoxizität ist eine relevante Spätkomplikation der Strahlentherapie beim nicht-kleinzelligen Lungenkarzinom (NSCLC). Zur Minimierung der Kardiotoxizität bei NSCLC-Patienten wurde ein vollautomatisierter Algorithmus zur Optimierung der Bestrahlungsplanung entwickelt. Ziel war die Reduktion der Strahlendosis an kardialen und pulmonalen Risikostrukturen bei Erhaltung der Zielvolumenabdeckung.

Methodik

100 Bestrahlungspläne von Lungenkarzinompatienten (überwiegend NSCLC 67%, Stadium III–IV 83%, VMAT, Universitätsmedizin Rostock) wurden mittels eines spezifisch entwickelten adaptiven Algorithmus vollautomatisch optimiert und mit den klinischen Originalplänen verglichen. Der Algorithmus nutzt sigmoid-basierte adaptive Gewichtung der Optimierungsziele basierend auf klinisch relevanten Dosiswellenwerten. Die Implementierung erfolgte in RayStation via IronPython-Scripting. Bei den 15 Patienten mit höchster Herzbelastung wurden zusätzlich nnUNet-segmentierte Herzsubstrukturen ausgewertet.

Ergebnisse

Signifikante Dosisreduktionen an allen Risikoorganen (alle $p < 0,001$): Herz Dmean $-1,58 \pm 1,71$ Gy, LAD Dmean $-1,80 \pm 2,29$ Gy, Lunge Dmean $-0,59 \pm 0,80$ Gy, Ösophagus Dmean $-1,06 \pm 1,51$ Gy, Spinalkanal Dmax $-3,31 \pm 7,11$ Gy. Kardiale Volumina zeigten ausgeprägte Reduktionen (Herz V5: $-12,83\%$, V10: $-7,25\%$; LAD V5: $-20,24\%$, alle $p < 0,001$, Abb. 1). Bei pulmonalen Strukturen profitierte vor allem der Niedrigdosisbereich (Lungen V5Gy: $-6,50\%$, V10Gy: $-3,50\%$). Die kardiale Dosisreduktion von 1,59 Gy entspricht nach dem Darby-Modell [1] einer relativen Risikoreduktion von 11,7 % für schwere kardiale Ereignisse. Die LAD-Dosisreduktion ist mit Major Adverse Cardiac Events assoziiert (MACE-Risiko [2]). PTV-Abdeckung blieb erhalten (D98: $p = 0,803$ n.s., D95: $p = 0,050$ n.s.). Kein Plankomplexitätsparameter (MCSv, LTMCS, Leaf Travel, Aperture Irr., Small Segments) veränderte sich signifikant (alle $p > 0,05$). Bei den 15 Patienten mit höchster Herzbelastung wurden 14/16 nnUNet-segmentierte [3] Herzsubstrukturen signifikant reduziert (u.a. Atrium L $-3,79$ Gy, LV $-2,91$ Gy, A_LAD $-3,03$ Gy; $p < 0,01$, Abb.2). Die Optimierungszeit betrug $28,9 \pm 10,4$ min.

Schlussfolgerung

Der vollautomatisierte Algorithmus erzielt klinisch relevante, patientenindividuelle Dosisreduktionen bei allen Risikoorganen einschließlich kardialer Substrukturen, ohne Zielvolumenabdeckung oder Plankomplexität zu beeinträchtigen und könnte zur Standardisierung der Planqualität beitragen.

Literaturangaben:

1. Darby SC et al. N Engl J Med. 2013;368(11):987-998.
2. Atkins KM et al. JAMA Oncol. 2021;7(2):206-219.
3. Isensee F et al. Nat Methods. 2021;18(2):203–211.

Abb. 1: DVH-Kurven (mean ± 1 SD) und Dmean-Streudiagramme für Herz, Lunge gesamt und LAD – manuell vs. automatisiert (n=100/71).

Abb. 2: Forest Plot der Dmean-Reduktionen an 16 nnUNet-segmentierten Herzsubstrukturen (n=15, 95%-KI, Wilcoxon-Test).

Offenlegungserklärung: Es besteht kein Interessenkonflikt.

Abb. 1

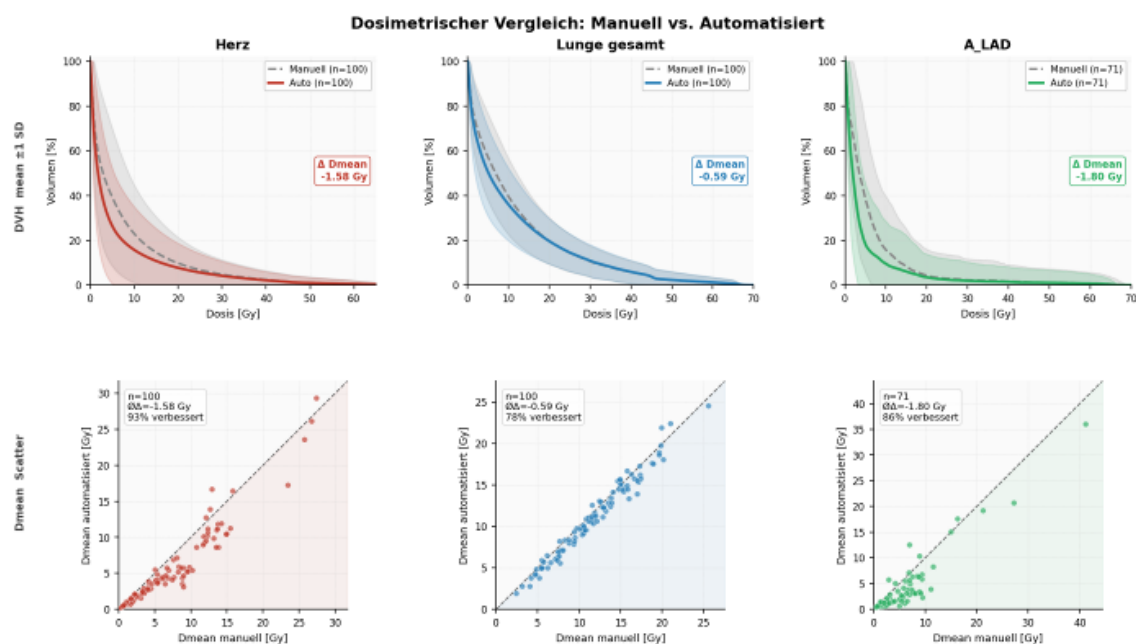
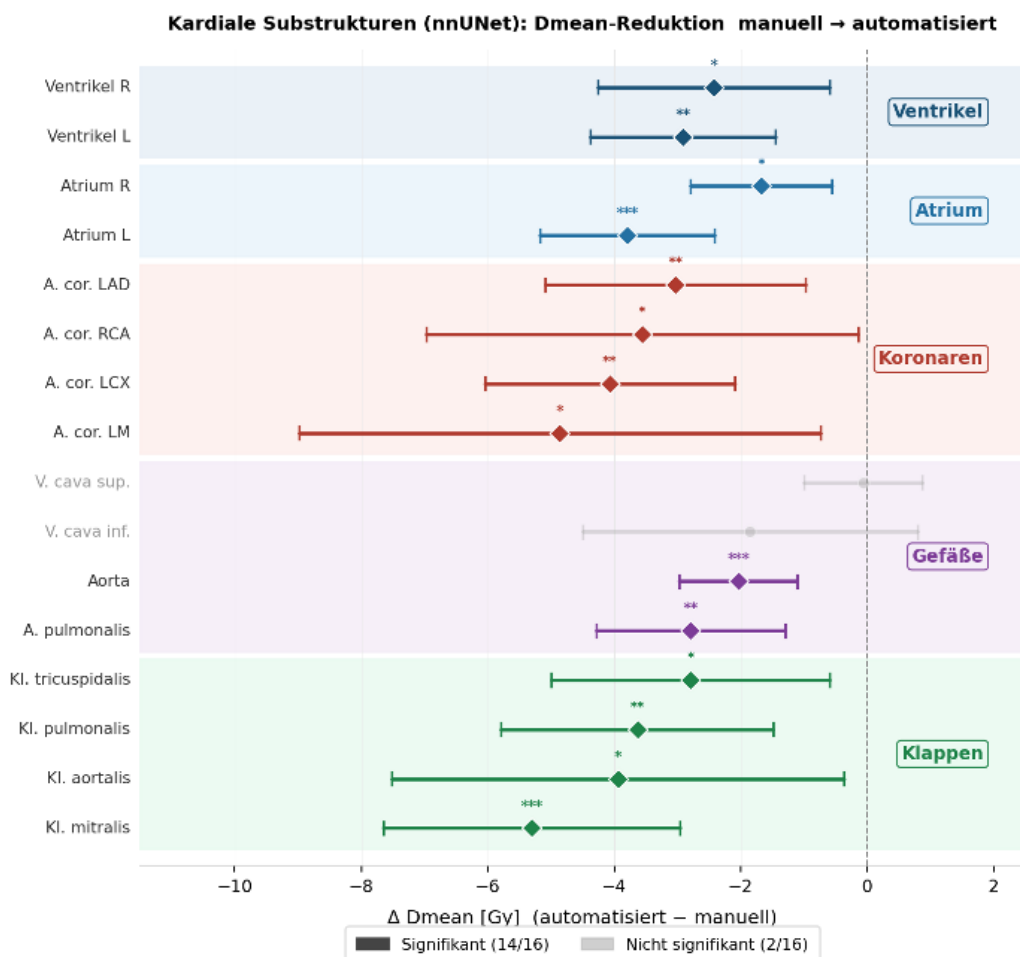


Abb. 2



AS04.02 Entwicklung und klinische Implementierung eines Algorithmus zur automatischen Generierung von VMAT Mamma-Bestrahlungsplänen

F. Ahmad¹, T. Andrea¹

¹ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Die Automatisierung von Bestrahlungsplanung ist ein wesentlicher Punkt, um die Effizienz in der Strahlentherapie zu steigern und dabei gleichbleibend hohe Qualitätsstandards zu gewährleisten.

Mit dem Scripting-Interface des TPS Raystation entwickelten wir über ein Python-Script einen Algorithmus, der selbstständig VMAT-Pläne für eine rechts- oder linksseitige hypofraktionierte Mamma-Bestrahlung generiert und sich dabei an etablierte Planungsstrategien anlehnt.

Basierend auf anatomisch-geometrischen Informationen sowie momentanen Dosisverteilungen im Planungsverlauf werden über eine komplexe logische Struktur eine Plangeometrie angelegt, Hilfsstrukturen und Zielvorgaben erstellt und stetig angepasst, ohne dass nach einem initialen Startdialog noch eine Nutzerinteraktion nötig wäre. Das Ergebnis nach ca. 15 min Rechenzeit ist ein abnahmebereiter Plan.

Eine Evaluierung mittels einer retrospektiven Nachplanung von 20 Altfällen (je 10 mit und ohne SIB) kam zu dem Ergebnis, dass Abdeckung und Risikoorganschonung in der deutlich überwiegenden Zahl der Fälle überlegener waren als bei manuell gerechneten und klinisch akzeptierten Vergleichsplänen. Bei Fällen ohne SIB wurde bei 9 von 10 Patienten eine bessere Abdeckung $\Delta\text{CovMean} = 1\%$ beobachtet, wobei bei SIB-Fällen für PTV bei 8 von 10 Patienten $\Delta\text{CovMean} = 1\%$ und für SIB bei allen 10 Patienten $\Delta\text{CovMean} = 1,8\%$ eine bessere Abdeckung erzielt wurde. Im Durchschnitt wurde bei allen Risikoorganen eine bessere Schonung bei Fällen ohne SIB ($-12 \pm 0,02\%$) und mit SIB ($-11,6 \pm 0,04\%$) im Vergleich zu den manuellen Plänen erreicht. Ferner zeichnen sich die automatisch generierten Pläne durch eine hohe Robustheit aus, die durch robuste Optimierung und limitierte Monitoreinheiten erzielt wird.

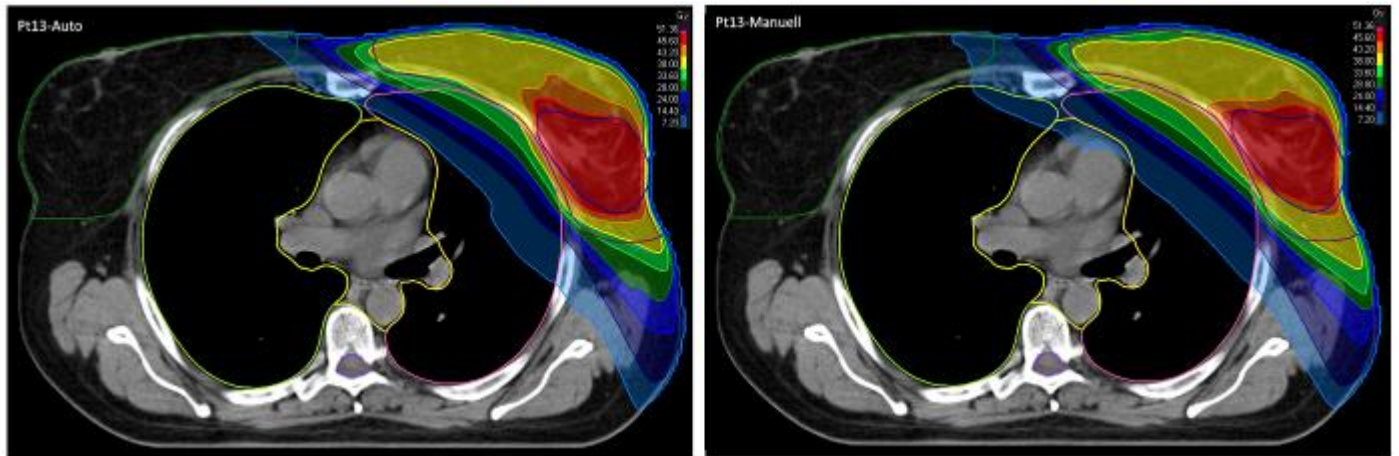
Eine fachärztliche Bewertung ergab ebenfalls eine tendenzielle Präferenz für die automatisch gegenüber den händisch erstellten Plänen, wobei sämtliche klinisch akzeptabel waren und das über eine große Bandbreite an Patientenanatomien hinweg.

Somit können wir nicht nur eine gesteigerte Effizienz mit einer durchschnittlichen Planungszeit von 12,9 min bei Fällen ohne SIB und 13,7 min mit SIB, sondern auch ein hohes Qualitätsniveau sicherstellen, während eine Planung mindestens gleichwertiger Qualität manuell eine bis mehrere Stunden einnehmen kann. Da Mamma-Bestrahlungen ca. 19 % aller IMRT-Fälle ausmachen, ergibt sich daraus ein erhebliches Einsparpotential. Durch Verzicht auf menschliche Planer und deren Variabilität gewinnen unsere Pläne auch an innerer Konsistenz und Vergleichbarkeit untereinander.

Der Algorithmus zur automatisierten Mamma-Planung wird nun auch klinisch eingesetzt. Eine Version, die die Bestrahlung der LAW (mit und ohne SIB) beinhaltet, befindet sich in der Entwicklungs- und Erprobungsphase.

Abbildung 1: Vergleich der Dosisverteilungen eines automatisch (li) sowie eines manuell (re) generierten Plans

Abb. 1



AS04.03 Einfluss von Computertomographie-Kalibrierkurven bei der Bestrahlungsplanung mit diagnostischen Computertomographie-Scans: Vergleich mit und ohne DirectDensity-Rekonstruktion

F. Krause¹, F. A. Siebert¹

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

Einleitung

DirectDensity (DD) liefert röhrenspannungsunabhängige, dichte kalibrierte Computertomographie (CT)-Bilder für die Bestrahlungsplanung und wird zunehmend in der Strahlentherapie genutzt. Für beschleunigte Notfall-Workflows werden häufig diagnostische CT-Scans (dCTs) verwendet, die ohne DD akquiriert wurden. Bislang ist unklar, ob die Nutzung einer DD-CT-Kalibrierkurve in diesem Fall zu relevanten Dosisabweichungen führt. Diese Arbeit untersucht in einem End-to-End-Test (E2E-Test) den Einfluss unterschiedlicher CT-Kalibrierkurven auf Dosisabweichungen in der Bestrahlungsplanung eines durch künstliche Intelligenz-unterstützten Notfall-Workflows.

Material & Methoden

Auf der Ethos-Plattform 1.1 von Varian (Palo Alto, CA, USA) wurde gemäß DIN 6864-1 die gesamte Behandlungskette im adaptiven Workflow mit einem Alderson-Phantom an drei diagnostischen CT-Datensätzen ohne eigene Kalibrierkurve mit der Bestrahlungsplanungssoftware (TPS) in einem E2E-Test simuliert. Das Phantom verfügte über einen zusätzlich angefertigten Einsatz für eine Farmer-Kammer 30013 der PTW (Freiburg, Deutschland). Die im TPS (Ethos TPS 1.1; Varian) berechneten Dosiswerte wurden mit den mittels einer Ionisationskammer gemessenen Dosen und den Ergebnissen eines Referenz-E2E-Tests mit strahlentherapeutisch kalibriertem Planungs-CT (pCT) verglichen. Der E2E-Test wurde mit drei Kalibrierkurven durchgeführt: DD, 120 kV und selbstgenerierter Hybrid aus beiden. Um die Übertragbarkeit der mechanistischen Interpretation auf klinische Ergebnisse zu überprüfen, wurden retrospektive Gamma-Analysen von vier repräsentativen Patientenplänen durchgeführt.

Ergebnisse

Alle Kalibrierkurven erfüllten die Anforderungen des ICRU-Reports 24 (± 5 % der Verschreibungsdosis) und waren für Notfall-Workflows mit dCTs geeignet. Trotz kleiner Unterschiede (um 0,1-0,7 % höhere Genauigkeit) erzielte die selbstgenerierte Hybridkurve die besten Ergebnisse für den Messpunkt. Abweichungen traten vor allem bei Elektronendichten > 1 auf. Die Abweichungen bei der Bestrahlungsplanung auf dCTs waren jedoch größer als bei der Verwendung eines pCT, blieben jedoch alle unter 3 %. Die Auswertungen der Gamma-Analysen zeigten die Übertragbarkeit der Phantomergebnisse auf klinische Anwendungsbeispiele. Für ein Kriterium von 2 mm/3 % (lokale Normierung und Threshold 10 %) lagen die Passraten für alle Kalibrierkurven bei > 90 % und erreichten für die Hybrid-Kurve Werte von > 96 %.

Zusammenfassung

Wird im Fall von Notfallbestrahlungen eine DD-CT-Kalibrierkurve in Kombination mit Bilddaten, die ohne DD akquiriert wurden, angewendet, bleibt die Genauigkeit bezüglich der Verschreibungsdosis innerhalb der akzeptierten Toleranzgrenze. Durch Analyse der gesamten Behandlungskette wurde eine Hybrid-Kalibrierkurve erstellt, mit deren Hilfe Dosisabweichungen bei Verwendung von dCTs reduziert werden konnten. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass die mechanistische Interpretation plattformunabhängig übertragbar ist.

AS04.04 IMRT versus VMAT: Welche Technik schont das Immunsystem besser?

A. Hammi¹, N. Shusharina^{2,3}, E. Gkika⁴, Y. Nour⁴

¹ Technische Universität Dortmund, Physics, Dortmund, Deutschland

² Harvard Medical School, Boston, MA, Vereinigte Staaten

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

⁴ Universitätsklinikum Bonn, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Strahlenbedingte Lymphopenie (RiL) ist bei Glioblastom-Patienten mit schlechterem Überleben assoziiert, da sie die körpereigene Tumorablewehr schwächt. Eine mögliche Strategie zu ihrer Verringerung ist die Reduktion der Strahlenexposition zirkulierender Lymphozyten (CLs). Da sich IMRT und VMAT in Dosisverteilung und Bestrahlungszeit unterscheiden, kann auch das bestrahlte Lymphozytenvolumen variieren. In dieser Arbeit wurde ihr dosimetrischer Einfluss auf CLs und das Risiko einer RiL bei Hirntumoren verglichen (**Abb. 1a**).

Material & Methoden

28 Glioblastom Patienten, die entweder mit IMRT oder VMAT behandelt wurden, wurden retrospektiv analysiert. Das Tumorumfang betrug im Mittel $296,4 \pm 150,3 \text{ cm}^3$ und lag zwischen $56,6\text{--}719 \text{ cm}^3$. Für jeden Patienten wurde zusätzlich ein Alternativplan mit der jeweils anderen Technik erstellt. Dabei wurden dieselben Dosisgrenzen bei der Optimierung verwendet.

Für jeden Patienten und IMRT-VMAT Planpaar wurde aus den MRT-Bildern die zerebrale Blutgefäße segmentiert damit der Fluss der Blutpartikeln durch Gehirn zu simulieren.

Für jeden Patienten wurden die zerebralen Blutgefäße aus den MRT-Bildern segmentiert, um den Fluss von Blutpartikeln zu simulieren (**Abb. 1b**). Ein 4D Blutflussmodell wurde verwendet um die Bestrahlungsdynamik, die Segmentzeiten (**Abb. 1c**) und der Blutkreislauf zu simulieren, und die Dosis an CLs abzuschätzen.

Die Hauptziele waren: **1)** die DVHs der CLs zu bestimmen **2)** den Anteil der getöteten Lymphozyten abzuschätzen.

Abb. 1: a) Schematische Darstellung des 4D-Frameworks. b) Dosisverteilungen und Blutgefäßarchitektur im Hirn für vier Patienten. Arterien sind rot, Venen blau und das CTV grün dargestellt.

Ergebnisse

Bei CTVs unter 100 cm^3 bestrahlte VMAT im Mittel $4,6 \% \pm 4,9 \%$ mehr CLs als IMRT. Bei CTVs über 100 cm^3 bestrahlte IMRT im Mittel $14,0 \% \pm 5,4 \%$ mehr Blutvolumen (**Abb. 2a-b**). Unsere Simulationen zeigten, dass bei Fraktion 3 unter IMRT bereits mehr als 90 % der CLs bestrahlt waren, unter VMAT dagegen 77 %. Am Ende der Behandlung hatten 77 % der CLs unter IMRT und 73 % unter VMAT mindestens 300 mGy erhalten. Insgesamt lag die geschätzte Depletion bei 13,9 % für IMRT und bei 12,8 % für VMAT. Die mittlere gepaarte Differenz betrug $1,0 \% \pm 1,7 \%$ (95 %-Konfidenzintervall [0,3–1,7], $p = 0,003$) (**Abb. 2c-d**).

Abb. 2: a) DVH-Vergleich nach einer Fraktion für IMRT (durchgezogen) und VMAT (gestrichelt). b) Vergleich des Anteils $V_{D>0}$ mGy pro Fraktion. c) Violin-Plot der geschätzten Radiotoxizität für die gesamte Kohorte IMRT (grau) & VMAT (orange). d) Ge-
paarter Vergleich der CLs Depletion zwischen IMRT und VMAT für alle Patienten.

Zusammenfassung

Der Unterschied zwischen IMRT und VMAT in der Exposition CLs hing stark von der Größe und Lage des Tumors ab. In dieser Patientengruppe war VMAT bei größeren CTVs mit einer geringeren Exposition verbunden, während IMRT bei kleineren Tumoren oder Tumoren im frontalen Kortex günstiger war.

Abb. 1

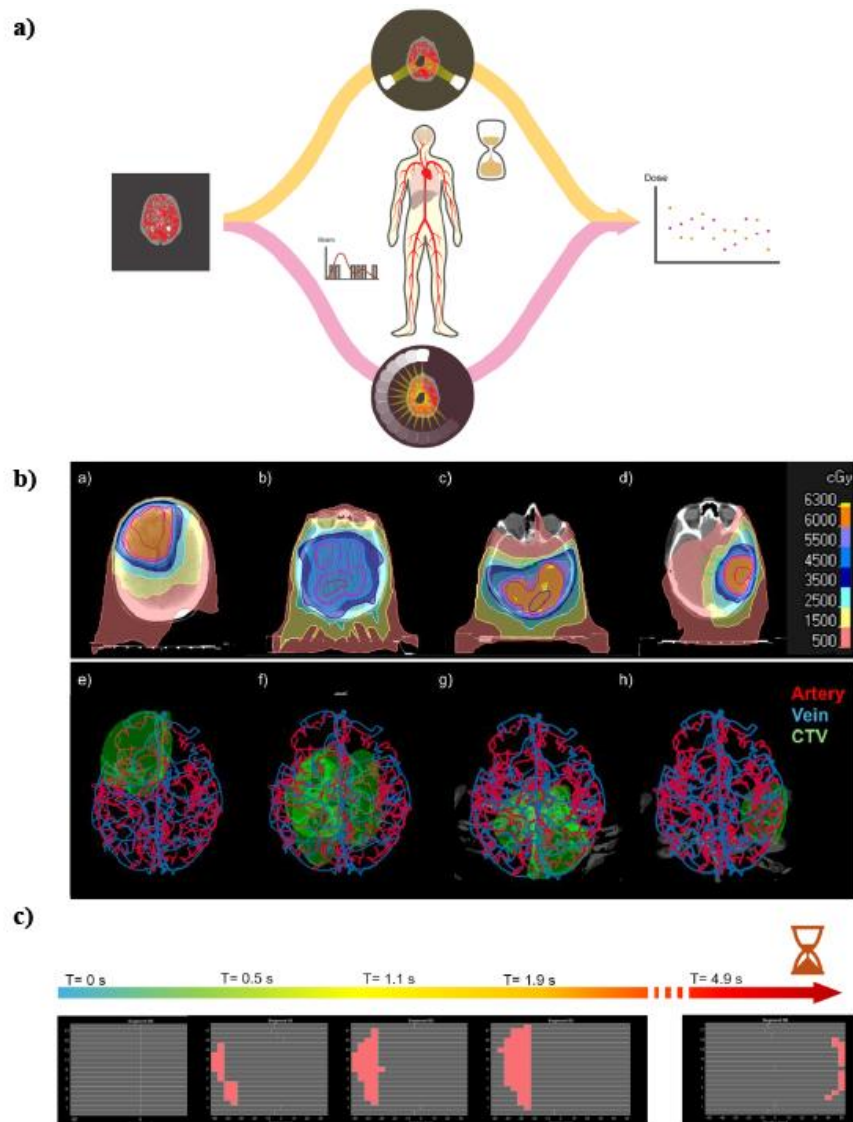
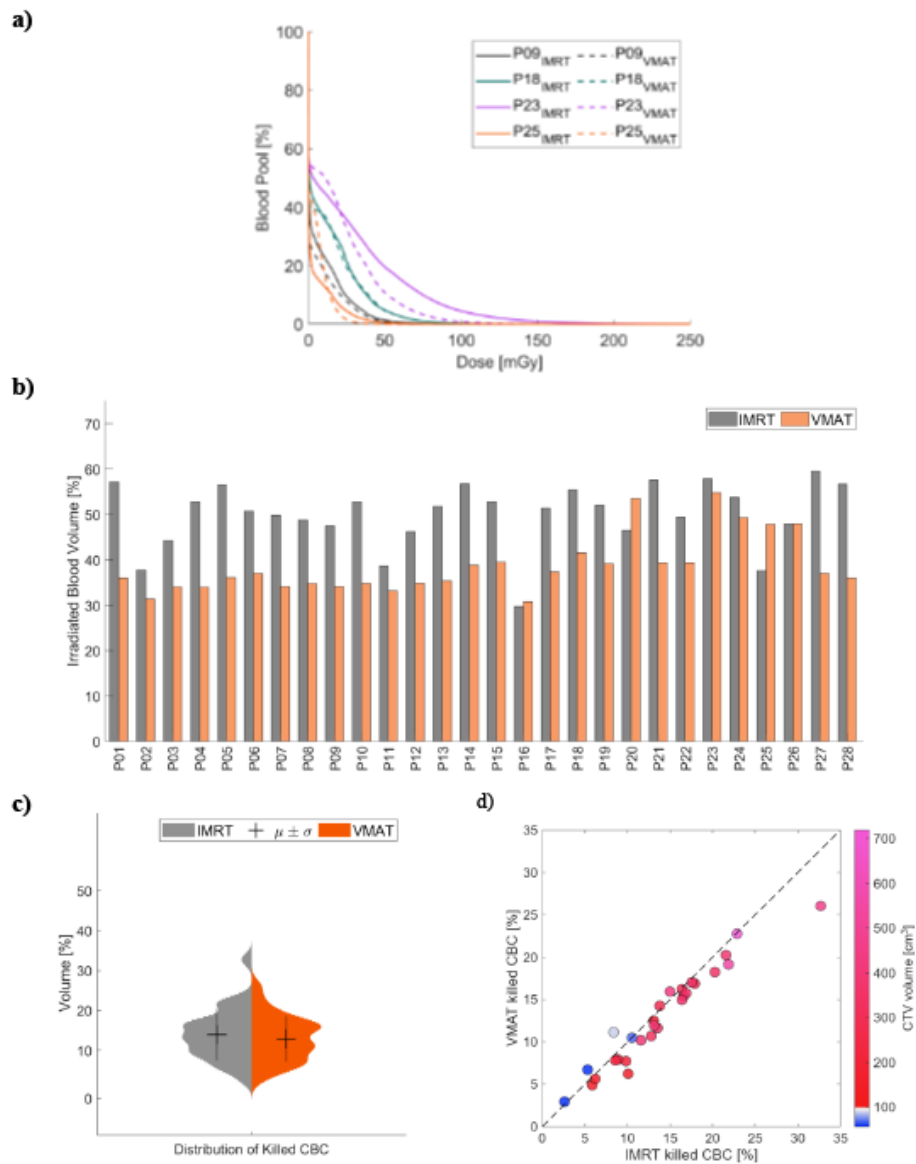


Abb. 2



AS04.05 Monte-Carlo-Analyse des Einflusses der kV-Strahlenqualität auf Knochendosis und Zielvolumenabdeckung bei der Bestrahlung benigner Erkrankungen am Beispiel der Gonarthrose

B. Sari¹, M. H. Seegenschmiedt², A. Block^{1,3}

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

² Ruhrradiologie Essen Rü191, Strahlentherapie, Essen, Deutschland

³ Technische Universität Dortmund, Fakultät Physik, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Die Niedrigdosis-Strahlentherapie an Röntgentherapiegeräten ist eine etablierte Behandlungsoption für degenerative Erkrankungen wie die Gonarthrose. Im Niedrigenergiebereich (< 100 keV) führt die erhöhte Photoabsorption im Knochen jedoch zu deutlich erhöhten Knochendosen. Eine direkte Beeinflussung der Röntgenspektren durch den Anwender ist nur eingeschränkt möglich, da die Strahlenqualitäten durch gerätespezifische Kombinationen aus Röhrenspannung und Filterung vorgegeben sind. Eine Reduktion der Knochendosis kann durch die Verwendung von Strahlenqualitäten mit zu höheren Energien verschobenen Photonenspektren erreicht werden. Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung des Einflusses klinisch eingesetzter kV-Strahlenqualitäten auf Knochendosis und Zielvolumenabdeckung im Kniegelenk.

Material & Methoden

Die 3D-Bestrahlungsplanung erfolgte mit einem In-House-Framework auf Basis des Monte-Carlo-Pakets EGSnrc. Für ein kommerzielles Röntgentherapiegerät wurden Röntgenspektren im Bereich von 100–300 kV erzeugt (Abb. 1). Simuliert wurde die isozentrische Gegenfeld-Bestrahlung eines Knies des CT-Testdatensatzes "Homunculus". Das Planungszielvolumen (PTV) umfasste das gesamte Kniegelenk. Die Auswertung erfolgte mittels Dosis-Volumen-Histogrammen, wobei die Dosis im Isozentrum als Referenzdosis diente.

Abb. 1: Simulierte Röntgenspektren unterschiedlicher Qualität.

Ergebnisse

Die niedrigen Strahlenqualitäten führten zu einer ausgeprägten Überdosierung im Knochen bei gleichzeitig unzureichender Zielvolumenabdeckung. Für 100 kV wurden maximale Knochendosen von über 400 % der Referenzdosis beobachtet (Abb. 2). Mit steigender Röhrenspannung nahm die relative Knochendosis kontinuierlich ab (150 kV: 280 %, 200 kV: 200 %, 300 kV: 112 %), während sich die Dosisverteilung im PTV sichtbar homogenisierte.

Abb. 2: Dosis-Volumen-Histogramme für das PTV und die Knochenstrukturen.

Zusammenfassung

Mit einer 3D-Planung für die Bestrahlung der Gonarthrose am Röntgentherapiegerät konnte exemplarisch gezeigt werden, dass Strahlenqualitäten unter 200 kV zu einer inhomogenen Dosisverteilung mit ausgeprägter Knochenbelastung und unzureichender Abdeckung des Gelenkraums führen. Da vor allem entzündlich aktivierte Weichgewebe innerhalb des Gelenks zu den Zielstrukturen zählen, ist eine homogene Exposition des gesamten Knies entscheidend. Höhere Strahlenqualitäten (> 200 kV) ermöglichen eine verbesserte Abdeckung dieser relevanten Strukturen bei gleichzeitig moderaterer Knochendosis und sind daher aus physikalischer und klinischer Sicht für die Bestrahlung von Gelenksarthrosen zu bevorzugen.

Nuklearmedizin

AS05.02 Nachweis von DNA-Doppelstrangbrüchen mittels γ -H2AX-Assay nach interner *Ex-vivo*-Bestrahlung von Blut mit verschiedenen Radionukliden

I. Strobel¹, S. Schumann¹, A. K. Buck¹, S. Eder², M. Laßmann¹, H. Scherthan², U. Eberlein¹

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

² Institut für Radiobiologie der Bundeswehr in Verbindung mit der Universität Ulm, München, Deutschland

Einleitung

Es wurde die Induktion von DNA-Doppelstrangbrüchen (DSB) in peripheren mononukleären Blutzellen (PBMCs) nach *Ex-vivo*-Bestrahlung mit verschiedenen Aktivitätsverhältnissen des α -Emitters ^{223}Ra und des β/γ -Emitters ^{177}Lu untersucht.

Material & Methoden

Von zehn gesunden Versuchspersonen wurde Blut entnommen und in vier Teile aufgeteilt. Eine davon wurde als nicht bestrahlte Nullprobe verwendet. Die übrigen drei wurden für eine Stunde intern mit Mischungen von [^{223}Ra]RaCl₂ und [^{177}Lu]LuCl₃ bestrahlt. Bei einer nominellen Gesamtenergiedosis von jeweils 100 mGy, war das Verhältnis der Energiedosen von α -Dosis: β -Dosis jeweils 1:3, 1:1 und 3:1.

Nach der internen Bestrahlung wurden PBMCs isoliert und für die γ -H2AX+53BP1 DNA-DSB-Marker fluoreszent gefärbt, was γ -H2AX- α -Spuren und γ -H2AX+53BP1-kolokalisierte DSB-Foci innerhalb der Zellkerne ergab, die in 100 Zellen/Probe mikroskopisch ausgezählt wurden. Subtraktion der Anzahl der DSB-Foci der Nullproben von der Gesamtzahl der Foci ergab die Anzahl der strahleninduzierten DSB-Foci (RIF). Des Weiteren wurde die prozentuale Verteilung der Zellen mit 0, 1, 2, 3 und ≥ 3 Foci nach gemischter Bestrahlung mit ^{223}Ra & ^{177}Lu mit zuvor erhobenen Daten für ^{177}Lu , ^{90}Y , ^{68}Ga , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ verglichen [1].

Ergebnisse

Es wurden mittlere β -Dosen von $(26,8 \pm 1,3)$ mGy, $(51,6 \pm 2,9)$ mGy und $(76,4 \pm 3,3)$ mGy sowie entsprechende α -Dosen von $(76,6 \pm 2,6)$ mGy, $(50,8 \pm 1,9)$ mGy und $(25,4 \pm 0,8)$ mGy erreicht.

Die mittlere Anzahl an RIF pro Zelle betrug $0,65 \pm 0,18$, $0,81 \pm 0,32$ und $0,98 \pm 0,25$ (β -Dosen von 25, 50 und 75 mGy). Der Median der α -Spuren pro 100 Zellen unmittelbar nach der Bestrahlung war 6 (min.: 2, max.: 9), 8 (min.: 4, max.: 12) und 12 (min.: 9, max.: 18) bei α -Dosen von 25, 50 und 75 mGy.

In den unbestrahlten Nullproben zeigten die meisten Zellen keine γ -H2AX/53BP1-Foci (ca. 65–82%), während bis zu 20% der Zellen ≥ 1 Foci aufwiesen. Nach *Ex-vivo*-Bestrahlung verschob sich die Verteilung dosisabhängig zu höheren Foci-Zahlen pro Zelle.

Zwischen den untersuchten Radionukliden zeigten sich Unterschiede in der Verteilung der DSB-Foci nach Bestrahlung. Während reine β -Emitter (^{177}Lu , ^{90}Y , ^{68}Ga) sowie der γ -Emitter $^{99\text{m}}\text{Tc}$ überwiegend Zellen mit 1–2 Foci pro Zelle erzeugten, führte die Kombination aus ^{177}Lu und dem α -Emitter ^{223}Ra zu einem erhöhten Anteil an Zellen mit ≥ 3 Foci pro Zelle, insbesondere bei höheren α -Dosen. Die Beteiligung von α -Emittern war an der Präsenz von γ -H2AX α -tracks zu erkennen.

Zusammenfassung

Unsere Ergebnisse zeigen, dass die Anzahl strahleninduzierter Foci dosisabhängig ansteigt, wobei die Beteiligung von α -Strahlung zu komplexeren Schadensmustern und einem höheren Anteil an Zellen mit ≥ 3 Foci führte. Diese Ergebnisse unterstreichen die Sensitivität des DSB-Focus-Assays für biodosimetrische Analysen gemischter Bestrahlungen und liefern wichtige Hinweise für die Bewertung von DNA-DSB-Schäden bei kombinierter Exposition.

[1] Schumann et al. ZMP, accepted, 2026

AS05.03 Vereinfachte Modellierung der Reparatur von DNA-Doppelstrangbrüchen in Blutzellen nach Radioiodtherapie

S. Schumann¹, H. Scherthan², M. Laßmann¹, U. Eberlein¹

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

² Bundeswehr Institut für Radiobiologie in Verbindung mit der Universität Ulm, München, Deutschland

Einleitung

Im Gegensatz zur externen Bestrahlung in der Strahlentherapie findet während Radionuklidtherapien eine kontinuierliche interne Exposition mit steigender Energiedosis bei abnehmender Dosisleistung statt. Mehrere Studien haben gezeigt, dass DNA-Doppelstrangbrüche (DSBs) in mononukleären Zellen des peripheren Blutes (PBMCs) in den ersten Stunden nach der Verabreichung eines Radiopharmazeutikums zunehmen, während zu späteren Zeitpunkten die DNA-Reparatur die DSB-Induktion überlagert und dadurch ein Rückgang an DSBs zu beobachten ist. Ziel dieser Studie war es, die Abnahme von DSBs in PBMCs nach Radioiodtherapie durch ein einfaches mathematisches Modell zu beschreiben. Zu diesem Zweck sollten Datensätze verwendet werden, die im Rahmen des EU-Projekts MEDIRAD durch die Auswertung von Blutproben von Patient:innen mit differenziertem Schilddrüsenkarzinom während ihrer ersten Radioiodtherapie erhoben wurden [1,2].

Material & Methoden

In den PBMCs von 18 Patient:innen wurde die Anzahl an strahlungsinduzierten γ -H2AX+53BP1-Foci (RIF) als Surrogat für DSBs zu fünf Zeitpunkten (4 h bis 168 h) nach Verabreichung von 3,7 GBq [¹³¹I]NaI und zu drei Zeitpunkten (0 h, 4 h und 24 h) nach interner *Ex-vivo*-Bestrahlung von jeweils 7 ml Blut mit 3,5 MBq [¹³¹I]NaI (resultierend in 50 mGy Energiedosis im Blut) bestimmt. Der Rückgang der Anzahl an RIF wurde für beide Datensätze durch eine Modellfunktion mit der Annahme einer monoexponentiellen Abnahme der initial vorhandenen DSB-Foci pro Zelle N_0 mit einer Reparaturrate R und einem nicht-reparablen Anteil Q beschrieben: $N_0 \cdot ((1-Q) \cdot \exp(-R \cdot t) + Q)$ (siehe [1]).

Ergebnisse

Für die *In-vivo*-Daten ergab der Fit der Modellfunktion ($r^2 = 0,61$) bei initial vorhandenen $N_0 = (0,63 \pm 0,04)$ RIF pro Zelle eine Reparaturrate von $R = (0,02 \pm 0,01) \text{ h}^{-1}$ und einen nicht-reparablen Anteil $Q = (0,08 \pm 0,06)$. Auch bei Vernachlässigung der Daten des letzten Zeitpunkts, die in vielen ähnlichen Studien nicht vorliegen, blieben die Fitparameter im Rahmen der Fehler konstant: $N_0 = (0,64 \pm 0,04)$, $R = (0,03 \pm 0,01) \text{ h}^{-1}$ und $Q = (0,11 \pm 0,14)$ bei $r^2 = 0,56$. Für die *Ex-vivo*-Daten ergab der Fit derselben Modellfunktion ($r^2 = 0,81$) bei initial vorhandenen $N_0 = (0,63 \pm 0,03)$ RIF pro Zelle $R = (0,27 \pm 0,04) \text{ h}^{-1}$ und $Q = (0,09 \pm 0,04)$.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass sich der Rückgang der DSBs gut durch das Modell beschreiben lässt, selbst wenn keine Datenpunkte > 96 h nach Therapiebeginn vorliegen. Die mehr als 10-fach geringere Reparaturrate *in vivo* im Vergleich zu *ex vivo* verdeutlicht, dass während der anhaltenden internen Bestrahlung während der Radioiodtherapie auch zu Zeitpunkten > 4 h nach Therapiebeginn trotz abnehmender Dosisleistung sowohl Induktion als auch Reparatur von DNA-Schäden stattfindet. Die Anwendbarkeit des Modells auf weitere Radionuklidtherapien ist zu prüfen.

Literatur

[1] Schumann *et al.*, IJMS 2024, doi:10.3390/ijms25105493

[2] Schumann *et al.*, EJNMMI 2022, doi:10.1007/s00259-021-05605-8

AS05.04 Entwicklung und multizentrische Evaluation eines patientenspezifischen 3D-gedruckten Wirbelpantoms für die quantitative SPECT/CT Bildgebung

A. L. Theisen¹, J. Leube¹, A. Gehring¹, L. Pieper¹, A. Noto², A. Delker², W. Claeys³, M. Koole³, M. Salas-Ramirez¹, J. Tran-Gia¹

¹ Universitätsklinikum Würzburg, Nuklearmedizin, Würzburg, Deutschland

² LMU Klinikum der Universität München, München, Deutschland

³ KU Leuven, Leuven, Deutschland

Hintergrund

Die quantitative Bestimmung der Aktivität im roten Knochenmark stellt eine der größten Herausforderungen in der Dosimetrie von Radioligandentherapien dar, insbesondere bei Patienten mit Knochenmetastasen. 3D-gedruckte Phantome bieten die Möglichkeit, Unsicherheiten der quantitativen Bildgebung unter kontrollierten und reproduzierbaren Bedingungen zu untersuchen. Ziel war die Herstellung und die multizentrische Evaluation eines patientenspezifischen Wirbelpantoms mit realistischer Dichte und Aktivitätskonzentration zur reproduzierbaren Befüllung an verschiedenen klinischen Standorten.

Methoden

Basierend auf [¹⁸F]F-PSMA-1007 PET/CT und SPECT/CT Daten eines Patienten mit metastasiertem kastrationsresistentem Prostatakrebs, der mit [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-I&T behandelt worden war, wurde ein patientenspezifisches Phantom des metastasierten L4-Wirbels hergestellt.

Um die Schwächung in der Kortikalis nachzubilden, wurde für den 3D-Druck ein hochdichtes Harz (1.7g/cm³) verwendet. Realistische Schwächung von gesunder Spongiosa (1,1g/cm³ [1]) und Metastase (1,3g/cm³) wurde durch K₂HPO₄ in DTPA-gelöstem LuCl₃ nachgebildet (30 bzw. 955kBq/ml).

Das Phantom wurde an drei klinischen Standorten befüllt und mit standardisierten SPECT/CT-Protokollen in einem Jaszczak-Zylinder mit drei Wiederholungen gemessen (MELP-Kollimator, 20s p. Proj., 120 Proj., 128x128 Matrix, 4,8cm³ Voxelgröße). Rekonstruktionen und μ -Maps wurden mit PyTomography[2] erstellt (OSEM, AC, TEW-SC, 4 Subsets, 20 Iterationen).

Zur Bewertung der Schwächungseigenschaften wurden die μ -Maps entlang von Profillinien in vier Richtungen durch den Wirbelkörper miteinander verglichen. Die Genauigkeit der Aktivitätsquantifizierung wurde durch einen Vergleich der SPECT-basierten (6mm isotrop vergrößerte Phantom-Maske) mit der tatsächlichen Aktivität bewertet.

Ergebnisse

Die Analyse der μ -Maps zeigte eine gute Übereinstimmung der Schwächung zwischen den drei Phantomen und dem Patientendatensatz. Die μ -Profile der unterschiedlichen Phantome weisen vergleichbare Wertebereiche und Verläufe auf. Vereinzelte Ausreißer sind auf Luftblasen zurückzuführen, die lokal zu einer reduzierten effektiven Dichte führen können.

Die gemessenen Aktivitäten stimmten gut mit den von der Befüllung her bekannten Gesamtaktivitäten überein (mittleres Verhältnis von 98,9%±1,2%).

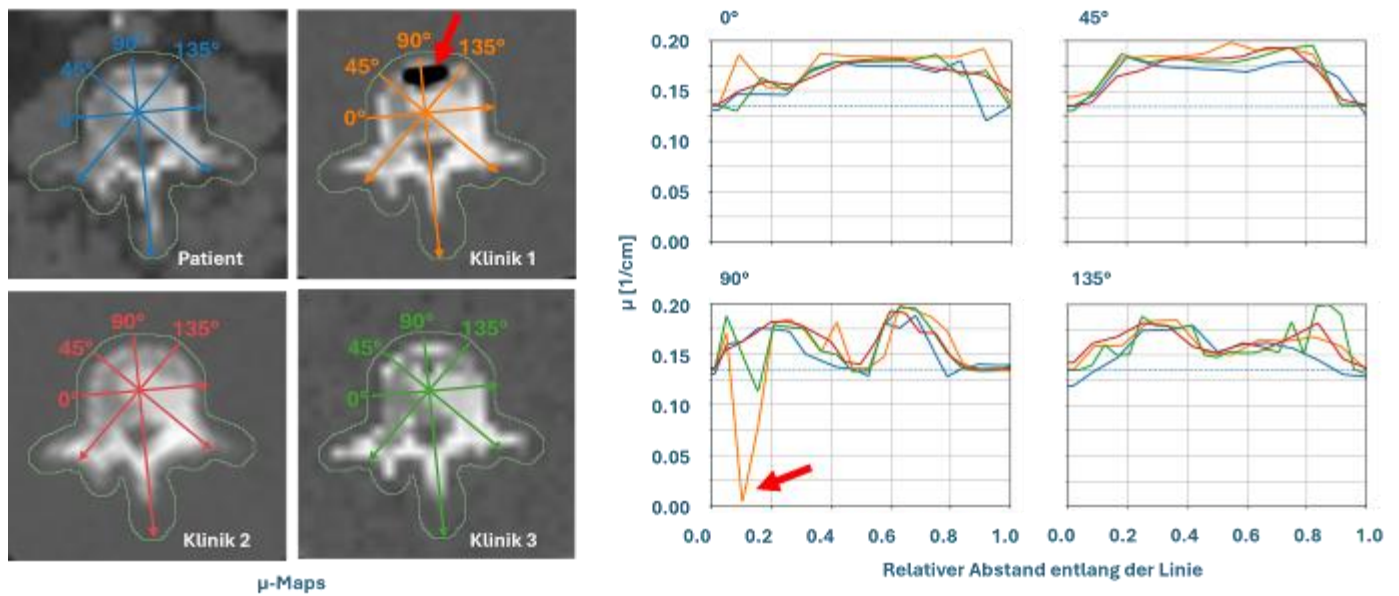
Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass das entwickelte Wirbelpantom eine realistische und reproduzierbare Nachbildung der Aktivitäts- und Dichteigenschaften eines metastasierten Patientenwirbels ermöglicht und sich für multizentrische Untersuchungen zur Bewertung quantitativer SPECT/CT-Methoden eignet. Es stellt ein geeignetes Werkzeug dar, um in zukünftigen Arbeiten Unsicherheiten in der Aktivitätsbestimmung im Knochenmark systematisch zu untersuchen und die Genauigkeit bildbasierter Dosimetrie in der Radioligandentherapie zu verbessern.

[1]Kim, ICRP 49.3;2020

[2]Polson, SoftwareX:29;2025

Abb. 1



AS05.05 Optimierte MR-basierte Schwächungskorrektur für die quantitative PET/MRT der Lunge

M. Lindemann¹, M. Gratz¹, H. Grafe², K. Jannusch³, H. Quick¹

¹ Universitätsklinikum Essen, Hochfeld- und Hybride MR-Bildgebung, Essen, Deutschland

² Universitätsklinikum Essen, Nuklearmedizin, Essen, Deutschland

³ Universitätsklinikum Düsseldorf, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Düsseldorf, Deutschland

Einleitung

Die PET/MRT bietet die Möglichkeit der multi-parametrischen Bildgebung, die im klinischen Kontext der individualisierten Therapie für Patienten mit diversen onkologischen Erkrankungen zunehmend an Bedeutung gewinnt. Eine Herausforderung bei der PET/MRT bleibt die Korrektur von absorbierten und gestreuten Photonen in der Lunge. Ziel der Studie war die Entwicklung und Evaluation zweier Methoden für eine optimierte MR-basierte Schwächungskorrektur (SK) der Lunge, um Dichteunterschiede in der Lunge innerhalb eines Patienten und zwischen verschiedenen Patienten zu ermöglichen.

Material & Methoden

In korrespondierenden PET/MRT und PET/CT Datensätzen von 38 Patienten (14 Messpunkte pro Patient in der Lunge) wurde eine Korrelationsanalyse zwischen MR-Grauwert und CT-Hounsfield-Werten durchgeführt. Die Ergebnisse wurden genutzt, um verschiedene SK-Methoden und deren quantitativen Einfluss auf die PET-Daten zu analysieren. Vier SK-Modelle wurden pro Patient berechnet (Abb.1): 1. CT-basiert (Referenz), 2. Standard MR-basiert (fester linearer Schwächungskoeffizient (LSK) von 0,0224 cm⁻¹), 3. fester Gradienten-LSK (0,0188 cm⁻¹ – 0,0344 cm⁻¹) und 4. Voxel-weise Umrechnung von MR-zu-LSK. Alle Modelle wurden anhand von klinischen Daten (10 Patienten mit insgesamt 20 Lungenläsionen) getestet und relative Abweichungen der Standardisierten Uptake Werte (SUW) zur CT-SK Referenz berechnet.

Ergebnisse

Der quantitative Einfluss der SK-Modelle hängt von der Lage der Läsion ab (Abb.2). Für die Standard MR-SK wurden mittlere Abweichungen von 5,8% (maximal 11,6%) für anterior, -0,2% für medial und -7,8% (maximal -10,4%) für posterior gelegene Läsionen ermittelt. In allen Läsionen konnten beide optimierten SK-Modelle (Gradient-LSK und MR-zu-LSK) die relativen Differenzen zur CT-SK Referenz im Vergleich zur Standard MR-SK reduzieren. Für die Gradient-LSK wurden mittlere relative Differenzen von 2,0% für anterior, -0,3% für medial und -3,7% für posterior gelegene Läsionen berechnet. Für die MR-zu-LSK wurden mittlere Abweichungen von 2,3% für anterior, -0,1% für medial und -3,5% für posterior gelegene Läsionen ermittelt.

Zusammenfassung

Die Studienergebnisse haben gezeigt, dass beide evaluierten MR-basierten SK-Methoden die quantitative Auswertung der PET/MRT-Daten in der Lunge im Vergleich zur Standard SK-Methode mit einem Einzel-LSK verbessern und vergleichbar gute Ergebnisse zur Referenz der CT-SK liefern.

Anhang

Abb.1: Vier SK-Modelle zur Korrektur der PET-Daten und korrespondierende Differenzbilder eines Patientenbeispiels werden gezeigt. Die Standard MR-SK weist starke Überschätzungen der LSK anterior (Rot) und Unterschätzungen der LSK posterior (Blau) in der Lunge auf.

Abb.2: Die Bland-Altman Grafiken stellen den quantitativen Einfluss verschiedener SK-Modelle auf die SUW in 6 anterior, 7 medial und 7 posterior gelegenen Läsionen im Vergleich zur CT-SK Referenz dar. Die gestrichelten Linien zeigen die mittlere Abweichung.

Abb. 1

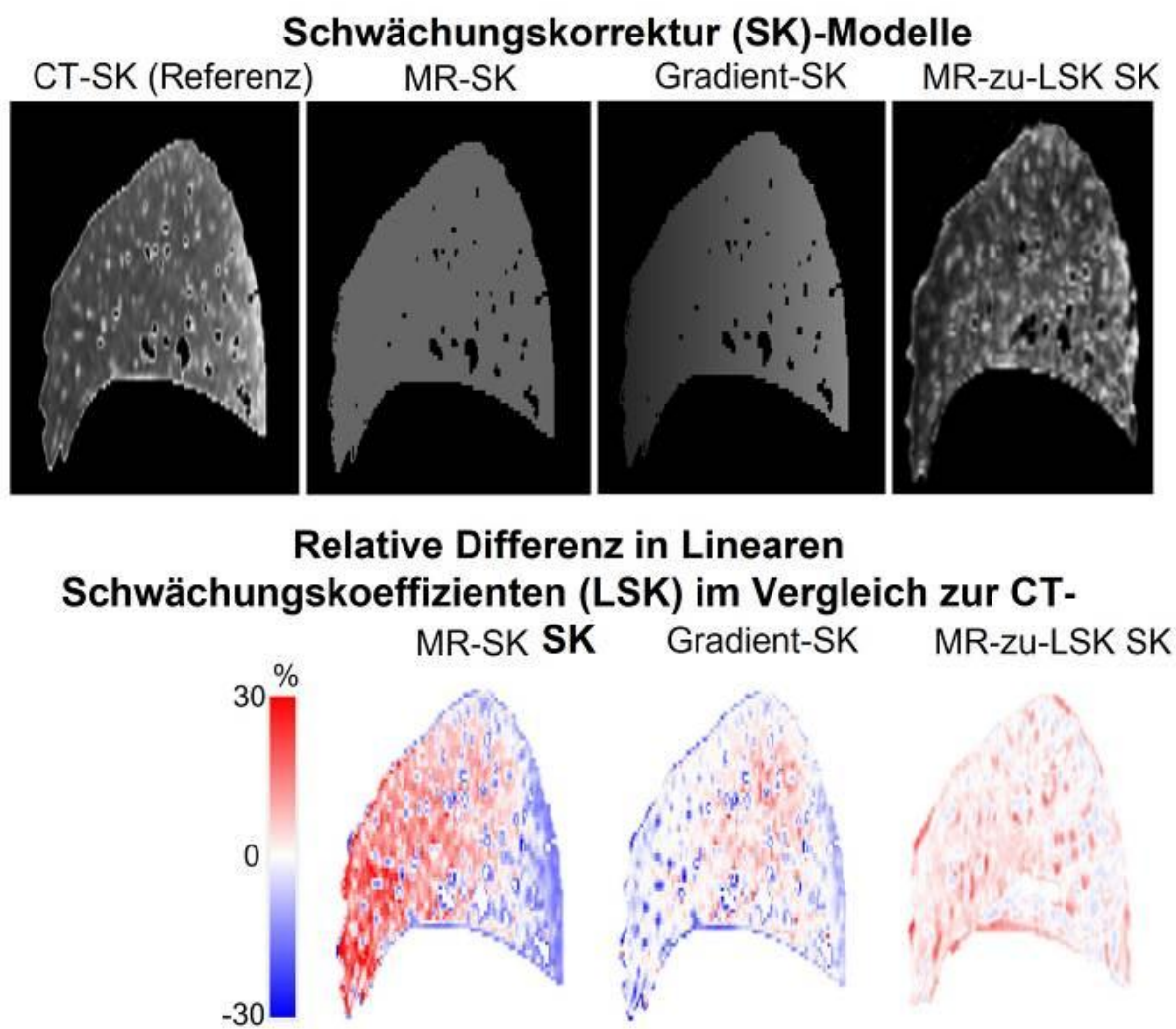
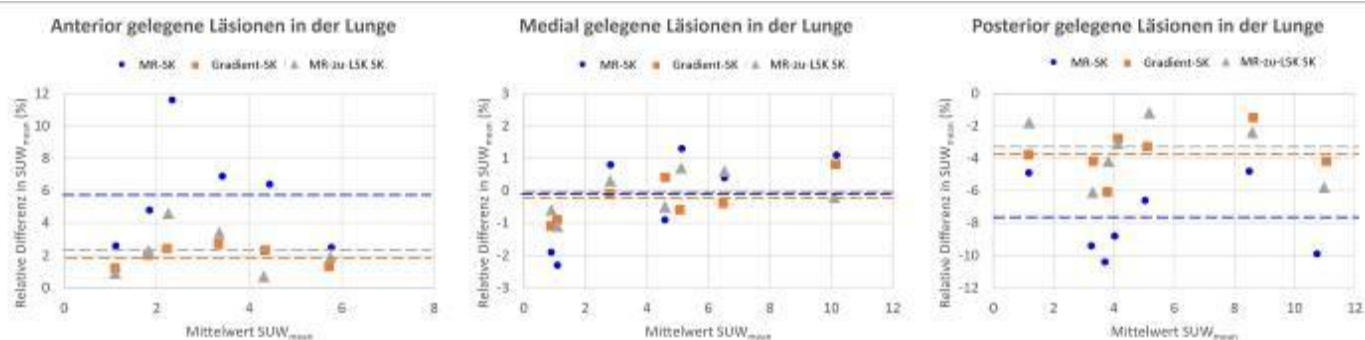


Abb. 2



Workshop CT – Protokolloptimierung

Bernhard Renger (München/DE), Felix Gebser (Göttingen/DE)

In einem Workshop sollen anhand konkreter Fälle Protokolloptimierungen für CT-Untersuchungen erarbeiten und anschließend diskutiert werden. Nach einem Übersichtsvortrag (ca. 30 min) sollen in Kleingruppen (3-5 Personen) Fallbeispiele bearbeitet werden (ca. 30 min). Diese werden mittels vorher bereitgestellter Softwaretools (ImageJ, CT-Expo) analysiert. Im Anschluss werden die Ergebnisse der Arbeitsgruppen vorgestellt und diskutiert.

Magnetresonanztomographie als Primärbildgebung in der Strahlentherapie – Status und Herausforderungen

Juliane Szkitsak (Erlangen/DE), Christoph Bert (Erlangen/DE), Florian Putz (Erlangen/DE), Bernd Niklas-Axer (Erlangen/DE), Michael Bock (Freiburg i. Br./DE), Daniela Thorwarth (Tübingen/DE), Julia Bauer (Berlin/DE)

Magnetresonanztomographie (MRT) hat sich in der Strahlentherapie von der ergänzenden Bildgebung zur potentiellen Primärbildgebung weiterentwickelt: MR-only Workflows ermöglichen die Planung ohne Planungs-CT, indem aus MRT-Daten ein synthetisches CT für Dosisberechnung, Positionierung und adaptive Therapie in der Photonen- und Partikeltherapie berechnet wird. Die Sitzung beleuchtet die dafür entscheidenden Schritte entlang der Therapiekette: von MR-Qualität über MR-only-Planung und Anwendung in Photonen- und Partikeltherapie bis zur patientenspezifischen Qualitätssicherung.

MRT I (Poster)

PS01.01 Multispectral 7 Tesla MRI as a potential predictor of dopamine transporter deficiency in Parkinson's disease

M. Özer^{1,2}, B. Egger¹, A. Mennecke³, A. M. Nagel⁴, M. Zaiss³, F. B. Laun⁴, A. Dörfler³, J. Winkler², A. German^{3,2}

¹ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Computer Science, Erlangen, Deutschland

² Universitätsklinikum Erlangen, Department of Molecular Neurology, Erlangen, Deutschland

³ Universitätsklinikum Erlangen, Institute of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

⁴ Universitätsklinikum Erlangen, Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

Introduction

Parkinson's disease (PD) is characterized by progressive degeneration of dopaminergic neurons, resulting in reduced striatal dopamine transporter (DaT) availability. Molecular imaging techniques can detect this degeneration early but are limited by ionizing radiation and radiotracer requirements. This study investigates whether multispectral 7T MRI can approximate a normative DaT distribution and thereby provide a non-invasive proxy for dopaminergic integrity.

Materials & Methods

Multispectral 7T MRI data were acquired in healthy controls and PD patients. Each voxel was represented by a high-dimensional feature vector combining multiple MRI contrasts, including QTI, CEST, QSM, and structural imaging. A voxel-wise learning framework was employed in two stages: first, a contrastive encoder was trained to learn tissue-relevant representations under realistic intensity and feature augmentations; second, a supervised regressor predicted voxel-wise DaT values from a normative atlas. To mitigate bias from spatial location, subject identity, and 7T-specific field inhomogeneities, coordinate and subject information were explicitly suppressed using adversarial learning and polynomial detrending.

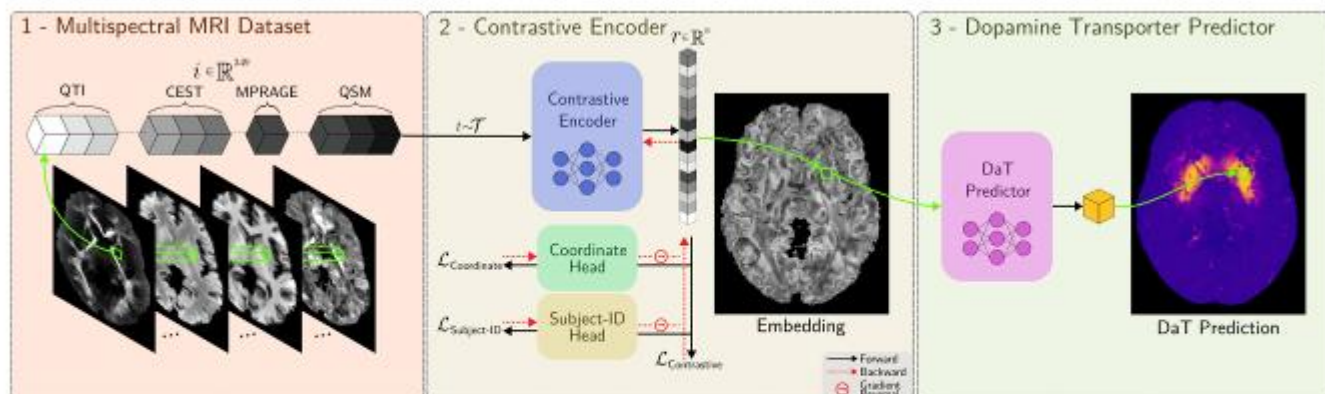
Results

The model recovered biologically plausible striatal DaT patterns and reproduced the characteristic high-uptake distribution in the putamen and caudate. Predicted DaT values were significantly reduced in the putamen in PD patients compared to healthy controls, while effects in the caudate were weaker and did not reach significance, consistent with known patterns of dopaminergic degeneration. Diagnostic performance based on putaminal predictions showed moderate discriminative ability.

Summary

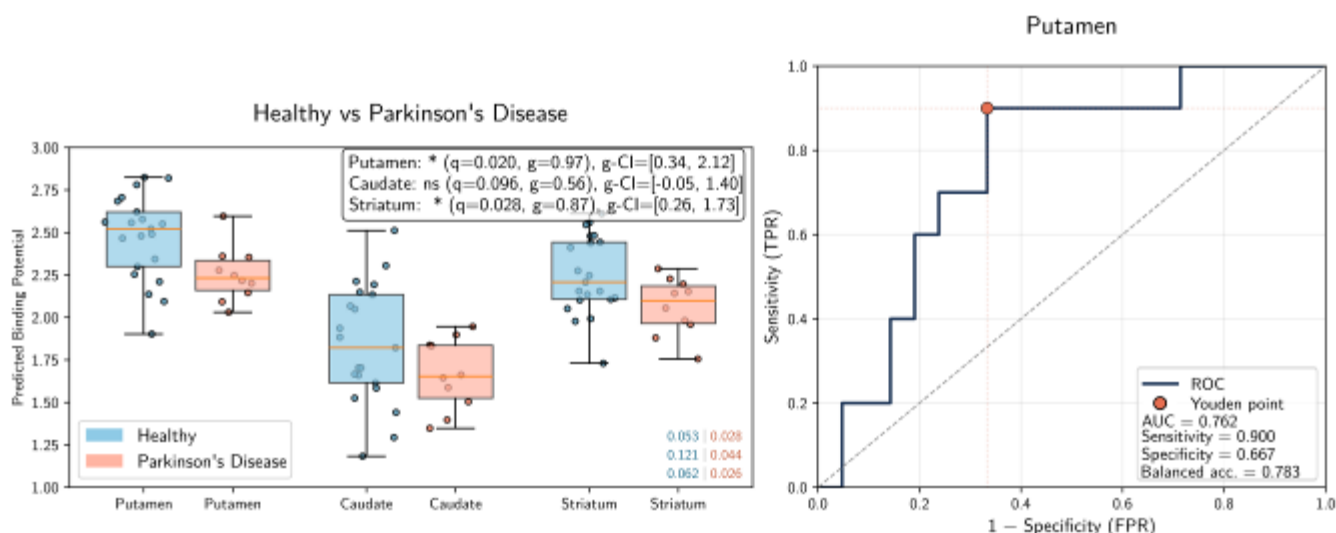
These findings provide proof-of-concept that high-dimensional multispectral 7T MRI contains information related to dopaminergic terminal organization. Explicit bias suppression is critical for preventing shortcut learning in voxel-wise models, particularly in data-limited high-field settings. The proposed framework may enable non-invasive approximation of molecular imaging signals, but validation with larger cohorts and paired MRI–PET data is required.

Abb. 1



The complete pipeline of DaT prediction from multispectral MRI. Preprocessed 349-dimensional voxels i are augmented as $t(i)$, where $t \sim T$ and T denotes the set of augmentation transforms, and then fed to a contrastive encoder. Gradients from the coordinate and subject heads are negated at the encoder, forcing it to learn an embedding r that is free of spatial and subject-specific biases. Finally, an MLP predicts subject-level DaT scans from the bias-free embeddings.

Abb. 2



PS01.02 Fast subject-specific refinement of non-selective universal pTx pulses using multi-layer perceptrons

S. Nagelstraßer^{1,2}, J. Herrler³, A. Jang², F. Liu², N. Egger¹, M. Uder¹, A. M. Nagel¹, B. Guerin²

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

² Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Department of Radiology, Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Charlestown, Vereinigte Staaten

³ Siemens Healthineers AG, Erlangen, Deutschland

Motivation

Ultra-high field MRI suffers from pronounced inhomogeneities, which can be mitigated using parallel transmission¹ (pTx) pulses. Besides conventional optimization algorithms, deep learning has emerged as a promising approach for RF pulse design². A physics-guided self-supervised learning (GPS) framework³ has previously demonstrated strong and versatile performance for single-channel 2D RF pulse design. To further extend this strategy, the GPS framework was adapted to multi-channel 3D RF pulse design, demonstrating that a GPS neural network (NN) can generate scalable pTx pulses and corresponding gradient waveforms for a fast spin echo sequence.

Methods

Three multi-layer perceptrons were trained jointly in a self-supervised manner to predict the real and imaginary part of an 8Tx RF pulse ($T_{\text{pulse}} = 1.2\text{ms}$, $\alpha = 90^\circ$) as well as the associated gradient waveforms. Gradients were parameterized using Chebyshev polynomials⁴ to reduce the number of trainable parameters. Training was performed for one subject-specific set of 3D B_1^+ and B_0 maps of the human brain. The Bloch equations serve as physics model for the objective function. The training minimizes the mean squared error between the Bloch-predicted flip-angle (FA) and the target and hardware constraints were incorporated, including a maximum per-channel voltage limit of 200V and maximum slew rate of 200T/m/s. The workflow is illustrated in Fig.1. To accelerate convergence, residual learning was employed using a pre-computed universal pulse (UP), such that the NN learns only the deviation from this baseline. Training was performed in Pytorch using the Adam Optimizer with a learning rate of 0.001 on a 20GB GPU.

Results

The training curve (Fig.2c) demonstrates fast convergence, with both loss and coefficient of variation (CV) reaching low values within 100 iterations (total time: 40.9s). The resulting channel-wise RF and gradient waveforms compared to the UP are shown in Fig.2a-b. The resulting FA distribution (Fig.2d) for the training case shows improved homogeneity, as the NN-optimized pulse reduces the CV from 11.0% to 6.3%.

Conclusion: This study demonstrates the feasibility of using a GPS approach for multi-channel 3D dynamic pTx pulse design. The method shows efficient learning behavior in an acceptable training time and improved excitation homogeneity compared to a UP baseline. The framework is highly flexible, allowing adaptation to different target FA, objective functions and pulse properties.

References

- ¹Webb AG. Int J Imag Syst Tech. 2010, ²Kilic T et al. Magn. Reson. Med. 2024, ³Jang A, He X et al. Magn. Reson. Med. 2025, ⁴Mason J, Handscomb D. CRC Press 2002

Fig.1: Workflow of the proposed approach.

Fig.2: a)-b) Channel-wise pulse and gradient waveforms of the training data set compared to the UP c) Training curves d) Corresponding FA distributions for the UP and NN-optimized pulse (target FA = 90°)

Abb. 1

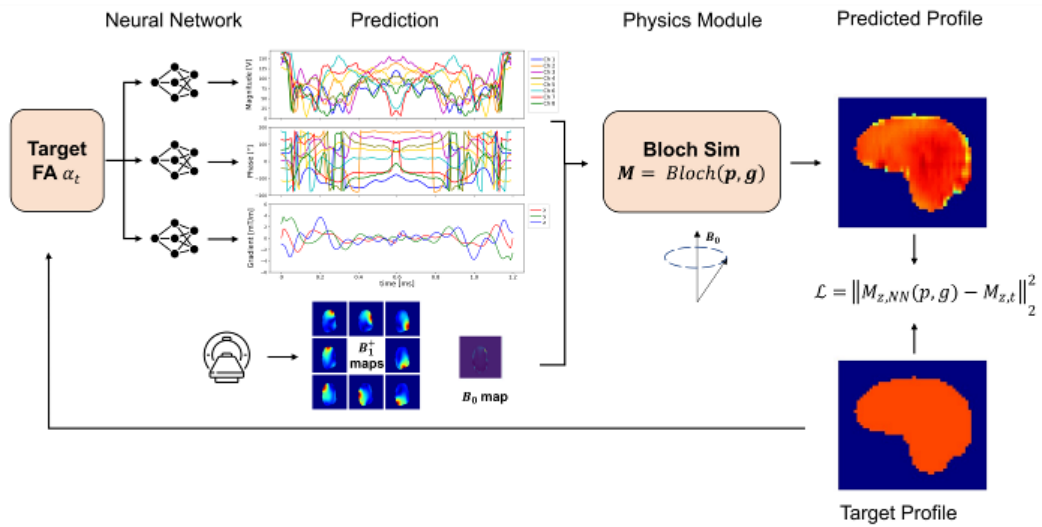
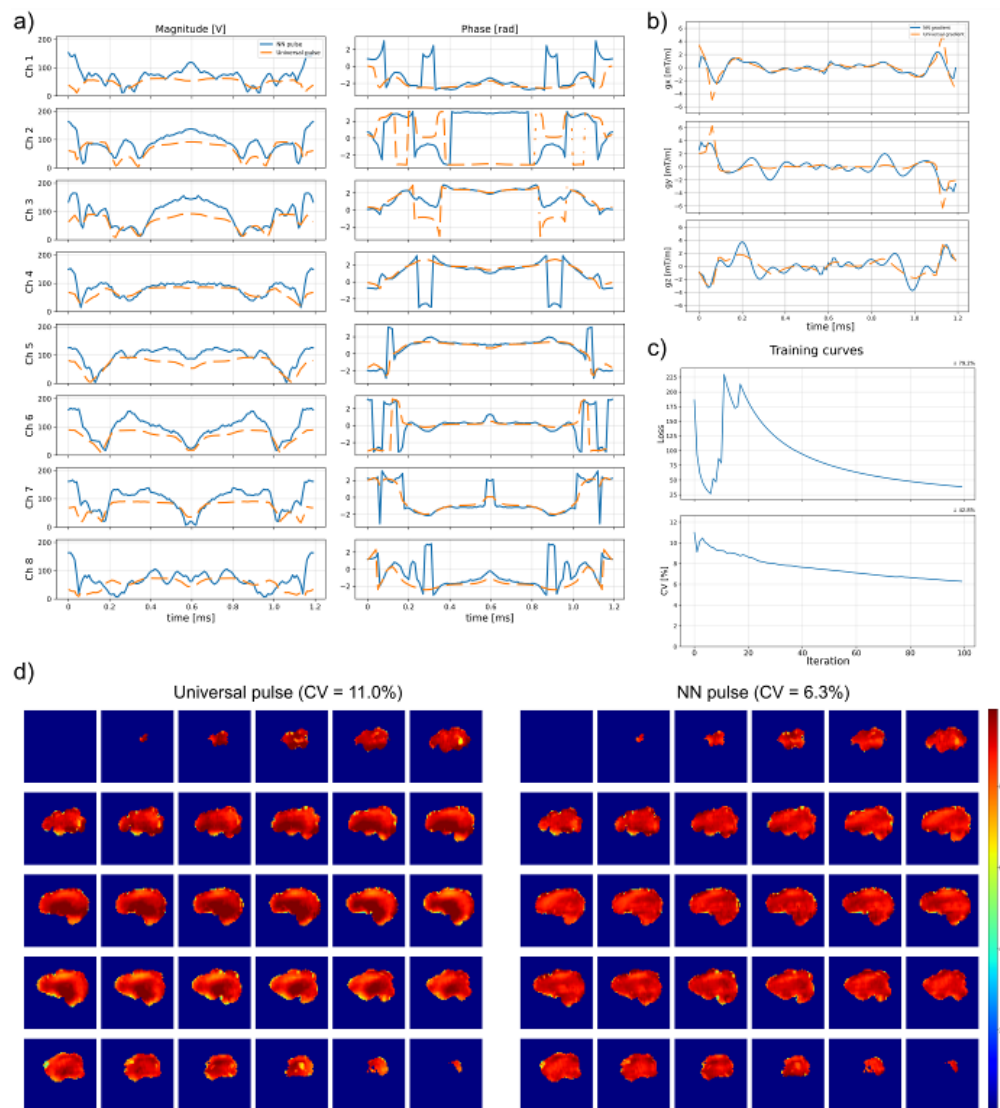


Abb. 2



PS01.03 First *in-vivo* MRI scans in the brains of awake newborns using a helium-free, dedicated 1.5-Tesla pediatric scanner

A. Slawig^{1,2}, P. Hömmen³, S. Röhl³, R. Haase⁴, W. A. Wohlgemuth^{1,2}

¹ Universitätsklinikum Halle (Saale), University Clinic and Outpatient Clinic for Radiology, Halle (Saale), Deutschland

² Martin-Luther-University Halle-Wittenberg, Halle MR Imaging Core Facility, Medical Faculty, Halle (Saale), Deutschland

³ NeoScan Solutions GmbH, Magdeburg, Deutschland

⁴ Universitätsklinikum Halle (Saale), Department of Neonatology and Pediatric Intensive Care, Halle (Saale), Deutschland

Introduction

Infants are among the patient groups most in need of protection. Although MRI offers high soft-tissue contrast without radiation exposure, it is rarely used in newborns due to its complexity, the need for sedation, and logistical and safety-related challenges [1-3]. This paper presents the first *in vivo* MRI measurements of unsedated infants using a specially developed 1.5 T neonatal scanner (neo315, NeoScan Solutions) located in close proximity to the paediatric intensive care unit.

Material & Methods

The helium-free system utilises high-temperature superconductors and has been installed in a converted standard patient room. The integrated B0 and RF shielding allow the compact (<2 t) scanner to be used directly on the ward. All measurements were conducted using the combined Tx/Rx-Bodycoil. Seven infants (aged 8 days to 7 months, including preterm borns) were examined. In three cases, comparative images from standard clinical imaging are available.

Results

All examinations were successfully carried out whilst the infants were fully conscious and without sedation. The infants were predominantly calm or asleep; brief periods of restlessness (n=2) were managed without the need for repositioning. All sequences provided the expected contrast, and relevant brain structures as well as known or suspected pathologies (e.g. haematomas) were clearly visible. Limitations include lower resolution and increased noise compared to standard MRI scanners, as well as increased motion artefacts. Nevertheless, diagnostic assessment was possible in all cases. Scan times were comparable despite the absence of acceleration techniques.

Conclusion

This first *in vivo* study demonstrates that diagnostically meaningful MRI scans of the brain can be successfully performed on awake newborns using a compact, helium-free 1.5-T paediatric MRI scanner (neo315). Further improvement in image quality and scan times is expected after the integration of surface coils. The results underscore the feasibility of safe MRI scans without anaesthesia and pave the way for wider clinical integration.

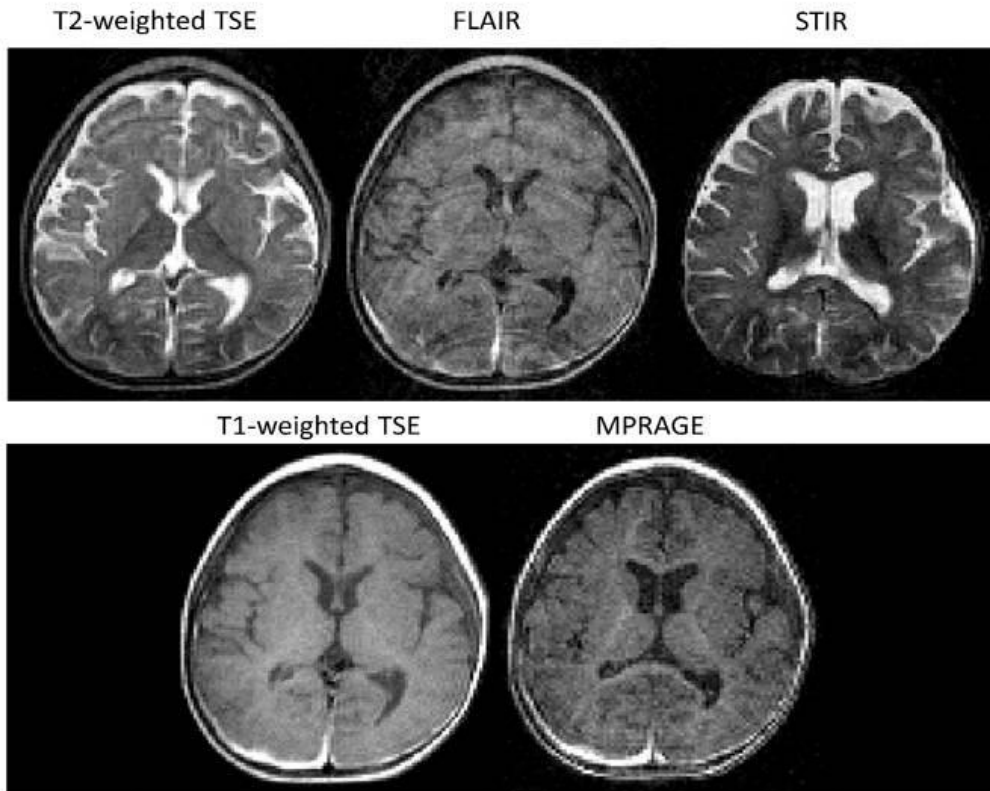
References

1. doi:10.1136/archdischild-2017-313102
2. doi:10.1038/s41390-018-0194-6
3. doi:10.1111/dmcn.12629

Figure 1: Overview of all acquired sequences and settings. Images show the typical contrasts. Relevant structures of the brain are visible and distinguishable. All images suffer from motion artefacts but still provide diagnostic quality for this pathology of a clearly visible subdural hematoma.

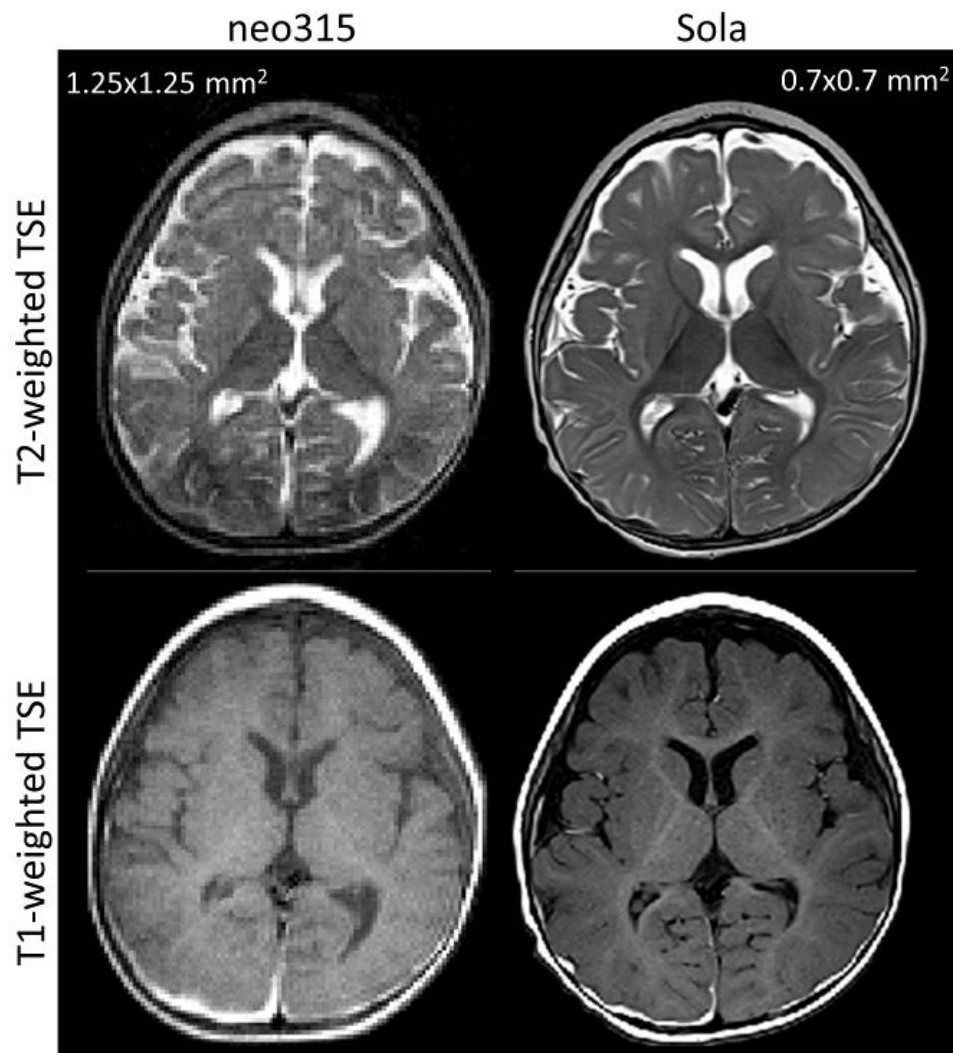
Figure 2: T1- and T2- weighted (turbo) spin echos of an awake infant on the dedicated neonatal MRI (neo315, NeoScan solutions, left images) and under anesthesia on a standard clinical scanner (Siemens, MAGNETOM Sola, right images). Images from the neo315 have lower in plane resolution and motion artefacts. However, image contrast is comparable and a bilateral subdural hematoma is visible as a hyperintense or hypointense area dorsal of the brain in all images.

Abb. 1



	Sequence	measurement time	resolution [mm ³]	FOV [mm ³]	TR [ms]	TE [ms]	Flipangle	BW [Hz/px]	IR time [ms]	ETL	acceleration
neo315	localizer	18s	1.6 x 1.6 x 8	200 x 200 x 8	50	3.5	30°	500	-	-	-
	T2 TSE	2:00 min	1.25 x 1.25 x 4	160 x 160 x 120	6000	90	90° / 155°	250	-	13	-
	FLAIR	3:20min	1.25 x 1.25 x 4	160 x 160 x 120	6000	90	90° / 155°	250	2500 ms	13	-
	STIR	2:00 min	1.25 x 1.25 x 4	160 x 160 x 120	6000	90	90° / 155°	250	150 ms	13	-
	MPRAGE	4:16 min	1.5 x 1.5 x 0.9	192 x 192 x 120	2000	35	15°	250	1100 ms	-	-
Sola	T1 TSE	5:43 min	1.25 x 1.25 x 4	160 x 160 x 120	614	12	90° / 180°	250	-	2	-
	T2 TSE	1:19 min	0.7 x 0.7 x 3	178 x 220 x 109	5970	91	150°	191	-	17	Grappa 2x
	T1 SE	4:19 min	0.7 x 0.7 x 3	186 x 229 x 115	614	8.9	65°/180°	150	-	1	-

Abb. 2



PS01.04 A locally low-rank regularized reconstruction for a 3D radial sequence with quasi-continuous echo times at 7 T

J. Glaser¹, M. Rohe¹, Z. Tan^{2,3}, T. Wilferth¹, A. M. Nagel¹, F. B. Laun¹, F. Knoll³

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Radiologie, Erlangen, Deutschland

² University of Michigan, Michigan Institute for Imaging Technology and Translation (MIITT), Ann Arbor, MI, Vereinigte Staaten

³ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering (AIBE), Erlangen, Deutschland

Introduction

A 3D radial sequence with quasi-continuous echo times (TEs) better captures fat oscillations at 7 T compared to a six-point Dixon sequence (figure 1) [1]. The high sampling rate enables the potential of regularization along the contrast dimension, to leverage the redundant image information along the different TEs. Here, this is achieved by applying locally low-rank (LLR) regularization [2] along the TE dimension, potentially increasing the signal-to-noise ratio (SNR) of the reconstructed image datasets, while preserving anatomical details.

Figure 1: Conceptual visualization of sampling of a 25 % fat signal with quasi-continuous echo times and six-point sampling

Methods

The inverse problem for an iterative, LLR regularized reconstruction can be formulated as

$x^* = \operatorname{argmin}_x y - FCx _2 + \lambda T(x) _*$	(1)
--	-----

y is the radially acquired k-space, x is the reconstruction target, C is the multiplication with coil sensitivity maps, F is the non-uniform Fourier transform operator (NUFFT), mapping the 3D cartesian k-space to the radially acquired spokes. T is the locally low-rank operator. $||T(x)||_*$ is the nuclear norm, that is, the sum of singular values of a spatial-TE matrix. This nuclear norm regularization was accomplished via singular value thresholding (SVT) of each spatial matrix [3]. For evaluation of the proposed reconstruction, a calf scan at 7 T was acquired. To obtain quasi-continuous TEs, a sliding window scheme [4] was used to process all spokes. A fixed-width window of 4,000 spokes was moved across the full golden-angle dataset of 120,000 spokes with a defined step size of 1,000 spokes, yielding a total of 117 different TE image datasets. The LLR-reconstruction was done with a block size of 6, stride of 1 and a lambda of 0.001. For comparison, the initial solution, which is a density compensated, coil combined, adjoint NUFFT was reconstructed. Additionally, an adjoint reconstruction with Hamming filtered k-space was performed. Fat and water images of the center axial slice were obtained using a 2D graph-cut algorithm [5].

Results

Figure 2 shows the center axial slice with a effective TE of 3.5 ms, as well as fat and water images and the field map for the initial and filtered reconstruction and the iterative LLR regularized reconstruction. LLR is able to preserve details visible in the initial reconstruction, not seen in the filtered one, while removing radial sampling artifacts.

Figure 2: Initial, filtered and iterative LLR reconstruction and resulting water and fat images and field maps

Conclusion

LLR regularized reconstruction is able to achieve high resolution, high SNR images for the quasi-continuous 3d radial sequence and suppress radial streaking artifacts effectively.

REFERENCES

[1] Rohe et. al. MRM, 2026 [2] Tan et al. Imaging Neuroscience, 2:1–15, 2024 [3] Cai et al. SIAM, 20(4), 1956-1982, 2010 [4] Ge et al. MRM, 62(4): 835-839, 2009 [5] Hernando et al. MRM, 63(1): 79-90, 2010

Abb. 1

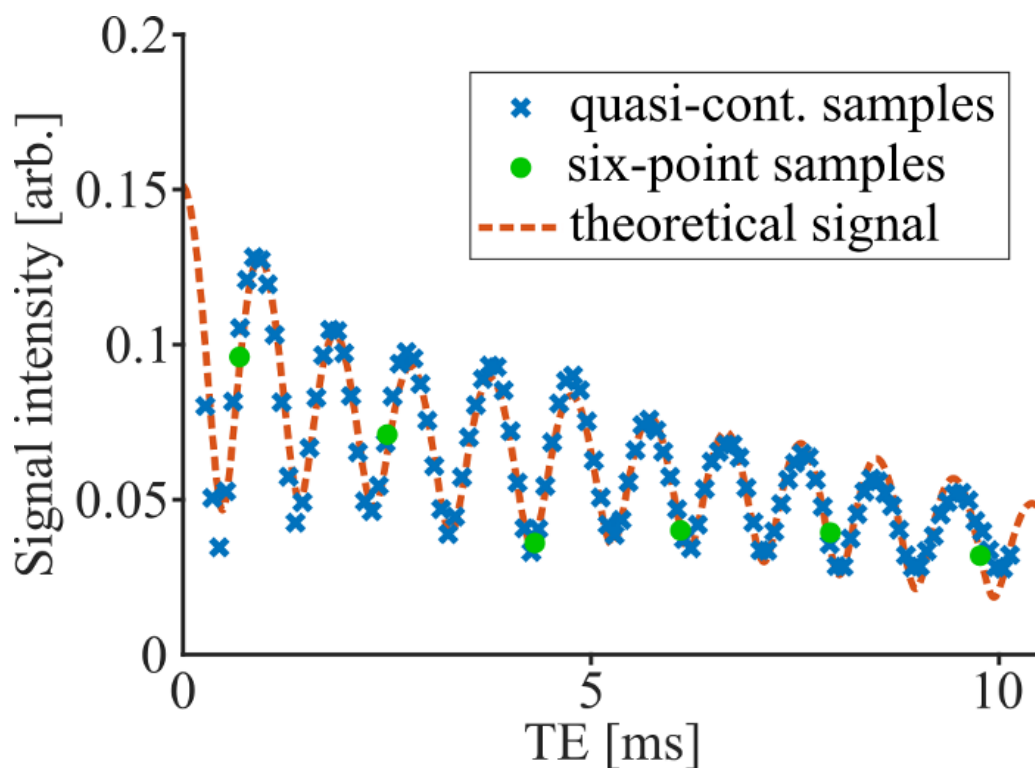
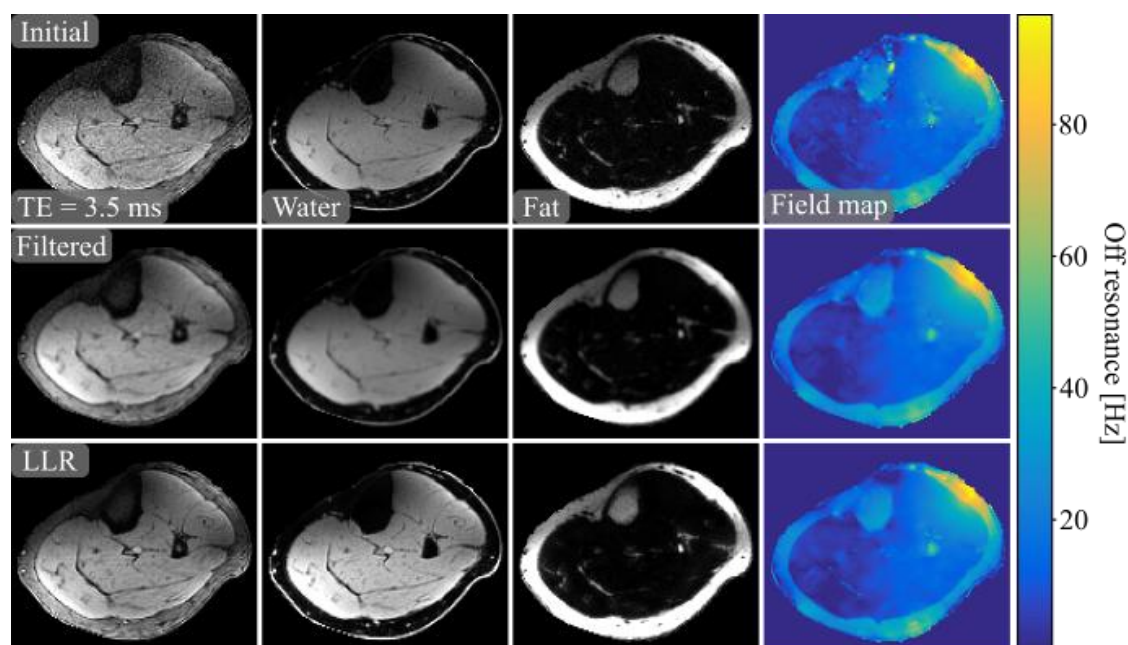


Abb. 2



PS01.05 A low-cost 3D-printed brain phantom for MRI experiments

S. Weinmüller¹, F. Gritsch¹, M. Blaimer¹, M. Zaiss^{1,2}

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Institute of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

² Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering, Erlangen, Deutschland

Introduction

Validation of MRI experiments is essential for the development of imaging techniques. Sometimes, direct in vivo measurements are not feasible, for example during prototyping, or when acquisition times are too long and motion artifacts are expected, or when experimental conditions are investigated that do not naturally occur in vivo.

Simple phantom like Falcon tube-based setups have a lack of anatomical structures. We want to overcome this limitation by providing phantoms that are flexible, low-cost, and easy to manufacture. In this work, we address these requirements by introducing a 3D-printed single-slice brain phantom.

Method

A 3D printer (UltiMaker S5) with Blue Tough PLA was used. The printing parameters were chosen to ensure structural stability, with a wall thickness of 1 mm and a phantom height of 3 cm. The total printing time for a phantom was approximately 17 hours.

The phantom design is based on a simplified anatomical representation of a brain slice, including compartments corresponding to GM, WM, and CSF, as illustrated in Figure 1A.

To enable filling and sealing of the phantom, a detachable cover (Figure 1C) was printed additionally. This allows straightforward handling and positions along the transversal plane. To refill the phantom small openings are included in the cover.

The total material amount is 175g and the production costs per phantom is approximately 7€, making the proposed approach a cost-effective solution for MRI experiments.

For the showed experiment the phantom is filled with silicone oil and water doped with CuSO₄.

The phantom design is opensource: <https://github.com/MRsources/3D-printed-phantom>

Results

The 3D-printed phantom is shown in Figure 1. Steady-state FLASH images for different phase difference increments are shown in Figure 2. A contrast change of silicone oil (low-diffusivity fluid) [1] is measured. The phantom parameters are adjusted to mimic a T1w steady-state FLASH contrast. However, for this case investigations for a ventricle with no diffusion is wanted which is not possible to achieve in in vivo measurement.

Discussion and Conclusion

We have developed a low-cost MRI phantom that mimics the anatomical brain structure. In contrast to more complex phantom designs [2], which often involve substantial production effort and high costs, the proposed approach provides a practical and accessible alternative for low costs.

Future work will focus on extending the design to additional structural details, such as small lesions or other pathological features. Investigations into smaller wall thicknesses needs to be done.

Figures:

Figure 1: (A) Brain structure of phantom. (B) 3D-printed phantom filled with silicone oil and water doped with CuSO₄. (C) Cover of 3D-printed phantom

Figure 2: Steady-state FLASH sequence with phase different increment of 117° (A) and 169°. Signal change is visible in ventricles filled with silicone oil [1].

Literature:

[1] Leupold J, et al. doi: 10.1371/journal.pone.0324455

[2] S.Popescu, et al. doi: 10.1002/mrm.70301.

Abb. 1

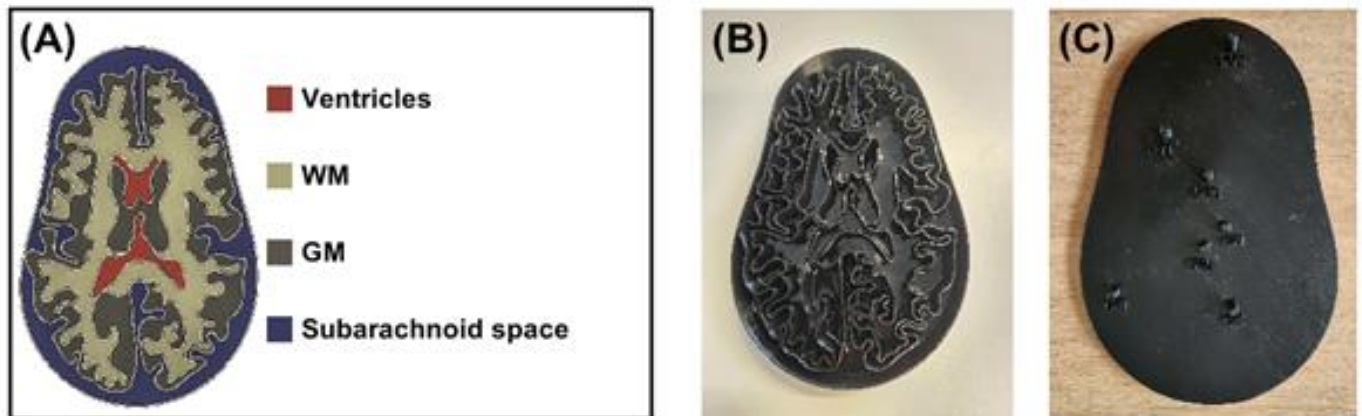
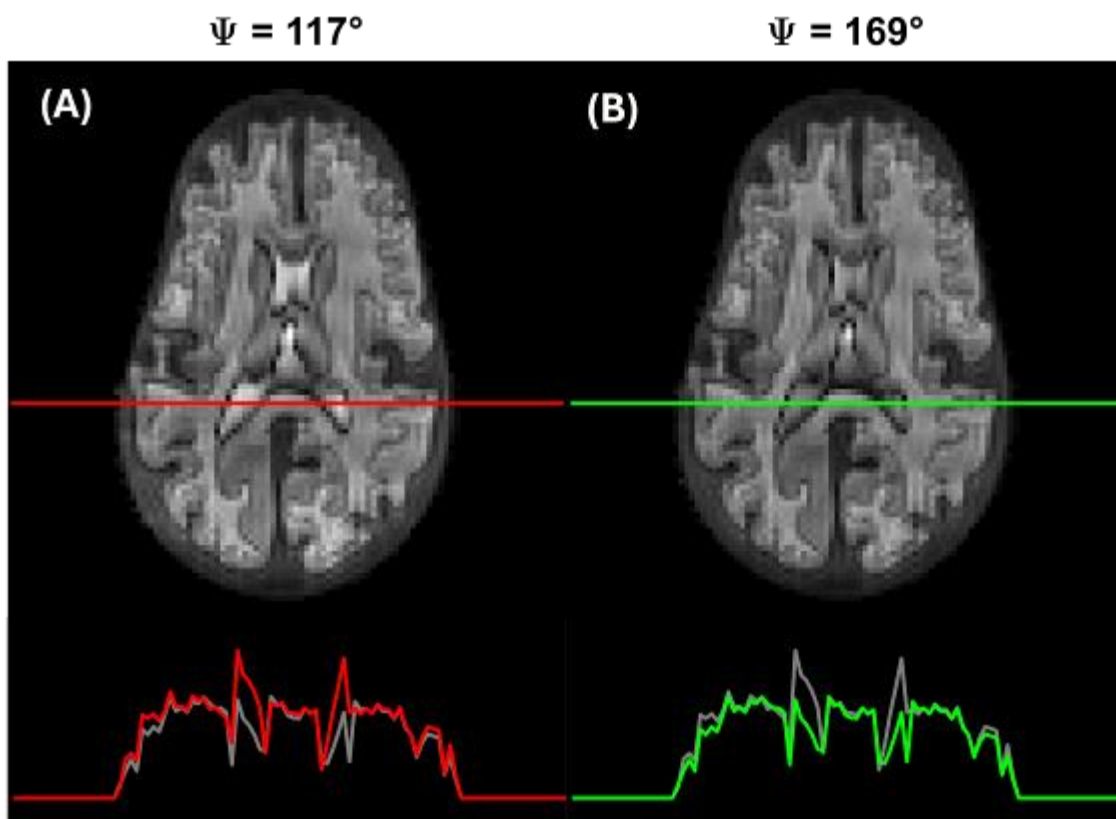


Abb. 2



PS01.06 Wechselwirkungen zwischen elektrisch leitfähigen Strukturen einfacher Geometrie und dem Radiofrequenzfeld im MRT

I. Dieterle¹, G. Steidle², P. Martirosian², F. Schick^{1,2}

¹ Universität Tübingen, Sektion für Experimentelle Radiologie, Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Tübingen, Deutschland

² Universitätsklinik, Sektion für Experimentelle Radiologie, Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Tübingen, Deutschland

Einleitung

MR-Untersuchungen sind bei Personen mit leitfähigen Implantaten problematisch, da es durch Wechselwirkung (WW) des Implantats mit den Radiofrequenz-(RF-)Feldern des MRTs zu Erwärmungen und Bildstörungen kommen kann.

Ziel der Arbeit ist die Entwicklung und Prüfung von Methoden zur Vorhersage von RF-WWen bei metallisch leitfähigen Strukturen einfacher Geometrie, um unerwünschte Effekte durch Anpassung der Implantate auszuschließen.

Material & Methoden

Geschlossene und unterbrochene Ringe aus Kupferdraht ($r_D=1.78\text{mm}$) in 2 Größen $r_R=13.47$ und 18.47mm werden in NiSO_4 -Lösung in einem 3T-MRT mit GRE-Sequenz untersucht. Dabei werden bei den offenen Ringen die Lücken zwischen den Drahtenden ($0.1\text{-}2.0\text{ mm}$) variiert.

Geschlossene Ringe führen durch die WW mit dem RF-Feld zu einer Magnetfeldauslöschung. Ringe mit einer bestimmten Lücke zeigen eine Resonanz mit der Larmorfrequenz, da sie einen passenden LC-Schwingkreis bilden [1].

Ergebnisse

Die Ringreihe mit $r_R=13.47\text{mm}$ zeigt die höchste Signalintensität im Ringinneren für die Lücke 0.1mm , die Ringreihe mit $r_R=18.47\text{mm}$ zeigt zusätzliche Resonanzen durch erhöhte Intensitäten, welche nicht vollständig reproduzierbar waren (Abb. 1). Diese Resonanzen scheinen eine hohe Güte zu haben und sind empfindlich auf kleinste Veränderungen.

Abb. 1: Intensitätsverteilung der Messungen der Ringreihen.

Die Resonanz wird durch den Wechsel im Intensitätsprofil (Abb. 2) gezeigt. Sie liegt bei der Ringreihe mit $r_R=13.47\text{mm}$ bei einer Lücke von 0.1mm (der berechnete Wert ist 0.18mm). Auch für Lücken $>0.1\text{mm}$ zeigen die Ringe eine erhöhte Intensität im Inneren.

Die Ringreihe mit $r_R=18.47\text{mm}$ zeigt den Wechsel in allen Messungen bei der Lücke 0.3mm (der berechnete Wert ist 0.25 mm). Die weiteren Resonanzen lassen sich nicht durch den LC-Schwingkreis erklären.

Abb. 2: Intensitätsprofile der beiden Ringreihen.

Zusammenfassung

Durch eine Lücke im Ring kann die deutliche Verminderung der RF-Amplitude im Inneren des geschlossenen Ringes verhindert werden. Bei kleinen Lücken kommt es zu einer Intensitätsüberhöhung. Beim kleineren Ring, stimmen die Ergebnisse weitgehend mit der Berechnung nach Referenz [1] überein.

Die Abweichung beim größeren Ring könnte durch Überlagerung mehrerer Effekte erklärt werden. Wegen des Umfangs $\approx \lambda/2$ könnte der Ring, wie ein Stab dieser Länge eine Resonanz auf das elektrische RF-Feld zeigen. Das wird unterstützt durch die hohe asymmetrische Signalintensität für größere Lücken. Diese WW mit der elektrischen RF-Feldkomponente ist empfindlich auf Ortsänderungen des Ringes und die Lage der Lücke.

Die Untersuchung zeigt, dass durch die einfache Berechnung zur Resonanz nach [1] nicht immer alle WWen berücksichtigt werden. Der Einbau einer Lücke in ein ringförmiges Implantat genügt nicht immer, um eine Einkopplung der RF-Felds zu verhindern.

Quelle

[1] Resolution Adapted Finite Element Modeling of Radio Frequency Interactions on Conductive Resonant Structures in MRI, Ruoff et al., 2012

Abb. 1

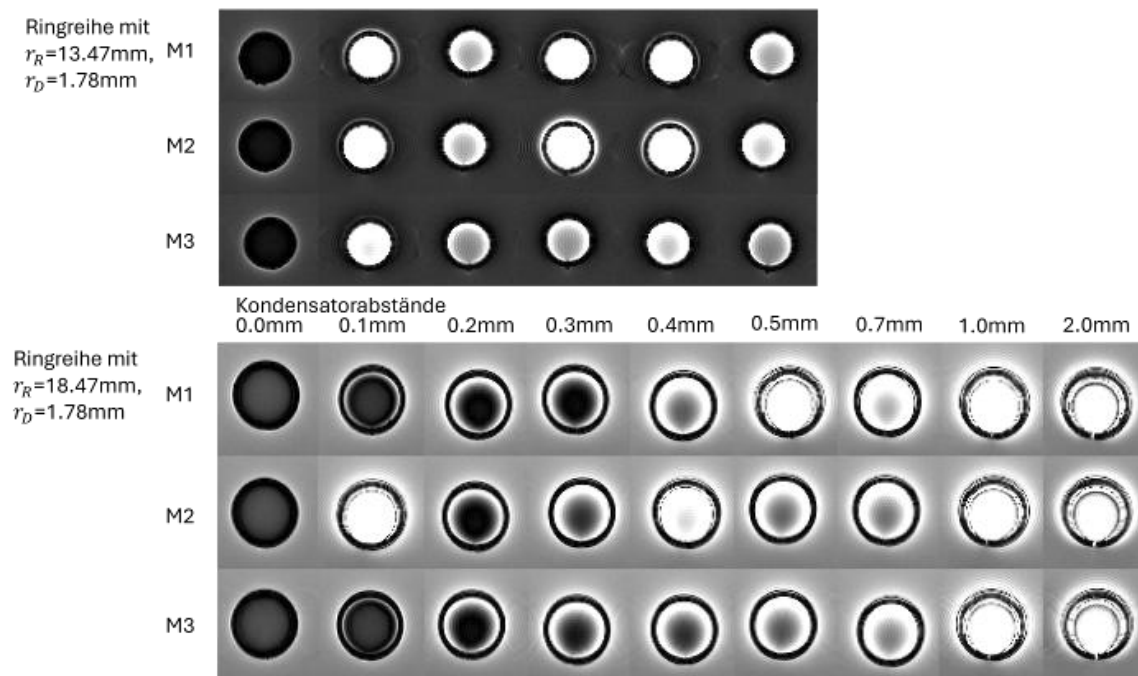
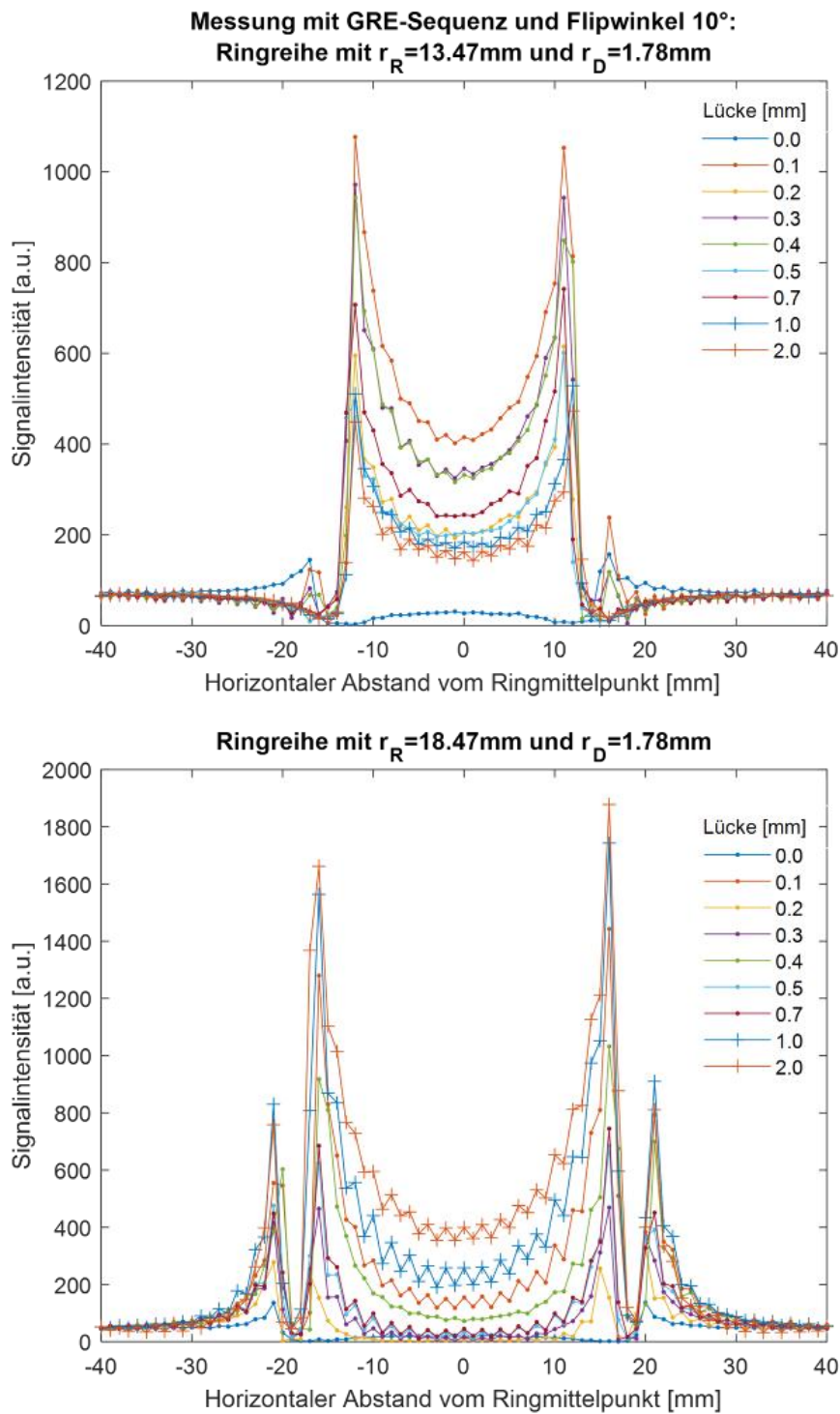


Abb. 2



PS01.07 Beyond field strength: The impact of gradient system performance in 1.5T, 3T and 7T functional and diffusion weighted imaging

C. S. Aigner^{1,2}, N. C. Bodammer¹, L. J. Edwards^{3,4}, T. Feg¹, F. J. Fritz⁵, D. Ivanov^{6,7}, S. Kühn¹, S. H. Lee^{6,7}, T. Mildner⁴, A. Pampel⁴, D. Santoro¹, S. Schröder¹, R. Trampel⁴, D. Tse^{6,7}, N. Weiskopf^{4,8,9}, H. Möller^{4,8}, S. Mohammadi^{1,4,5,10}

¹ Max Planck Institute for Human Development, Berlin, Deutschland

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

³ Maastricht University, Maastricht, Niederlande

⁴ Max Planck Institute for Human Cognitive and Brain Sciences, Leipzig, Deutschland

⁵ Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Deutschland

⁶ Cooperative Brain Imaging Center (CoBIC), Frankfurt a. M., Deutschland

⁷ Max Planck Institute for Empirical Aesthetics, Frankfurt a. M., Deutschland

⁸ Leipzig University, Leipzig, Deutschland

⁹ University College London, London, Vereinigtes Königreich

¹⁰ University of Lübeck, Lübeck, Deutschland

Introduction

Ultra-high field MRI and high-performance gradients enhance SNR, enabling increased spatial resolution, but also introduce B_0/B_1^+ inhomogeneities and eddy currents^{1,2}. This study compares four whole-body MRI systems (1.5T to 7T) to assess how field strength and gradient configurations impact BOLD fMRI temporal stability and Diffusion-Weighted Imaging (DWI) quality.

Methods

Data were acquired on four Siemens MAGNETOM systems: (i) 1.5T Sola (XQ gradient), (ii) 3T Skyra Connectom (AS302 gradient), (iii) 7T Terra (XR gradient), and (iv) 7T Terra.X (W60 gradient). Protocols included BOLD fMRI (fBIRN phantom and in-vivo) and DWI (diffusion phantom³ and in-vivo). Analyses were performed via the ACID toolbox⁴ in SPM12. Diffusion tensor imaging (DTI) parameters⁵ and noise maps⁶ were computed for in-vivo subjects. It's important to note these are not the minimum possible voxel resolutions; for instance, the 3T Connectom can achieve 0.8mm DWI resolution in-vivo⁷.

Results and Discussion

For phantom BOLD, 7T Terra.X yielded a 5.2-fold higher temporal signal-to-noise ratio (tSNR) than 1.5T (415 vs. 80), below the theoretical 10-fold gain. In-vivo, 7T tSNR was 2-fold lower than 1.5T, but achieved a 27-fold smaller voxel volume. In DWI phantom tests (not shown in the figures), the 3T Connectom showed the most pronounced EC effects yet the smallest mean ADC variation. The 7T Terra.X exhibited the highest ADC variations and dynamic ECs. While 3T and 7T provided superior anatomical detail in DTI, 7T was more susceptible to noise and B_0 variations. MD showed higher WM/CSF contrast at high fields, likely due to shorter T_2 values and Rician-biased SNR.

Conclusion

This study reveals a critical trade-off: 1.5T systems are limited by resolution, while 7T systems face B_0/B_1^+ variations and compromised DWI stability. The 3T Connectom, utilizing powerful gradients, achieved the best ADC stability. These results demonstrate the necessity for 7T scanners to be equipped with connectom-class gradient systems to maximize data stability and interpretability.

References

1. Ladd et al, Prog Nucl Magn Reson Spectrosc. 2018;109:1-50.
2. Gudino et al., J Magn Reson Imaging. 2023;57:57-70.
3. Sarlls et al., ISMRM 2014, #2655
4. Mohammadi et al., Magn Reson Med. 2010;64:1047-1056.
5. Mohammadi et al., Magn Reson Med. 2012;70:358-369.
6. Veraart et al., Magn Reson Med. 2016;76:1582-1593.
7. Fakhreh et al., Cerebral Cortex. 2024;7:bhae279

Figure Captions

Figure 1: BOLD fMRI stability and quality at 1.5T (Sola) vs. 7T (Terra.X). (A) Phantom: Mean signal, time course, tSNR map, and histogram. (B) In-vivo: Mean signal, time course, tSNR map, and whole-brain histogram for two subjects.

Figure 2: In-vivo DWI SNR and DTI metrics across systems. (A) SNR Maps: 1.5T (2.5mm), 3T (1.5mm), 7T Terra (1.2mm), and 7T Terra.X (1.2mm); arrows indicate B0 signal loss. (B) SNR Histograms: Whole-brain distribution. (C) DTI Maps: FA (axial/sagittal/coronal) and MD/AD/RD (coronal).

Abb. 1

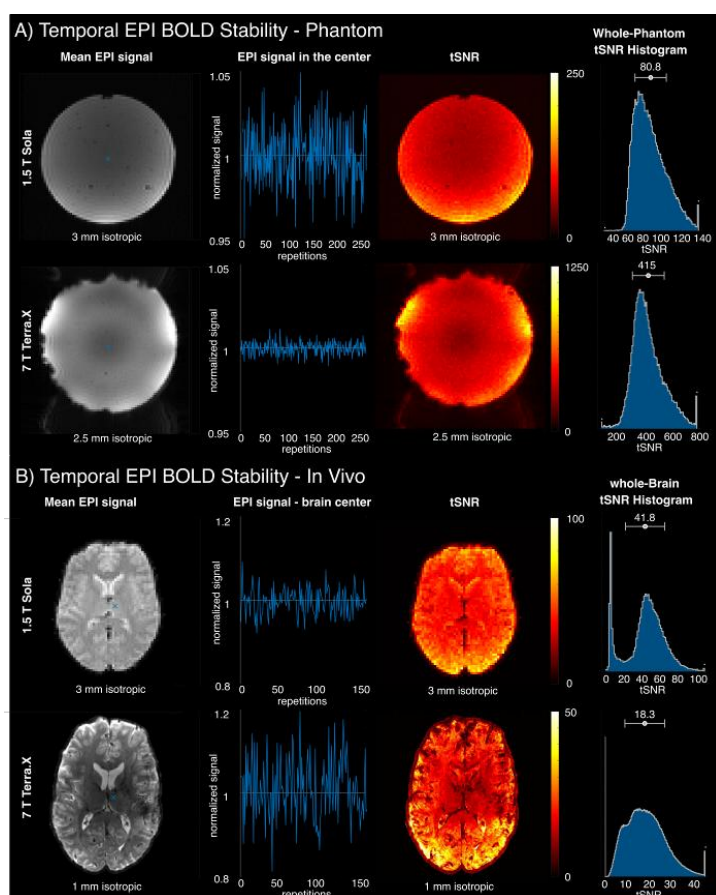
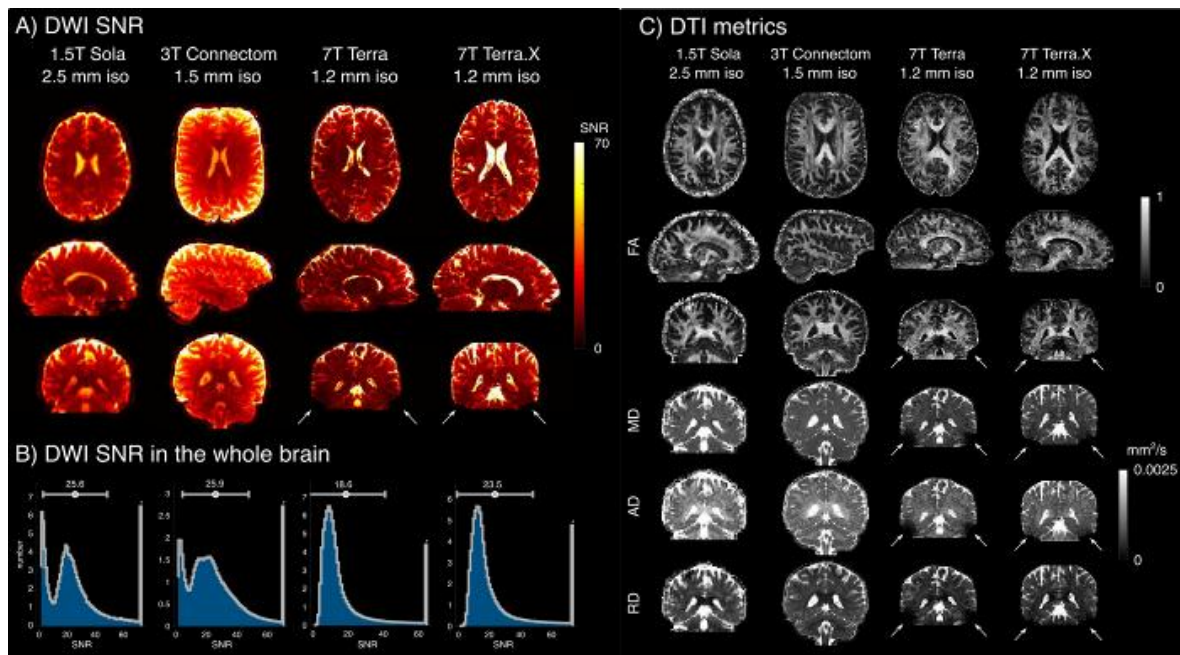


Abb. 2



PS01.09 Q-space trajectory imaging: Comparison of different QTI fit packages and preprocessing implementations

I. Sadigli^{1,2}, A. Hofmann^{1,2}, O. Gödicke^{3,4}, J. Glaser^{1,2}, K. Tkotz², F. Knoll¹, F. B. Laun²

¹ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Computational Imaging Lab, AIBE, Erlangen, Deutschland

² Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

³ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Division of Medical Physics in Radiology, Heidelberg, Deutschland

⁴ Universität Heidelberg, Faculty of Physics and Astronomy, Heidelberg, Deutschland

Introduction

Q-space trajectory imaging (QTI) can be seen as an extension of diffusion tensor imaging (DTI) that is able to reveal basic properties of diffusion tensor distributions within a voxel. The associated technically demanding fitting process has been addressed with several QTI fitting packages. This study compares three QTI fitting packages that differ in constraint strategies and optimization approaches to assess how these choices affect QTI maps.

Material & Methods

Volunteer brain data were acquired with an in-house QTI sequence. Standard EPI preprocessing steps were applied. Three fitting packages, MDM¹, QTI+², and CIWLLS³, received the same preprocessed data. CIWLLS was tested with all constraints active (CIWLLS1) and with anisotropic kurtosis and monotonic decay constraints disabled (CIWLLS2). For synthetic validation, ground truth QTI metrics were calculated with known diffusion tensor distributions and the fit quality was quantified using symmetric mean absolute percentage error (sMAPE) at SNR = 40.

Results

On synthetic data, CIWLLS2 showed the lowest errors, followed by QTI+ and MDM. CIWLLS1 had the largest errors in most metrics and configurations (Figure 1).

On brain data, parameter maps were visually consistent between pipelines for most metrics (Figure 2). MD and V_{MD} histograms differed for MDM compared to QTI+ and CIWLLS2. The largest difference was in C_μ , with MDM appearing brighter in white matter.

Summary

In this study, physics-informed constraints and different fitting strategies were shown to affect QTI parameter fitting. CIWLLS1 produced the largest errors on synthetic data and is therefore not recommended. However, the close agreement of QTI+ and CIWLLS2 for the brain data indicates that they may be used rather interchangeably. C_μ MDM maps differed from those obtained with the other two methods, indicating that care must be taken when comparing C_μ and μFA maps obtained with different fitting packages.

Figures

Figure 1: Fit quality of MDM, QTI+, and CIWLLS (two constraint variants) assessed with sMAPE calculated between ground truth and fitted values under Rician noise with SNR = 40 in 11 synthetic configurations (a) with their ellipsoid visualizations (b). CIWLLS1 shows the largest errors across most metrics and configurations, while CIWLLS2 shows the lowest.

Figure 2: Parameter maps and histograms for MD, V_{MD} , C_{MD} , and C_μ for QTI+, MDM, and CIWLLS. Maps are largely consistent, but histograms differ between pipelines. MDM shows lower histogram peaks for MD and V_{MD} , QTI+ shows an early peak near zero for C_{MD} , and C_μ maps appear brighter in white matter for MDM.

References

1. M. Nilsson et al., "An open-source framework for analysis of multidimensional diffusion MRI data implemented in MATLAB," 2018.
2. M. Herberthson et al., "Q-space trajectory imaging with positivity constraints (QTI+)," 2021.
3. J. Morez et al., "Optimal experimental design and estimation for q-space trajectory imaging," 2023.

Abb. 1

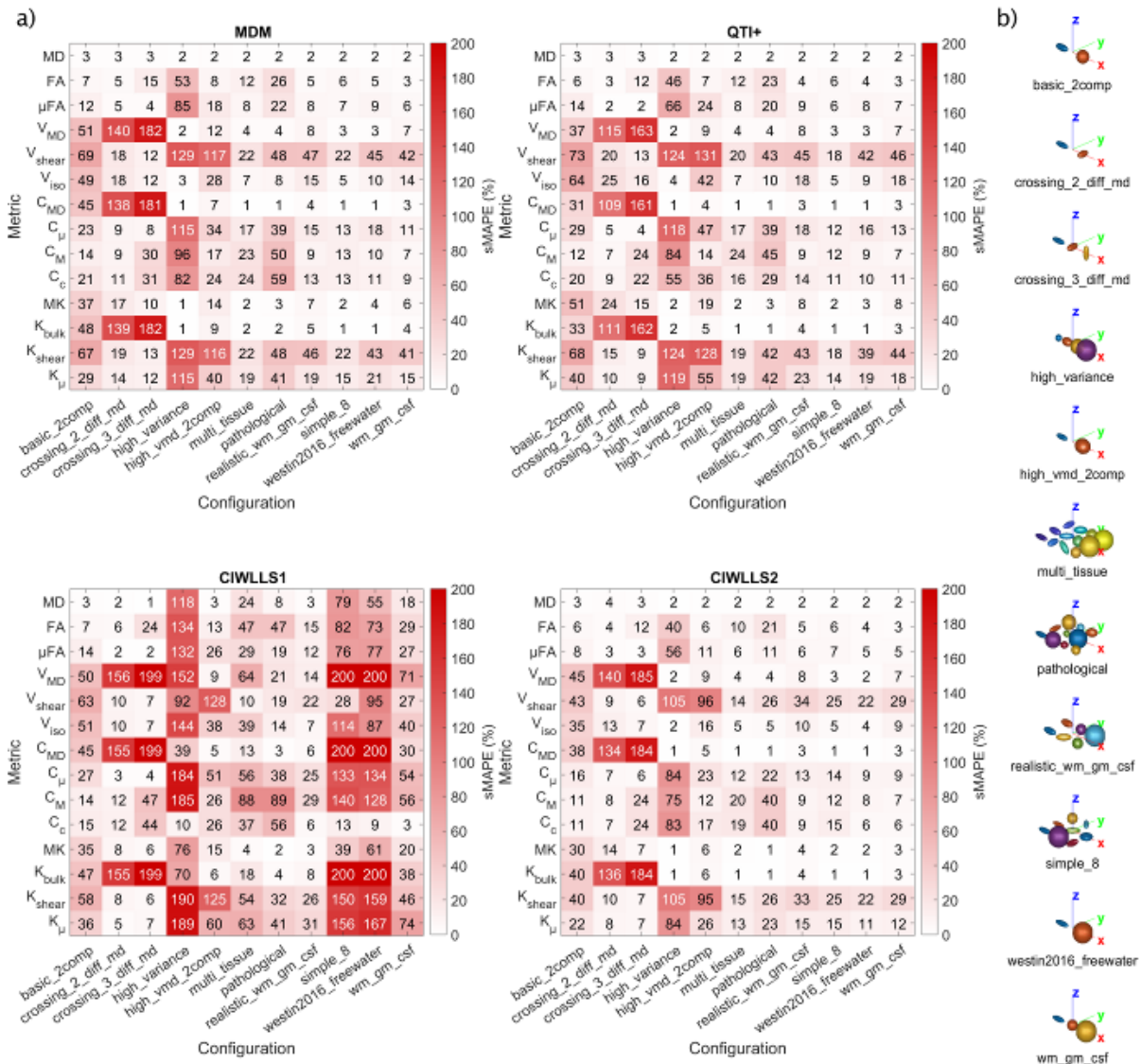
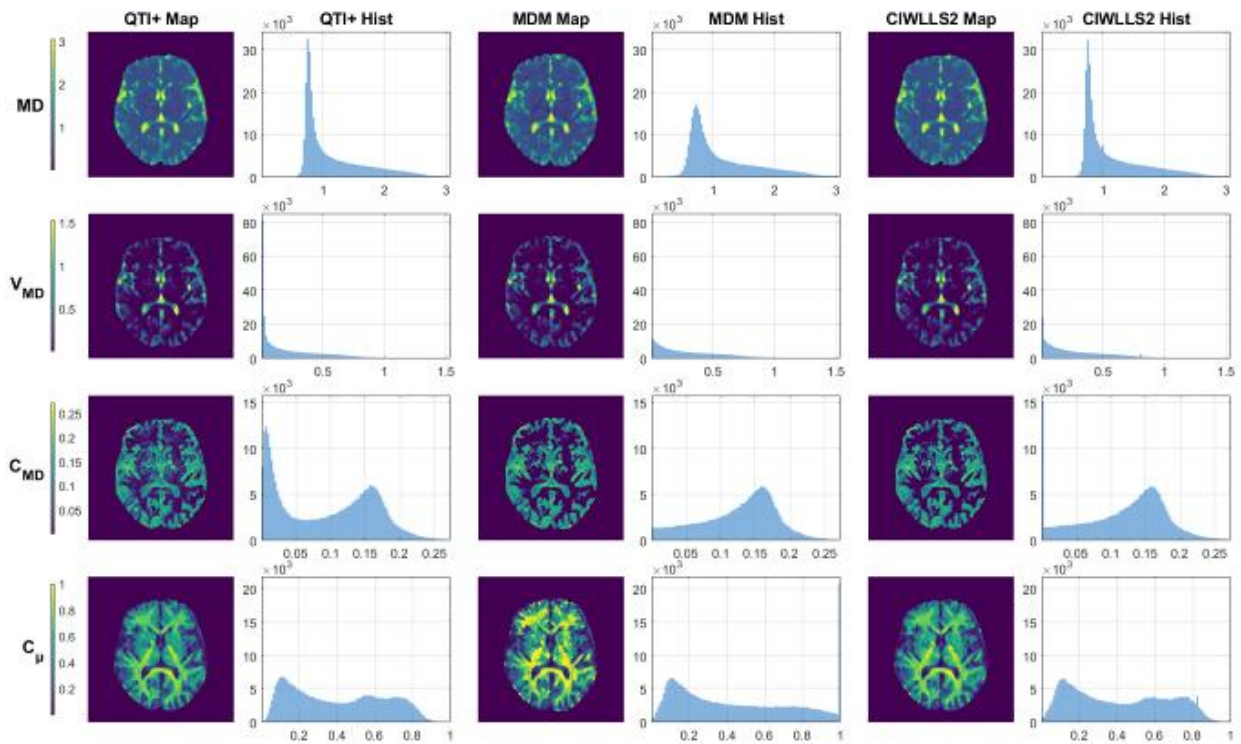


Abb. 2



PS01.10 Eingangsarchitekturen von LNAs bei 11,7 T: Einfluss auf das SNR im MR-System

M. Alem¹, J. C. Hermann¹, S. L. J. Hansen¹, Y. Aksu¹, M. Mahmutovic¹, K. Heil¹, N. Boulant², B. Keil¹

¹ TH Mittelhessen Germany, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Gießen, Deutschland

² Université Paris-Saclay, CEA, NeuroSpin, Paris, Frankreich

Einleitung

Rauscharme Vorverstärker (LNA) bilden die erste aktive Stufe der MRT-Empfangskette und bestimmen maßgeblich das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR): Ihre Rauschzahl (NF) dominiert die Gesamtrauschzahl der Kette, da Rauschbeiträge nachfolgender Stufen mit der Vorverstärkung gewichtet eingehen. Bei Ultra-Hochfeld-MRT (11,7T; ^1H ≈500 MHz) verschärfen sich die Anforderungen durch zunehmende Verluste und parasitäre Reaktanzen. Kommerzielle LNAs für 500 MHz sind kaum erhältlich und nur eingeschränkt an spulenspezifische Impedanzen anpassbar; Eigenentwicklungen sind daher unumgänglich. In dieser Arbeit werden zwei eigenentwickelte LNAs mit unterschiedlicher Eingangsarchitektur (Single- vs. Dual-Transistor) unter identischen Bedingungen verglichen. Während Dual-Transistor-Topologien in der Literatur Vorteile hinsichtlich NF und Stabilität nahelegen [1, 2], liegen für 11,7 T keine quantitativen Vergleichsmessungen vor.

Material & Methoden

Zwei LNAs für ≈500 MHz wurden entwickelt, die sich ausschließlich in der Eingangsstufe unterscheiden; nachfolgende Verstärkerstufe und Leiterplattenlayout sind identisch. Schaltungsauslegung und Optimierung von Verstärkung, S11 und NF erfolgten in ANSYS Electronics Desktop. Die Charakterisierung umfasste S-Parameter- und Verstärkungsmessungen mit einem vektoriellem Netzwerkanalysator sowie die NF-Bestimmung nach der Y-Faktor-Methode [2]. Für MR-Experimente wurden beide LNAs in baugleiche Single-Channel-Loop-Spulen (Ø 6 cm) integriert und am 11,7-T-Scanner (Iseult, CEA, Paris-Saclay) eingesetzt; die Bewertung erfolgte anhand des resultierenden SNR.

Ergebnisse

Beide Vorverstärker zeigen vergleichbare S11 und kein selbstoszillierendes Verhalten. Die Verstärkung beträgt 20,8 dB (Single) bzw. 21,6 dB (Dual), die Rauschzahlen 1,24 dB bzw. 1,20 dB. Trotz vergleichbarer elektrischer Kennwerte erzielt die Dual-Transistor-Variante im MR-Experiment ein höheres SNR als die Bench-Messungen erwarten ließen. Beide Designs verhalten sich unter Sendefeldeinwirkung stabil.

Zusammenfassung

Beide Architekturen verhalten sich im MR-Experiment trotz vergleichbarer Kenngrößen unterschiedlich: Die Dual-Transistor-Variante erzielt bei 11,7 T ein höheres SNR. Rein elektrische Bench-Charakterisierungen sind somit nicht ausreichend, um die Leistungsfähigkeit eines LNA im MR-System vollständig zu bewerten. Zukünftige Modifikationen am Eingangsanpassnetzwerk, rauschärmere Transistoren und Layout-Verfeinerung zielen auf eine NF unter 0,8 dB und damit auf das Niveau etablierter kommerzieller Referenzen.

Abbildung 1: Vergleich von Single- und Dual-Transistor-LNAs. (a) Verstärkung, (b) Rauschzahl, (c,f) simuliertes und (d,e) gemessenes S11 (links: Single, rechts: Dual). Vergleichbare elektrische Kenngrößen.

Abbildung 2: MR-Vergleich bei 11,7 T: Rauschen, Flipwinkelkarte und FA-korrigiertes SNR. Höheres SNR für Dual (Δ ≈+4 %).

[1] B. Razavi, *RF Microelectronics*, 2012.

[2] Keysight, *Noise Figure Measurement (Y-Factor)*, App Note.

Abb. 1

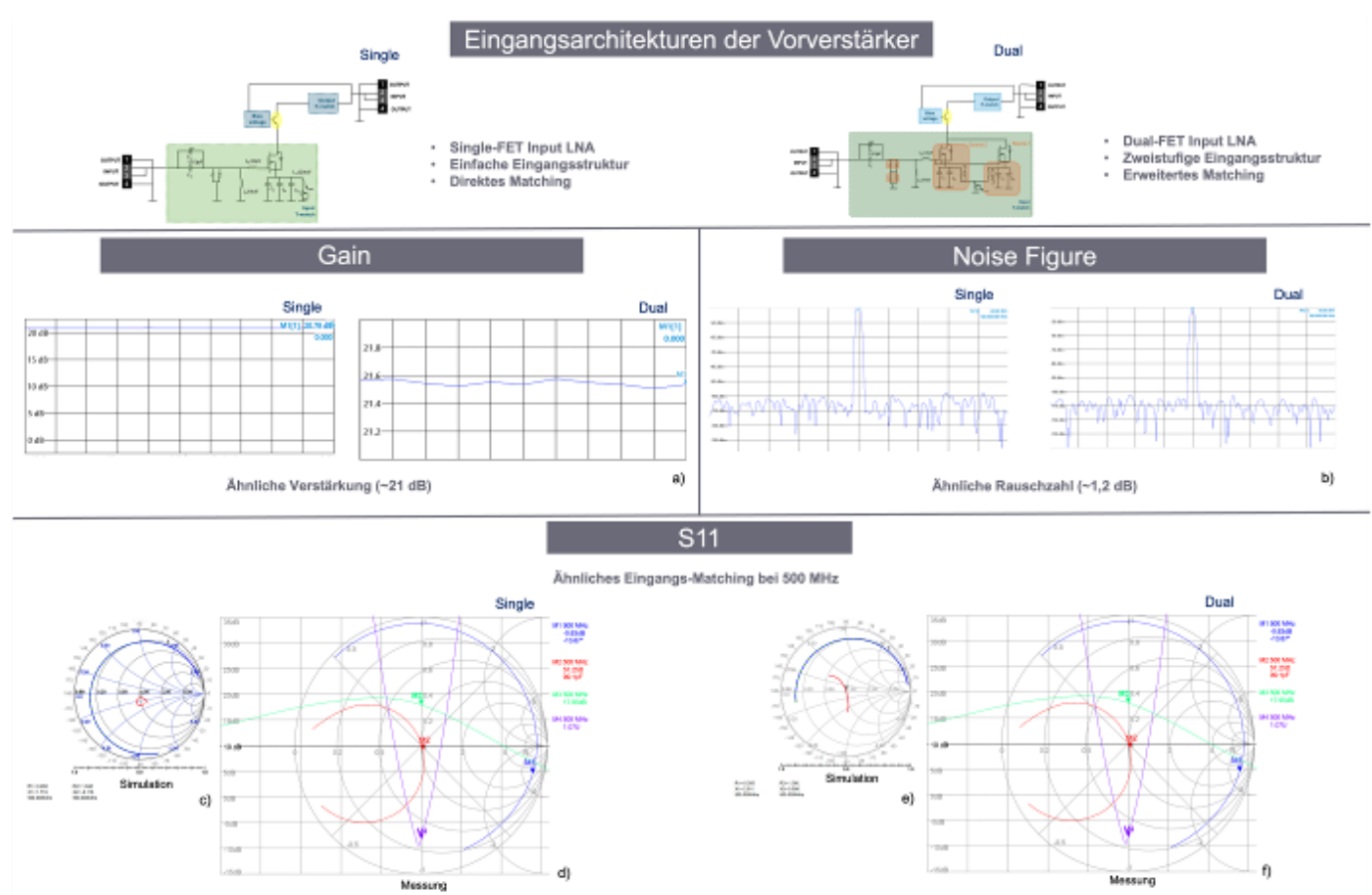
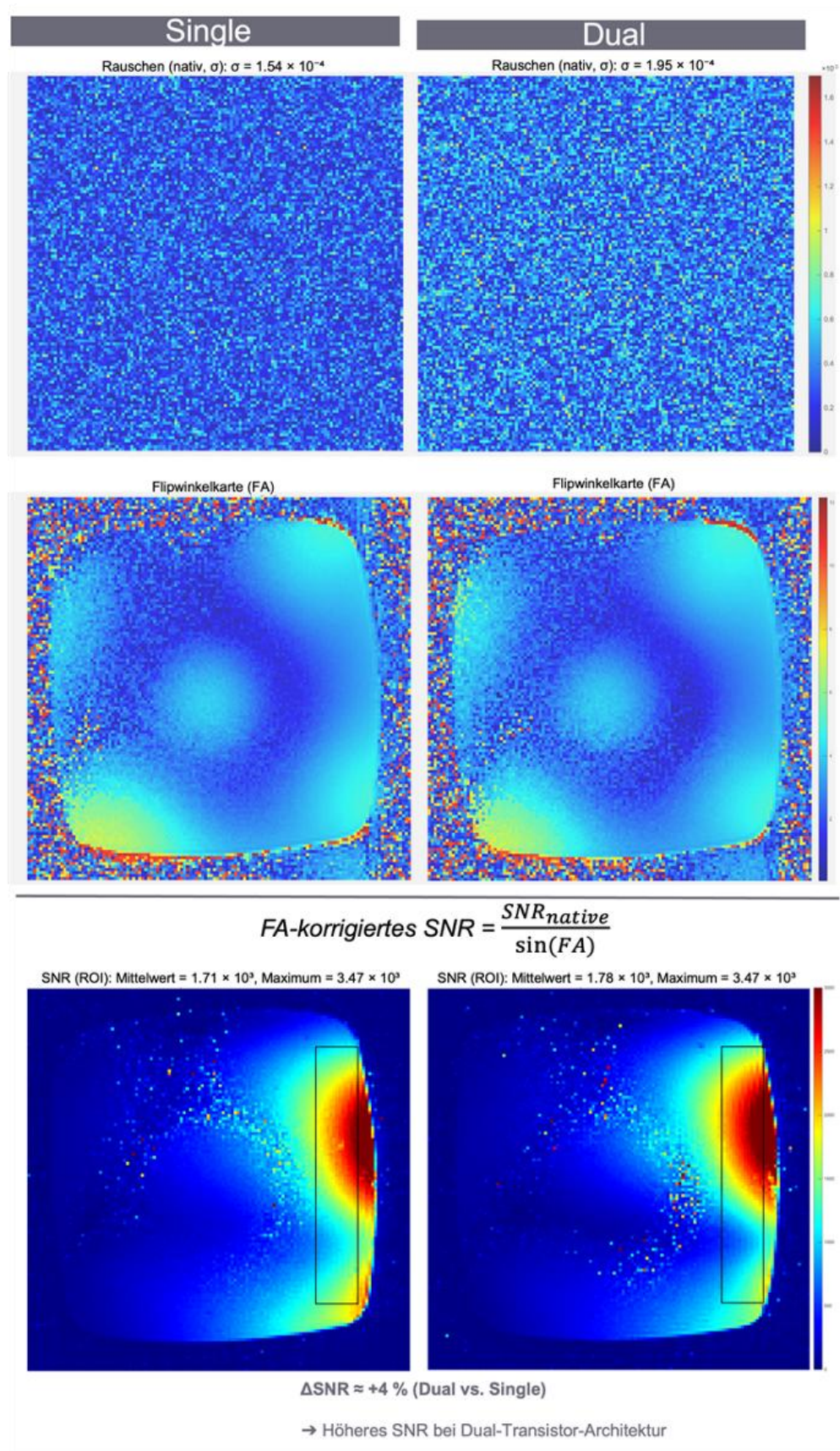


Abb. 2



PS01.11 Modenanalyse einer Birdcage-Sendespeule mittels numerischer Feldberechnung

L. M. Merkelbach¹, S. L. J. Hansen¹, B. Keil¹

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

Einleitung

Birdcage-Spulen sind Volumenresonatoren mit $N/2+1$ Resonanzmoden, von denen nur $m=1$ ein für die MR-Anregung geeignetes homogenes B_1 -Feld erzeugt. Wir stellen eine kompakte analytische Methode vor, die alle Moden einer linear polarisierten Birdcage in einem einheitlichen Formalismus erfasst und Stromverteilung, E -, B - und $B_1^\pm$ -Felder in Sekunden berechnet und anschaulich visualisiert.

Grundlagen

Eine Birdcage mit N Legs besitzt $N/2+1$ diskrete Resonanzmoden. Aufgrund der zylindrischen Symmetrie ergibt sich für die Stromverteilung in der j -ten Masche $I_j = \sin(\frac{2\pi m j}{N})$.¹

Das Magnetfeld B eines stromdurchflossenen Leiterelements $d\vec{l}$ kann quasi-statisch über das Biot-Savart-Gesetz mit dem Strom in jeder Masche berechnet werden^{2,3} $\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int \frac{I d\vec{l} \times (\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3}$. Die Zerlegung $B_{1^+} = \frac{B_x + iB_y}{2}$ und $B_{1^-} = \frac{B_x - iB_y}{2}$ trennt Anregungs- und Detektionsanteil. Aus dem Vektorpotential $\vec{A}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int \frac{I d\vec{l}}{|\vec{r} - \vec{r}'|}$ folgt bei harmonischer Anregung mit Kreisfrequenz ω das E -Feld als $\vec{E}(\vec{r}) = -\frac{\partial \vec{A}}{\partial t} = -i\omega \vec{A}(\vec{r})$.^{2,3}

Methoden

Die analytische Berechnung von Stromverteilung und EM-Feldern ist in MATLAB (2025b, MathWorks, USA) implementiert.

Ergebnisse

Die Methode wurden exemplarisch an einer 16-Leg-Birdcage bei 63,67MHz (1,5T) durchgeführt.

Abb.1 zeigt Stromverteilungen und transversalen E - und B -Felder für 9 Moden: $m=1$ erzeugt wie erwartet ein im Zentrum homogenes B -Feld, höhere Moden zeigen zunehmend komplexe Multipolmuster. Abb.2 schlüsselt für $m=1$ alle sechs Feldkomponenten in drei Ebenen auf; die im Zentrum homogenen B_x - und B_y -Anteile setzen sich zu B_{1^+} und B_{1^-} zusammen.

Zusammenfassung

Diese Methode berechnet E -, B - und $B_1^\pm$ -Felder aller Moden einer linear polarisierten Birdcage und ergänzt bestehende Darstellungen³ um eine vollständige, einheitliche Visualisierung inkl. E -Feld-Topologie. Während die Modenstruktur in Lehrbüchern meist nur über Stromverteilungen oder B_1 -Muster einzeln illustriert wird, erlaubt der Ansatz eine Darstellung aller relevanten Größen und verbindet so Aspekte, die typischerweise getrennt vermittelt werden. Sie eignet sich als didaktisches Werkzeug zum Verständnis der Modenstruktur.

Literaturverzeichnis

1. Jin J. Electromagnetic analysis and design in magnetic resonance imaging: Routledge; 2018.
2. Griffiths DJ. Introduction to electrodynamics: Cambridge University Press; 2023.
3. Mahmutovic M, et al. Abstract #4247, ISMRM 2023; Toronto.

Abb1: Visualisierung der Stromverteilung (links), der E - und B -Felder verschiedener Moden (Mitte, skaliert zur Darstellung der charakteristischen Musterverteilungen). Rechts: 3D-Visualisierung der berechneten Spule mit ihrer Stromverteilung ($m=1$); Markierung der in Abb.2 dargestellten Ebenen

Abb2: Aufschlüsselung der x , y und z Komponenten des E - und B -Feldes einer Birdcage mit $m=1$

Abb. 1

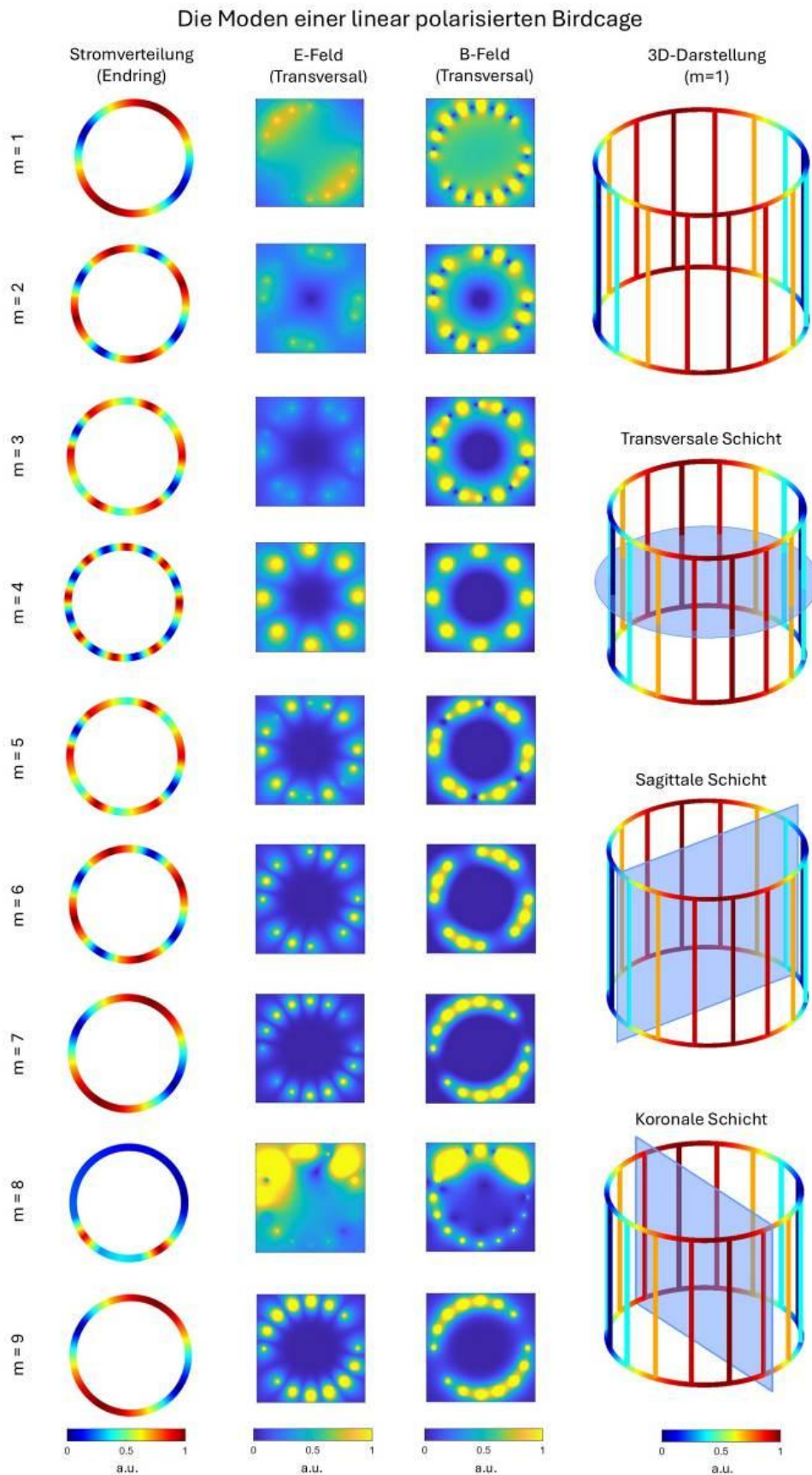
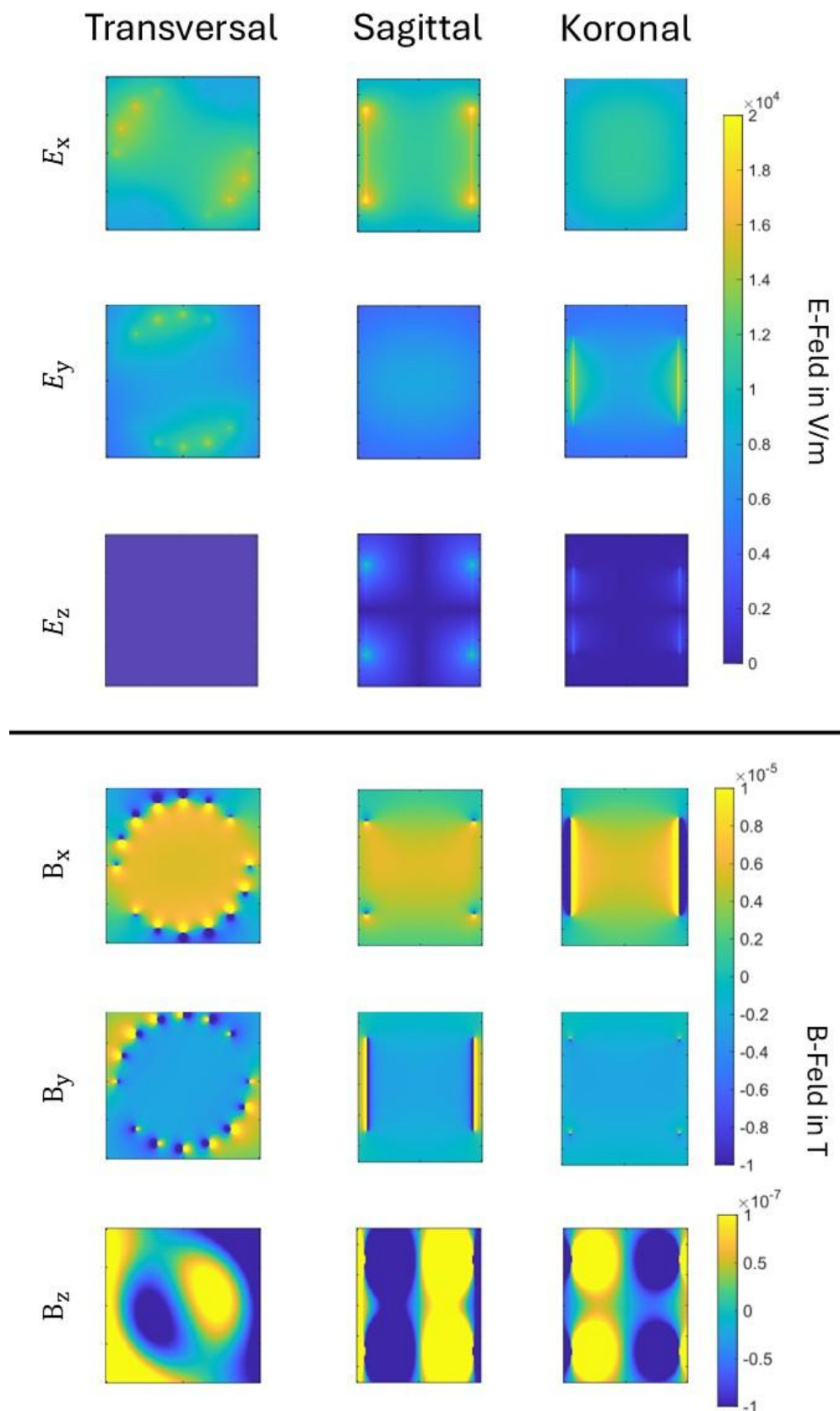


Abb. 2

Linear Polarisierte Birdcage m=1



PS01.12 Omni-directional rotary excitation: A novel preparation concept for detection of biomagnetic signals under spin-lock conditions

P. Albert^{1,2}, S. Antl², L. Torres², T. Griesler^{3,4}, C. L. Schäfer Gómez^{2,5}, T. Kampf^{2,5}, M. Schindehütte⁵, J. Stebani², M. Blaimer^{2,6}, P. M. Jakob², P. Nordbeck¹, M. Gram^{1,2}

¹ Universitätsklinikum Würzburg, Department of Internal Medicine I, Würzburg, Deutschland

² Universität Würzburg, Experimental Physics 5, Würzburg, Deutschland

³ University of Michigan, Department of Radiology, Ann Arbor, MI, Vereinigte Staaten

⁴ University of Michigan, Department of Biomedical Engineering, Ann Arbor, MI, Vereinigte Staaten

⁵ Universitätsklinikum Würzburg, Department of Neuroradiology, Würzburg, Deutschland

⁶ Universitätsklinikum Erlangen, Institute for Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

Introduction

Spin-lock-based MRI is a promising approach for the direct detection of neuronal activity^{1,2}. Unlike BOLD fMRI, it does not rely on neurovascular coupling but is sensitive to ultra-weak magnetic field oscillations³ generated by neuronal currents. Previous approaches are based on detecting only a single dimensional projection of the magnetization induced by the Rotary Excitation (REX) effect. In this work, we propose an improved spin-lock sequence designed to capture the full REX effect, thereby enhancing sensitivity and statistical detection reliability, while preserving stimulus phase information and reducing recovery and, consequently, repetition time.

Methods

Fig.1 depicts the OREX sequence diagram and magnetization evolution. In the presence of an magnetic stimulus field during spin-lock condition, magnetization aligned with the spin-lock axis is tilted away for a resonant condition. This so-called REX effect induces magnetization components that are subsequently tilted into the xy-plane for imaging. The detection capabilities were evaluated on a 3T whole body MRI scanner (MAGNETOM Prisma) using a spherical water calibration phantom doped with 1.25g/L NiSO₄. A 120Hz stimulus field (epileptic high-frequency range) was applied according to the tREX concept³.

Results

Fig.2 demonstrates the feasibility of detecting a 10nT stimulus field. (A) The OREX data points lie on a circle in transverse plane (B) with a phase directly dependent on the stimulus phase. (C) The resonance effect exhibits a FWHM of 6.25Hz. (D) A significant difference ($p < 10^{-16}$) in detection amplitude is found between the resonant condition and both off-resonant ($f_{SL}=140\text{Hz}$) and the no-stimulus conditions.

Conclusion

OREX enables magnetic field detection with enhanced sensitivity compared to existing approaches. The method preserves phase information about the magnetic stimulus field and maintains proportionality between stimulus amplitude and measured response. By efficiently recovering longitudinal magnetization, a substantial reduction of measurement time is achievable which can either be used to compensate for B₁ inhomogeneities or to enhance statistical power by repetition.

References

- [1] Truong, 2019, doi:10.1002/mrm.27654
- [2] Kiefer, 2016, doi:10.1148/radiol.2016150368
- [3] Gram, 2022, doi:10.1038/s41598-022-19275-5

Fig. 1: (A) OREX sequence diagram. **(B)** Magnetization evolution of the OREX method. Rotary excitation leading to spin-tip buildup occurs only in the presence of a resonantly tuned magnetic stimulus field. In this case, transverse magnetization is generated at the acquisition stage.

Fig. 2: (A) In the resonant experiment, data points lie on a circle in complex plane. **(B)** The phase angle in the complex plane is proportional to the stimulus phase. **(C)** At resonance ($f_{SL}=f_{stim}$), the circle radius (OREX amplitude) is maximal. **(D)** Violin plots from repeated detection experiments show a clear separation between resonant and reference conditions.

Abb. 1

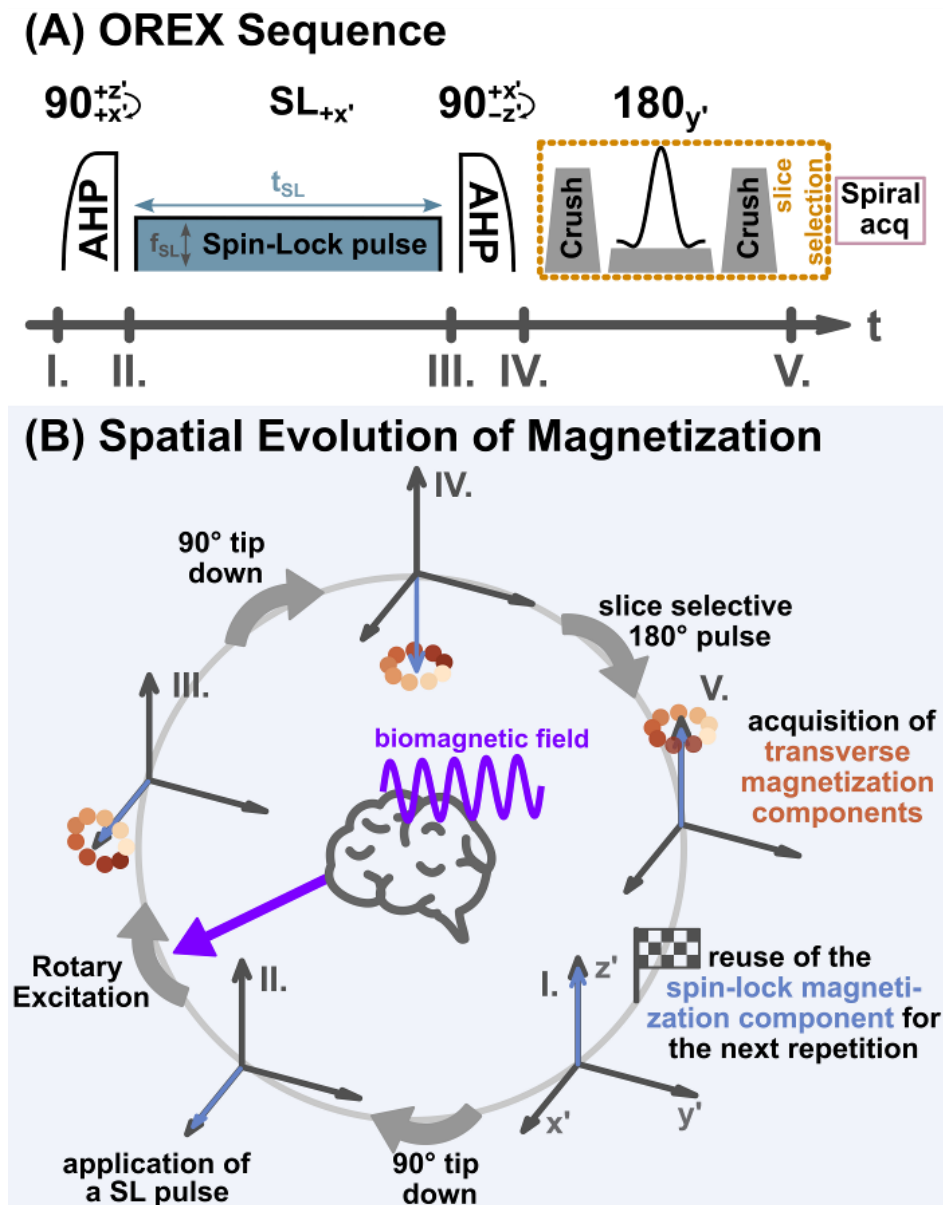
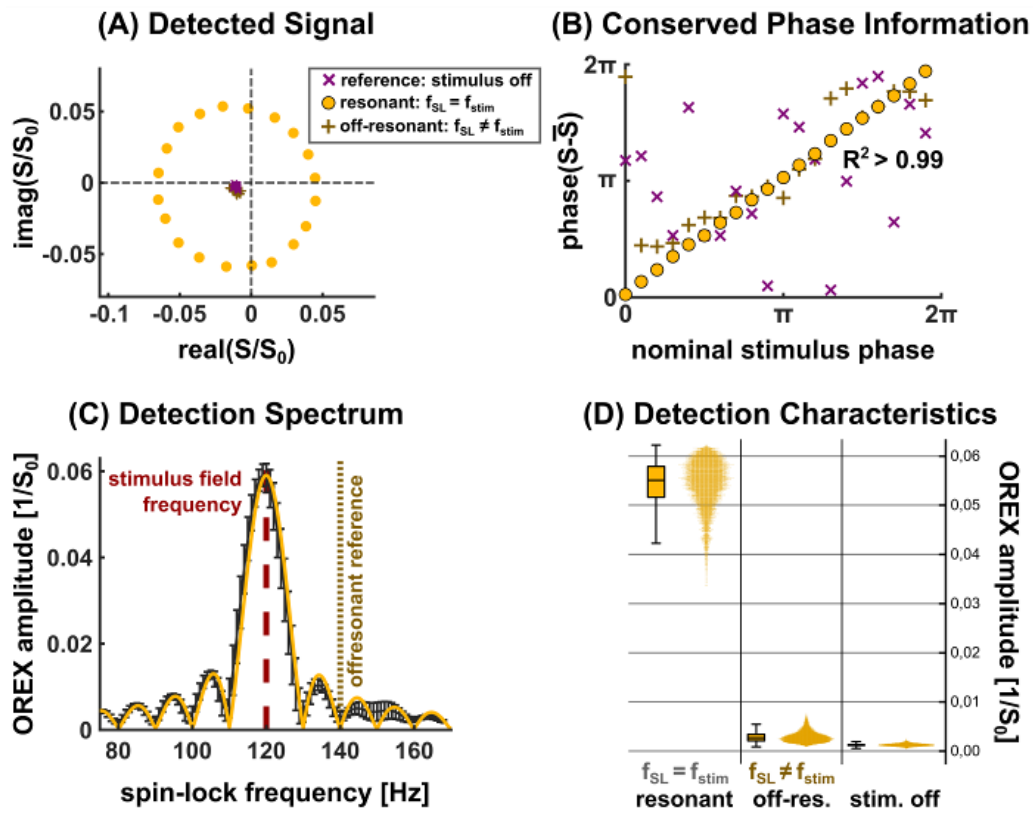


Abb. 2



MRT II (Poster)

PS02.01 Challenges of pTx pulse design for abdominal MRI at 7 Tesla in patients with polycystic kidney disease

J. Schirmer^{1,2}, N. Egger^{1,2}, J. Herrler³, S. Nagelstraßer^{1,2}, C. Kopp^{4,2}, S. Schmitter^{5,6,7}, M. Uder^{1,2}, A. M. Nagel^{1,2,7}

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

² Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Erlangen, Deutschland

³ Siemens Healthineers AG, Erlangen, Deutschland

⁴ Department of Nephrology and Hypertension, Erlangen, Deutschland

⁵ Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Berlin, Deutschland

⁶ University of Minnesota, Center for Magnetic Resonance Research, Minneapolis, MN, Vereinigte Staaten

⁷ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Division of Medical Physics in Radiology, Heidelberg, Deutschland

Introduction

One challenge in ultra-high field MRI is the inhomogeneous transmit magnetic radiofrequency field (B_1^+), causing spatially non-uniform flip angles (FA) and affecting image contrast¹. This is especially problematic for body imaging at 7T and is further aggravated in autosomal polycystic kidney disease (ADPKD), where enlarged kidneys further increase the imaging volume. Fig1. shows kidney images acquired at 7T for a healthy subject and ADPKD patients.

Parallel transmission (pTx) is an effective technique to overcome these challenges yielding improved FA homogeneity. Universal pulses (UP) provide a calibration free and robust solution². However, so far, applications of UPs in abdominal 7 Tesla MRI have mainly been demonstrated in healthy subjects^{3,4}. In this work, dynamic pTx with nonselective kT-point trajectories⁵ was evaluated for imaging both kidneys in ADPKD patients and healthy subjects.

Methods

24 healthy subjects and 20 ADPKD patients were scanned on a 7T MR system (MAGNETOM Terra.X) using an 8Tx/16Rx body coil (RAPID Biomedical GmbH). Channel-wise relative B_1^+ maps⁶ were acquired with a DA-3D-RAD sequence⁴. Absolute B_1^+ was estimated using an AFI⁷ calibration scan. Tailored and universal kT-point pulses with 1–7 sub-pulses were calculated separately for healthy subjects and patients for a target FA of 5° and an SED limit of 0.1256J/kg. Performance was evaluated using the coefficient of variation (CV) within a kidney ROI. Additionally, the UP24 calculated based on healthy subjects was evaluated on ADPKD patients.

Results

Compared with ADPKD patients, healthy subjects exhibited lower CV and more stable mean FA across all kT-points for UP/tailored. Overall, more kT-points improved both FA accuracy and homogeneity. In ADPKD patients, increasing the number of kT-points in the UP reduced CV and improved agreement between mean FA and target FA, although substantial intersubject variability remained. Tailored pulses optimized for patients achieved CV and mean FA values comparable to those of UP in healthy subjects, whereas UPhealthy applied to ADPKD patients yielded a substantially reduced FA homogeneity.

Summary

The approach of UPs from healthy subjects is not directly applicable for ADPKD patients. Good homogeneity can be achieved for ADPKD patients using tailored pulses.

Acknowledgement This project was funded by the DFG under 509149993 (TR 374).

References

1. Erturk et al. *Topics in MRI* (2019).
2. Gras et al. *MRM* (2017).
3. Aigner et al. *MRM* (2022).
4. Egger et al. *MRM* (2024).
5. Cloos et al. *MRM* (2012).
6. V. d. Moortele et al. *ISMRM* (2009).
7. Yarnykh et al. *MRM* (2007).

Fig.1 Example images from healthy subject and two ADPKD patients acquired at 7T. The volume of both kidneys is given. The red arrows mark B_1^+ artifacts.

Fig.2: CV distribution for healthy subjects and ADPKD patients for different number of kT-points and tailored and universal pulses. Mean FA for the pulses in kidney ROI.

Abb. 1

images acquired with an interleaved radial $^{23}\text{Na}/^1\text{H}(\text{pTx})$ sequence with an universal phase shim optimized on 24 healthy subjects

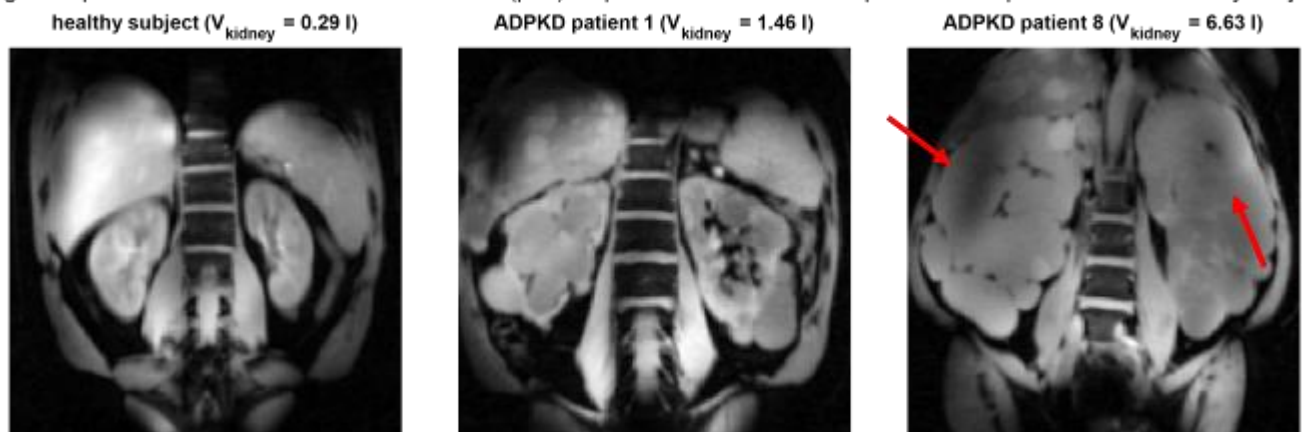
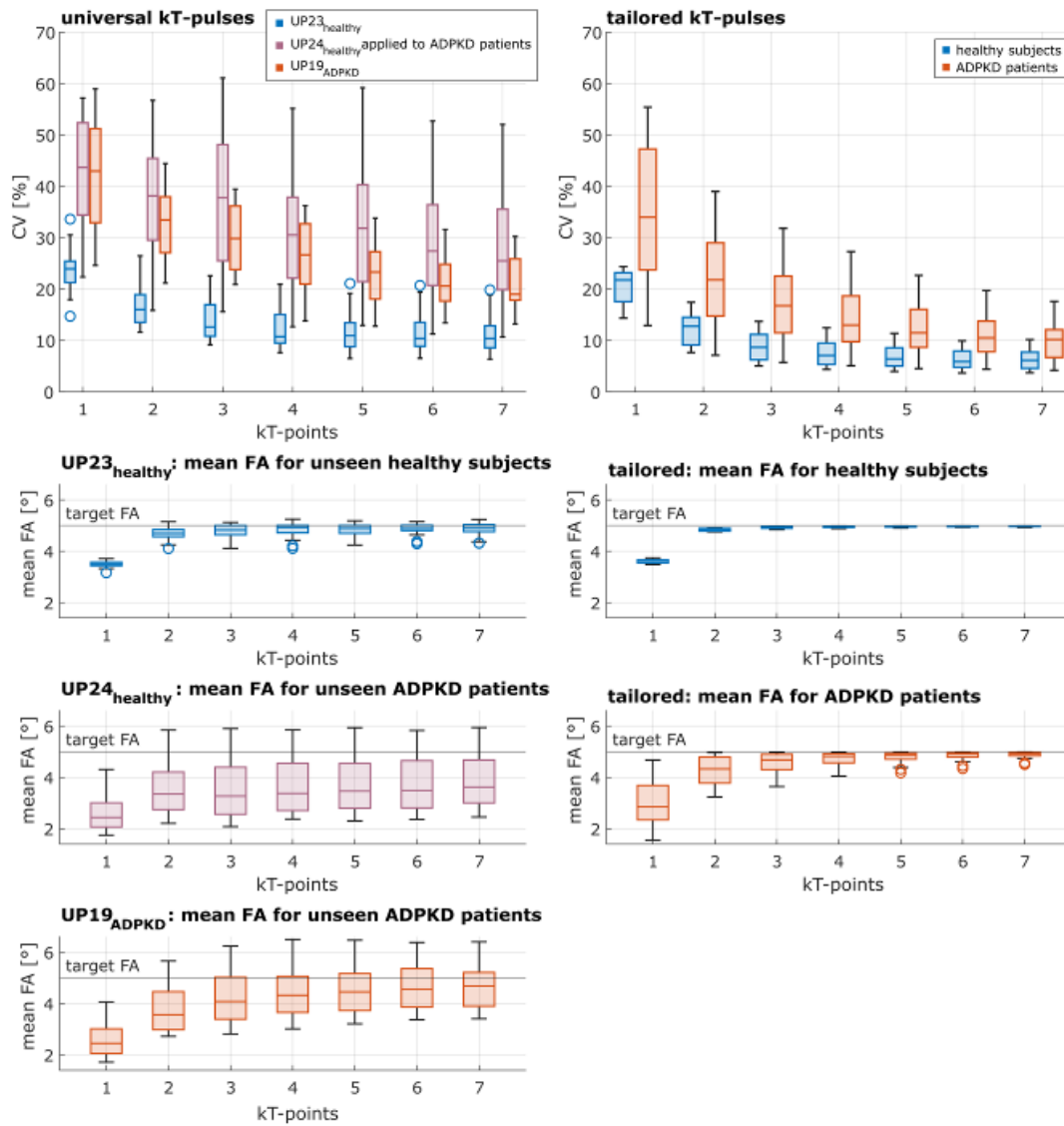


Abb. 2



PS02.02 Vergleich der B_1^+ -Shimming-Performance von Loop- und Dipolantennen in einem 8-Kanal-Spulensystem bei 11,7 T

Y. Aksu¹, S. L. J. Hansen¹, M. Alem¹, N. Boulant², B. Keil¹

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

² Université Paris-Saclay, Commissariat à l'Energie Atomique, CNRS, NeuroSpin, BAOBAB, Gif sur Yvette, Frankreich

Einleitung

Trotz eines höheren Signal-zu-Rausch-Verhältnisses und verbesserten Kontrasts ist die Ultrahochfeld-Magnetresonanztomographie ($>7T$) durch B_1^+ -Inhomogenitäten aufgrund von Wellenlängeneffekten limitiert.¹ Parallel-Transmission (pTx) und Shimming-Methoden wurden entwickelt, um diese Inhomogenitäten zu kompensieren.² In dieser Arbeit wird die statische B_1^+ -Shimming-Performance von Loop- und Dipolantennen in einem für die Ex-vivo-Bildgebung konzipierten 8-Kanal-Spulensystem bei 11,7 T mittels Finite-Elemente-Methode (FEM) verglichen.

Material & Methoden

Um die statische B_1^+ -Shimming-Performance zu beurteilen, wurde das Verhältnis von B_1^+ -Homogenität (Zielwert: 5,85 μT) zur eingespeisten Gesamtleistung berechnet und als L-Kurve dargestellt.³ Zudem wurde die Transmissionseffizienz der Arrays in der Transversalebene (CP-Mode) evaluiert. Dafür wurden acht Antennenelemente aus Kupfer modelliert und ohne Kopplungseffekte separat simuliert (2021, HFSS, Ansys, USA). Als Phantom diente eine vereinfachte Ex-vivo-Gehirngeometrie mit den dielektrischen Eigenschaften von Hirngewebe bei 499,42 MHz. Der Simulationsaufbau ist in Abb. 1 dargestellt. Jedes Antennenelement wurde hochfrequenztechnisch auf die Larmorfrequenz ($f=499,42$ MHz) abgestimmt und auf 50 Ohm angepasst. Die resultierenden B_1^+ -Felder wurden anschließend in MATLAB (R2025b, MathWorks Inc., USA) mittels Phasen- und Amplitudenoptimierung ausgewertet.

Ergebnisse

Die Dipolantennen sind sowohl in der Transmissionseffizienz im CP-Mode (Abb. 2b) als auch im B_1^+ -Shimming effizienter als Loopantennen (Abb. 2a). Zur Veranschaulichung wurden ausgewählte Werte der L-Kurven in einer Tabelle (Abb. 2c) zusammengefasst. Als Beispiel zeigt sich bei gleicher Gesamtleistung von ca. 110 W ein deutlich geringerer Anregungsfehler bei Dipolantennen (25,8 %) im Vergleich zu Loopantennen (39,2 %).

Zusammenfassung

Im Simulationsvergleich von Loop- und Dipolantennen in einem ideal entkoppelten 8-Kanal-Array bei 11,7 T wird deutlich, dass Dipolantennen im Trade-Off zwischen Anregungsfehler (NRMSE) und eingespeister Gesamtleistung effizienter sind. Dipolantennen erzielen bei gleicher Gesamtleistung eine höhere B_1^+ -Shimming-Performance als Loopantennen. Dennoch ist die statische B_1^+ -Shimming-Performance bei beiden Arrays limitiert, da ein Anregungsfehler < 20 % nicht erzielt wird.

Literatur

[1] Le Ster C, *et al.* Magnetic field strength dependent SNR gain at the center of a spherical phantom and up to 11.7T. Magn Reson Med. 2022.

[2] Padormo F, *et al.* Parallel transmission for ultrahigh-field imaging. NMR Biomed. 2016.

[3] Fiedler TM, *et al.* Performance analysis of integrated RF microstrip transmit antenna arrays with high channel count for body imaging at 7 T. NMR Biomed. 2021.

Abb. 1: Simulationsaufbau der 8-Kanal-Arrays.

Abb. 2: B_1^+ -Shimming-Performance der Arrays a) L-Kurven zum Trade-Off zwischen Anregungsfehler und eingespeister Gesamtleistung b) Transmissionseffizienz im CP-Mode c) Ausgewählte L-Kurvenwerte.

Abb. 1

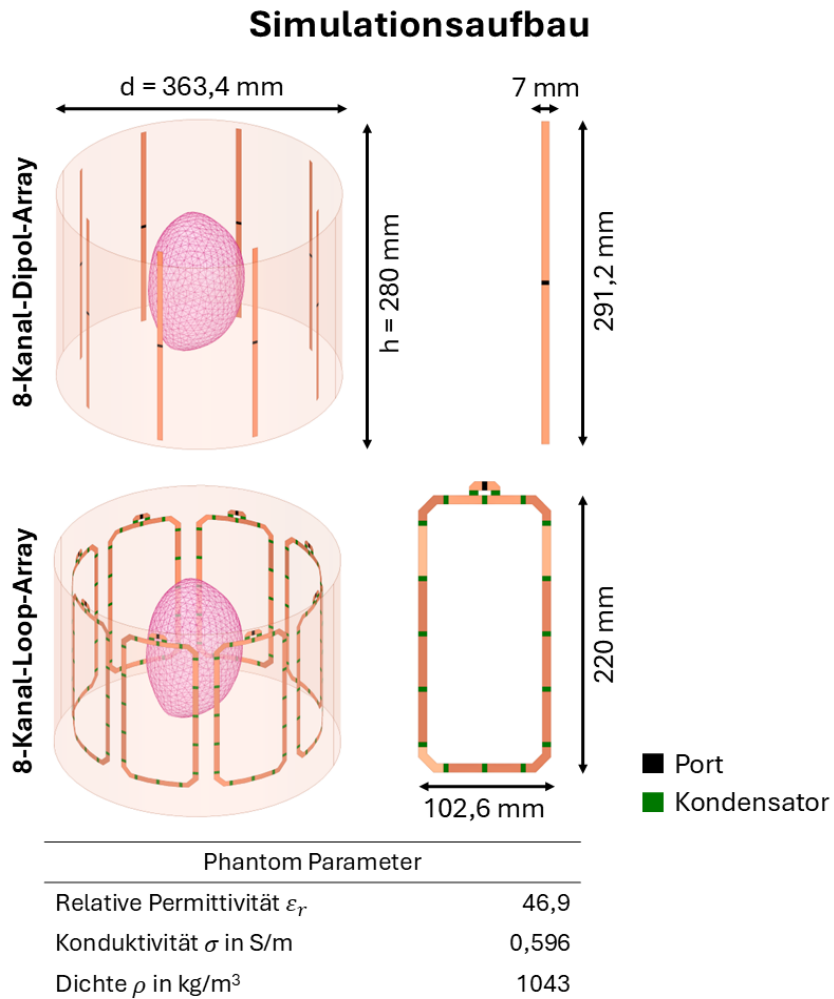
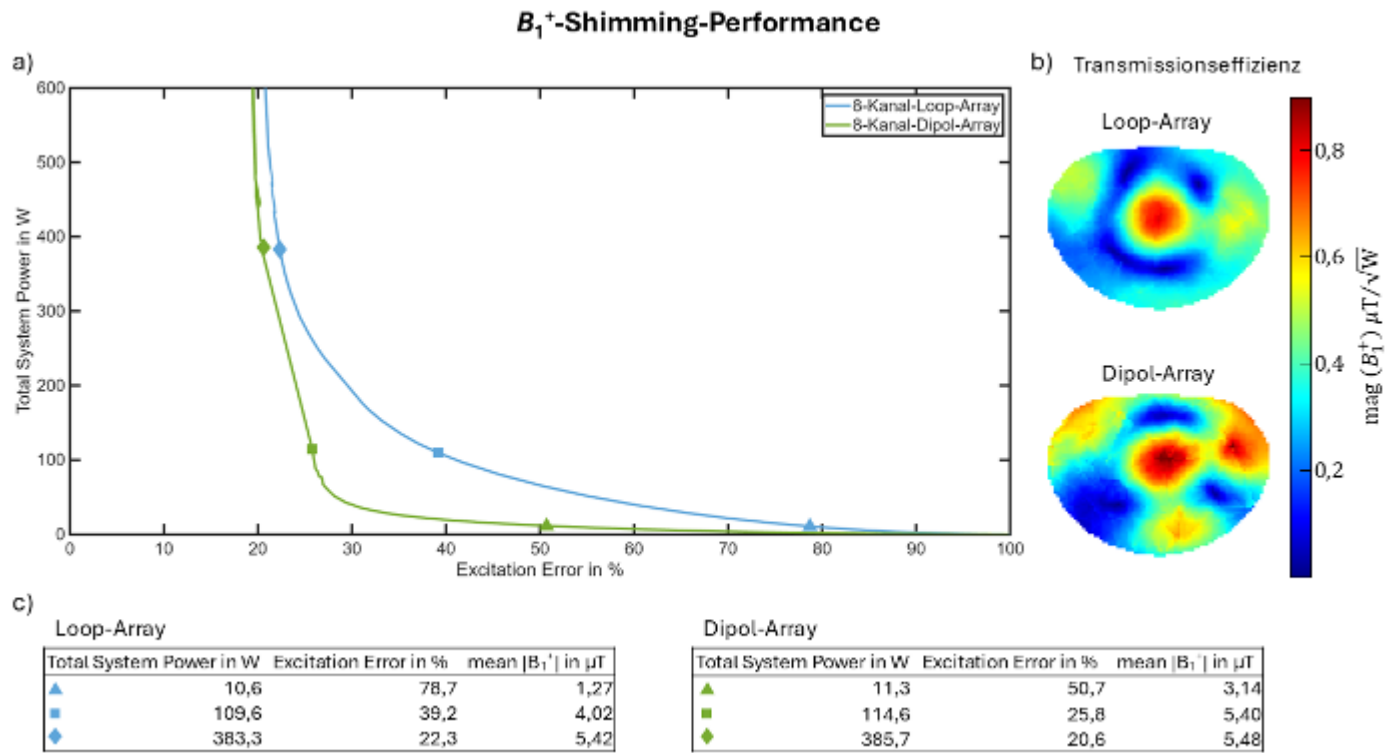


Abb. 2



PS02.03 DTI-ALPS reveals tumor-specific glymphatic changes in Glioblastoma

S. D. Santaniello¹, L. Schmidt¹, A. E. Othman¹, M. A. Brockmann¹

¹ Universitätsmedizin Mainz, Neuroradiologie, Mainz, Deutschland

Introduction

The glymphatic system plays a crucial role in brain waste clearance and fluid homeostasis, and its dysfunction has been implicated in various neurological disorders [1]. Diffusion tensor imaging analysis along the perivascular space (DTI-ALPS) provides a non-invasive surrogate marker of glymphatic system integrity [2]. While glioblastoma is known to disrupt the brain microenvironment, its impact on glymphatic function remains insufficiently understood. This study aims to investigate whether glymphatic integrity, as measured by the DTI-ALPS index, differs between glioblastoma patients and healthy controls (HC), and to assess spatial variations between tumor-affected regions and normal-appearing white matter (NAWM).

Materials & Methods

A cohort of 50 glioblastoma patients alongside 50 age-matched healthy controls was analyzed. DTI data were acquired and processed to calculate DTI-ALPS indices in predefined regions of interest using the established projection and association fiber-based approach along the medullary veins as described by Taoka et al. [2]. In patients, measurements were obtained from the tumor hemisphere and contralateral NAWM, while corresponding regions were evaluated in HC. Statistical comparisons were performed between tumor hemisphere and HC, tumor hemisphere and NAWM, and NAWM and HC, using significance thresholds of $p < 0.05$.

Results

The ALPS index was significantly reduced in the tumor hemisphere compared to HC ($p < 0.001$), indicating impaired glymphatic function in tumor-affected regions. Additionally, a significant difference was observed between the tumor hemisphere and contralateral NAWM ($p = 0.046$), further supporting localized disruption associated with glioblastoma. In contrast, no statistically significant difference was found between NAWM in patients and white matter in HC ($p = 0.208$).

Summary

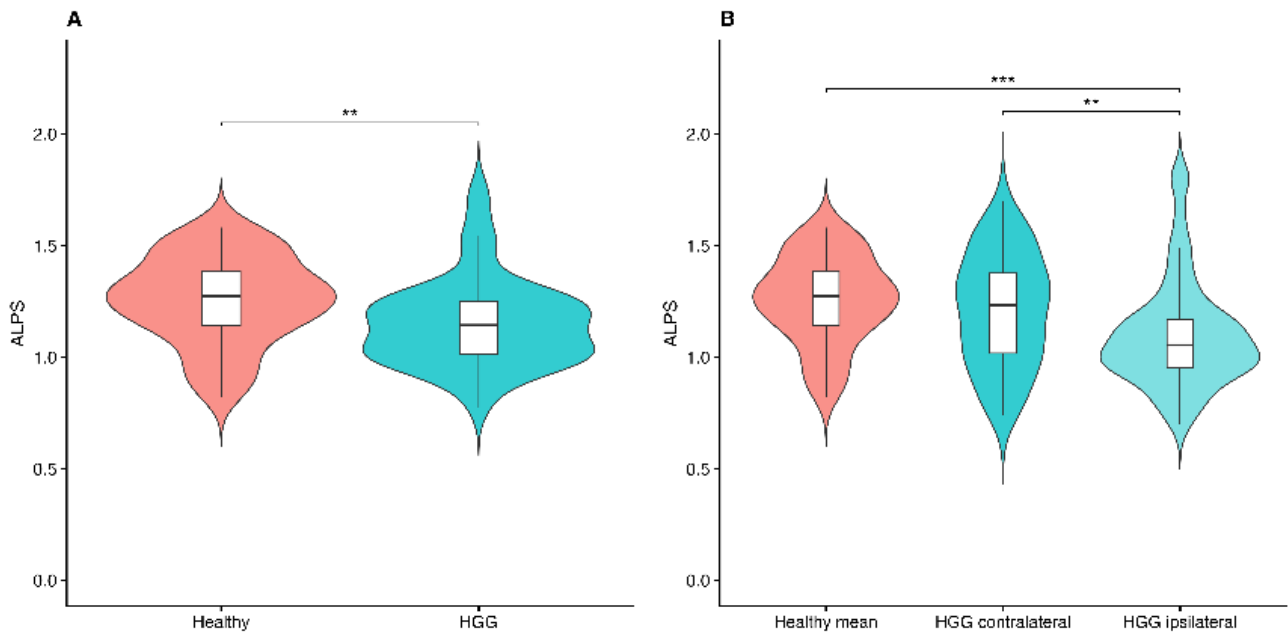
Our findings demonstrate that glioblastoma is associated with regionally confined glymphatic dysfunction, reflected by decreased DTI-ALPS indices in tumor-bearing areas, while NAWM remains comparable to healthy tissue. These results highlight the spatial specificity of glymphatic impairment in glioblastoma and support the utility of DTI-ALPS for characterizing tumor-related glymphatic changes. This approach may provide added value for future studies on disease mechanisms and therapeutic monitoring.

1 Iliff JJ, Wang M, Liao Y, et al. A paravascular pathway facilitates CSF flow through the brain parenchyma and the clearance of interstitial solutes. *Science Translational Medicine*. 2012;4(147):147ra111.

2 Taoka T, Naganawa S. Glymphatic imaging using MRI. *American Journal of Neuroradiology*. 2017;38(9):1649–1656.

Figure 1: Comparison of DTI-ALPS indices between HC and glioblastoma patients.

Abb. 1



PS02.04 B0 map estimation of metallic implants using fat-water separation algorithms

F. Tyrach^{1,2}, M. Rohe^{1,2}, L. Mücke^{1,2}, K. Tkotz^{1,2}, T. Wilferth^{1,2}, M. Uder^{1,2}, F. Knoll³, R. Heiss^{1,2}, F. B. Laun^{1,2}, A. M. Nagel^{1,2}

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

² Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Erlangen, Deutschland

³ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Artificial Intelligence in Biomedical Engineering, Erlangen, Deutschland

INTRODUCTION

Magnetic Resonance Imaging near metallic implants is challenging due to strong B0 field inhomogeneities. Especially, the use of fat saturation methods like chemical shift selective imaging or spatial-spectral pulses are prone to these field inhomogeneities. The use of dynamic fat saturation may compensate these inhomogeneities [1]. Therefore, an accurate method for estimating the B0 map is needed. In this work, the B0 maps resulting from two different fat-water separation algorithms are compared.

METHODS

Data was acquired from a phantom (Figure 1a) consisting of two tubes with peanut oil and a spine implant (two connected titanium screws), which was embedded in agarose, on a whole-body 0.55T system (MAGNETOM Free.Max). For data acquisition a 3D radial density-adapted sequence with quasi-continuous TE sampling [2] was used with three readouts within one TR and isotropic spatial resolution of 2.3mm (FA = 7°, 6000 excitations, TE = 1.9 ms). The data were reconstructed with a sliding window reconstruction, resulting in 22 effective echo times. B0 maps were estimated by two different Fat-water separation algorithms: the 2D graphcut algorithm of Hernando et al [3] was applied to the central slice, and the 3D variable-layer single-min-cut graphcut algorithm of Boehm et al [4] to a volume consisting of the three central slices. Both methods used the identical fat model of a peanut oil agarose phantom from [5]. Apart from a constant neighbourhood regularization no additional B0 map smoothing was used.

RESULTS

Figure 1b) and c) shows the estimated B0 maps (top) and fat fraction maps (bottom) by both algorithms. B0 maps are very similar and show large field inhomogeneities near the screw heads and at the ends of the screws. Hernando's fat fraction map is less consistent with the phantom.

In both cases, regions of agarose near the implant are misclassified as fat. The tubes containing peanut oil are correctly identified. Both algorithms show some inaccuracies at the screw heads, which are erroneously depicted as containing fat on the fat fraction maps, although they are surrounded only by agarose.

CONCLUSION

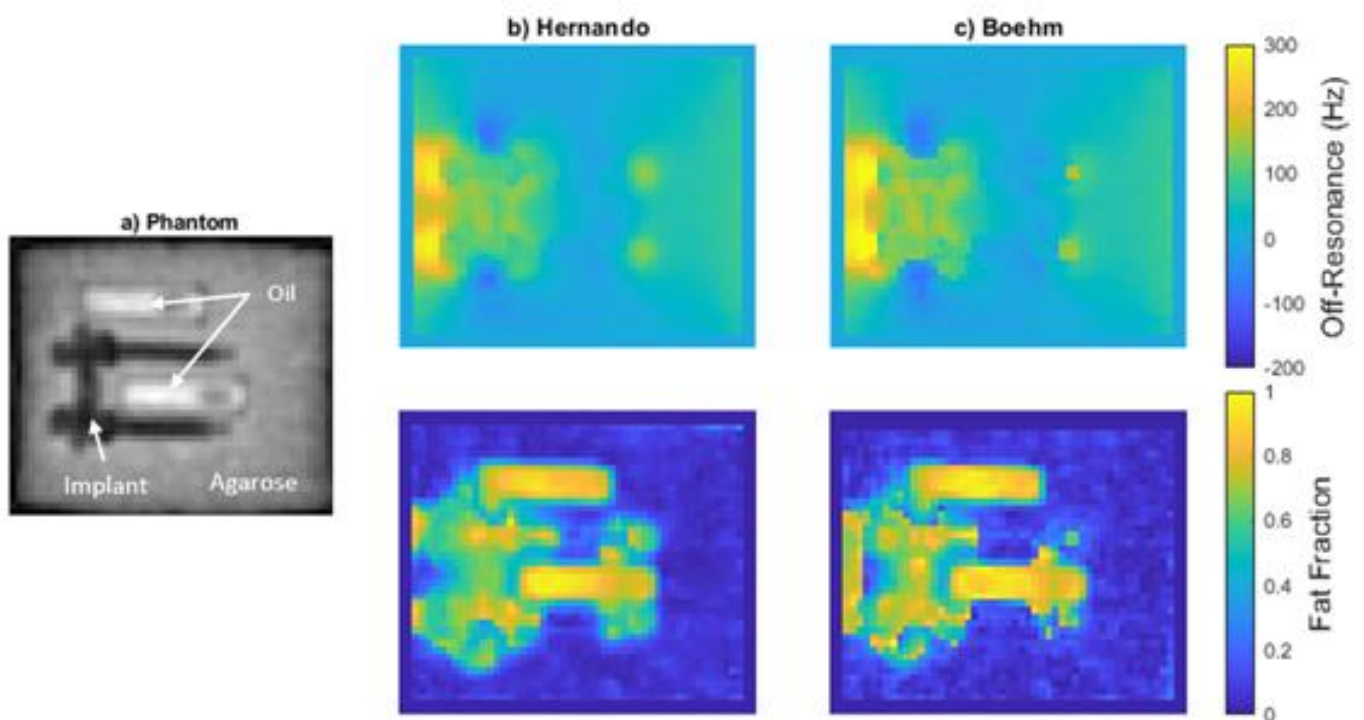
Both methods have similar qualitative and quantitative results in the B0 map. However, the fieldmap from Hernando-method appears more smoothed which is related to greater inaccuracies in the estimated fat fraction near the implant compared to the Boehm algorithm. Boehm-method ensured convergence to the global cost function solution. A possible approach to address this issue could be to mask out the implant.

Figure 1: a) Phantom with two tubes of peanut oil and spine implant embedded in agarose. Resulting B0 map (top) and fat fraction map (bottom) by b) Hernando- and c) Boehm-method.

REFERENCES:

1. Eisen C., *et al.* MAGMA 2024, 257 – 272
2. Rohe M., *et al.* Magn Reson Med 2026
3. Hernando D., *et al.* Magn Reson Med 2008, 571 – 580
4. Boehm C., *et al.* Magn Reson Med 2020, 1697 – 1712
5. Tkotz K., *et al.* MAGMA 2024, 969 – 981

Abb. 1



PS02.05 Correlations of fully integrated whole brain MRSI and CEST at 7T

J. Link¹, M. Freudensprung¹, B. Strasser², L. Hingerl², K. Eckstein², W. Bogner², A. L. Mayer¹, L. Singer¹, S. Lang¹, M. Zaiss¹, A. Dörfler¹, A. Mennecke¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Department of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

² Medizinische Universität Wien, High Field MR Center, Department of Biomedical Imaging and Image-Guided Therapy, Wien, Deutschland

Introduction

Chemical exchange saturation transfer (CEST) imaging and magnetic resonance spectroscopic imaging (MRSI) provide complementary metabolic information. While CEST is sensitive to exchangeable proton pools, MRSI enables spatially resolved metabolite quantification. We investigated voxel-wise correlations between 3D MRSI-derived maps of N-acetylaspartate (NAA), total Creatine (tCr) and glutamate+glutamine (Glx) and CEST contrasts. Both for CEST and 3D MRSI fully automated pipelines were used, enabling reproducible and user-independent acquisition and reconstruction.

Methods

Measurement of one volunteer was acquired at a 7 T-MRI system (Magnetom™ Terra.X, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) with an 8Tx/32Rx head coil. 3D-MRSI was performed with a Plug-and-Play package¹ combining an FID-MRSI sequence based on concentric ring encoding and through-plane phase encoding² with on-scanner reconstruction including water/lipid removal³ and spectral fitting⁴. The CEST whole brain dataset was acquired using a new high resolution CEST sequence⁵ with deep learning based CEST evaluation⁶. The resolution was 3.4 mm isotropic for MRSI and 1 mm isotropic regarding CEST. WM and GM masks were obtained from MP-RAGE⁷ images using SPM segmentation. Correlations were assessed voxel-wise using the Pearson coefficient and stratified by tissue class.

Results

Correlations were generally weak and tissue-dependent. GM showed weak positive associations, whereas WM exhibited minimal correlations. Voxels in the transition region showed consistently stronger relationships, indicating partial volume effects. Amide contrast demonstrated slightly more consistent associations with NAA, tCr and Glx than amine contrast. Figure 1 shows representative maps; Figure 2 illustrates voxel-wise correlations by tissue class. Discussion and conclusion:

The observed weak correlations are congruent with the fact that CEST contrast is linked to underlying metabolite distributions. However, the weakness of these correlations suggests that multiple other molecular and microstructural factors contribute to the CEST signal. These findings highlight the value of combining 3D MRSI and CEST to better interpret metabolic contrast in vivo.

References

1. Strasser et al. Plug "n Play MR Spectroscopic Imaging at 7T with Full Scanner Integration, UNPUBLISHED
2. Hingerl et al. Invest Radiol. 2020. doi: 10.1097/RLI.0000000000000626.
3. Weiser et al. MRM. 2025 doi: 10.1002/mrm.30402.
4. Shamaei et al. doi: <https://doi.org/10.1101/2025.01.02.25319930>
5. Freudensprung et al, (076) ESMRMB 2025, doi.org/10.1007/s10334-025-01278-8
6. Rajput et al. MICCAI 2023 10.1007/987-3-031-43994-4_44
7. Herrler et al. MRM 2021 doi: 10.1002/mrm.28643. **Figure 1:** 3D maps of CEST MRI (top) and MRSI (bottom).

Figure 2: Tissue masks and voxel-wise correlations.

Abb. 1

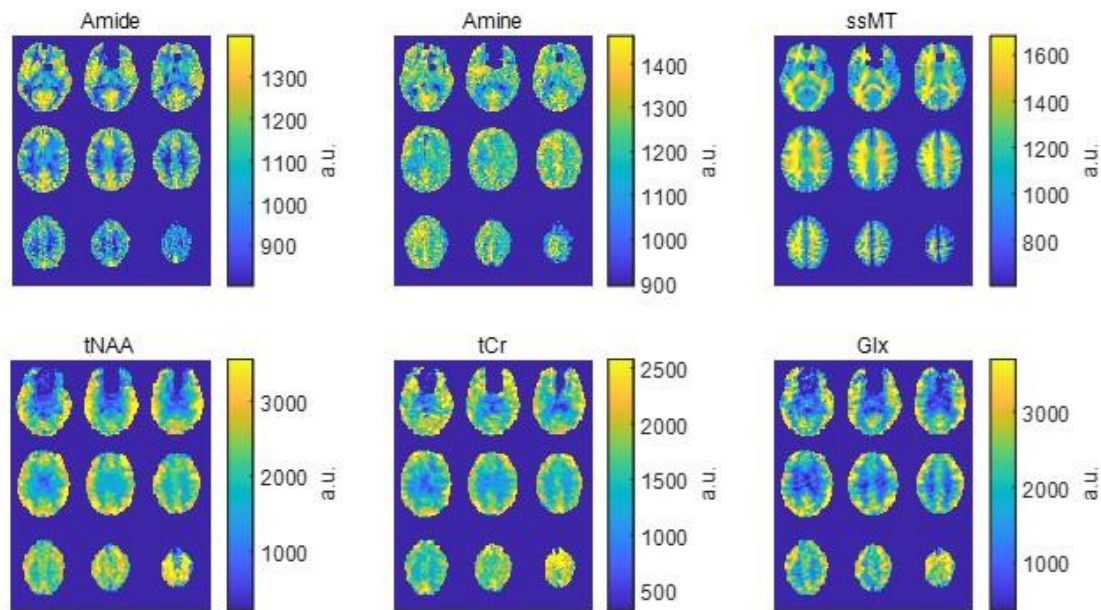
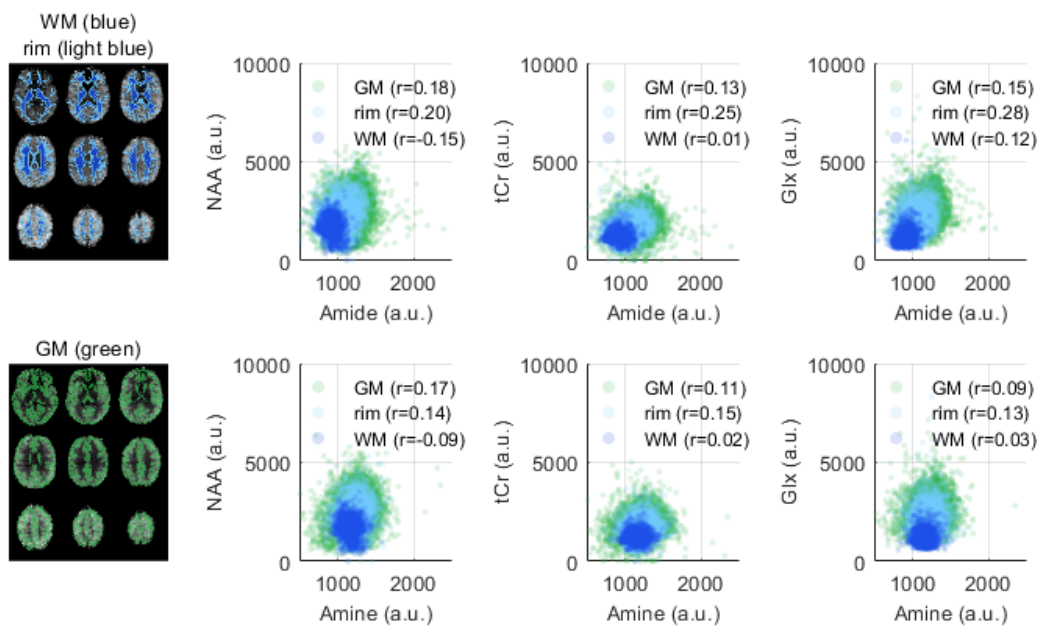


Abb. 2



PS02.07 Multiparametric *in-vivo* MR imaging of endometriotic lesions in a minimally invasive mouse model

A. Puke¹, M. Lipps¹, L. Wachsmuth¹, B. Pradier¹, C. Faber¹

¹ Universität Münster, Münster, Deutschland

Endometriosis is a gynecological disease characterized by ectopic endometrium-like tissue, affecting $\approx 10\%$ of reproductive-age women. Diagnosis remains challenging due to nonspecific symptoms, absent biomarkers and pronounced lesion heterogeneity [1]. To address these limitations, multiparametric MRI (mpMRI) is explored in preclinical models to improve lesion detection and characterization. A key challenge is the dynamic heterogeneity of lesions, changing in composition and structure over time. Fibrosis within and surrounding lesions is pivotal, as it reflects progressive structural remodelling and represents a potential imaging target. Identification of inflammatory markers and investigation of endometriosis-associated pain mechanisms are additional research objectives.

A minimally invasive mouse model is employed using $n=6$ female C57BL/6J mice. Recipient (ENDO) mice receive i.p. injections of uterine tissue fragments (40 mg) derived from healthy C57BL/6J donor, inducing lesions that represent morphological and inflammatory features of endometriosis in patients [2]. Over six weeks, ENDO mice undergo longitudinal MRI biweekly using a Bruker 9.4 T BioSpec Maxwell under isoflurane anesthesia. To minimize motion artifacts during abdominal imaging, Buscopan (5 mg/kg, i.p.) is administered, enabling a scanning window of ≈ 80 min. To capture endometriotic lesion heterogeneity, anatomical 3D imaging is performed with T1- (FISP, TR/TE/Res.: 5/2.4 ms/0.12 mm³) and T2-weighted (Turbo RARE, TR/TE/Res.: 2000/103.05 ms/0.15 mm³) sequences. Quantitative techniques include T1- (TR/TE/Res.: 1166.5/4.8 ms/0.5 mm²) and T2-mapping (TR/TE/Res.: 2500/8.2–263.4 ms/0.5 mm²), and diffusion imaging (TR/TE/Res./Dir., b-val.: 2000/18.1 ms/0.25 mm²/6/100,200,400,600,800,1000).

MRI examinations to date show lesions were reproducibly induced and successfully detected, partially confirmed by histology, with accompanying peritoneal inflammation and lymph node enlargement. Preliminary analysis ($n=4$ lesions, weeks 4–6) yielded T1 and T2 relaxation times of (1507 ± 372) ms and (54 ± 16) ms respectively, and an apparent diffusion coefficient of (0.0035 ± 0.0019) mm²/s. The results are within a physiologically plausible range but show considerable variability, likely reflecting both lesion heterogeneity and technical factors, particularly partial volume effects due to small lesion size. At this stage, the results should be considered exploratory, as subtype differentiation and histological validation are pending.

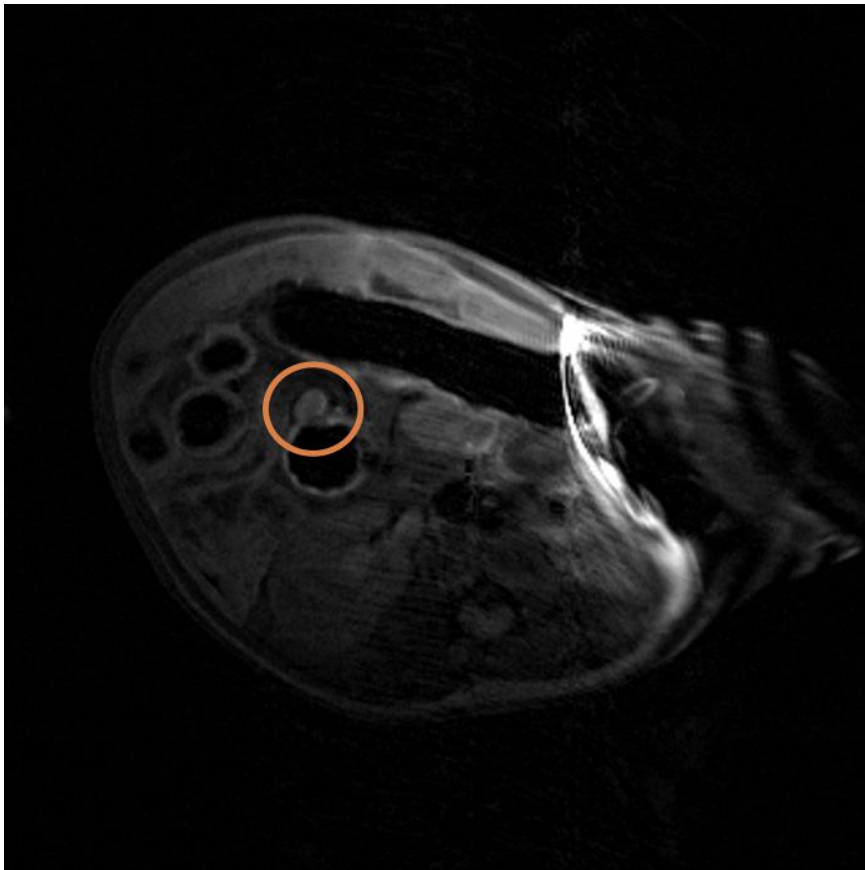
Overall, mpMRI holds promise for improved localization and characterization of endometriotic lesions and assessment of inflammatory processes, with potential to provide longitudinal insights into lesion development and formation mechanisms.

[1] K. T. Zondervan et al. *New England Journal of Medicine*, 2020. doi:10.1056/NEJMra1810764

[2] K. N. Dodds et al. *Biology of Reproduction*, 2017. doi:10.1093/biolre/iox132

Fig.1: T2 weighted image of confirmed endometriotic lesion.

Abb. 1



PS02.08 Whole brain CEST imaging for clinical studies at 7T

M. Freudensprung¹, M. Duarte¹, L. Singer¹, A. Dörfler¹, M. Zaiss^{1,2}

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Neuroradiologie, Erlangen, Deutschland

² Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering, Erlangen-Nürnberg, Deutschland

Introduction

Existing comprehensive Chemical Exchange Saturation Transfer (cCEST)¹ approaches for large clinical trials either cover only a brain slab or achieve whole-brain coverage at very low resolution or via multishot techniques. Large-scale clinical application requires stable, time-efficient, and reproducible sequences with push-button evaluation.

Methods

A new sequence with advanced undersampling and deep learning reconstruction enables acceleration up to CAIPIRINHA² R=12, extending the FOV to whole-brain coverage at an interpolated isotropic resolution of 1 mm. The MIMOSA³ saturation scheme requires B1 maps acquired in CP and EP mode, obtained via multi-transmit channel mapping using the DREAM⁴ sequence. B₀ mapping is performed either with the WASABI⁵ approach or using B₀ maps from the QSM⁶ acquisition within the same study protocol. Total acquisition time is approximately 17 minutes.

Evaluation adapts the existing pipeline⁹ from the cCEST project, including OC-Pulses⁷, co-registration, B₀ and B₁ correction, fitted 2 and 4 μ T analysis, and the neural network-based PICAE⁸ approach for low-power CEST. Pipeline runtime has been reduced to approximately 45 minutes at 1 mm isotropic resolution on a workstation (i7-14700K, 128 GB RAM, NVIDIA RTX 2000).

Results

Healthy subject data (Figure 1, left) demonstrates clearly resolved gyral structures and full sagittal whole-brain coverage. Patient data (Figure 1, right) shows complete tumor visualization at high resolution, with only minor co-registration challenges due to mass effect. Figure 2 presents the patient dataset as a 3D visualization.

Discussion & Conclusion

Combined with fast B1 mapping, the new CEST sequence extends the established cCEST framework to whole-brain coverage. Deep learning-based reconstruction^{10,11} makes this clinically feasible. The sequence and push-button evaluation pipeline enable deployment of comprehensive CEST imaging in large clinical trials.

References

1. Fabian et al. doi: 10.1002/nbm.5096
2. Breuer et al. doi: 10.1002/mrm.20401
3. Liebert et al. doi: 10.1002/mrm.27762
4. Ehse et al. doi: 10.1002/mrm.27773
5. Schuenke et al. doi: 10.1002/mrm.26133
6. Committee QCO et al. doi: 10.1002/mrm.30006
7. Stilianu et al. Doi: 10.1101/2025.08.21.671490
8. Rajput et al. doi: 10.1007/978-3-031-43993-3_44
9. https://gitlab.cs.fau.de/al52aros/cest_eval (upon request)
10. Hammernik et al. doi: 10.1002/mrm.26977

11. Liu et al. doi: 10.3174/ajnr.A8662

12. <https://www.seevr.nl/> (17.04.2026) **Figure 1:** One healthy volunteer (M33) and one Patient with an extensive glioblastoma (W62)

Figure 2. 3D visualization using SeeViewer¹², (A)MPRAGE; (B)1 μ T-ssMT, (C)1 μ T-NOE, (D)2 μ T-Amines

Abb. 1

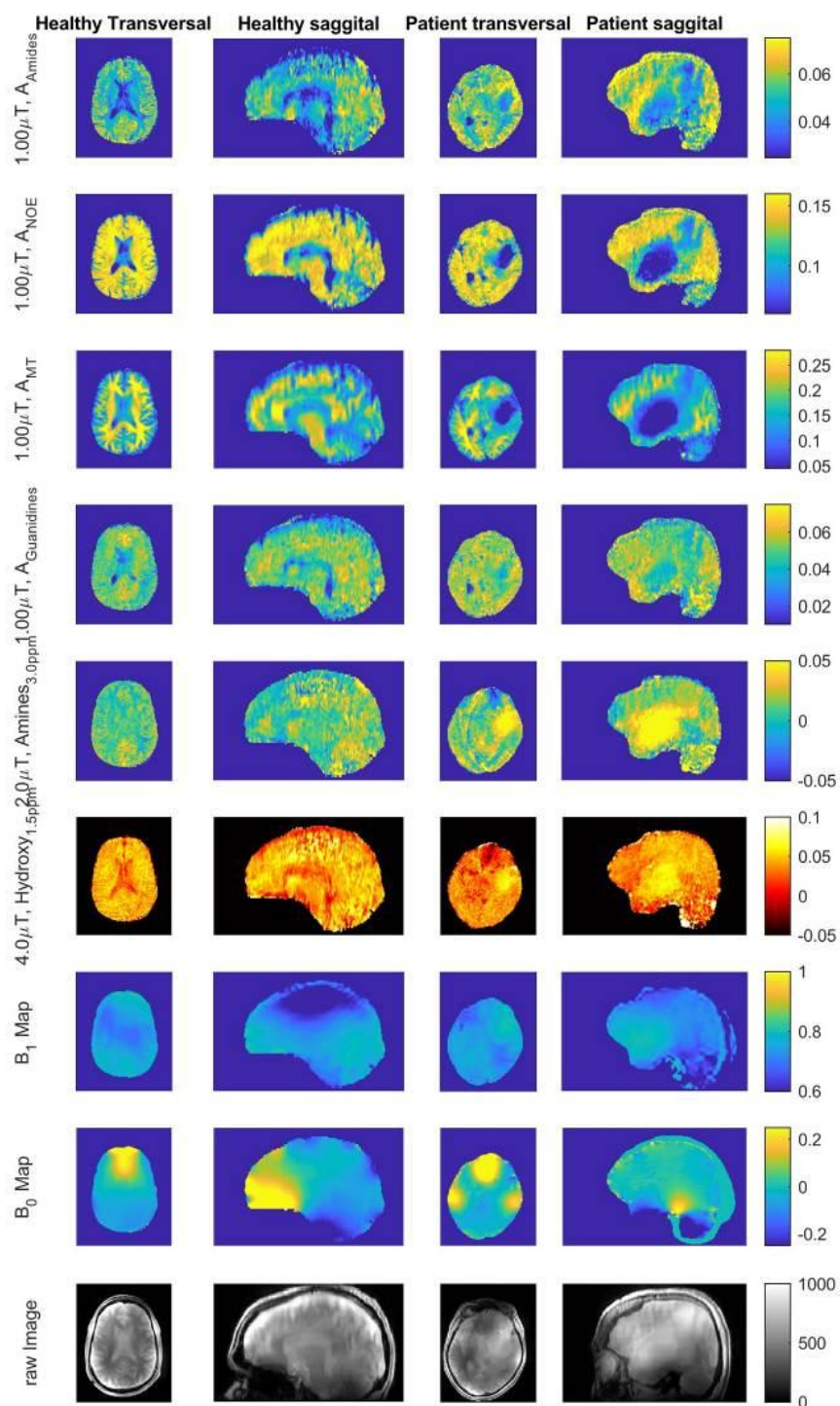
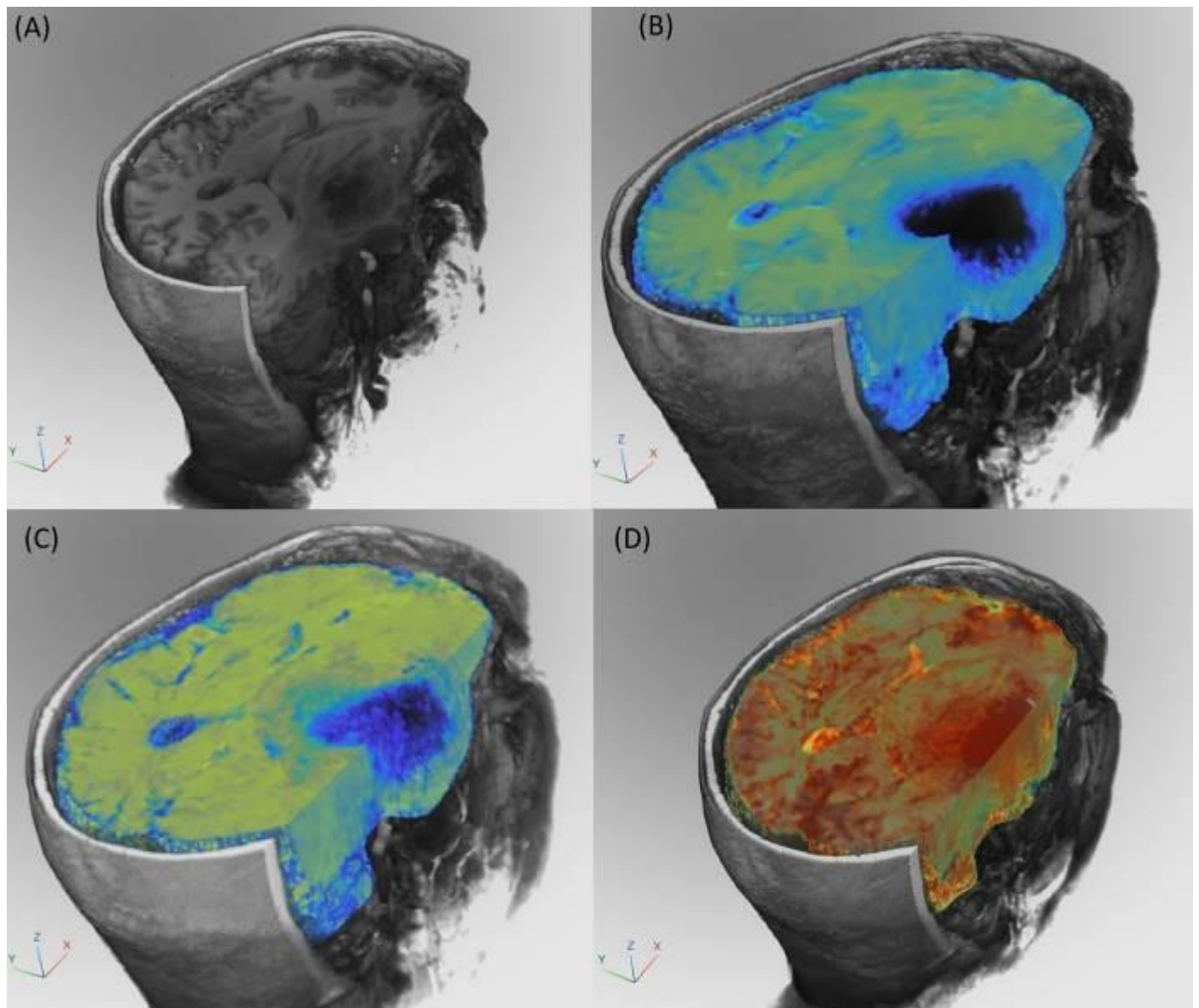


Abb. 2



PS02.09 Inter-scanner reproducibility of brain multifrequency MR elastography

G. Flé^{1,2}, S. Murk^{1,2}, F. B. Laun², S. Rampp^{1,3,4}, M. Vossiek⁵, J. Schattenfroh⁶, J. Guo⁶, I. Sack⁶, A. Dörfler¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

² Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Radiology, Erlangen, Deutschland

³ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Neurosurgery, Erlangen, Deutschland

⁴ Universitätsklinikum Halle (Saale), Neurosurgery, Halle (Saale), Deutschland

⁵ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Microwaves and Photonics, Erlangen, Deutschland

⁶ Charité - Universitätsmedizin Berlin, Radiology, Berlin, Deutschland

Introduction

Brain magnetic resonance elastography (MRE) is an emerging quantitative neuroimaging technique that provides noninvasive maps of brain tissue viscoelasticity. For multi-center applications, robust cross-site reproducibility across scanner platforms is essential but remains insufficiently characterized. The purpose of this work was to evaluate the cross-site reproducibility of brain multifrequency MRE measurements between two MRI scanner platforms using harmonized protocols.

Material & methods

In this prospective cross-site test-retest reproducibility study, sixteen healthy adult volunteers (7 men, 9 women; mean age 32.2 ± 8.0 years) underwent two MRE acquisitions at separate sites (site A, 3 T Siemens MAGNETOM Cima.X and site B, 3 T MAGNETOM Vida) with identical brain multifrequency MRE sequences, echo-planar imaging (EPI) readout, and standardized driver configuration. Shear wave speed (SWS) and penetration rate (PR) were quantified in whole brain, white matter, subcortical gray matter, and cortical gray matter regions using atlas-based region-of-interest (ROI) analysis in MNI152 space. Absolute relative difference (ARD), reproducibility coefficient (RDC), coefficient of variation (CV), intraclass correlation coefficient (ICC), and Bland-Altman plots were calculated to determine cross-site reproducibility.

Results

Cross-site reproducibility was robust for major brain regions, with region-averaged ARD values for SWS ranging from 1.38 % to 3.43 % and for PR from 3.20 % to 7.25 % across tissues, as shown in Figures 1 and 2. RDCs for SWS ranged from 0.02 m.s^{-1} to 0.07 m.s^{-1} , and for PR from 0.03 m.s^{-1} to 0.08 m.s^{-1} . Coefficients of variation for SWS ranged from 0.82 % to 1.93 %, and for PR from 2.21 % to 4.09 %. ICC values for SWS ranged from 0.66 to 0.84 and for PR from 0.67 to 0.88. Bland-Altman analysis showed minimal systematic bias and tight limits of agreement.

Conclusion

Brain multifrequency MRE demonstrates robust reproducibility across distinct 3 T platforms when using harmonized acquisition and reconstruction. These results support the use of brain MRE as a quantitative biomarker and provide benchmark reproducibility metrics for future research.

Abb. 1

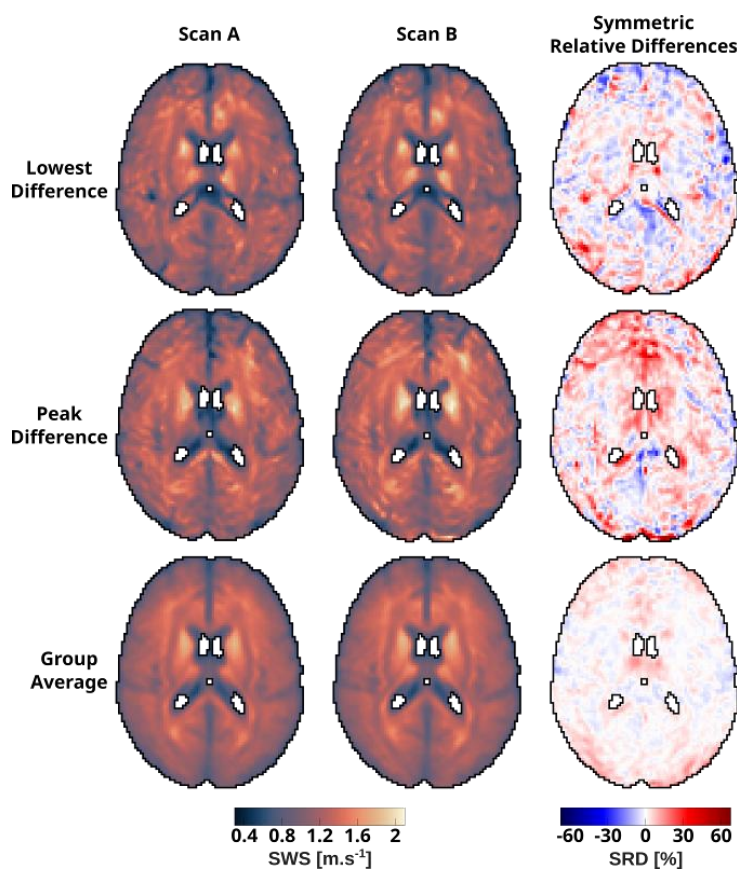
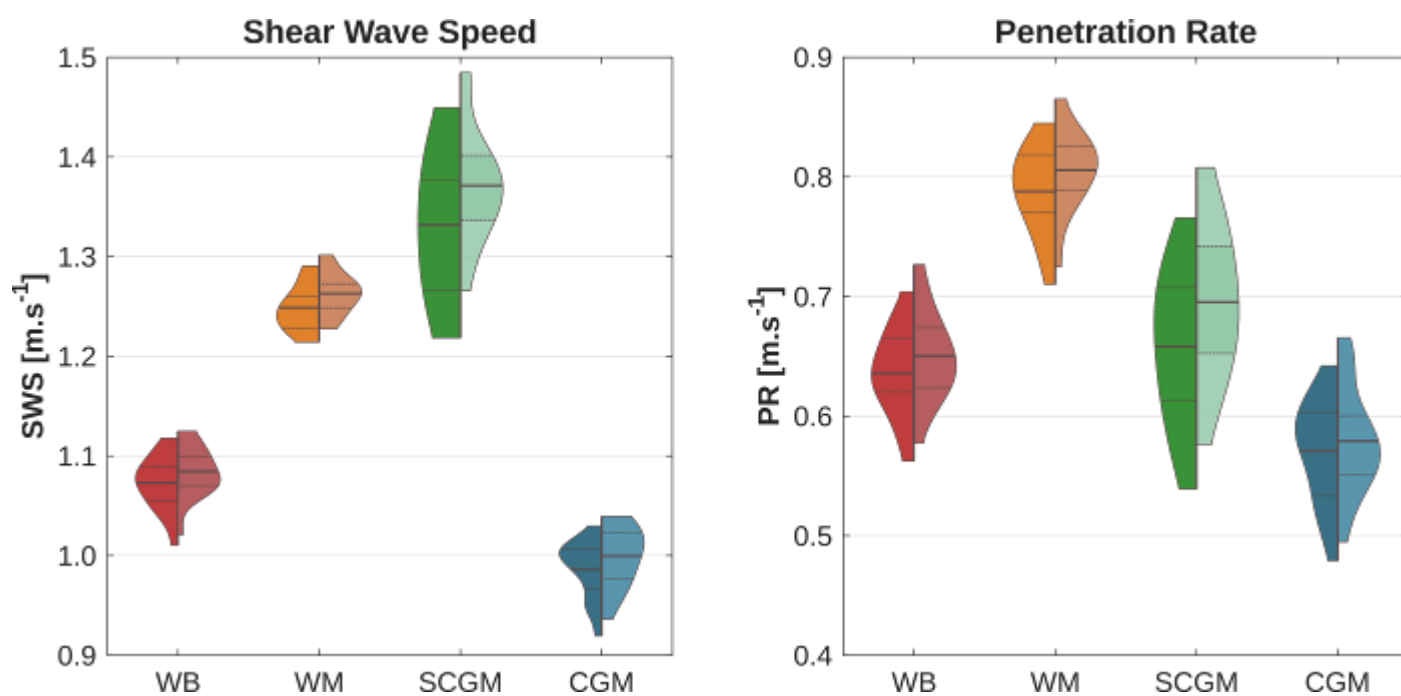


Abb. 2



PS02.10 Histogram-based contrast optimization considering lesions in variable flip angle TSE sequences

F. Gritsch¹, P. Liebig², A. Mennecke¹, A. Dörfler¹, M. Zaiss¹, M. Blaimer¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

² Siemens Healthineers AG, Erlangen, Deutschland

Introduction

End-to-end optimization of variable flip angle (VFA) trains has so far primarily been performed for healthy brain tissue and has typically considered only three tissue classes, white matter (WM), gray matter (GM), and cerebrospinal fluid (CSF), without explicitly incorporating lesions (1). In this work, we investigated whether including lesions in the optimization process can improve lesion visualization and contrast without compromising image sharpness and signal quality.

Methods

A BrainWeb-based (2,3) multiple sclerosis (MS) phantom was integrated into the existing VFA optimization framework. The established loss functions were extended by lesion-related components. In addition, a histogram-based contrast loss was introduced to minimize the overlap between the intensity distributions of healthy tissue and lesions. Measurements were performed using standard SPACE and proposed HyperSPACE with FLAIR contrast on a 7T clinical scanner.

Fig. 1: VFA train for HyperSPACE resulting from the lesion included optimization.

Results

In patient scans, the proposed optimization yielded improved image sharpness compared with the standard approach while maintaining or improving lesion contrast. In addition, a slight reduction in pseudo lesions was observed (Fig.2). Overall, the results indicate that incorporating histogram-based contrast information can improve lesion depiction without substantially impairing other optimization targets.

Fig. 2: Comparison between SPACE, MPRAGE and HyperSPACE (Hspace). The specific absorption rate (SAR) was identical for SPACE and HyperSPACE. Pixel-intensity histograms confirm the improved contrast.

Conclusion

Including lesions and a histogram-based contrast loss in VFA optimization enables improved lesion visualization compared with previous approaches. The proposed method appears promising for jointly optimizing lesion contrast and image sharpness while reducing disturbing pseudo lesions.

References

1. Dawood, et al. DOI: 10.48550/arXiv.2409.20251.
2. C.A. Cocosco et al.: "BrainWeb: Online Interface to a 3D MRI Simulated Brain Database" NeuroImage, vol.5, no.4, part 2/4, S425, 1997 -- Proceedings of 3-rd International Conference on Functional Mapping of the Human Brain, Copenhagen, May 1997.
3. D.L. Collins et al.: "Design and Construction of a Realistic Digital Brain Phantom" IEEE Transactions on Medical Imaging, vol.17, No.3, p.463--468, June 1998.

Abb. 1

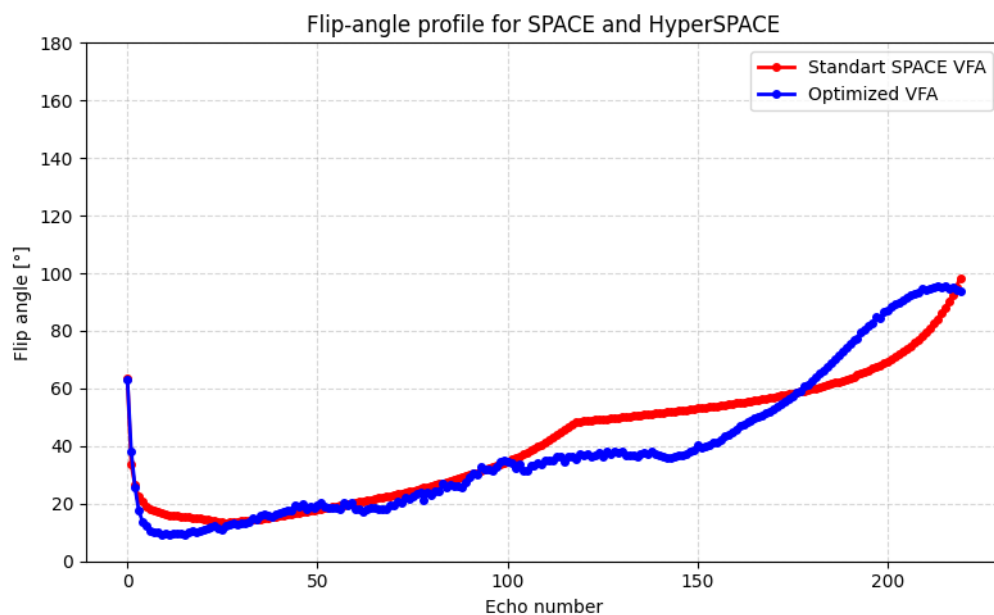
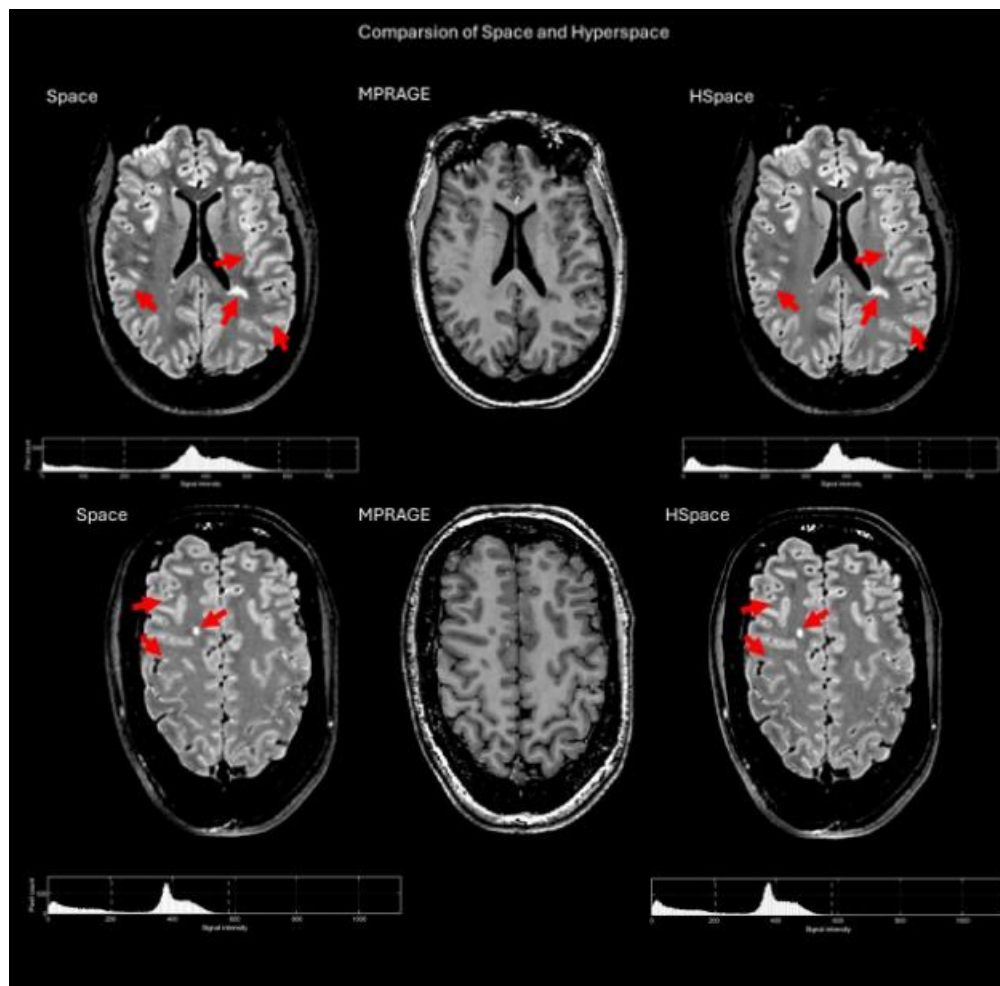


Abb. 2



PS02.11 Investigating inter-scanner variability of PEAK-GRAPPA accelerated dual-VENC 4D flow MRI using an *in-vitro* Circle of Willis phantom

P. Winter^{1,2}, A. El Ahmar¹, O. Odeback³, A. Fyrdahl^{3,4}, D. Marlevi^{3,5}, S. Schnell¹

¹ Universität Greifswald, Lehrstuhl für Medizinphysik, Greifswald, Deutschland

² Universitätsklinikum Greifswald, Radiologie, Greifswald, Deutschland

³ Karolinska Institutet, Department of Molecular Medicine and Surgery, Solna, Schweden

⁴ Karolinska University Hospital, Unit of Clinical Physiology, Solna, Schweden

⁵ Massachusetts Institute of Technology, Institute for Medical Engineering and Science, Cambridge, Vereinigte Staaten

Introduction

Dual-Venc 4D flow MRI with PEAK-GRAPPA acceleration enables intracranial flow measurements with optimized velocity-to-noise ratio across slow and fast blood flow components¹, supporting clinical applications such as flow and pressure quantification in stenoses^{2,3}. However, measurement uncertainties arising from differences in scanner platform and acceleration scheme remain poorly characterized, limiting cross-site comparability and clinical translation. In this study, therefore, we investigated inter-scanner variability and the agreement between GRAPPA and PEAK-GRAPPA acceleration in a controlled intracranial *in vitro* flow phantom experiment on two different clinical 3T MRI models at two institutions.

Materials and Methods

To assess 4D flow MRI comparability, a pulsatile flow circuit (flow rate: 0.38 mL/min at inlet) with a silicone Circle of Willis (CoW) phantom (Elastrat, **Fig. a**) was measured on 3T SIEMENS MAGNETOM scanners with different bore sizes and imaging gradients, resulting in different B_0 inhomogeneities (**Prisma Fit**, Karolinska Institutet, Sweden; **Vida**, University Hospital Greifswald, Germany). Both sites used 20-channel head coils and ECG-triggered Dual-Venc 4D flow MRI¹ with identical scan parameters (FOV: 160x140x40 mm³, FA:15°, TR:51.1–63.0ms, TE:5.0–6.1ms, scan times: 976–3484s). Data were acquired using GRAPPA (R=2, resolution 1.2mm isotropic) and PEAK-GRAPPA (R=5, 0.6/1.2mm resolution isotropic) acceleration.

Vessel masks (manually segmented from the 0.6mm scan using 3DSlicer) were co-registered to the 1.2mm 4D flow measurements. For 19 CoW vessels (**Fig. b**), temporally averaged spatial median velocities were extracted using centerline and cut plane analysis² (0.5mm spacing between the analysis planes). Inter-scanner and inter-sequence agreement were evaluated in MATLAB using Bland-Altman (bias ± limits of agreement [LOA]) and inter class correlation (ICC) analysis, and paired t-tests (p-value <0.05 considered statistically significant).

Results

Flow velocities in the five CoW major intracranial arteries are summarized in the **Table**. Bland-Altman and correlation analyses of all CoW vessels demonstrated excellent inter-scanner agreement across all three acquisitions: **GRAPPA** (bias±LOA: 9.7±11.3%, slope: 1.01, ICC: 0.99, p=0.46), **PEAK-GRAPPA@1.2mm** (2.5±11.2%, slope:1.03, ICC: 0.99, p=0.84), and **PEAK-GRAPPA@0.6mm** (4.2±5.9%, slope: 1.00, ICC: 1.00, p=0.73). Inter-sequence agreement (GRAPPA vs. PEAK-GRAPPA@1.2mm) was equally strong: **Prisma Fit** (2.9±9.4%, slope: 0.96, ICC: 0.99, p=0.83) and **Vida** (-4.2±9.7%, slope: 0.98, ICC: 0.99, p=0.74).

Conclusion

These findings establish the inter-scanner reproducibility between different 3T MRI models of the same vendor for intracranial Dual-Venc 4D flow MRI, underscoring its suitability for multi-site clinical applications when using the same vendor.

References

¹DOI: 10.1002/jmri.25595. ²DOI: 10.1002/mrm.27747. ³DOI: 10.1098/rsfs.2024.0040.

Abb. 1

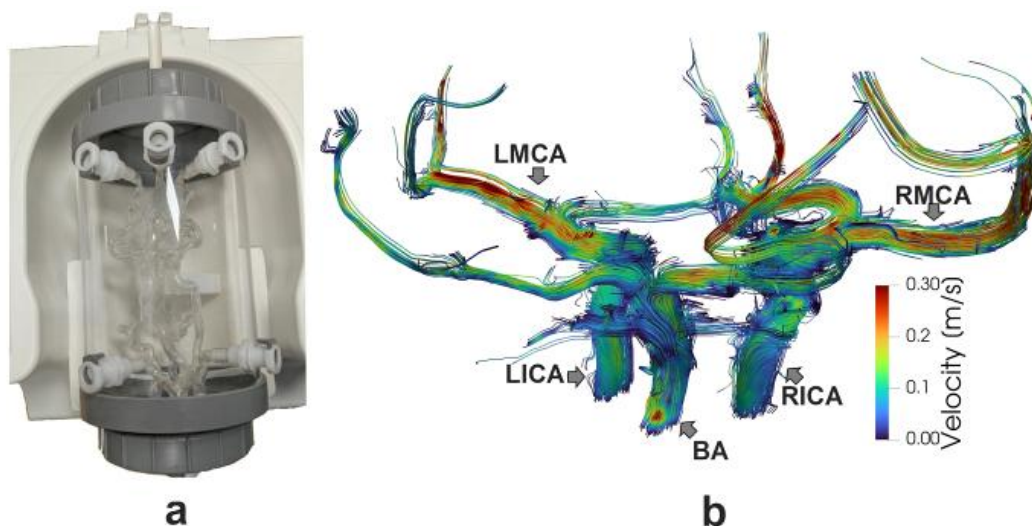


Figure: **a.** Container for the *in vitro* Circle of Willis phantom. The setup is designed to fit a 20-channel head-and-neck coil. The vessels are embedded in Gadolinium-doped water beads to reduce motion artifacts and to provide a background signal. **b** Streamline visualization of the temporally averaged velocity values in the flow phantom. BA: Basilar Artery. LICA, RICA: Left and right internal carotid artery. LMCA, RMCA: Left and right middle cerebral artery.

Abb. 2

	GRAPPA	PEAK GRAPPA (1.2 mm)	PEAK GRAPPA (0.6 mm)
Left Internal Carotid Artery (LICA)			
3T Prisma Fit	8.8 (2.2)	10.1 (1.7)	12.2 (2.3)
3T Vida	9.7 (1.9)	9.7 (2.1)	11.9 (2.9)
Difference [%]	9.7	-4.0	-2.5
P-Value	<0.001	n.s.	<0.01
Right Internal Carotid Artery (RICA)			
3T Prisma Fit	9.2 (1.3)	9.6 (2.6)	11.1 (3.0)
3T Vida	9.2 (2.2)	9.0 (2.3)	10.3 (2.0)
Difference [%]	0.0	-6.5	-7.5
P-Value	n.s.	n.s.	<0.01
Basilar Artery (BA)			
3T Prisma Fit	9.9 (1.9)	10.9 (1.3)	16.0 (0.4)
3T Vida	12.3 (2.7)	11.4 (1.3)	14.3 (2.2)
Difference [%]	21.6	4.5	-11.2
P-Value	<0.001	<0.01	n.s.
Left Middle Cerebral Artery (LMCA)			
3T Prisma Fit	21.7 (3.7)	21.5 (4.9)	26.3 (3.4)
3T Vida	22.1 (3.7)	22.5 (2.8)	26.4 (4.0)
Difference [%]	1.8	4.5	0.4
P-Value	n.s.	n.s.	n.s.
Right Middle Cerebral Artery (RMCA)			
3T Prisma Fit	17.9 (4.5)	19.1 (6.1)	21.9 (5.4)
3T Vida	19.9 (4.0)	19.0 (3.6)	22.8 (5.7)
Difference [%]	10.6	-0.5	4.0
P-Value	<0.01	n.s.	n.s.

Table: Temporally averaged spatial median flow velocities [median (IQR), cm/s] in the five major intracranial arteries across three repeated measurements on the 3T Prisma Fit and 3T Vida, with inter-scanner percentage differences and corresponding p-values. n.s.: Not significant.

FLASH, GRID und KI

AS06.01 FLASH-Techniken in der Protonentherapie für Pankreaskrebs: Bewertung von Planqualität und Dosisleistung

M. Fix Martinez^{1,2}, A. Becker^{1,2}, H. Oueriagli¹, L. Dippel^{2,3}, K. T. Giebenhain^{2,3}, M. Witt^{1,4}, K. S. Baumann^{1,4,5,2}, H. G. Zaunick^{2,3}, K. T. Brinkmann^{2,3}, U. Weber^{1,2,6}, K. Zink^{1,4,2}

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

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

³ Justus-Liebig-Universität Gießen (JLU), II. Physikalisches Institut, Gießen, Deutschland

⁴ Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

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

⁶ GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

Pankreaskarzinome (PK) zeichnen sich durch ihre geringe 5-Jahres-Überlebensrate aus. Aufgrund hoher Strahlenempfindlichkeit des umgebenden Magen-Darm-Gewebes [1] könnten PK-Patienten von einer FLASH-Strahlentherapie mit ultra-hohen Dosisleistungen (UHDR, >40 Gy/s) profitieren [2]. Für die klinische Umsetzung UHDR-Bestrahlungen in der Protonentherapie (PT) existieren diverse Ansätze, die zu unterschiedlichen Planqualitäten führen können, wobei verschiedene Dosisleistungsdefinitionen unterschiedliche Vergleiche ermöglichen. Die biologisch-basierte äquivalente konstante Dosisleistung, $\dot{D}_{eq, const}$, erlaubt eine einheitliche Bewertung unabhängig von Strahlstruktur, Schwellenwerten sowie Feldanzahl und beschreibt die konstante Dosisleistung, bei der eine Einzelbestrahlung mit gleicher Dosis denselben biologischen Effekt bewirkt [3]. Ziel dieser Arbeit ist der Vergleich von drei FLASH-PT Techniken für PK hinsichtlich Planqualität und $\dot{D}_{eq, const}$.

Die Bestrahlungsplanung erfolgte in matRad [4] auf einem anonymisierten PK-Datensatz des Marburger Ionenstrahl-Therapie-Zentrums. Untersucht wurden drei FLASH-Techniken: *Transmission Beam* (TB), die nur den Plateau-Bereich für die Bestrahlung nutzt, *Distal Edge Tracking* (DET) mit Bragg-Peaks an den distalen Tumorkanten und *SOBP FLASH* (SOBP) mit 3D-Reichweitenmodulatoren, die nach [5] geplant wurden. Alle Pläne nutzten maximale Beschleunigerenergie (221 MeV) zur Erzeugung von UHDR. Für DET und SOBP wurden Range-Shifters eingesetzt. Die Zieldosis betrug 54 Gy(RBE). Die minimale Feldanzahl für ausreichende Zielabdeckung wurde gewählt (TB/DET: 3, SOBP: 2 Felder). $\dot{D}_{eq, const}$ wurde voxelweise berechnet. Bewertet wurden DVH, D95%, Konformitäts- (KI) und Homogenitätsindex (HI). Analyse der Dosisleistung erfolgte mittels $\dot{D}_{eq, const}$ -Volumen Histogramm unter Betrachtung von $V_{1.2Gy/s}$, $V_{3.2Gy/s}$, $V_{9.6Gy/s}$ gemäß [3].

Alle Pläne erfüllten klinische Ziel- und OAR-Vorgaben. Mittlere PTV-Dosen unterschieden sich nicht signifikant. TB zeigte bessere PTV-Homogenität ($HI_{TB}=3.5$, $HI_{SOBP}=5.1$, $HI_{DET}=6.2$) aber auch höhere OAR-Dosen (s. Abb. 1). SOBP erreichte die beste Konformität ($KI_{SOBP}=0.89$, $KI_{DET}=0.86$, $KI_{TB}=0.74$). TB erzeugte die höchsten $\dot{D}_{eq, const}$ in OAR. SOBP und DET wiesen zudem $V_{1.2Gy/s}$ - und $V_{3.2Gy/s}$ -Werte zwischen 11.9% und 47.1% in strahlensensiblen Organen auf (s. Tab. 1).

Drei FLASH-Techniken in der PT wurden für PK hinsichtlich Planqualität und $\dot{D}_{eq, const}$ untersucht. Alle Pläne erfüllten klinische Anforderungen. TB erzielte hohe Dosisleistungen, jedoch bei erhöhten OAR-Dosen. SOBP zeigte die beste Gesamtplanqualität bei geringerer Feldanzahl und besseren OAR-Schutz. Gleichzeitig erzielte SOBP eine nennenswerte $\dot{D}_{eq, const}$ -Abdeckung in strahlensensiblen OAR, was auf ein mögliches zusätzliches Schonungspotenzial hinweist.

[1] Shadad W.J. *Gastr.* 19.2(2013)

[2] Okoro et al. *Cancers.* 14.5(2022)

[3] Poulsen et al. *Med. Phys.* 52.12(2025)

[4] Wieser et al. *Med. Phys.* 44.6(2017)

[5] Simeonov et al. *Phys.Med.Biol.* 62.17(2017)

Abb. 1

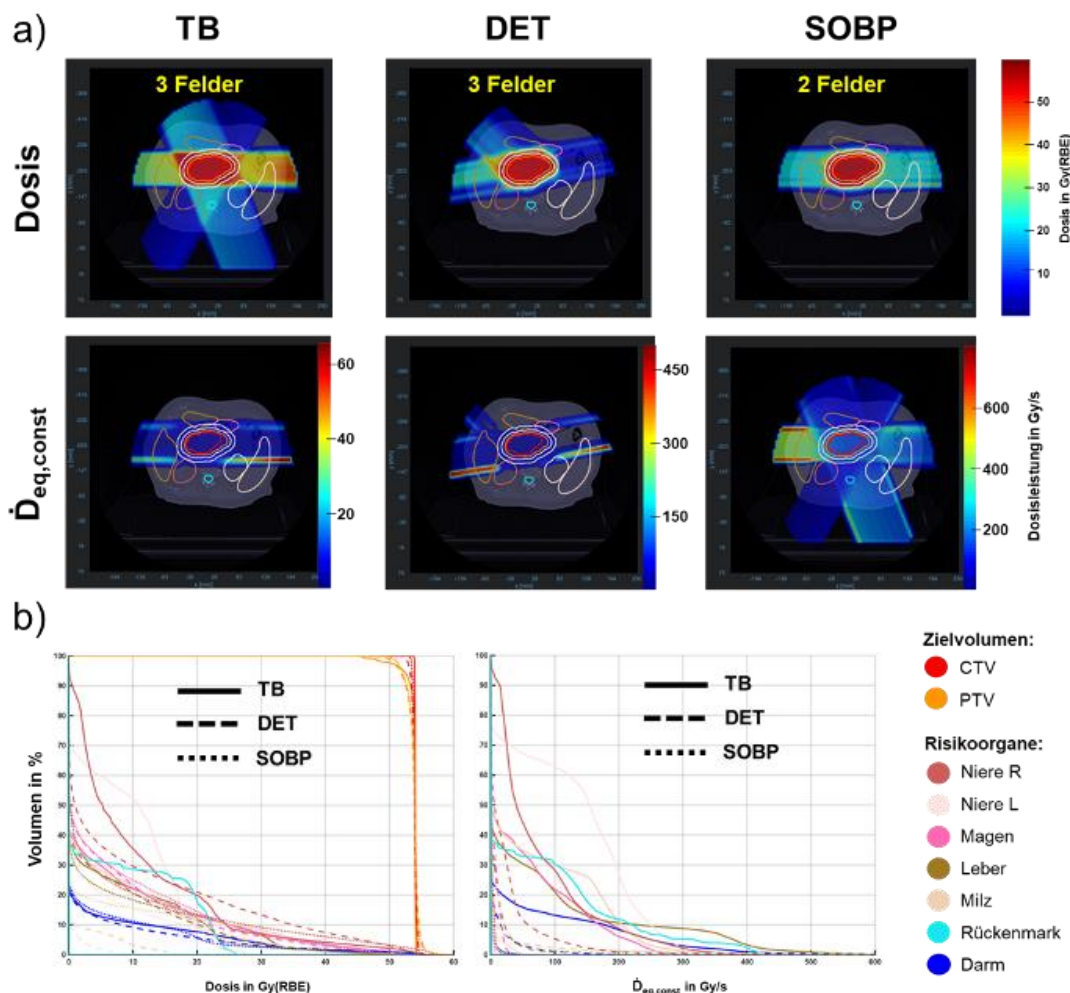


Abbildung 1: Dosis- und $\dot{D}_{eq, const}$ -Verteilungen für Transmission Beam (TB), Distal Edge Tracking (DET) und SOBPFLASH in einer exemplarischen transversalen Schicht (a). Dosis-Volumen-Histogramm (DVH, links) und Dosisraten-Volumen-Histogramm (DRVH, rechts) für alle Bestrahlungstechniken (b).

Abb. 2

Risikoorgan	$V_{1.2Gy/s}$ in %			$V_{3.2Gy/s}$ in %			$V_{9.6Gy/s}$ in %		
	TB	DET	SOBP	TB	DET	SOBP	TB	DET	SOBP
Darm	24.9	20.7	17.3	23.9	17.4	11.9	22.0	13.0	2.8
Magen	50.4	47.1	34.1	47.3	40.3	17.4	44.3	25.9	0.1
Niere Links	76.8	19.5	35.2	75.7	15.4	29.1	73.6	10.8	20.5
Niere Rechts	96.4	61.7	30.4	94.7	54.3	20.7	91.7	45.1	2.8
Leber	43.8	38.6	21.5	41.5	33.6	8.6	38.4	23.4	1.8
Milz	50.3	13.5	21.8	48.1	12.3	12.6	44.0	9.7	6.1

Tabelle 1: $\dot{D}_{eq, const}$ -basierte OAR-Volumenabdeckung ($V_{1.2Gy/s}$, $V_{3.2Gy/s}$, $V_{9.6Gy/s}$) für unterschiedliche Toxizitätsgrade nach [4]. Die Schwellenwerte 1.2 Gy/s, 3.2 Gy/s und 9.6 Gy/s entsprechen $\dot{D}_{eq, const}$ -Werten, bei denen die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten akuter Toxizität (Scores 3.5, 3.0 bzw. 2.5) jeweils auf 50% reduziert ist.

AS06.02 Millisecond-scale electron beam scanning using a vertical kicker at FLASHlab@PITZ

E. L. Wendt¹, N. Aftab¹, Z. Amirkhanyan¹, A. Aksoy¹, S. Aminzadeh Gohari¹, J. Good¹, M. Groß¹, Y. Komar¹, M. Krasilnikov¹, X. Li¹, F. Müller¹, A. Oppelt¹, C. Richard¹, F. Riemer¹, E. Tarakci¹, G. Vashchenko¹, D. Villani¹, D. Xu¹, S. Zeeshan¹, G. Loisch², L. Teichgräber², F. Obier², W. Hillert^{2,3}, M. Hachmann², F. Stephan¹

¹ Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Zeuthen, Deutschland

² Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Hamburg, Deutschland

³ Universität, Hamburg, Deutschland

Introduction

At FLASHlab@PITZ at DESY in Zeuthen, electron irradiations up to 22 MeV with flexible dose rates are available, from conventional (~ 0.05 Gy/s) up to ultra-high ($>10^6$ Gy/s) dose rates. Spatially fractionated radiation therapy (SFRT), which reduces normal tissue toxicity despite high single peak doses (10–20 Gy) [1], has recently become a research focus. To enable flexible spatial dose patterns without mechanical collimators or grids, a fast 2D kicker system is being developed. It allows dynamic transverse beam control within a 1 ms bunch train of up to 4500 bunches, enabling microsecond-scale beam deflection.

Material & Methods

The system is designed for 2D scanning using a vertical inductive [2] and a horizontal stripline kicker [3]. Currently, the vertical unit is under commissioning, providing deflections up to ± 17 mrad at 22 MeV, with any position reachable within 10 μ s. A pulsed current source (± 100 A) allows programmable stepwise beam positioning on a ± 15 mm target within a 1 ms macro pulse, with adjustable intervals between kicked bunches. Beam characterization includes transport profile and downstream dosimetry measurements, correlated with beam dynamics simulations.

Results

First commissioning shows stable, reproducible deflection within a 1 ms bunch train, with angular steps executed in 10 μ s. The deflection range enables significant local intensity variation while maintaining beam stability and quality. These results demonstrate programmable beam deflection during a macro pulse. The horizontal kicker will extend the capabilities to full 2D scanning in the coming years.

Summary The new kicker system significantly extends the FLASHlab@PITZ capabilities, allowing to reach any angular position within ± 17 mrad within 10 μ s for flexible transverse beam modulation during a 1 ms bunch train. The full 2D system will provide a powerful tool for tailoring dose distributions in SFRT and FLASH studies.

Literature

[1] W. Yan et al., Spatially fractionated radiation therapy: History, present and the future, Clin Transl Radiat Oncol, vol. 20, pp. 30–38, 2019.

[2] F. Obier et al., Long Pulse Kicker for European XFEL Beam Distribution, FEL2019.

[3] G. Loisch et al., Stripline Kickers for Injection Into PETRA IV, IPAC2021.

AS06.03 Auswirkungen verschiedener Strahlparameter auf den Sauerstoffverbrauch in wässrigen Lösungen durch Partikelstrahlung

S. Rick¹, C. Karstens^{2,3,4}, J. A. Fledie^{2,3}, R. Erdmann³, N. Hornik^{3,5}, J. Seco⁶, U. Theiß^{2,7,5}, S. Adeberg^{2,7}, K. S. Baumann^{2,3,7}

¹ Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Medizinphysik, Marburg, Deutschland

² Marburg Ion-Beam Therapy Center (MIT), Medizinphysik, Marburg, Deutschland

³ Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

⁴ Eberhard Karls Universität, Tübingen, Deutschland

⁵ Technische Hochschule Mittelhessen - University of Applied Sciences, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), Gießen, Deutschland

⁶ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik, Heidelberg, Deutschland

⁷ Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

Einleitung

Das Verständnis über radiochemische Prozesse ist grundlegend, um die Auswirkungen von Strahlungen auf das menschliche Gewebe zu verstehen. Die Entstehung von Radikalen durch die Radiolyse des in Zellen befindlichen Wassers ist ein wesentlicher Aspekt der chemischen Phase. Über die Messung von O₂, können die Raten verschiedener Reaktionen nachvollzogen und Rückschlüsse auf die Entstehung anderer Reaktionspartner gezogen werden. Durch die Hinzugabe verschiedener Scavenger und Additive, wie oder CuSO₄, können verschiedene Reaktionen unterbunden oder verstärkt werden, um deren Einfluss auf die gesamte chemische Phase besser zu verstehen. Weiterhin können verschiedenen Bestrahlungsparameter gewählt werden, um Abhängigkeiten von zum Beispiel Ionensorten, LET oder Dosiraten zu untersuchen.

Material

Zur Untersuchung der Entstehung von Radikalen wurden zeitaufgelöste Messungen des Sauerstoffpartialdrucks mit dem *Fire-stingPro OXR-UHS 430 Sensor* von *PyroScience GmbH* durchgeführt. Zur Bestrahlung wurden Küvetten (V ≈ 200 µl) verwendet, welche mit wässrigen Lösungen mit verschiedenen Konzentrationen an und CuSO₄ befüllt wurden. Die Lösungen wurden mehrfach mit 20 Gy pro Plan im Eingangskanal bestrahlt und die Abnahme der Sauerstoffkonzentration für jede Bestrahlung bestimmt. Es wurden Bestrahlungen mit Protonen (48–221 MeV/u) und Kohlenstoff-Ionen (86–430 MeV/u) durchgeführt, wobei konventionelle Dosiraten zwischen 0,06 und 2,36 Gy/s lagen, während die ultrahohen Dosisleistungen (UHDR) 75–127 Gy/s erreichten.

Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigten, dass der durch Protonen- und Kohlenstoffionenbestrahlung verursachte Sauerstoffverlust in Gegenwart von NaNO₃ und CuSO₄ abnahm. Dieser Effekt ist auf die Unterdrückung der – O₂-Reaktionen zurückzuführen. Eine Erhöhung der Dosisleistung von 0,06 Gy/s auf etwa 100 Gy/s führt in reinem Wasser über sechs Bestrahlungen hinweg zu einer Abnahme des mittleren Sauerstoffverbrauch von 0,12 % auf 0,093 % Oxsat pro Gy. Demgegenüber bleibt der Sauerstoffverbrauch in einer 1000 µM NaNO₃ Lösung bei 0,05 % Oxsat pro Gy. Bei Änderung der Energie von Kohlenstoff-Ionen von 430 auf 120 MeV/u und entsprechender Zunahme des LETs von 106 auf 331 MeV cm²/g verringert sich der Sauerstoffverbrauch in purem Wasser von 0,08 % auf 0,024 % Oxsat pro Gy wohingegen sich in CuSO₄ Lösung, mit einer Steigerung von 0,018 % auf 0,034 % Oxsat pro Gy, ein gegenläufiger Verlauf zeigt.

Zusammenfassung

Der gewählte Messaufbau sowie die umfassenden Untersuchungen ermöglichten eine eindeutige Darstellung der Abhängigkeiten des Sauerstoffverbrauchs von diversen Strahlparametern. Die Verwendung von NaNO₃ und CuSO₄ ermöglichte zudem die Beobachtung der Rolle von gelösten Elektronen als Verursacher der LET- und Dosiraten-Abhängigkeit. Auf Grundlage der erarbeiteten Ergebnisse können zahlreiche weitere Studien zum Hintergrund radiochemischer Prozesse, auch in Hinblick auf neuartige Bestrahlungsmethoden wie FLASH, erarbeitet werden.

Abb. 1

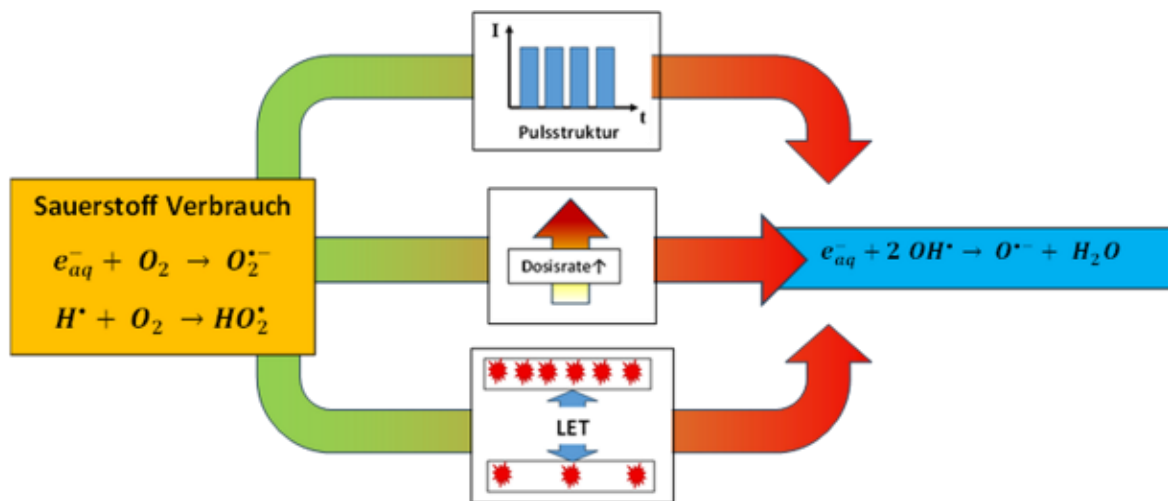


Abbildung 1 - Darstellung der Änderung von Reaktionen die zu Abnahme des Sauerstoffs führen durch Anpassung verschiedener Strahlparameter. Aufgrund der sich ändernden Entstehungsraten und räumlichen Verteilung der Radikale, gehen diese andere Reaktionen ein

Abb. 2

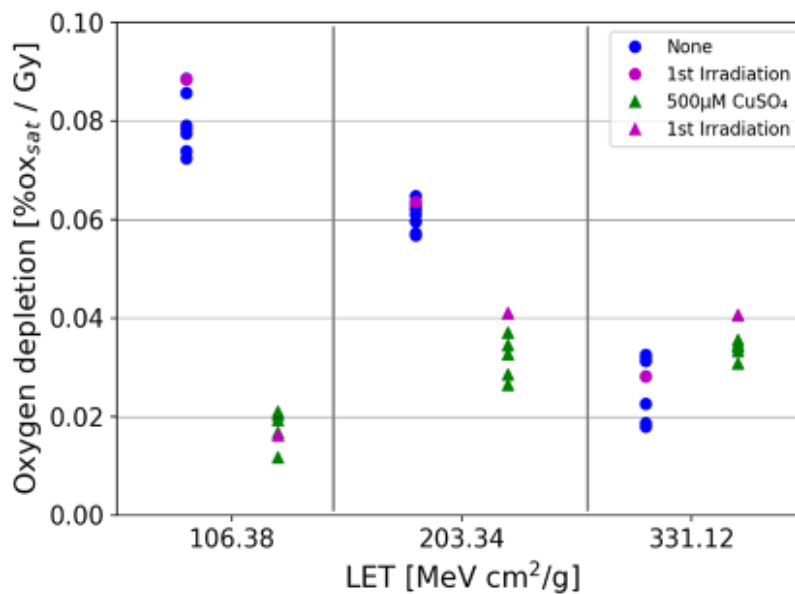


Abbildung 2 - LET-abhängiger Sauerstoffverbrauch pro Gy bei Bestrahlung mit Kohlenstoff-Ionen (20 Gy im Eintrittskanal, 120,32–430,12 MeV/u) von reinem Wasser und einer 250 µM CuSO₄ Lösung. Die violetten Markierungen kennzeichnen die erste Bestrahlung. Der Sauerstoffverbrauch ist als Rückgang der Sauerstoffsättigung in Prozentpunkten pro Gy definiert. Eine Sauerstoffsättigung von 100% entspricht der Sättigung von Wasser im normoxischen Zustand

AS06.04 Workflow management in radiotherapy: A web-based dashboard using patient digital trails across clinical information systems

R. Lobão^{1,2,3}, T. Brandt^{1,2,3}, J. Brand^{1,2,3}, F. Putz^{1,2,3}, S. Corradini^{1,2,3}, C. Bert^{1,2,3}

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

² Bayerisches Zentrum für Krebsforschung (BZKF), Erlangen, Deutschland

³ Comprehensive Cancer Center Erlangen-EMN, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Radiotherapy workflows include multiple tasks to be completed by different professionals in particular before the first treatment fraction, such as imaging and treatment planning. Delays in some of these tasks might accumulate into a delay of the treatment, which can cause emotional distress to the patient and worsen their prognosis due to tumor spread.

To counteract this, a web-based dashboard was created at our clinic, aiming to help tracking task completions and, consequently, reduce delays. The architecture of the dashboard and first results will be presented.

Material & Methoden

With the digitization of clinics, each patient leaves a "digital trail" across various information systems over their radiotherapy workflow. By querying these systems, the completion status of the tasks is updated automatically on the dashboard in real time. Predefined time intervals between tasks can also be specified to warn the user about patients that need to be prioritized.

The dashboard was built with PHP and a MongoDB database. It is currently hosted on a Linux computer within the clinic network using Apache HTTP Server. Given the changing nature of the software ecosystem, the dashboard has a modular design, where systems to be queried are easily added or removed.

Ergebnisse

Currently, the dashboard (Figure 1) is tracking 14 tasks using information from the Picture Archiving and Communication System (PACS), the local Oncology Information System (MOSAIC), the Electronic Health Records system, and the Clinical Billing System. Each row represents the workflow of a patient assigned to a certain treatment category, where a check mark in a cell indicates that task was completed, while a clock indicates that it was not. Furthermore, each cell of the dashboard has a yellow background if the task needs to be completed on the current day or a red background if the task is overdue.

Clinical implementation started mid-March 2026. To test the dashboard, 948 patient workflows from 2025 were analyzed retrospectively for the distribution of days between planning CT and first fraction (Figure 2a), which showed variations for different workflow categories (Figure 2b).

Zusammenfassung

The dashboard allows for a general overview of the workflows from all the current patients at the clinic. Additionally, the tasks that need to be prioritized are signaled according to their urgency.

Figure 1: Dashboard. Check marks indicate that the task is complete, while a clock indicates that it is not. A yellow background indicates a task due on the current day and red an overdue task.

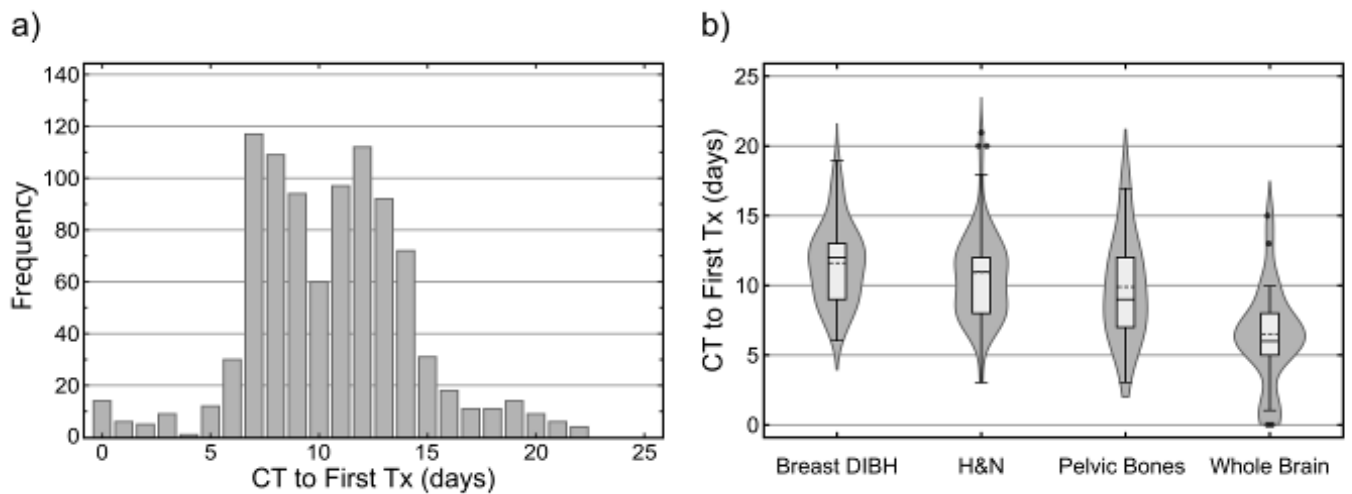
Figure 2: Distribution of days between planning CT and first treatment fraction. a) All 948 patient workflows. b) Four workflow categories including 244 patient workflows: Breast tumors with Deep Inspiration Breath Hold, Head and Neck tumors, Pelvic Bones, and Whole Brain Radiotherapy. In the box plots, the solid lines represent the medians while the dashed lines represent the means.

Abb. 1

Columns +

Name	Date of Birth	Category	EG	FB	CT	MR	Contour	Contour App.	Tx Plan	Arzt App.	MPE App.	QA	QA Check	First Tx	Tx	AB
Patient 1	01.01.1970	Vertebra	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	---	✓
Patient 2	01.01.1970	Mamma	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	---	✓
Patient 3	01.01.1970	Sarcoma	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	---	✓
Patient 4	01.01.1970	Breast DIBH	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	0/10	✓
Patient 5	01.01.1970	Breast DIBH	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	7/10	✓
Patient 6	01.01.1970	Brain metastases	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	0/11	✓
Patient 7	01.01.1970	Sarcoma	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	---	✓
Patient 8	01.01.1970	Gliom	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	15/15	✓
Patient 9	01.01.1970	Breast	✓	✓	✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	0/15	✓

Abb. 2



AS06.05 Proton minibeam beamline for preclinical experiments

A. Rousseti¹, J. Neubauer¹, G. Kourkafas², M. Kang², A. Dittwald², J. Bundesmann², A. Denker², G. Dollinger¹, J. Reindl^{1,3}

¹ Universität der Bundeswehr München, Institut für Angewandte Physik und Messtechnik LRT2, Neubiberg, Deutschland

² Helmholtz-Zentrum Berlin, Protonentherapie, Berlin, Deutschland

³ University of Oslo, Department of physics, Oslo, Norwegen

Einleitung

Preclinical research has shown that proton minibeam radiotherapy (pMBT) may enhance the protection of healthy tissue while preserving, or potentially improving, tumor control. However, important questions remain unanswered, including optimal generation and delivery strategies, underlying biological mechanisms, and the most responsive cancer types. The construction of a proton minibeam beamline for preclinical experiments (MiniBEE) at the Helmholtz Zentrum Berlin (HZB) will allow systematic research in the field.

Material & Methoden

The cyclotron extracts a 68 MeV proton beam, appropriate for use in small animal irradiation. If necessary, the beam energy can be degraded downstream of the cyclotron, and a range shifter can further adjust it to generate a spread-out Bragg peak (SOBP). Minibeams will be generated via magnetic focusing. The beamline is also equipped with a platform for animal imaging and positioning, and a biolab will be available on-site to support the studies. Furthermore, FLASH irradiation can be performed at the beam entrance in single energy mode, with an average dose rate of kGy/s and local peak dose rates up to several MGy/s.

Ergebnisse

The beamline construction is nearing completion. In December 2025, the beam was injected into the beamline for the first time and transported from the cyclotron to the final diagnostics station, confirming safe and successful beam transport. The next phase will involve beam characterization measurements at the isocenter.

Zusammenfassung

The facility will give many users the opportunity to conduct experiments and intensify research while offering the option to develop new technologies and better understand the biological mechanisms.

AS06.06 Trainingsdomäne vs. Vortraining: GoogLeNet zur Artefaktreduktion in der Sparse-View CT

M. S. S. Khamis¹, S. Sheikhi^{1,2,3}, R. Wilke^{1,4,5}

¹ HAW Hamburg, Fakultät Nachhaltige Ingenieurwissenschaften, Hamburg, Deutschland

² Laborzentrum für Werkstoffkunde und Schweißtechnik - LZWS, Hamburg, Deutschland

³ Forschungs- und Transferzentrum FTZ 3i, Hamburg, Deutschland

⁴ Fraunhofer Institut MEVIS, Bremen, Deutschland

⁵ Laborzentrum Heinrich-Blasius-Institut, Hamburg, Deutschland

Einleitung

Die Computertomografie (CT) stellt den Goldstandard für zahlreiche diagnostische Fragestellungen dar. Ein wesentlicher Nachteil ist die Strahlenexposition, die gemeinsam mit interventionellen und angiografischen Verfahren etwa 80 % der effektiven Strahlendosis ausmacht [1]. Sparse-View-Akquisitionen reduzieren die Dosis, verursachen bei klassischer gefilterter Rückprojektion (FBP) jedoch Streifenartefakte. Methoden, die auf künstlichen Neuronalen Netzen (KNN) basieren, übertreffen FBP bei Sparse-View-CT messbar [2,3]. Untersucht wird, ob Trainingsdomäne oder Vortraining die Rekonstruktionsqualität stärker bestimmt.

Material & Methoden

In den numerischen Experimenten dient GoogLeNet als Basisnetzwerkarchitektur [3,4]. Folgende Szenarien werden betrachtet:

1. (ID) Artefaktreduzierung im Bild durch Subtraktion einer gelernten Residualkarte
2. (SD) Artefaktreduzierung durch Ergänzung fehlender Projektionen im Sinogramm
3. (PID) wie ID, aber Initialisierung mit GoogLeNet-Gewichten[5]

Datenbasis: 5.936 Schichtbilder (512×512, AAPM-Mayo [6]), Aufteilung 70/20/10, auf Projektionsstufen 10 %–90 % von 180. SD operiert auf Sinogrammen (512×180), Bilddomänenmodelle auf FBP-Bildpaaren. Zur Analyse der Rekonstruktionsergebnisse wurden folgende Qualitätsmetriken berechnet MSE (Mittlere quadratische Abweichung), PSNR (Peak-Signal-to-Noise-Ratio), SSIM (Strukturelle Ähnlichkeit) und LPIPS (Learned Perceptual Image Patch Similarity).

Ergebnisse

Alle Modelle übertreffen FBP substanziell (vgl. Abb.1). SD dominiert bei ≥ 50 % Projektionen: Bei 90 % erreicht es $SSIM=0,948\pm0,021$, $PSNR=38,30$ dB, $LPIPS=0,013$ – gegenüber ID ($SSIM=0,897\pm0,026$, $PSNR=29,91$ dB). Bei $<50\%$ kehrt sich das Verhältnis um. ID ($SSIM=0,772\pm0,032$) übertrifft SD ($SSIM=0,639\pm0,089$) bei 10%. Das vortrainierte Modell (PID) schneidet am schwächsten ab - ein Hinweis auf unzureichende Domänenadaptation.

Abbildung 1: Abhängigkeit der unterschiedlichen Bildqualitätsmetriken als Funktion der prozentualen Projektionszahl: (a) MSE, (b) PSNR, (c) SSIM, (d) LPIPS

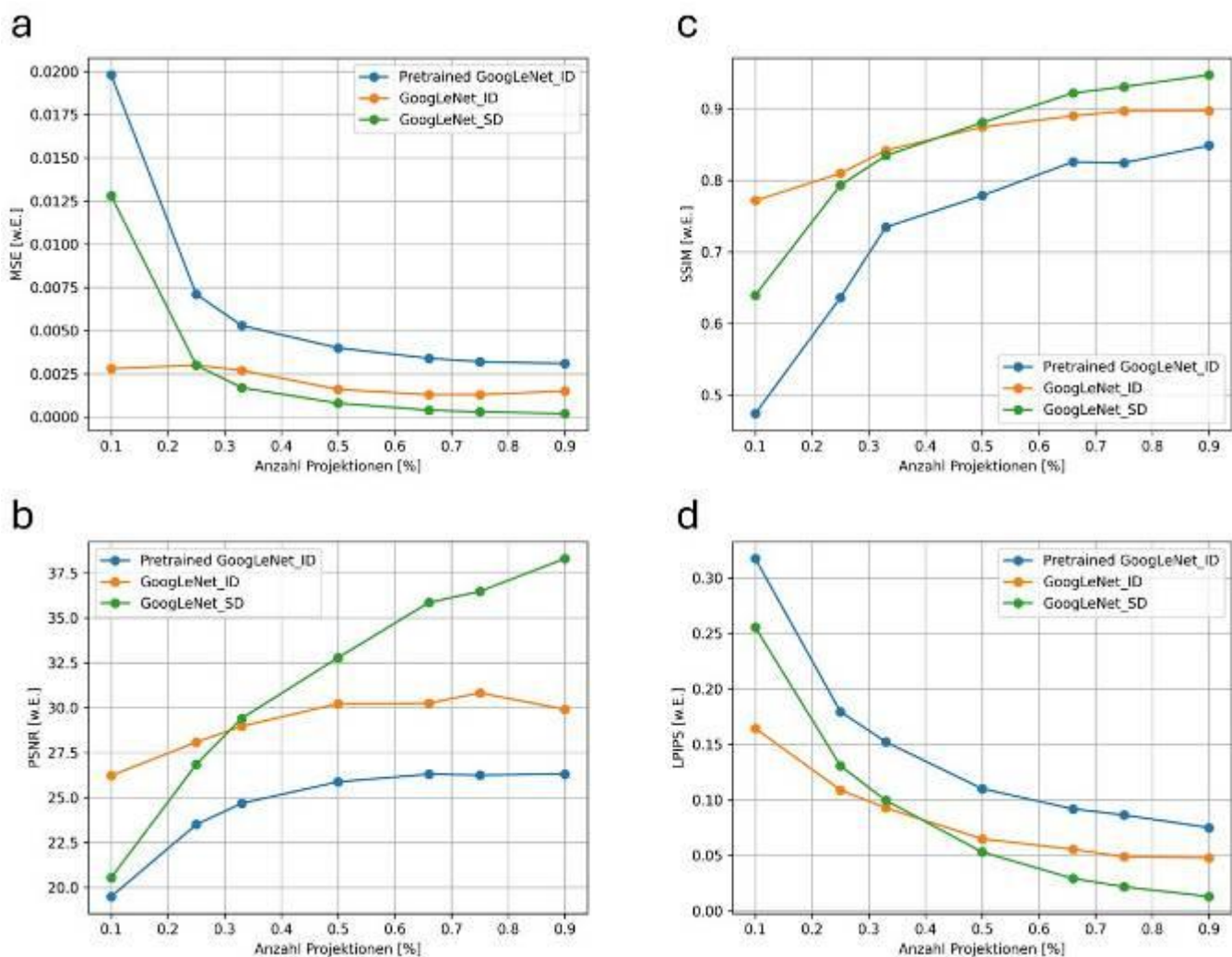
Zusammenfassung

Im vorliegenden Vergleich hatte die Trainingsdomäne einen stärkeren Einfluss auf die Rekonstruktionsqualität als die Modellinitialisierung. SD erzielte bei ≥ 50 % Projektionen bessere Ergebnisse; darunter war ID robuster. ImageNet-Vortraining führte ohne domänenspezifische Anpassung zu schlechterer Leistung. Die Ergebnisse legen nahe: SD für moderate bis hohe Projektionsdichten, ID für hohe Spärlichkeit.

Referenzen

- 1.Nekolla et al. Der Radiologe. Vol. 57(7) (2017):555-562
- 2.Wang et al. IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences 8.2 (2023):138-152
- 3.Xie et al. Scientific reports. Vol. 8(1) (2018):6700
- 4.C. Szegedy et al. arXiv (2014):1409.4842
- 5.PyTorch, Torchvision
- 6.C. McCollough et al. The mayo clinic low dose ct grand challenge dataset

Abb. 1



Klinische Informatik / Künstliche Intelligenz

FS05.02 Datenflüsse statt Inselösungen: Zwei Beispiele aus der digitalen Strahlentherapie

Maximilian Grohmann (Leipzig/DE)

In dem Beitrag soll anhand von zwei praxisnahen Beispielen gezeigt werden, wie digitale Workflows in der Strahlentherapie durch gezielte Verknüpfung bestehender Systeme verbessert werden können. Im Fokus stehen dabei nicht einzelne Softwarelösungen, sondern klinische Datenflüsse zwischen ROIS, TPS und lokalen In-House-Systemen. Als erstes Beispiel wird ein Workflow zum Dose Tracking vorgestellt, bei dem relevante Planungs- und Behandlungsinformationen systemübergreifend zusammengeführt und in einer übersichtlichen Auswertung nutzbar gemacht werden. Als zweites Beispiel wird ein strukturierter Workflow für Dosisconstraints diskutiert: von der Verschreibung und Zielgebietsdefinition über standardisierte Constraint-Tabellen bis zur Nutzung in Planung, Bestrahlungsverordnung und Planbewertung.

Ziel des Vortrags ist es, zu zeigen, wie aus verteilten Informationen ein nachvollziehbarer klinischer Behandlungspfad entstehen kann. Dabei sollen praktische Aspekte wie Datenqualität, Zuständigkeiten, Validierung, Dokumentation und klinische Akzeptanz im Vordergrund stehen.

FS05.03 Digitale Meldung von Therapiedaten (Strahlentherapie) an das Krebsregister

Christian Heine (Bamberg/DE)

Hintergrund

Mit dem Gesetz zur Weiterentwicklung der Krebsfrüherkennung und zur Qualitätssicherung durch klinische Krebsregister (Krebsfrüherkennungs- und -registergesetz KFRG) wurden alle Bundesländer verpflichtet, neben der epidemiologischen auch die klinische Krebsregistrierung landesgesetzlich zu verankern und einzurichten (vgl. § 65c SGB V)[1]. Nachgeordnet gelten die Gesetze auf Landesebene (z.B. das Bayerische Krebsregisterdatengesetz (BKRGG)).

Aufgabe der epidemiologischen Krebsregistrierung ist die bevölkerungsbezogene Darstellung des Krebsgeschehens insbesondere in Hinblick auf das Neuauftreten onkologischer Erkrankungen und deren zeitliche und regionale Veränderungen[2].

Somit sind bestimmte Krankheits- und Behandlungsdaten einer Krebserkrankung an das jeweilige Krebsregister der Bundesländer zu melden.

Welche Daten gemeldet werden müssen, ist im einheitlichen ‚onkologischen Basisdatensatz‘ geregelt, die jeweils gültige Version (derzeit 3.0) wird im Bundesanzeiger veröffentlicht und ist bis zu einem genannten Stichtag in den Ländern umzusetzen.

Bei den Leistungserbringern sollten dazu alle erforderlichen Daten digital gesammelt werden und anschließend in gewissen Zeitabständen an das zuständige Krebsregister z.B. im Upload-Verfahren übermittelt werden.

Methode

Primär gab es entsprechende fachbezogene Meldebögen der einzelnen Bundesländer, die jeweils in Papierform ausgefüllt und anschließend über den Postweg an das Krebsregister übermittelt wurden. Diese Methode hat sich als zu zeit- und personalintensiv (Kosten) herausgestellt und ist in den Zeiten der Digitalisierung nicht mehr zeitgemäß.

Am Beispiel einer Strahlentherapieabteilung wird gezeigt, welche Daten für eine Behandlung gemeldet werden müssen, dazu gehören neben Behandlungsbeginn und -ende u.a. Daten über Tumorerkrankung, Therapieziel (z.B. kurativ oder palliativ), Bestrahlungsregion, Bestrahlungsdosen und weitere geforderte Daten. Des Weiteren soll gezeigt werden wie die erforderlichen Daten durch eine erworbene Software standardisiert und ohne großen Zeitaufwand erfasst werden können.

Diese werden dann über eine standardisierte Schnittstelle (XML-Schnittstelle oBDS) von den einzelnen Leistungserbringern an das jeweilige Krebsregister übermittelt. Neben den bereits genannten zu übertragenden Daten, sind auch die Versicherungsdaten zu übermitteln, da über diese eine Rückvergütung an die zu meldende Abteilung erfolgt (Aufwandsentschädigung).

Ergebnis

Auf diesem Weg lassen sich die erforderlichen und vorgeschriebenen Daten ohne größeren Aufwand an das zuständige Krebsregister übermitteln und die gesetzlichen Vorgaben einhalten.

[1] Stegmaier et al. , Das Manual der Krebsregistrierung, W. Zuckschwerdt Verlag/München, p.1

[2] Stegmaier et al. , Das Manual der Krebsregistrierung, W. Zuckschwerdt Verlag/München, p.1

FS05.05 Konsequente Datenhaltung im KIS – So einfach wie effektiv

Felix Heinemann (Freiburg i. Br. /DE)

Es wird gezeigt, dass die oben genannte Vorgehensweise ein seit langem bestehendes Problem der Datenhaltung löst. Die Vermeidung der Nutzung von Abteilungssystemen als Langzeitarchiv ist dabei ein wesentlicher Aspekt.

Aktuelle wissenschaftliche Themen der Nuklearmedizin

Anja Braune (Dresden/DE), Johannes Tran-Gia (Würzburg/DE), Sonja Wegener (Würzburg/DE), Susanne Kossatz (München/DE), Mathias Steffner (Hannover/DE), Tim Felgenhaier (Hannover/DE)

Die Fachsitzung behandelt aktuelle wissenschaftliche Themen der Nuklearmedizin ausgehend von Entwicklungen in der Theranostik über den kombinierten Einsatz interner und externer Strahlentherapie bis hin zu neuen Möglichkeiten durch den Einsatz von Ganzkörper-PET/CT-Systemen.

Psychophysik in der Audiologie: Grundlagen

AU01.01 Psychoakustik in der Audiologie – Grundlagen, Anwendungen und klinische Relevanz

U. Baumann¹

¹ Goethe-Universität Frankfurt/Universitätsmedizin, Klinik für HNO-Heilkunde/Audiologische Akustik, Frankfurt a. M., Deutschland

Hintergrund

Die Psychoakustik ist ein Teilgebiet der Hörforschung, das die Beziehung zwischen physikalischen Schallereignissen und ihrer subjektiven Wahrnehmung untersucht. Während die klassische Audiologie primär Messungen wie die Tonaudiometrie oder otoakustische Emissionen nutzt, ergänzt die Psychoakustik diese durch Verfahren, die die individuelle Hörwahrnehmung abbilden. Dies ist besonders relevant, da selbst Patienten mit ähnlichen audiometrischen Befunden unterschiedliche Hörstörungsformen aufweisen können – etwa in Bezug auf Lautheitsempfinden, Sprachverständnis im Störgeräusch oder räumliches Hören.

Besondere Bedeutung erlangt die Psychoakustik in der *Diagnostik von Hörstörungen*, der *Anpassung von Hörgeräten und Hörimplantaten* und der *Evaluierung der Ergebnisse*. Drei zentrale Aspekte sollen in diesem Vortrag vertieft werden:

1. Maskierung und Vertäubung – Warum muss das Gegenohr für valide Messungen berücksichtigt werden?
2. Kategoriale Hörfeldskalierung – Wie hilft sie, individuelle Lautheitswahrnehmungen zu quantifizieren und Anpassungen von Hörgeräten und Hörimplantaten zu verbessern?
3. Richtungshören – Welche Rolle spielt es für die Lebensqualität und wie wird es getestet? Anhand von Fallbeispielen wird verdeutlicht, wie psychoakustische Methoden die audiologische Praxis bereichern und zu einer präziseren Therapie führen.

Grundlagen

Im Gegensatz zur rein physikalischen Akustik geht es im Bereich der Psychoakustik nicht nur um Frequenz, Intensität oder Zeitstruktur eines Signals, sondern um dessen subjektive Wahrnehmung – etwa:

Lautheit (Warum empfinden wir manche Töne lauter als andere, selbst wenn sie dieselbe Schallintensität haben?),

Tonhöhe (Wie unterscheiden wir Frequenzen und welche Rolle spielen Hörverlust und Hörversorgung?),

Zeitliche Auflösung (Welche Rolle spielt die synaptische Übertragung und die neurale Verarbeitung?),

Räumliches Hören (Wie lokalisieren wir Schallquellen und warum versagt dies bei einseitiger Schwerhörigkeit?).

Diese Wahrnehmungsphänomene sind eng mit neuronalen Verarbeitungsprozessen im auditorischen System verknüpft und werden durch psychoakustische Tests messbar gemacht.

Anwendung

Diagnostik: Differenzierung zwischen peripheren (z. B. cochleären) und zentralen (z. B. auditorischen Verarbeitungsstörungen) Hörstörungen.

Therapie und Rehabilitation: Individuelle Hörsystem-Anpassung, Evaluation und Validierung, Tinnitus-Masker, Hörtraining-Apps, telemedizinische Anwendungen.

Forensische Audiologie: Verfahren zur Aufdeckung von Simulationsversuchen

Zusammenfassung

Die Psychoakustik schließt eine wichtige Lücke zwischen objektiven audiometrischen Messungen und der subjektiven Hörerfahrung des Patienten. Durch den Einsatz von Verfahren wie Vertäubung, Lautheitsskalierung und Richtungshörtests lassen sich individuelle Hörprofile erstellen, die für eine bestmögliche Therapie entscheidend sind.

AU01.02 Wahrnehmung tonaler Geräuschanteile von Normal- und Schwerhörenden

J. Verhey¹

¹ Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Abteilung für Experimentelle Audiologie, Magdeburg, Deutschland

Einleitung

Durch die Energiewende verändert sich die alltägliche Geräuschkulisse. So führt z.B. die zunehmende Elektrifizierung der Antriebe im motorisierten Individualverkehr zu einer Zunahme der tonalen Anteile im Umweltgeräusch. Zum einen werden diese durch die Elektromotoren direkt erzeugt, zum anderen durch die gesetzlich vorgeschriebenen Warngeräusche (engl. AVAS sounds). Letztere sollen die (teil-)elektrisch betriebenen Fahrzeuge bei niedrigen Geschwindigkeiten wieder hörbar machen. Der vorliegende Beitrag untersucht, wie wir Geräusche wahrnehmen, die tonalen Anteile enthalten und wie sich dieses durch eine Hörpathologie ändert.

Material & Methoden

Die Wahrnehmung tonaler Anteile wird mit psychoakustischen Verfahren (Absolutskalierung, vollständiger Paarvergleich, Angleichsverfahren) bei Normalhörenden bestimmt. Es wurden sowohl zeitlich dynamischen als auch stationäre tonale Anteile verwendet. Bei den stationären tonalen Anteilen, nahmen auch schwerhörnde Probanden teil.

Ergebnisse

Die Anzahl der tonalen Anteile erhöht die Tonhaltigkeit des Geräusches signifikant sowohl für stationäre als auch für zeitlich dynamische tonale Komponenten, wie sie typischerweise in dynamischen Betriebszuständen von Fahrzeugen mit elektrifizierten Antrieben auftreten. Eine solche Zunahme der Tonhaltigkeit findet sich auch bei Schwerhörnden. Allerdings führt die erhöhte Mithörschwelle insgesamt zur einer geringeren Tonhaltigkeit gegenüber Normalhörenden.

Zusammenfassung

Die Zunahme der Tonhaltigkeit mit der Anzahl der Komponenten hat einen wichtigen Einfluss auf die Lärmbewertung, da die tonalen Geräusche im Allgemeinen als lästiger empfunden werden als Geräusche ohne tonale Anteile. Die Daten können als Grundlage dienen um bestehende Normen und Vorschriften zur Lärmbewertung zu überarbeiten. Ob Schwerhörnde durch eine erhöhte Detektionsschwelle tonaler Anteile diese auch als weniger störend empfinden müssen weitere Messungen zeigen.

AU01.03 Grundlagen der Sprachverarbeitung im auditorischen System

T. Steffens¹

¹ Universitätsklinikum Regensburg, Audiologie, Regensburg, Deutschland

Das Endziel der neuronalen Verarbeitung von Sensorinformationen, sowohl aus dem Innenohr als auch allen anderen Sensoren des menschlichen Sensoriums, ist die kognitive Bedeutungsanalyse der Information, die mit den sensorspezifisch erfassbaren physikalischen Signalen übertragen wird. Die neuronale Informationsgewinnung und Verarbeitung im auditorischen System lässt sich gut mit einem dreistufigen Prozess beschreiben.

In der 1. Stufe werden durch die mechano-elektrische Umwandlung der inneren Haarzellen im Innenohr die akustischen Schall-schwingungen in eine neuroelektrische Erregung der Hörnervenfasern umgewandelt. Mit den Prozessen der 1. Stufe sind beginnt die Hörbarkeit von Schall.

Die 2. Stufe besteht aus der Hörbahn und Teilen des Hörkortex mit einem Netzwerk von hochspezialisierten Neuronen. Ihre wesentliche Aufgabe ist die Analyse der Eigenschaften der Erregungsmuster der Hörnervenfasern um deren Eigenschaften zu identifizieren und diese an die höher gelegenen Analysenetze weiter zu geben. Von den hier ermittelten Eigenschaften der Erregungsmuster hängt die Deutlichkeit des Hörens ab, die für Sprache als Sprachverständlichkeit beschrieben wird.

In der 3. Stufe werden die Eigenschaftsmuster der neuronalen Erregung abschließend bewusst wahrgenommen, mit Hilfe kognitiver Lernprozesse mit Bedeutung belegt und im Langzeitgedächtnis abgespeichert. Besteht das akustische Signal aus Sprache entsteht hier mit dem Verstehen und Begreifen der übertragenen Information der eigentliche Nutzen, das Sprachverstehen.

Der Vortrag stellt die Prozesse der drei Stufen der Sprachverarbeitung detailliert vor und zeigt eine darauf beruhende systematische Anwendung spezifischer Testverfahren zur Beurteilung der quantitativen und qualitativen Aspekte der Sprachverarbeitung auf.

AU01.04 Audiometrie based fitting (ABF) im Rahmen der CI-Versorgung – Individuelle und interindividuelle Prozesse zur Quer- und Längsschnittbeobachtung

O. Dziemba¹

¹ Universitätsmedizin Greifswald, HNO, Greifswald, Deutschland

Einleitung

Die hohe Variabilität des postoperativen Sprachverstehens nach Cochlea-Implantat(CI)-Versorgung ist trotz verbesserter Technik und Chirurgie eine klinische Herausforderung. Mit der Einführung validierter Prädiktionsmodelle (Hoppe et al. Laryngoscope 2021 / J Clin Med 2023) lassen sich erstmals individuelle, quantitative Therapieziele definieren und Abweichungen systematisch identifizieren. Dziemba et al. (HNO 2023) zeigten, dass unzureichende CI-Systemeinstellungen – insbesondere im schwellennahen Bereich – einen wesentlichen Anteil der Ergebnisvariabilität erklären. Aufbauend darauf etablierten Franke-Trieger et al. (HNO 2025) eine ECAP- und audiometriebasierte Anpassung (ABF) prospektiv im klinischen Alltag. Im Vortrag sollen diese Arbeiten kontextualisiert und mit Dziemba et al. (in Vorbereitung) erstmals Längsschnittdaten zur Wirksamkeit des ABF vorgestellt werden.

Material und Methoden

Den Arbeiten liegen Daten aus mehreren deutschen CI-Zentren zugrunde. Dziemba et al. (HNO 2023) analysierten retrospektiv 28 Erwachsene nach 6 Monaten CI-Erfahrung anhand von Hörfeldskalierung, Sprachaudiometrie. Franke-Trieger et al. (HNO 2025) untersuchten prospektiv 37 CI-versorgte Patienten nach 6 und 12 Monaten, ergänzt um ECAP-Messungen. Hey et al. (J Clin Med 2024) charakterisierten mittels Faktorenanalyse (n=45) die relevanten audiometrischen Dimensionen des CI-Versorgungsergebnisses. Die Längsschnittstudie (Dziemba et al., in Vorbereitung) umfasst 104 Patienten über 24 Monate mit LMM-basierter Gruppenanalyse zur Darstellung von Prozessanpassungen.

Ergebnisse

Dziemba et al. (HNO 2023) zeigten, dass 55 % der Variabilität im Sprachverstehen durch postoperative audiometrische Parameter erklärbar sind. Franke-Trieger et al. (HNO 2025) bestätigten, dass ABF den Anteil der Patienten mit unerwartet schlechtem Sprachverstehen (Prognose-Verfehlung >20 pp) von 19 % nach 6 auf 5 % nach 12 Monaten senkt. Die C-Level korrelieren höher mit den ECAP-Schwellen als die T-Level, was die Notwendigkeit einer individualisierten Nachjustierung unterstreicht. Hey et al. (J Clin Med 2024) identifizierten drei unabhängige Outcome-Komponenten: überschwelliges Sprachverstehen, Hörschwellennähe und patientenberichtetes Outcome. Die Längsschnittstudie (Dziemba et al., in Vorbereitung) zeigt einen über alle Messzeitpunkte hochsignifikante Verbesserung des Versorgungsergebnisses.

Zusammenfassung

Die vorliegenden Arbeiten belegen konsistent, dass eine systematische, audiometriebasierte Anpassung die Versorgungsqualität messbar verbessert. Die Kombination aus individuellem Therapieziel via Prädiktionsmodell, strukturierter Hörfeldskalierung, ECAP-Abgleich und frühzeitiger Intervention bei Zielabweichung stellt einen evidenzbasierten Standard für die CI-Folge-therapie dar. Der Längsschnittvergleich zeigt erstmals, dass dieser Prozess auch unter Routinebedingungen sukzessive zu Verbesserungen führt.

Gorter Session 1

MRT02.01 Accurate magnetic resonance fingerprinting-based B1+ mapping in the human body for ultra-high-field MRI

M. Lutz¹

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

Synopsis

Accurate B1+ mapping in the human body at 7T is challenging because established methods lose sensitivity at low FAs. A FLASH-based MRF approach (B1-MRF) was implemented and validated in phantom and abdominal in vivo experiments. B1-MRF enabled accurate low-FA mapping over a broader dynamic range than established methods and showed robust in vivo performance.

Motivation

At ultra-high field (UHF, $B_0 \geq 7T$), transmit field (B1+) inhomogeneities increase and require accurate B1+ mapping over a broad dynamic range. Established methods such as AFI1, satTFL2, and BSS3 lose sensitivity at low flip angles (FAs)^{4,5}, which is particularly relevant for body imaging at 7T. Although magnetic resonance fingerprinting (MRF) has shown promise for B1+ encoding, its accuracy for absolute B1+ mapping across a broad dynamic range had not been systematically evaluated.

Materials and Methods

A radial 2D FLASH MRF sequence was implemented. The flip-angle pattern proposed by Jiang et al.⁶ consisting of 600 time frames was used. It was repeated 5x in vivo and 13x in phantom scans, resulting in acquisition times of 16s and 37s, respectively. Reconstruction was performed in Python using a NUFFT and dictionary matching with a Bloch-simulated dictionary. Validation at 7T included phantom experiments against the accurate preparation-based reference method PEX7 and established methods (satTFL, AFI, BSS), as well as abdominal breath-hold scans in three healthy volunteers with satTFL and RPE-AFI as references.

Results

In phantom experiments, B1-MRF showed good agreement with PEX (Fig.1A). Across repeated nominal FAs, the mean absolute difference remained below 4.92% for T1 values between 204 and 1194ms at FAs below 10°, except for the longest-T1 tube, and below 2.29% for all tubes in the range $10^\circ < \alpha < 50^\circ$ (Fig.1B). B1-MRF also provided the broadest usable low-flip-angle range.

In vivo abdominal results are shown in Fig.2. All methods agreed well in the leanest subject. In the larger subjects, satTFL and RPE-AFI showed discontinuities in low-B1+ regions that were not observed with B1-MRF.

Discussion

B1-MRF enables accurate B1+ quantification over a broader flip-angle range than established methods, with particular advantages in the low-FA regime relevant for UHF body imaging. This is especially relevant in large organs such as the liver, where low transmit efficiency and RF power constraints often limit achievable FAs.

Conclusion

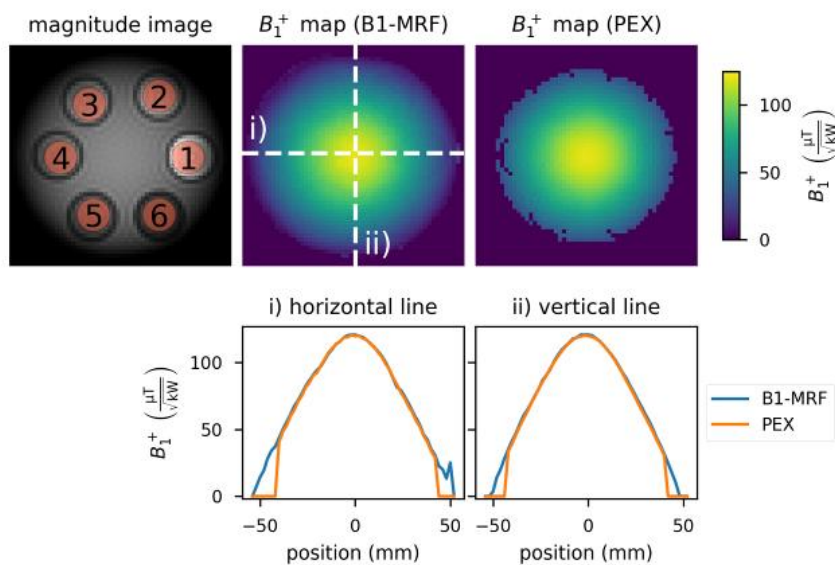
B1-MRF enables accurate B1+ mapping over a broad dynamic range, with clear advantages in the low flip-angle regime relevant for UHF body imaging.

References

1. Yarnykh et al. 2007;57(1):192-200
2. Chung et al. 2010;64(2):439-446
3. Sacolick et al. 2010;63(5):1315-1322
4. Pohmann et al. 2013;26(3):265-275
5. Brunheim et al. 2018;79(5):2652-2664
6. Jiang et al. 2015;74(6):1621-1631
7. Seifert et al. 2007;26(5):1315-1321

Abb. 1

(A)



(B)

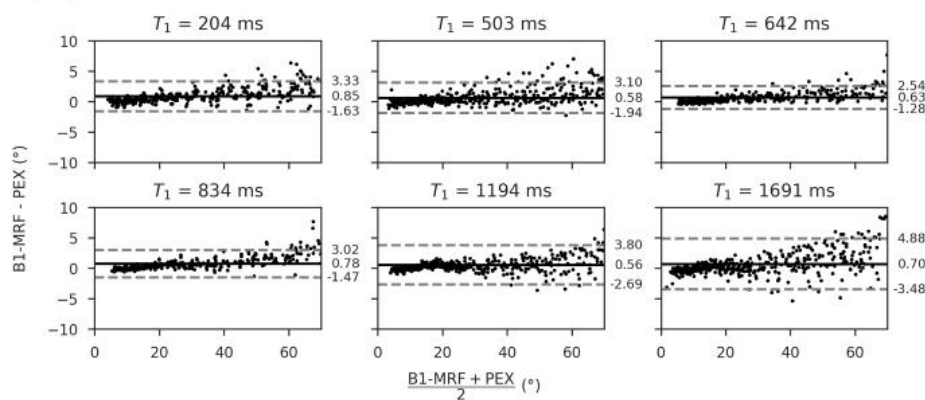
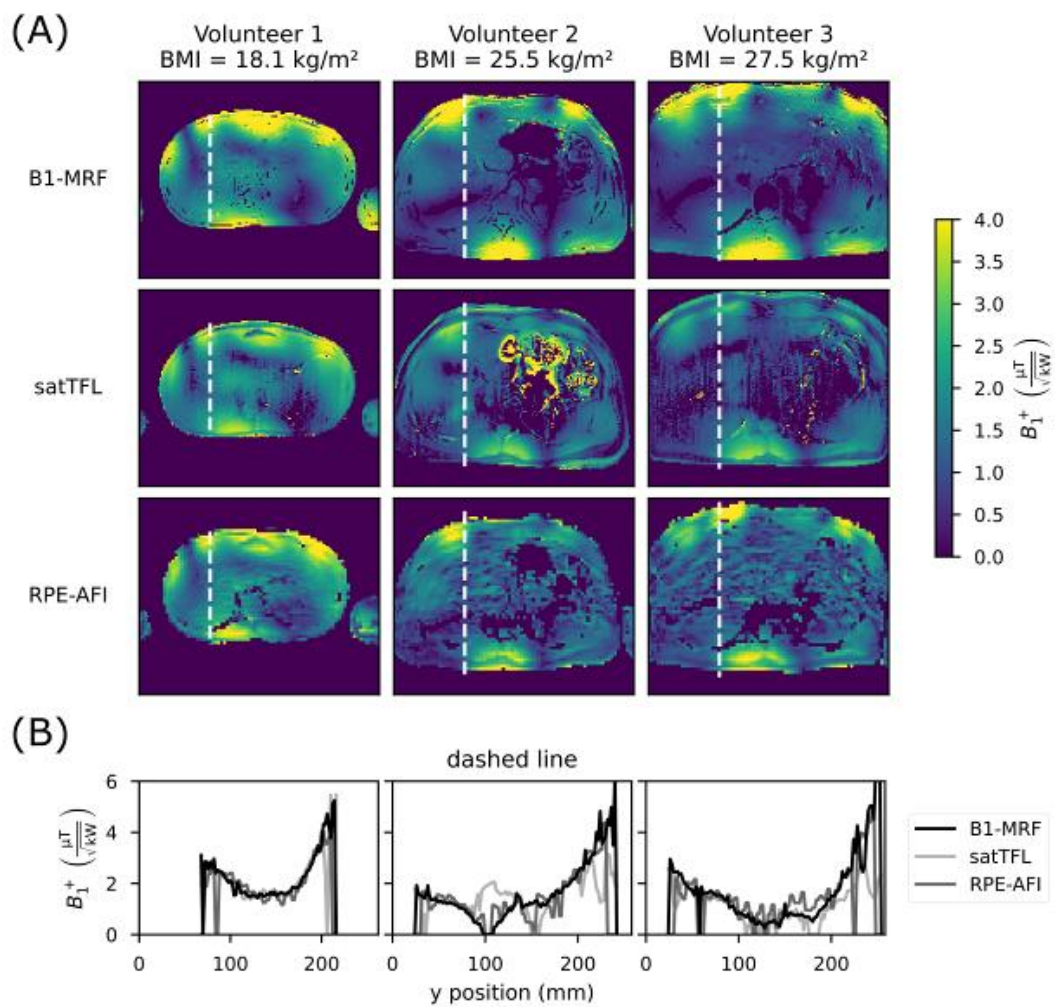


Abb. 2



MRT02.02 *In-vivo* cortical layer modelling at 7T MRI: Methodological advances and new insights into aging and plasticity

J. Döhler^{1,2,3}

¹ Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Institut für Kognitive Neurologie und Demenzforschung, Magdeburg, Deutschland

² Hertie Institute for Clinical Brain Research, Translational Imaging of Cortical Microstructure, Tübingen, Deutschland

³ German Center for Neurodegenerative Diseases (DZNE), Magdeburg, Deutschland

Introduction

Ultra-high-field MRI at 7 Tesla enables investigations of mesoscopic human cortex architecture, including cortical layers. However, biologically informed *in vivo* models of cortical layer architecture and its changes across the lifespan are lacking. Hence, I developed a framework for cortical layer modelling that combines quantitative 7 Tesla MRI with surface-based analyses to characterize cortical layers in individual humans. Applied to aging, congenital absence of a hand, and neurodegenerative disease, the framework reveals previously inaccessible signatures of aging, plasticity, and pathology.

Materials and Methods

High-resolution 7 Tesla MRI data were acquired in younger (n=20) and older (n=20) adults, as well as in an adult born without a hand. Quantitative T1 and susceptibility maps, functional maps and vessel-distance maps were combined with surface-based analyses to derive layer-sensitive microstructural markers, guided by anatomical constraints of cortical lamination (Fig. 1). Cortical layers were defined from the local rate of change in quantitative T1 profiles based on validated *in vivo*–*ex vivo* correspondence. Analyses focused on S1 and M1.

Results

The framework enabled reproducible differentiation of biologically meaningful cortical compartments. Application to lifespan data revealed layer-specific aging effects in S1, including increased myelination of input layer IV and thinning of deeper layers V and VI, findings that were validated in mice. In M1, aging followed a distinct layer-specific profile, supporting a layer model of sensorimotor aging. The framework further identified altered layer architecture in an adult born without a hand. In addition, it demonstrated significant vascular contribution to intracortical MRI markers. Finally, the framework subsequently enabled layer-specific pathology mapping in ALS.

Discussion

This work establishes a biologically informed framework for *in vivo* cortical layer modelling and demonstrates that cortical layer architecture can be characterized reliably in individual humans from a single MRI acquisition using 7 Tesla MRI. The findings reveal layer-specific mechanisms of cortical aging (Fig. 2) and plasticity while providing methodological advances for investigating cortical microstructure *in vivo*.

Conclusion

Together, this work represents an important step toward biologically informed mapping of human cortical architecture and supports the development of layer-specific MRI biomarkers for aging, and neurological disease.

Abb. 1

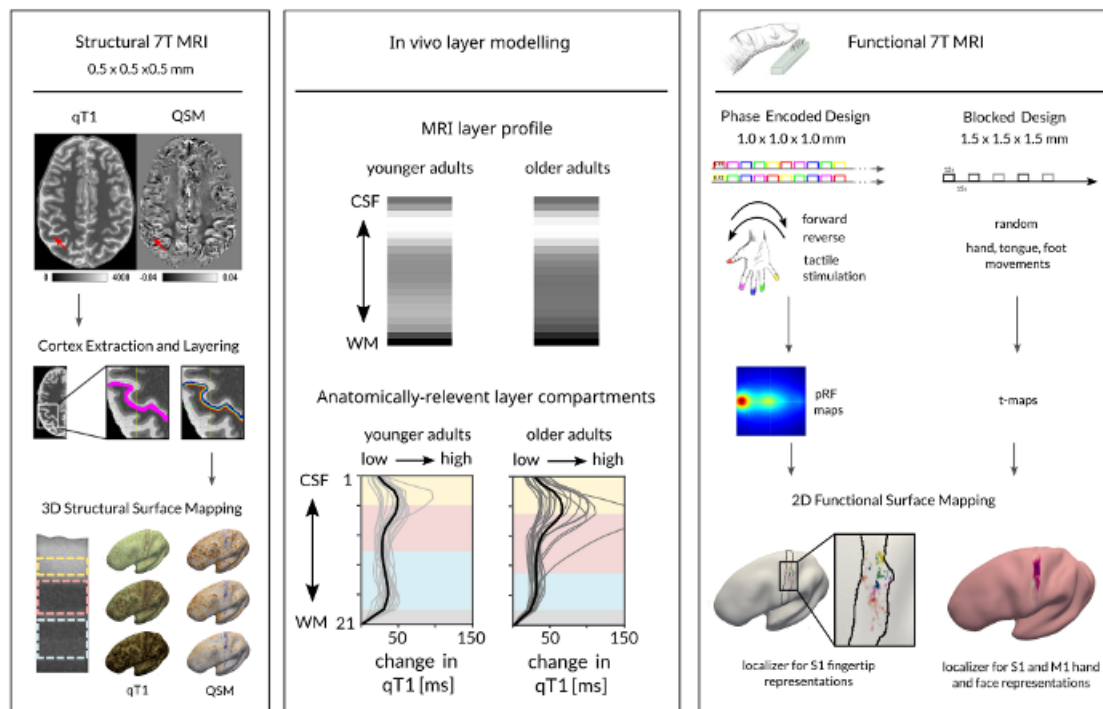


Fig. 1. Overview of experimental design. A total of $n=40$ participants ($n=20$ younger adults, $n=20$ older adults) took part in structural and functional 7T MRI data acquisition. MP2RAGE and 3D GRE susceptibility-weighted imaging sequences of participants were acquired to estimate high-resolution qT1 maps and QSMs, respectively. Red arrows indicate the region of interest (area 3b). The MP2RAGE sequence was used to extract the cortex (magenta) and layer the cortex into 21 cortical depths (rainbow) where qT1 and QSM values were sampled to derive cortical depth-dependent profiles. The cortical layer definition was based on the local rate of change in qT1 profiles [7]. Derived profiles were averaged into three anatomically relevant compartments (green, outer; light pink, middle; light blue, inner) based on ex vivo in vivo validated data [1]. Extracted qT1 and QSM values were mapped onto the individual's inflated cortical surface. Myelin staining was remodeled according to previous work [1]. In addition, all participants underwent tactile stimulation during functional 7T MRI using both a phase-encoded design and a blocked design. Five independently controlled MR-compatible piezoelectric stimulators were used to stimulate the five fingertips of the right hand. Phase-encoded data were used to calculate pRF properties, which were used to localize the finger representations in area 3b. Independent blocked design data were used to calculate t-maps for the localization of the hand and face representations in S1 and M1.

Abb. 2

Model of 3D Sensorimotor Aging

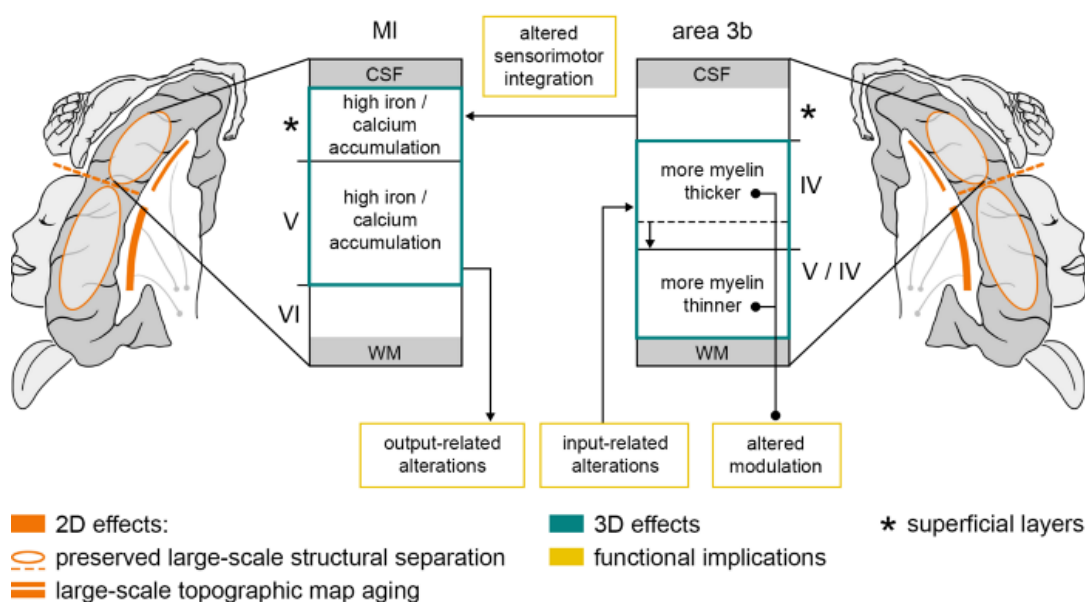


Fig. 2. Towards a model of 3-dimensional (3D) sensorimotor aging. In vivo modelling of cortical layers (3D modelling) across the human lifespan suggests that structural aging of S1 and M1 has a unique layer-specific profile (blue color) with characteristic input and output signatures as well as functional implications (yellow color), while 2D structural age effects (along the cortical surface) appear similar (orange color) in M1 and S1. Critical characteristics in S1 as sensory input region are an altered input channel and altered modulatory influences indicated by increased myelin content in the input layer IV and in deep layers as well as layer-specific cortical thinning driven by deep layers. MI as a motor output region is characterized by an altered output channel and an altered top-down input channel, possibly affecting incoming information from SI, as indicated by increased iron and calcium content in layer V and superficial layers. The black dotted line indicates changes in layer-specific thickness in older adults compared to younger adults. CSF = cerebrospinal fluid, WM = white matter.

MRT02.03 Fat/water separation at 7 T using a 3D radial sequence with quasi-continuous echo times

M. Rohe¹, K. Tkotz¹, A. M. Nagel^{1,2}, S. Sommer^{3,4}, M. Brockmüller⁵, F. Knoll⁶, M. Uder¹, N. Egger¹, F. B. Laun¹, T. Wilferth¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

² Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Division of Medical Physics in Radiology, Heidelberg, Deutschland

³ Balgrist Campus, Swiss Center for Musculoskeletal Imaging (SCMI), Zürich, Schweiz

⁴ Siemens Healthineers International AG, Swiss Innovation Hub, Zürich, Schweiz

⁵ Siemens Healthineers AG, Erlangen, Deutschland

⁶ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering (AIBE), Erlangen, Deutschland

Introduction

While quantitative fat/water separation (FWS) is well established at clinical field strengths, its application at 7T remains challenging. Large chemical shift and increased B_0 inhomogeneity at ultra-high field demand sub-millisecond echo spacing to achieve more robust FWS.

Methods

Measurements were performed on a 7T MRI system (MAGNETOM Terra.X), using a 1H knee coil. A radial sequence with quasi-continuous TEs [1] was utilized for data acquisition. Following each excitation, six gradient echoes are acquired along 3D radial spokes with golden-angle ordering [2]. By incrementally shifting the echo train between excitations, a dense, quasi-continuous sampling of TEs is achieved across all acquired spokes. The following parameters were used: FA=3°, TR=15ms, TE1=0.1ms, ΔTE=1.7ms, a spatial resolution of (1.0mm)³ and 5min acquisition time.

Image data sets were reconstructed using a custom-written Matlab pipeline. The golden-angle distribution allows image reconstruction with any subset of the spokes. To receive quasi-continuous image data sets, a sliding window scheme was used to loop over all spokes. A window of 4,000 spokes with a step size of 1,000 spokes was chosen (resulting in 117 image data sets). The TE increment between consecutive image data sets was 85 μs.

A graph cut algorithm [3] was applied to the reconstructed image data sets for field map estimation and FWS.

Results

Fig. 1 presents signal oscillation curves of four representative phantom vials, illustrating the quasi-continuous sampling of the fat/water phase oscillation. The measured data agree well with the fit function, with some fat quantification deviations when using magnitude data only.

Fig. 2 shows in vivo results from the graph cut algorithm under different shim conditions for the quasi-continuous acquisition and a standard six-point Dixon sequence. The estimated field maps show the difference in robustness between both acquisitions. For the conventional acquisition, fat/water swaps appear under shim 3 and 4. In contrast, the fat maps from the quasi-continuous acquisition stay consistent under every tested shim condition.

Conclusion

This work successfully demonstrates that the proposed 3D radial sequence with quasi-continuous TEs overcomes conventional echo spacing limitations of FWS. The presented acquisition enables a denser sampling of the signal evolution, improving the robustness of FWS.

References

1. Rohe et al. Magn Reson Med 2026
2. Chan et al. Magn Reson Med 2009
3. Hernando et al. Magn Reson Med 2010

Fig. 1: Magnitude oscillation of four phantom vials with varying fat fractions (mixtures of peanut oil with agarose). A multi-peak signal model was fitted to each data set. Adapted from Rohe et al. [1].

Fig. 2: FWS in vivo results under different shim conditions for the quasi-continuous and conventional acquisition. Shims 2–4 inherit progressively stronger B_0 x-gradients, that were manually adjusted with shim currents. Adapted from Rohe et al. [1].

Abb. 1

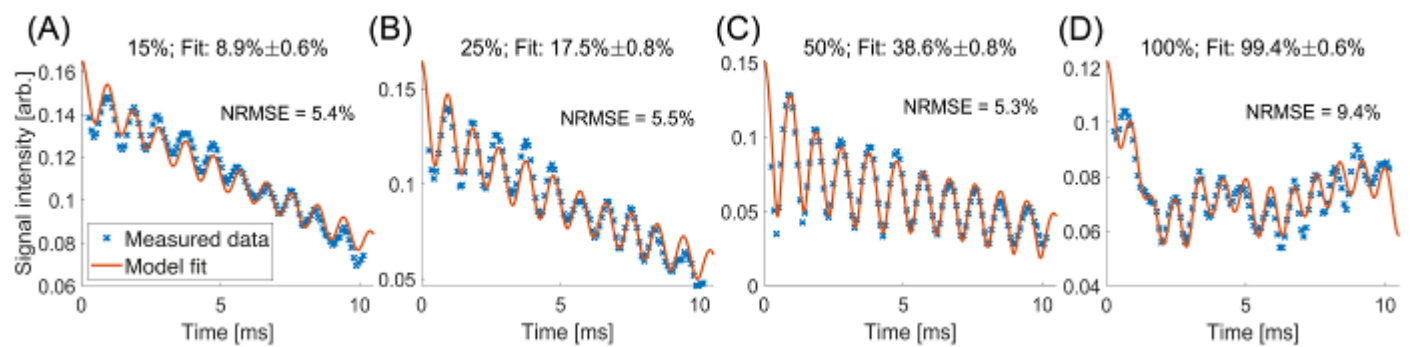
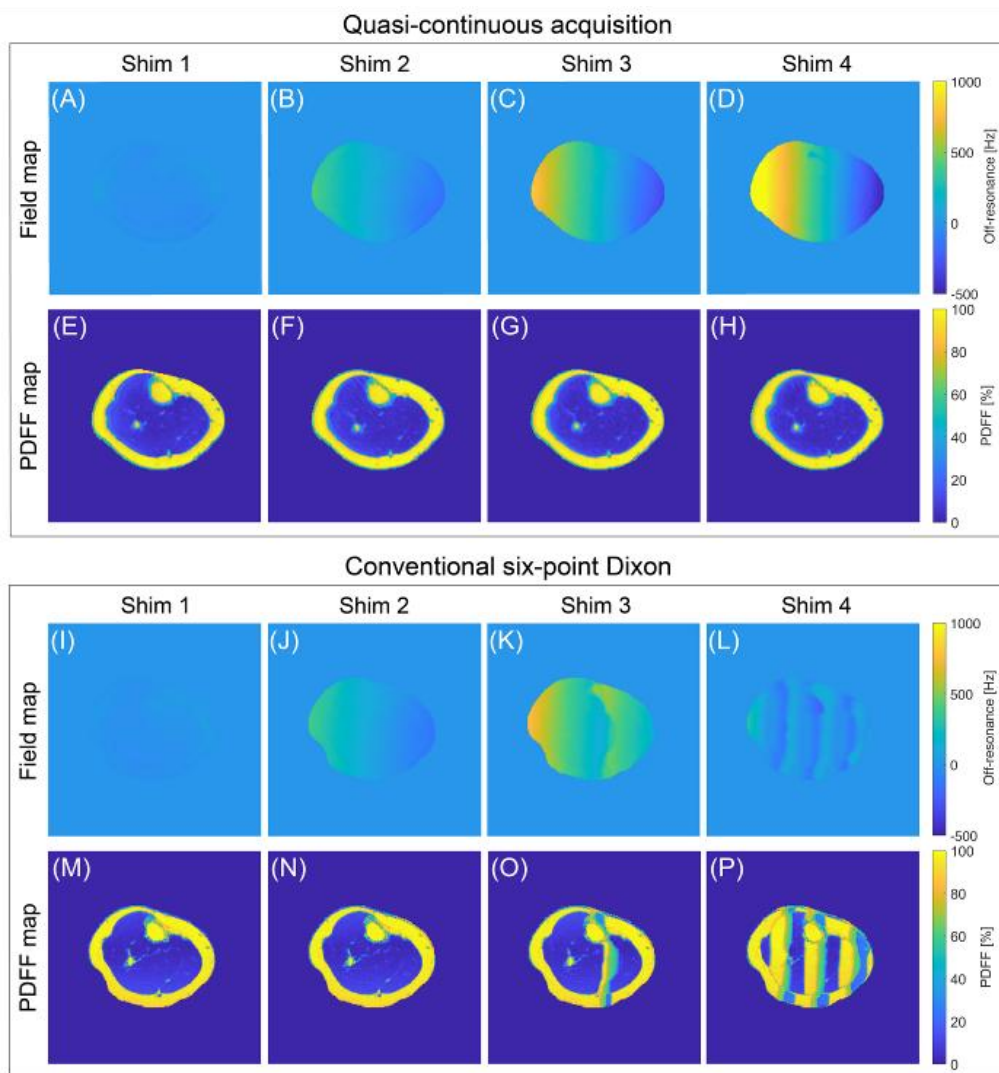


Abb. 2



Gorter Session 2

MRT03.01 Relevance of prostatic fluid on the apparent diffusion coefficient: An inversion recovery diffusion-weighted imaging investigation

D. Skwierawska¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

Introduction

Diffusion-weighted imaging (DWI) is a pivotal technique for detecting prostate cancer (PCa). Apparent diffusion coefficient (ADC) decrease in PCa lesions is attributed to microstructural changes, including extracellular space reduction and decreased fluid-containing lumen. We investigated whether exploiting the distinct T1 relaxation times of tissue and fluid using inversion recovery (IR)-prepared DWI could clarify the fluid's influence on ADC contrast across the peripheral (PZ) and transition zones (TZ) (data published in (1)).

Materials & Methods

Twelve healthy volunteers and one patient with a Gleason score 6 lesion underwent IR-prepared DWI ($b=50$ and 800 s/mm²; 16 inversion times (TI) from 60 to 4000 ms). Data were fitted to a standard monoexponential and two-compartment model (Fig. 1).

Fig. 1: Two-compartment model. D_t , D_f : tissue and fluid diffusion coefficients, T_{1t} , T_{1f} : longitudinal relaxation times, f : fluid's signal fraction, and S_0 : unweighted signal. Fitting evaluated three approaches: unconstrained, T_{1f} fixed, and T_{1t} + T_{1f} fixed (2).

Results

ADC map appearance depends strongly on TI, indicating strong fluid influence. Fluid contributions were estimated at ~ 0.3 $\mu\text{m}^2/\text{ms}$ (TZ) and ~ 0.5 $\mu\text{m}^2/\text{ms}$ (PZ). In healthy TZ, ADC increased between TI=60–1100 ms, then dropped drastically, rebounded, and stabilised at high TIs. This effect was less prominent in the lesion.

Summary

While relaxation-diffusion MR data are typically featureless, the observed ADC(TI) curve showed three prominent features. Post-inversion, the longitudinal magnetization of tissue and fluid is negative, but the tissue magnetization recovers faster reducing its signal contribution in absolute terms. Hence, the ADC increases due to the larger weight of the fluid compartment. At the tipping point, the total magnetization becomes zero at $b=0$. A small diffusion encoding lets it deviate from zero because $DF \gg DT$ results in $ADC = (b \cdot D_f)$ (before the tipping point) and $ADC = - (b \cdot D_t)$ (after). After the tipping point, fluid magnetization remains negative while the tissue magnetization turns positive so that the larger diffusion coefficient of the fluid compartment leads to a reduced signal attenuation and hence a reduced ADC.

Conclusion

Prostate fluids strongly influence diffusion characteristics. Tailored IR preparations can adjust fluid signal contribution and potentially improve the PCa contrast.

References

1. Skwierawska D, Bickelhaupt S, Bachl M, et al. Relevance of Prostatic Fluid on the Apparent Diffusion Coefficient: An Inversion Recovery Diffusion-Weighted Imaging Investigation. *Investigative Radiology* 2025;60(6):357–368.
2. Bojorquez JZ, Bricq S, Acqutter C, et al. What are normal relaxation times of tissues at 3 T? *Magnetic Resonance Imaging* 2017;35:69–80.

Abb. 1

$$S(b, TI) = S_0 \cdot \left(f_F \cdot \left(1 - 2\exp\left(-\frac{TI}{T_{1F}}\right) + \exp\left(-\frac{TR}{T_{1F}}\right) \right) \cdot \exp(-b \cdot D_F) + (1 - f_F) \cdot \left(1 - 2\exp\left(-\frac{TI}{T_{1T}}\right) + \exp\left(-\frac{TR}{T_{1T}}\right) \right) \cdot \exp(-b \cdot D_T) \right)$$

MRT03.02 Fast and high-resolution MRI with nonlinear spatial encoding functions

R. Tian¹, M. Uecker², H. Oliver¹, M. Davids³, A. Thielscher⁴, P. Povolni¹, M. Zaitsev⁵, K. Buckenmaier¹, T. Steffen¹, K. Scheffler^{1,6}

¹ Max Planck Institute for Biological Cybernetics, High-Field MR Center, Tübingen, Deutschland

² Graz University of Technology, Institute of Biomedical Imaging, Graz, Österreich

³ Massachusetts General Hospital, A. A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Department of Radiology, Charlestown, MA, Vereinigte Staaten

⁴ Technical University of Denmark, Department of Health Technology, Kongens Lyngby, Dänemark

⁵ University of Freiburg, Division of Medical Physics, Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University Medical Center Freiburg, Faculty of Medicine, Freiburg i. Br., Deutschland

⁶ Universität Tübingen, Department for Biomedical Magnetic Resonance, Tübingen, Deutschland

Motivation

Nonlinear spatial encoding functions are crucial for advancing fast, high-resolution MRI. This thesis explores two pathways: robust image acceleration using a local B_0 coil array and reliable self-navigation for multi-shot EPI. By framing both local B_0 gradients and EPI shot-to-shot phase fluctuations as nonlinear encoding functions, this work extends Wave-CAIPI/FRONSAC techniques and applies GRAPPA/ESPIRiT principles to multi-shot calibration.

Materials and Methods

Rapid B_0 Modulation: An 8-channel local B_0 coil array was synchronized with a 9.4T scanner. During a FLASH sequence, 5–10 kHz sinusoidal modulations of B_0 coils were applied during oversampled readout, superimposing linear/nonlinear oscillating gradients onto the scanner's readout gradient. Inspired by reproducing kernel Hilbert space (RKHS) theory, a complete pipeline was developed to encode, calibrate, compress, and reconstruct field-modulated data analogously to parallel imaging. This comprises RKHS encoding, group-kernel calibration, group-patch joint compression, and group-patch RKHS reconstruction, implemented in MATLAB.

Multi-Shot EPI Calibration: Four 2D multi-shot EPI sequences (center-out mosaic, readout-segmented, and phase-interleaved) were implemented at 3T using Pulseseq. Overlap-kernel EPI was developed, applying GRAPPA/ESPIRiT operations on small inter-shot k-space overlaps to explicitly extract shot-to-shot phase maps for multi-shot calibration. Results

Rapid B_0 Modulation: RKHS encoding successfully visualized nonlinear gradients' k-space. Driven by only 40 Apk/channel, the B_0 array achieved acceleration factors up to 14.6x. Group-kernel calibration yielded artifact-free 3D slices using L2 reconstruction. Group-patch joint compression achieved 10x–20x data reduction, enabling 3D CS reconstruction under 5 minutes. Group-patch RKHS reconstruction processed high-resolution datasets ($0.46 \times 0.46 \times 0.80 \text{ mm}^3$) in about 3 minutes.

Overlap-Kernel EPI: This method optimized self-navigation for mosaic and phase-interleaved trajectories with sufficient overlap SNR. It enables self-navigation for readout-segmented EPI, supporting up to $b=1500 \text{ s/mm}^2$ (5-shot, 0.7 mm^2) on a Prismafit scanner. It also provided more time-stable self-navigation for phase-interleaved EPI than MUSE, and supported center-out mosaic EPI crucial for high b-value diffusion MRI.

Discussion/Conclusion

This thesis connects nonlinear B_0 modulations, multi-shot EPI, and parallel imaging inspired by a RKHS framework. It demonstrates that continuous B_0 modulations during oversampled readouts can be mathematically treated – encoded, calibrated, compressed, and reconstructed – identically to RF receive sensitivities. Translating these principles to the multi-shot EPI domain further delivers a robust, optimized framework for shot-to-shot calibration.

Freie Themen (Poster)

PS03.01 *In-vitro*-Zellbestrahlung mit 50-keV-Elektronenpulsen zur Untersuchung der radiobiologischen Wirksamkeit

J. Freier¹, L. Brückner¹, L. Kuhlmann², B. Löhr¹, G. Cramer², C. Bert², L. Distel², P. Hommelhoff^{1,3}

¹ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Physik, Erlangen, Deutschland

² Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Strahlenklinik - Radioonkologie, Erlangen, Deutschland

³ Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Department Physik, München, Deutschland

Einleitung

Niederenergetische Elektronenpulse (NEEP) im keV-Bereich weisen vermutlich eine hohe relative biologische Wirksamkeit (RBW) auf [1, 2]. Zukünftige Anwendungen zielen darauf ab, solche Elektronenpulse mithilfe eines Beschleunigers auf einem Chip in endoskopische Systeme zu integrieren [3–5]. Aufgrund ihrer hohen RBW und geringen Eindringtiefe könnten NEEP eine hochlokalisierte und effiziente Tumorthherapie ermöglichen. Ziel dieser Arbeit ist die Untersuchung radiobiologischer Effekte von NEE mittels In-vitro-Bestrahlungen von Zellen.

Material & Methoden

Mittels eines Ultrakurzpulslasers werden Elektronen von einem Nanospitzenarray emittiert und in einer plattenkondensatorähnlichen Geometrie auf bis zu 50 keV beschleunigt. Menschliche primäre Fibroblasten sowie verschiedene Tumorzelllinien wurden entweder mit NEEP oder mit Röntgenstrahlung (120 kVp) bestrahlt. DNS-Doppelstrangbrüche wurden mittels γ H2AX-Immunfärbung visualisiert. Erste Koloniebildungsassays dienten der Abschätzung der RBW. Die Dosimetrie erfolgte mit unlaminierten EBT3-GafChromic-Filmen [7].

Ergebnisse

Durch NEEP induzierte DNS-Doppelstrangbrüche zeigten ein quantitativ verändertes Schadensmuster mit einem Tiefenprofil, das der begrenzten Eindringtiefe in Wasser ähnelt. Helle, räumlich begrenzte Foci deuten auf einen hohen linearen Energietransfer hin. Erste Koloniebildungsassays wurden ausgewertet. Obwohl die endgültige RBE derzeit nur schwer bestimmbar ist und mögliche zusätzliche Effekte der gepulsten Elektronen noch unklar sind, lässt sich die Überlebensfraktion bereits jetzt quantitativ mit der nach Röntgenbestrahlung vergleichen.

Zusammenfassung

Der vorgestellte Aufbau ermöglicht erstmals die In-vitro-Bestrahlung von Zellen mit NEEP. Dadurch werden radiobiologische Untersuchungen in einem bislang wenig erforschten Energiebereich mit hohem onkologischem Potenzial ermöglicht. Mithilfe quantitativer Analysen der Schadensmuster und Koloniebildungsassays können erste Abschätzungen des RBW erfolgen. Die Arbeit schafft somit eine Grundlage für zukünftige therapeutische Ansätze unter Nutzung der Beschleuniger-auf-einem-Chip-Technologie.

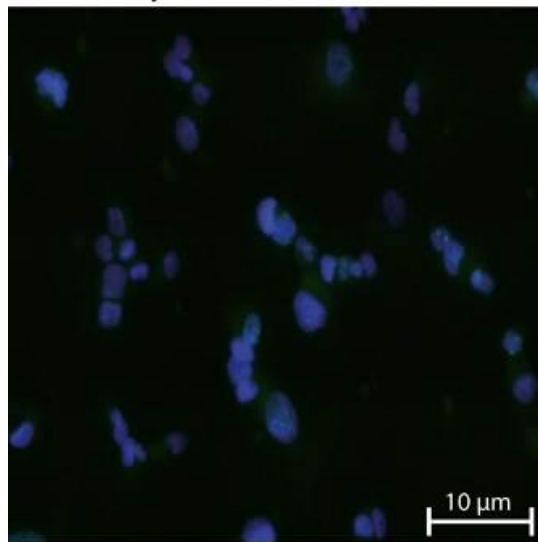
Literatur

[1] H Nikjoo et al (2016) Rep. Prog. Phys. 79 116601 [2] Tye, J., et al. Royal Society Open Science 11.11 (2024): 240898. [3] England, R. Joel, et al. Reviews of Modern Physics 86.4 (2014): 1337. [4] Chlouba, T. et al. Nature 622.7983 (2023): 476-480. [5] Broaddus, P., et al. Physical Review Letters 132.8 (2024): 085001. [6] Bruckner, L., et al. Nano Letters 24.16 (2024): 5018. [7] Freier, J., et al. Physics in Medicine & Biology 70.12 (2025): 125001.

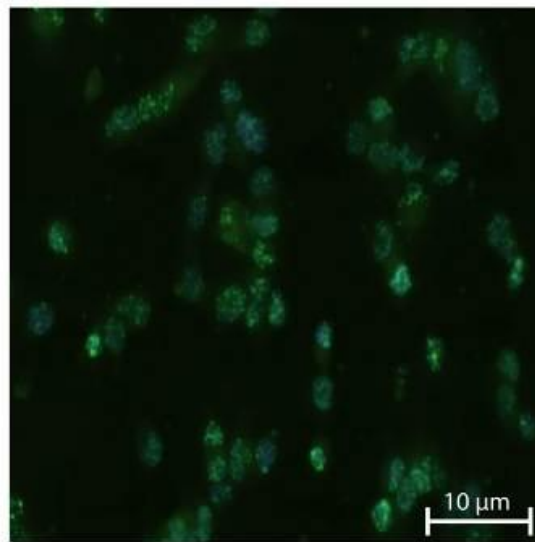
Abbildung 1: Zwei SW982-Humansarkomproben, (a) nicht bestrahlt und (b) mit 5.5 Gy 45-keV-Elektronen bestrahlt. Die DNA ist blau dargestellt, während γ H2AX, das auf DNA-Schäden hinweist, grün markiert ist.

Abb. 1

Human synovial sarcoma SW-982



Control



5.5 Gy 45 keV LEE

PS03.02 Entwicklung eines strahlungsfreien, pH-sensitiven Kontrastmittels für Gefäßtrainingsphantome

M. Volk^{1,2,3}, S. Klebingat^{1,2}, S. Feierabend^{2,3}, R. Schwab^{1,2}, D. Behme^{1,2}

¹ Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Universitätsklinik für Neuroradiologie, Magdeburg, Deutschland

² Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Forschungscampus STIMULATE, Magdeburg, Deutschland

³ Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik, Magdeburg, Deutschland

Einleitung

Für das Training endovaskulärer Verfahren werden zunehmend strahlungsfreie Gefäßtrainingsphantome mit Blutersatzflüssigkeiten eingesetzt [1]. Die dafür genutzten Kontrastmittel (KM) mit Lebensmittelfarbstoff führen oft zu Verfärbungen in Silikonschläuchen sowie porösen Materialien wie stereolithografisch (SLA) gedruckter Gefäße. Diese Ablagerungen sowie das im System weiter zirkulierende KM stören Subtraktionsaufnahmen, da kein ausreichender Kontrast zwischen den Strukturen und dem KM mehr erkennbar ist. In bisherigen Ansätzen war daher kein echter Kreislaufbetrieb möglich, da die Flüssigkeit im System regelmäßig ausgetauscht werden musste. Durch ein reversibles KM wäre eine zirkulierende Kontrastierung ohne Austausch möglich. Ziel dieser Arbeit war die Bewertung eines pH-sensitiven KM auf Thymolphthalein- (TP)-Basis mit reversibler Kontrastierung und ohne dauerhafte Ablagerungen.

Material & Methoden

Zur Einstellung eines basischen pH-Werts wurde eine 0,1 % (w/v) TP-Lösung in Ethanol mit einer 0,1 % (w/w) Natriumcarbonat-Lösung (in destilliertem Wasser) gemischt, sodass die Endkonzentration der TP-Lösung in der Gesamtlösung 0,7 % (w/w) betrug. Diese Lösung wurde in einen leicht sauren Kreislauf eines Trainingssystems [1] (99,9 % w/w destilliertes Wasser, 0,1 % w/w Citronensäure) injiziert. Die Mischbarkeit mit Glycerin wurde zusätzlich überprüft. Die pH-abhängige Farbänderung (blau ↔ farblos), Mischbarkeit, sowie Temperaturabhängigkeit wurden vorwiegend qualitativ ausgewertet.

Ergebnisse

Die KM-Lösung erreichte einen pH-Wert von 10,8–10,6 (20–40 °C); das System 2,7–2,6 (20–40 °C). Nach Applikation des KM zeigte sich eine Blaufärbung der Strömung (Abb. 1A), die im sauren System schrittweise verblasste und einen "ausgewaschenen" Kontrastverlauf hervorrief (Abb. 1C). Der Zyklus ließ sich mehrfach für virtuelle Subtraktionsaufnahmen wiederholen (Abb. 1B). Die Entfärbung setzte sich fort, bis der System-pH unter ca. 9,3 sank. Keine dauerhaften Verfärbungen oder Trübungen traten in Schläuchen oder SLA-Material (Formlabs Clear Resin V4) nach 96 h Kontakt in den Lösungen auf. Sie waren in Glycerin homogen mischbar und zeigten keine Phasentrennung.

Zusammenfassung

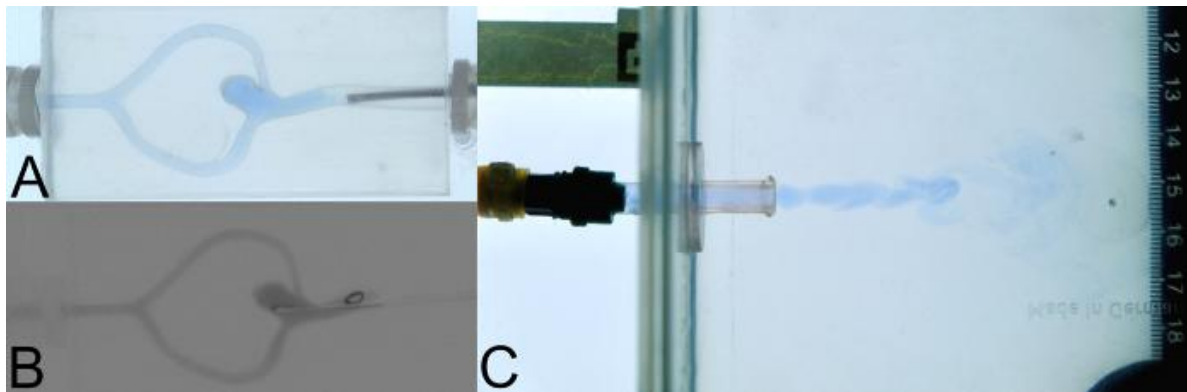
Das TP-KM eignet sich für strahlungsfreies Training und ermöglicht eine realistische Visualisierung von KM-Bolusverteilungen und Kathetermanövern. Die reversible Farbänderung erlaubt wiederholbares Training ohne Ablagerungen. Alle Lösungen sind mit Glycerin mischbar, lassen sich in entsprechende Blutersatzflüssigkeiten integrieren und sind weitgehend nicht toxisch. Geplante Untersuchungen umfassen unter anderem Materialbeständigkeit, Langzeitstabilität und Farbdynamik.

Literatur

[1] Klebingat S. et al., Interv. Neuroradiol. (2025), 10.1177/15910199251375533

Abb. 1: A) 3D-SLA-Gefäßphantom mit KM-Einstrom über einen Katheter; B) virtuelle Subtraktionsaufnahme, erzeugt durch das System von [1]; C) verblassender Ausstrom des KM in die Systemflüssigkeit.

Abb. 1



PS03.06 Machbarkeit eines schnellen end-to-end Studienworkflows in der multizentrischen Forschungsinfrastruktur RACOON

N. A. Lackner¹, S. Arndt¹, S. Böhner¹, M. Bente¹, S. Leisner¹, J. Kiefer¹, R. de Figueiredo Cardoso¹, L. Seufferth¹, T. Rüttinger¹, M. Uder¹, R. Ruppel², T. Penzkofer², A. Bucher³, J. Herrmann⁴, P. P. Jacobs⁵, B. Lassen-Schmidt⁶, M. Habert⁷, S. Schäfer⁸, P. Neher⁹, M. S. May¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

² Charité - Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Radiologie, Berlin, Deutschland

³ Universitätsklinikum Frankfurt, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Frankfurt a. M., Deutschland

⁴ Universitätsklinikum Tübingen, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Tübingen, Deutschland

⁵ Universitätsklinikum Leipzig AöR, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Leipzig, Deutschland

⁶ Fraunhofer Institut MEVIS, Bremen, Deutschland

⁷ ImFusion GmbH, München, Deutschland

⁸ Mint Medical GmbH, Heidelberg, Deutschland

⁹ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

Intro

Multizentrische Bildgebungsstudien erfordern eine koordinierte Prozesskette von der Datenerfassung bis zur zentralen Auswertung. Probleme entstehen häufig durch Interaktionen zwischen Komponenten (z. B. DICOM-Export, Pseudonymisierung, Annotation) und werden oft erst beim Austausch klinischer Daten sichtbar. Die Forschungsinfrastruktur RACOON (Radiological Cooperative Network) ermöglicht standortübergreifende Studien unter datenschutzkonformen Bedingungen. Ziel dieser Arbeit war es, die Machbarkeit und den zeitlichen Aufwand eines end-to-end Workflows unter realistischen Bedingungen zu untersuchen.

M&M

CT-Datensätze nicht-klinischer Testobjekte (Äpfel, Birnen, Bananen) wurden an drei unterschiedlichen CT-Systemen akquiriert und im Bildarchivierungs- und Kommunikationssystem (PACS) bereitgestellt. Die Daten wurden über den lokalen RACOON-Knoten in die zentrale Umgebung übertragen. Die Verarbeitung erfolgte über interoperable Systeme: Zentrale Datenhaltung sowie strukturierte Befundung in Mint Lesion (Mint Medical), automatische und manuelle Segmentierung in ImFusion Suite (ImFusion GmbH) und CuraMate (Fraunhofer MEVIS) sowie KI-basierte Klassifikation über die Joint Imaging Platform (DKFZ). Es wurden longitudinale und transversale Messungen (Längen-Breiten-Verhältnis) durchgeführt. Zusätzlich erfolgte eine radiologische Klassifikation mit Vergleich zur KI. Die gemessenen Parameter wurden mittels statistischer Tests zwischen den Objektgruppen (Apfel, Birne, Banane) verglichen; die zentrale Aggregation und Auswertung erfolgte in der Trusted Research Environment in RACOON Central. Alle Schritte wurden innerhalb einer Arbeitssitzung durchgeführt.

Resultate

Der vollständige Workflow von der Studieninitialisierung bis zur Analyse konnte innerhalb von etwa drei Stunden ohne technische Konflikte abgeschlossen werden. Datenexport, Transfer und Pseudonymisierung benötigten jeweils nur Sekunden pro Datensatz. Den größten Anteil an der Gesamtbearbeitungszeit verursachten die manuellen Schritte der Annotation und Segmentierung. Alle Datensätze wurden ohne Datenverlust und Unterbrechungen im Workflow verarbeitet; die strukturelle Konsistenz der Daten blieb über alle Verarbeitungsschritte hinweg erhalten. Signifikante Längen-Breiten Unterschiede zwischen den Objektgruppen konnten in der zentralen Auswertung nachgewiesen werden ($p < 0,05$). Sowohl die KI-basierte Klassifikation als auch die subjektive radiologische Bewertung zeigten eine konsistente Zuordnung der Objekte, die mit den gemessenen geometrischen Parametern übereinstimmte.

Zusammenfassung

Ein end-to-end Workflow kann innerhalb der RACOON-Infrastruktur unter Routinebedingungen schnell, stabil und reproduzierbar durchgeführt werden. Die Ergebnisse zeigen, dass die technische Interoperabilität eines multizentrischen Workflows bereits vor Einschluss klinischer Daten zuverlässig überprüft werden kann. Der durchgeführte Workflow unterstreicht die praktische Einsatzbereitschaft der Infrastruktur.

Röntgendiagnostik (Poster)

PS04.02 Dosimetrische Validierung von Dual-Energy-CT-Rekonstruktionen für die Bestrahlungsplanung von Glioblastomen

J. Hofmann¹, L. Tischendorf¹, G. Razinkas¹, A. Wittig-Sauerwein¹, A. Richter¹

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

Einleitung

Aktuell können die Vorteile von Dual-Energy-CT (DECT), wie ein erhöhter Weichteilkontrast und eine bessere Reduzierung von Metallartefakten, in der Strahlentherapie kaum ausgenutzt werden, da die rekonstruktionsabhängigen CT-Dichte-Kalibrierkurven nur begrenzt etabliert sind. Die Genauigkeit der Dosisberechnung von Bestrahlungsplänen für Patienten mit Glioblastom soll retrospektiv anhand einer in [1] ermittelten Kalibrierkurve der Elektronendichte im Vergleich zur etablierten Single-Energy-CT (SECT) 120-kV-Kalibrierkurve untersucht werden.

Material und Methoden

Für die Analyse wurden 12 Bestrahlungspläne für Patienten mit Glioblastom aus den letzten drei Jahren mit jeweils 15 Fraktionen und einer Einzeldosis von 2,67 Gy verwendet. Die SECT- und DECT-Aufnahmen wurden mit dem SOMATOM go.Open Pro (Siemens Healthineers) erfasst. Die Referenz-VMAT-Planung erfolgte im Bestrahlungsplanungssystem Eclipse (v18.0, Varian Medical Systems) auf Basis der Standard-SECT-Rekonstruktion Qr40. Es wurden die Rekonstruktionen (i) virtuell monoenergetische Bilder (VMI) mit 72 keV (VMI_{opt}) mit der SECT-120-kV-Kalibrierkurve, (ii) DirectDensity Sd40 (SECT) und (iii) Rho (DECT) mit der Elektronendichte-Kalibrierkurve untersucht. Anhand von DVH-Parametern ($D_{98\%}$, $D_{95\%}$, $D_{2\%}$, D_{Median} und D_{Mean}) und einer globalen Gamma-Analyse (Verisoft 7.0, PTW-Freiburg) wurde die dosimetrische Abweichung bestimmt.

Ergebnisse

Die prozentualen Abweichungen der DVH-Parameter für die Rekonstruktionen VMI_{opt} , Sd40 und Rho im Vergleich zur Referenz Qr40 sind mit Boxplots dargestellt (Abbildung 1). Die größten mittleren Abweichungen für $D_{98\%}$ und D_{Mean} treten bei Sd40 mit $(-0,21 \pm 0,11) \%$ und $(-0,31 \pm 0,07) \%$ auf. Für VMI_{opt} sind die Abweichungen von $D_{98\%}$ und D_{Mean} mit $(0,02 \pm 0,09) \%$ und $(-0,02 \pm 0,03) \%$ am geringsten. Bei Rho liegt die Abweichung für $D_{98\%}$ bei $(0,19 \pm 0,08) \%$ und für D_{Mean} bei $(-0,02 \pm 0,09) \%$. Insgesamt weisen die DVH-Parameter eine gute Übereinstimmung zum Referenzplan auf. Dies ist auch in der Gamma-Analyse (Tabelle 1) sichtbar. Der geringste Wert beträgt 95,5 % für Rho beim 0,5 %/0,5 mm Kriterium.

Zusammenfassung

Die Untersuchung der Genauigkeit der Dosisberechnung für verschiedene Rekonstruktionen der DECT-Bildgebung konnte für ein Patientenkollektiv mit Glioblastom zeigen, dass kaum Abweichungen zur Standardrekonstruktion vorliegen, weshalb DECT-Rekonstruktionen in der Strahlentherapie verwendet werden können.

[1] G. Razinkas et al., Physica Medica 141 (2026), DOI: 10.1016/j.ejmp.2025.105702.

Abbildung 1: Boxplots der prozentualen Abweichungen der DVH-Parameter ($D_{98\%}$, $D_{95\%}$, $D_{2\%}$, D_{Median} und D_{Mean}) für die Rekonstruktionen VMI_{opt} , Sd40 und Rho im Vergleich zur Referenz Qr40

Tabelle 1: Globale Gamma-Analyse der Dosisverteilungen auf den Rekonstruktionen VMI_{opt} , Rho und Sd40 im Vergleich zu Qr40

Abb. 1

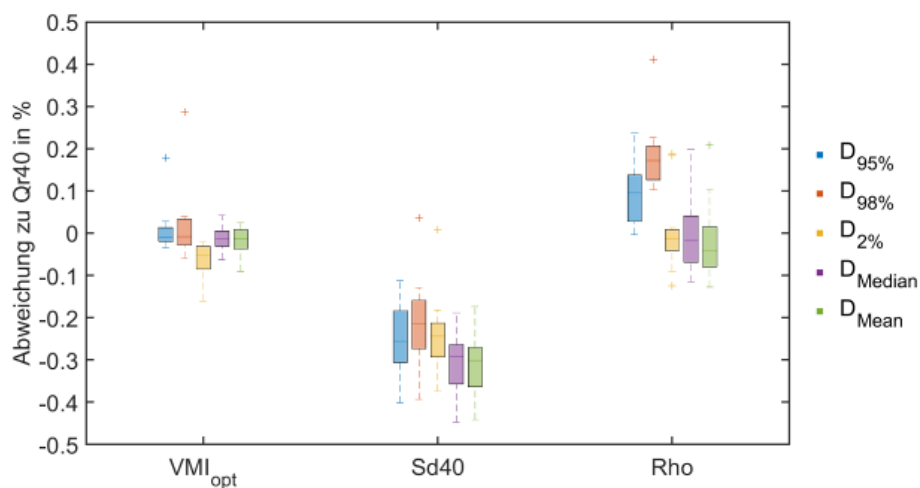


Abb. 2

Gamma	2%/2 mm	2%/1 mm	1%/1 mm	0.5%/0,5 mm
VMI _{opt}	100,0	99,9	99,7	96,4
Rho	100,0	99,8	99,5	95,5
Sd40	99,9	99,9	99,8	97,4

PS04.03 Vergleich der Dosis verschiedener Bildgebungsprotokolle an O-Ring-Beschleunigern

K. Resho¹, S. Weick², A. Toussaint², J. Niedling², S. Wegener^{2,1}

¹ Hochschule RheinMain, Ingenieurwissenschaften, Rüsselsheim, Deutschland

² Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Würzburg, Deutschland

Einleitung

Die Cone-Beam-Computertomographie (CBCT) ist ein etabliertes, dreidimensionales Bildgebungsverfahren für bildgeführte und online-adaptive Strahlentherapie. Mit neueren Bildgebungsplattformen stehen eine erhöhte Aufnahmegeschwindigkeit und verbesserte Rekonstruktionsverfahren zur Verfügung. Präsentiert wird der Vergleich der Bildgebungs-dosis der klinischen Scanprotokolle von Halcyon bzw. Ethos-Beschleunigern mit und ohne HyperSight in den Körperregionen Kopf, Thorax und Becken.

Material und Methoden

Untersucht wurden ein Halcyon ohne und ein Ethos mit HyperSight. Für die dosimetrische Analyse wurde ein anthropomorphes Alderson-Rando-Phantom bestückt mit 17 optisch stimulierten Lumineszenzdosimetern (OSL, RadPro) eingesetzt (Abb. 1). Zur standardisierten Positionierung der Dosimeter wurden 3D-gedruckte Halterungen aus ABS-Filament (Ultimaker ABS White, 2,85 mm) mit einem Ultimaker S5 FDM-Drucker hergestellt. Jedes Dosimeter wurde vierfach bestrahlt, der gesamte Messablauf wurde vierfach pro Protokoll wiederholt. Zur Abschätzung der effektiven Dosis entsprechend Anlage 18 StrlSchV wurden den zu betrachteten Organen Messwerte nahegelegener Messpunkte zugeordnet.

Ergebnisse

Die klinischen CBCT-Protokolle mit HyperSight zeigten im Vergleich zu den Aufnahmen ohne diese Technologie fast durchgehend deutlich geringere Dosiswerte (Abb. 2). Der Unterschied war insbesondere im Bereich des Körperstamms ausgeprägt. Die seitengetrennte Auswertung der lokalen Dosisverteilung zeigte zudem eine asymmetrische Verteilung, wobei mit HyperSight auf der rechten Körperseite bei paarigen Organen teils bis zu 50% höhere Dosiswerte bestimmt wurden. Dieses Verteilungsmuster ist auf die Rotationsgeometrie von HyperSight zurückzuführen, da die Bildakquisition über einen Winkelbereich von -126° bis $+85^\circ$ erfolgte.

Für die untersuchten Regionen ergaben sich für das klinische Ethos-Protokoll mit HyperSight effektive Dosen von $0,70 \pm 0,11$ mSv im Kopf, $1,69 \pm 0,03$ mSv im Thorax und $2,32 \pm 0,04$ mSv im Becken. Die entsprechenden Werte für Halcyon ohne HyperSight betrugen $0,83 \pm 0,02$ mSv, $4,95 \pm 0,07$ mSv und $5,74 \pm 0,13$ mSv.

Zusammenfassung

Die klinischen CBCT-Protokolle des Ethos mit HyperSight führen insgesamt zu einer geringeren Bildgebungs-dosis als jene des Halcyon ohne HyperSight. Zudem zeigte sich eine höhere Belastung der rechten im Vergleich zur linken Körperseite. Da ausschließlich klinische Standardprotokolle untersucht wurden, sollte für eine abschließende Bewertung auch die Bildqualität berücksichtigt werden.

Abbildung 1: Anthropomorphes Phantom mit in 3D-gedruckten ABS-Platten fixierten OSL-Dosimetern an definierten Organpositionen.

Abbildung 2: Vergleich der gemessenen lokalen Dosiswerte an definierten Positionen für klinische (a) Kopf-, (b) Thorax- und (c) Beckenprotokolle der beiden untersuchten Systeme.

Abb. 1

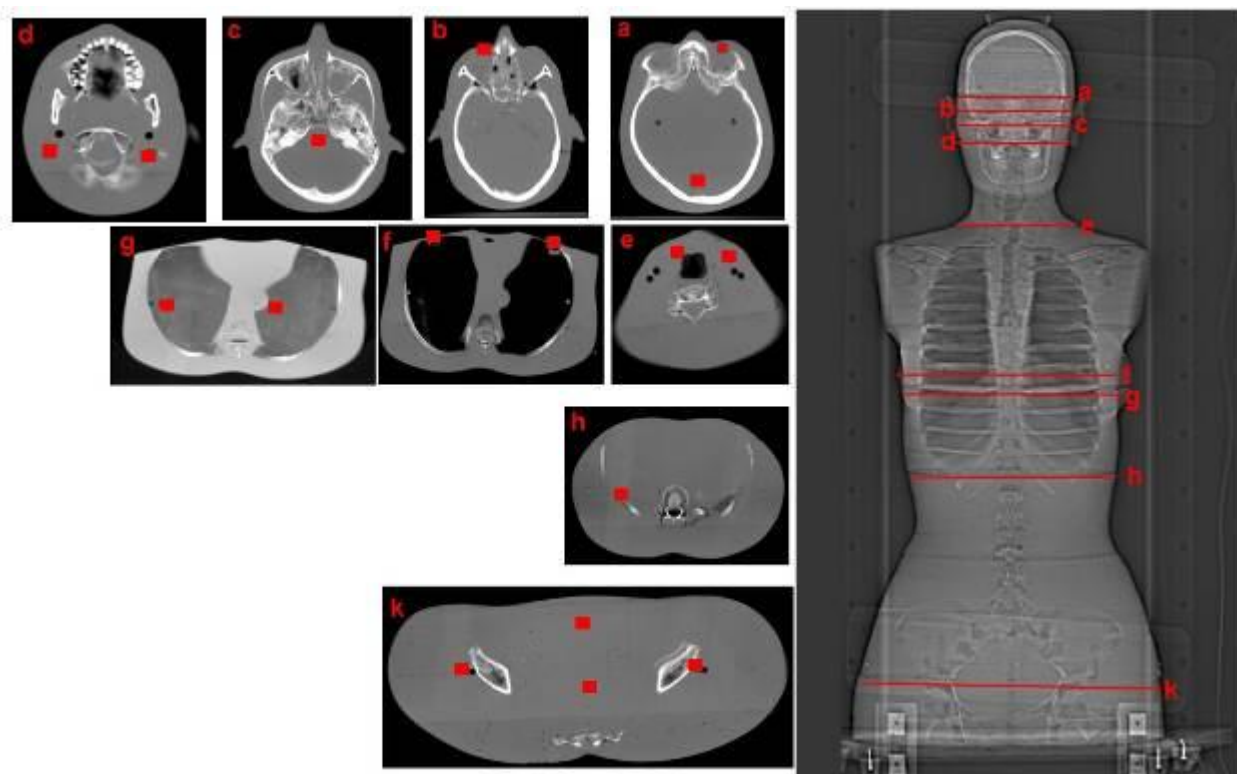
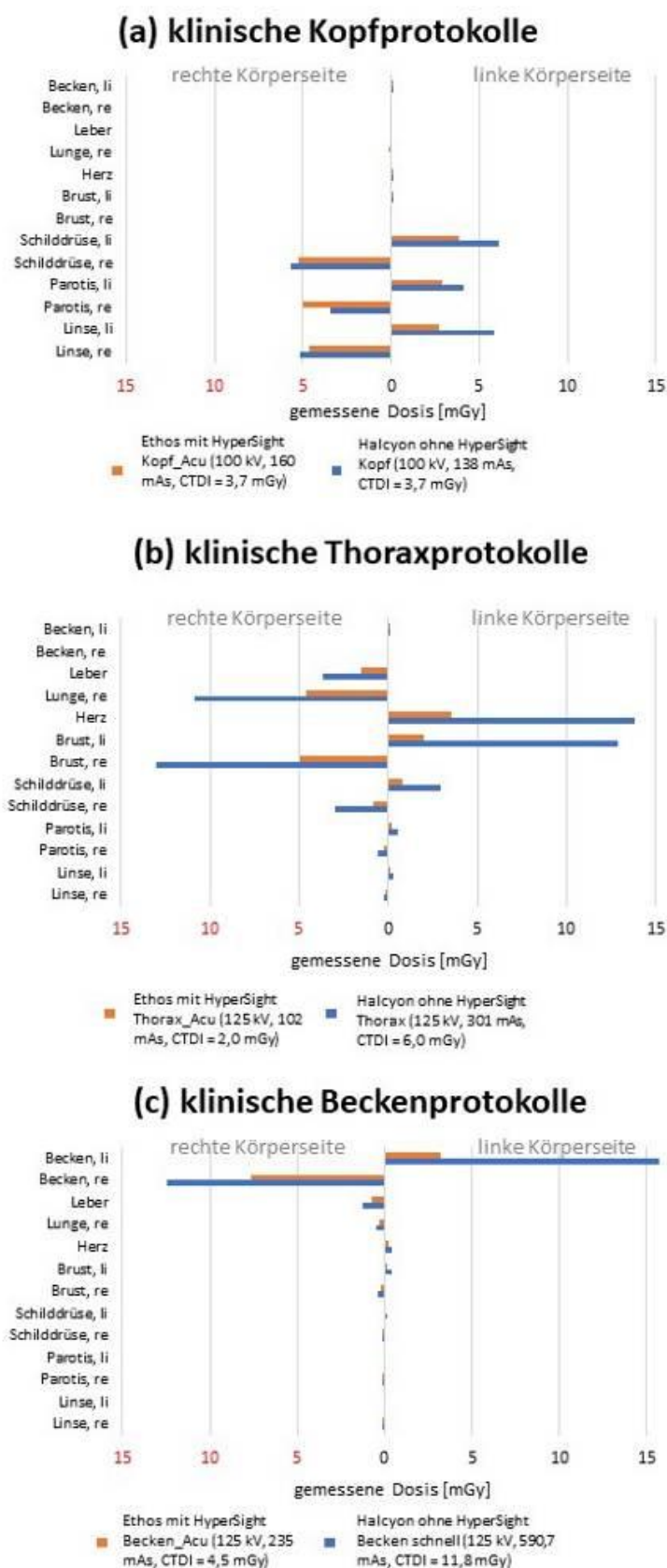


Abb. 2



PS04.04 Abschätzung der maximalen Hautdosis bei der Computertomografie mittels Monte-Carlo-Simulationen

H. Schlattl¹

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

Einleitung

Bei der Computertomographie (CT) sind stochastische Effekte der primäre Fokus bei der Betrachtung des Strahlenrisikos. Mehrfache CT-Scans während Perfusionsaufnahmen oder Interventionen können jedoch zu hohen Hautdosen führen. Um deterministische Hautschäden zu vermeiden, ist es daher wichtig, die maximale Hautdosis (PSD) präzise abzuschätzen. Aktuell wird die PSD mittels festgelegter Beziehungen zwischen PSD und dem gewichteten CT-Dosisindex (CTDI_w) geschätzt. In der Literatur sind die Werte für PSD/CTDI_w etwa $1,3 \pm 0,2$ für Körperprotokolle^{1,2} und $0,9 \pm 0,2$ für Kopfprotokolle^{3,4}.

Methoden

Die Berechnung der PSD wurde in einen Usercode des EGSnrc Monte-Carlo-(MC)-Programms eingebunden. Simulationen für axiale CT-Scans, die den gesamten Körper abdecken, wurden für alle Referenzphantome der ICRP-Publikationen 110 und 143 durchgeführt und dabei die PSD für jede axiale Schicht ermittelt. Da reale CT-Protokolle größere Scanbereiche umfassen, ist zu erwarten, dass Streustrahlung von benachbarten Schichten die PSD erhöht. Dieser Beitrag wird durch MC-Simulationen von CTDI-Phantomen abgeschätzt, bei denen die Dosis in deren äußerer Schicht erfasst wird. Statt verschieden lange Scanbereiche zu simulieren, wurden eine inverse Geometrie mit kleinem Kegelwinkel und ca. 62cm langen CTDI-Modellen genutzt. Für jedes Modell wurde ein axialer Scan simuliert und die Dosen in den angrenzenden Schichten gemessen. Da die Dosen dort hauptsächlich durch Streustrahlung entstehen, lässt sich deren Anteil in Abhängigkeit von der Scanlänge bestimmen.

Ergebnisse

Für den Rumpf liegen die berechneten PSD/CTDI_w-Verhältnisse bei Erwachsenen bei etwa 1,4 bis 1,9 und steigen mit abnehmendem Alter. Bei Neugeborenen sind sie etwa 1,9 bis 2,1. Bei Kopfprotokollen variieren die Verhältnisse zwischen 0,8 und 1,1 bei Erwachsenen und 1,0 bis 1,1 bei Neugeborenen. Die Streustrahlung nimmt bei kürzeren Scanlängen stark zu und stabilisiert sich bei Scanlängen von etwa 30 cm bei etwa 60% für Durchmesser von 32 cm und bei 50% für 16 cm (Abb. 1).

Zusammenfassung

Die Verwendung des PSD/CTDI_w-Verhältnisses von 1,3 bei axialen Schichten des Körpers unterschätzt die PSD um 30% bei Erwachsenen und bis zu 60% bei Neugeborenen. Zusätzlich trägt die Streustrahlung, z.B. bei einem Thorax-Scan, etwa 60% bei Erwachsenen und 40% bei Neugeborenen zur PSD bei. Damit ist die tatsächliche PSD etwa doppelt so hoch wie mit einem PSD/CTDI_w von 1,3. Für Kopfprotokolle ist ein PSD/CTDI_w von 0,9 für eine axiale Schicht eine gute Schätzung. Das Einbeziehen der Streustrahlen bei einem Kopfscan kann jedoch die PSD um etwa 55% erhöhen.

Abb. 1: Erhöhungsfaktor der PSD mit der Scanlänge

Referenzen

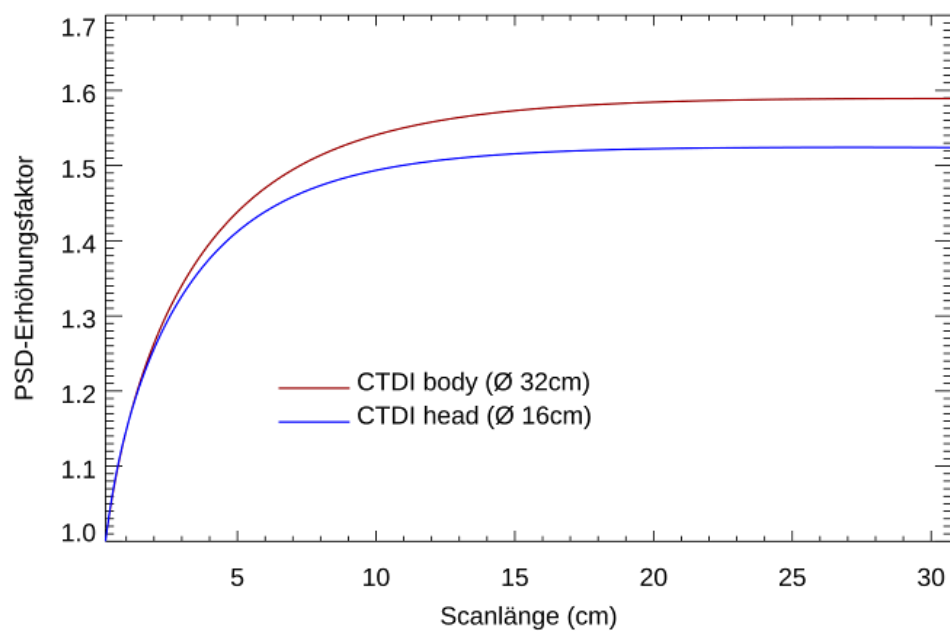
¹Leng et al (2011), Am. J. Roentgenol. 197, W97-W103

²Jones et al (2021), J. Appl. Clin. Med. Phys. 22, 224-228

³De las Heras et al (2013), Rad. Prot. Dosim. 157, 536-542

⁴Hoang et al (2013), Am. J. Roentgenol. 201, W730-W734

Abb. 1



Partikeltherapie I (Poster)

PS05.01 Monte-Carlo-Kommissionierung einer Synchrotronanlage für das Prompt-Gamma-Echtzeit-monitoring in der Partikeltherapie

R. Erdmann¹, H. Freitas², S. Salazar Zapata³, E. Montbarbon³, L. Garcia Perez³, M. Seimetz³, J. Seco^{2,4}, K. S. Baumann^{1,5,6,7}

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

² Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Biomedizinische Physik in der Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland

³ CSIC-Universitat Politècnica de València, Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular (i3M), Valencia, Spanien

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

⁵ LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), TH Mittelhessen, Gießen, Deutschland

⁶ Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Abteilung für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland

⁷ Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

Einleitung

Prompt-Gamma-Photonen erlauben es, Informationen über den Zustand von metastasierendem Knochenkrebs unmittelbar während der Partikeltherapie zu gewinnen, indem ihr Spektrum Rückschlüsse auf den lokalen Calciumgehalt zulässt. Diese Modalität der Echtzeitüberwachung könnte den Therapieverlauf in situ verfolgen und eine angepasste Bestrahlungsplanung ermöglichen. Die Entwicklung eines solchen Monitoringsystems ist Ziel des BoneOscopy-Projektes, wozu es zur Optimierung der Detektorsysteme auf Monte-Carlo-Simulationen angewiesen ist. Zur Simulation der Prompt-Gamma-Spektren, wie sie am Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT) erzeugt werden, wird ein Monte-Carlo-Modell der Anlage im Simulationspaket Geant4 entwickelt, womit sich die Spektren bei therapeutischer Strahlqualität erzeugen lassen.

Methoden

Der Protonen- und Kohlenstofftherapiestahl des MIT wurde in Geant4 durch geometrische Rekonstruktion der strahlmodulierenden Elemente modelliert und für alle klinisch verfügbaren Energiestufen parametrisiert. Das Modell wurde zu einem Simulationswerkzeug weiterentwickelt, das die Aufnahme von Prompt-Gamma-Spektren erlaubt; das Setup ist in Abb. 1 zu sehen. Zur Untersuchung des Einflusses der in Geant4 verfügbaren hadronischen Modelle wurden die Spektren ohne Detektorantwort simuliert und alle das Wasserphantom verlassenden Prompt-Gamma-Photonen ausgewertet.

Ergebnisse

Die Verifikation des Monte-Carlo-Modells der Anlage erfolgte durch den Vergleich der simulierten Tiefendosiskurven und lateralen Strahlprofile mit den Basisdaten des MIT. Die Anwendung des Modells auf die Simulation der Prompt-Gamma-Spektren für Protonen mit kinetischer Energie von 222,7 MeV ist in Abb. 2 exemplarisch zu sehen, worin die Zahl der pro Primärteilchen im Wasserphantom erzeugten Prompt-Gamma-Photonen als Funktion der Photonenenergie dargestellt ist; darin sind die für Wasser charakteristischen Linien zu sehen.

Zusammenfassung

Mithilfe von Geant4 wurde ein verifiziertes Simulationswerkzeug zur Modellierung therapeutischer Protonen- und Kohlenstoffstrahlen und der damit erzeugten Prompt-Gamma-Spektren entwickelt. Es bildet die Grundlage für die Entwicklung und Optimierung eines prompt-gamma-basierten Monitoringsystems und lässt sich zur Untersuchung von Detektorkonzepten und Knochenphantomen unterschiedlicher Calciumkonzentrationen einsetzen.

Abb. 1: Schematisches Simulationssetup zur Aufnahme der Prompt-Gamma-Spektren samt der strahlmodulierenden Elemente aus Beam Application and Monitoring System (BAMS) und gegebenenfalls Ripple-Filter des MIT.

Abb. 2: Simuliertes Spektrum der im Wasserphantom durch 222,7 MeV-Protonen am MIT erzeugten prompten Gammastrahlung mit Beschriftung der dominanten Kernabregungen.

Abb. 1

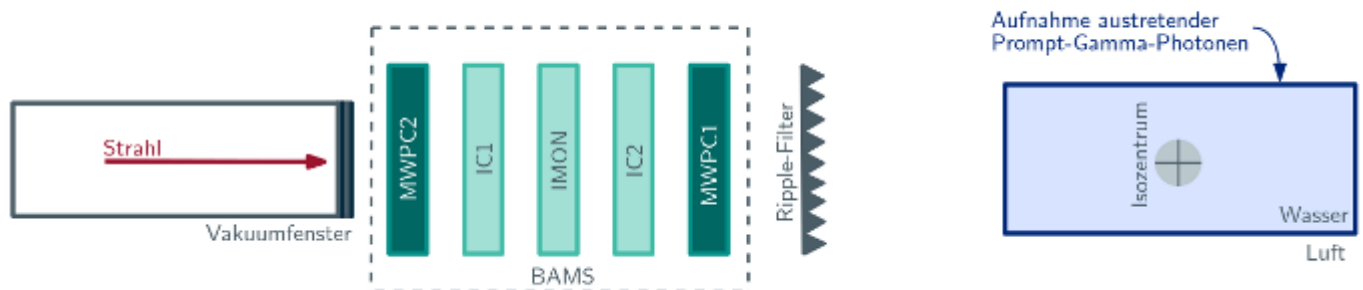
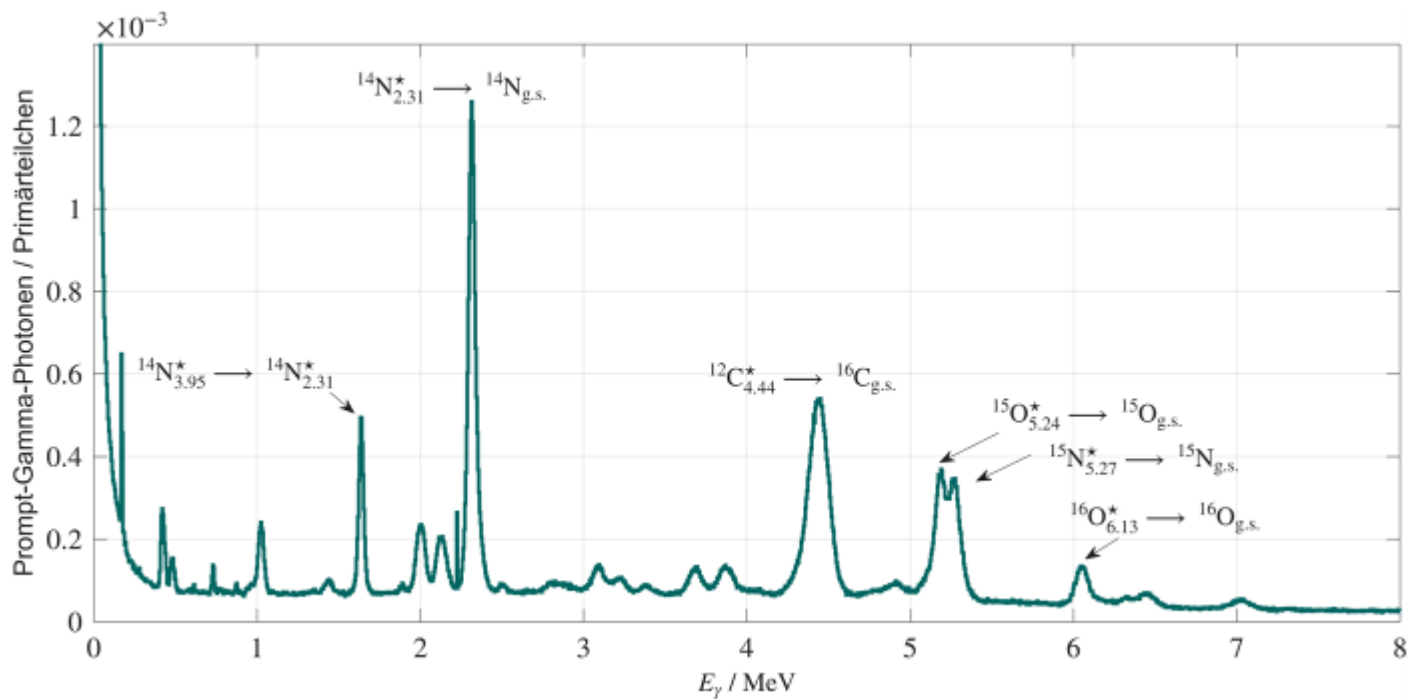


Abb. 2



PS05.02 Modernisierung eines Röntgensystems zur Patientenpositionierung in der Protonentherapie von intra-okularen Tumoren

J. Heufelder¹, D. Cordini¹, S. Seidel¹, R. Stark¹, A. Weber¹

¹ Charité - Universitätsmedizin Berlin, BerlinProtonen am HZB / Klinik für Augenheilkunde, Berlin, Deutschland

Einleitung

Die Patientenpositionierung im Rahmen der Protonentherapie von intra-okularen Tumoren erfolgt mit Hilfe von Röntgen in zwei Ebenen (axial und lateral zum Protonenstrahl). Das bisherige System war über 25 Jahre im klinischen Einsatz und musste erneuert werden. Der Austauschprozess eines solchen Nicht-Standard-Systems sowie die ersten Erfahrungen mit dem neuen System werden beschrieben.

Methoden

Um das alte Röntgensystem ersetzen zu können, mussten vom neuen System folgende Anforderungen erfüllt werden: Die Röntngeometrie in Bezug auf die Positionen von Röhren, Patient und Detektoren müssen unverändert bleiben, da eine veränderte Geometrie nicht im Bestrahlungsplanungssystem hinterlegt werden kann. Die Bilddaten des neuen Systems müssen in das vorhandene Patientenpositionierungssystem importiert werden können. Die Behandlungen der Patienten dürfen durch den Austausch nicht beeinträchtigt werden.

Ergebnisse

Das neue Röntgensystem wurde aus Standardkomponenten (Röntgeneratoren, Röntgenröhren, Kollimatoren und Flatpanels) zusammengesetzt. Vom Hersteller gefertigte spezielle mechanische Adapter erlaubten die Befestigung der Röhren und Flatpanels unter Beibehaltung der bisherigen Geometrie des Aufbaus. Die Steuersoftware der neuen Anlage wurde so angepasst, dass sie 8-Bit-Graustufen-Bitmap-Bilder exportieren kann. Diese Bilder können von der Patientenpositionierungssoftware verarbeitet werden.

Nach erfolgreichen Tests beim Hersteller erfolgte eine schrittweise Installation der Anlage: Vorbereitung der Infrastruktur, Verlegung neuer Kabel, Austausch von Röntgenröhren, Flatpanels und Generatoren, gefolgt von Inbetriebnahme, Abnahme durch den Sachverständigen und Erhalt der strahlenschutzrechtlichen Genehmigung.

Das Field of View der beiden Röntgenachsen reduzierte sich von 8 cm Durchmesser am Detektor auf 6,5 x 6,5 cm². Diese Reduktion stellt keine Beeinträchtigung in der Patientenpositionierung während des klinischen Betriebs dar. Durch den Wechsel des Detektortyps von Bildverstärker zu Flatpanel verbesserte sich die Auflösung von 2 LP/mm auf über 4 LP/mm.

Durch den Wegfall der Belichtungsautomatik mussten Einstellparameter für die jeweiligen Röntgenachsen gefunden werden. Die Optimierung basierend auf der Leitlinie Röntgendiagnostik der Bundesärztekammer (Schädelaufnahmen pa/axial & lateral) führte zu folgenden Parametern: axial 100 kV, 100 mA, 10 ms (1,0 mAs); lateral sind es 70 kV, 50 mA, 10 ms (0,5 mAs). Da bei der axialen Achse durch das Beschleunigerstrahlrohr geröntgt werden muss, ist dafür höhere Spannung notwendig. Die Dosis im Patienten konnte mit dem neuen System um den Faktor 5 reduziert werden.

Zusammenfassung

Der Austausch des Röntgensystems und die anschließende Inbetriebnahme verliefen reibungslos. Bislang wurden 76 Patienten mit Hilfe des neuen Systems positioniert und anschließend mit Protonen bestrahlt. Geplante Software-Updates sollen die noch etwas träge Reaktionszeit des neuen Systems verbessern.

PS05.03 *In-vivo* Bestrahlungsüberwachung in der Kohlenstoffionentherapie mittels Spurmessung von geladenen nuklearen Fragmenten: Untersuchung oberflächlicher anatomischer Veränderungen

L. Scholl^{1,2,3}, R. Kirchgässner^{1,2,3}, P. Ochoa-Parra^{1,3}, S. Harrabi^{4,5}, E. Bartelme^{1,6,3}, V. Schlör^{1,2,3}, S. Yesilmen^{1,7,3}, P. Schlegel^{1,8,3}, O. Jäkel^{1,5,9,3}, J. Debus^{4,5,8,10,9}, M. Martišíková^{1,9,3}

¹ Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland

² Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland

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

⁴ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁵ Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Radioonkologie und Strahlentherapie Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

⁶ Universität Heidelberg, Fakultät für Mathematik und Informatik, Heidelberg, Deutschland

⁷ Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes, Fakultät für Ingenieurwissenschaften, Saarbrücken, Deutschland

⁸ Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät, Heidelberg, Deutschland

⁹ Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Heidelberg, Deutschland

¹⁰ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Klinische Kooperationseinheit Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die Strahlentherapie mit Kohlenstoffionen ermöglicht eine effektive und hochpräzise Bestrahlung von Tumervolumina bei gleichzeitiger Dosisreduktion im Normalgewebe. Diese hohe Präzision führt jedoch auch zu einer erhöhten Sensitivität gegenüber Unsicherheiten in der Dosisverteilung, die beispielsweise durch anatomische Veränderungen verursacht werden können [1]. Ziel unserer Gruppe ist die Detektion solcher Veränderungen mithilfe eines eigens entwickelten Bestrahlungsüberwachungsverfahrens. Während bisher vor allem interne anatomische Veränderungen untersucht wurden, konnten wir im Rahmen einer klinischen Studie beobachten, dass unsere Methode besonders sensitiv auf oberflächliche Veränderungen, wie Schwellungen, reagiert.

Material & Methoden

Im Rahmen des InViMo (In-vivo Monitoring) Projekts unserer Gruppe wurde zur Therapieüberwachung eine Methode entwickelt, die auf der Spurmessung geladener nuklearer Fragmente basiert. Diese Fragmente entstehen durch die Interaktion der zur Bestrahlung eingesetzten Kohlenstoffionen mit Gewebe und werden mithilfe eines speziell entwickelten Detektorsystems registriert [2]. Durch Extrapolation der detektierten Teilchenspuren lassen sich die Ursprünge der Fragmente approximieren, sodass eine Fragmentverteilung im Patienten rekonstruiert wird. Der Vergleich solcher Fragmentverteilungen ermöglicht die Visualisierung anatomischer Veränderungen [3]. Aktuell wird diese Methode im Rahmen der klinischen InViMo-Studie am Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum untersucht.

Ergebnisse

Anhand eines exemplarischen Patientenfalls wird gezeigt, inwieweit die Methode sensitiv auf oberflächliche Veränderungen des Patienten reagiert. Diese können von internen Veränderungen unterschieden werden. Die Beobachtungen werden durch CTs verifiziert. Zudem ermöglicht die voxelweise Modifikation von CTs mit anschließenden in-house entwickelten Monte-Carlo Simulationen eine systematische Untersuchung von An- und Abschwellungen.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse der laufenden InViMo-Studie belegen den klinischen Mehrwert unserer Methode. Insbesondere oberflächliche anatomische Veränderungen können detektiert werden, sodass eine Implementierung in den klinischen Arbeitsablauf potenziell zu einer verbesserten Patientenbehandlung beitragen kann.

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)

PS05.04 Das NOVO Projekt – Hybride Neutronen-/Gamma-Bildgebung für die Reichweitenverifikation in der Partikeltherapie

S. Müller^{1,2}, T. Kögler^{1,2}, J. Turko², T. Jagt^{1,2}, K. Römer², H. Ratliff³, A. Milde Bekkevoll^{4,5}, S. Blorstad Thu⁵, A. Wolf⁶, G. Pausch⁶, I. Meric³

¹ OncoRay, Dresden, Deutschland

² Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Dresden, Deutschland

³ Western Norway University of Applied Sciences, Bergen, Norwegen

⁴ Haukeland University Hospital, Bergen, Norwegen

⁵ University of Bergen, Bergen, Norwegen

⁶ Rapiscan Systems GmbH, Hofheim, Deutschland

Einleitung

Partikeltherapie (PT) gewinnt zunehmend an Bedeutung, da die therapeutischen Teilchen die verschriebene Dosis präzise deponieren und umliegendes Gewebe so schonen können [1]. Unvorhergesehene Änderungen der Partikelreichweite können jedoch jederzeit auftreten. Daher sind Verfahren erforderlich, die die applizierte Dosis unabhängig überprüfen [2]. Zur Reichweitenverifikation werden meist Sekundärteilchen genutzt. Das NOVO-Projekt [3] bietet hierbei einen neuartigen Ansatz: Die Verwendung schneller Neutronen (FN), ein bislang weitgehend ungenutztes Nebenprodukt der Partikelwechselwirkungen, zur Rekonstruktion ihres Ursprungs. Deren Entstehungsort wird über Streuinteraktionen im NOVO-Detektor bestimmt. Ergänzend wird die etabliertere prompte Gammastrahlung (PG) detektiert und ebenfalls zur Ortsrekonstruktion verwendet. Die kombinierte Auswertung beider Signale erhöht die Anzahl der auswertbaren Ereignisse und kann somit zur Verbesserung der Reichweitenverifikation in der Strahlentherapie beitragen [4].

Material und Methoden

Der NOVO-Detektor (Abbildung 1a) besteht aus 14 gitterförmig angeordneten organischen Szintillatorstäben mit beidseitiger Auslese. Erste Messungen am OncoRay in Dresden wurden mit einem homogenen PMMA-Phantom sowie einem Phantom für die online-adaptive PT durchgeführt. Dabei wurden verschiedene Protonenenergien, Phantompositionen und Inhomogenitäten untersucht, um die Sensitivität gegenüber Reichweitenänderungen zu bestimmen (Abbildung 1b).

Aus den gemessenen Energien und Positionen der PG und FN im Detektor lässt sich nach dem Compton- bzw. Neutronenka-meraprinzip deren Ursprungsort jeweils auf die Oberfläche eines Kegels eingrenzen. Durch Überlagerung vieler solcher Kegel wird ein Bild rekonstruiert. Für punktförmige Quellen kann der rekonstruierte Bildschwerpunkt direkt mit der bekannten Position des Bragg-Peaks verglichen werden.

Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt rekonstruierte gegenüber tatsächlichen Quellenpositionen für Testmessungen mit einem Neutronenstrahl. In beiden Richtungen orthogonal zur Strahlachse konnte ein klarer linearer Zusammenhang zwischen rekonstruierten und realen Position nachgewiesen und Positionsverschiebungen von unter 10 mm zuverlässig detektiert werden.

Zusammenfassung

Das NOVO-Projekt stellt somit einen vielversprechenden Ansatz zur Detektion von Reichweitenänderungen in der PT dar. Erste vereinfachte Experimente zeigen die Nachweisbarkeit von Verschiebungen unter 10 mm; Messungen mit einem Protonenstrahl sollen diese Ergebnisse bestätigen.

Referenzen

[1] Jermann. (2021). Particle Therapy Patient Statistics. <https://ptcog.ch>

[2] Parodi and Polf. (2018). In vivo range verification in particle therapy. doi:10.1002/mp.12960

[3] NOVO research project: Targeting Cancer with New Precision: <https://www.novo-project.eu/>

[4] Meric et al. (2023). A hybrid multi-particle approach to range assessment-based treatment verification in particle therapy.
doi:10.1038/s41598-023-33777-w

Abb. 1

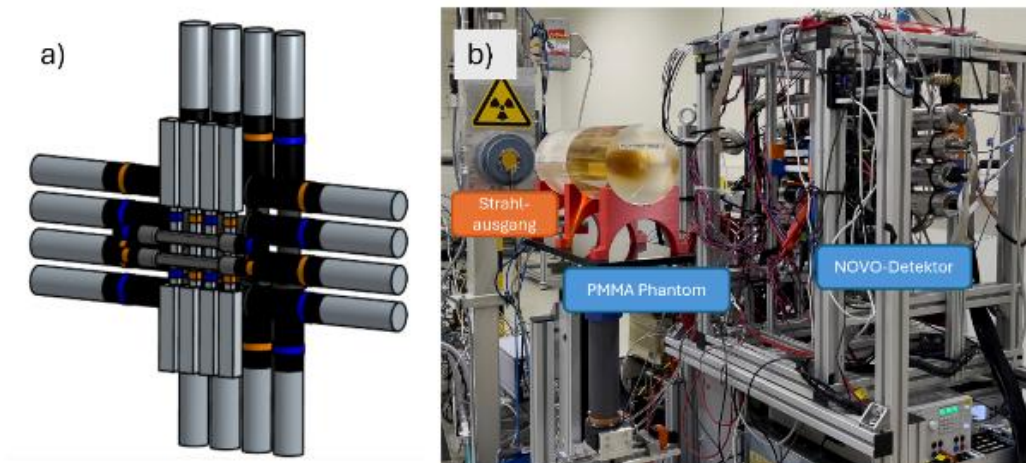


Abbildung 1: a) 3D-Modell des NOVO-Detektors bestehend aus vier Ebenen. Die organischen Szintillatorelemente werden beidseitig ausgelesen; Detektorelemente in Ebenen 1, 3 und 4 sind mit Photomultipliern gekoppelt, wohingegen Detektoren in Ebene 2 mit SiPMs verbunden sind. b) Aufbau am OncoRay, Dresden. Das PMMA Phantom befindet sich zentriert im Protonenstrahl und in einem 90° Winkel zu dem NOVO-Detektor mit einem Abstand von 548 mm.

Abb. 2

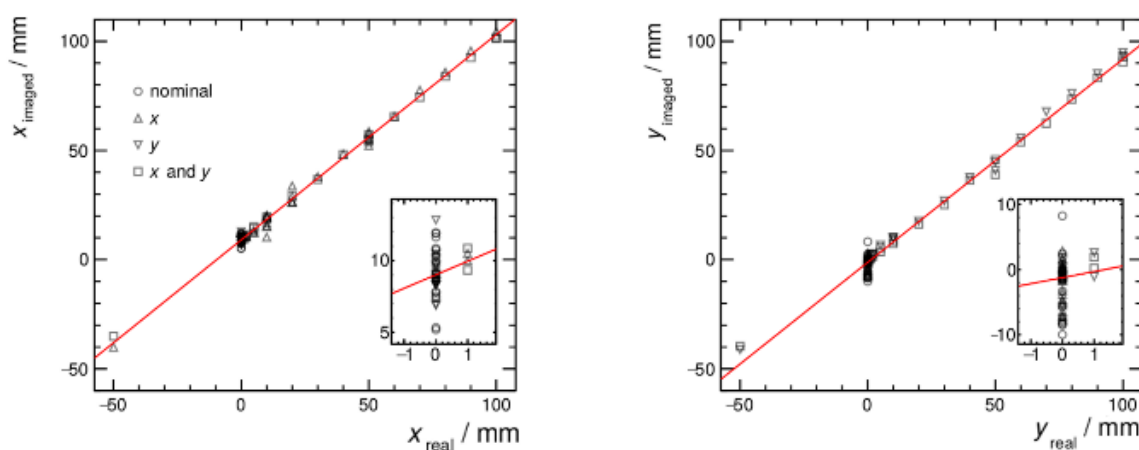


Abbildung 2: Rekonstruierter Bildschwerpunkt (y-Achse) gegen reale Position (x-Achse) in x (links) und y (rechts) für Neutronenpfadrekonstruktionen. Als Neutronenquelle wurde der 14.8 MeV, monoenergetische Neutronenstrahl an der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Braunschweig verwendet

PS05.05 Einsatz von Fluorescent Nuclear Track Detectors für die Hochenergie-Neutronen-Dosimetrie und out-of-field-Dosimetrie

J. Vedelago¹, L. Metten², L. Y. J. Thai², S. Schmidt³, O. Jäkel¹

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

² Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland

³ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), RadioOnkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Hochenergetische Sekundärneutronen, die bei Protonen- und Leichtionen-Strahlentherapie durch Kernreaktionen entstehen, können zu Langzeitnebenwirkungen führen und sind insbesondere für vulnerable Patientengruppen wie Schwangere oder Kinder relevant [1]. Ziel dieser Studie war die Implementierung von Fluorescent Nuclear Track Detectors (FNTDs) zur out-of-field-Dosimetrie während der Ionentherapie.

Material & Methoden

Aufbauend auf früheren Arbeiten [2] umfassen aktuelle Entwicklungen mit FNTDs Verbesserungen des Nachbearbeitungsalgorithmus für Dosisäquivalenzmessungen. Die Methodik zur Abschätzung der Dosis außerhalb des Bestrahlungsfeldes in Phantomen umfasst die Umrechnung der Intensität in den linearen Energietransfer zu Wasser (LET) sowie Korrekturen des Polarwinkels. Für die Messungen wurden primäre Protonen-, Helium- und Kohlenstoffionenstrahlen mit Spread-out Bragg-Peak-Plänen verwendet, die eine physikalische Dosis von 1 Gy in einem kubischen Target in Wasser applizierten. Zusätzlich wurden die Möglichkeiten eines Deep-Learning-Modells zur Verbesserung der Hochenergie-Neutronendosimetrie untersucht [3].

Ergebnisse

Die gemessenen LET-Verteilungen der Sekundärfragmente zeigten, dass etwa 99 % einen LET-Wert unter 25 keV/μm aufweisen. Die verbleibenden 1 % trugen jedoch zu etwa der Hälfte der geschätzten Dosisäquivalente bei. Die vorläufigen Dosisäquivalentschätzungen ergaben 0,2 mSv/Gy für primäre Protonen, 0,4 mSv/Gy für primäre Heliumionen und 1,0 mSv/Gy für primäre Kohlenstoffionen. Die relativen Unsicherheiten betrugen bis zu 30 %, insbesondere aufgrund der sehr wenigen Fragmente mit einem LET-Wert über 25 keV/μm. Darüber hinaus wurde das Deep-Learning-Modell erfolgreich mit FNTDs trainiert, die mit monoenergetischen Neutronen bestrahlt wurden. Dieses Modell wurde für Vorhersagen in FNTDs verwendet, die mit einer Breitbandneutronenquelle bestrahlt wurden, wobei Abweichungen von unter 2 % im Vergleich zur Referenzkalibrierungsdosis erzielt wurden.

Zusammenfassung

Die entwickelte FNTD-Methode ermöglicht Messungen der physikalischen Dosis und der Dosisäquivalenz im Phantom durch die Bestimmung der Verteilung von Winkel- und LET-Verteilung sekundärer Fragmente. Diese Methode trägt dazu bei, die Dosis außerhalb des Bestrahlungsfeldes bei Patientenbehandlungen zu minimieren.

Referenzen

[1] Vedelago J, et al. Secondary neutrons in proton and light ion beam therapy: a review of current status, needs and potential solutions. *Radiat Meas* 2024;176:107214. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2024.107214>.

[2] Schmidt S, et al. Sensitivity analysis of fluorescent nuclear track detectors for fast and high-energy mono-energetic neutron dosimetry. *Med Phys* 2025;52:e17799. <https://doi.org/10.1002/mp.17799>.

[3] Thai LYJ, et al. Capability of deep learning to predict recoil protons for neutron dosimetry with Fluorescent Nuclear Track Detectors. *Radiat Meas* 2026;193:107662. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2026.107662>.

Abb. 1

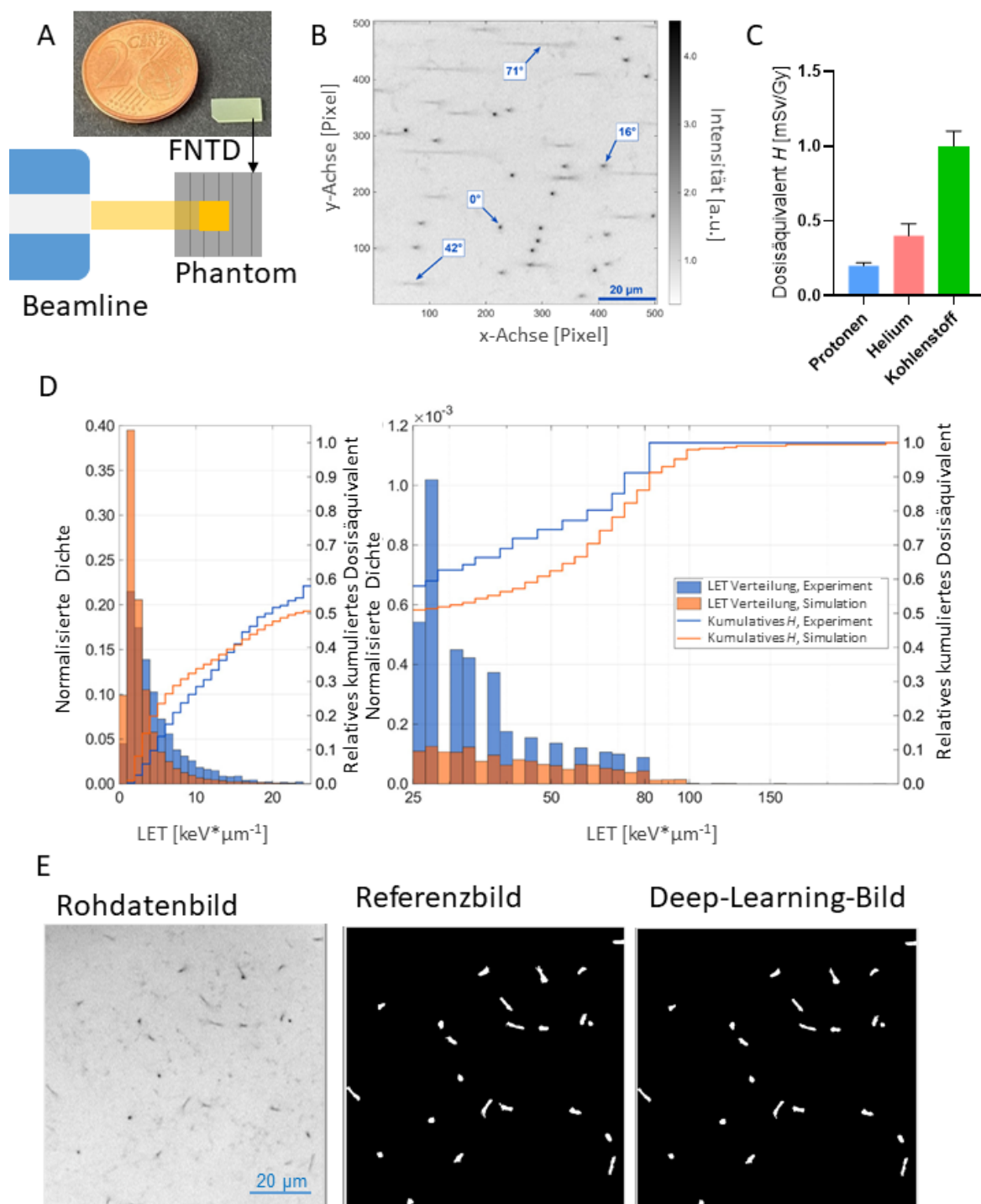


Abbildung: Einsatz von Fluoreszierenden Kernspurdetektoren für die Hochenergie-Neutronen-Dosimetrie und die Dosimetrie außerhalb des Bestrahlungsfeldes. A) Skizze des Bestrahlungsaufbaus am HIT. B) Beispiel detektierter Spuren auf einem FNTD-Bild. C) Mit FNTDs gemessene Dosisäquivalentswerte außerhalb des Bestrahlungsfeldes für primäre Protonen, Helium- und Kohlenstoffionen. D) Beispiel der mit FNTDs gemessenen LET-Verteilung im Vergleich zu Monte Carlo Simulationen. Adaptiert von Schmidt et al 2026 Med Phys 53:e70303. E) Vorhersage von Deep-Learning-Modellen zur Verbesserung der Hochenergie-Neutronendosimetrie mit FNTDs.

PS05.06 Täglich adaptive MR-integrierte Protonentherapie reduziert die Normalgewebsbelastung bei SBRT von Nebennierentumoren und -Metastasen im Vergleich zu MR-LINAC

E. Hübner^{1,2}, S. Menkel^{1,2}, S. A. Elkhamisy^{1,2}, A. Lattermann^{1,2}, A. Hoffmann^{1,2,3}, E. G. C. Troost^{1,2,4,3}

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

² Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

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

⁴ Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT/UCC), Dresden; Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

Einleitung

Stereotaktische Strahlentherapie (SBRT) bietet eine nicht-invasive Behandlung von Nebennierentumoren/-metastasen. Eine SBRT am MR-LINAC (MRgXT) ermöglicht bei jeder Fraktion durch Bildgebung in Behandlungsposition eine präzise Anpassung des bestrahlten Volumens an interfraktionelle anatomische Veränderungen und somit eine Verringerung der Sicherheitssäume. Die Integration von MRT in die Protonentherapie (MRgPT) könnte die Normalgewebsbelastung weiter senken. Diese Studie vergleicht MRgXT und MRgPT hinsichtlich dosimetrischer Unterschiede bei SBRT von Nebennierentumoren/-metastasen.

Material & Methoden

Es wurden vier Patient:innen mit linksseitigen Nebennierentumoren/-metastasen, die am 1,5T MR-LINAC mittels "Adapt-to-Shape"-Workflow behandelt wurden, in diese Planungsstudie (Ethikvotum BO-EK-272072024) eingeschlossen. Fraktionsweise T2w-MRT-Bilder wurden per Dichteüberschreibung in synthetische CT-Bilder umgewandelt. Für die MRgPT-Planung wurden zwei Setups evaluiert: (1) das aktuelle Setup (AS) mit horizontaler Strahlführung und beweglicher Couch ($\pm 10^\circ$) sowie (2) ein hypothetisches Setup (HS) mit erweiterten Freiheitsgraden durch verschiedene Gantry-Winkel. Bestrahlungspläne mit der Verschreibung 5×10 Gy wurden für MRgXT und MRgPT erstellt und pro Fraktion mittels Dosis-Volumen-Histogramm (DVH)-Metriken verglichen. Der Einfluss des MR-Magnetfeldes auf den Protonenstrahl blieb in dieser Studie unberücksichtigt.

Ergebnisse

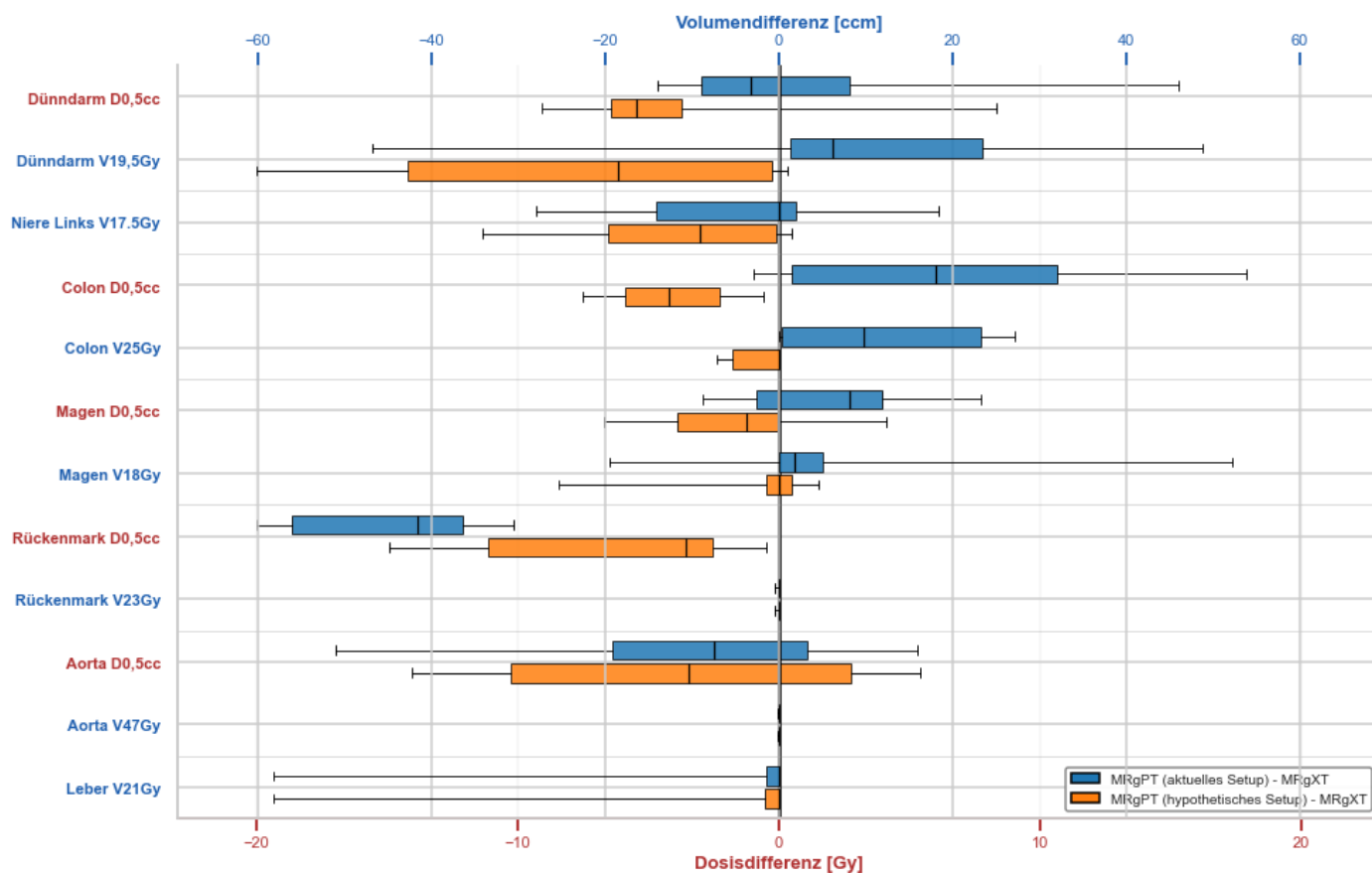
Es wurden 18 Fraktionen der 4 Patient:innen ausgewertet. Die Zielvolumenabdeckung aller Photonen- und Protonentechniken war vergleichbar: Die CTV D98% betrug 41,0–43,4 Gy (MRgXT), 41,4–43,7 Gy (MRgPT-AS) bzw. 41,7–45,3 Gy (MRgPT-HS); die CTV D2% 47,5–53,4 Gy (MRgXT), 49,1–51,9 Gy (MRgPT-AS) bzw. 51,5–53,7 Gy (MRgPT-HS). Für die Risikoorgane wurde die Differenz zwischen MRgXT und MRgPT betrachtet (Abb. 1). Am Dünndarm war die D0,5cc in beiden MRgPT-Setups leicht reduziert; die Änderung der V19,5Gy am Dünndarm zeigte im AS eine breite Streuung (Median +6,2 cc [–46,9; +48,8]), während das HS eine substanzielle Reduktion erzielte (Median –18,5 cc [–60,1; +1,1]). Die D0,5cc des Colons war im AS median um 6,0 Gy erhöht, während sie im HS konsistent um 4,2 Gy reduziert wurde; ein ähnliches Muster zeigte sich auch beim V25Gy des Colons. Für die D0,5cc des Magens und des Rückenmarks konnte in beiden MRgPT-Setups eine mediane Dosisreduktion erzielt werden, wobei die Reduktion der D0,5cc des Magens ausschließlich im HS möglich war. Die Aorta V47Gy und Leber V21Gy waren in allen drei Techniken nahezu identisch.

Zusammenfassung

MRgPT-AS führt bei vergleichbarer Zielvolumenabdeckung organabhängig sowohl zu Verbesserungen (Rückenmark) als auch Verschlechterungen (Dünndarm/Colon) gegenüber MRgXT. Das MRgPT-HS mit erweiterten Freiheitsgraden würde eine weitere Dosisreduktion in Risikoorganen erzielen.

Abbildung 1: Dosis- und Volumendifferenzen der DVH Metriken zwischen den Bestrahlungsplänen für MRgPT und MRgXT. Negative Werte zeigen eine Reduktion des Parameters im Vergleich zum MRgXT und positive Werte eine Erhöhung.

Abb. 1



Partikeltherapie II, FLASH und GRID Therapie (Poster)

PS06.01 Validierung eines μ RayStation-Protonenstrahlmodells für Kleintierbestrahlungen im SmART+ IB

E. Bodenstein^{1,2}, M. Schneider¹, A. Dietrich^{1,3}, S. Nexhipi^{1,3}, F. Horst^{1,2}, E. Beyreuther^{1,4}

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

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

³ Translationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Dresden und Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

⁴ Helmholtz-Zentrum Dresden - Rossendorf, Institut für Strahlenphysik, Dresden, Deutschland

Einleitung

In der präklinischen Forschung zur Protonentherapie sind patientennahe und präzise Bestrahlungsabläufe erforderlich, um die Übertragbarkeit experimenteller Ergebnisse in die klinische Anwendung zu verbessern. Das neu etablierte SAPHIRE-Setup integriert das kommerzielle SmART+ IB-System in den Experimentalbereich der Dresdner Protonentherapieanlage und ermöglicht sowohl eine Röntgen-CT-Bildgebung als auch eine präzise, bildgeführte Bestrahlung von Kleintieren mit Protonen und Photonen [1]. Zur Planung von Protonenbestrahlungen wurde ein spezifisches Strahlmodell in der Software μ RayStation (μ RS) entwickelt. Ziel dieser Arbeit ist die systematische Validierung dieses Modells durch den Vergleich simulierter und gemessener Dosisverteilungen unter realistischen Bedingungen.

Material & Methoden

Gemeinsam mit RaySearch wurde für das vorhandene Setup inklusive der verwendeten Kollimatoren und Reichweitenmodulatoren ein Modell für die Protonenbestrahlung im SmART+ IB entwickelt. Zur dreistufigen Validierung wurden radiochrome EBT3-Filme mit 90-MeV-Protonen bestrahlt und ausgewertet.

- (i) Bestrahlung von Filmen vor, zwischen und hinter gewebeäquivalenten Phantomplatten (Lunge, Knochen, Wasser)
- (ii) Bestrahlung eines 3D-gedruckten Mausphantoms [2] mit Einsteckmöglichkeiten für Filme in verschiedenen Tiefen
- (iii) Bestrahlung euthanasierter Mäuse zur Bestimmung der Restreichweite nach Gewebedurchstrahlung mit einem Filmstapel (Abb. 1)

Ergebnisse

Um eine statistische Unsicherheit von 1% nicht zu überschreiten, wurde die Dosisimulation mit einem ausreichend großen Berechnungsgitter (Auflösung 0,1 mm) sowie insgesamt mind. $3,3 \times 10^8$ Protonen durchgeführt.

Die Mess- und Simulationsergebnisse stimmen bei den gewebeäquivalenten Phantomplatten abhängig vom gewählten Material und der Phantomkonstellation unterschiedlich gut überein. Bei dem 3D-gedruckten Mausphantom entsprechen die simulierten Dosiswerte innerhalb ihrer jeweiligen Unsicherheiten sehr gut den LET_d-korrigierten EBT3-Filmmessungen und weisen eine durchschnittliche Abweichung von unter 2,5 % auf. Die bestimmten Restreichweiten unterscheiden sich in der Simulation und im Filmstapel der durchstrahlten Mäuse bei den einzelnen Tieren geringfügig. Im Mittel beträgt die Abweichung 0,64 mm.

Zusammenfassung

Das in μ RS implementierte Strahlmodell für den Protonenstrahl im Bestrahlungssetup des SmART+ IB konnte erfolgreich validiert werden. Insgesamt zeigen die Ergebnisse, dass die μ RS-Simulationen auf Basis der mit dem SmART+ IB aufgenommenen CBCT-Aufnahmen realistische Dosisverteilungen liefern. Damit ist das SmART+ IB nun vollständig für die präzise Durchführung und Nachrechnung von präklinischen Protonenstrahlexperimenten nutzbar.

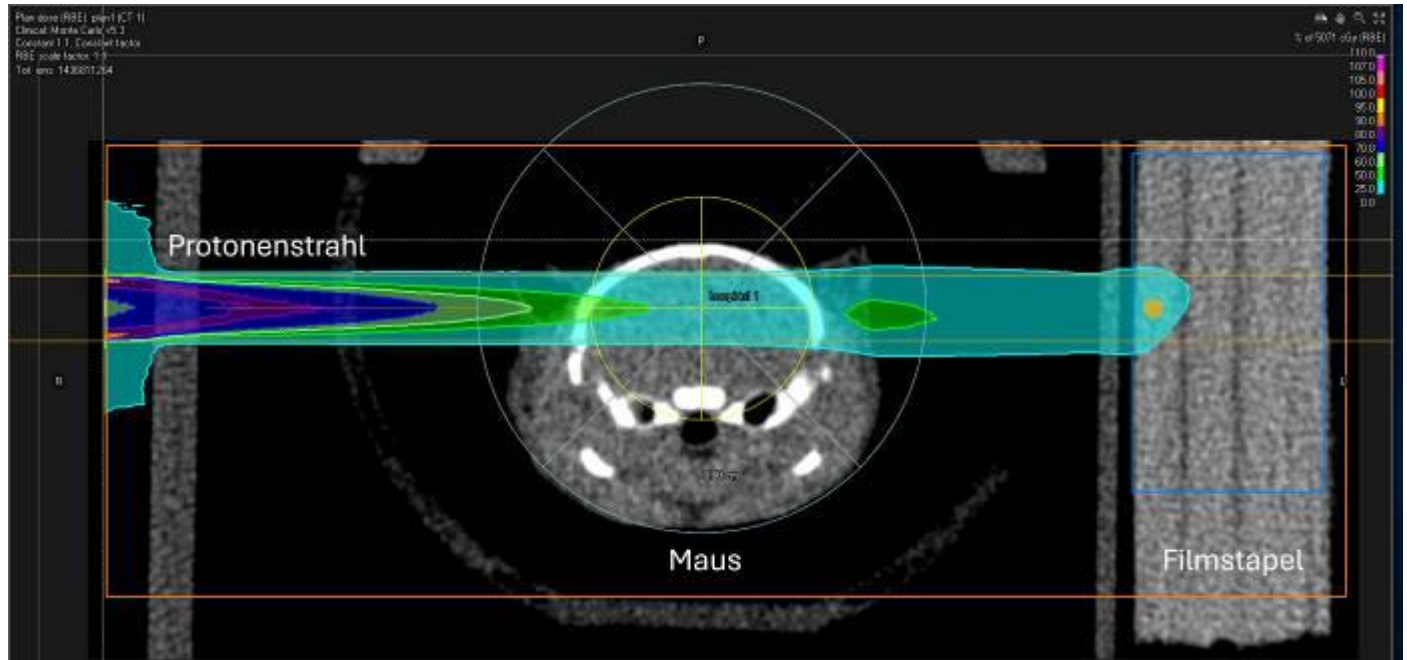
Literatur

[1] Schneider et al., Phys. Med. Biol., 2024

[2] Price et al., Phys. Med. Biol., 2020

Abb. 1. Simulierte Dosisverteilung der Protonen in μ RS beim Durchstrahlen einer Maus zur Bestimmung der Restreichweite im dahinterliegenden Filmstapel.

Abb. 1



PS06.02 Monte-Carlo-Studie zur Untersuchung des Einflusses homogener transversaler Magnetfelder auf die Dosis und die biologische Wirksamkeit in der Partikeltherapie

F. J. Güldenhaupt^{1,2}, P. Antypas³, F. Heinzelmann¹, J. S. Wong⁴, H. Fuchs³, H. K. Looe⁴, H. Palmans^{5,6}, A. Lühr¹, K. S. Baumann^{2,7,8}

¹ Technische Universität Dortmund, Fakultät Physik, Dortmund, Deutschland

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

³ Medizinische Universität, Universitätsklinik für Radioonkologie, Wien, Österreich

⁴ Carl von Ossietzky Universität, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

⁵ National Physics Laboratory, Teddington, Vereinigtes Königreich

⁶ MedAustron Ionentherapiezentrum, Wiener Neustadt, Österreich

⁷ Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Klinik für Strahlentherapie, Gießen, Deutschland

⁸ Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

Einleitung

Die Magnetresonanz (MR)-geführte Partikeltherapie (MRgPT) hat das Potential, die Vorteile der Partikeltherapie und der MR-Bildgebung zu vereinen. Aus der Kombination präziserer Dosisdeposition und strahlungsfreier MR-Bildgebung resultieren neben neuen Möglichkeiten auch Herausforderungen. So muss vor allem die Ablenkung des Strahls durch die Lorentzkraft bei Bestrahlungsplanung und Dosimetrie berücksichtigt werden. In dieser Studie wird der Einfluss homogener Magnetfelder (MF) auf die Dosis- und LET_D-Verteilung von monoenergetischen Protonenstrahlen untersucht.

Material & Methoden

Monte Carlo (MC) Simulationen für den Protonentransport und die Dosisdeposition wurden mit TOPAS (3.9) durchgeführt. Es wurden Protonen mit kinetischen Energien von 100 und 200 MeV in homogenen MF senkrecht zur Richtung des Protonenstrahls mit Feldstärken bis zu 2 T simuliert. Die Wasserenergiedosis und der dosisgewichtete mittlere lineare Energieübertrag (LET_D) wurden mit einer Voxelgröße von 1mm³ in einem Wasserphantom erfasst.

Änderungen der Protonenreichweite wurden durch die Tiefe des Dosismaximums R₁₀₀ sowie durch die Tiefe R₈₀, bei der die Dosis im distalen Bereich auf 80% ihres Maximums abgefallen ist, charakterisiert. Zusätzlich wurde die Tiefe des Maximums des LET_D bestimmt. Die lateralen Dosis- und LET_D-Verschiebungen des wurden anhand von dosis- bzw. LET_D-gewichteten Schwerpunkten Δx der lateralen Verteilung in der in der Reichweitenuntersuchung identifizierten Tiefe quantifiziert.

Ergebnisse

Für 100 MeV Protonen konnte weder für die Dosis noch für den LET_D eine signifikante Veränderungen der Reichweite aufgelöst werden (Fig. 1). Für 200 MeV Protonen konnte hingegen sowohl für die Dosis als auch für den LET_D eine Abnahme der Reichweite mit höheren Magnetfeldstärken um bis zu 4 mm bei 2 T identifiziert werden.

Die Dosisverteilung bei R₈₀ und R₁₀₀ wurde mit zunehmender Feldstärke des MF lateral verschoben (Fig. 2). Die Verschiebung war bei 200 MeV stärker ausgeprägt. Für beide Energien konnte ein linearer Zusammenhang zwischen steigender Feldstärke des MF B und steigender lateraler Verschiebung Δx festgestellt werden. Die laterale Verschiebung des LET_D nahm ebenfalls in Abhängigkeit der Protonenenergie und der Feldstärke zu, allerdings ohne klaren linearen Zusammenhang.

Zusammenfassung

Die laterale Verschiebung der Dosis steigt linear mit steigender Feldstärke und ist größer für höhere Protonenenergien. Die Verschiebung des LET_D, stellvertretend für die biologische Wirksamkeit, folgt diesem linearen Zusammenhang hingegen nicht eindeutig. Das suggeriert einen Unterschied in der Veränderung der Dosis und der biologischen Wirksamkeit durch den Einfluss des MF und muss daher bei der Einführung der MRgPT in Betracht gezogen werden. Für die Reichweitenänderungen konnten keine quantifizierbaren Zusammenhänge identifiziert werden.

Abb. 1

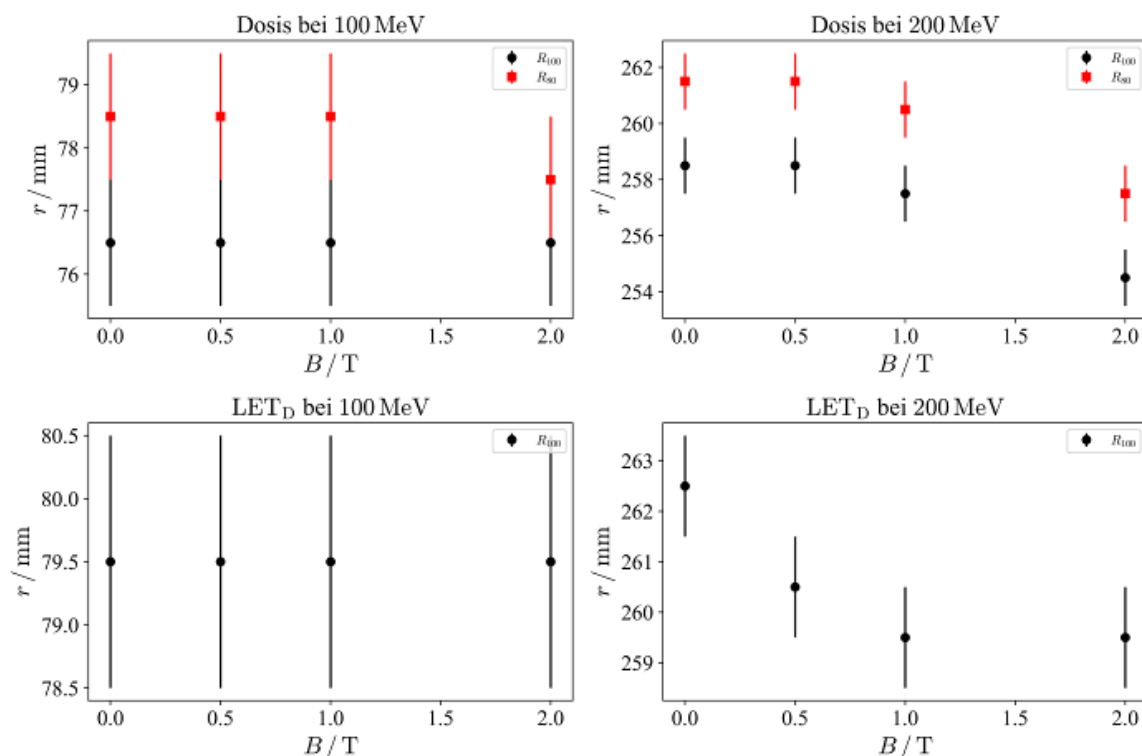


Fig. 1: Änderung der Reichweite r von Dosis und LET_D in Abhängigkeit der Magnetfeldstärke B .

Abb. 2

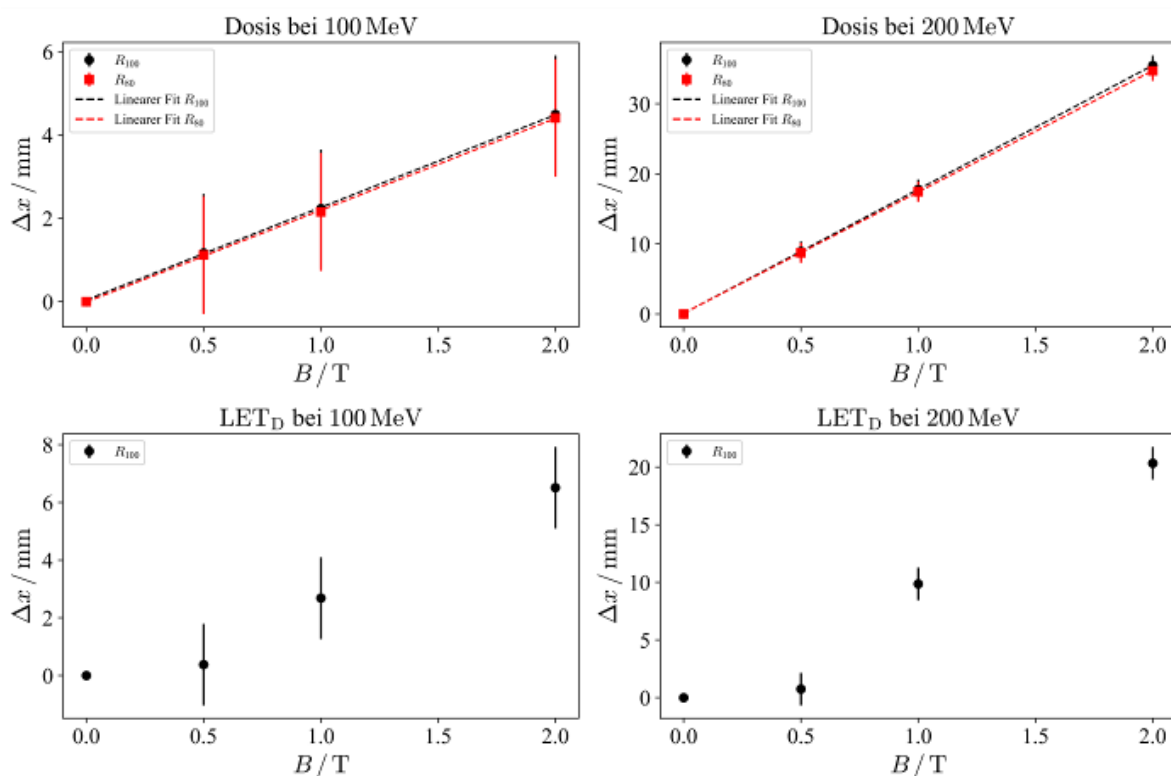


Fig. 2: Änderung der lateralen Verschiebung Δx von Dosis und LET_D in Abhängigkeit der Magnetfeldstärke B .

PS06.03 Gadolinium complexes as MRI contrast agents and their potential interaction in proton therapy

K. Vollmar¹, E. Kreidt¹, C. Bäumer²

¹ Technische Universität Dortmund, Dortmund, Deutschland

² Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen, Essen, Deutschland

Gadolinium-based complexes have been used successfully as contrast agents (CA) in magnetic resonance imaging (MRI) for many years. ^[1,2] In various scenarios, Gd-based CA are the key to clinically relevant insights, as the unique electronic structure and magnetic properties of gadolinium enable precise imaging by shortening the relaxation times of hydrogen nuclei. ^[1]

In modern cancer therapy, proton therapy (PT), as a form of charged particle therapy, is gaining increasing importance because it enables highly precise irradiation of tumor tissue while sparing surrounding healthy tissue. ^[3,4] This is achieved through its targeted energy deposition at the so-called Bragg peak, which results in virtually no exit dose in contrast to other radiation therapy forms. ^[4,5]

The project "Gadolinium Complexes as MRI Contrast Agents and their Potential Interaction in Proton Therapy" investigates the stability of gadolinium-based MRI contrast agents under proton irradiation conditions. Imaging accuracy is essential in cancer therapy, yet the potential release of toxic free Gd³⁺ ions due to complex decomposition during or after irradiation poses a safety concern. Because of this uncertainty, a waiting period is currently observed between diagnostic imaging and proton therapy. The aim of this study is to clarify whether such chemical decomposition actually occurs under irradiation conditions.

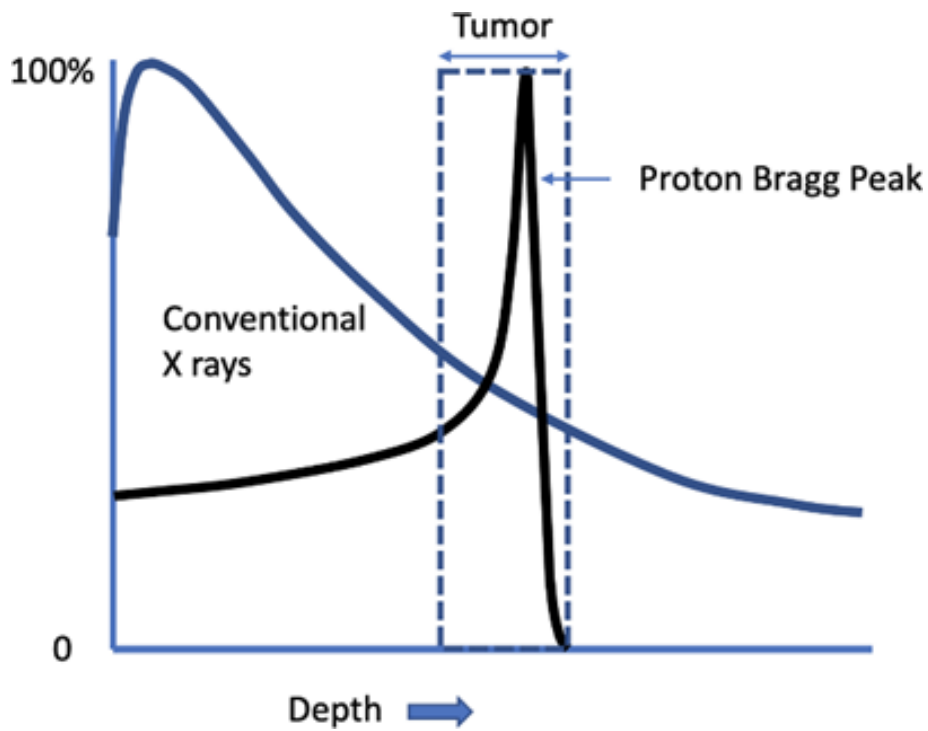
Within the project, several clinically used contrast agents such as Dotarem, Gadovist, and the recently launched Elucirem^[6] were systematically studied. Analytical characterization was performed using chromatographic techniques, mass spectrometry and UV-Vis methods^[7] to detect changes after irradiation (e.g., 3, 5 and 20 Gy at the entrance plateau and in the spread-out Bragg peak region). First results indicate that the tested gadolinium-based complexes remain stable in aqueous medium after proton irradiation and show no significant degradation.

Figure 1: Comparison of the energy distribution between proton and X-ray irradiation. ^[3]

References

- [1] Y.-D. Xiao, R. Paudel, J. Liu, C. Ma, Z.-S. Zhang, S.-K. Zhou, *Int. J. Mol. Med.* **2016**, *38*, 1319.
- [2] P. Caravan, J. J. Ellison, T. J. McMurry, R. B. Lauffer, *Chem. Rev.* **1999**, *99*, 2293.
- [3] W. P. Levin, H. Kooy, J. S. Loeffler, T. F. DeLaney, *Br. J. Cancer* **2005**, *93*, 849.
- [4] K. Lapen, Y. Yamada, *Curr. Phys. Med. Rehabil. Rep.* **2023**, *11*, 131.
- [5] R. Mohan, D. Grosshans, *Adv. Drug. Deliv. Rev.* **2017**, *109*, 26.
- [6] C. Robic, M. Port, O. Rousseaux, S. Louguet, N. Fretellier, S. Catoen, C. Factor, S. Le Greneur, C. Medina, P. Bourrinet et al., *Invest. Radiol.* **2019**, *54*, 475.
- [7] A. Barge, G. Cravotto, E. Gianolio, F. Fedeli, *Contrast Media Mol. Imaging* **2006**, *1*, 184.

Abb. 1



PS06.04 Neutronenexposition unter Bragg-Peak FLASH: Monte-Carlo-Studie einer pädiatrischen Kopfbestrahlung

A. Becker^{1,2}, M. Fix Martinez^{1,2}, H. Oueriagli¹, Y. Simeonov¹, M. Witt^{1,3,4}, K. S. Baumann^{1,2,3,4}, K. Zink^{1,2,4}, U. Weber^{1,2,5}

¹ Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Gießen, Deutschland

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

³ Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Gießen, Deutschland

⁴ Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Marburg, Deutschland

⁵ GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Darmstadt, Deutschland

Einleitung

FLASH-Bestrahlungen sind eine vielversprechende neuartige Therapieform, die durch ultrahohe Dosisleistungen eine verbesserte Schonung gesunden Gewebes ermöglicht. Trotz noch unklarer Wirkungsmechanismen laufen bereits erste klinische Studien [1, 2]. Die protonenbasierte Umsetzung mit Zyklotronen unter Nutzung des Bragg-Peaks (BP) erfordert maximale Beschleunigerenergie sowie patientennahe Strahlmodifikatoren wie 3D-Reichweitenmodulatoren (3DRM) [3] und Absorber zur konformen Tumorabdeckung mit einer einzigen Energie [4]. Diese führen jedoch zu einer signifikant erhöhten Neutronenexposition und könnten das Risiko für Zweitmalignome steigern [5], weshalb eine sorgfältige Risikoabschätzung essenziell ist.

Material & Methoden

In einer Fallstudie wurde die Boost-Bestrahlung eines pädiatrischen Medulloblastoms (CTV: 53.2 cc) mit Protonen untersucht. Die Planung erfolgte in matRad für ein einzelnes Feld (Gantry 0°, HFP). Neben einem konventionellen PBS-Plan (E = 49.4 - 100.5 MeV, 29 Schichten) wurde mittels angepasster Optimierung ein BP-FLASH-Plan (E = 221 MeV) einschließlich 3DRM in Kombination mit einem 20 cm PMMA-Absorber erstellt. Beide Pläne wurden mittels Monte-Carlo-Simulationen in TOPAS simuliert; für den BP-FLASH-Plan wurden der 3DRM als STL-Objekt sowie der Absorber integriert. Berechnet wurden Gesamt- und Neutronendosisverteilungen im Kopf- und Thoraxbereich.

Ergebnisse

Die simulierten Dosisverteilungen stimmen mit der Bestrahlungsplanung überein und validieren die Modellierung. Der Einsatz von 3DRM und Absorber führt erwartungsgemäß zu erhöhter Ganzkörperdosis durch zusätzliche Neutronen (Abb.1). Die Neutronen-Organ Dosen unter FLASH liegen bei etwa $1\text{--}5 \times 10^{-2}$ mGy/Gy und sind damit um den Faktor 5–30 höher als bei konventionellem PBS (Abb.2). Besonders mit zunehmender Entfernung vom Zielvolumen steigt die relative Neutronenexposition durch die Strahlmodifikatoren deutlich an. Eine ergänzende Analyse der biologischen Wirkung wird angestrebt.

Zusammenfassung

In einer Monte-Carlo-basierten Fallstudie wurde ein protonenbasierter BP-FLASH-Plan mit konventionellem PBS für ein pädiatrisches Medulloblastom hinsichtlich Neutronenexposition verglichen. BP-FLASH zeigte deutlich erhöhte Neutronendosen, insbesondere in größerer Entfernung zum Zielvolumen. Die Ergebnisse tragen zur kritischen Bewertung des klinischen Nutzens der FLASH-Therapie gegenüber möglichen Risiken bei.

Anhang

Abb.1: Sagittale Ansicht (zentrale Schicht): Neutronendosisverteilung [mGy/Gy] für PBS- und BP-FLASH-Plan.

Abb.2: Neutronendosen ausgewählter Organe [mGy/Gy] für PBS- und BP-FLASH-Plan.

Literatur

[1] Daugherty, E. et al. <em data-start="82" data-end="98">Radiat. Oncol. 19, 34 (2024).<br data-start="113" data-end="116" /> [2] Colizzi, I. et al. <em data-start="139" data-end="151">Med. Phys. 52, e18100 (2025).<br data-start="170" data-end="173" /> [3] Simeonov, Y. et al. <em data-start="197" data-end="215">Phys. Med. Biol. 62, 7075 (2017).<br data-start="232" data-end="235" /> [4] Ma, Y. et al. <em data-start="253" data-end="289">Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 123, 876–890 (2025).<br data-start="310" data-end="313" /> [5] Romero-Expósito, M. et al. <em data-start="344" data-end="356">Med. Phys. 51, 5099–5108 (2024).

Abb. 1

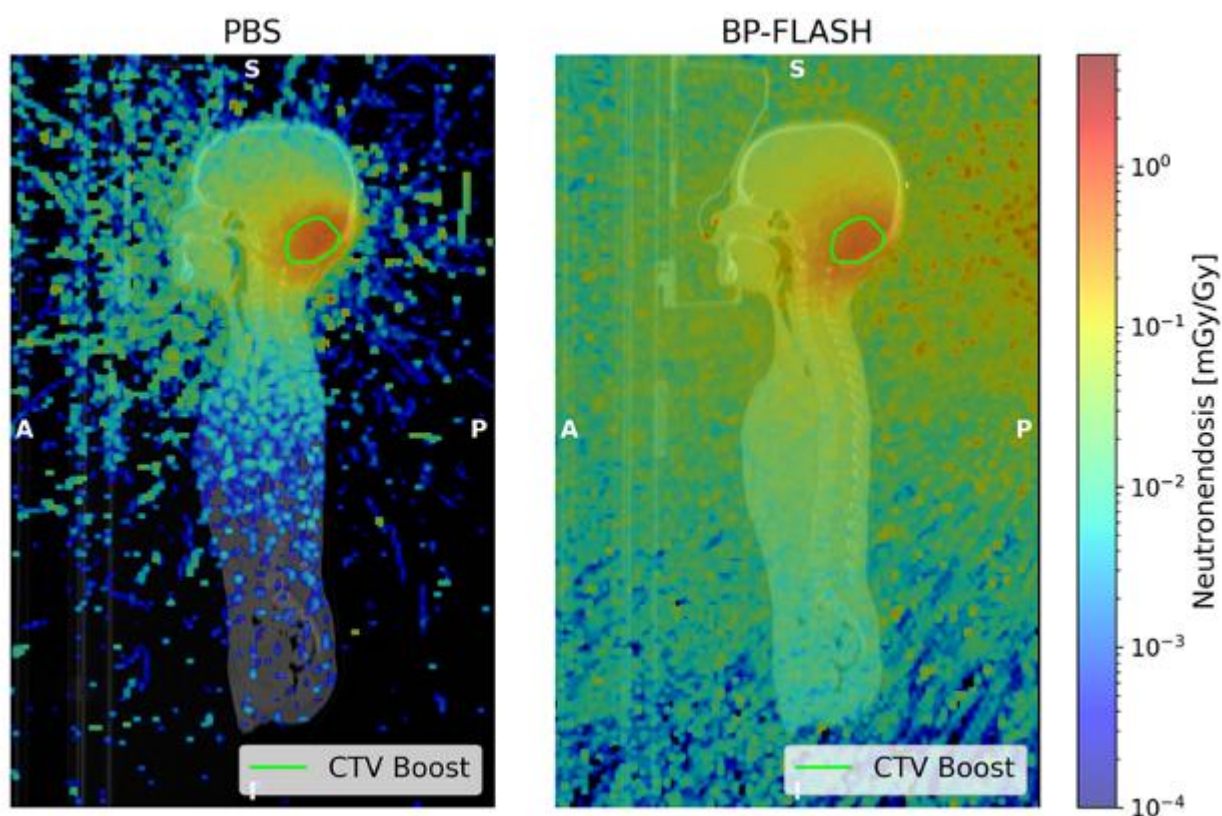
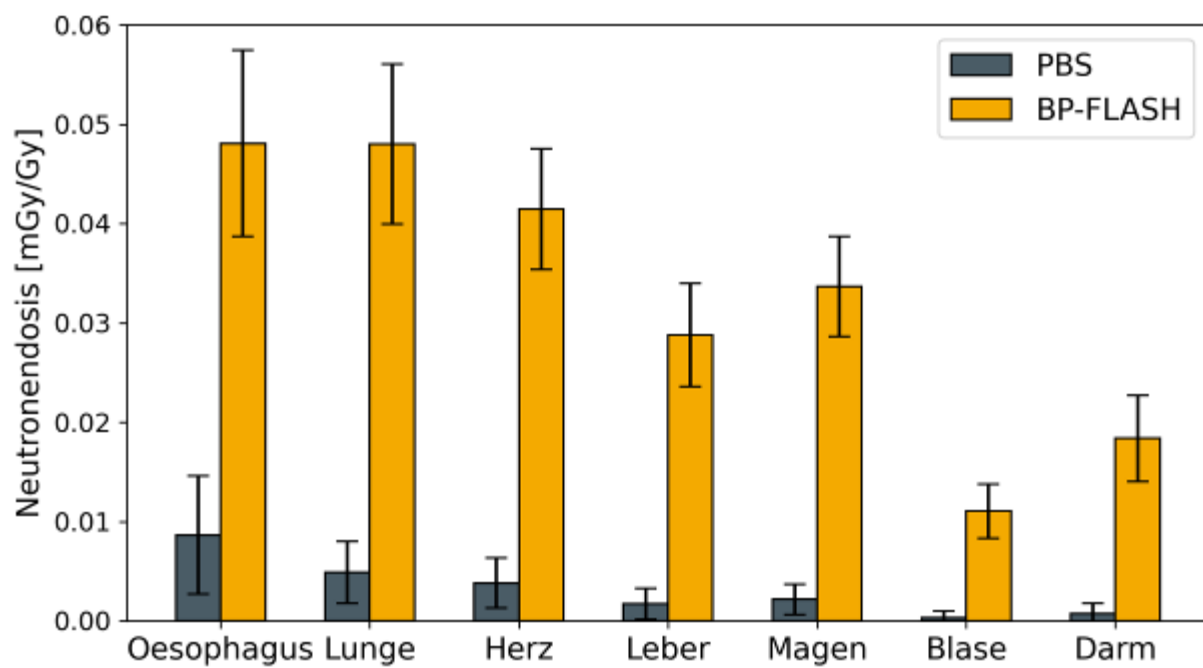


Abb. 2



PS06.05 FLASHlab@PITZ – The R&D platform for electron FLASH radiation therapy

X. Li¹, N. Aftab¹, Z. Amirkhanyan¹, J. Good¹, A. Grebinyk^{1,2}, M. Groß¹, M. Krasilnikov¹, F. Müller¹, F. Obier³, A. Oppelt¹, S. Philipp¹, C. Richard¹, F. Riemer¹, M. Schmitz³, F. Stephan¹, G. Vashchenko¹, S. Worm¹, D. Xu¹, Y. Komar¹, M. Frohme², A. Aksoy¹, E. Tarakci¹, E. L. Wendt³, S. Aminzadeh Gohari¹, D. Villani¹

¹ Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Zeuthen, Deutschland

² Technische Hochschule Wildau, Wildau, Deutschland

³ Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Hamburg, Deutschland

Introduction

The R&D platform for electron FLASH radiation therapy, FLASHlab@PITZ, is now in operation at the photoinjector test facility at DESY in Zeuthen (PITZ). Owing to the long RF pulse (≤ 1 ms, 1-10 Hz) operation of the accelerator and the flexible time structure of the photocathode drive laser, FLASHlab@PITZ can provide a uniquely huge range of dose rate (from 0.05 Gy/s to more than 10^{12} Gy/s). Within a single 1 ms RF pulse, both uniformly distributed and spatially fractionated radiation fields can be generated using either scattering or scanning electron beams. In this contribution, the designed performance and measurement results, with particular emphasis on the delivered electron beams and doses, are presented.

Materials & Methods

In the current beamline, quadrupole magnets are used to focus the beam and shape its distribution at the experimental area. An inductive kicker enables vertical beam scanning within a single RF pulse of less than 1ms, with a deflection angle of up to ± 17 mrad. A uniform dose distribution is generated using a PMMA applicator tube. The resulting radiation field covers an area of 9 mm in diameter and can be adjusted to other sizes by varying the inner diameter of the applicator. A robotic positioning system (PITZrobot), equipped with 45 sample slots, enables precise placement of samples for irradiation. Gafchromic films are used to measure the delivered dose and dose distribution.

Results

For typical bunch charges of 100 pC and 1 nC, the beam has been transported to the exit window with tunable beam size. Commissioning of the vertical kicker has demonstrated controlled deflection of the electron beam at downstream screen stations and on film measurements. The beam trajectory and distribution have been optimized for the applicator to generate uniform radiation fields. The stable operation of the PITZ-robot has demonstrated fast and precise handling of multiple samples within a single irradiation session. The stability and the reproducibility of the electron beam, as well as the resulting dose distribution, are discussed.

Summary

The performance of the FLASHlab@PITZ platform has been validated through electron beam and dose measurements. These results demonstrate the capability of the platform to systematically investigate 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

PS06.06 Radiation damage by ultra-high dose-rates to DNA and proteins: The role of oxygen

M. B. Hahn¹

¹ University of Potsdam, Institute of Chemistry, Potsdam, Deutschland

During cancer treatment by radiotherapy the goal is to kill tumor cells while and spare healthy tissue. Therefore, the experimentally observed sparing of healthy tissue by the FLASH effect during irradiations with ultra-high dose rates (UHDR) allows to extend the therapeutic window and enhance treatment efficiency by radiotehrapy. However, the underlying radio-biological and radiation chemical mechanisms are far from being understood. Hereby DNA and assoicated proteins are of the main molecular targets during radiation therapy. In living mammalian cells DNA resides often in the form of DNA-protein complexes. Ionizing radiation damage to these biomolecules in water depends strongly on salt, pH, buffer and dissolved oxygen and the inteaction of these parameters.

Here we present a results of double-stranded plasmid DNA (pUC19) and selected DNA binding protein, irradiated with MeV electrons and photons at conventional/low dose rates (LDR) and UHDR under tightly controlled ambient, as well as physiological oxygen conditions in phosphate-buffered saline (PBS) at physiological pH 7.4. The irradiated DNA, proteins and their complexes are analyzed for different types of radiation damages.

The experiments are accompanied by Geant4/TOPAS-nBio based particle-scattering and chemical Monte-Carlo simulations to enhance our understanding of the unerlying radiation chemistry and related yields of radicals and reactive oxygen species (ROS).

A sparing effect of DNA strand-break induction between UHDR and LDR irradiated plasmid DNA under physiological oxygen, salt and pH conditions is observed for total doses above 10 Gy. Under physiological oxygen (physoxia), more single (SSB) and double strand-breaks (DSB) are observed when exposed to LDR, than to UHDR. This behaviour is contrasts to ambient oxygen conditions (normoxia).

To explain the observed DNA sparing effect under FLASH conditions at physoxia, a model based on the interplay of oxygen with the hydroxyl radiaci induced hydrogen abstraction at the sugar-phosphate backbone, and the conversion of DNA base-damage to SSB, under consideration of the dose-rate dependent temporary change in acidty via beta elimination processes is proposed.

Brachytherapie, IORT und Qualitätssicherung (Poster)

PS07.01 Interstitielle HDR-Brachytherapie oder stereotaktische Radiotherapie für inoperable primäre und sekundäre Lebertumoren? Ein retrospektiver Planvergleich

P. Geißler¹, K. Hering², I. Seiler², S. Teich², A. M. Bühler², I. Sachpazidis³, D. Baltas³, C. Moustakis¹, N. H. Nicolay², F. Nögler², S. Schäfer¹

¹ Universitätsklinikum Leipzig AöR, Arbeitsgruppe für Medizinische Physik, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, Leipzig, Deutschland

² Universitätsklinikum Leipzig AöR, Klinik für Radiotherapie und Radioonkologie, Leipzig, Deutschland

³ Universitätsklinikum Freiburg, Abt. Medizinische Physik, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

Die interstitielle high-dose-rate Brachytherapie (HDR-iBT) und die stereotaktische Körperbestrahlung (SBRT) sind etablierte lokale Therapieoptionen für primäre und sekundäre Lebertumoren. Ziel der Arbeit ist ein dosimetrischer Vergleich der HDR-iBT und der SBRT zur Beurteilung beider Verfahren.

Material und Methoden

105 Patienten mit primären und sekundären Lebertumoren wurden zwischen 2013 und 2025 in kurativer Intention mit HDR-iBT und 81 mit SBRT am Universitätsklinikum Leipzig behandelt und anschließend ausgewertet. Erfasst wurden Patientencharakteristika, Dosis-Volumen-Parameter gemäß ICRU91 in Bezug auf Risikoorgane (OAR) und Zielvolumenabdeckung, biologische Dosisparameter, Dosiskonformität, sowie Indizes zur Planqualität. Bei der SBRT überwog das Konzept 312.5Gy (65% umschließend) und bei der HDR-iBT 120.0Gy.

Ergebnisse

Die Zielvolumenabdeckung war bei der SBRT konformaler mit einer höheren D_{near_min} ($D_{98\%}$) mit Median 93,5% (Spanne: 33-104%) vs. HDR-iBT mit Median 86% (Spanne 13-121%). Während nur geringe Unterschiede für den Konformitätsindex auftraten (SBRT-Median 0,95; Spanne 0,50-0,99 zu HDR-iBT Median 0,94; Spanne 0,36-1,00), war der Konformitätsindex für das gesunde Gewebe für die SBRT (Median 0,89; Spanne: 0,72-0,98) deutlich höher als für die HDR-iBT (Median 0,44; Spanne: 0,03-0,91). Die HDR-iBT zeigte eine höhere mittlere Äquivalenzdosis zu 2Gy Fraktionen (EQD2) mit $\alpha/\beta=10$ im Zielvolumen von 364,7Gy (Spanne: 62,1-784,9Gy) gegenüber der SBRT mit 138Gy (Spanne: 69-213Gy) [$p<0.001$]. Die generalisierte äquivalente uniforme Dosis (gEUD mit $\alpha/\beta=10$, $a=-10$) der Zielvolumina wies signifikante Unterschiede zwischen den Techniken mit einer mittleren Dosis der SBRT von 102,3Gy (Spanne: 26,0-172,1Gy) gegenüber der HDR-iBT mit 39,5Gy (Spanne: 1,4-88,0Gy) auf [$p<0.001$]. Hinsichtlich der untersuchten OAR zeigte die HDR-iBT eine mindestens gleichwertige OAR-Schonung. Während die mittleren Organdosen (in EQD2 mit $\alpha/\beta=3$) in bei beiden Techniken vergleichbar waren, traten die größten Unterschiede bei den Maximaldosen auf, insbesondere für den Ösophagus mit einem D_{max} im Mittel für die SBRT von 7,7Gy (Spanne: 0,03-33,10Gy) gegenüber 2,6Gy (Spanne: 0,1-28,7Gy) bei der HDR-iBT [$p<0.001$] und für den Magen SBRT: 10Gy (Spanne: 0,1-34,0Gy) zu HDR-iBT: 3,9Gy (Spanne: 0,1-41,0Gy) [$p<0.001$]. Im Vergleich der mittleren EQD2 ($\alpha/\beta=3$) der Leber (unter Abzug der GTV-Dosis) bestanden geringe Unterschiede zwischen der HDR-iBT mit 6,3Gy (Spanne: 0,7-27,0Gy) und der SBRT mit 8,8Gy (Spanne: 0,8-23,9Gy) [$p<0.001$].

Zusammenfassung

SBRT-Techniken ermöglichen eine konformalere Abdeckung des Zielvolumens mit einer höheren Minimaldosis im Zielvolumen, wohingegen mit der HDR-iBT höhere mediane und maximale Dosen im Zielvolumen sowie eine geringere Belastung der OAR erreicht werden können. Die klinische Relevanz der unterschiedlichen Dosisparameter wird aktuell analysiert, um patientenindividuelle Empfehlungen für das jeweilige Verfahren zu erarbeiten.

PS07.02 3D-gedruckter Vaginalapplikator mit Spickmatrix für die HDR-Brachytherapie – Fertigung und Regularien

M. Ries¹, C. Krämer¹, K. Speicher¹, H. Auerbach¹, S. Knoke¹, P. Melchior¹, M. Hecht¹

¹ Universitätsklinikum des Saarlandes, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Homburg, Deutschland

Einleitung

Der Einsatz von 3D-Drucktechnologien hat in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung in der modernen Strahlentherapie gewonnen. Insbesondere in der Brachytherapie ermöglicht der 3D- Druck die patientenspezifische Herstellung von Applikatoren – beispielsweise eines Vaginalapplikators mit Führungsmatrix. Durch die Anpassung der Geometrie des Applikators im 3D- Modell kann die Positionierung der Strahlenquelle optimiert und somit eine verbesserte Dosisverteilung hinsichtlich Zielvolumenabdeckung und Schonung des umliegenden Normalgewebes erreicht werden.

Material & Methoden

Die Einzelbauteile des Vaginalapplikators wurden in Autodesk Inventor Professional 2025 konstruiert und anschließend mit dem Raise3D Pro2 Plus im FDM- 3D- Druckverfahren mit Dual- Extrudern gefertigt. Die innere Struktur des Applikators bestand aus Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS+) mit einer Dichte von $1,06 \text{ g/cm}^3$. Die näherungsweise Wasseräquivalenz ermöglicht die Dosisberechnung nach dem TG- 43 Formalismus [1]. Die äußere Oberfläche wurde aus dem biokompatiblen und für Hautkontakt zertifizierten Polyethylenphthalat (PEN) mit einer Dichte von $1,33 \text{ g/cm}^3$ gefertigt. Die Materialkombination ermöglicht stabile Bauteile mit optimierter Oberflächenverträglichkeit für den Patientenkontakt. Der fertige Applikator wurde mit Kathetern und interstitiellen Spicknadeln bestückt (siehe Abb. 1) und an den Flexitron Afterloader von Elekta angeschlossen.

Ergebnisse

Die Fertigung der einzelnen Bauteile und Endmontage konnte erfolgreich durchgeführt werden. Die hergestellten Komponenten wiesen eine ausreichende Maßgenauigkeit bzgl. des 3D-Modells auf und lagen innerhalb der vorgesehenen Toleranzen. Es wurden erste dosimetrische Tests durchgeführt. Der entwickelte Applikator wurde nicht im klinischen Einsatz verwendet, da hierfür aus unserer Sicht zusätzliche Anforderungen gemäß dem Konformitätsprozess für Medizinprodukte nach der EU- Medizinprodukteverordnung sowie validierte Sterilisationsverfahren erforderlich sind.

Zusammenfassung

Die technische Machbarkeit eines 3D-gedruckten Vaginalapplikators für die Brachytherapie konnte erfolgreich demonstriert werden. Für den klinischen Einsatz einer Sonderanfertigung als Medizinprodukt sind regulatorische und qualitätssichernde Anforderungen zu erfüllen. Deren Umsetzung ist für Kliniken mit erheblichem Aufwand verbunden. Vor diesem Hintergrund besteht ein klarer Bedarf an übergreifenden Leitlinien für den Einsatz in der Strahlentherapie, etwa im Rahmen des neu gegründeten *Arbeitskreises 3D-Druck der DGMP*.

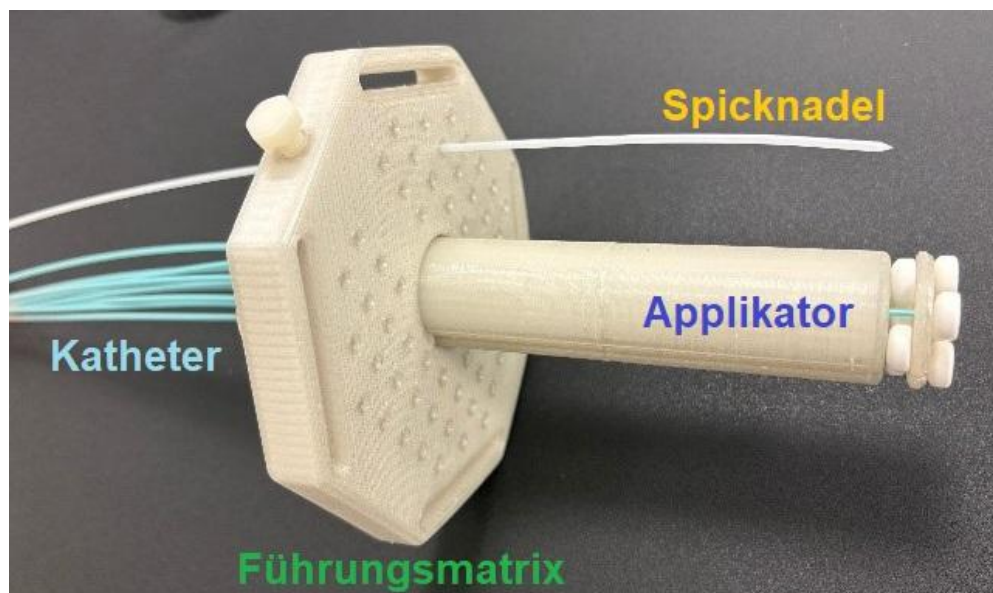
Anhang

Abb.1: Foto des 3D-gedruckten Vaginalapplikators für die Brachytherapie nach Endmontage.

Literatur

- [1] M. J. Rivard *et al.*, Med. Phys., 31 (2004) 3, S. 633-674

Abb. 1



PS07.03 Proof of Concept eines 3D-gedruckten Phantoms zur Qualitätssicherung eines Ringapplikators in der online-adaptiven Brachytherapie (oABT) der Zervix

J. Soltner¹, S. Hanek¹, A. Golle¹, N. Wegner¹

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

EINLEITUNG

Die Rekonstruktion der Quellenpositionen im Bestrahlungsplanungssystem (BPS) ist ein zentraler Bestandteil bei der Planung von Zervix-Karzinomen mittels oABT. Bei Ringapplikatoren ist bekannt, dass die Quelle einen distalen Versatz zur geplanten Position aufweisen kann. Um diesen Effekt zu quantifizieren, wurde ein Phantom mittels CAD entwickelt und mit 3D-Druck gefertigt.

MATERIAL/METHODEN

Das Phantom wurde nach dem Baukastenprinzip konstruiert und aus PLA gedruckt. Es besteht aus mehreren steckbaren Quadern unterschiedlicher Dichte. Dabei nimmt der innerste Quader einen Ringapplikator auf (Titanring 45°, BEBIG Medical GmbH). Zur Verifizierung der Positionsgenauigkeit der Quelle wurden radiochrome Filme sowie ein flüssigkeitsgefülltes Ionisationskammer-Array eingesetzt und jeweils fünf Messungen pro Messreihe durchgeführt. Die vier Messreihen unterschieden sich in der Schrittweite (VM: 1 cm, MVM: 0,5 cm) sowie in ungeraden bzw. geraden Haltepositionen (odd/even). Zusätzlich wurden weitere vier Messreihen (MVM odd/even) mit Offsets von 0,1 cm und 0,2 cm aufgenommen. Für die Planverifikation wurden außerdem noch drei klinische Pläne erstellt. Zuerst erfolgte eine Filmkalibrierung an einem Linearbeschleuniger mit 6 MV. Die Filmauswertung erfolgte mit zwei MATLAB-Skripten, die Analyse der Array-Messungen mit Verisoft. Die Messungen der klinischen Dosisverteilungen von Film und Array wurden mit den im BPS erstellten Dosisverteilungen verglichen. Zusätzlich wurden bei den Array-Messungen Offsets von 0,1 cm bis 0,3 cm angewandt.

ERGEBNISSE

Die Auswertung der Positionsgenauigkeit mittels Filmen zeigt eine Abweichung der Quellenposition gegenüber der geplanten Lage. Die mittleren Abweichungen betragen $0,19 \pm 0,01$ cm (VM odd), $0,15 \pm 0,01$ cm (MVM odd), $0,18 \pm 0,01$ cm (VM even) und $0,18 \pm 0,01$ cm (MVM even). Durch Offsets von 0,1 bzw. 0,2 cm verringert sich die Abweichung deutlich, wie die Mittelwerte belegen: $0,08 \pm 0,01$ cm (MVM odd 0.1), $0,10 \pm 0,01$ cm (MVM even 0.1), $-0,03 \pm 0,01$ cm (MVM odd 0.2) und $0,00 \pm 0,01$ cm (MVM even 0.2). Bei den 2D-Array-Messungen zur Positionsgenauigkeit lässt sich keine Abweichung in Längeneinheiten feststellen. Die Analyse der klinischen Dosisverteilungen zeigte, dass die Array-Messungen im Vergleich zu den Filmen eine detaillierte Darstellung erlauben. Mit beiden Messverfahren kann der distale Versatz der Quelle, den die ersten Ergebnisse zeigen, bestätigt werden. Die 2D-Gammaanalyse (2mm/2%, global/lokal) ergibt schrittweise eine bessere Übereinstimmung mit steigendem Offset bis 0,3 cm.

ZUSAMMENFASSUNG

Der Nutzen eines 3D-gedruckten Phantoms für die QS in der zervikalen BT konnte erfolgreich aufgezeigt werden. Für den untersuchten Ringapplikator wurde ein globaler einzustellender Offset von 2 mm definiert, welcher die Planapplikation qualitativ deutlich verbessert. Messungen mit Diamantdetektor sowie die Nutzung als potentiell Plan-QA-Tool für die Gamma-Analyse in der oABT sind in Evaluierung.

Abb. 1

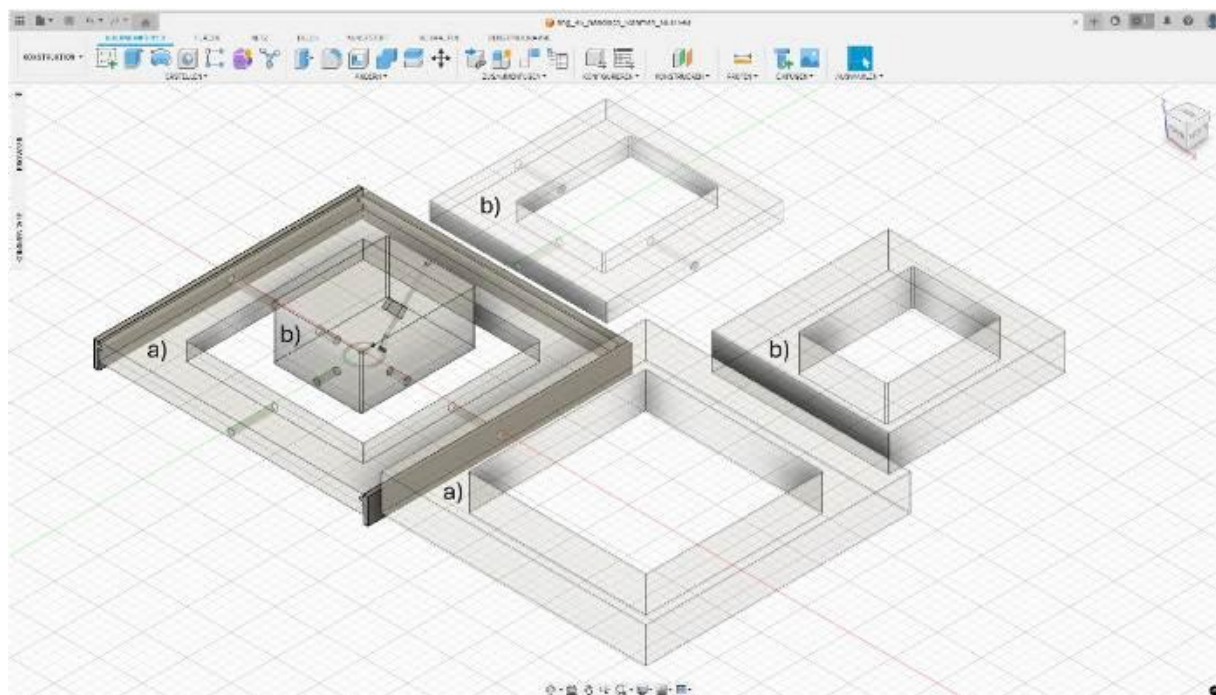
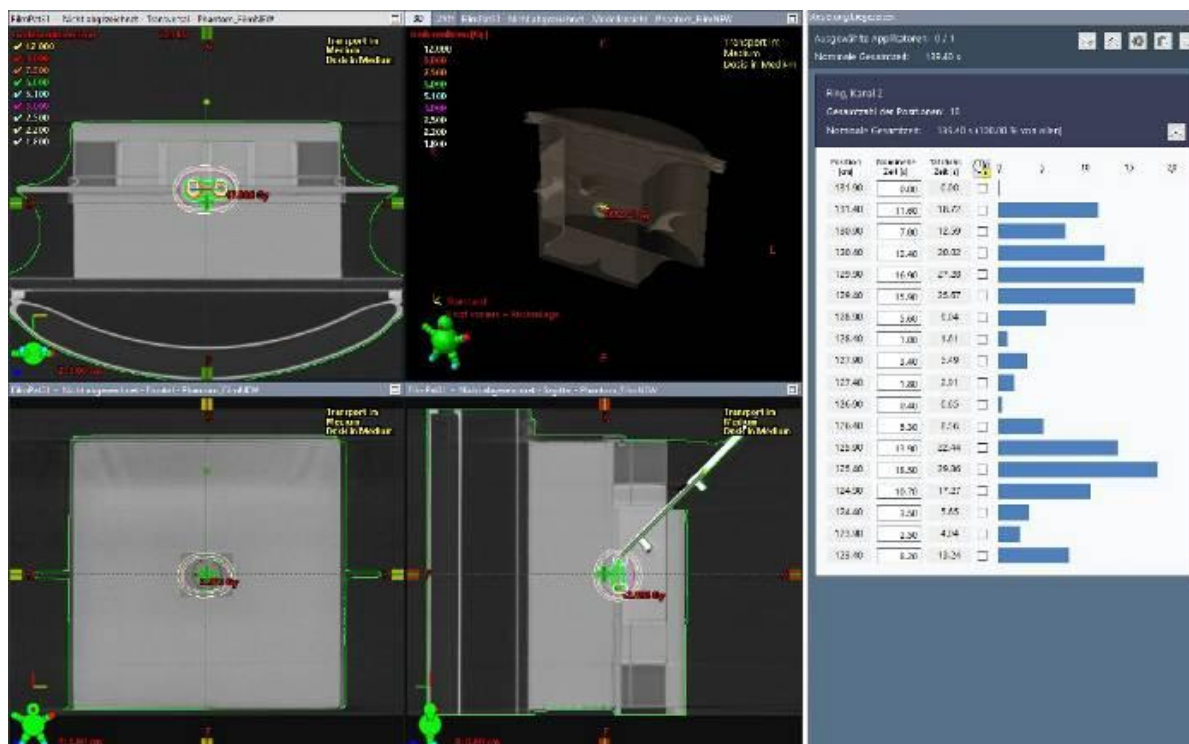


Abb. 2



PS07.04 Untersuchung der Oberflächendosisverteilung von Ru-106-Augenapplikatoren mithilfe einer innovativen Apparatur

J. Albrecht¹, J. Wintz², D. Flühs²

¹ Technische Universität Dortmund, Arbeitsgruppe Albrecht, Dortmund, Deutschland

² Universitätsklinikum Essen, Medizinische Physik der Strahlenklinik, Essen, 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. Die erlaubte Abweichung von bis zu $\pm 20\%$ stellt der Hersteller durch eine Qualitätskontrolle basierend auf den gemessenen Dosiswerten an 33 oberflächennahen Punkten sicher. Die Anwendung einer in unserem DFG-Projekt neuentwickelten Messapparatur ermöglicht die Aufnahme der Oberflächenverteilung mit einer deutlich höheren Auflösung als bisher und damit eine Analyse des Einflusses von Inhomogenitäten auf die Therapie. Die hierbei eingesetzte neue Methodik kombiniert ein Festkörperphantom mit einer Messung in Luft, wodurch bei gleichzeitiger Reduktion potenziell entstehender Tscherenkow-Strahlung die Ortsauflösung erhöht wird.

Material & Methoden

Kernpunkt der neuen Methode ist die weitgehende Abschirmung der Strahlungsbeiträge von Applikatorregionen außerhalb des betrachteten Messbereichs. Anders als bei herkömmlichen Messungen im Wasserphantom werden durch die Messung in Luft auch Wechselwirkungen der emittierten Strahlung mit Wasser eliminiert. 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

Bei einer sorgfältigen Auswahl der Abschirmung (Geometrie, Material) ermöglicht das Verfahren eine bessere Auflösung der Oberflächendosis. Die Analyse mit Hilfe der Simulationen zeigt jedoch die Notwendigkeit einer größeren Anzahl von Messpunkten oder einer Dosisintegration über größere Oberflächenbereiche. Der Vergleich der eigenen Messungen mit den Herstellerdaten ermöglicht den systematischen Vergleich beider Methoden.

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).

PS07.05 Multileaf-Faraday-Cup zur Überprüfung der Energie bei der Strahlentherapie mit Elektronen- und Ionenstrahlung

C. Makowski¹, M. Deutsch², C. S. Schmitzer², A. Schüller¹

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

² EBG MedAustron, Wiener Neustadt, Österreich

Einleitung

Die Kontrolle der Strahlenergie ist ein wichtiger Bestandteil der Qualitätssicherung in der Strahlentherapie. Die etablierten Verfahren beruhen auf Messungen von Tiefendosisverteilungen in Wasserphantomen, die mit hohem Zeit- und Ressourcenaufwand verbunden sind. Um diese Messungen zu vereinfachen, wurde in dieser Arbeit ein neuartiger Ansatz zur Kontrolle der Energie bei Strahlentherapie mit Elektronen oder Protonen auf Basis eines neu entwickelten kompakten tragbaren Multileaf-Faraday-Cups (MLFC) [1] experimentell validiert.

Material & Methoden

Der MLFC besteht aus 128 in Strahlrichtung hintereinander angeordneten, voneinander galvanisch isolierten Aluminium-Platten, welche die entlang der Strahlachse in unterschiedlichen Tiefen deponierten Ladungen speichern, bis diese von der eigens dafür entwickelten Elektronik ausgelesen werden. Die Verteilung der Ladung über die 128 Platten hängt empfindlich von der Reichweite und damit von der Energie der Elektronen bzw. Protonen ab. Die Dicke der Platten wurde so gewählt, dass die Ladungsverteilungen von Elektronen mit Energien im klinisch relevanten Bereich zwischen 3 und 25 MeV gut aufgelöst werden. Um die Empfindlichkeit auf Änderungen der Energie zu testen, wurden dünne Folien vor dem MLFC platziert, um einen definierten Energieverlust zu verursachen. Für den Einsatz im Protonenstrahl (Synchrotron) mit Energien zwischen 100 und 250 MeV wurden Aluminium-Blöcke als range shifter vor dem MLFC platziert, damit die Protonen innerhalb des MLFC stoppen. Sowohl für Elektronen als auch für Protonen wurden zum Vergleich MC Simulationen durchgeführt.

Ergebnisse

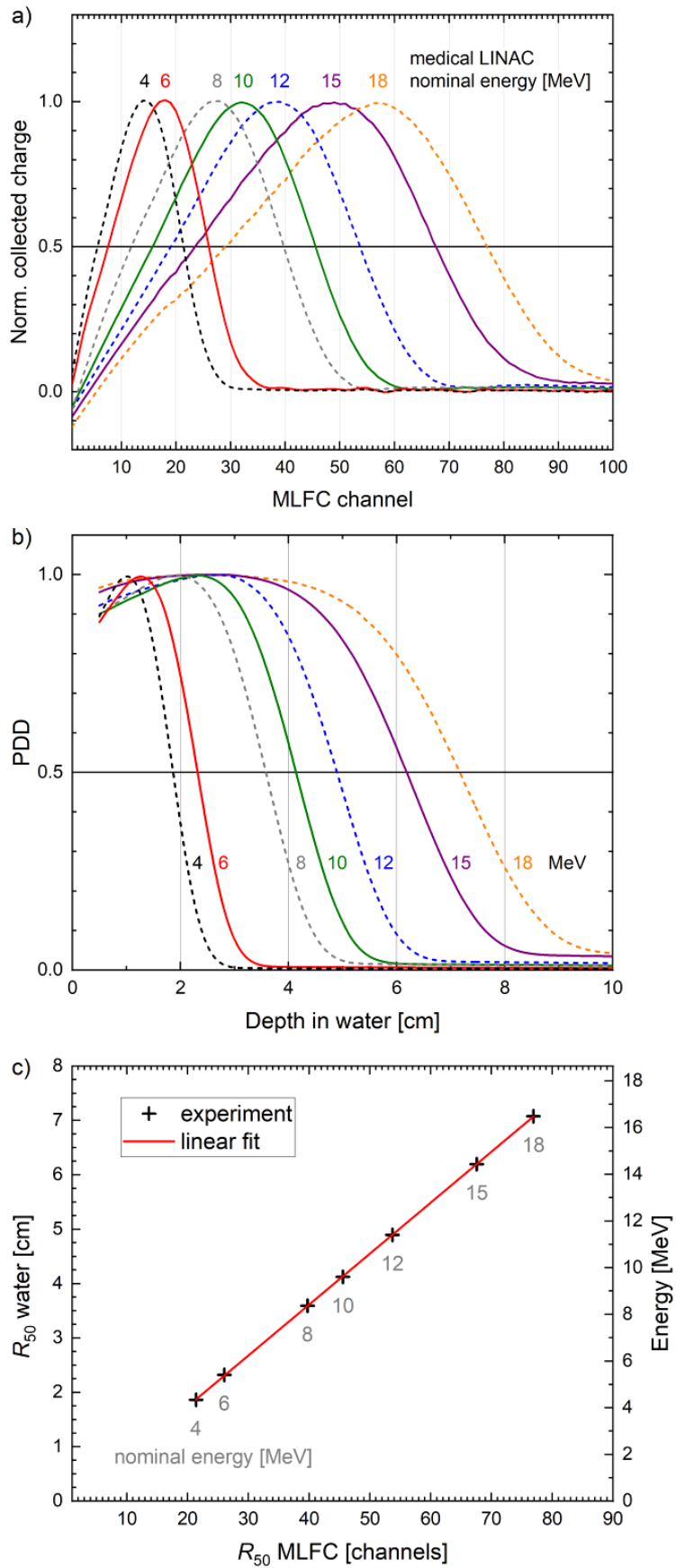
Der MLFC liefert Ladungsverteilungen mit eindeutig bestimmbar, von der Energie abhängenden Reichweitenparametern. Bei Elektronen korreliert die Halbwertstiefe R50 der Ladungsverteilung mit der im selben Strahlungsfeld im Wasserphantom gemessenen R50-Tiefe (Abb. 1). Energieänderungen der einfallenden Elektronenstrahlung von 13 keV (in einem 20 MeV Strahl) konnten mit dem MLFC nachgewiesen werden. Bei Protonenstrahlen liefert der MLFC für jeden einzelnen Synchrotron-Spill mit einer Gesamtladung von nur etwa 1 nC klar definierte Peaks in den Ladungsverteilungen, deren Position mit der R80-Reichweite des Bragg-Peaks im Wasserphantom korreliert. Die MC Simulationen zeigen gute Übereinstimmung mit den Messungen.

Zusammenfassung

Der MLFC ermöglicht nach entsprechender Kalibrierung eine direkte, schnelle und präzise Bestimmung der Strahlenergie und der Reichweitenparameter R50 bzw. R80 im Wasserphantom für Elektronen- und Protonenstrahlung im klinischen Energiebereich. Gegenüber Tiefendosismessungen in Wasserphantom bietet das Verfahren eine deutliche Vereinfachung des Messablaufs bei gleichzeitig hoher Genauigkeit und Reproduzierbarkeit. Damit stellt der MLFC ein vielversprechendes Werkzeug für die effiziente Qualitätssicherung im klinischen Alltag dar.

[1] Makowski et al. Med Phys. 53 (2026) e70362. <https://doi.org/10.1002/mp.70362>

Abb. 1



PS07.06 Implementierung der Ganzhaut-Bestrahlung (TSET) am Varian TrueBeam HD120TM MLC Beschleuniger

F. Heinicke¹, S. Schäfer¹, L. Wätzold¹, C. Moustakis¹, K. Hering², N. H. Nicolay²

¹ UKL, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Medizinische Physik, Leipzig, Deutschland

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

Einleitung

Die TSET ist eine etablierte Therapieform für die Behandlung von Patienten mit T-Zell-Lymphomen und erfordert eine möglichst homogene Dosisverteilung über die gesamte Hautoberfläche. Die im AAPM-Report No 23 (1987) vorgestellte Stanford-Technik [1] ist die dafür am häufigsten verwendete Methode und diente als Grundlage für diese Arbeit.

Material & Methoden

Die 6 Behandlungsfelder um jeweils 60° versetzt ergeben sich aus je zwei gleichgewichteten Bestrahlungsfeldern (Gantrywinkel 70°/110°) mit größtmöglicher Blendenöffnung (40cm x 40cm). An der Patientenvorderseite (SSD 325) ca. 20 cm hinter einer 8mm dicken PMMA-Platte bilden sie ein Elektronenfeld von ca. 2 m x 0,8 m.

Die Messungen an diesem Elektronenfeld wurden mit einem 2D-Array (Eigenentwicklung) in Luft durchgeführt (Rasterung 10x10 cm²). Für die Messung der Tiefendosisverteilung wurden Ionisationskammern im RW-3 Plattenstapel und Gafchromic-Filme in Zylindern aus PMMA und einem Alderson-Plattenphantom verwendet. Die Bestimmung der finalen Bestrahlungszeit aller Felder erfolgte über einen Referenzpunkt in Patientenmitte anhand der individuellen Patientengeometrie.

Ergebnisse

Die gemessenen Dosischwankungen für die Behandlungsfelder in Längsrichtung lagen bei < 3 % in der Zentralachse (Abb.1 und 2).

Die reine Bestrahlungszeit eines Behandlungsfeldes rangierte bei den möglichen Dosisleistungen (HDTSE, 2500MU/min) und einer Einzeldosis von 2 Gy bei ca. 1 Minute, so dass Gesamtbehandlungszeiten bei den erforderlichen 6 Feldern von 20-25 Minuten auch bei höheren Einzeldosen realistisch sind. Während der Bestrahlung könnte in vivo die Dosis über Gafchromic-Film-Detektoren [2] gemessen werden.

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit umfasst die Implementierung der Ganzhautbestrahlung am Varian TrueBeam HD120TM MLC Beschleuniger und die dosimetrische Analyse der inhärent inhomogenen Dosisverteilungen bei der klinischen Implementierung der oben vorgestellten Behandlungsmethode.

Literatur

[1] Karzmark CJ, Anderson J, Buffa A, et al. *Total Skin ElectronTherapy: Technique and Dosimetry*. American Association of Physicists in Medicine; 1987, doi: 10.37206/223

[2] McCallum-Hee BI, Ibrahim M, Mukwada G, et al. Commissioning and clinical implementation of low dose dual-field rotational TSET. *J Appl Clin Med Phys*. 2025, DOI: 10.1002/acm2.70180

Abb.1 Relative Elektronenfelddosis in SSD 325 cm 2D-Fläche

Abb.2 Relative Elektronenfelddosis in SSD 325 cm längs in 20 cm Abständen und quer

Abb. 1

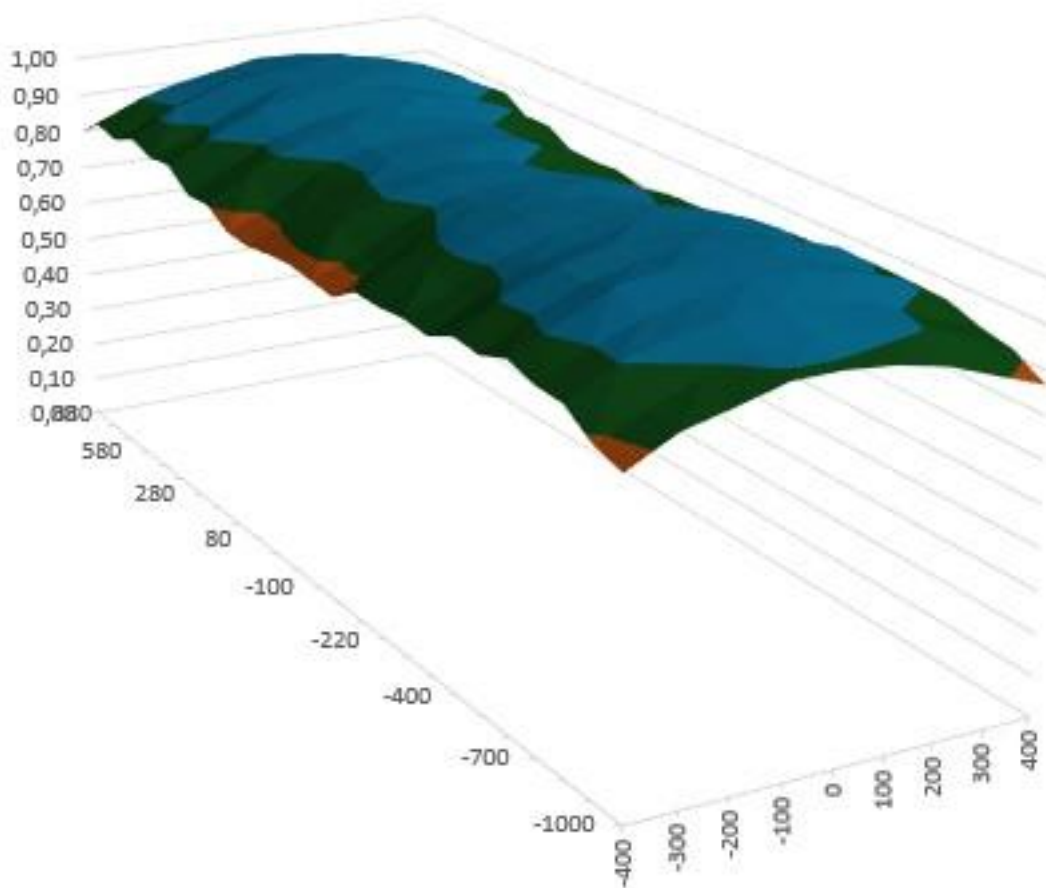
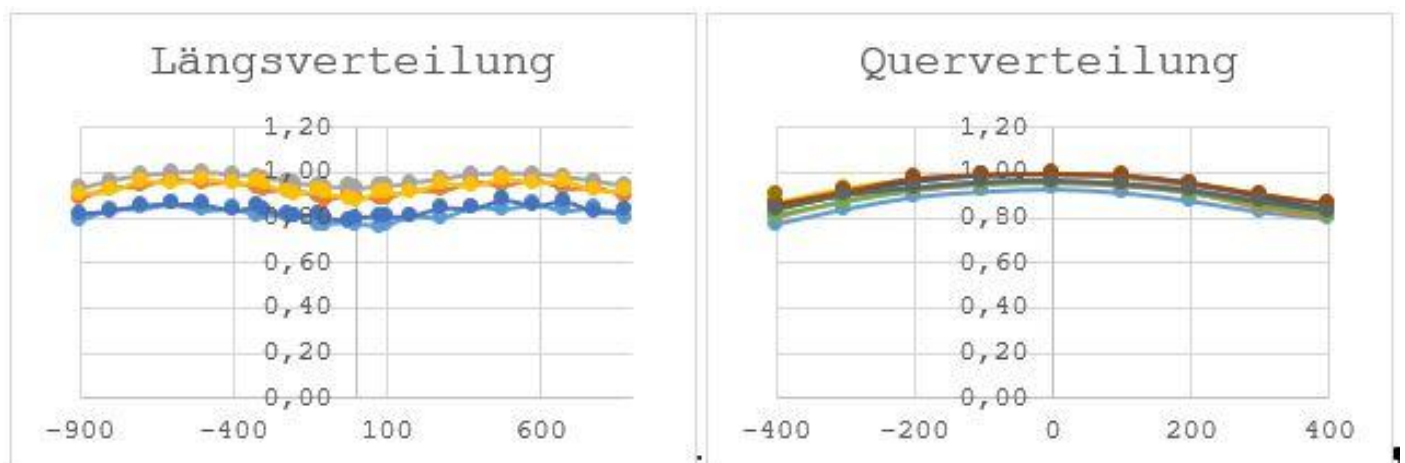


Abb. 2



PS07.08 Klinische Implementierung und Evaluation einer sekundären Dosisberechnung für einen Halcyon Linearbeschleuniger

M. M. Haboub^{1,2}, A. Paul¹, S. Neppel¹, U. Weber², H. Dapper¹, E. Fokas¹, F. Kamp¹

¹ Universitätsklinikum Köln, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, CyberKnife- und Strahlentherapie, Köln, Deutschland

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

Einleitung

Im Rahmen der klinischen Implementierung wurde der Dosisnachrechnungsalgorithmus RadCalc (LAP, Version 7.3.1.0) für einen Halcyon Linearbeschleuniger (Varian) kommissioniert und evaluiert.

Methodik

In RadCalc wurde das Monte Carlo Beam-Modell des Halcyon Linearbeschleunigers auf Basis der Referenzbeamdaten des Herstellers erstellt und anschließend kommissioniert. Im ersten Schritt wurden Tiefendosiskurven und laterale Dosisprofile für verschiedene Feldgrößen zwischen RadCalc, dem klinisch benutzten Dosisalgorithmus Acuros von Eclipse (Eclipse TPS, Version 18.0.1, Varian) und Wasserphantommessungen verglichen. Analog zu AAPM TG Report 219 wurden die Ergebnisse von RadCalc und TPS mit gemessenen Absolutdosismessungen von 24 rechteckigen Feldern überprüft. Klinische Toleranz- und Aktionsschwellen für die Auswertung mit der Gammaanalyse wurden mittels 30 retrospektiv zufällig ausgewählter Patientenpläne (vgl. AAPM TG Report 218 mit $\beta=3$) bestimmt und anhand von 130 Plänen evaluiert. Zudem wurde die Dosis der Patientenpläne in verschiedenen Punkten im Zielvolumen und dessen Umgebung verglichen. Für alle Evaluationen wurden in RadCalc ein isotropes Dosisgitter mit 2 mm Auflösung und eine MC-Unsicherheit von 2% angenommen.

Ergebnisse

Der Vergleich der Tiefendosiskurven und Profile zeigte keine nennenswerten Abweichungen. Der Vergleich von absoluten Punktdosismessungen in rechteckigen Feldern zeigte Abweichungen zwischen RadCalc und Messung in ähnlicher Größe wie zwischen TPS und Messung (Abb. 1a). Lediglich Felder der Größe $\leq 3 \text{ cm}^2$ hatten größere Abweichungen. Die Auswertung der Punktdosen in und um das Zielvolumen (7 Punkte pro Patient) zeigte eine im Mittel -0,78 % niedrigere Dosis von RadCalc relativ zum TPS. Über 70% der Werte hatten eine Abweichung kleiner $\pm 2 \%$. Die mittlere Rechenzeit pro Plan lag bei 313 s.

Aktionsschwelle und Toleranzschwelle wurden für das Gamma Kriterium (2 %/2 mm, 10 % Schwellenwert, beides bezogen auf die verschriebene Dosis) mit 90,31 % und 95,16 % bestimmt und für den klinischen Einsatz auf 90 % und 95 % gerundet. Bezogen auf die 130 ausgewerteten Patienten lagen 21 unter der Aktionsschwelle, 47 zwischen Aktions- und Toleranzschwelle und 62 über der Toleranzschwelle (Abb. 2).

Abbildung 1: 1a: Relative Abweichungen mit TPS und RadCalc berechneten Punktdosiswerten zur Absolutdosismessung im Wasserphantom. 1b: relative Dosisabweichungen an sieben Punkten in und um das Zielvolumen (RadCalc vs. TPS) für 160 Patienten

Abbildung 2: Histogramm der RadCalc-Gamma-Analyse klinischer Bestrahlungspläne mit Toleranz- und Aktionsgrenzen (2 %/2 mm, 10 % Schwellenwert)

Zusammenfassung

Die Dosisnachrechnung wurde erfolgreich kommissioniert und klinische Aktions- und Toleranzschwellen bestimmt. Als nächster Schritt wird eine Entitäten-spezifische Subgruppenanalyse durchgeführt sowie der Einfluss von Modulationsfaktor, Dosisgitter und MC-Unsicherheiten auf die Ergebnisse untersucht.

Abb. 1

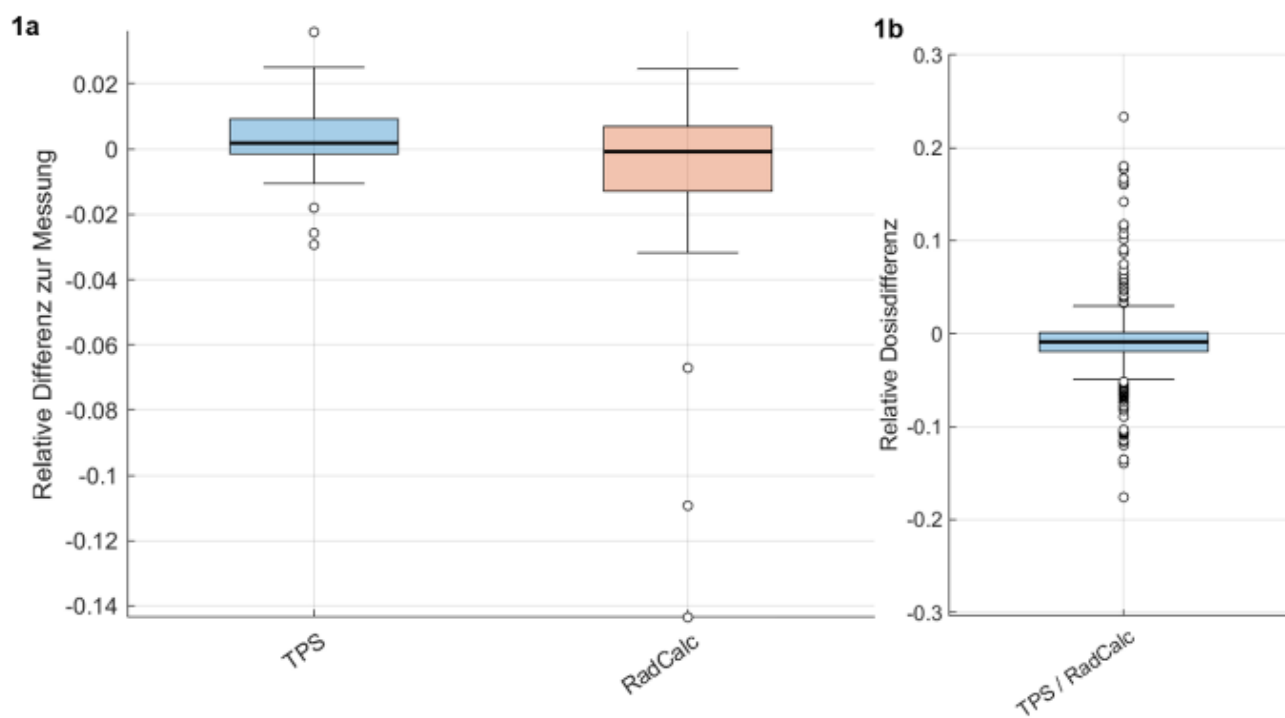
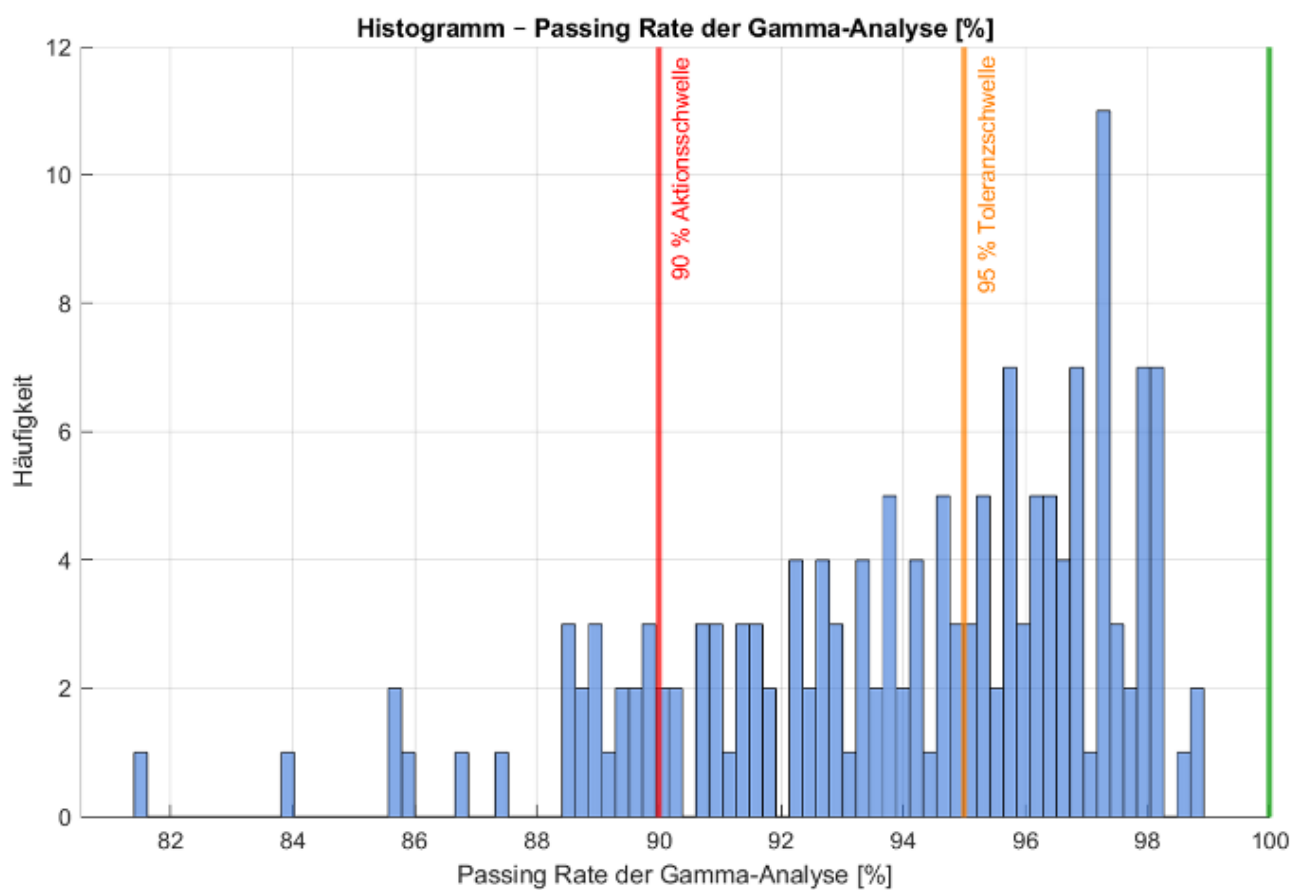


Abb. 2



PS07.09 Untersuchungen zum Schwächungsfaktor von Normalbeton bei MV-Nutzstrahlung: Messungen und Monte-Carlo Simulationen

A. Othman Agha¹, W. W. Baus², H. Hermani², V. Prokic¹

¹ Hochschule Koblenz, Rhein-Ahr Campus, Remagen, Deutschland

² WEGE Klinik, Strahlentherapie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Die Auslegung des baulichen Strahlenschutzes für medizinische Elektronenlinearbeschleuniger erfolgt nach DIN 6847-2 (6847). Beton stellt dabei das zentrale Abschirmmaterial dar. In der Normausgabe 03/2014 wird für Normalbetonabschirmungen der Nutzstrahlung ab 4 Zehntelwertdicken (ZWD) ein zusätzlicher Sicherheitsfaktor von 0.7 ZWD empfohlen, der in der aktuellen Fassung 06/2021 nicht enthalten ist. Durch den Vergleich von Messung und Monte-Carlo-Simulation (MC) soll geprüft werden, wie zuverlässig sich die Schwächung simulieren lässt. Gleichzeitig sollen die bestimmten Schwächungsfaktoren mit den Werten aus 6847 verglichen werden.

Materialien und Methoden

Aufgrund von Bohrungen im Rahmen von Umbauarbeiten standen zylinderförmige Normalbeton-Bohrkerne zur Verfügung, von denen vier mit einer Länge von jeweils ca. 30 cm für unsere Untersuchungen ausgewählt wurden. Bei einem konstanten Detektorabstand von 200.0 cm wurden die Bohrkerne in unterschiedlichen Anordnungen zwischen Beschleunigerkopf und Detektor positioniert. Die Schwächung wurde aus dem Vergleich der Messwerte mit und ohne Beton bestimmt. Vor dem Detektor befand sich ein 2 cm dicker Aufbau. Der Detektor war in einer eigens gebauten Hülle zur Abschirmung seitlicher Streustrahlung positioniert. Als Detektor wurden Ionisationskammern bzw. eine Siliziumdiode des Typs (60008 PTW) eingesetzt. Die Bestrahlung erfolgte mit 6 MV und 15 MV-Photonen bei einer Feldgröße von 4×4 cm². In derselben Geometrie wurden für 6 MV zusätzlich Monte-Carlo-Simulationen mit EGSnrc unter Verwendung von DOSRZnrc durchgeführt.

Ergebnisse

Die MC-Ergebnisse zeigen bei 6 MV insgesamt eine gute Übereinstimmung mit den Messergebnissen (Abb. 1). Bis zu einer Betonlänge von ca. 110 cm liegen die Schwächungsfaktoren gemäß 6847 unterhalb der Mess- und MC-Werte (d.h. die Werte aus 6847 sind eher konservativ). Vier ZWD entsprechen bei 6 MV ca. 125.5 cm (vgl. Tab. 1). Für Betonlängen oberhalb dieses Bereichs liegen die durch MC und Messung bestimmten Schwächungsfaktoren unterhalb der gemäß 6847 berechneten Schwächungsfaktoren. Bei 15 MV liegen die gemäß 6847 berechneten Schwächungsfaktoren für alle untersuchten Betonlängen unterhalb der Messwerte, wobei der Bereich von vier ZWD im untersuchten Betonlängenbereich nicht abgedeckt war (vgl. Tab. 1).

Diskussion und Zusammenfassung

Für 6 MV zeigen die Ergebnisse, dass für die größte untersuchte Betonlänge sowohl Mess- als auch MC-Wert kleiner als der Schwächungsfaktor nach 6847 ist, was möglicherweise auf Strahlaufhärtung zurückzuführen ist. Damit wäre ein Zuschlag zur berechneten Dicke, wie beispielsweise in der Normausgabe von 2014 vorgesehen, offenbar gerechtfertigt.

Abb. 1

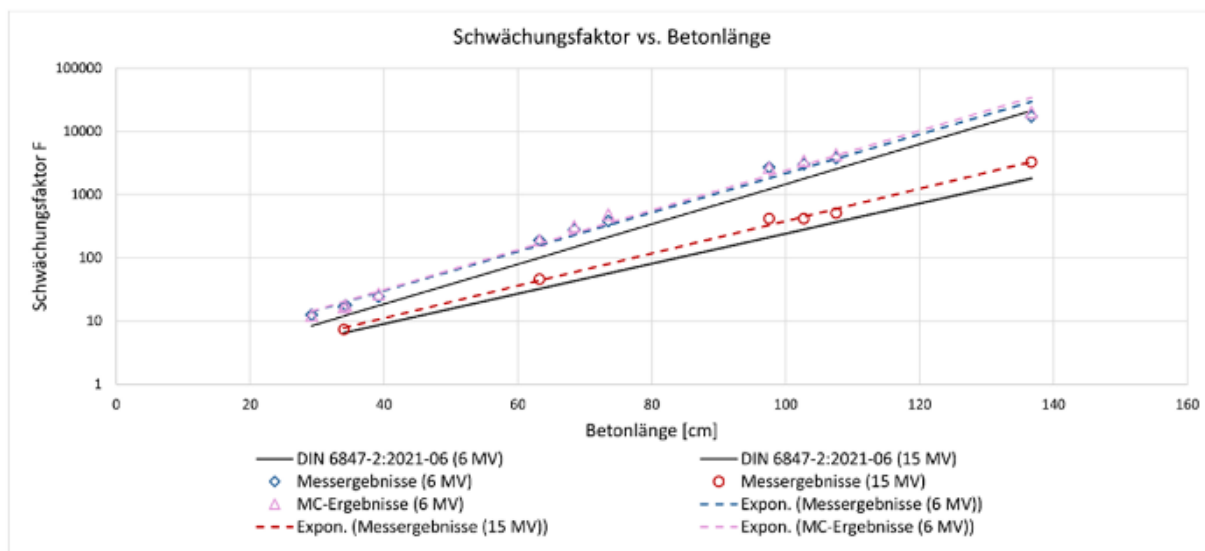


Abb. 1: Schwächungsfaktor F in Abhängigkeit von der Betonlänge für 6 MV und 15 MV.

Abb. 2

L / cm	Messung				MC		DIN 6847-2	
	30-90		138		30-90	138	6	15
$E_{\text{Grenz}} / \text{MeV}$	6	15	6	15	6	6	6	15
ZWD / cm	28.0	38.3	32.3	38.9	27.5	31.8	31.4	41.9

Tab. 1: Zehntelwertdicke, verschiedene Bestrahlungsmethoden für Normalbeton (Dichte: 2.39 g/cm^3)
(Für 15 MeV liegen keine MC-Werte vor, da keine Phase-Space-Datei verfügbar war)

Bestrahlungsplanung, adaptive Therapie und IGRT (Poster)

PS08.01 Diagnostische versus Planungsbildgebung in der Notfallbestrahlung: Retrospektive Machbarkeitsstudie zur Abschätzung dosimetrischer Unsicherheiten

S. Ganz¹, F. Oeschger¹, S. Knobe¹, H. Auerbach¹, M. Hecht¹

¹ Universitätsklinikum des Saarlandes, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Homburg, Deutschland

Einleitung

Bei der strahlentherapeutischen Behandlung von klinischen Notfällen, zum Beispiel bei drohender Querschnittlähmung, Einflusstauung oder stark blutenden Tumoren sollte von der Diagnosestellung bis zu der Behandlung möglichst wenig Zeit vergehen. In einem klassischen Szenario wird in der Strahlentherapie eine CT-Bildgebung zur Bestrahlungsplanung angefertigt. Da der Zeitfaktor bei Notfallbestrahlungen eine essentielle Rolle spielt, untersucht diese Studie welche dosimetrischen Unsicherheiten zu erwarten sind, für den Fall, dass die Dosis auf diagnostischen-CTs (dCT) anstelle dezidierter Planungs-CTs (pCT) berechnet wird. Hierdurch könnte die Behandlungskette entsprechend Abb. 1 verkürzt werden.

Material und Methoden

In dieser retrospektiven Analyse erfolgte zunächst die Untersuchung knöcherner Zielvolumina. Die Dosisberechnung basierte auf diagnostischen CT-Datensätzen unter Verwendung einer für diese CTs bestimmten CT-zu-Dichte-Tabelle. Nach rigider Fusion von dCT mit pCT erfolgte die Dosisnachberechnung auf dem pCT. Untersucht wurden Unterschiede in der PTV-Dosisabdeckung sowie in der Schonung der Risikoorgane. Für den dCT-Plan wurde zusätzlich der Einfluss der verwendeten Dichtetabellen auf die Dosisberechnung analysiert.

Ergebnisse

Der dCT-Plan wurde sowohl mit individueller CT-zu-Dichte-Kalibrierung als auch mit der CT-zu-Dichte-Tabelle des pCT berechnet. Es zeigten sich geringe Unterschiede in den Dosen des Zielvolumens und der Risikoorgane. Mit steigender Materialdichte (z. B. Titan, Edelstahl) sind zunehmende Abweichungen zu erwarten. Der verkürzte Notfall-Behandlungsablauf mit Dosisberechnung auf dem dCT führte bei Nachberechnung desselben Plans auf dem pCT zu einer Unterdosierung des Zielvolumens. Dies spiegelt sich in den maximalen, mittleren und minimalen Dosen des Zielvolumens sowie in dem Konformitätsindex wieder. Zudem war die Dosisverteilung im Zielvolumen weniger homogen als im dCT-Plan (vgl. Abb. 2). Die Risikoorgane erhielten in diesem Szenario tendenziell höhere Dosen.

Zusammenfassung

Um in Notfallsituationen möglichst zügig bestrahlen zu können, untersucht diese Studie die Dosisunterschiede bei Dosisberechnung auf dCTs und pCTs um entscheiden zu können, ob ein verkürzter Behandlungsablauf klinisch vertretbar ist. Dabei zeigten sich keine relevanten Unterschiede zwischen verschiedenen CT-zu-Dichte-Kalibrierungen. Allerdings führte der angepasste Workflow bei Nachberechnung auf dem pCT zu einer Unterdosierung des Zielvolumens, geringerer Homogenität und tendenziell höherer Belastung der Risikoorgane.

Anhang

Abb. 1: Gegenüberstellung der strahlentherapeutischen Ketten für Notfallbestrahlungen: klassisch versus angepasst.

Abb. 2: Beispielhafte Darstellung der Dosisverteilung in transversaler Ebene bei Bestrahlung des linken Hüftknochens (Abb. a, b) und des 11. Brustwirbels (Abb. c, d) für eine Planung auf dem diagnostischen CT (Abb. a, c) und Dosisnachberechnung auf dem Planungs-CT (Abb. b, d).

Abb. 1

Klassischer Notfall-Behandlungsablauf:



Angepasster Notfall-Behandlungsablauf:

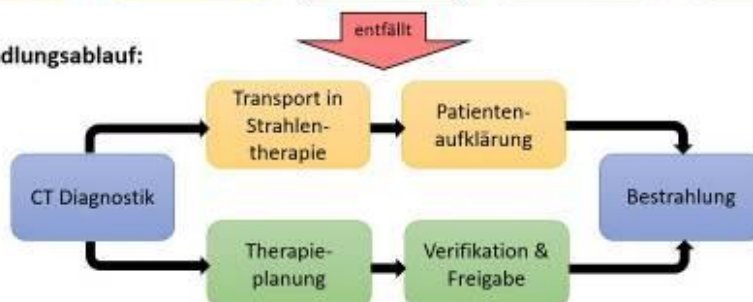
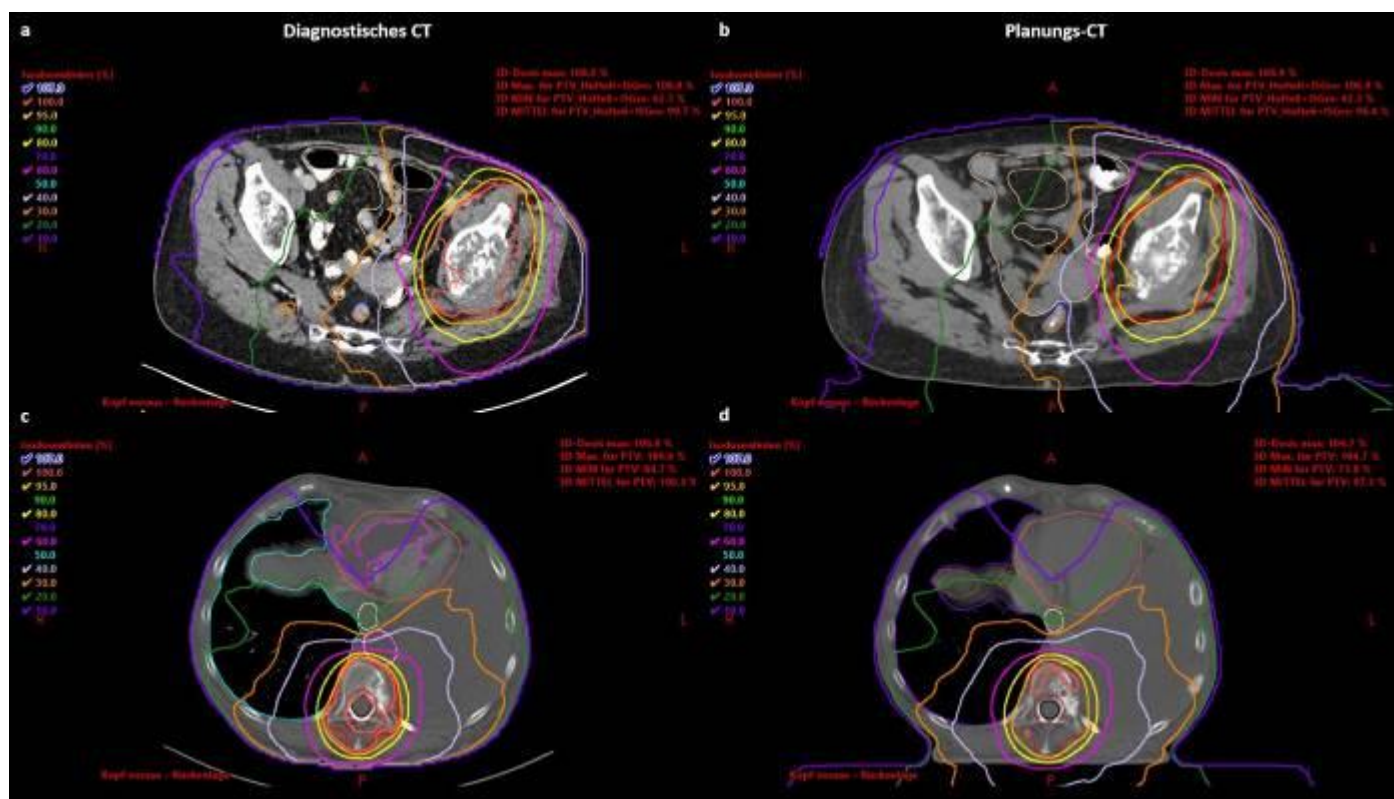


Abb. 2



PS08.02 Aufbereitung von jpg- oder bmp-Dateien zum Import in ein Planungssystem (TPS): Anwendungsfälle

R. Lösch¹, K. Graaf¹

¹ Klinikum St. Marien Amberg, Amberg, Deutschland

Einleitung

TPS können DICOM-Daten unterschiedlicher Herkunft (CT, MR, PET) importieren und verarbeiten. Manchmal werden Daten benötigt, die nicht als DICOM-Daten vorliegen. Mit einem MATLAB-Tool, erstellt unter Zuhilfenahme von CHAT-GPT, wurde die Möglichkeit geschaffen, ein jpg- oder bmp-Bild als CT-DICOM-Datensatz abzuspeichern (wir nennen das dann Pseudo-CT) und ins TPS zu importieren.

Material & Methoden

Eingesetzt wurde CHAT-GPT Version 5.3 zum Erzeugen des MATLAB-Tools. MATLAB ist in der Version 2014B im Einsatz. Das verwendete TPS ist RayStation 2024B. Der im Anwendungsfall 3 erzeugte Plan wurde für einen Elekta Harmony Pro berechnet und mit einem solchen abgestrahlt, das Ergebnis mittels eines GAFCHROMIC EBT3-Films dokumentiert.

Ergebnisse

Anwendungsfall 1: Planung gutartiger Bestrahlungen, Abb. 1: Bei "Entzündungsbestrahlungen" von Händen wird oftmals kein CT erstellt, sondern die Planung erfolgt auf Basis eines mit der Dichte von Wasser belegten Quaders im TPS, der die Hand simuliert. Wünschenswert ist es dennoch, die Feldform an die anatomischen Gegebenheiten anzupassen. Hierzu kann bei uns nun eine maßstäbliche Skizze angefertigt, eingescannt, mit dem MATLAB-Tool in ein Pseudo-CT verwandelt, ins TPS importiert und zur Formung der Feldapertur verwendet werden.

Anwendungsfall 2: Fusions-Bilder PET-CT: PET-CTs liegen in der Regel als registrierte CT- und PET-Serien vor, die zusammen ins TPS übernommen werden, dort mit dem Planungs-CT registriert und als Basis für die Bestrahlungsplanung verwendet werden. Manchmal gelingt es jedoch nicht, diese DICOM-Daten von einer mitbehandelnden Institution für Nuklearmedizin zu erhalten, man erhält lediglich "fusionierte PET-CT-Serien", die im wesentlichen jpg-Dateien sind. Unser MATLAB-Tool kann diese in ein Pseudo-CT verwandeln, welches sich ins TPS importieren lässt. Bezüglich der Orientierung und Skalierung der Schichten ist hier allerdings Vorsicht geboten.

Anwendungsfall 3: Dose-Painting, Abb. 2: Zu Demonstrationszwecken, wie feingliedrig eine Dosisverteilung gestaltet werden kann, wurde ein Graustufenbild in ein Pseudo-CT konvertiert, ins TPS importiert und dort in mehrere PTVs segmentiert. Ein IMRT-Plan (dynamische IMRT, 6Felder aus einer Einstrahlrichtung mit unterschiedlichen Kollimatorrichtungen) wurde erstellt, der - mit einer Maximumsdosis von 4Gy auf einen GAFCHROMIC-Film bestrahlt - das ursprüngliche Graustufenbild gut nachbildet.

Zusammenfassung

Unser MATLAB-Tool hat sich als ein brauchbares Werkzeug für die drei beschriebenen Anwendungsfälle herausgestellt. Im nächsten Schritt soll es auf Python portiert werden, da dieses Werkzeug auf dem TPS selber zur Verfügung steht.

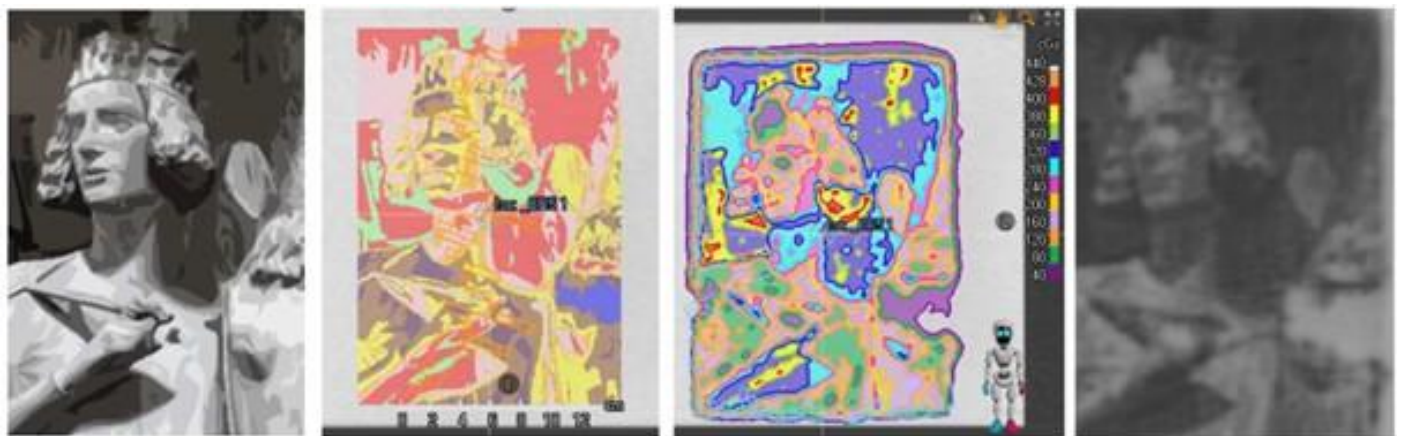
Abb. 1: vlnr.: Skizze einer Hand; Pseudo-CT im TPS; Bestrahlungsfeld

Abb. 2: vlnr.: Graustufenbild des Bamberger Reiters; mittels des Pseudo-CTS gewonnene Regionen im TPS; Dosisverteilung ; belichteter Film

Abb. 1



Abb. 2



PS08.03 Optimierung der Strahlenqualität durch Anpassung der Filterung zur Reduktion der Knochendosis in der kV-Röntgentherapie: Eine Monte-Carlo-Analyse am Beispiel eines Basalioms

B. Sari¹, A. Block^{1,2}

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

² Technische Universität Dortmund, Fakultät Physik, Dortmund, Deutschland

Einleitung

Eine wesentliche Limitation der kV-Röntgentherapie ist die erhöhte Knochendosis, da für Energien < 100 keV Knochengewebe ein Vielfaches mehr an Strahlung absorbiert als Weichgewebe (Hubbell 1982). Eine mögliche Reduktion der Knochendosis kann durch die Filterung der niederenergetischen Spektralanteile (Strahlaufhärtung) erreicht werden. Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung des Einflusses unterschiedlich aufgehärteter Spektren auf die Knochendosis mittels Monte-Carlo-basierter 3D-Planung für den Fall eines Basalioms auf der Schädelkalotte.

Material & Methoden

Ein In-House-Framework auf Basis des Simulationspakets EGSnrc wurde verwendet, um ein kommerzielles Röntgentherapiegerät zu modellieren und ein 60-kV-Spektrum sowie drei unterschiedlich gefilterte 100-kV-Spektren zu simulieren (Abb. 1). Die Dosisberechnung erfolgte auf einem CT-Datensatz mit einem definierten Planungszielvolumen (PTV), das teilweise die Kompakta des Schädels einschloss (Abb. 2). Die Analyse wurde mittels Python-basierter Auswertung von Dosis-Volumen-Histogrammen (DVHs) durchgeführt.

Abb. 1: Simulierte Röntgenspektren unterschiedlicher Härte.

Abb. 2: Dosisverteilung in einer CT-Schicht für 100 kV ($\varnothing$ 4 cm, SSD=30 cm). Die rote Struktur stellt das PTV dar (Normierung: Dosismaximum).

Ergebnisse

Mit zunehmender Strahlhärte zeigte sich für die 100-kV-Spektren eine deutliche Abnahme der maximalen Dosis in der Kompakta relativ zur Oberflächendosis (Abb. 3). In den DVHs spiegelten sich die unterschiedlichen Strahlhärten in einer klaren Reduktion hochdosierter Volumenanteile wider (Abb. 4). Während für das 60-kV-Spektrum relativ zum Mittelwert im PTV Dosisbeiträge von bis zu 280 % erreicht wurden, lagen diese für das härteste 100-kV-Spektrum bei etwa 230 %. Daraus resultiert bei einer Target-Mean-Verschreibung von 60 Gy eine Reduktion der Spitzendosen im Knochen von 170 Gy auf rund 140 Gy. Die erhöhte Tiefendosis härterer Spektren führte zu einer Mehrbelastung tiefer gelegener Strukturen, die insgesamt gering ausfiel. So blieben im Falle des härtesten 100-kV-Spektrums die mittleren Dosen im Schädelknochen und Gehirn unter 5 % bzw. 3 % der mittleren PTV-Dosis.

Abb. 3: Dosisverlauf entlang des Zentralstrahls für die 100-kV-Spektren (Normierung: Oberflächendosis).

Abb. 4: DVHs für das PTV (Normierung: Mittlere Dosis im PTV).

Zusammenfassung

Die Strahlaufhärtung durch Anpassung der Filterung bei konstanter Röhrenspannung stellt eine effektive Methode dar, um die maximale Knochendosis in der kV-Röntgentherapie zu reduzieren. Insbesondere im Bereich des Übergangs von Weichgewebe zur Kompakta fällt die Dosisüberhöhung bei härteren Spektren deutlich geringer aus, wodurch das Risiko strahleninduzierter Knochenschäden gesenkt werden kann. Eine weiterführende Optimierung der Filterung, beispielsweise durch zusätzliche Filtermaterialien, wird künftig mit dem vorgestellten Ansatz untersucht.

PS08.04 Analyse fraktioneller Volumenveränderungen und dosimetrischer Effekte als Grundlage für KI-gestützte Re-Planungsentscheidungen beim Analkarzinom – Ein Vergleich von CT- und CBCT-Daten

H. Kenfack Difo^{1,2,3}, K. Zink^{4,1,2,5}, S. Adeberg^{1,2,3,5}, A. Gawish^{1,2,3,5}, N. Recknagel^{1,2,3}, F. Ubrich¹

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

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

³ Philipps-Universität Marburg, Marburg, Deutschland

⁴ Technische Hochschule Mittelhessen (THM), Gießen, Deutschland

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

Hintergrund und Zielsetzung

In der bildgeführten Strahlentherapie ist eine präzise, patientenspezifische Dosisabgabe entscheidend. Die adaptive Strahlentherapie berücksichtigt interfractionelle anatomische Veränderungen, wie tägliche Variationen von Blase und Darm oder langfristige Veränderungen wie Gewichtsverlust und Tumorschrumpfung, die die Dosisverteilung beeinflussen können. Tägliche CBCT-Aufnahmen liefern aktuelle anatomische Daten und ermöglichen die Bewertung dieser Veränderungen.

Diese Studie untersuchte retrospektiv den Einfluss fraktioneller anatomischer Veränderungen, insbesondere eines sarkopeniebedingten Volumenverlusts, auf die Zielvolumenabdeckung und die Dosisverteilung beim Analkarzinom und bewertete die Eignung CBCT-basierter Dosisberechnungen für eine adaptive Re-Planung. Ziel ist die Entwicklung KI-basierter neuronaler Netzwerke, um schnell beurteilen zu können, ob eine Neuberechnung der Dosis erforderlich ist. Dadurch sollen die Behandlungssicherheit verbessert sowie Planungsränder und Nebenwirkungen potenziell reduziert werden. Das übergeordnete Ziel ist es, klinischem Personal ein zuverlässiges Entscheidungsunterstützungssystem für die tägliche Planung bereitzustellen.

Methoden und Materialien

In dieser retrospektiven Studie wurden Planungs-CTs und fraktionelle CBCT-Daten von 34 Patienten mit Analkarzinom analysiert. Fraktionelle Volumenveränderungen des klinischen Zielvolumens (CTV), der Blase und der Muskulatur wurden statistisch ausgewertet.

CBCT-basierte Dosisberechnungen wurden nach einer Kalibrierung der Hounsfield-Einheiten (HU) auf Elektronendichte durchgeführt und mit den Ergebnissen der Planungs-CTs hinsichtlich der CTV-Dosisabdeckung, $\Delta D95\%$, $\Delta D98\%$ und DVH-Parametern verglichen. Die Strahlentherapie wurde mittels VMAT durchgeführt.

Ergebnisse

Im Verlauf der Therapie wurden fraktionelle Volumenveränderungen des CTV, der Blase und der Muskulatur beobachtet, wobei insbesondere muskuläre Veränderungen auf eine therapiebedingte Sarkopenie hinweisen.

Die Analyse zeigte patientenspezifische, teils deutliche fraktionelle Unterschiede. CBCT-basierte Dosisberechnungen waren nach HU-zu-Elektronendichte-Kalibrierung durchführbar und zeigten relevante Abweichungen in der CTV-Dosisabdeckung im Vergleich zum Planungs-CT, insbesondere für $\Delta D95\%$ und $\Delta D98\%$. Dabei wurden sowohl fraktionelle Über- als auch Unterdosierungen festgestellt.

Zusammenfassung

Während der Strahlentherapie verändern sich Tumor, Blase und Muskulatur, was die Dosisverteilung beeinflusst. BCT-Daten zeigen teils deutliche Abweichungen vom ursprünglichen Bestrahlungsplan. Der Einsatz von KI zur effizienten Erkennung notwendiger Plananpassungen befindet sich derzeit in Entwicklung.

Abb. 1

Anhang

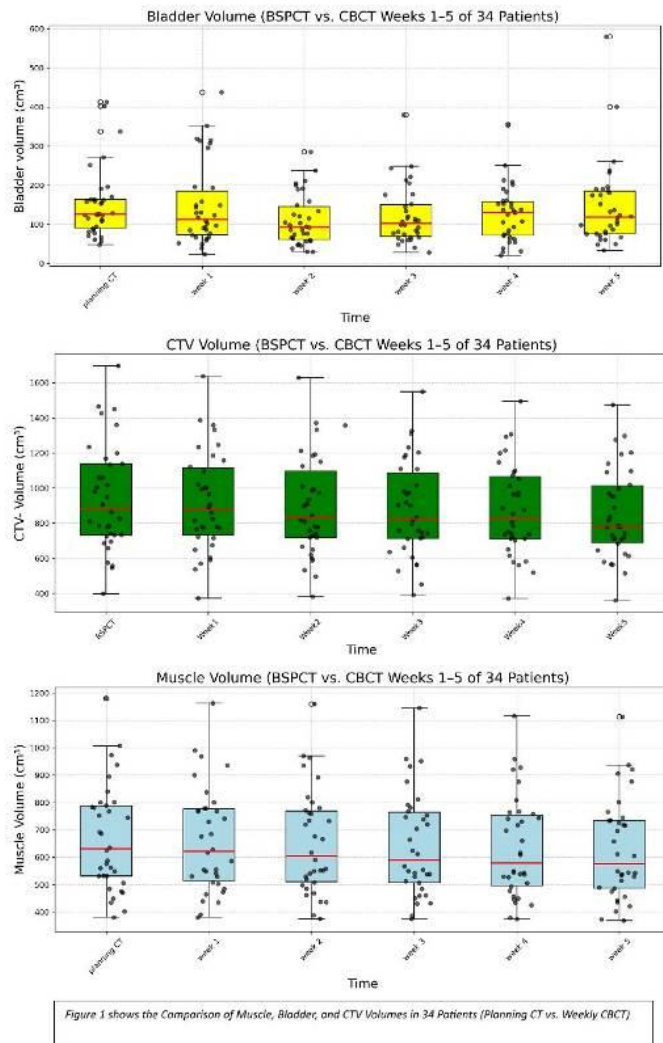


Abb. 2

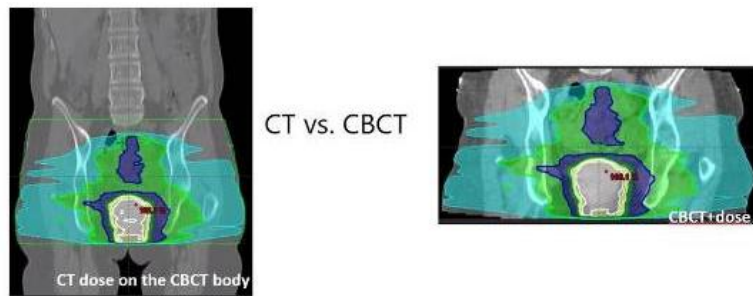


Figure 2 shows how the dose was calculated. The body from the CBCT was copied onto the CT in order to calculate the dose only for this area and to make a proper comparison.

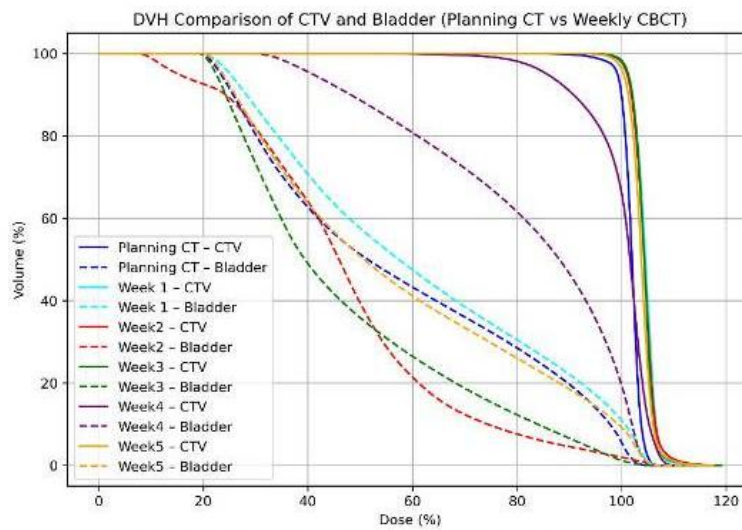


Figure 3 presents a DVH analysis of a single patient comparing the planning CT with the weekly CBCT scans for the CTV and the bladder. In weeks 4, an overdose to the bladder can be observed, which led to an underdosage of the CTV. This occurred because the bladder was completely empty on the day of treatment.

PS08.05 Dosimetrische Überprüfung der Dosisakkumulation bei online-adaptiver Beckenbestrahlung

J. Niedling¹, N. Chabo², S. Wegener^{1,2}

¹ Universitätsklinikum Würzburg, Würzburg, Deutschland

² Hochschule RheinMain, Fachbereich Ingenieurwissenschaften, Rüsselsheim, Deutschland

Einleitung

Anatomische Veränderungen werden in der online-adaptiven Strahlentherapie durch eine tagesaktuelle Anpassung des Bestrahlungsplans berücksichtigt. Die Dosisverteilung der einzelnen Fraktionen wird anschließend mittels Deformationsvektorfeldern, üblicherweise bezogen auf die Planungs-CT, akkumuliert. Die klinische Verwendung dieser Information ist jedoch nur eingeschränkt möglich, da die Dosisakkumulation nicht ausreichend zuverlässig ist [1, 2]. Vorgestellt wird ein Verfahren zur Überprüfung der Dosisakkumulation mittels Punktdosismessungen im Kontext der adaptiven Strahlentherapie.

Material & Methoden

Der Aufbau bestand aus einer 3D-gedruckten Prostata und einem mit Salzwasser gefüllten Ballon (ca. 500 ml) als Blase, umgeben von Wasser. Auf der Blasenoberfläche wurden zwölf OSL-Dosimeter so verteilt, dass sowohl Hoch- als auch Niedrigdosisbereiche erfasst wurden (Abb. 1). Als Planungs-CT wurde ein CBCT aufgenommen. Die Prostata wurde als CTV konturiert (PTV = CTV + 0,8 cm kranial/kaudal; 2,75 Gy pro Fraktion), der Ballon als Blase. Anschließend wurden ca. 100 ml Wasser aus der Blase entfernt und am Varian Ethos 2.0 mit Hypersight-Bildgebung ein adaptierter Plan erstellt und bestrahlt. Die berechnete Dosis des adaptiven Plans, die auf die Planungs-CT akkumulierte Dosis und die gemessene Dosis wurden verglichen.

Abb. 1 Geometrie des Messphantoms: (A) 3D-Darstellung (B) CT

Ergebnisse

Im Hochdosisbereich zeigten Messung, CBCT-Berechnung und auf das Planungs-CT akkumulierte Dosis eine sehr gute Übereinstimmung (Tab. 1). Im Bereich des Dosisgradienten, in dem auch die größte geometrische Änderung des Ballons auftrat, wurden größere Abweichungen und hohe Standardabweichungen beobachtet, insbesondere bei der Akkumulation. Im Niedrigdosisbereich traten die größten Unterschiede zwischen Berechnung und Messung auf.

Tab. 1 Dosisvergleich (Mittelwerte und Standardabweichung)

Zusammenfassung

Ein Verfahren zur Überprüfung der Dosisakkumulation mittels Punktdosimetrie bei online-adaptiven Bestrahlungen an einem einfachen anatomischen Modell wurde implementiert und exemplarisch durchgeführt. Die Dosisakkumulation zeigte im Hochdosisbereich eine gute Übereinstimmung mit Messungen. Insbesondere im Bereich ausgeprägter Dosisgradienten konnten deutliche Abweichungen zwischen akkumulierten und gemessenen Dosen festgestellt werden. Dies weist auf Unsicherheiten der Dosisakkumulation bei geometrischen Änderungen hin, die mittels des vorgestellten Verfahrens nun herausgearbeitet werden sollen.

Quellen

[1] *J Appl Clin Med Phys*, 2025. **26**(7): p. e70160

[2] *Adv Radiat Oncol*, 2023. **8**(3): p. 101138.

Abb. 1

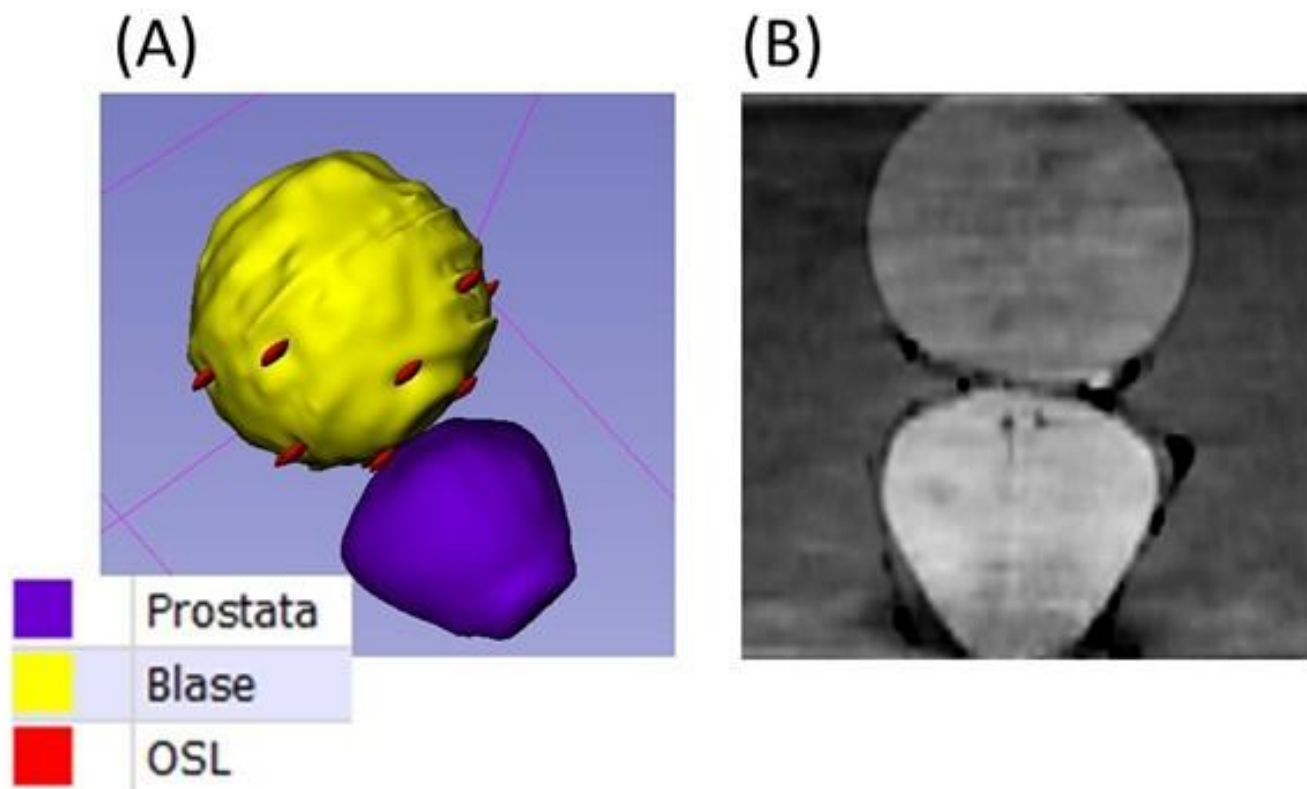


Abb. 2

Tab. 1 Dosisvergleich (Mittelwerte und Standardabweichung)			
Dosisbereich	Berechnung/Messung	Akkumulation/Messung	Akkumulation/ Berechnung
> 2,75 Gy (n = 3)	1,004 ($\pm 0,016$)	1,003 ($\pm 0,008$)	0,999 ($\pm 0,013$)
0,5 – 2,2 Gy (n = 4)	0,972 ($\pm 0,085$)	0,870 ($\pm 0,143$)	0,907 ($\pm 0,198$)
< 0,22 Gy (n = 5)	0,904 ($\pm 0,058$)	0,954 ($\pm 0,197$)	1,057 ($\pm 0,216$)

PS08.06 Vergleich der mittels CBCT festgestellten Korrekturen nach Lagerung eines Patienten mit oberflächengeführter Strahlentherapie (SGRT) bzw. mit Einstellung nach Markierungen und 3-Ebenen-lasern (3EL)

R. Lösch¹, L. Leonhardt^{1,2}

¹ Klinikum St. Marien Amberg, Amberg, Deutschland

² OTH Amberg-Weiden, Weiden, Deutschland

Einleitung

SGRT-Systeme finden zunehmend Eingang in die Strahlentherapie. Dieser Schritt wird bei uns derzeit durchgeführt. Dabei wurde die Präzision der Lagerung (vormals 3EL, jetzt SGRT) evaluiert. Als Referenz für die Positionierung dienten CBCT-Aufnahmen: aus den darin erkennbaren erforderlichen Korrekturen kann auf die Präzision der Lagerung mit der gewählten Methode geschlossen werden. Im Fokus dieser Arbeit stehen die Entitäten Mamma und Wirbelsäule (WS).

Material & Methoden

2025/26 wurden die Beschleuniger (Elekta Synergy mit LAP-3EL) durch Elekta VersaHD bzw. Harmony ersetzt. Entsprechend wurde die Lagerungsmethode von 3EL auf SGRT (VisionRT) geändert.

Das untersuchte Kollektiv umfasste insgesamt 80 Patienten (595 Fraktionen(fx)). Aufgeteilt war die Gruppe in SGRT (Mamma: 30 Pat./260 fx; WS: 20 Pat./115 fx) sowie 3EL (Mamma: 15 Pat./100 fx; WS: 15 Pat./120 fx).

Laterale, longitudinale, vertikale und Gesamt-Translationswerte wurden in Excel zusammengeführt. Um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten, erfolgte eine Schwellenwertanalyse. Hierbei wurde die relative Häufigkeit von Abweichungen berechnet, die die Werte von 1cm, 2cm und 3cm überschreiten. Dieses Verfahren erlaubt eine statistische Bewertung der Präzision der Methoden.

Ergebnisse

Die Auswertung zeigt deutliche Unterschiede in der Lagerungspräzision abhängig von der Entität:

- Mamma: Bei der Präzision liegen SGRT (8,3% > 1cm) und die 3EL (7,3% > 1cm) auf einem vergleichbaren Niveau. Das SGRT-System profitiert hier von der markanten Oberflächentopografie und der Nähe des PTV zur Haut.
- WS: Hier zeigt sich eine klare Diskrepanz. Während die 3EL-Lagerung eine ähnliche Präzision 7% (>1cm) zeigt, scheint die SGRT weniger präzise (16,2% >1cm mit Ausreißern >3cm). Ein Zusammenhang mit der Leibesfülle der Patienten ist allerdings erkennbar. Trotz dieser vermeintlichen geometrischen Grenzen bietet SGRT Vorteile. Das System ermöglicht eine markierungslose, zeitsparende Lagerung. Es erlaubt ein automatisiertes DIBH und steigert die Patientensicherheit durch die Bewegungserkennung während der Bestrahlung. Für WS-Bestrahlungen scheint eine 3EL-Positionierung (oder eine tägliche CBCT-Kontrolle) mit unserem Kenntnisstand derzeit jedoch das genauere Verfahren zu sein

Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass die Präzision von SGRT stark von der Geometrie und Lage des Zielvolumens im Körper abhängt. Während SGRT bei oberflächennahen Entitäten überzeugt, zeigt es bei tischnahen Lokalisationen Limitationen. SGRT ist scheinbar kein universeller Ersatz für klassische Methoden. Zukünftige Analysen werden neben den Translationsfehlern auch die Rotationswerte untersuchen, um die Genauigkeit in allen sechs Freiheitsgraden abschließend zu bewerten. Außerdem sind weitere Entitäten zu untersuchen.

PS08.07 Bestimmung der Bildgebungs-dosis verschiedener CBCT-Protokolle an einem Linearbeschleuniger mittels OSL-Dosimetern in einem anthropomorphen Phantom

I. Chabo¹, S. Weick², S. Wegener^{2,1}

¹ Hochschule RheinMain, Ingenieurwissenschaften, Rüsselsheim, Deutschland

² Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Würzburg, Deutschland

Einleitung

In der bildgeführten Strahlentherapie (IGRT) wird die Cone-Beam-Computertomographie (CBCT) routinemäßig zur Patientenpositionierung eingesetzt. Durch wiederholte Bildgebung während eines Behandlungszyklus entsteht eine zusätzliche Strahlenexposition. Ziel dieser Arbeit war die experimentelle Bestimmung von Organdosen und effektiven Dosen für verschiedene klinische CBCT-Protokolle eines Linearbeschleunigers.

Material & Methoden

Die Dosismessungen wurden mit 17 optisch stimulierten Lumineszenz-Dosimetern (OSL) in einem anthropomorphen weiblichen Alderson-Phantom durchgeführt. Untersucht wurden mehrere klinisch verwendete CBCT-Protokolle eines Elekta Synergy Linearbeschleunigers für die Kopf-, Thorax- und Beckenregion. Dosiswerte der Messpunkte wurden den benachbarten Organen zugeordnet und unter Verwendung der Gewebewichtungsfaktoren der ICRP-Publikation 103 die effektiven Dosen berechnet.

Ergebnisse

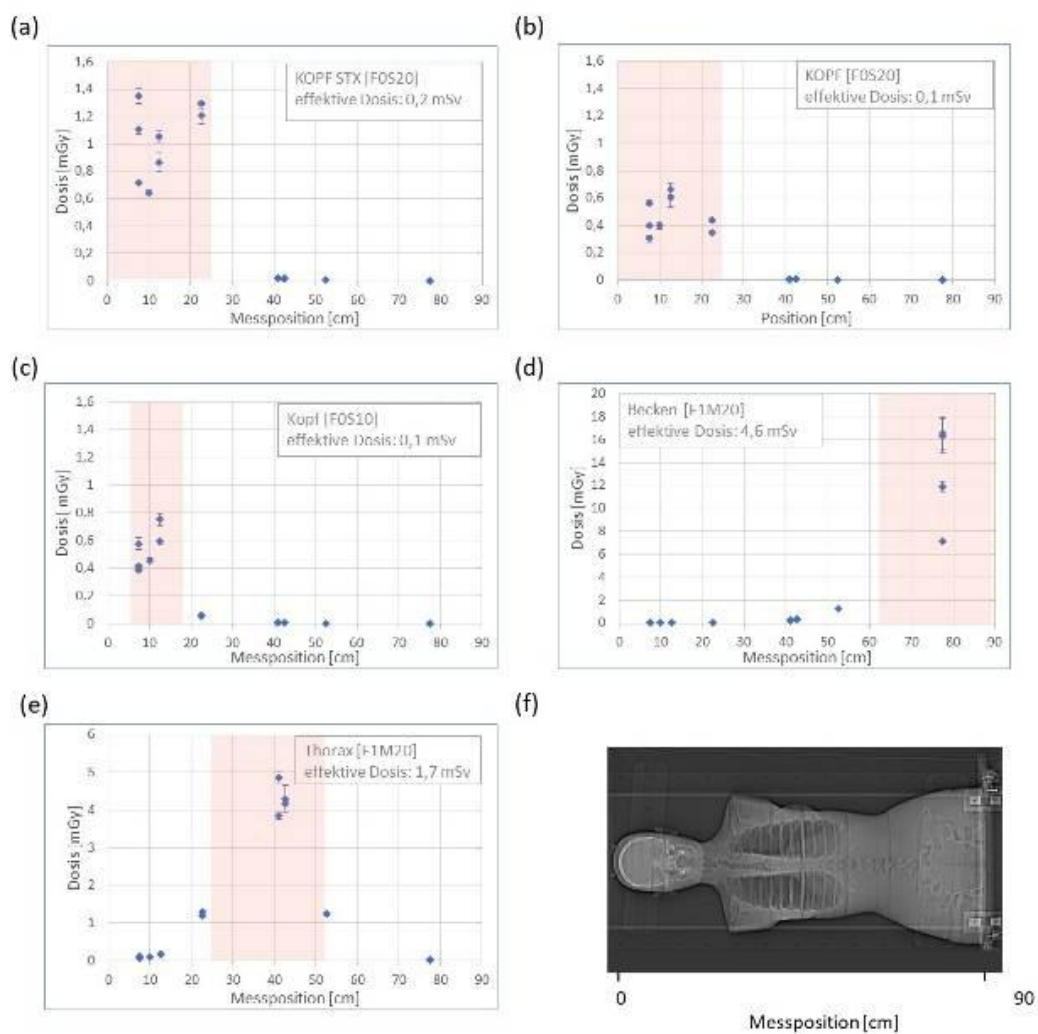
Die gemessenen Dosen zeigten deutliche Unterschiede zwischen den untersuchten anatomischen Regionen und Aufnahme-protokollen (Abbildung 1). Dabei zeigte das Protokoll mit vollständiger 360°-Rotation (Kopf STX [F0S20]) höhere Dosen als die beiden Kopf-Protokolle mit Teilrotation über 200°. Für Kopfprotokolle wurden effektive Dosen von etwa 0,1–0,2 mSv pro Scan bestimmt. Für das Thoraxprotokoll ergab sich eine effektive Dosis von etwa 1,7 mSv pro Scan, während beim Beckenprotokoll mit 4,6 mSv pro Scan die höchsten Werte bestimmt wurden.

Zusammenfassung

Die Bildgebungs-dosis durch CBCT hängt stark von der untersuchten Körperregion und den verwendeten Scanparametern ab. Während Kopfprotokolle nur eine geringe zusätzliche Strahlenexposition verursachen, führen Thorax- und insbesondere Beckenprotokolle zu deutlich höheren effektiven Dosen. Bei wiederholter Anwendung im Rahmen der IGRT kann sich diese Bildgebungs-dosis über den Behandlungsverlauf akkumulieren. Eine optimierte Auswahl der CBCT-Protokolle ist daher wichtig, um die zusätzliche Strahlenexposition möglichst gering zu halten.

Abbildung 1: Gemessene Dosis entlang der Phantomlängsachse pro Aufnahme für CBCT-Protokolle: (a) F0S20 Kopf STX, (b) F0S20 Kopf HNO, (c) F0S10 Kopf HNO, (d) F1M20 Becken und (e) F1M20 Thorax. (f) Frontalebene eines CBCT des Messphantoms. Der entsprechende CBCT-Bildgebungsbereich ist farbig hinterlegt.

Abb. 1



Psychophysik in der Audiologie: Methodik

AU02.01 Optimierung psychoakustischer und audiologischer Messverfahren für mobile, selbstgesteuerte Hördiagnostik

L. Schell-Majoor¹, C. Xu¹, B. Kollmeier¹

¹ Carl von Ossietzky Universität, Medizinische Physik & Exzellencluster Hearing4All, Oldenburg, Deutschland

Einleitung

Mobile, selbstgesteuerte psychometrische Verfahren können einen niedrighschwelligen Zugang zu Hördiagnostik schaffen und dabei helfen, größere Datensätze mit diversen Versuchspersonenkollektiven für die Audiologie zu gewinnen. Etablierte Messverfahren aus dem Labor zeigen jedoch unzureichende Robustheit gegenüber Unzulänglichkeiten der Messbedingungen im täglichen Leben auf, sodass Modifikationen erforderlich sind, die hier vorgestellt und getestet werden.

Material & Methoden

Hörschwellen wurden mit dem Single-Interval-Up-Down-Verfahren (SIUD) [1] oder mit seiner Weiterentwicklung, dem Graded Response Bracketing (GRaBr) [2] ermittelt. Die adaptive kategoriale Lautheitsskalierung (ACALOS) wurde für eine verbesserte Abschätzung der Hörschwelle erweitert (reinforced ACALOS). Mit dem internationalen Matrix Sentence Test (MST) steht zudem ein pegelunabhängiger Sprachtest zur Verfügung, der ebenso wie klassische Tone-in-Noise-Detection-Paradigmen (TiN) als mobiles und nutzergesteuertes Diagnostikverfahren implementiert und getestet wurde.

Ergebnisse

Die modifizierten Messverfahren für die mobile und nutzergesteuerte Anwendung wurden validiert und mit verschiedenen Methoden verglichen: GRaBr hat sich zur Messung absoluter Hörschwellen anhand von Simulationen als besonders robust gegenüber reduzierter Aufmerksamkeit des Nutzers gezeigt [2]. Für ACALOS und SIUD wurde die Nutzbarkeit als selbstgesteuerte Messung ohne Supervision bestätigt [3,4]. Eine hohe Reliabilität und Validität wurde außerdem für den MST bei Nutzung individueller, unkalibrierter Hardware gezeigt [5,6]. Ergebnisse von TiN-Messungen zeigten hingegen gemischte Ergebnisse, die weitere Untersuchungen erfordern [6].

Zusammenfassung

Dieser Beitrag gibt einen Überblick über den Einsatz verschiedener audiologischer bzw. psychoakustischer Methoden in selbstgesteuerten, mobilen Messungen. Potenziale und Herausforderungen werden für unterschiedliche Anwendungsfälle diskutiert und es erfolgt ein Ausblick auf weitere Forschungsarbeiten.

Referenzen

- [1] Lecluyse, W. & Meddis, R.: A simple single-interval adaptive procedure for estimating thresholds in normal and impaired listeners. The Journal of the Acoustical Society of America, 2009.
- [2] Xu, C. et al.: How Does Inattention Influence the Robustness and Efficiency of Adaptive Procedures in the Context of Psychoacoustic Assessments via Smartphone? Trends in Hearing, 2024.
- [3] Xu, C. et al: Development and verification of non-supervised smartphone-based methods for assessing pure-tone thresholds and loudness perception. International Journal of Audiology, 2024.
- [4] Saak, S. et al.: Comparison of user interfaces for measuring the matrix sentence test on a smartphone. International Journal of Audiology, 2025.
- [5] Schwarz, T. et al.: The german matrix sentence test via a remote platform using uncalibrated consumer hardware. ISAAR 2025.
- [6] Dietz, M. et al.: Can large scale web-based hearing-in-noise-tests foster epidemiologic audiology? ISAAR 2025.

AU02.02 Einsatz von modifizierten MUSHRA-Verfahren zur Bewertung der subjektiven Qualität des Musikhörens bei CI-Nutzern

M. Bandeira¹, S. Kreuz¹, F. Krevet¹, T. Weißgerber¹

¹ Universitätsklinikum Frankfurt, Audiologische Akustik / KHNO, Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung

Die Indikation zu einer Versorgung mit Cochlea-Implantat (CI) hat sich in den letzten Jahren deutlich erweitert, sodass zunehmend auch Patienten mit vorhandenem Restgehör ein Cochlea-Implantat erhalten. Während das Sprachverstehen in ruhiger Umgebung häufig zufriedenstellend ist, bleibt das Sprachverstehen im Störgeräusch und die für den Genuss von Musik wichtige Wahrnehmung von Frequenzunterschieden weiterhin eingeschränkt. In dem Beitrag werden die Ergebnisse verschiedener Studien vorgestellt, in denen die subjektive Klangqualität bzw. der Genuss von Musik bei Menschen mit Cochlea-Implantat untersucht wurde.

Material und Methoden

Zur Untersuchung des Musikgenusses wurde ein modifizierter MUSHRA-Test (Multiple Stimuli with Hidden Reference and Anchor) bei Musikstücken verschiedener Genres sowie bei einer Sprachaufnahme eingesetzt. In verschiedenen Studien wurden bzw. werden derzeit Daten an CI-Patienten mit einseitiger Taubheit (SSD), beidseitiger CI-Versorgung und elektrisch-akustischer Stimulation (EAS) erhoben und mit Normalhörenden verglichen. Zusätzlich nahmen normalhörende Probanden (NH) an den Studien teil, bei denen das Hören mit CI bzw. EAS mithilfe eines Vocoders simuliert wurde.

Ergebnisse

Bei SSD-Patienten führte die zusätzliche Nutzung des CI zu einer signifikanten Verbesserung der wahrgenommenen Klangqualität von Musik und Sprache im Vergleich zum alleinigen Hören über das normalhörende Ohr ($p < 0,001$). Eine zu geringe Lautstärke der CI-Stimulation verschlechterte hingegen die subjektive Klangqualität. Der Gewinn in der Hörqualität durch binaurales kombiniertes elektrisches und akustisches Hören konnte bei NH-Probanden mit simuliertem SSD-CI-Hören nicht repliziert werden. Die Datenerhebung in der bilateralen CI-Gruppe und der EAS-Gruppe ist noch nicht abgeschlossen, hier soll die Wirkung der kombinierten elektrischen und akustischen Stimulation auf den Musikgenuss erfasst werden.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen, dass sich der modifizierte MUSHRA-Test als geeignetes und praktikables Instrument zur Erfassung der subjektiven Klangqualität und des Musikgenusses bei CI-Nutzern erweist. Gleichzeitig wird jedoch deutlich, dass nicht immer eindeutig identifiziert werden kann, welche spezifischen Höreigenschaften (z. B. Klangfarbe oder Räumlichkeit) von den Probanden tatsächlich beurteilt werden. Dies sollte bei der Auswahl der Stimuli sowie bei der Gestaltung der Versuchsanleitung entsprechend berücksichtigt werden.

AU02.03 Redundanzen in der klinischen Audiometrie

U. Hoppe¹, A. Hast¹, F. Digeser¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Audiologie / HNO, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Audiometrische Testverfahren dienen nicht nur der spezifischen Hördiagnostik, sondern haben teilweise auch das Ziel, die Ergebnisse anderer psychometrischer Verfahren zu überprüfen. So lassen sich z.B. die Ergebnisse der Sprachaudiometrie in Ruhe oder die Ergebnisse der Stimmgabeltests weitgehend aus dem tonaudiometrischen Hörverlust vorhersagen. Abweichungen deuten auf Aggravation, Simulation oder ggf. auf eine seltene Form der Schwerhörigkeit hin. Zur Erkennung solcher Abweichungen ist die Kenntnis der Prävalenzen erforderlich.

Material und Methoden

Aus einer klinischen Datenbank wurden die ton- und sprachaudiometrischen Daten von 7131 Patienten extrahiert. Alle Patienten waren zum Zeitpunkt der Untersuchung über 18 Jahre alt, haben sich einer vollständigen Ton- und Sprachaudiometrie für das linke und das rechte Ohr unterzogen und litten an einer Schallempfindungsschwerhörigkeit. Die audiometrischen Untersuchungen fanden in der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Erlangen statt und wurden nach entsprechenden ISO Normen mit dem Audiometer aufgezeichnet und in der Datenbank des Klinikums gespeichert.

Ergebnisse

Die größte Korrelation zwischen der tonaudiometrischen Schwelle und dem Hörverlust für Zahlwörter ergab sich für den Mittelwert der Testfrequenzen 250, 500 und 1000 Hz. Dieser Zusammenhang lässt sich durch $y = 0,98x + 3,14$ für das linke Ohr und $y = 0,98x + 2,43$ für das rechte Ohr beschreiben. Die Korrelation nimmt mit zunehmenden Hörverlust ab. Bei Hörverlusten von über 80 dB ergeben sich Abweichungen von über 10 dB.

Schlussfolgerung

Der Zusammenhang zwischen Ton- und Sprachaudiometrie ist bei geringen Hörverlusten sehr gut und nimmt mit zunehmenden Hörverlust ab. Zur Identifikation von auffälligen Befunden sollte bei Hörverlusten von 0-20 dB die kritische Differenz von 5 dB, bei Hörverlusten von 20-80 dB eine kritische Differenz von 10 dB gewählt werden. Oberhalb von 80 dB Hörverlust ist der Zusammenhang nur grob, so dass nur extreme Unterschiede von mehr als 20 dB als auffällig gewertet werden sollten.

AU02.04 Automatisierte Erhebung psychoakustischer Kennwerte

K. Kogel¹, T. Günther¹, F. Schattke¹, M. Hey¹

¹ Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Audiologie, Kiel, Deutschland

Ein Faktor bei der Anpassung von Cochlea-Implantaten (CI) stellt die Bestimmung der C-Werte dar [1]. Dies erfolgt meist durch eine Lautheitsskalierung, bei der die Lautheit auf einer Skala von *nicht gehört* bis *zu laut* bewertet wird [1]. Dabei soll die Ladungsmenge bestimmt werden, die als *mittellaut* wahrgenommen wird. Für die Bestimmung der elektrischen Hörschwelle mit CI (T-Level) gibt es keine allgemein genutzte Methode. Oftmals wird eine feste Dynamik von 40 CL verwendet [2]. Ein Vorschlag zur individuellen Bestimmung der T-Level wurde von Plesch et al. [3] eingeführt.

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines automatisierten Verfahrens zur Bestimmung der Wahrnehmungsschwelle und eines mittellauten Höreindrucks. Im Unterschied zur adaptiven Lautheitsskalierung nach Brand & Hohmann [4] soll nicht das gesamte Hörfeld bestimmt werden, sondern lediglich eine mittlere Lautheit. Zur Ermittlung der Wahrnehmungsschwelle soll auf Basis der Arbeit von Plesch et al. [3] ein Algorithmus entwickelt werden. Um diese Verfahren methodisch abzusichern, wurden sie in einem ersten Realisierungsschritt akustisch an Normalhörenden getestet.

Für die automatisierte Erhebung der psychoakustischen Zielgrößen wurde eine Tablet-App erstellt. Die genutzten Frequenzbereiche orientieren sich an den Frequenzbändern eines Cochlear-CI (Elektroden 22, 16, 11, 6 und 1). Zur Ermittlung der mittleren Lautheit wird mehrfach schrittweise bis *laut* erhöht und anschließend wieder bis *leise* reduziert. Die Bestimmung der T-Level wurde mittels adaptiven Paradigmas durch Erhöhen oder Absenken des Pegels gesteuert, bis die Signalfolge gerade so detektierbar war. Eine Pilotierung erfolgte mit normal- bis leichtgradig schwerhörenden Personen.

Die Instruktionen der App waren gut verständlich und umsetzbar. Erste Ergebnisse weisen darauf hin, dass die mittlere Lautheit und die Detektionsschwelle reliabel mittels App erhebbar sind.

Die Bestimmung der C- und T-Level mithilfe eines Tablets kann Personal entlasten. Individuelle Parameter der CI-Einstellung könnten so ohne Zeitdruck zuverlässig bestimmt werden. Eine Datenerhebung mit CI-Träger:innen ist geplant. Die akustische Stimulation soll über Bluetooth-Streaming zum Sprachprozessor erfolgen.

Literatur

- [1] Müller-Deile, J. (2010). Anpassung von Cochlea-Implantat-Sprachprozessoren. *Sprache· Stimme· Gehör*, 34(04), 200-209.
- [2] Botros, A., Banna, R., & Maruthurkkara, S. (2013). The next generation of Nucleus® fitting: A multiplatform approach towards universal cochlear implant management. *International Journal of Audiology*, 52(7), 485–494.
- [3] Plesch, J., Ernst, B. P., Strieth, S., & Rader, T. (2019). A psychoacoustic application for the adjustment of electrical hearing thresholds in cochlear implant patients. *PLoS One*, 14(10), e0223625.
- [4] Brand, T., & Hohmann, V. (2002). An adaptive procedure for categorical loudness scaling. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 112(4), 1597-1604.

Bildqualität und Multi-Energy-Bildgebung

AS07.02 Quantifizierung des Kontrastes in Mammogrammen

M. Anton¹, F. Mauter¹, M. Reginatto¹

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

Einleitung

In der Röntgenbildgebung stellen moderne Rekonstruktions- und Nachbearbeitungsverfahren eine Herausforderung für die quantitative Bewertung der Bildqualität (BQ) dar. Die PTB entwickelt BQ-Parameter, die aus der diagnostischen Aufnahme berechnet werden können. Derzeit werden 11 Parameter verwendet [1], für Kontrast, Schärfe, Rauschen [2] und Rauschtextur [3]. Drei Parameter sind dabei für den Kontrast erforderlich.

Material & Methoden

Zur Berechnung lokaler Kontrastwerte wird ein Bildbereich (ROI) in Blöcke der Größe 32x32 px unterteilt. Zur Vergleichbarkeit werden die Grauwerte je ROI auf das Intervall [0,1] reskaliert. Für jeden Block wird mittels Otsu-Verfahren eine Segmentierung durchgeführt. Dadurch kann ein mittlerer Grauwertabstand (MBD) berechnet werden. Zudem werden der lokale Grauwertebereich (R) sowie die Grauwertbereichsabdeckung (GVC) aus der relativen Entropie des Grauwertistogramms berechnet. Mit Hilfe einer Wavelet-basierten Gewichtung werden die Blöcke in "strukturiert" und "nicht strukturiert" klassifiziert [1]. Eine zusammenfassende Kennzahl ist der Median jeder Größe über alle strukturierten Blöcke mit seiner 95% Überdeckungswahrscheinlichkeit [4]. Die Ergebnisse für unbearbeitete Mammogramme (*for processing*) werden mit denen nachbearbeiteter Bilder (*for presentation*) verglichen, um den Effekt zweier unterschiedlicher Nachbearbeitungsverfahren (P1 und P2) zu quantifizieren.

Ergebnisse

Die gezeigten bearbeiteten ROIs (Abb.1 Mitte und Rechts) sind im Mittel dunkler als das unbearbeitete (Abb.1 Links). Sowohl R als auch MBD werden durch beide Nachbearbeitungsverfahren deutlich erhöht, für P2 um etwa das zweieinhalbfache. Nur P2 verändert die Grauwertabdeckung GVC, was Details besser hervorhebt.

Zusammenfassung

Wir zeigen, wie sich Kennzahlen für den Kontrast direkt aus Mammogrammen ableiten lassen. Kontrast-Unterschiede zwischen verschiedenen Bearbeitungsstufen können so quantifiziert werden.

Abb.1: Mammogramm, ROI 1024 x 1024 px. Links *for processing*; Mitte P1; Rechts P2

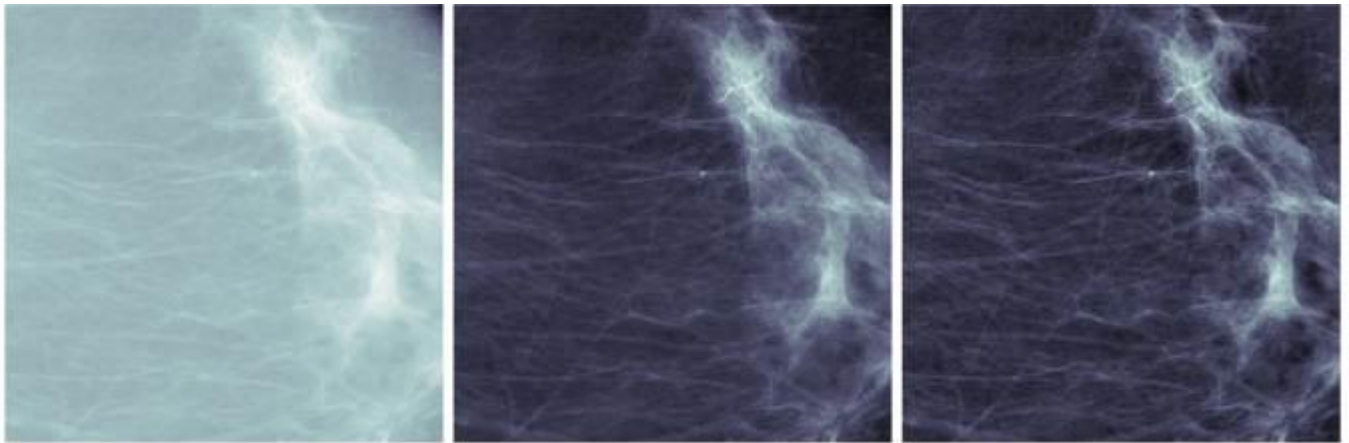
	Grauwert	R	MBD	GVC
<i>for processing</i>	0.716 ± 0.003	0.096 ± 0.002	0.027 ± 0.001	0.765 ± 0.004
P1	0.274 ± 0.007	0.193 ± 0.005	0.054 ± 0.002	0.764 ± 0.004
P2	0.260 ± 0.005	0.259 ± 0.007	0.072 ± 0.002	0.883 ± 0.002

Tab. 1: Parameterwerte zur Quantifizierung des Kontrastes in den drei ROIs aus Abb. 1. Es wird jeweils der Median der Größe und dessen 95% Überdeckungsintervall angegeben.

Literatur

- [1] Anton, M et al: Parameters for the quantification of x-ray images Part I and Part II, submitted to PMB
- [2] Anton, M et al: A nonparametric measure of noise in x-ray diagnostic images – mammography. PMB 68 (2023) 045003
- [3] Anton, M et al: Channelised Hotelling observer detectability index vs minimum detectable contrast for x-ray computed tomography. PMB 71 (2026) 015036
- [4] McGill et al: Variations of Box plots. The American Statistician 32,1 (1978) 12-16

Abb. 1



AS07.03 Quantitative Bestimmung der patientenindividuellen In-Scan-Auflösung in der Photon-Counting-CT beim Mammakarzinom-Staging

F. Lang¹, M. Pichotka², S. Kreutle¹, F. Bamberg¹, J. Neubauer¹, T. Stein¹

¹ Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Fakultät, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

² Medizin Physik, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Fakultät, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

Bei der Photon-Counting-CT (PCCT) beeinflussen neben den Akquisitionsparametern auch patientenspezifische Faktoren die Bildqualität [1]. Für kontrastmittelverstärkte Staging-Untersuchungen bei Patientinnen mit Mammakarzinom in Bauchlage ist die räumliche Auflösung besonders relevant [2]. Ziel dieser Studie ist die quantitative Bestimmung der patientenindividuellen In-Scan-Auflösung mithilfe eines opportunistisch mitgescannten Auflösungsphantoms.

Material & Methoden

In dieser prospektiven Studie wurden 43 Untersuchungen von Patientinnen mit gesichertem Mammakarzinom und Indikation für eine kontrastmittelgestützte thorakoabdominale CT eingeschlossen (Durchschnittsalter 64 ± 11 Jahre, mittlerer BMI 25 ± 5 kg/m², Median CTDI_{vol} 12 [10-14] mGy). Die Untersuchung erfolgte an einem PCCT (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) in Bauchlage (140 kVp, Röhrenstrommodulation, 0,4 x 144 mm Kollimation). Ein Auflösungsphantom, das Rubinkugeln mit Durchmessern von 0,122 mm bis 1,5 mm enthält, wurde bei jedem Scan an der Lagerungshilfe platziert. Die In-Scan-Auflösung wurde für drei Rekonstruktionsansätze analysiert: Bl64, 1,0 mm, 512 x 512; Qr68, 1,0 mm, 512 x 512; Qr68, 0,4 mm, 1024 x 1024. Die Anzahl detektierter Kugeln wurde aus Linienprofilen anhand der Peaks im Grauwertprofil bestimmt (Abbildung 1), gegen den BMI aufgetragen und rekonstruktionsspezifisch mittels linearer Regression ausgewertet.

Ergebnisse

Insgesamt wurden 85 Rekonstruktionen ausgewertet (32 Bl64, 1 mm; 41 Qr68 1 mm; 12 Qr68 0,4 mm). Mit steigendem BMI zeigte sich ein Trend hin zu weniger detektierten Kugeln (Abbildung 2). Der mittlere BMI unterschied sich zwischen den Rekonstruktionsgruppen nicht signifikant ($p > 0,6$). Die Rekonstruktion Qr68 mit 0,4 mm Schichtdicke erzielte die höchste Anzahl detektierter Kugeln über alle Untersuchungen hinweg. Die Rekonstruktion mit Bl64 Kernel und 1,0 mm Schichtdicke zeigte die geringste BMI-Abhängigkeit.

Zusammenfassung

Das verwendete In-Scan-Auflösungsphantom erlaubt die patientenindividuelle quantitative Erfassung der räumlichen Auflösung in der PCCT. Damit bietet es eine Grundlage zur Bewertung rekonstruktions- und patientenspezifischer Effekte sowie zur weiteren Protokolloptimierung. Ein potenzieller Nutzen für die Detektion kleiner Läsionen sollte in weiteren Studien direkt untersucht werden.

Quellen

[1] Rybertt et al. Br J Radiol. 2025. doi:10.1093/bjr/tqaf181

[2] Neubauer et al. Invest Radiol. 2024. doi:10.1097/RLI.0000000000001051

Abbildung 1: A) Skizze des Phantoms mit idealisiertem Linienprofil. **B)** Maximum Intensity Projection (MIP) mit gefittetem Kreis (Bl64, 1 mm Schicht, BMI 21 kg/m²). **C)** Exemplarisches Intensitätsprofil entlang des gefitteten Kreises mit detektierten Kugeln. Zusätzlich ist das Intensitätsprofil anhand eines μ CT Bildes gezeigt.

Abbildung 2: Anzahl der detektierten Kugeln in Abhängigkeit des BMI für die drei Rekonstruktion mit linearer Regression.

Abb. 1

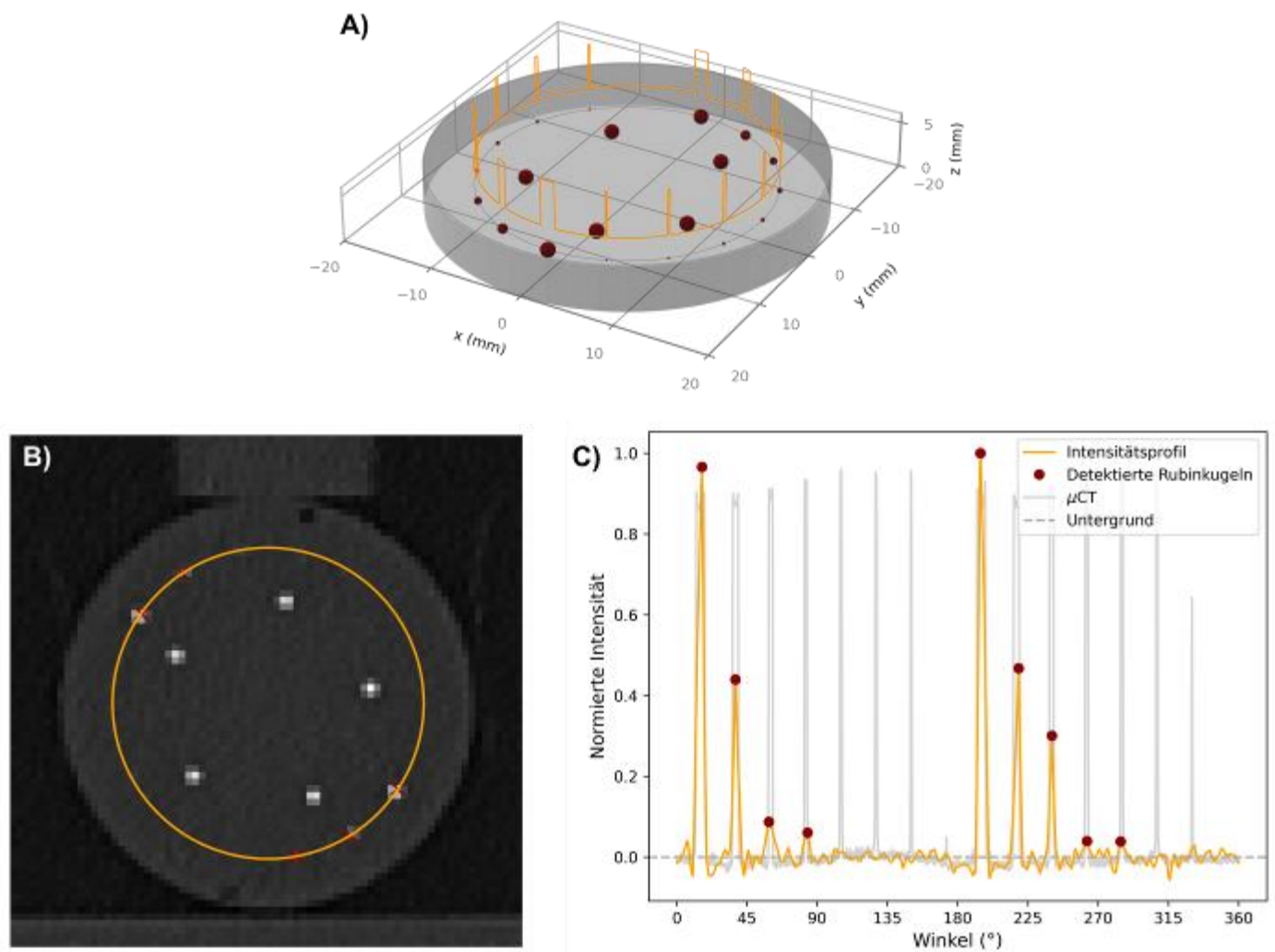
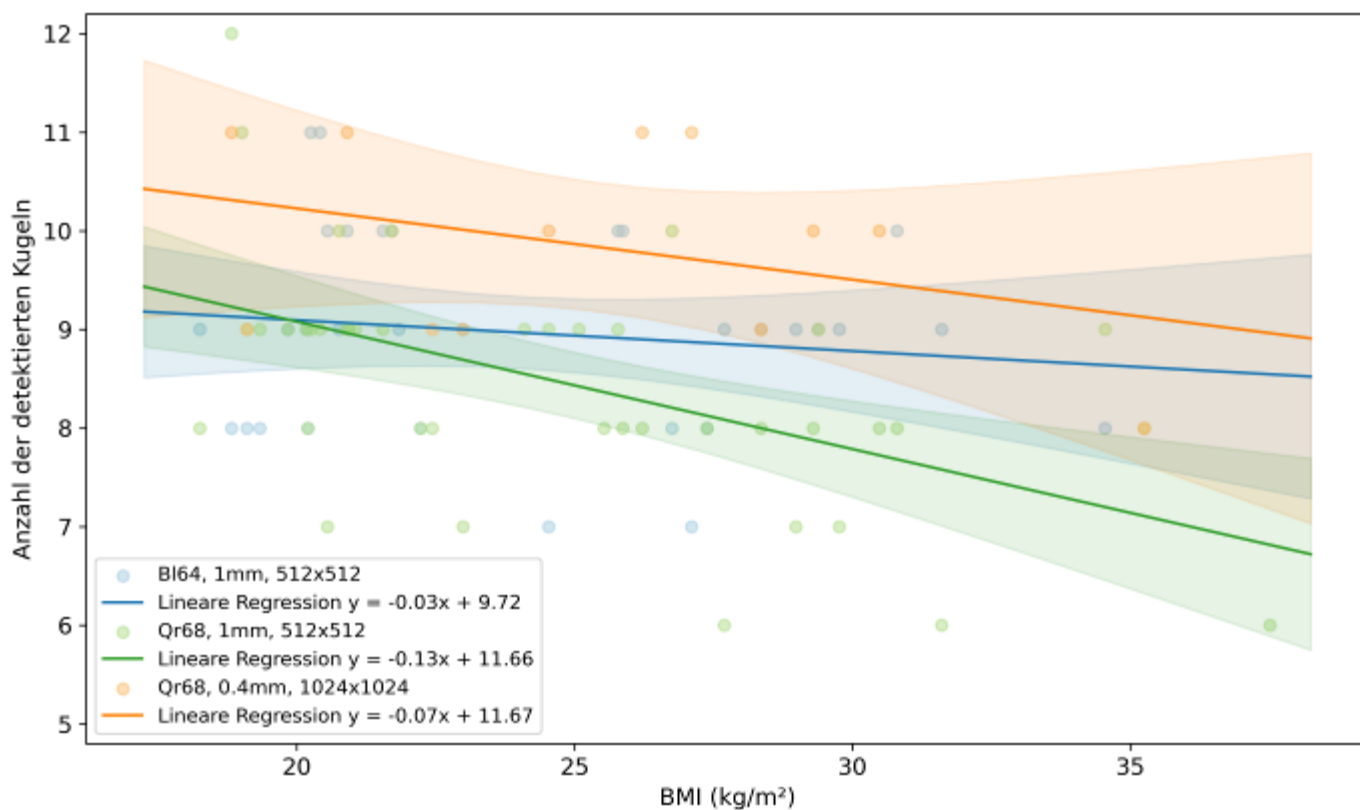


Abb. 2



AS07.04 Influence of spectral information in photon-counting CT on organ segmentation

S. Baum^{1,2}, P. Wohlfahrt¹

¹ Siemens Healthineers AG, Varian, Cancer Therapy Imaging, Forchheim, Deutschland

² Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Pattern Recognition Lab, Erlangen, Deutschland

Purpose/Objectives

Accurate organ segmentation is fundamental for highly conformal radiotherapy (RT) planning. Advances in imaging capabilities in RT introduced by photon-counting CT (PCCT) provide a multitude of image contrasts beyond conventional 120 kVp single-energy CT (SE), which are always available. This study investigated whether the choice of different PCCT image contrasts impacts the stability of a commercial automatic organ segmentation (Siemens Healthineers).

Materials/Methods

PCCT scans from 348 oncology patients were acquired without contrast injection and/or during arterial and venous contrast phases. Images were reconstructed at $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$ across four different resolution settings (kernels Qr32/smooth – Qr76/sharp) and multiple domains: virtual monoenergetic images (VMI, 40–190 keV), iodine maps (IOD), virtual non-contrast (VNC), stopping-power ratio (SPR), electron density (ED), and effective atomic number (EAN). Iterative metal artifact reduction (iMAR, Siemens Healthineers) was used when metallic implants were present. For each dataset, up to 226 anatomical structures were contoured. Agreement was measured using Dice coefficient (DC) and 1.5 mm surface Dice (SDC) relative to an SE-like reference reconstruction (70 keV VMI, Qr40). The whole pipeline is described in Figure 1.

Results

Segmentation performance depended primarily on image domain rather than spatial resolution. Low-energy VMIs (e.g. 40 keV) increased soft-tissue contrast but also amplified noise and metal-related artifacts, resulting in greater variability in overall median DC/SDC (90.6%/90.3%). Higher-energy VMIs (190 keV) reduced artifact burden and produced more stable outcomes (93.3%/95.7%). Quantitative material information (SPR, ED) and VNC showed a performance comparable to 190 keV VMI, whereas IOD and EAN yielded median DC values below 70%. High-contrast anatomy (e.g., lung, bone) was comparatively robust; structures in low-contrast regions (e.g., lymph nodes, soft tissue, nerves) showed greater sensitivity to domain changes. A more detailed image domain analysis for selected organs is presented in Figure 2. The variation of image resolutions had only minor influence, with median DC consistently exceeding 98.0%.

Summary

Segmentation performance was influenced by the different image contrasts available in photon-counting CT (PCCT). Reliable organ delineation requires reconstruction settings consistent with contrast characteristics present in training data, as the model shows limited generalization to unseen contrast domains. These findings suggest that the quantitative spectral information provided by PCCT remains insufficiently utilized and may offer potential to improve segmentation accuracy and robustness.

Abb. 1

Figure 1: Consistency evaluation of organ segmentation

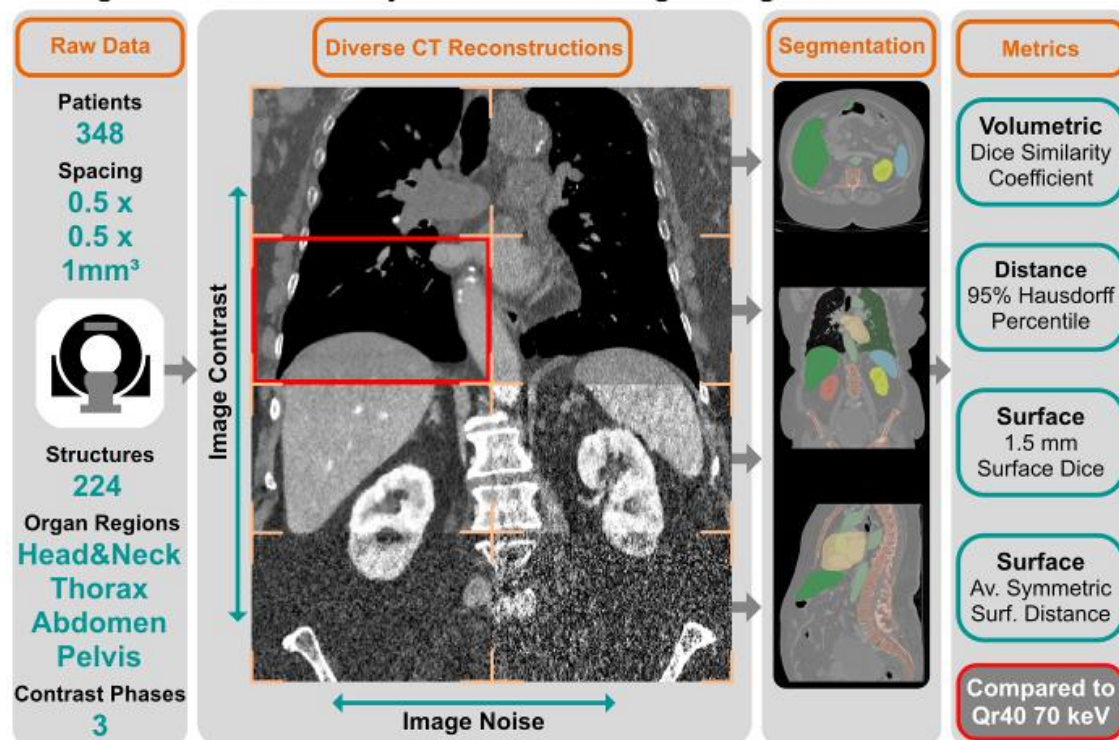
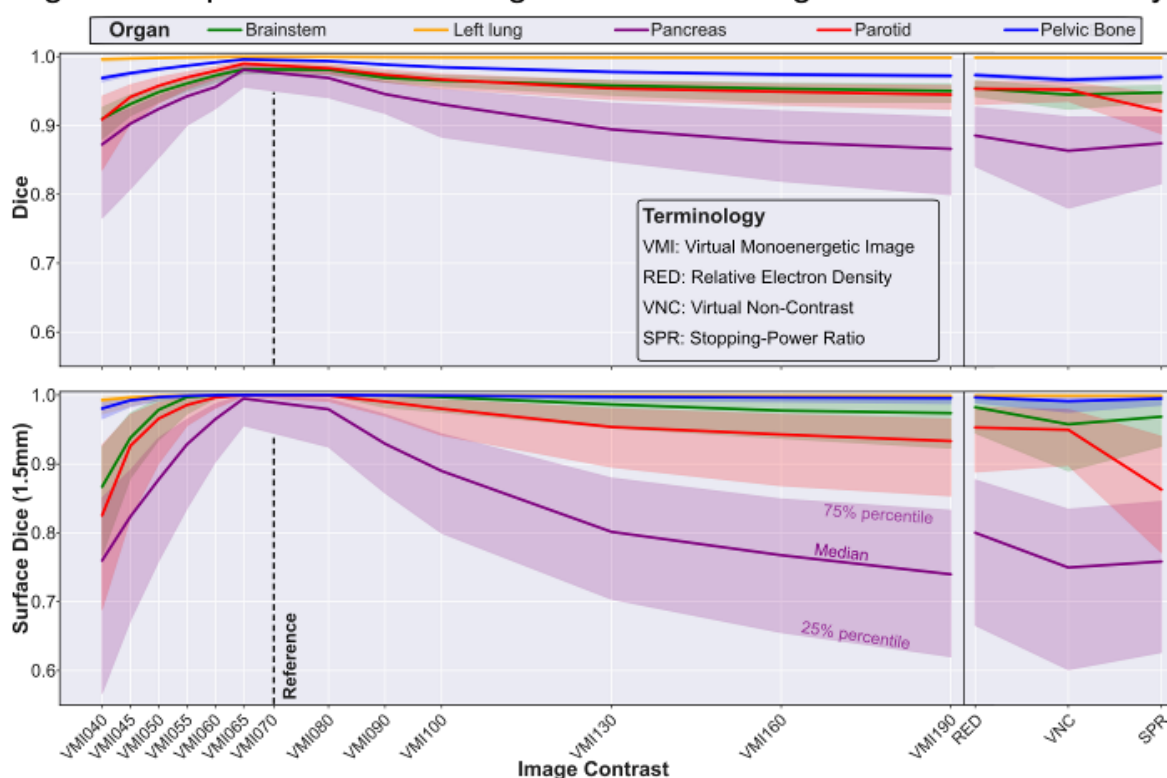


Abb. 2

Figure 2: Impact of various image domains on segmentation consistency



AS07.05 Spektrale Eigenschaften unterschiedlicher Wassertypen als Basismaterial für individualisierte Phantommodelle in der Photon-Counting-CT

S. Kreutle¹, F. Lang¹, T. Stein¹

¹ Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

Mit Einführung der Photon-Counting-CT (PCCT) gewinnen indikationsspezifische und individualisierte Phantommodelle zunehmend an Bedeutung [1]. Wasser wird hierbei häufig als Basismaterial für spektrale Untersuchungen verwendet, obwohl potenzielle Unterschiede zwischen Wassertypen unterschiedlicher Reinheit bislang unzureichend untersucht sind [2]. Ziel dieser Studie war die systematische Analyse der spektralen Eigenschaften verschiedener Wasserproben als Basismaterial für individualisierte CT-Phantome.

Material & Methoden

Ein Abdomen-CT-Phantom mit spektralem Einsatz (QRM, Deutschland) wurde an einem PCCT-System (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers, Deutschland) untersucht. In vier Tubes wurden CTWasser® (CTW), Leitungswasser (TAB), doppelt deionisiertes Wasser (VE) und Chromatographiewasser (WC) in das Phantom eingebracht. Bei konstantem CTDIvol von 10 mGy erfolgten jeweils sieben Akquisitionen bei 120 kVp mit 127 mAs und bei 140 kVp mit 87 mAs. Nach jeder Akquisition wurde die Position der wassergefüllten Tubes verändert. Aus den rekonstruierten Datensätzen (Qr48 Kernel, 1 mm Schichtdicke, 512 × 512 Matrix) wurden in drei definierten ROI monoenergetisch (ME) die mittleren HU mit Standardabweichungen bestimmt. Gruppenvergleiche erfolgten mittels ANOVA (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Ergebnisse

Die größten spektralen HU-Unterschiede der verschiedenen Wasser zeigten sich im niederenergetischen Bereich und näherten sich mit steigender Monoenergie aneinander an. CTW wich am stärksten von den übrigen Wasserproben ab (Abb. 1). Bei den 120 kVp Scans bestanden signifikante Unterschiede zwischen CTW und WC, CTW und TAB sowie CTW und VE bis jeweils 74 keV ($p < 0,05$). Bei 94 keV hatten alle Wasser den gleichen HU-Wert von 1,3 HU und unterschieden sich bei allen anderen ME. Den Wert von 0 HU hatten die jeweiligen Wasser bei 66–67 keV für TAB, 69–70 keV für WC und 71–72 keV für VE; CTW erreichte über alle ME keine 0 HU. Bei 140 kVp bestanden signifikante Unterschiede zwischen CTW und WC bis 85 keV, zwischen CTW und VE bis 81 keV sowie zwischen CTW und TAB bis 82 keV. VE wies 0 HU bei 91–92 keV, TAB bei 106–107 keV und CTW bei 138–139 keV und WC erreichte über alle ME keine 0 HU.

Zusammenfassung

Die spektralen Eigenschaften wasserbasierter Phantommaterialien unterscheiden sich abhängig von Reinheit und Energie insbesondere im niederenergetischen Bereich. Für spektrale PCCT-Phantome ist die Wahl des Basismaterials daher methodisch relevant und sollte standardisiert konsistent erfolgen.

Bildunterschrift

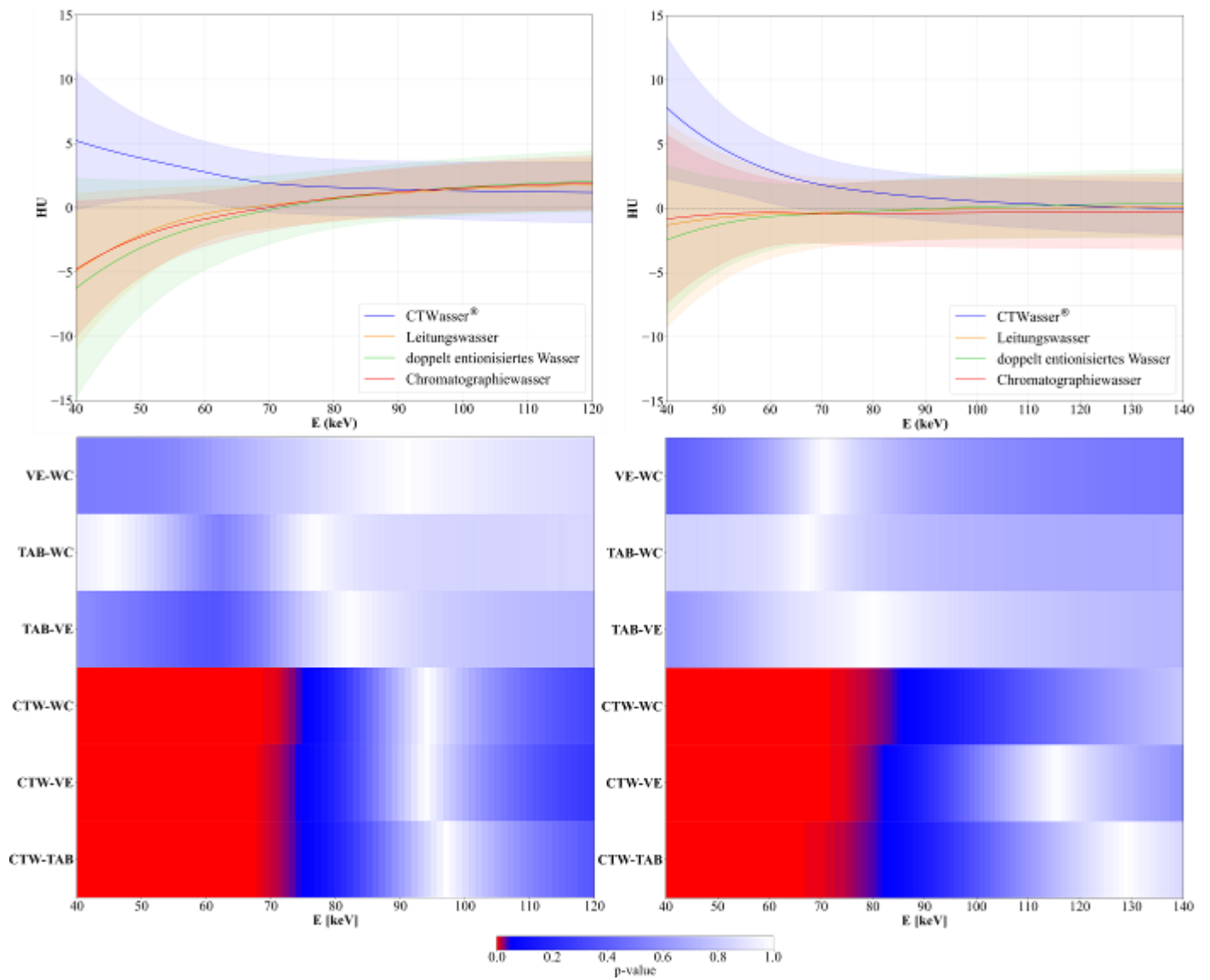
Abb. 1 Vergleich der spektralen Eigenschaften von CTWasser® (CTW), Leitungswasser (TAB), doppelt deionisiertem Wasser (VE) und Chromatographiewasser (WC). **Links** bei 120 kVp und **rechts** 140 kVp. **Oben** Mittlere HU-Werte in Abhängigkeit der Monoenergie. **Unten:** p-Werte in Abhängigkeit der Monoenergie

Quellen

[1] Hagar et al. 2025, European Radiology Experimental, 10.1186/s41747-025-00654-2

[2] Rau et al. 2025, AJR, 10.2214/AJR.24.32434

Abb. 1



Advancements in MRI sequence technology

MRT04.01 Radial dual VENC 4D Flow MRI with temporally undersampled high VENC

A. Duckert^{1,2}, S. Schnell², A. C. Klemenz¹, C. Lappe¹, A. E. Ahmar², M. A. Weber¹, P. Winter²

¹ Universitätsmedizin Rostock, IfDIR, Rostock, Deutschland

² Universität Greifswald, MR Physik, Greifswald, Deutschland

Introduction

4D-Flow MRI measures time-resolved 3D blood-flow patterns using phase-contrast MRI¹. Intracranial vessels contain high velocities (arteries/stenoses) and low velocities (aneurysms/veins). Because a single high VENC (HV) coincides with increased velocity noise, dual-VENC (DV) techniques are often used to capture both low and high velocities without aliasing, at the cost of longer scan times². Radial trajectories allow high accelerations while maintaining spatio-temporal resolution¹. Since the HV is used only for aliasing correction, it can be captured at a lower spatial resolution³. This study aims to evaluate temporal undersampling strategies of the HV to enable shorter scan times.

Methods

A radial version based on the Cartesian DV 4D-Flow sequence by Schnell et al.² was developed. Radial 4D Flow MRI (R=39) was scanned on a healthy volunteer (male, 39 y.o., ethics approved, ECG-gated) in a 3T MRI using a 20-channel head-neck coil (Vida, Siemens). FOV: 224×224×40 mm³, temporal resolution: 85 ms, TE: 4.4 ms, VENCs: 60 & 120 cm/s, scan times: 1054s. After image reconstruction, the HV data were retrospectively temporally undersampled (Fig. 1a).

Pre-processing (phase offset, noise correction, and dual VENC anti-aliasing), along with semi-automated segmentation and analysis planes positioning, was performed using in-house MATLAB tools^{2,3}. Streamlines during systole were computed for qualitative comparison of flow patterns. Quantitatively, median velocities over time and mean absolute error compared to the radial acquisition with all high VENCs were calculated across 50 analysis planes placed on the right and left internal carotid artery (R/LICA)⁴.

Results

In Fig. 1c, a lower median peak velocity due to aliasing is observed in the absence of HV data. The mean absolute error (MAE) in m/min (Fig. 1b) is smallest when HV data are used only in the first half of the cardiac cycle (0.002 RICA, 0.003 LICA) or in the three frames around the peak (0.003 RICA, 0.009 LICA). Using the HV of the peak for all frames yields higher error than using no HV in the RICA, and the highest error among all undersampled cases in both vessels. The streamline visualization without HV (Fig. 2b) reveals a localized disturbance in the RICA. Using only the peak-systolic HV frame or every second HV frame was sufficient to correct the aliasing in the LICA (Fig. 2c).

Conclusion

These findings indicate that HV data could be acquired less often, e.g., only during systole or only at every other frame, to reduce scan time. Acquiring the HV value only every other frame can be implemented easily (e.g., LV-HV-LV pattern) and is 21.4% faster. Further in-vitro and in-vivo studies are required to define the optimal balance between time savings and accuracy.

References

1. M. Markl et al., JMRI, doi: 10.1002/jmri.23632
2. S. Schnell et al., JMRI, doi: 10.1002/jmri.25595
3. M. Aristova et al., MRM, doi: 10.1002/mrm.29306
4. A. Vali et al., MRM, doi: 10.1002/mrm.27747

Abb. 1

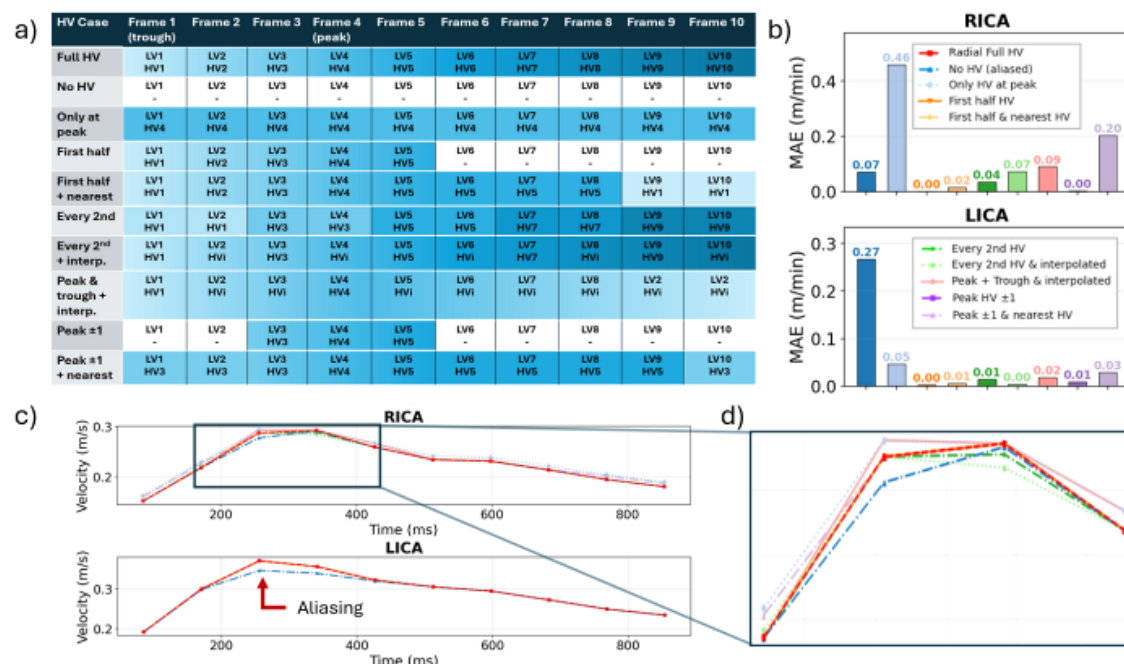


Figure 1: (a) Overview of the different temporal undersampling strategies for the HV data; each HV frame is shown in a distinct blue shade, and white indicates the absence of HV data. For HVI, missing HV frames are linearly interpolated from adjacent measurements. (b) Mean absolute error of the velocity curves relative to the fully sampled radial HV reference. (c) Median velocity in the right and left internal carotid arteries (RICA/LICA) over the cardiac cycle for all HV-undersampled cases. With a zoom in on the peak of the RICA (d).

Abb. 2

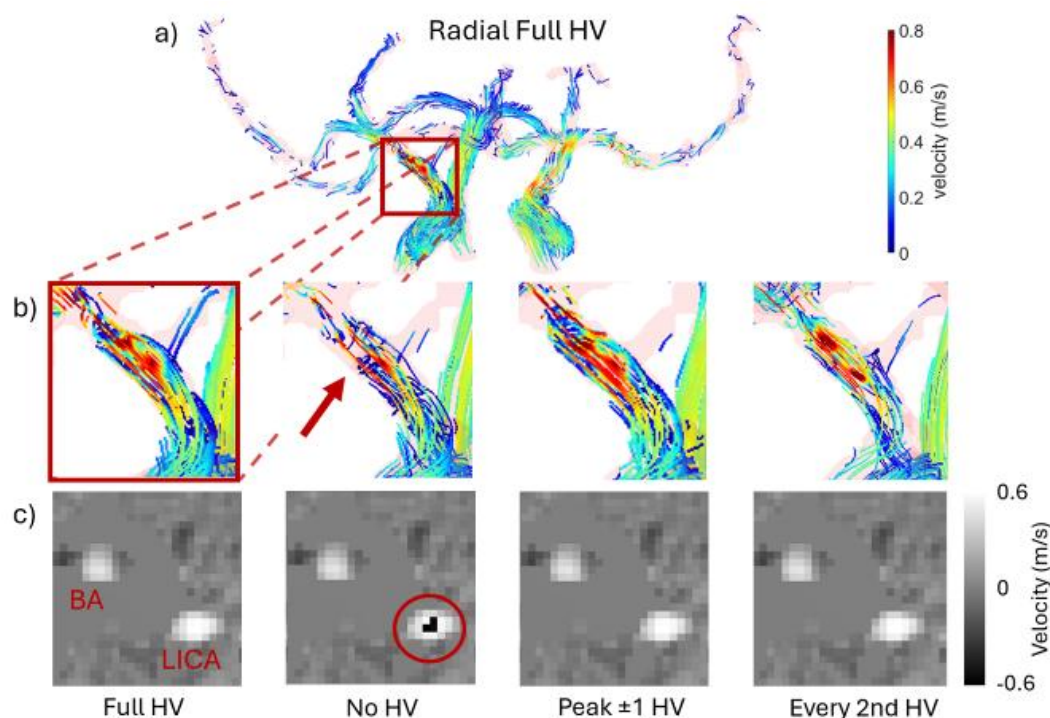


Fig. 2: a) Streamlines at the systole of the radial measurement with complete High VENC. b) Zoom into the RICA for the all High VENC, without High VENC, with High VENC around the peak, and with High VENC at every second frame. Lower streamline density in the RICA caused by aliasing (arrow). c) Selected slice where aliasing (circle) occurs in the LICA without High VENC.

MRT04.02 A spiral SPACE implementation for time-efficient 3D turbo spin echo measurements

M. Blaimer¹, F. Gritsch¹, S. Weinmüller¹, P. Albert², M. Gram², M. Zaiss³

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Institute of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

² Universität Würzburg, Experimental Physics 5, Würzburg, Deutschland

³ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering, Erlangen, Deutschland

Introduction

Turbo spin echo (TSE) sequences [1], including SPACE for 3D TSE [2], are the backbone of clinical routine exams due to their robustness against field inhomogeneities. Recently, a very time efficient spiral TSE implementation [3] has been presented, and initial 3D exams with a stack-of-spiral approach were demonstrated. In this work, we extend this approach by including non-selective RF pulses and a dedicated ordering scheme for time efficient 3D scans.

Methods

The 3D spiral SPACE sequence was implemented in PyPulseq and tested on a clinical 3T MRI system. Non-selective RF pulses are used for both excitation and refocusing to further improve the time efficiency. Following each excitation, the same spiral segment is acquired throughout the echo train, but with different partition encoding (see Fig. 1). Variable-flip-angles for T2-contrast were computed by the TRAPS algorithm [4]. Image reconstruction was performed partition-wise with the non-uniform FFT [5]. No B0-correction was applied.

Results

Without any acceleration strategies such as Partial Fourier or parallel imaging, T2 weighed whole brain 3D imaging was performed in 2:17 min (resolution 1.2 mm x 1.2 mm x 4 mm, 60 partitions, echo-spacing=10 ms, TR = 6000 ms, see Fig. 2). The acquisition time for a Cartesian SPACE acquisition with the same resolution is around 10 minutes, even with omitted k-space corners (i.e., elliptical scanning) and double echo train length to account for the shorter echo spacing in Cartesian sampling.

Conclusions

Due to the efficiency of spiral SPACE, whole-head T1 weighed imaging with 1 mm isotropic resolution could be achieved in about 30 seconds with half-Fourier encoding and undersampling along the partition direction. Besides the time efficiency, another beneficial feature is that signal modulations due to relaxation occur only along the partition direction. Hence, undesired point-spread-function effects can be better controlled by end-to-end optimization of the variable-flip-angle train [6], for example.

References

1. Hennig J, et al. Magn Reson Med. 1986;3(6):823-33. doi: 10.1002/mrm.1910030602
2. Mugler JP 3rd. J Magn Reson Imaging. 2014;39(4):745-67. doi: 10.1002/jmri.24542.
3. Hennig J, et al. Magn Reson Med. 2022;88(2):651-662. doi: 10.1002/mrm.29224.
4. Hennig J, et al. Magn Reson Med. 2003;49(3):527-35. doi: 10.1002/mrm.10391.
5. Dutt A, Rokhlin V. SIAM Journal on Scientific computing. 1993;14(6):1368-93.
6. Dawood P, et al. Magn Reson Med. 2025 Sep;94(3):1026-1043. doi: 10.1002/mrm.30533.

Figure 1: Zoom into the spiral SPACE sequence diagram. Non-selective block RF pulses are used for excitation and variable-flip-angle refocusing. The same spiral segment is acquired during an echo train, but with different partition encodings.

Figure 2: In-vivo results using T2-weighted spiral SPACE. Partition encoding direction is indicated by the arrows in the coronal (top, right) and sagittal (bottom, right) views.

Abb. 1

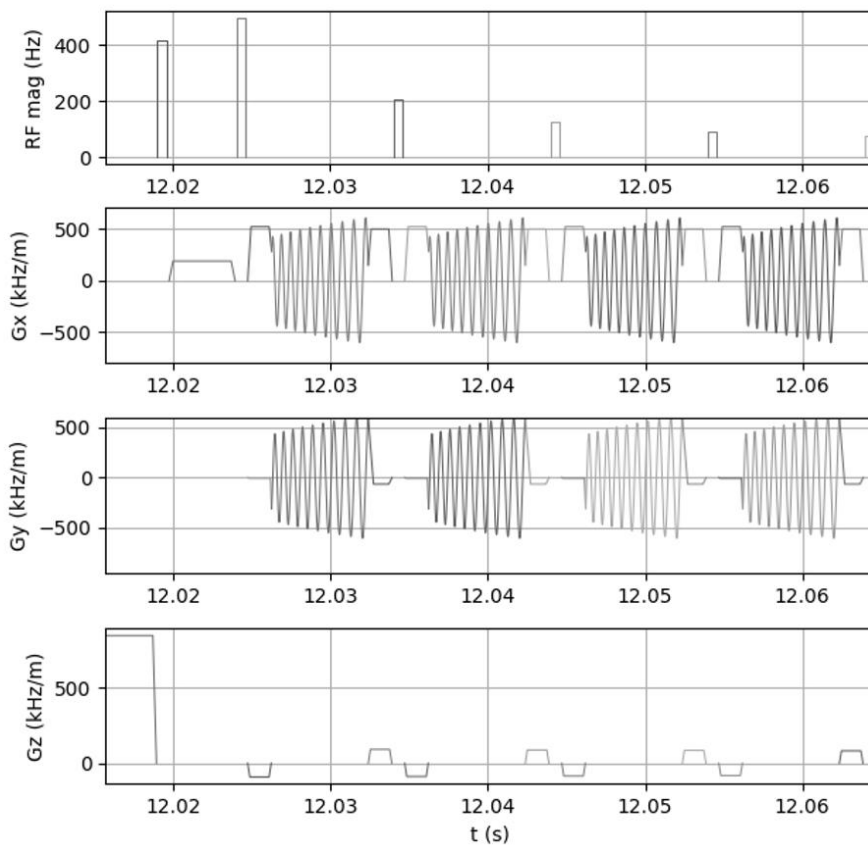
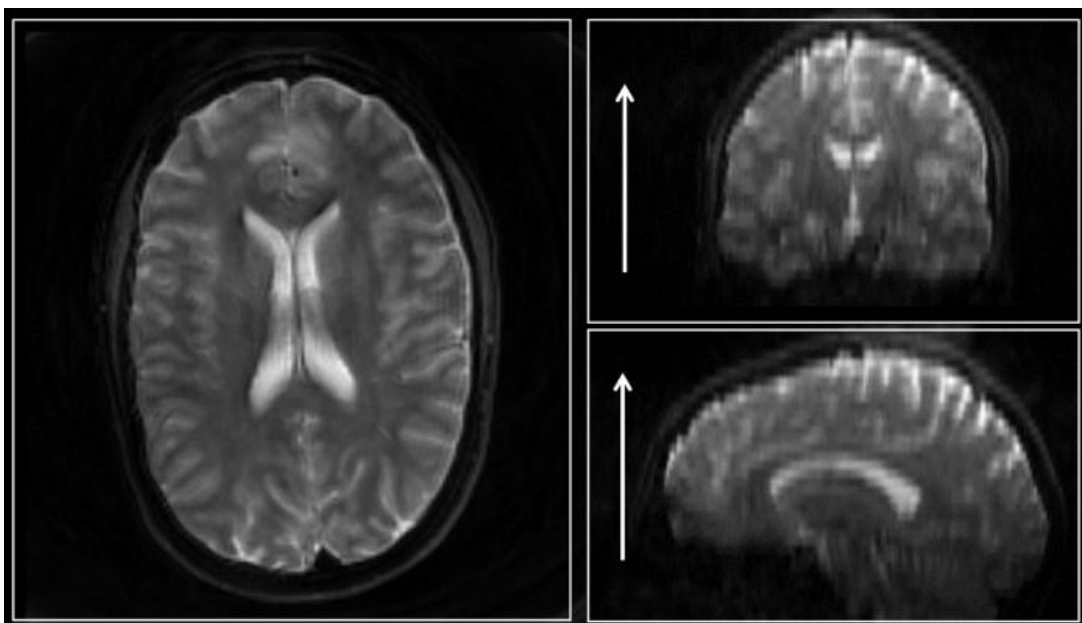


Abb. 2



MRT04.03 T1-/T2-Gewichtungskarten beliebiger MRT-Sequenzen auf Basis von Phase Distribution Graphs

J. Endres¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Extended Phase Graphs (EPG) [1,2] und die Weiterentwicklung Phase Distribution Graphs (PDG) [3] sind etablierte Werkzeuge zur effizienten Simulation beliebiger MRT-Sequenzen. Differenzierbare Varianten werden primär zur Sequenzoptimierung eingesetzt [4,5]. Bislang fehlt ein sequenzagnostisches Verfahren, das pro k-Raum-Sample quantifiziert, über welche Mechanismen (T1-Relaxierung, T2-Zerfall, stimulierte Echos, ...) das Signal zustande kam.

Material & Methoden

Wir erweitern eine PDG-Implementierung um zusätzliche pro Zustand mitgeführte Statistiken: durch Relaxierung entstandene Magnetisierung, Verweilzeiten in transversalen bzw. longitudinalen Zuständen sowie die kumulative Relaxation durch T1 und T2. Die verschiedenen Zustandspfade münden in gewichtete Mittelwerte, gemessen pro ADC-Sample. Zur Demonstration dienen die `pypulseq-1.4`-Beispiele `write_gre.py` und `write_tse.py` auf einem segmentierten BrainWeb-Phantom [6]. Zur Gewichtungsrekonstruktion wird das ADC-Signal pro Gewebe mit den T1 und T2 Relaxationswerten multipliziert und per NUFFT rekonstruiert. Die drei Bilder werden in HSV fusioniert, wodurch über Magnitude und Farbe die ursprüngliche Rekonstruktion und Gewichtung in einem betrachtet werden kann.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt die fünf Metriken der GRE im k-Raum für CSF und GM. Die erwartete T1-Prägung (niedriger `initial_regrowth`, voller `relax_t2`) ist direkt sichtbar; `time_z` erlaubt zudem eine Unterscheidung von Spin- und stimulierten Echos. Abb. 2 stellt GRE und TSE gegenüber. Die HSV-Fusion zeigt ohne weitere Kalibrierung, dass die TSE im k-Raum-Zentrum stark T2-dominiert ist (Blau), während die GRE einen klar T1-geprägten Rotanteil aufweist.

Zusammenfassung

Das Mitführen leichtgewichtiger Zustandsstatistiken in PDG erlaubt orts aufgelöste Gewichtungskarten für beliebige MRT-Sequenzen mit vernachlässigbarem Overhead. Der Ansatz ist sequenzagnostisch und über T1/T2 hinaus erweiterbar (Diffusion, MT, Pfadtopologie, ...). Anwendungen reichen vom Verständnis komplexer Multikontrast-Sequenzen über qMRI-Validierung bis zur zielgerichteten Optimierung. *Abb. 1 - k-Raum-Metriken (GRE).* Scatterplot im k-Raum: jede Position ist ein ADC-Sample, Farbe = Kennwert (`initial_regrowth`, `relax_t1`, `relax_t2`, `time_p`/`time_z` in ms) für CSF (oben) und GM (unten). *Abb. 2 - Gewichtungsbilder.* GRE (oben) und TSE (unten): ungewichtete, T1- und T2-gewichtete Rekonstruktion sowie HSV-Fusion (Helligkeit = ungewichtet, Hue rot↔blau = T1↔T2, Sättigung = Gesamtgewichtung).

Referenzen

[1] Hennig J. *J Magn Reson* 1988;78:397. [2] Weigel M. *JMRI* 2015;41:266. [3] Endres J, Zaiss M. *MRM* 2024;92:1189. [4] Loktyushin A et al. *MRM* 2021;86:709. [5] Dang HN et al. *MRM* 2023;90:1872. [6] Collins DL et al. *IEEE TMI* 1998;17:463.

Abb. 1

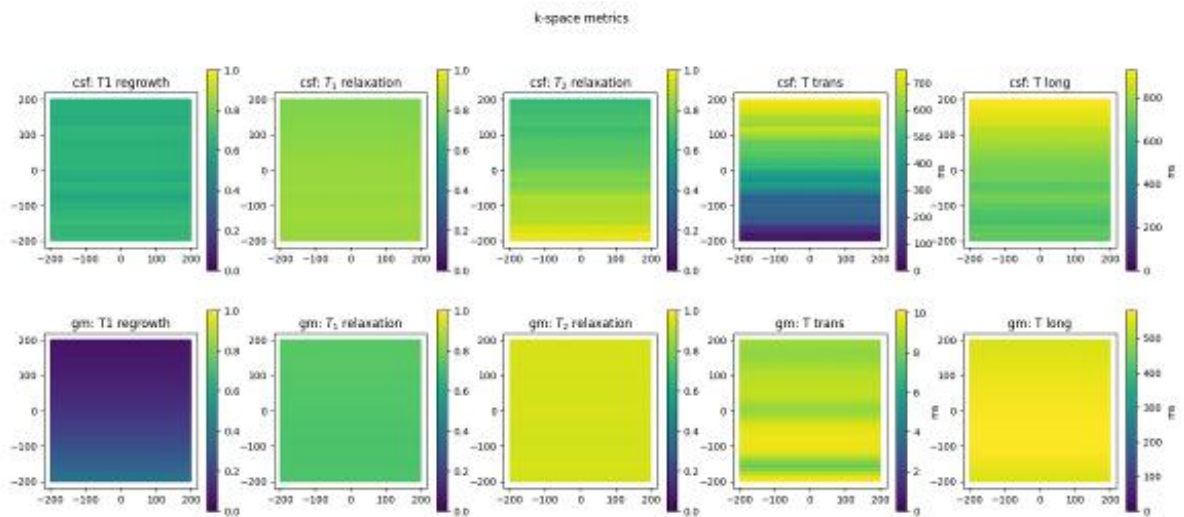
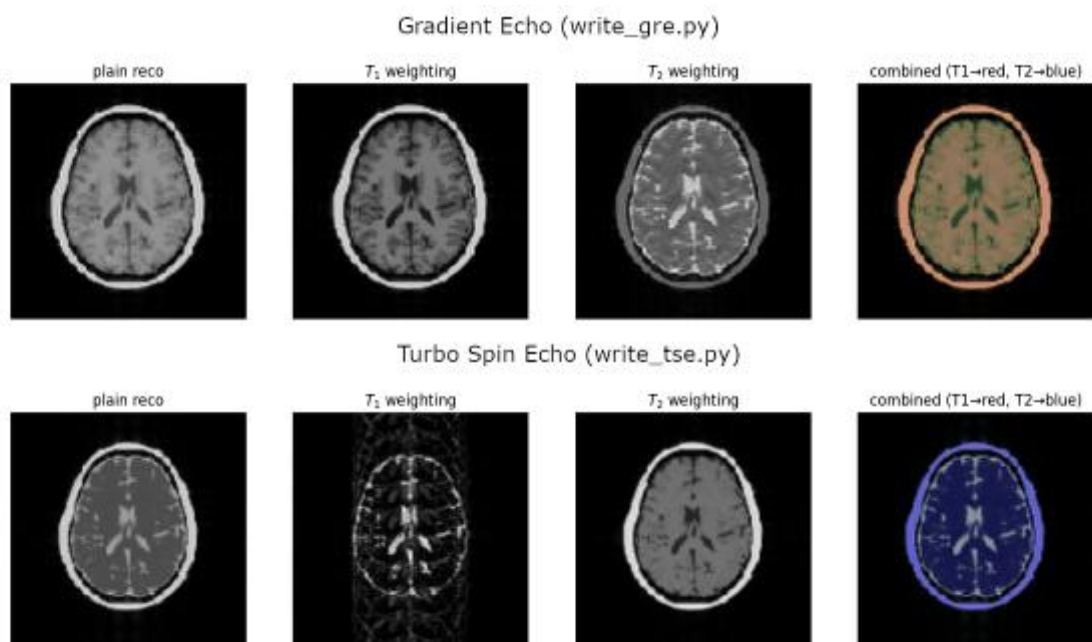


Abb. 2



MRT04.04 Advancing phase distribution graphs: Time-effective simulations including shaped pulses and slice-selective excitation

F. Dietz¹, S. Weinmüller¹, J. Endres¹, M. Zaiss^{1,2}

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Neuroradiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

² Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering, Erlangen, Deutschland

Introduction

Phase Distribution Graph (PDG) simulations¹ have proven themselves as powerful tools for the simulation of MRI sequences. So far, these simulation approaches have only been supporting on-resonant RF pulses, which are treated as instantaneous events. Slice-selective excitation relies on the selective frequency response, realized via the RF pulse shape. Here, we propose the treatment of shaped pulses within the PDG-based simulation of MR-zero² and investigate the feasibility of simulating slice-selective excitation.

Methods

In previous work, we extended the PDG simulation within the MR-zero framework to include off-resonant pulse response. RF pulses are treated as instantaneous events via a rotation matrix, and therefore assumes a constant RF amplitude, restricting the formalism to block pulses³. Here, we model shaped pulses via a series of block pulses, reflecting their shape within the hard pulse approximation. This allows for the simulation of the corresponding frequency response.

Fig. 1: Approximation of a soft RF pulse (sinc-shape, duration 2ms, TBP=4) by a series of 21 block pulses of equal duration.

For the simulation of slice-selective excitation, apart from the pulse shape and corresponding frequency response, the execution of a gradient in parallel with the RF pulse needs to be simulated. This is achieved by interleaving RF and gradient events with each other, while still making use of the conventional gradient shift operator as known from EPG⁴. BrainWeb⁵ data were used for the simulation of an image.

Results

The number of RF samples used for simulation correlated with the convergence of the simulated slice profile to the expected shape, as obtained from numerical solutions to the Bloch equation. Simulation time scaled linearly with the number of samples used to represent the RF shape, while still remaining faster than a conventional isochromat Bloch simulation. Naturally, more complex RF shapes (e.g. higher TBP) require a finer sampling for good profile convergence.

Fig. 2: (A) Simulated slice profiles for sinc-pulses using 21 (TBP=4) and 41 (TBP=8) block pulses. (B) PDG simulated slice profiles converge to the expected shape with increasing number of sub-pulses. Simulation time increases linearly with number of samples. (C) Axial and sagittal view of a simulated slice.

Conclusion

The proposed approach allows the PDG based simulation of shaped RF pulses. The simulation of slice-selective excitation is feasible, allowing for simulation of slice-selective and multi-slice experiments with PDG simulations. Given the differentiability of the PDG simulation, sequence optimization with respect to slice profile effects via gradient decent methods is enabled.

References

1. Endres et al. *MRM* 2024, doi:10.1002/mrm.30055.
2. Loktyushin et al. *MRM* 2021, doi: 10.1002/mrm.28727
3. Dietz et. al. *ESMRMB 2025* #130, doi:10.1007/s10334-025-01278-8
4. Weigl. *jMRI* 2015, doi: 10.1002/jmri.24619
5. Cocosco et al. *NeuroImage* 1997

Abb. 1

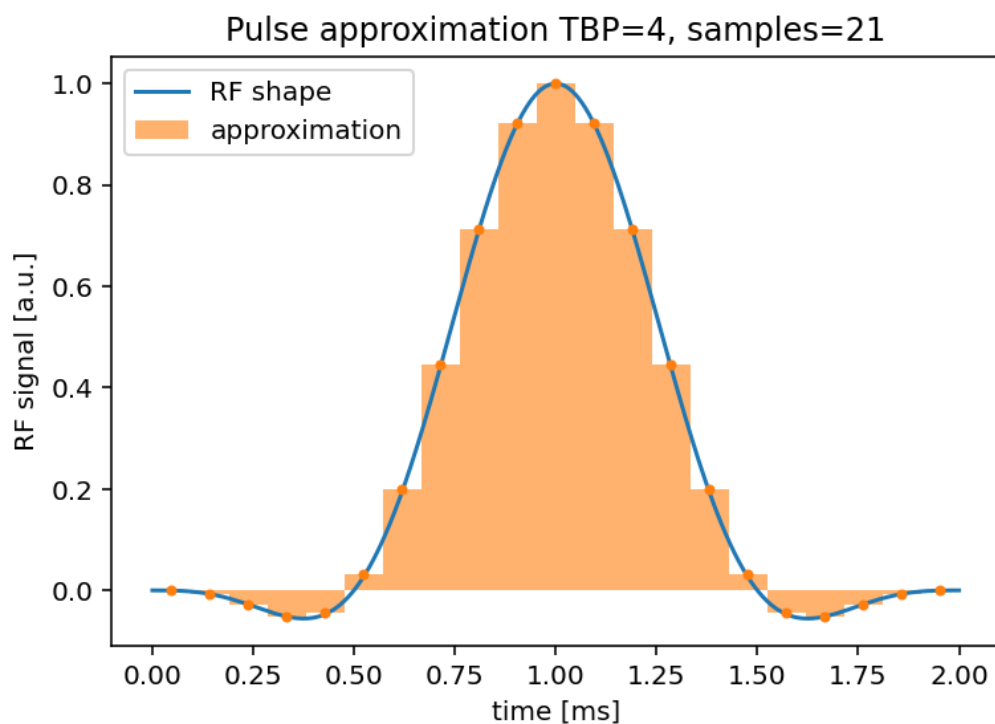
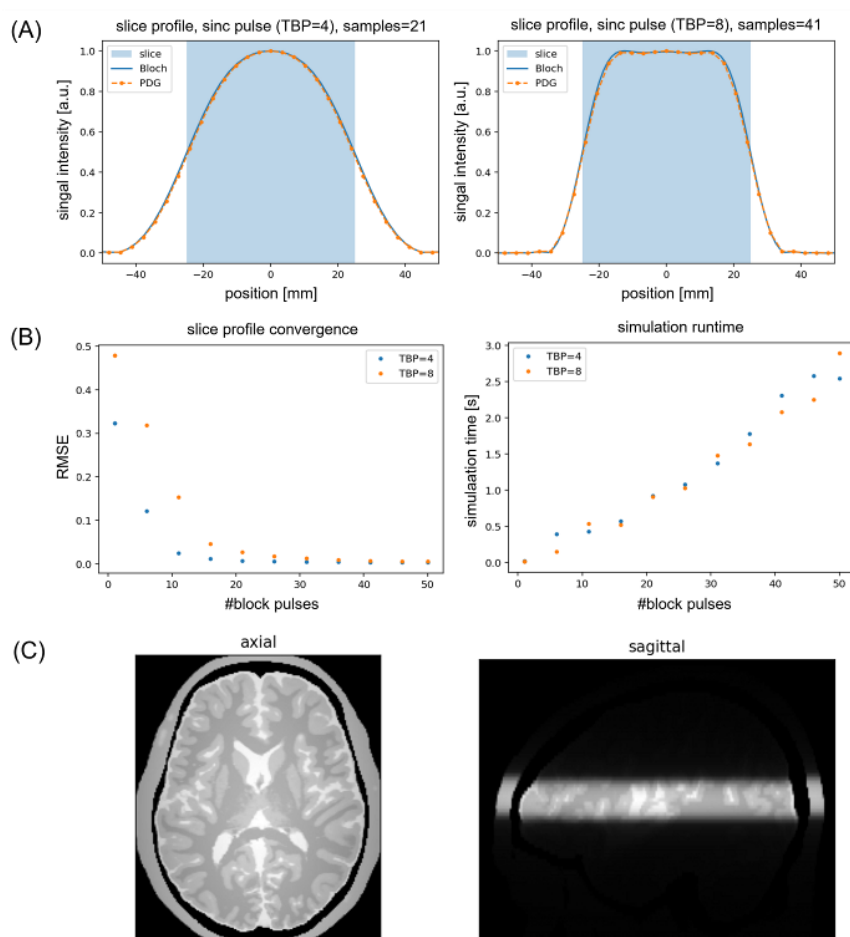


Abb. 2



MRT04.05 Dynamic ^{17}O -enhanced proton MRI for quantification of water transport across blood-cerebrospinal fluid barrier (BCSFB)

N. Broekman¹, L. Wachsmuth¹, C. Faber¹

¹ Institute of Radiology, University of Münster, Münster, Deutschland

The choroid plexus (CP), as the site of the BCSFB, is a functional tissue that projects into the CSF-filled ventricles of the brain. Within the framework of the glymphatic system [1], the water exchange rate at the CP has been proposed as a marker for brain waste clearance efficiency [2]. The established ASL-based method by Evans et al. [2] to quantify this exchange is insensitive to water kinetics prior to labeled spin arrival in the ventricles and cannot directly observe the CP compartment. We investigate a ^{17}O -based proton MRI approach using the T_2 -reducing effect of ^{17}O on the proton signal to measure the BCSFB water transfer rate in mice, using separate dynamic acquisitions of the CP and CSF to address limitations of ASL-based methods.

First pilot experiments were performed on a Bruker BioSpec Maxwell 9.4 T small animal MRI system with an 82 mm volume resonator and a four-element cryogenic probe. C57BL/6J mice were measured under isoflurane or medetomidine anesthesia. H_2^{17}O diluted to 80 % with saline to physiological osmolarity was infused intravenously at 100 $\mu\text{L}/\text{min}$ (4 $\mu\text{L}/\text{g}$). Dynamic RARE acquisitions were performed for the lateral choroid plexus and CSF compartment. CP imaging used $\text{TE}_{\text{eff}} = 5.2$ ms with a FLAIR pulse to suppress the CSF signal; CSF imaging used $\text{TE}_{\text{eff}} = 220$ ms to suppress all surrounding tissues (2.4 mm slice). Signal changes were converted to ^{17}O concentrations using compartment-specific relaxivities from phantom measurements, and concentration-time curves were analyzed with kinetic modelling to extract the BCSFB water transfer rate.

Fig 1 shows the dynamic signal changes in CP and CSF. The CP curve follows a gamma-variate shape, characteristic of an arterial input function. The CSF signal exhibits a minimum during infusion, followed by recovery toward a plateau, attributed to redistribution of ^{17}O -labeled water throughout the CSF spaces. Thus, the peak concentration is treated as the total BCSFB-mediated water transport. Kinetic modelling for one exemplary measurement yields $k_{\text{Transfer}} = (0.492 \pm 0.072) \mu\text{L}/\text{min}$.

By capturing ^{17}O concentration dynamics in both the CP and CSF compartments, the method is expected to improve the accuracy of the extracted transfer rate by directly resolving the arterial ^{17}O delivery to the CP, inaccessible to ASL. Preliminary results are consistent with values reported by [2], and measurements are ongoing to characterize BCSFB water exchange under different anaesthesia protocols. Reproducibility of the CP measurement is currently under investigation.

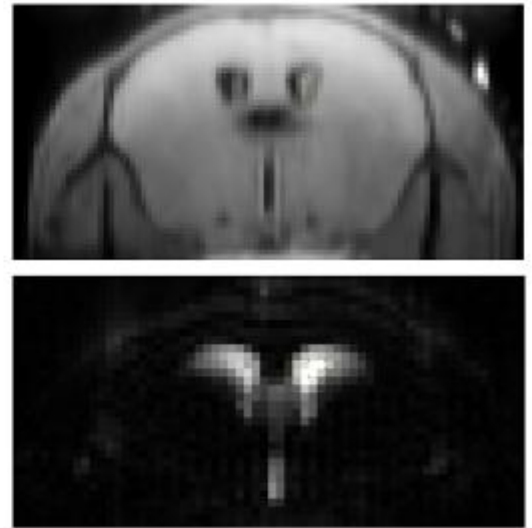
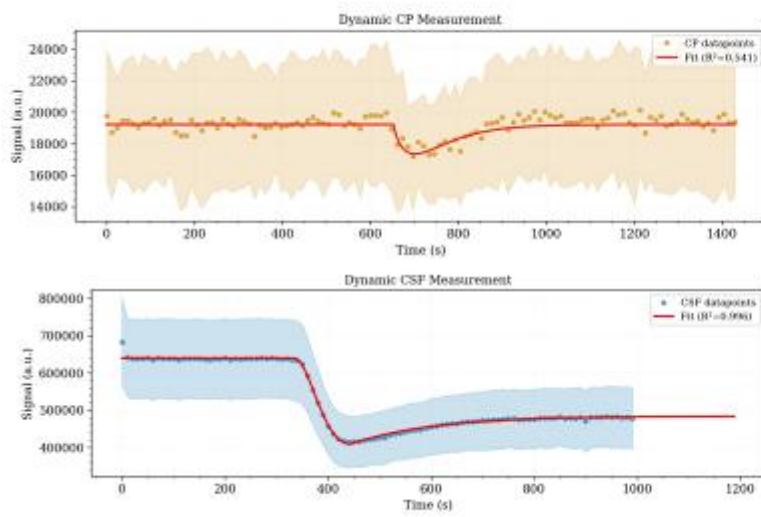
References

[1] J.J. Iliff et al. Sci. Transl. Med. 4.147 (2012). DOI: 10.1126/scitranslmed.3003748.

[2] P. Evans et al. Nat. Commun. 11 (2020). DOI: 10.1038/s41467-020-16002-4.

Fig 1: Dynamic CP and CSF measurements including example scans for each compartment.

Abb. 1



MRT04.06 OpenMRF: An open-source framework for standardized and vendor-neutral magnetic resonance fingerprinting

T. Griesler^{1,2}, J. Stebani³, S. Kaplan^{1,2}, P. Albert^{3,4}, M. Blaimer^{3,5}, T. Wech⁶, Q. Chen⁷, X. Wang⁷, M. Zaitsev⁷, Z. Zhu⁸, Q. Liu⁸, P. Martin⁸, J. F. Nielsen², J. Hamilton^{1,2}, P. M. Jakob³, P. Nordbeck⁴, N. Seiberlich^{1,2}, M. Gram^{1,3,4}

¹ University of Michigan, Department of Radiology, Ann Arbor, MI, Vereinigte Staaten

² University of Michigan, Department of Biomedical Engineering, Ann Arbor, MI, Vereinigte Staaten

³ Universität Würzburg, Experimental Physics 5, Würzburg, Deutschland

⁴ Universitätsklinikum Würzburg, Department of Internal Medicine I, Würzburg, Deutschland

⁵ Universitätsklinikum Erlangen, Department of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

⁶ Universitätsklinikum Würzburg, Department of Experimental Radiology, Würzburg, Deutschland

⁷ Universitätsklinikum Freiburg, Division of Medical Physics, Department of Radiology, Freiburg i. Br., Deutschland

⁸ United Imaging Healthcare North America, Houston, TX, Vereinigte Staaten

Introduction

Magnetic Resonance Fingerprinting (MRF) enables simultaneous quantitative estimation of multiple tissue parameters [1], but its broader adoption is limited by proprietary implementations and high methodological barriers. OpenMRF is a freely available, Pulseq-based [2] open-source framework that enables standardized, vendor-neutral development and application of MRF.

Methods

OpenMRF provides a modular end-to-end platform for MRF (openmrf.org), integrating sequence design, dictionary simulation, reconstruction, and pattern matching. By leveraging the Pulseq standard, nearly identical sequences can be executed across different MRI systems. The framework supports flexible readout strategies (e.g., spiral, radial, rosette) as well as various magnetization preparation modules (e.g., inversion recovery, T₂-preparation, and spin-lock modules). Dictionary simulation is directly derived from the exact hardware instructions encoded in the Pulseq format and accounts not only for T₁ and T₂ relaxation but also T_{1ρ} relaxation as well as B₀ and B₁ inhomogeneities. For image reconstruction, an iterative low-rank method was implemented [3]. Validation studies were performed on Siemens, GE, and United Imaging systems across field strengths ranging from 0.55 T to 5.0 T.

Results

Phantom measurements using the ISMRM/NIST system phantom demonstrate robust and reproducible quantification of T₁ and T₂ across different field strengths (Fig. 1). The results show good agreement with reference measurements and highlight the transferability of standardized MRF sequences across different vendor platforms. In vivo validation includes successful multi-parametric mapping in the brain, heart, kidneys, and liver, demonstrating the flexibility of the framework for diverse clinical applications. The examples in Fig. 2 illustrate in vivo quantification of T₁, T₂, T_{1ρ}, as well as proton density fat fraction (PDFF) using a rosette readout.

Conclusion

OpenMRF establishes an open and standardized platform for MR Fingerprinting and, for the first time, enables consistent and vendor-neutral implementation of complex MRF methodologies. The framework substantially lowers the barrier to entry for research groups and provides a foundation for reproducible and harmonized quantitative MRI studies.

References

- [1] Ma D, et al. 2013 Mar 14;495(7440):187-92
- [2] Layton KJ et al. Magn Reson Med. 2017 Apr;77(4):1544-1552
- [3] Hamilton JI, et al. NMR Biomed. 2019 Feb;32(2):e4041

Figure 1: MRF-based T_1 and T_2 maps in the NIST phantom across different field strengths and scanner platforms. The results demonstrate consistent quantification and good agreement with reference values.

Figure 2: Examples of multi-parametric *in vivo* applications of OpenMRF: cardiac T_1 , T_2 , and $T_{1\rho}$ mapping as well as renal T_2^* and fat quantification.

Abb. 1

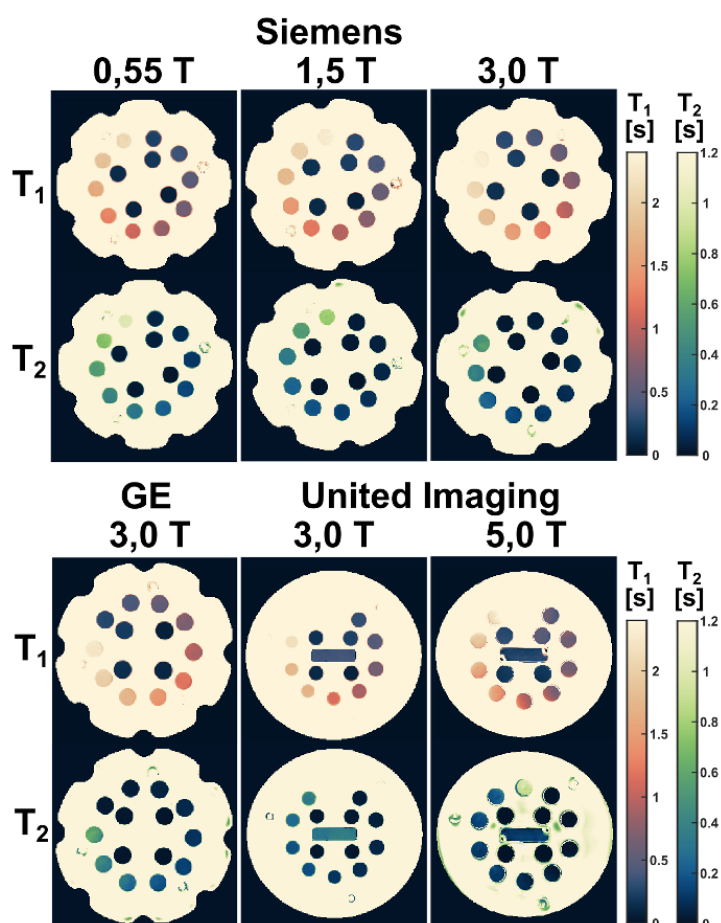
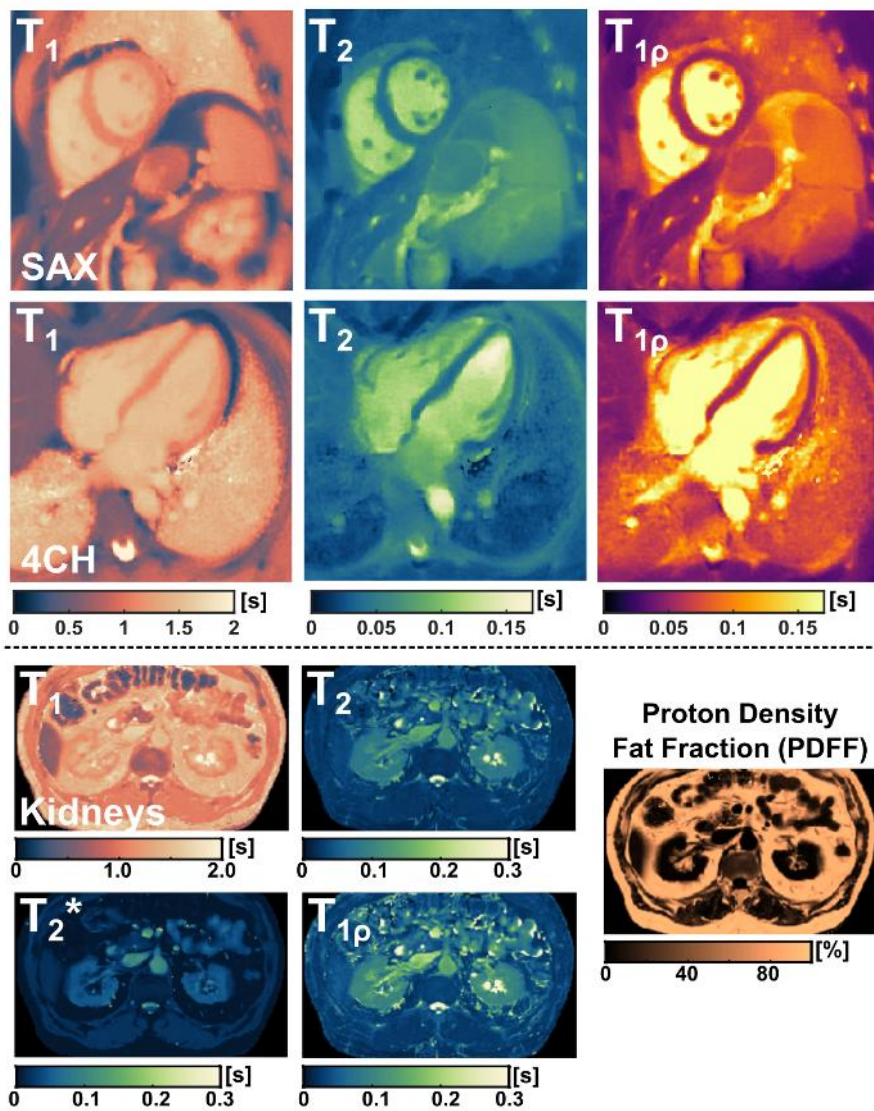


Abb. 2



KI-gestützte Datenstrukturierung

FS07.04 End-to-end deep sound coding strategies for enhanced speech-in-noise understanding in cochlear implant users

W. Nogueira¹

¹ Medizinische Hochschule Hannover, HNO, Hannover, Deutschland

Cochlear implant (CI) users often face significant challenges in understanding speech in noisy environments. We present an overview of our work on novel deep learningbased sound coding strategies designed to improve speech intelligibility for CI users. These strategies span from front-end source separation algorithms to a fully end-to-end sound coding framework that directly estimates electrodograms from raw audio input, bypassing traditional CI processing pipelines.

Our end-to-end approach, referred to as DeepACE, DeepF120, or DeepFS4, depending on the CI coding strategy it replaces, leverages deep neural networks (DNNs) to substitute conventional sound coding algorithms. Building on prior work, we introduce several architectural innovations. We incorporate a discriminator network to enforce the generation of high-fidelity electrodograms through adversarial learning, enhancing the effectiveness of the electrical stimulation patterns. Furthermore, we extend our framework to bilateral CI processing by introducing latent fusion layers that connect two monaural deep denoising sound coding networks. These layers multiply the latent representations from each side, facilitating interaural information sharing and improving noise reduction capabilities. We further provide insights into extending end-to-end sound coding strategies for brain-informed speech enhancement by integrating fusion layers that decode electroencephalography (EEG)-derived speech envelopes. These neural signals guide the DNNs toward the attended speaker. Finally, we demonstrate the feasibility of deploying these architectures on low-power, real time and low-latency hardware platforms for next-generation CIs.

We evaluated the proposed strategies using both objective instrumental metrics and behavioral experiments with CI users. Comparisons were made against baseline methods including the classic Wiener filter and the state-of-the-art TasNet architecture used as a front-end to ACE, FS4, and F120. Behavioral testing involved the HSM sentence test in quiet and in ICRA7 noise conditions.

Results from objective measures demonstrate that the end-to-end sound coding strategies significantly outperform baseline methods in terms of predicted speech intelligibility and noise reduction. The inclusion of the generative module and fusion layers further enhances performance. Speech understanding results in three studies including Nucleus, Advanced Bionics and MED-EL CI users show that performance in quiet was comparable across end-to-end sound coding strategies, and classical sound coding strategies with and without front-end processing. Notably, in noisy conditions, bilateral CI users achieved speech intelligibility scores with the end-to-end denoising sound coding strategy that approached those obtained in quiet, highlighting the potential of these methods to improve real-world listening experiences. Our results also show that incorporating EEG-based attention improves speech enhancement.

Psychophysik in der Audiologie: Anwendung bei apparativen Versorgungen 1

AU03.01 Psychoakustische Erfassung des Klangeindrucks für Sprache bei Cochlea-Implantat-Tragende

A. C. Kopsch¹, S. K. Plontke¹, T. Rahne¹

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

Einleitung

Cochlea-Implantat (CI)-Tragende, die am Anfang ihrer Rehabilitation stehen, beschreiben ihren Höreindruck mit CI häufig als stark verzerrt. Die neuronale Plastizität des Menschen ermöglicht es jedoch, dass sich die CI-Tragenden an die neuen Höreindrücke gewöhnen. Einseitig ertaubte Menschen, die mit einem CI versorgt sind, können die Klangwahrnehmung ihres CIs mit dem ihres normalhörenden Ohres vergleichen. Die bisherigen Studien zum Klang des Hörens mit CI berücksichtigten die CI-Erfahrungen der einzelnen Studienteilnehmenden nur wenig oder gar nicht (1). Ziel dieser Studie war es, die Klangwahrnehmung von CI-Tragenden in unterschiedlichen Rehabilitationsphasen anhand von Klangbeispielen ("CI-Simulationen") zu erfassen.

Material/ Methoden

Es wurde eine zweiteilige, prospektive, experimentelle Studie an Personen mit einer einseitigen Ertaubung, die mit einem CI des Herstellers Cochlear Ltd. (Sydney, Australien) versorgt sind, durchgeführt. Im ersten Teil nahmen 15 CI-Tragende mit mindestens 2 Jahren CI-Erfahrung teil. Im zweiten Teil wurden fünf Personen mit maximal 5 Tagen CI-Erfahrung untersucht. Letztere nahmen nach 6 Monaten erneut an der Studie teil. In Anlehnung an Dorman et al. (2020), wurde ein Software-Mischpult entwickelt um die Klangwahrnehmung mit CI zu simulieren. Durch psychoakustische Analysen mit den Studienteilnehmenden, in denen systematisch erfasst wurde, wie die Simulation angepasst werden müsste, um die CI-Klangwahrnehmung besser zu erfassen und anschließender Modifikation der Parameter wurden die Simulationen optimiert. Abschließend wurde die Ähnlichkeit der Simulation im Vergleich zum CI-Klang auf einer subjektiven Skala von 1,0 (komplett verschieden) bis 10,0 (identisch) bewertet.

Ergebnisse

Die erzeugten Simulationen wurden von den erfahrenen CI-Tragenden im Mittel mit einer Ähnlichkeit von $9,7 \pm 0,5$ bewertet. In der Probandenkohorte der unerfahrenen CI-Tragenden wurden Simulationen erzeugt, die im Mittel mit einer Ähnlichkeit von $8,9 \pm 0,8$ bewertet wurden.

Zusammenfassung

Das entwickelte Software-Mischpult ist ein geeignetes Tool zur Erfassung der Klangwahrnehmung mit CI. Die Simulationen zeigen, dass die CI-Klangwahrnehmung interindividuell variabel ist und sich insbesondere in den ersten sechs Monaten verändern kann. Zudem kann die CI-Klangwahrnehmung bei einseitiger Taubheit der Wahrnehmung eines normalhörenden Ohres sehr nahekommen.

Literatur

1. Dorman, Michael F. et al. (2020): Approximations to the Voice of a Cochlear Implant: Explorations With Single-Sided Deaf Listeners. In: Trends in hearing 24. DOI: 10.1177/2331216520920079.

AU03.02 Sprachaufmerksamkeit beeinflusst cochleäre Antworten: Modulation von Distorsionsprodukt-otoakustischen Emissionen beim Menschen

J. Steinebach¹, T. Reichenbach¹

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

Einleitung

Das menschliche Hörsystem ermöglicht das Verstehen von Sprache in komplexen akustischen Situationen durch selektive Fokussierung relevanter Signale bei gleichzeitiger Unterdrückung konkurrierender Quellen. Während diese Fähigkeit meist kortikalen Prozessen zugeschrieben wird, erlauben efferente Verbindungen eine Modulation bis auf die Ebene der Cochlea. Otoakustische Emissionen (OAEs) stellen hierbei ein nichtinvasives Maß cochleärer Aktivität dar. Insbesondere Distorsionsprodukt-OAEs (DPOAEs) wurden bisher überwiegend mit Reintönen untersucht. In dieser Studie untersuchen wir, ob selektive Aufmerksamkeit auch bei sprachbasierten DPOAEs (speech-DPOAEs) periphere Prozesse moduliert und ob sich Effekte in Abhängigkeit von der spektralen Auflösung harmonischer Komponenten unterscheiden.

Material & Methoden

Die Stimuli basieren auf männlichen und weiblichen Sprachsignalen und wurden so konstruiert, dass harmonische Obertöne n und m ($n < m$) gezielt Distorsionsprodukte bei $2n-m$ erzeugen. Aufgelöste Harmonische führen zu separaten Anregungsmaxima entlang der Basilarmembran, während nicht aufgelöste Harmonische stark überlappen. Das Design ermöglichte die simultane Messung von speech-DPOAEs beider Sprecher. Vierzig normalhörende Proband:innen (18–31 Jahre) hörten zwei konkurrierende Stimmen monaural, während kontralateral Stimuli präsentiert und DPOAEs gemessen wurden. Der Aufmerksamkeitsfokus wurde blockweise zwischen beiden Stimmen sowie einem visuellen Distraktor variiert.

Ergebnisse

Für aufgelöste Harmonische zeigte sich eine signifikante Reduktion der speech-DPOAE-Amplituden, wenn die entsprechende Stimme beachtet wurde, im Vergleich zum Ignorieren. Dieser Effekt trat für nicht aufgelöste Harmonische nicht auf. Die Ergebnisse sprechen für eine selektive Modulation spektral separierbarer Sprachanteile. Zudem zeigte der Vergleich auditiver mit visueller Aufmerksamkeit eine vergleichbare Modulation, was auf einen Einfluss intermodaler Aufmerksamkeitsprozesse auf cochleärer Ebene hinweist.

Zusammenfassung

Die Befunde belegen, dass selektive Aufmerksamkeit bei Sprachverarbeitung im Störgeräusch den aktiven Verstärkungsmechanismus der Cochlea beeinflusst und damit die periphere auditorische Enkodierung moduliert. Die Beschränkung des Effekts auf aufgelöste Harmonische entspricht den frequenzselektiven Eigenschaften der Basilarmembran und spricht für eine fein abgestimmte, spektral spezifische Top-down-Modulation. Das vorgestellte speech-DPOAE-Paradigma erlaubt erstmals die gleichzeitige, frequenzspezifische Untersuchung cochleärer Antworten auf mehrere Sprecher und eröffnet neue Perspektiven für die Analyse auditorischer Szenen unter realitätsnahen Bedingungen. Weitere Details zur durchgeführten Studie finden sich in unserer Publikation (J. Steinebach & T. Reichenbach (2026). Front. Neurosci. doi: 10.3389/fnins.2026.1756386).

AU03.03 Subjektive und objektive Schwellenfindung bei Cochlea-Implantat

T. Rader¹

¹ LMU Klinikum der Universität München, Audiologie, Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, München, Deutschland

Die Reizschwelle bezeichnet die Stärke des geringsten Reizes, der eine wahrnehmbare oder messbare Reaktion auslöst. Bei der Anpassung von Cochlea-Implantat-(CI)-Systemen kommen sowohl subjektive (vom CI-Nutzer bewertete) als auch objektive (durch Messtechnik gemessene) Schwellenfindungen zum Einsatz.

Durch die subjektive Schwellenfindung wird der sogenannte T-Wert bei der Anpassung bestimmt. Er ist die elektrodenspezifisch bestimmte Wahrnehmungsschwelle für gerade hörbare elektrische Einzelkanalstimulation. Eine präzise Bestimmung dieser "elektrischen Hörschwelle" ist essentiell Wichtig für ein gutes Sprachverstehen mit dem CI. Dieser Wert kann durch verschiedene Methoden bestimmt werden, deren Vor- und Nachteile aufgezeigt werden.

Die objektive Schwellenfindung kommt bei der Messung der elektrisch evozierten Hörnerven-Antworten zum Einsatz (z.B. Auto-NRT, ART, Auto-ART, NRI), die intraoperativ direkt nach der Elektrodeninsertion erfolgt, aber auch postoperativ nach der Implantation in der klinischen Routine zur Diagnostik und Qualitätssicherung erfolgen kann. Dabei muss das elektrodenspezifisch gemessene Antwortsignal entweder visuell oder durch automatische Algorithmen sicher erkannt werden, sobald es größer als das Restrauschen ist. Dies erfolgt entweder durch eine Interpolation der Wachstumsfunktion oder mathematische Algorithmen.

AU03.04 Ein integriertes ComputermodeLL der Haarzellen- und auditorischen Nervenantworten auf akustische und elektrische Stimulation

R. P. Stracke^{1,2}, W. Nogueira^{1,2}

¹ Medizinische Hochschule Hannover, HNO - Deutsches Hörzentrum, Hannover, Deutschland

² Universitat Autònoma de Barcelona, Microelectronics and System Electronics, Barcelona, Spanien

Elektrocochleographie (ECoChG) beschreibt die Messung von elektrischen Potenzialen im peripheren Hörsystem und gewinnt erneut an Bedeutung in der klinischen Audiologie (Eggermont, 2017), insbesondere bei Cochlea-Implantationen von Systemen der kombinierten elektrisch-akustischen Stimulation (EAS). Die eindeutige Interpretation von ECoChG-Antworten ist allerdings oft schwierig (Samuel et al., 2025). Hinzu kommt, dass bei elektrisch-akustischer Stimulation Maskierungseffekte mittels ECoChG festgestellt wurden (Krüger et al., 2020a), deren fundamentale Mechanismen noch ungewiss sind.

Um sowohl die Interpretation der Aufnahmen zu vereinfachen, als auch den Ursprung der Interaktionseffekte ergründen zu können, wurde ein Framework entwickelt, das ECoChG-Signale prognostiziert und die Haarzellen- und Nervenantworten sowie elektrischen und akustischen Antworten separieren kann. Dieses Modell verbindet ein phänomenologisches Spiking-Modell (Kipping & Nogueira, 2022), ein Finite-Elemente-Modell zur Analyse der elektrischen Potentialverteilung in einer menschlichen Cochlea (Nogueira, 2016), und ein biophysikalisches Modell zur Beschreibung der Nervenantwort (Kipping et al., 2024).

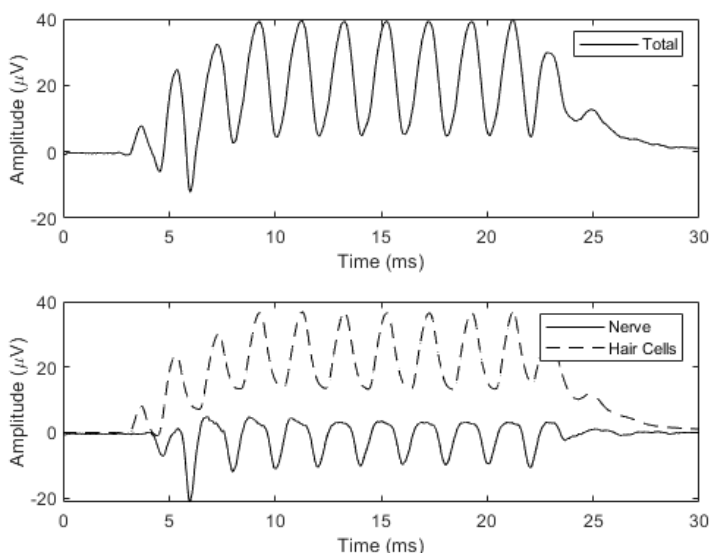
Die Ergebnisse zeigen akustisch evozierte ECoChG-Antworten welche die typischen Komponenten (CM, ANN, SP, N1) aufweisen und mit experimentellen Daten (Krüger et al., 2020b) in ihrer Amplitude als auch in ihren Wachstumsfunktionen übereinstimmen. Weiterhin prognostiziert das Modell elektrische Maskierung während der elektrisch-akustischen Stimulation, wobei die durchschnittliche gemessene Maskierung (1.14 dB; Krüger et al., 2020a) die vom Modell prognostizierte (0.49 dB) überstieg.

Das Modell bietet ein Framework zur Simulation von ECoChG-Signalen, welches erstmals neurale Komponenten inkludiert und elektrische Stimulation ermöglicht. Die Diskrepanz in der Maskierung zwischen Modell und Experiment könnte auf zusätzliche elektrophonische Interaktionen hinweisen.

Diese Arbeit ist Teil eines Projekts, das vom Europäischen Forschungsrat (ERC) im Rahmen des Horizon-ERC-Programms der Europäischen Union gefördert wurde (Fördervereinbarung READIHEAR Nr. 101044753. PI: Waldo Nogueira). Weitere Fördermittel wurden vom ATRAE-Projekt NEUROHEAR der Agencia Estatal de Investigación bereitgestellt (Förderung NEURO-HEAR: ATR2023-145064, PI: Waldo Nogueira).

Abb. 1

ECoChG Signal in response to an acoustic tone burst (500 Hz, MCL)



Aktuelle praktische Herausforderungen in der Nuklearmedizin

Markus Borowski (Braunschweig/DE), Christian Schütze (Göttingen/DE), Robert Freudenberg (Dresden/DE), Uwe Reichelt (Dresden/DE), Felix Bärenfänger (Dortmund/DE), Sören Semrau (Kiel/DE)

Die Sitzung greift aktuelle Themen der medizinphysikalischen Praxis in der Nuklearmedizin auf. Behandelt werden geänderte Rechtsanforderungen und Herausforderungen in deren Umsetzung, Fragen zur personendosimetrischen Überwachung sowie zur Realisierung des baulichen Strahlenschutzes.

AI in MRI

MRT06.01 Cloud AI agents as autonomous MR research assistants: Planning experiments, calling simulations, running real MRI scans, and documenting results

M. Zaiss¹, A. Aly¹, S. Weinmüller¹, J. Endres¹, A. Maier²

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Neuroradiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

² Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Pattern Recognition Lab, Erlangen, Deutschland

Introduction

An MR experiment requires planning, sequence programming, simulation, scanning, reconstruction, figure generation, and documentation. We ask whether an AI agent can turn a natural-language research question into a complete, reproducible lab-notebook entry.

Methods

Given a research task, the agent writes a plan, codes the sequence and reconstruction, executes the sequence in simulation or at a real scanner, saves figures, and composes a complete lab-notebook entry. Extending the Agent4MR concept [4], dedicated skill files instruct the agent on pypulseq [1] sequence programming, MR-zero simulation and optimization [2], automated sequence checking, reconstruction, and real-scanner operation. Per instruction, the notebook itself is a markdown file with embedded figures, as demonstrated in the public repository (<https://github.com/MRsources/CloudAgent4MR>). Deployed as cloud AI agents, installation and compute run remotely while users interact

from web or mobile clients (Fig. 1).

Results

Logged entries span tasks from "Simulate a 2D FLASH and show k-space plus FFT recon." to "Build a 2D EPI

readout, add a polynomial B0 deviation, reconstruct with NUFFT, and animate the recon while scaling the deviation." Each task yielded a full notebook entry with plan, code, simulation, and figures, all reviewable as a single commit (Fig. 2), and, once accepted, part of the final lab-notebook on <https://github.com/MRsources/CloudAgent4MR>. Real-scanner runs followed the same pattern, with human-assisted hardware setup; reconstructions of the measured data were appended to the same entry.

Discussion

To our knowledge, this is one of the first demonstrations of AI agents covering the full MR experiment lifecycle—from research question to lab-notebook entry—in a single auditable, file-based workflow. It builds on prior LLM-assisted MR programming [3,4] with a focus on comprehensive documentation of results. Key open issues are reliability, the points at which human oversight is indispensable, and governance (permissions, data paths, scanner policies); safety standards for agentic use in clinical and research MRI remain to be established.

Conclusion

We propose a research-question-to-notebook-entry workflow that generalizes beyond MR to any field where most work is digital (simulation, optimization, analysis), with real measurements plugged in where needed.

Literature

- [1] K. J. Ravi et al., "PyPulseq," Magn. Reson. Imaging, 52:9–15, 2018.
- [2] A. Loktyushin et al., "MR-zero," Magn. Reson. Med., 86(2):709–724, 2021.
- [3] M. Zaiss et al., "GPT4MR," BVM 2024, Springer, pp. 94–99.
- [4] M. Zaiss et al., "Agentic MR sequence development," arXiv:2604.13282, 2026

Captions

Figure 1: Cloud Agent for MR concept scheme.

Figure 2: User interface in Cursor AI with conversation on the left, and proposed and revisable change to notebook on the right.

Abb. 1

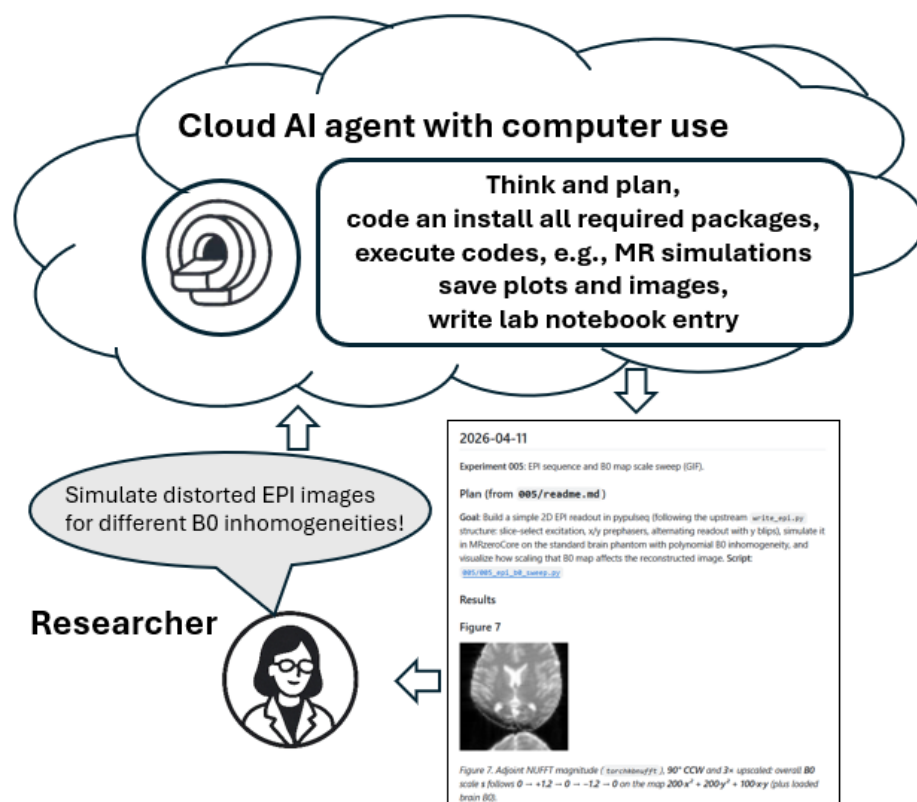


Abb. 2

Experiment 005 EPI B0

make exp 005.
create a simple EPI sequence (eg use pypulseq examples online) and create a gif of the seq result when the B0 map is scaled by a factor. in the gif the factor is swepted from negative to positive

Environment ready
Worked for 6m 49s
Here is what was added for experiment 005.

What was implemented

- 005/005_epi_b0_sweep.py
 - Builds a single-shot blipped EPI in pypulseq using the same layout as the official `write_epi.py`: slice-select 90° , x/y/z prephasers, then alternating `gx + adc` with `gy blips` between lines.
 - Loads the brain phantom with the same `B0_polynomial=(0, 0, -150, 1, 1, 0)` as 001/002, stores `B0_ref`, then sets `phantom.B0 = B0_ref * s` for `s` from $-1.2 \rightarrow +1.2$ (25 steps).
 - For each scale: `mr0.util.simulate(seq, phantom)`, reshape ADCs to `(n_y, n_x)`, flip every other readout for serpentine EPI, 2D FFT $\rightarrow$ magnitude.
 - Writes `005/images/fig1_b0_scale_sweep.gif`, sequence plots (`fig1_seq_rf_adc.png`, `fig2_seq_gradients.png`), static triple panel `fig3_static_b0_scales.png`, and `005/005_epi_brain.seq`.
- 005/readme.md — short plan (written before the run).
- README.md — new lab entry (figures 5–8) with the plan and embedded images/GIF.

Branch: `cursor/exp-005-epi-b0-gif-a9e0`
PR: <https://github.com/mzaiss/mrexp/pull/15>

Main artifact: `005/images/fig1_b0_scale_sweep.gif` — magnitude recon while B0 is scaled from negative through zero to positive.

use a nufft recon as described in skills

Worked for 2m 4s

Add a follow up

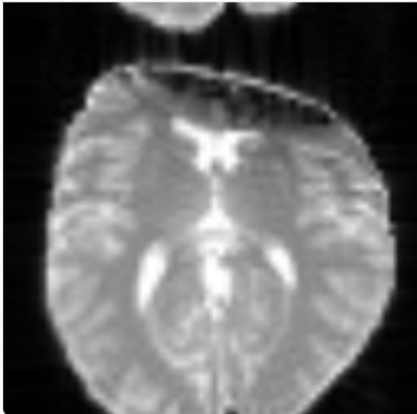
Git Desktop Terminal

Experiment 005: EPI se... #15 Squash and merge

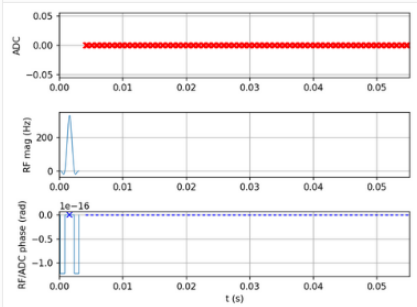
Open `cursor/exp-005-epi-b0-gif-a9e0` $\rightarrow$ template

Diff Review Commits 8

fig1_b0_scale_sweep.gif Added New



005/...fig1_seq_rf_adc.png Added New



MRT06.02 Characterizing noise propagation and nonlinearity-induced spatial blurring in k-space interpolation networks

I. Homolya^{1,2,3}, J. Stebani⁴, F. Breuer⁵, G. Hein², M. Gamer⁶, F. Knoll^{3,7}, M. Blaimer⁸

¹ Universitätsklinikum Würzburg, Deutsches Zentrum für Herzinsuffizienz, Würzburg, Deutschland

² Universitätsklinikum Würzburg, Klinik und Poliklinik für Psychiatrie, Psychosomatik und Psychotherapie, Würzburg, Deutschland

³ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering, Erlangen, Deutschland

⁴ Universität Würzburg, Department of Physics, Würzburg, Deutschland

⁵ Fraunhofer Institute for Integrated Circuits IIS, Division Development Center X-Ray Technology, Magnetic Resonance and X-ray Imaging Department, Würzburg, Deutschland

⁶ Universität Würzburg, Lehrstuhl für Psychologie I, Würzburg, Deutschland

⁷ New York University Grossman School of Medicine, Department of Radiology, New York, NY, Vereinigte Staaten

⁸ Universitätsklinikum Erlangen, Institute of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

Introduction

Evaluating ML-based MRI reconstructions often relies on aggregate metrics requiring fully sampled references, which frequently overlook noise amplification or suppression. We analyze how nonlinear activations influence spatial noise variance and apparent blurring in k-space interpolation (RAKI)¹ networks and propose a framework for integrating noise variance information during training.

Methods

First, we leverage automatic differentiation to compute the end-to-end Jacobian³ providing a first-order approximation of the network's noise propagation^{3,4}. The Jacobian can map the input noise covariance to the output noise covariance via the law of error propagation.

By calculating the generalized g-factor^{4,5}, the total noise variance map, we can distinguish between three variance sources: 1) total, 2) eigenpixel, and 3) residual variances, which are analogous to the full covariance matrix, the diagonal, and the off-diagonal elements, respectively, if computed.

These represent the complete, linear, and nonlinear components of the network, respectively. Furthermore, to quantify nonlinear signal mixing without references, we define the apparent blurring as the normalized ratio of nonlinear to linear variance.

By incorporating these maps as regularizers into the loss, our g-factor-informed network (GIF-RAKI) integrates information on noise characteristics and blurring in every iteration step.

Results

The variance components quantitatively characterize RAKI: the trade-off between noise amplification and apparent blurring is driven by the network's nonlinearity (Figure 1). Analogous to classical regularized reconstruction problems, the regularizers influence the noise suppression and blurring characteristics of GIF-RAKI (Figure 2).

Conclusion

This methodology advances ML-based MRI reconstructions by gaining insight into the behavior of RAKI, and by providing image quality metrics for prospectively accelerated examinations. Furthermore, GIF-RAKI effectively enables to balance noise amplification and apparent blurring.

Figure 1. Impact of nonlinearity (complex Leaky ReLU slope α) on RAKI variance components ($R=5$, $ACS=48$). As nonlinearity increases ($\alpha \rightarrow 0$), the gfactor decreases and the residual variance becomes dominant. At $\alpha \rightarrow 1$ (linear), RAKI matches GRAPPA behavior. An intermediate level ($\alpha \approx 0.5$) balances denoising and blurring.

Figure 2. GIF-RAKI performance for varying apparent blurring targets (γ_{blur}). Increasing γ_{blur} leads to visible blurring. Compared to standard RAKI, GIF-RAKI variance maps exhibit improved spatial smoothness due to regularization. Red contours denote the experimentally determined $\gamma_{\text{blur}}=0.5$ isocontour, highlighting regions where blurring may impact diagnostic value.

References

1. Akçakaya MRM 2019
2. Bradbury GitHub 2018
3. Wang Proc. ISMRM 2022
4. Dawood MRM 2025
5. Breuer MRM 2009

Abb. 1

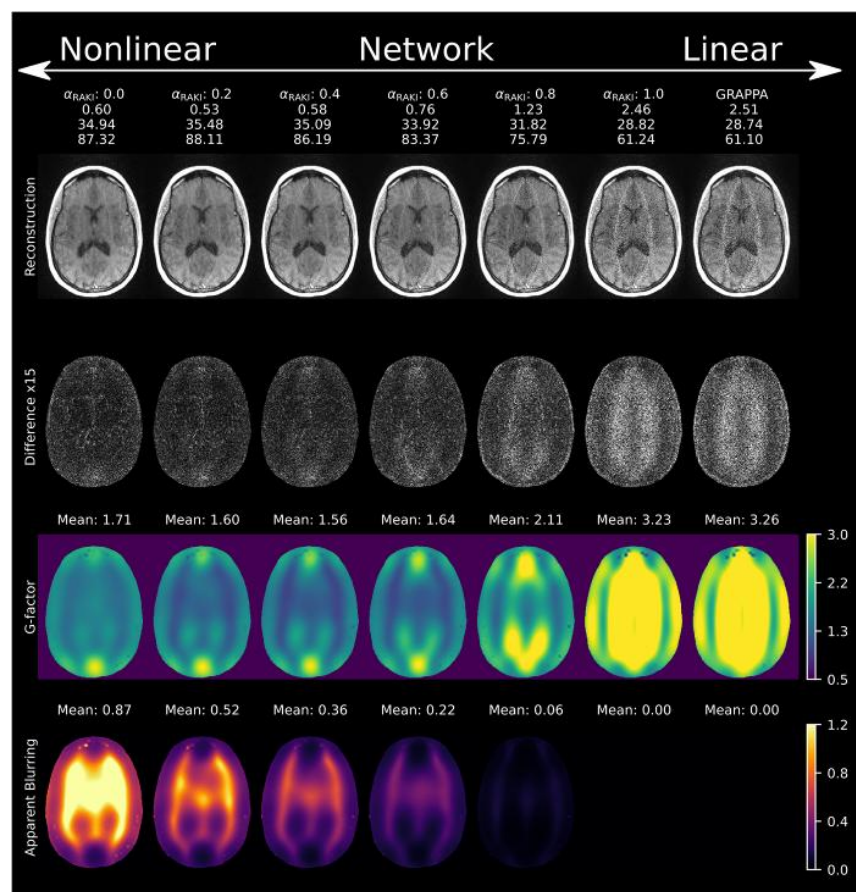
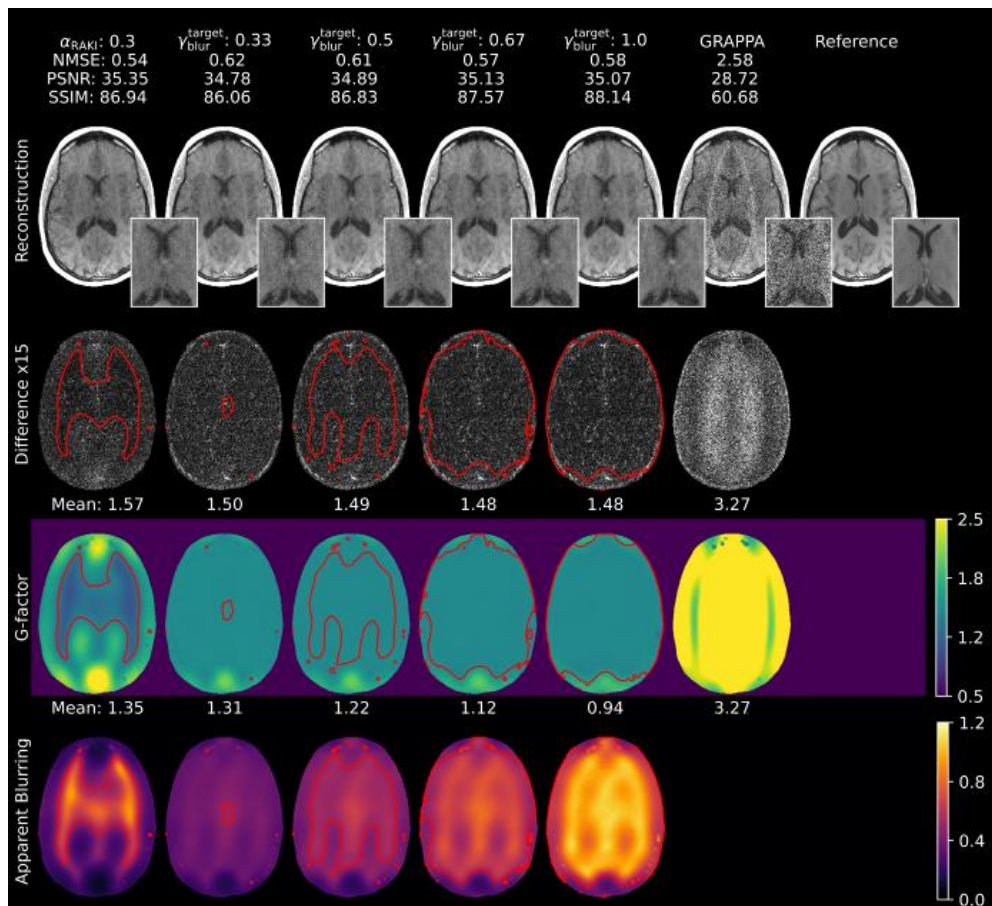


Abb. 2



MRT06.03 Improved CSF and ps

eudo-lesion suppression in 3D FLAIR using end-to-end optimization

F. Gritsch¹, P. Liebig², A. Mennecke¹, A. Dörfler¹, M. Zaiss¹, M. Blaimer¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

² Siemens Healthineers AG, Erlangen, Deutschland

Introduction

3D FLAIR acquisitions based on SPACE can suffer from artifacts that impair image interpretation. Pseudo-lesions may appear in anatomical structures where no corresponding abnormality is visible on MPAGE. In addition, incomplete CSF suppression can lead to a diffuse gray "curtain" within the ventricular CSF.

Methods

Measurements were performed using standard SPACE and optimized HyperSPACE acquisitions on a 7T clinical scanner. CSF suppression was primarily assessed in simulation by analyzing images and histograms; the same effect was also evaluated in vivo. For pseudo-lesion analysis, the echo sampling mask and the corresponding tissue-specific point spread function (PSF) were investigated in simulation to study the origin of artifacts. Based on these findings, a variable flip angle (VFA) train was optimized to reduce PSF spread and suppress directional artifact propagation. The optimized VFA was then evaluated in-vivo by comparing FLAIR images with corresponding MPAGE images and standard SPACE acquisitions.

Results

The optimized acquisition showed an increased dynamic range and improved CSF suppression, reflected by a smaller histogram bump shifted toward lower signal intensities in simulation. Although this residual signal could be reduced by windowing, improved intrinsic suppression is preferable for clinical routine. Simulation-based PSF analysis showed a directional preference, which was also observed in vivo in standard SPACE, where pseudo-lesions appeared predominantly along the top-left to bottom-right diagonal. In vivo measurements with the optimized flip angle train demonstrated visibly reduced pseudo-lesions while maintaining or improving structural sharpness.

Fig. 1: Simulation for standard SPACE and HyperSPACE. The pixel-intensity histograms are matched.

Fig. 2: A) Sampling table showcasing the k-space trajectory. B) The PSF from the standard SPACE and the HyperSPACE showing a directional preference which leads to the pseudo lesions. C) In-vivo results.

Conclusion

End-to-end optimization of the VFA train in 3D FLAIR can improve CSF suppression and reduce pseudo-lesion artifacts. The proposed approach appears promising for improving quality in brain imaging.

References

1. Dawood, et al. Magn Reson Med. 2025 Sep;94(3):1026-1043. doi: 10.1002/mrm.30533

Abb. 1

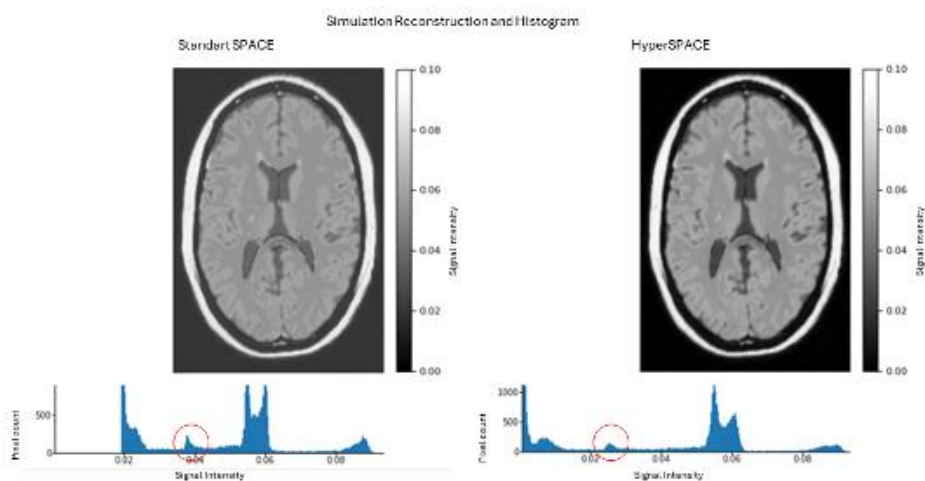
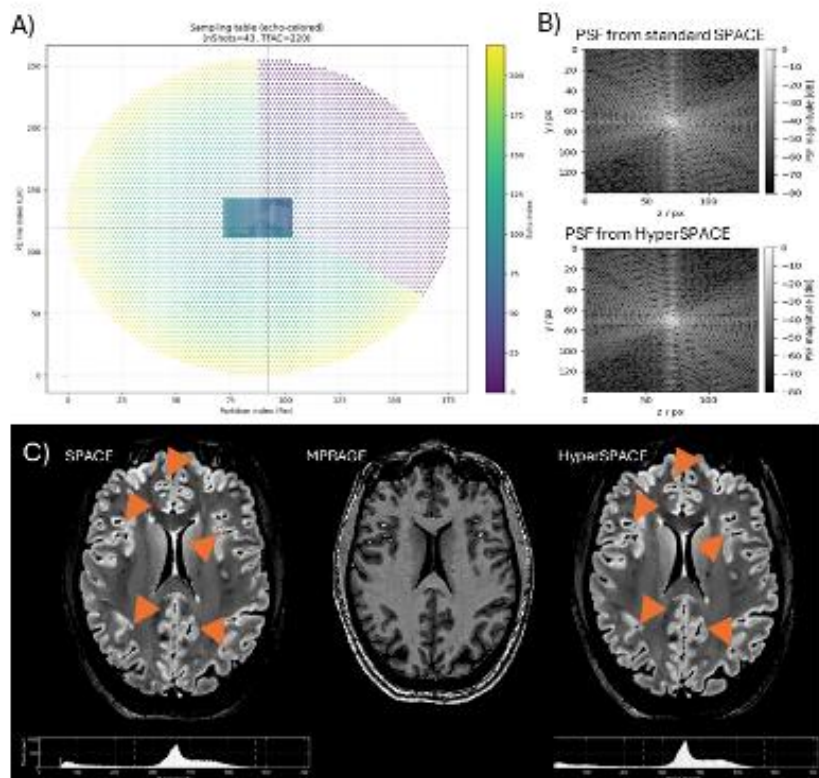


Abb. 2



Psychophysik in der Audiologie: Anwendung bei apparativen Versorgungen 2

AU04.01 Tonhörsensitivität bei Cochlea-Implantat-Versorgung in Abhängigkeit der ortspezifischen Pulsrate und des Stimulationsortes

M. Körtje¹, O. Macherey², U. Baumann¹, T. Weißgerber¹

¹ Klinik für HNO-Heilkunde, Universitätsmedizin Frankfurt (Main), Audiologische Akustik, Frankfurt a. M., Deutschland

² Aix Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Laboratoire de Mécanique Et d'Acoustique, Marseille, Frankreich

Mit Cochlea-Implantaten (CI) ist die Tonhörsensitivität durch die mangelnde Sensitivität für kleine Veränderungen der elektrischen Pulsrate oder für Unterschiede zwischen benachbarten Elektroden häufig eingeschränkt. Ziel der vorliegenden Studie ist (1) die Ermittlung der apikalen und medialen Pulsratensensitivität im Bereich der ortspezifischen Mittenfrequenzen der apikalen Elektrode und (2) die Ermittlung der Ortsdiskriminationsfähigkeit bei Parallelstimulation benachbarter Elektroden apikal und medial.

23 Personen mit CI-Versorgung (MED-EL, Innsbruck) mit vollständig inserierten Elektrodenträgern (Insertionstiefe > 550°) und mindestens einem Jahr Hörerfahrung mit CI nahmen an dem ersten Versuch teil. Die apikale (EL1) und mediale (EL6) Elektrode wurde mittels Research Interface Box (Universität Innsbruck) und einer MATLAB-basierten Versuchsablafroutine angesteuert. Die ortspezifischen Mittenfrequenzen wurden mit postoperativen CT-Aufnahmen und der Software Otoplan (Cascination, Schweiz) ermittelt. Die Ratensensitivität im Bereich der ortspezifischen Mittenfrequenz von EL1 wurde mit einem psychoakustischen Tonhörsensitivitätsexperiment ermittelt. Die Versuchspersonen sollten in einem 2A3IFC-Versuch den Stimulus mit variierender Tonhöhe zur Mittenfrequenz identifizieren. Mit einer Untergruppe von 10 Versuchspersonen erfolgte der zweite Studienteil, welche die Tonhörsensitivität bei der Variation des Stimulationsortes untersuchten. Benachbarte Elektroden apikal und medial wurden mit variierenden Amplitudenmaxima parallel stimuliert, um die Diskriminationsfähigkeit zur Referenzelektrode (EL1 bzw. EL6) zu evaluieren. Hierbei war die Pulsrate entweder die ortspezifische Mittenfrequenz von EL1 oder von EL6 und wurde jeweils an beiden Positionen getestet. Für beide Versuche wurde die Methode für konstante Stimuli verwendet und Diskriminationskurven bestimmt.

Die meisten Versuchspersonen waren an beiden Elektroden sensitiv für tieffrequente Ratenvariationen. Die Ratensensitivität zeigte keine Ortsabhängigkeit zwischen dem medialen und dem ortspezifischen apikalen Stimulationsort. Es gab für mediale und apikale Stimulationen keinen signifikanten Unterschied in der Ratensensitivität für höhere und tiefere Raten. Fast alle Versuchspersonen konnten bei Parallelstimulation benachbarter Elektroden Tonhörsensitivitätsunterschiede zur Referenzelektrode wahrnehmen. Die Tonhörsensitivität bei Parallelstimulation benachbarter Elektroden war medial und apikal vergleichbar. Die Änderung der Pulsrate zwischen der ortspezifischen Mittenfrequenz von EL1 und von EL6 zeigte keinen signifikanten Einfluss auf die Tonhörsensitivität.

Die Ergebnisse bestätigen bisherige Daten zur Ratensensitivität bei medialen und apikalen Elektroden, auch bei Nutzung ortspezifischer Raten. Weiterführende Analysen sollen untersuchen, ob und wie sich die Tonhörsensitivität bei simultaner und gegensätzlicher Änderung von Pulsrate und Stimulationsort ändert.

AU04.02 Tonhöhenunterscheidung mit Cochlea-Implantaten

L. Wagner¹, S. K. Plontke¹, T. Rahne¹

¹ Universitätsklinikum Halle (Saale), Halle (Saale), Deutschland

Einleitung

Für viele Träger*innen eines Cochlea-Implantats (CI) bleibt die genaue Unterscheidung von Tonhöhen trotz erheblicher technischer Fortschritte eine Herausforderung. Ziel dieser Arbeit war es, anhand psychoakustischer Untersuchungen die Unterscheidungsleistung von CI-Tragenden im Vergleich zu normalhörenden Kontrollpersonen systematisch zu analysieren und in Relation zu Elektrodenbandgrenzen sowie weiteren Stimulations-Parametern zu setzen.

Material & Methoden

In einer monozentrischen, prospektiven, kontrollierten, explorativen Studie wurden insgesamt 34 CI-Tragende (*20 mit Nucleus-CI (Cochlear Ltd.), 14 mit Synchrony-CI (MED-EL) sowie 19 nach Alters gematchte normalhörende Kontrollteilnehmer*innen*) untersucht. Im Rahmen eines psychoakustischen 3-Interval-2-Alternatives-Forced-Choice-Verfahrens wurden zur Messung der Tonhöhenunterscheidung jeweils Sinustöne mit variierenden Frequenzen präsentiert. Die Referenzfrequenz orientierte sich an der Bandmittenfrequenz von basalen oder apikalen CI-Elektroden. Die Unterscheidungsleistungen wurden für mehrere Elektrodenpositionen gemessen, wobei die Trefferquote insbesondere in Bezug auf die korrespondierende Bandgrenzfrequenz der CI-Elektroden betrachtet wurde.

Ergebnisse

Die mittlere Trefferquote für die korrekte Unterscheidung von überschwellig präsentierten Sinustönen lag bei CI-Träger*innen bei 60 %, während normalhörende Kontrollteilnehmer*innen 90 % erreichten. Für CI-Träger*innen betrug die mittlere Unterschiedsschwelle zwei Halbtonschritte; normalhörende Proband*innen detektierten bereits Unterschiede von einem Halbtonschritt zuverlässig. Es zeigte sich kein signifikanter Einfluss der Elektrodenfrequenz auf die Unterscheidungsleistung. Innerhalb eines Elektrodenfrequenzbandes waren für CI-Träger*innen Unterschiede von zwei Halbtönen erkennbar. Es zeigen sich bessere Unterscheidungsleistungen für hochfrequente Töne.

Zusammenfassung

Die Arbeit bestätigt, dass die Tonhöhenunterscheidung für CI-Tragende herausfordernd ist und erst ab Differenzen von zwei Halbtönen innerhalb eines Elektrodenfrequenzbandes erkannt werden. Die fehlende Abhängigkeit der Unterscheidungsleistung von der Position des Tones innerhalb des Elektrodenfrequenzbandes weist darauf hin, dass mehrere Faktoren in der Wahrnehmung eine Rolle spielen. Ob der Unterschied der Unterscheidungsleistung von hohen und tiefen Tönen von technischen Parametern abhängt, kann weiter untersucht werden. Die Ergebnisse sind für die Optimierung der CI-Technik im Hinblick auf ein verbessertes Musik- und Sprachverständnis relevant und sollten in zukünftigen Entwicklungen berücksichtigt werden.

AU04.03 Monopolar-tripolarer Hörschwellenunterschied zur Diagnostik des Hörnervenzustands in implantierten Cochleae

A. Croner¹, S. Bai¹, L. Driendl¹, R. Glueckert², W. Hemmert¹

¹ Technische Universität München (TUM), Bioanaloge Informationsverarbeitung, München, Deutschland

² Medical University Innsbruck, Otorhinolaryngology, Innsbruck, Österreich

Einleitung

Cochlearimplantate (CIs) stimulieren den Hörnerven, um verlorenes Hörempfinden wiederherzustellen. Dabei hat der Zustand des Hörnerven, inklusive Präsenz oder Fehlen von Dendriten der Spiralganglionneurone (SGN), einen Einfluss auf die Erregbarkeit (z.B. [1]). Der Zustand des Hörnerven in CI-Patienten ist demnach von Interesse. Existierende diagnostische Methoden sind z.B. der Polaritätseffekt (z.B. [2]) und der Interphase-Gap-Effekt (z.B. [3]). Diese Methoden sind bisher jedoch nicht verlässlich genug, um außerhalb der Forschung verwendet zu werden.

Wir präsentieren eine neue diagnostische Methode zur Analyse des Zustands des Hörnerven in CI-Patienten, basierend auf dem Hörschwellenunterschied zwischen monopolarer (MP) und tripolarer (TP) Stimulation.

Methoden

Wir simulierten CI-Stimulation in Finite-Elemente-Modellen von 8 menschlichen Cochleae. Die Modelle basierten auf μ CT-Scans mit 15 μ m Voxelgröße. MP-Stimulation wurde für 11 Elektroden in der Scala tympani simuliert, und TP-Ströme wurden durch lineare Kombination der MP-Ströme generiert. Daraufaufgehend wurden 500 SGN in jeder Cochlea als biophysikalische Multikompartiment-Neuronen simuliert. Neuronen wurden in einem intakten und in einem degenerierten Zustand simuliert, d.h. mit präsentem und mit fehlendem Dendrit. Abschließend wurden die Hörschwellen für MP- und TP-Stimulation bei intakten und degenerierten SGNs verglichen.

Ergebnisse

Bei degenerierten SGNs war der MP-TP-Hörschwellenunterschied durchgehend höher als bei intakten SGNs. Dieser Effekt war dabei stärker in der apikalen Hälfte der Cochleae. Zum Beispiel war für Elektrode 10 (vom Apex gezählt) bei intakten SGNs die TP-Hörschwelle durchschnittlich um 11,84 dB höher als die MP-Hörschwelle, und bei degenerierten SGNs um 15,16 dB, d.h. SGN-Degeneration führte zu einem Unterschied von 3,31 dB (Faktor 1,46). Im apikalen Bereich hingegen, z.B. bei Elektrode 4, war bei intakten SGNs die TP-Hörschwelle durchschnittlich um 3,26 dB höher als die MP-Hörschwelle, und bei degenerierten SGNs um 13,90 dB, d.h. SGN-Degeneration führte zu einem Unterschied von 10,64 dB (Faktor 3,40).

Zusammenfassung

Wir beobachteten, dass der MP-TP-Hörschwellenunterschied ein Indikator für die Präsenz oder das Fehlen von SGN-Dendriten ist. Dieser Effekt war besonders ausgeprägt bei Elektroden im apikalen Bereich, wo eine Erhöhung des Hörschwellenunterschieds bei degenerierten SGNs von bis zu 10,64 dB beobachtet werden konnte (Faktor 3,40). Schlussfolgernd präsentieren wir eine diagnostische Methode für den Zustand des Hörnerven bei CI-Stimulation, welche einfach zu messen ist und insbesondere für apikale Elektroden robust ist.

Referenzen

[1] Croner, A. et al., 2022, Front. Neurosci. 16:914876. doi: 10.3389/fnins.2022.914876

[2] Heshmat, A. et al., 2021, Front. Neurosci. 15:751599. doi: 10.3389/fnins.2021.751599

[3] Sijgers, L. et al., 2024, Ear & Hearing 46.1, pp. 83–97. doi: 10.1097/aud.0000000000001556

AU04.04 Extracochlear electric stimulation – Towards non-invasive hearing restoration and diagnostics

W. Nogueira¹

¹ Medizinische Hochschule Hannover, HNO, Hannover, Deutschland

Background

In individuals with severe-to-profound hearing loss, hearing aids often cease to be effective, leaving cochlear implantation (CI) as the main alternative. However, CI surgery carries the risk of damaging residual hearing, which is known to substantially enhance speech perception in CI users when preserved, particularly low-frequency acoustic hearing. Protecting residual hearing is also crucial for enabling future rehabilitation via emerging technologies. We propose a novel approach based on extracochlear electric stimulation (EES), in which electrical stimulation is delivered via an electrode outside the cochlea, potentially avoiding invasive insertion of an intracochlear array. Such a system could implement electro-acoustic stimulation (EAS), using acoustic amplification for the residual low-frequency range while electrically stimulating non-functional cochlear regions. Moreover, the interaction between acoustic and electric stimulation thresholds can provide diagnostic information, particularly for assessing low-frequency residual hearing, where current diagnostic tools are limited.

Methods

The conducted study assesses the effectiveness of EES via an active ear canal electrode combined with different reference electrode placements. We aim to determine optimal stimulation configurations and their ability to elicit auditory sensations across frequencies from 250 Hz to 4 kHz. Participants include: 5 normal-hearing adults, 5 adults with significant high-frequency hearing loss (>1 kHz), and 5 cochlear implant users. Electrical stimuli are 500 ms sinusoidal signals. Participants report perceived loudness on a 0-10 scale, and side effects are rated on a 0-10 scale with descriptive categorization. Threshold (T) and maximum comfortable level (M) are recorded for each condition, and possible side effects are characterized in detail.

Results

Preliminary findings indicate that EES can elicit auditory sensations across all participant groups, though loudness growth and side effect profiles vary with reference electrode placement and frequency. Early results suggest measurable differences in thresholds between the tested configurations, with contralateral reference placements being the most effective in terms of evoked hearing sensation[WN1]

Conclusions

This study explored EES as a potential non-invasive alternative to CI stimulation, with applications in both rehabilitation and diagnostics. If effective, EES could preserve residual hearing while enabling combined electric-acoustic stimulation, reducing surgical risks and expanding treatment options. Additionally, the acoustic-electric interaction observed may serve as a sensitive tool for assessing residual low-frequency hearing. Our findings inform the development of future EES-based devices and hearing diagnostics, bridging the gap between traditional hearing aids and cochlear implants.[WN2]

Medizin-YIA

MRT07.01 Cardiac magnetic resonance imaging at lower field strength: A comparison of biventricular cine and quantitative T1 and T2 maps at 0.55T and 1.5T

S. Mayr¹, S. Zicha¹, D. Giese², M. Kopp¹, S. Schmidt¹, S. Arndt^{1,3}, L. Sommerfeld¹, J. M. Kleiß¹, M. Uder¹, M. S. May^{1,4}

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department of Radiology, Erlangen, Deutschland

² Siemens Healthineers AG, Research & Clinical Translation, Magnetic Resonance, Erlangen, Deutschland

³ Universitätsklinikum Erlangen, Medical Centre for Information and Communication Technology, Erlangen, Deutschland

⁴ Universitätsklinikum Erlangen, Imaging Science Institute, Erlangen, Deutschland

Motivation

This study aimed to compare biventricular cine measurements and quantitative maps of myocardial T1 and T2 relaxation times at 0.55T to 1.5T in patients with a clinical indication for cardiac magnetic resonance imaging (CMR). Establishing the feasibility of low-field CMR may improve accessibility due to easier siting and lower cost of the low-field systems.

Materials and Methods

Thirteen patients underwent same-day comparative CMR at 0.55T and on a commercial scanner at 1.5T. All individuals were examined with breath-held segmented bSSFP cine sequences for volumetric assessment of the left ventricle (LV), right ventricle (RV), and visual assessment of wall motion abnormalities (WMA) and valve pathologies. The quantitative T1 and T2 maps were acquired in three short-axis views for tissue characterization. Blinded readers scored the image quality on a 3-point Likert scale. Ten healthy volunteers were additionally examined at 0.55T to obtain reference values for the parametric maps.

Results

Functional analysis of both ventricles at low-field CMR has a reasonable correlation ($r=0.94-0.99$) with conventional 1.5T measurements. LV ejection fraction (EF) ($p=0.62$) and RV measurements (all $p>0.05$) were highly reproducible, but LV absolute volumetric measurements were slightly lower at the low-field strength (all $p<0.05$). T1 and T2 relaxation times correlated strongly between field strengths ($r=0.79$; $p<0.01$ and $r=0.63$; $p=0.02$). Reference values from the volunteers were 678.6 ± 13.5 ms (T1) and 66.5 ± 4.1 ms (T2). Overall, good image quality was achieved, and visual assessment showed excellent agreement to 1.5T. Trigger artifacts occurred more frequently during 0.55T scans compared to 1.5T. Correct clinical stratification of volumetric parameters, WMA, valve pathologies, and parametric maps was possible in 94% of all cases.

Discussion

Previous studies already demonstrated the feasibility of cardiac MRI at 0.55T, showing strong agreement with 1.5T for ventricular function assessment and wall motion analysis. Building on these findings, the present study confirms that native 0.55T CMR provides reliable quantitative biventricular functional assessment and tissue characterization in a clinical setting, and with high diagnostic accuracy of visual evaluation. Although left ventricular volumes tended to be underestimated, clinical stratification remained largely unaffected.

Conclusion

CMR at 0.55T offers a comprehensive assessment of function, structure, and tissue characterization comparable to 1.5T. Diagnostic accuracy in a clinical cohort is high. Identification of the specific trigger problems and optimization of the trigger technique could help to overcome the slight inaccuracies in the LV absolute volumetric measurements. Low-field CMR holds promise for expanding access to this valuable diagnostic tool, benefiting patients worldwide and on an individual level.

MRT07.02 Feasibility of 7 Tesla 39K/23Na-MRI for assessing muscular in balance in hypokalemic periodic paralysis

C. S. Mathy¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Erlangen, Deutschland

Introduction

Recent advances in 39K MRI have enabled assessment of apparent tissue potassium concentrations (aTPC), making for the first time the ~98% intracellular K⁺ content accessible to non-invasive imaging^{1,2}. So far, studies focused on healthy subjects. Here, we aimed to analyze the capability of 39K MRI to detect pathological alterations of ion homeostasis in hypokalemic periodic paralysis (HypoPP), a rare ion channel disorder.

Methods

The more affected lower legs of 13 HypoPP patients (8f, 5m, 45±16 years) and controls (8f, 5m, 44±16 years) were examined. 39K/23Na-MRI were performed at 7 T with a dual-tuned, quadrature birdcage 23Na/39K coil including external references with NaCl/KCl solutions ([Na⁺]/[K⁺] = 10/240, 20/210, 25/180, 30/150, 40/120 mM) using acquisition-weighted Stack-of-Stars sequences^{2,3}. aTPC and apparent tissue 23Na (aTSC) were quantified after correcting for partial-volume and relaxation effects. To account for fatty-replacement, aTPC/aTSC were corrected for the extent of proton-density fat fraction (PDFF) determined by Dixon-type data. 1H MRI at 3 T included T1-, T2-weighted STIR sequences and multi-echo spin-echo and 6-point Dixon-type sequences for water T2 mapping and PDFF determination.

Results

Patients were very heterogeneous in terms of fatty replacement and edema-like alterations in muscles interindividually and intermuscularly with gastrocnemius medialis (GM) and soleus (SOL) most, and tibialis anterior (TA) muscles least affected (see Fig. 1). Mean PDFFs and median water T2, however, did not differ significantly to controls (e.g. GM muscle: PDFF: patients: 11.7 %, 29.8±32.6 % vs. controls: 7.0 %, 7.5±2.8%, p = 0.07; water T2 38 ms, 37.9±2.6 ms vs. 39 ms, 37.4±2.6ms, p = 0.66).

Representative maps of aTSC, 23Na-IR intensities and aTPC are shown in Fig. 2 (same patients as in Fig. 1). aTSC was increased in morphologically more and also in muscles assessed as edema-free in semiquantitative analysis (see e.g. the patient with a Cav1.1-R528H mutation in Fig. 2). When fatty replacement took over, aTSC was decreased. Mean fat-corrected aTSC and 23Na-IR intensities across all muscles were higher in HypoPP (33.4 mM, 34.3±6.8 mM vs. 24.2 mM, 22.2±5.4 mM, p <0.001 and 17.4 a.u., 17.3±4.5 a.u. vs. 10.4 a.u., 11.4±3.5 a.u., p = 0.001). In contrast to aTSC, aTPC was reduced in some morphologically more intact muscles and even more in severely fatty-replaced muscles resulting in lower fat-corrected aTPC values in GM, SOL and TA muscles and reduced mean aTPC over all muscles (98.7 mM, 97.9±12.0 mM vs. 109.0 mM, 108.7±10.4 mM p = 0.02).

Conclusion

Here, we could demonstrate the capability of 39K MRI in detecting pathologic aTPC alterations in patients with HypoPP while aTSC was increased by 39K/23Na MRI at 7 T. This demonstrates the potential of 39K MRI as the primarily intracellular K⁺ content becomes accessible non-invasively in patients.

References

1 Gast et al. MRM 2021

2 Gast et al. NMR in Biomed 2023

2 Mathy et al. Invest Radiol 2025

Abb. 1

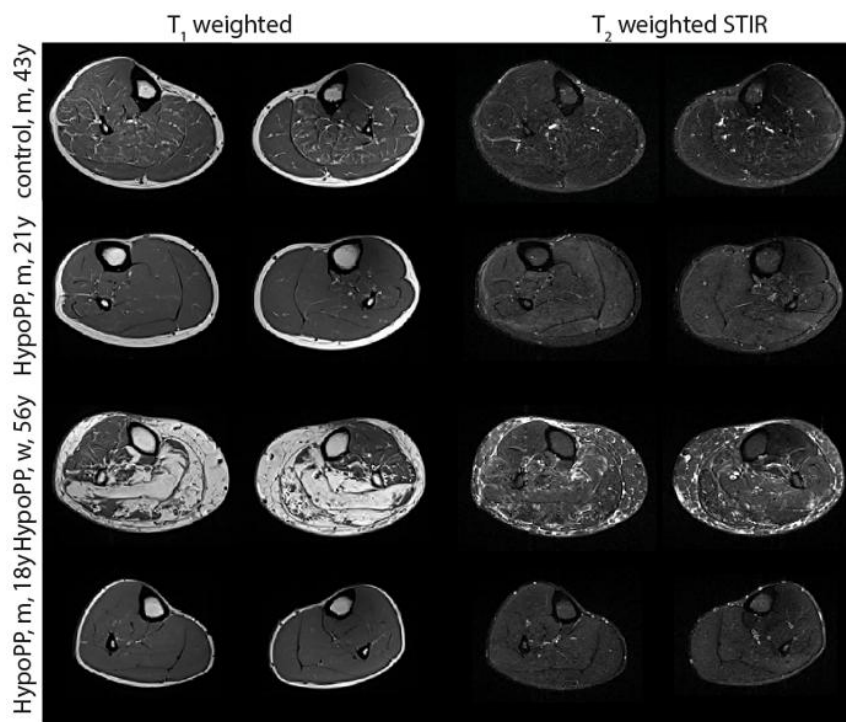
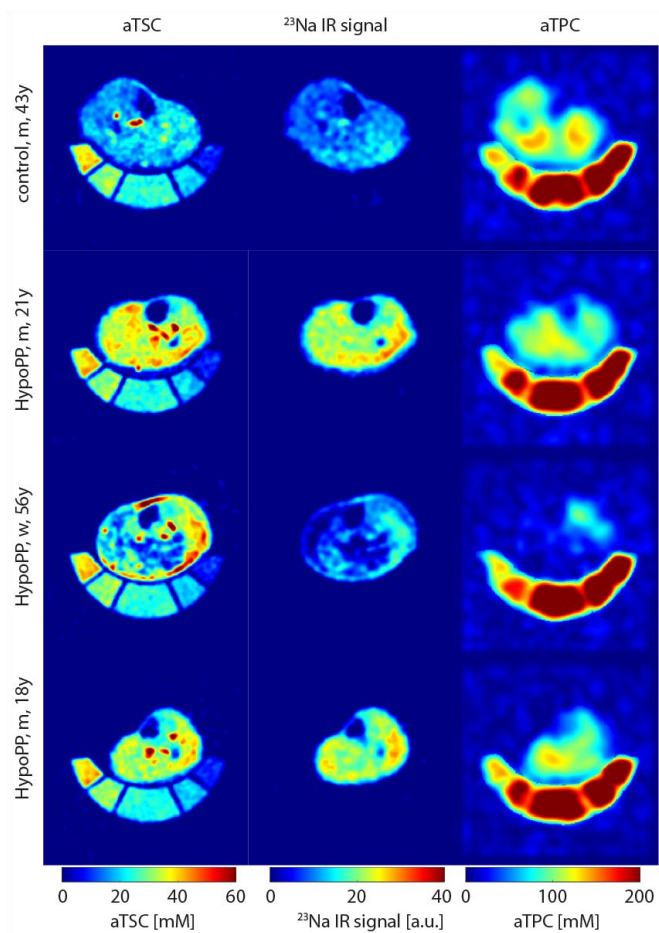


Abb. 2



MRT07.03 Magnetic particle spectroscopy for real-time coagulation monitoring of human blood samples

M. J. Buhné^{1,2}, J. Ackers², M. Ahlborg², M. Graeser², T. M. Buzug², K. Luedtke-Buzug³, T. Knopp², J. Stroeder¹, J. Barkhausen¹, R. Kloeckner⁴, A. Frydrychowicz¹, F. Wegner⁴, E. Aderhold²

¹ Universitätsklinikum Schleswig-Holstein Campus Lübeck, Institut für Radiologie und Nuklearmedizin, Hamburg, Deutschland

² Fraunhofer-Einrichtung für Individualisierte und Zellbasierte Medizintechnik, Lübeck, Deutschland

³ Universität zu Lübeck, Institut für Medizintechnik, Lübeck, Deutschland

⁴ Universitätsklinikum Schleswig-Holstein Campus Lübeck, Insitut für Interventionelle Radiologie, Lübeck, Deutschland

Introduction

Magnetic Particle Imaging (MPI) is a non-invasive tracer-based imaging modality that visualizes the spatial distribution of magnetic nanoparticles (MNPs) [1]. MPI provides high sensitivity and real-time, quantitative, background-free imaging [2]. MPS, the non-imaging counterpart of MPI, allows for highly sensitive analysis by utilizing the signal responses of MNPs. Due to a broad spectrum of applications and its sensitivity, the use of MPS as point-of-care (PoC) device is very promising. In this study, we evaluate the potential of MPS to monitor blood coagulation in real time.

Materials and Methods

Blood samples from five healthy human volunteers were mixed in a ratio of 19:1 with the commercially available MRI contrast agent Resotran (b.e.imaging GmbH, Germany). The dynamics of the particle signal were assessed in a custom-built MPS-system for a duration of 45 minutes under various conditions, including the presence of anticoagulants (EDTA, Heparin, Citrate) and mechanical stress. To induce stress, samples were removed from the MPS after 15 and 30 minutes and vortexed for about 10 s. The signal amplitude of the fifth harmonic of the MPS was analyzed. To include potential thermal effects into the analysis, the temperature inside the MPS was monitored by using a fiber optic thermometer (FOTEMP, Optocon GmbH, Germany) during the measurements.

Results

All Resotran-infused blood samples showed a signal decrease over time. Samples containing anticoagulants showed either no significant signal decrease (EDTA, Citrate) or a smaller decrease (Heparin) compared to samples without anticoagulants. Mechanical stress caused a signal decay in all samples with rapid signal decrease and harmonization of the curves after induction of mechanical stress. The temperature during the respective measurements did not show any significant fluctuations and therefore does not appear to be a confounding factor.

Conclusion

This study shows that continuous monitoring of human blood coagulation via MPS is feasible, setting the ground for bedside coagulation monitoring in clinical settings. The observed effects provide important insights into sample handling for analytical MPS applications involving patient blood.

References

- [1] B. Gleich and J. Weizenecker, "Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles," *Nature*, vol. 435, no. 7046, pp. 1214–1217, Jun. 2005, doi: 10.1038/nature03808.
- [2] E. U. Saritas *et al.*, "Magnetic Particle Imaging (MPI) for NMR and MRI researchers," *J. Magn. Reson.*, vol. 229, pp. 116–126, Apr. 2013, doi: 10.1016/j.jmr.2012.11.029.

Preisverleihungen

SO03.07 WSS Projekt: Vektorielle Lichtfeldmessung mit Digitaler Holographischer Mikroskopie

D. Scheidt¹

¹ Forschungszentrum Jülich GmbH, Institut für Neurowissenschaften und Medizin 1, Jülich, Deutschland

Im Gegensatz zur intensitätsbasierten optischen Mikroskopie ermöglicht die holographische Mikroskopie die Aufnahme des komplexwertigen Lichtfeldes, also von Amplitude und Phase. Diese zusätzliche Information erlaubt zum einen die digitale Propagation des Lichtfeldes zur Rekonstruktion der dreidimensionalen Anordnung biologischer Proben. Zum anderen können digitale Fourier-Filter auf die rekonstruierten Lichtfelder angewendet werden, um Dunkelfeld- und Phasenkontrastbilder zu erzeugen.

Im Rahmen dieses durch das WSS geförderten Projekts wurden analog aufgenommene Phasenkontrast- und Dunkelfeldbilder qualitativ mit digital aus Hologrammen erzeugten Bildern verglichen. Die Hologramme wurden mit einem In-line-holographischen Mikroskop aufgenommen, das auf der Double-Sideband-Filtermethode beruht.

Die digital erzeugten Bilder stimmen qualitativ mit den Aufnahmen eines analogen Mikroskops überein. Darüber hinaus kann beim digitalen Phasenkontrast die Phasenverschiebung flexibel angepasst werden, um unterschiedliche Gewebebestandteile gezielt hervorzuheben.

Data Science und KI

AK07.02 Was bringt uns die KI-Planung – Im Spannungsfeld der Finanzierung

S. Brandl^{1,2}, M. Fröhlich², H. Wirtz², A. Pflaeger², C. Wache¹

¹ Hochschule für Technik, Wirtschaft und Gestaltung, Konstanz, Deutschland

² MVZ Strahlentherapie Singen-Friedrichshafen GmbH, Singen-Friedrichshafen, Deutschland

Die physikalische Bestrahlungsplanung ist ein zeitintensiver und stark erfahrungsabhängiger Schritt der strahlentherapeutischen Kette. Wissensbasierte Verfahren der künstlichen Intelligenz leiten aus historischen Behandlungsplänen eine patientenindividuelle Dosisvorhersage ab und generieren daraus automatisiert einen Bestrahlungsplan. Die vorliegende Arbeit untersucht, inwieweit die KI-gestützte Planung mit PlanAIM beim Prostatakarzinom eine gleichwertige Alternative zur manuellen Planung darstellt. Grundlage ist eine monozentrische Vergleichsstudie mit prospektiver Planerstellung auf Basis retrospektiver Patientendaten im intraindividuellen Paardesign. Eingeschlossen wurden 30 Patienten mit kurativ intendierter perkutaner Strahlentherapie in VMAT-Technik, aufgeteilt in die Bestrahlung der Prostataregion (A, n = 15) und die Bestrahlung mit zusätzlicher Einbeziehung der pelvinen Lymphabflusswege (B, n = 15). Jedem manuellen Referenzplan wurde ein unmittelbar aus der Vorhersage abgeleiteter KI-Plan gegenübergestellt, in Subgruppe B zusätzlich ein nachoptimierter KI-Plan. Bewertet wurden dosimetrische Kriterien für Zielvolumina und Risikoorgane, Konformitäts- und Homogenitätsindex, Monitoreinheiten, ärztliche Akzeptanz, Planungszeit und Wirtschaftlichkeit. Die Zielvolumenabdeckung ist vergleichbar und alle geforderten Grenzwerte werden von beiden Verfahren eingehalten; in Subgruppe A fällt die Dosisverteilung im Boost-Volumen unter KI signifikant homogener aus (Homogenitätsindex 0,0376 gegenüber 0,0635). Erkauft wird dies mit geringerer Konformität und einer höheren Belastung der Risikoorgane im niedrigen bis mittleren Dosisbereich, insbesondere am Rektum und an den Femurköpfen der Subgruppe B. Alle KI-Pläne der Subgruppe A werden ärztlich als akzeptabel eingestuft, in Subgruppe B liegt die Akzeptanzquote der KI-Pläne mit 73,3 gegenüber 53,3 % über der manuellen Planung. Der konsistenteste Vorteil liegt in der Reproduzierbarkeit, da die Ergebnisstreuung über nahezu alle Metriken deutlich enger ausfällt. Die mediane Planungszeit sinkt von 22,0 auf 6,0 Minuten (A) beziehungsweise von 30,0 auf 8,0 Minuten (B). Rein kostenseitig übersteigen die Lizenzkosten die eingesparte Arbeitszeit, bezogen auf den Erlös je Plan bleibt die Marge jedoch klar positiv. Unter dem Vorbehalt der gewählten Template-Konfiguration ist die KI-gestützte Planung der manuellen dosimetrisch ebenbürtig, in der Reproduzierbarkeit überlegen und im Zeitbedarf deutlich effizienter. Ihr Nutzen entscheidet sich damit nicht an der Lizenzgebühr, sondern an der Verwendung der freigesetzten Kapazität und an einer gezielten Nachoptimierung der Niedrigdosis-Constraints.

Medizinische Physik in Entwicklungsländern

FS09.01 Etablierung einer akademischen Infrastruktur für Medizinische Physik

V. Steil¹

¹ Universitätsklinikum, Heidelberg, Deutschland

Eine sich verbessernde medizinische Infrastruktur im Bereich Krebsdiagnostik- und Therapie führt in den sogenannten low and middle income countries (LMIC's) zu einem Bedarf an gut ausgebildetem Personal in diesen Ländern. In der Folge hat sich hier ein breites Angebot von online Schulungen für Teilbereiche entwickelt.

In diesem Übersichtsvortrag soll dargestellt werden, wie es gelungen ist, in Bangladesch mit einer langjährigen, nachhaltigen Aufbauarbeit für die Medizinische Physik eine akademische Infrastruktur zu etablieren.

FS09.02 MephidA – Supporting medical physics in Africa

M. N. Chofor¹

¹ Sun Nuclear GmbH - Ein Unternehmen der Mirion Medical, München, Deutschland

Access to safe and effective radiotherapy remains a major challenge across sub-Saharan Africa, where cancer incidence is rising while treatment capacity continues to lag behind clinical need. Shortages of radiotherapy equipment, limited technical infrastructure, unreliable maintenance pathways, and too few trained medical physicists all contribute to persistent gaps in cancer care. MephidA e.V. (Medical Physicists in Diaspora for Africa) was established to respond to these challenges by bringing together African medical physicists and allied professionals in the diaspora who share a commitment to strengthening cancer care in their countries of origin and across the continent.

The association's work is grounded in the recognition that sustainable radiotherapy requires more than donated equipment. Modern treatment systems can improve outcomes only when they are embedded within a functioning ecosystem that includes appropriate infrastructure, quality assurance, commissioning expertise, maintenance planning, workforce development, and long-term institutional commitment. MephidA therefore supports projects that not only expand access to radiotherapy but also ensure that new and existing services can be operated safely, reliably, and sustainably. Working with stakeholders, the association provides direct technical contributions, mentorship, training support, and close collaboration with local partners building resilient cancer care services.

Although investment in modern radiotherapy systems is progressing, the remaining shortfall is substantial. Sustainable cancer care in resource-limited settings will require coordinated action from professionals, trainees, institutions, industry partners, and philanthropic contributors. We therefore call on colleagues and partners to join in building practical, long-term radiotherapy solutions that expand access, strengthen local capacity, and advance more equitable cancer care for patients in low- and middle-income countries.

FS09.03 Structured Data-Analysis Reinforce AI-Planning – Opportunity for developing countries

H. Wirtz¹

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

Die moderne RadioOnkologie definiert moderne Bestrahlungsplanung aufgrund der aktuellen Leitlinien-basierte Konzepte. So sind die Technologie-Schritte über intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT) und Volumetrisch-modulierte Strahlentherapie (VMAT) bis hin zur Image-guide (IGRT)- und Surface-guided Strahlentherapie (SGRT) in vielen Kombinationsmöglichkeiten global vorhanden. Die Technologie-Prozesse werden weitgehend durch die kommerziellen Firmen vorgegeben. Ein Bottle-neck der Arbeitszeit ist für die Ärzte die Volumen-Kontourierung, weitgehends nun durch KI-Segmentierung abgelöst. Der Therapieplaner, Dosimetrist bzw. Medizinphysiker verwendet einen Großteil der Arbeitszeit auf die Dosisoptimierung der Therapieplanung. In den Industrieländern gibt es ausreichend geschultes Personal, um den Work-load zu bewältigen. In den Schwellenländern wie Middle-east, east-Pacific und nun auch einige Teile Afrikas werden nun tatsächlich immer mehr technologische Ressourcen geschaffen. Der Bottle-neck bei der Planung liegt hier in dem Zeitaufwand der vorwärts-Therapieplanung.

Methodik

Wir haben einen sogenannten "semantischen Wissensgraphen" der Firma sohare (cureator.foundation) mitentwickelt, der es uns erlaubt aus unseren verschiedensten Datenspeichern Moasiq (ELEKTA), Pinnacle³ (PHILIPS), RayStation (RAYSEARCH) adequate Patientenplan-Auswahlen zu treffen um 1) Qualitätskriterien-basierte Planauswahlen zu treffen (z.B. Homogenitäts-Index, complexity-score uvm.) 2) Kohorten an Enitäten unter verschiedenen Aspekten zusammenzustellen zu dem Zweck ein "Framework" an Test-Szenarien aufzubauen, um gegenwärtige und zukünftige KI-Systeme zu testen bzw. weiterzuentwickeln. Mit diesem Framework (gegenwärtig für Prostata, Prostata-LAG) haben wir das Produkt PLAN-AI der Fa. SunNuclear-mirion getestet. In der Methodik wurden von 5 Medizinphysikern und 5 Radioonkologen die Pinnacle-geplanten Pläne, und vorwärts-manuell-geplanten Pläne, sowie die KI-Pläne bearbeitet. Das Frame-Work hat nach den dosimetrischen und klinischen Kriterien die Planvarianten beurteilt.

Ergebnisse

Es hat sich gezeigt, dass die RadioOnkologen kaum unterscheiden konnten, ob in dieser Doppelt-Blind-Studie der einzelne Plan von einer KI oder einem Medizinphysiker geplant wurde. Hinsichtlich der genauen Qualitätskriterien zeigte sich jedoch, dass erfahrene Planer dem aktuellen Stand vom Plan-AI (KI-Lernbasis Stand 2008-2019) in einigen Kriterien überlegen war. Diese Untersuchungen zeigen jedoch aber das Potential auf, wie moderne KI-Systeme den Bestrahlungsplanungs-Durchlauf durchaus standardisieren und planbar/effizienter machen können. Somit ist diese Technologie zum Aufbau bzw. Erweiterung von Therapiezentren sehr hilfreich.

Ausblick

Gegenwärtig beginnt eine Studie, die mit Hilfe der cureator.foundation eine KI-Planung der Firma MVision (dose+) entwickelt, die unseren aktuellen Qualitätskriterien entspricht. Ein Re-Training auf jährlicher Basis ist hierbei unter der Berücksichtigung des Kompendiums Clinical Implementation of Artificial Intelligence Systems in Medical Imaging and Radiotherapy Guidelines for Medical Physicists gewährleistet.

FS09.04 Perspektiven der Strahlentherapie maligner Erkrankungen mit Röntgentherapiegeräten in Entwicklungsländern

A. Block^{1,2}

¹ Klinikum, Medizinische Strahlenphysik und Strahlenschutz, Dortmund, Deutschland

² Technische Universität, Biologische und Medizinische Physik, Dortmund, Deutschland

Die medizinischen Anwendungen von Röntgenstrahlen in der Strahlentherapie wurden streng nach der von den Bestrahlungsgeräten verwendeten Energie unterteilt. Hochenergetische (Megavolt, MV) Systeme werden für die Krebstherapie eingesetzt, da ihre Strahlung die Haut schont und das Gewebe gut durchdringt. Dagegen ist die Anwendung der Niedrigenergie-kV-Geräte hauptsächlich auf die Behandlung von gutartigen Erkrankungen beschränkt, von den malignen Erkrankungen wird üblicherweise nur Hautkrebs damit bestrahlt. Obwohl die Behandlung tiefsitzender Tumoren mit kV-Röntgenstrahlen eine Herausforderung darstellt, gibt es nicht nur ökonomische Vorteile (ein Linearbeschleuniger meist etwa 5- bis 20-mal so viel wie ein einfaches Röntgentherapiegerät) einer Strahlentherapie mit kV-Röntgenstrahlen. Weltweit erkranken jährlich etwa 20 Millionen Menschen neu an Krebs; der größte Teil davon, etwa 60 %, entfällt auf Länder mit niedrigem und mittlerem Einkommen, die oft als "Entwicklungsländer" zusammengefasst werden. Die weltweite jährliche Krebssterblichkeit übersteigt zusammengezählt damit die Zahl der Todesfälle durch HIV/AIDS, Tuberkulose und Malaria. In den Entwicklungsländern werden aufgrund der Kosten viele Krebsfälle nicht diagnostiziert und bleiben unbehandelt. Da die Bevölkerung auch in Entwicklungsländern altert, gewinnt die Krebstherapie zunehmend an Bedeutung. Durch Monte Carlo Simulationen konnte gezeigt werden, dass aufgrund ihrer geringeren Abschwächung der Strahlung Lunge und Brust geeignete Bereiche für den effektiven Einsatz der kV-Strahlentherapie sind. Eine Studie aus Stanford kommt für die USA zu dem Ergebnis, dass 50% aller Brust- und 60% aller Lungenpatienten mit der kV-Strahlenqualität bestrahlt werden könnten. Für die 200 kV Strahlenqualität ist das Massen-Energie-absorptions-Verhältnis von Weichteilgewebe zu Knochen größer als 3, so dass bei der Bestrahlung von Knochenmetastasen der Nachteil einer höheren Hautdosis gegenüber der MV-Strahlung aufgehoben wird. Die Stanford Studie kommt für die USA auf einen Anteil von 90% aller Patienten mit Knochenmetastasen, die in geeigneter Weise mit einem Röntgentherapiegerät bestrahlt werden könnten. Mittlerweile ist es mit Monte Carlo Simulationen gelungen, auch 3D Dosisverteilungen für die kV-Strahlenqualität darzustellen, damit entfällt ein weiterer

Nachteil der Röntgentherapiegeräte. Durch den Einsatz von Röntgentherapiegeräten ergeben sich folglich neue Perspektiven, die erhebliche und besorgniserregende Ungleichheit bei der weltweiten Versorgung mit Krebsbehandlungen durch kostengünstige Gerätealternativen in den Entwicklungsländern etwas zu egalisieren.

FS09.05 SCMPCR: Förderung der Medizinischen Physik in Südasien und darüber hinaus

G. A. Zakaria^{1,2}, H. A. Azhari^{2,3}, M. U. Shemanto^{2,4}

¹ Hochschule Anhalt, Köthen, Deutschland

² South Asia Centre for Medical Physics and Cancer Research, Dhaka, Deutschland

³ United International University, Dhaka, Bangladesch

⁴ Evercare Hospital, Chattogram, Bangladesch

Südasien ist die Heimat von nahezu einem Viertel der Weltbevölkerung und trägt eine stetig wachsende Krebslast. Gleichzeitig besteht in der Region ein erheblicher Mangel an qualifizierten Medizinphysikern, wodurch der Zugang zu einer sicheren und qualitativ hochwertigen Strahlenmedizin eingeschränkt wird. Dieses regionale Problem spiegelt das weltweite Ungleichgewicht in der Verteilung der Medizinphysik-Fachkräfte wider: Mehr als 70 % der qualifizierten Medizinphysiker betreuen etwa eine Milliarde Menschen in Nordamerika und Europa, während der verbleibende Teil der Fachkräfte für die Versorgung von über sechs Milliarden Menschen weltweit verantwortlich ist. Nachhaltige Aus- und Weiterbildung, klinische Kompetenz-Entwicklung, Forschung und internationale Zusammenarbeit sind daher entscheidend, um lokale Fachkompetenz aufzubauen und die Krebsversorgung zu verbessern.

Das **South Asia Centre for Medical Physics and Cancer Research (SCMPCR)** wurde 2018 als Projekt des **Alo Bhubon Trusts (Alo-BT)** gegründet und dient als regionales Kompetenzzentrum für Ausbildung, Forschung, Qualitätssicherung, Innovation und Kapazitätsaufbau in der Medizinischen Physik. In Zusammenarbeit mit Universitäten, Krankenhäusern, Fachgesellschaften, der Industrie und internationalen Partnern fördert das SCMPCR die Weiterentwicklung der Strahlenmedizin in Südasien und darüber hinaus.

Seit seiner Gründung hat das SCMPCR **neun von der IOMP und EBAMP akkreditierte internationale Hands-on-Workshops** in Bangladesch, Nepal und Indien sowie **zehn international anerkannte E-Learning-Programme** organisiert, die weltweit große Anerkennung gefunden haben. Darüber hinaus werden zunehmend interdisziplinäre Fortbildungsprogramme für **Medizinphysiker und Radioonkologen** durchgeführt, um die Zusammenarbeit im klinischen Alltag zu stärken.

Ein besonderes Merkmal des SCMPCR ist das **In-Service-Trainingsprogramm**. Dabei reisen erfahrene Experten aus Industrieländern direkt in Entwicklungs- und Schwellenländer, arbeiten gemeinsam mit den lokalen Teams in dortigen Krankenhäusern, analysieren den klinischen Alltag und führen praxisnahe Schulungen an den vorhandenen Geräten und Ressourcen durch. Dieses arbeitsplatzbasierte Ausbildungskonzept ermöglicht eine nachhaltige Kompetenz-Entwicklung entsprechend der tatsächlichen lokalen Anforderungen.

Darüber hinaus unterstützt das SCMPCR die Inbetriebnahme neuer Strahlentherapie-Einrichtungen, die Einführung moderner Technologien, klinische Qualitätssicherungsprogramme sowie Forschungsaktivitäten zu Künstlicher Intelligenz (KI), Automatisierung und weiteren Zukunftstechnologien in der Radioonkologie.

Zur Förderung des regionalen Wissensaustauschs veröffentlicht das SCMPCR zweimal jährlich einen **Newsletter**, in dem über die Aktivitäten des Zentrums, aktuelle Forschungstrends sowie Entwicklungen in der Medizinischen Physik und Krebsversorgung in Südasien berichtet wird. Das Zentrum begrüßt die Zusammenarbeit mit Einzelexperten, internationalen Organisationen, Universitäten, Krankenhäusern, Fachgesellschaften und Industriepartnern, um Ausbildung, Forschung und klinische Entwicklung weiter auszubauen.

Das SCMPCR hat sich zu einem erfolgreichen Modell der **Süd-Süd-Kooperation** entwickelt. Zu den zukünftigen Schwerpunkten gehören der Ausbau multidisziplinärer Fortbildungsprogramme, die Intensivierung gemeinsamer Forschungsprojekte, die Etablierung strukturierter **Residency-Programme für Medizinphysiker** sowie die Ausweitung nachhaltiger Kapazitätsaufbauprogramme in Südasien, Afrika und weiteren Entwicklungsregionen.

Hardware and Intervention

MRT09.01 Gradient-safe GIRF estimation (gsGIRF) by chirp design based on the acoustic response function

O. Erbil¹, R. Brühl¹, S. Schmitter¹, H. Dillinger¹

¹ Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Biomedical Magnetic Resonance - Ultra-High Field, Berlin, Deutschland

Introduction

Gradient imperfections lead to deviation from the intended k-space trajectory [1] and can be characterized by the Gradient Modulation Transfer Function (GMTF) [2]. Current GMTF sequences do not consider special precautions regarding mechanical resonances of the gradient coils [3]. The goal of this work is to allow users to design and measure a reproducible, scanner-safe GMTF measurement exciting only their desired spectrum by using acoustic characterization of mechanical resonances and open-source sequence interpreters.

Methods

Using audio recordings, gradient mechanical resonances were acquired and inputted in a YAML file along with other sequence parameters. The analytical chirp waveform consists of sine waves with raster-time-multiple period durations, slew rate and dephasing limits, severity of blocking for the resonance bandwidths and user choice of number, location and density of frequencies. The chirp is then used as a gradient waveform in a GMTF sequence as described by Duyn et al. [1]. The sequence and the YAML file containing used parameters is saved and used in data reconstruction later.

Results

Image 1 shows the full-blocked chirp against the typically used multiple triangles and their spectral magnitudes. The full-blocking acts as a notch filter and lowers spectral energy compared to the triangles.

Image 2 shows the GMTFs acquired from the triangle waveform, a chirp using 800 frequencies between 100 and 10 kHz, and their difference, which remains under 3% for all frequencies under 8 kHz.

Summary

A GMTF measurement can be used to correct k-space trajectory errors caused by gradient imperfections, but traditionally do not consider mechanical resonances of the gradient coils. Our proposed method is designed around the weakening or outright blocking of possibly harmful frequencies during GMTF measurements while still providing usable results. The method can be applied to any scanner with Pulseseq capability, and can be tailored to fit both the specific hardware constraints of scanners and the desired spectrum of each user, with minimal differences to a GMTF acquired traditionally.

References

- [1] Duyn JH, Yang Y, Frank JA, Van Der Veen JW. Simple Correction Method for k-Space Trajectory Deviations in MRI. *J Magn Reson.* 1998;132(1):150-153. doi:10.1006/jmre.1998.1396
- [2] Rahmer J, Mazurkewitz P, Börnert P, Nielsen T. Rapid Acquisition of the 3D MRI Gradient Impulse Response Function Using a Simple Phantom Measurement. *Magn Reson Med.* 2019 Dec;82(6):2146-2159. doi: 10.1002/mrm.27902. Epub 2019 Jul 18. PMID: 31321818
- [3] Dillinger H, Kozerke S, Guenther C. Direct Comparison of Gradient Fidelity and Acoustic Noise of the Same MRI System at 3 T and 0.75 T. *Magn Reson Med.* 2022;88(4):1937-1947. doi:10.1002/mrm.29312

Abb. 1

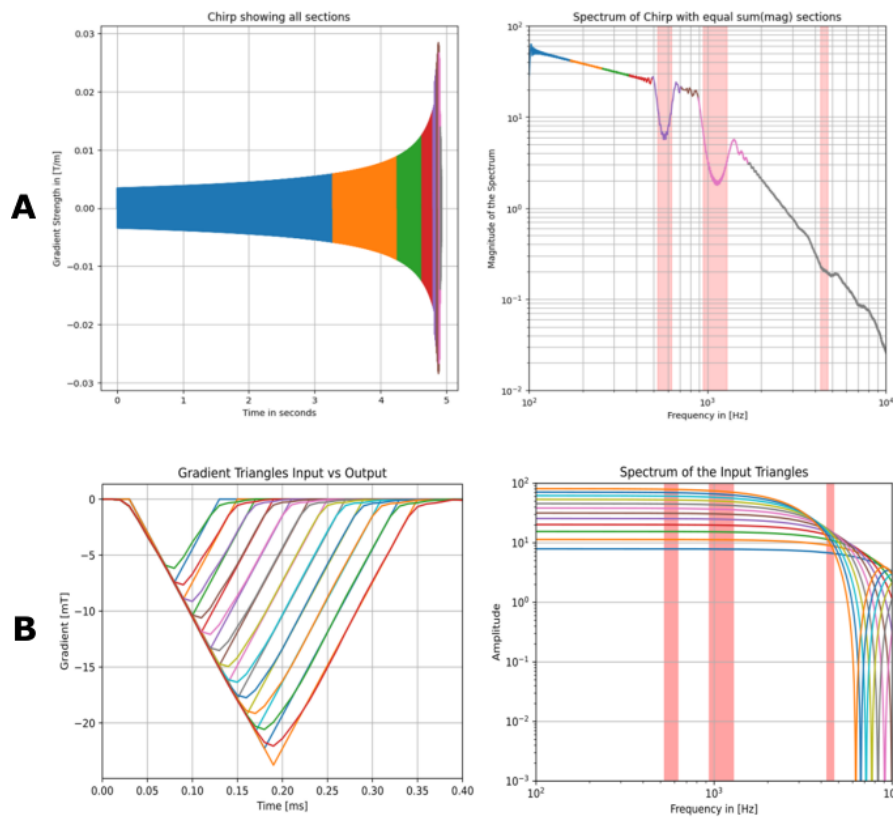


Figure 1: Chirp and triangle waveforms and their spectral coverage, red bands denoting resonance frequencies (rows A and B respectively)

Abb. 2

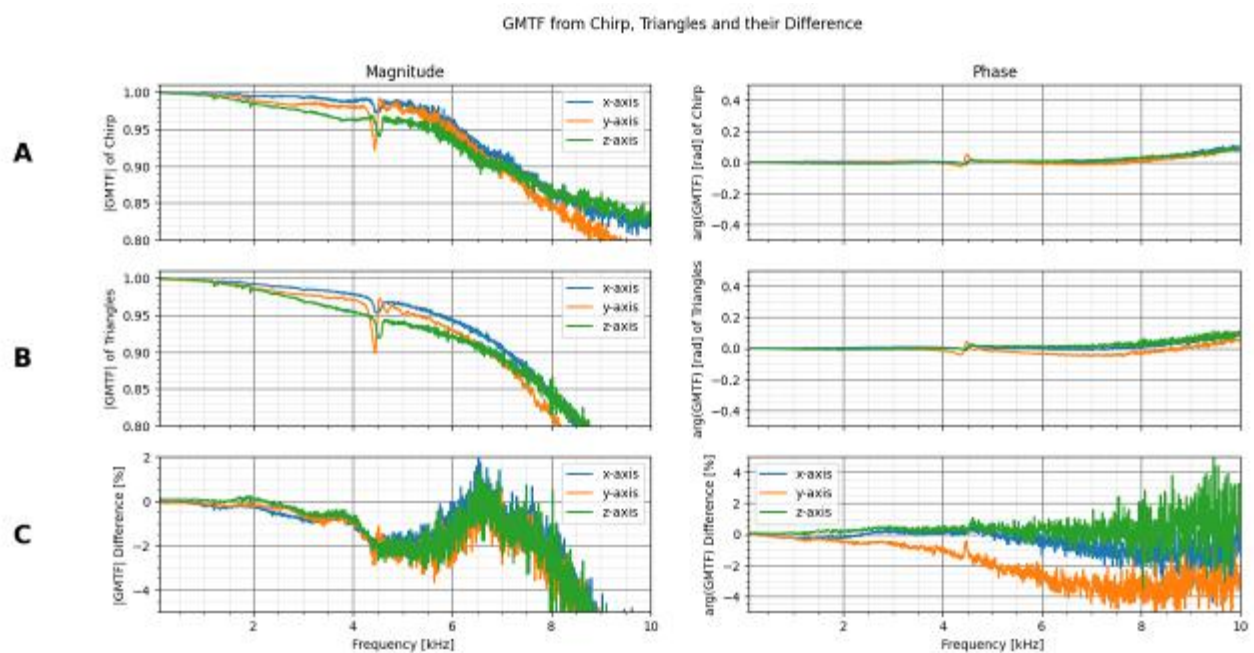


Figure 2: GMTF Magnitude and Phase of a fully-blocked analytical chirp measurement (A), twelve input triangles (B), and their difference in percent (C)

MRT09.02 Optical detuning of a receive array with shielded loop resonators

J. Gerlach¹, R. Aghabagheri¹, Z. Liu¹, S. Liu¹, M. Teymoori², Ç. Ataman², M. Bock¹, A. Özen¹

¹ Medical Center – University of Freiburg, Faculty of Medicine – University of Freiburg, Department of Radiology, Medical Physics, Freiburg i. Br., Deutschland

² University of Freiburg, Microsystems for Biomedical Imaging Group, Department of Microsystems Engineering, Freiburg i. Br., Deutschland

Introduction

High density Rx arrays require cables and electronics to be packed tightly, which aggravates cross-talk, B_1^+ distortion and the risk of RF-induced heating. The recently proposed "Light Coils" concept¹ aims to circumvent these problems by replacing conductive cables with optical fibers for both signal and power transmission. In this work, we demonstrate the feasibility of active detuning in Rx arrays using laser-controlled opto-electric components.

Methods

Shielded loop resonator (SLR) elements were chosen for their geometric flexibility and intrinsic decoupling^{2,3}. The elements were detuned by a combination of photodiode (PD) and PIN-diode^{4,5} connected between outer and inner conductor (Fig. 1A-C). A 850nm laser source was directed to an optical switch, which was controlled by a trigger synchronized by the RF pulse sequence. The laser illuminates a PD, which generates the voltage to bias the PIN-diode, actively detuning the coil. The element simulation model is shown in Fig. 1D. Phantom (2D-FLASH, TR/TE=100/10ms, $\alpha=25^\circ$, FOV=250x250mm², $\Delta V=1 \times 1 \times 5 \text{ mm}^3$) and in vivo measurements (3D-FLASH, TR/TE=30/8ms, $\alpha=25^\circ$, FOV=200x200mm², $N_{\text{slices}}=128$, $\Delta V=0.8 \times 0.8 \times 0.8 \text{ mm}^3$, Acc-factor=4) were performed at 3T.

Results

With $Q=74 \pm 2$, simulations agreed well with the measurements (Fig. 2A). At optical powers $P_{\text{opt}}=5 \text{ mW}$ and higher, phantom images by the body coil confirm that optical detuning matches the performance of the galvanic reference (Fig. 2B). Each coil array element could be selected separately. Using active optical detuning with the full array, a 3D-dataset of the occipital lobe was acquired in vivo (Fig. 2C).

Summary

Active detuning via fiber-optics could help to overcome obstacles in high density Rx coil design by replacing galvanic connections. A PD-PIN-diode combination matches traditional detuning performance at $P_{\text{opt}} < 10 \text{ mW}$ per element. Its functionality in an array was demonstrated and confirmed in vivo. Combined with optical signal and power transmission techniques, active optical detuning as outlined in this work can enable fully optical Rx systems.

Acknowledgements

This work was funded by DFG (#1050092401).

References:

- [1] Özen A. *et al.*, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 2022
- [2] Zhang B. *et al.*, Nat. Biomed. Eng. 2018
- [3] Ruytenberg T. *et al.*, Magn. Reson. Med. 2020
- [4] Korn M. *et al.*, Magn. Reson. Med. 2011
- [5] Saniour I. *et al.*, Biomed. Phys. Eng. Express 2017

Figure 1: A) Photo of the optically detuned 4Ch array. B) Detailed sketch of the fiber to photodiode coupler. C) Circuit diagram of a coil element. D) Equivalent circuit used for simulation.

Figure 2: A) Unloaded S11 of the array elements in comparison with simulations obtained from varying loop parameters (R , L) and component parameters (R , C) by 20%, respectively. B) Distortions in phantom images recorded with the body coil caused by imperfect detuning of the surface coil element. C) Slices of an in vivo 3D-Flash acquisition of the occipital lobe.

Abb. 1

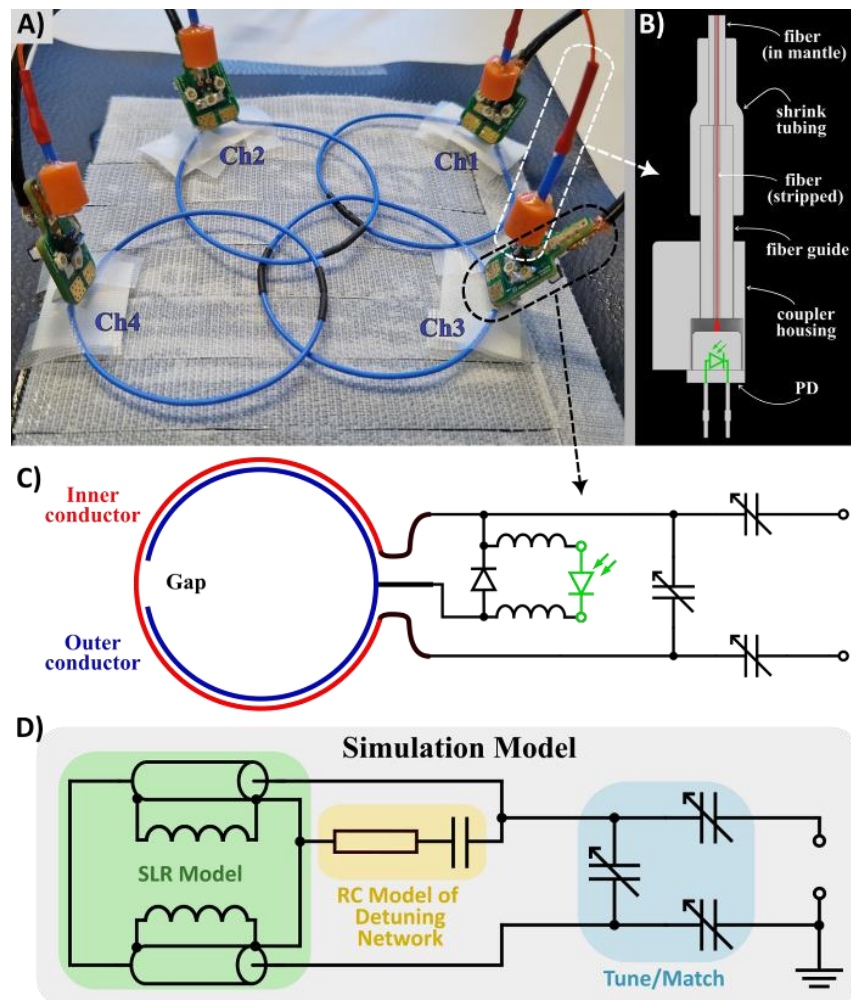
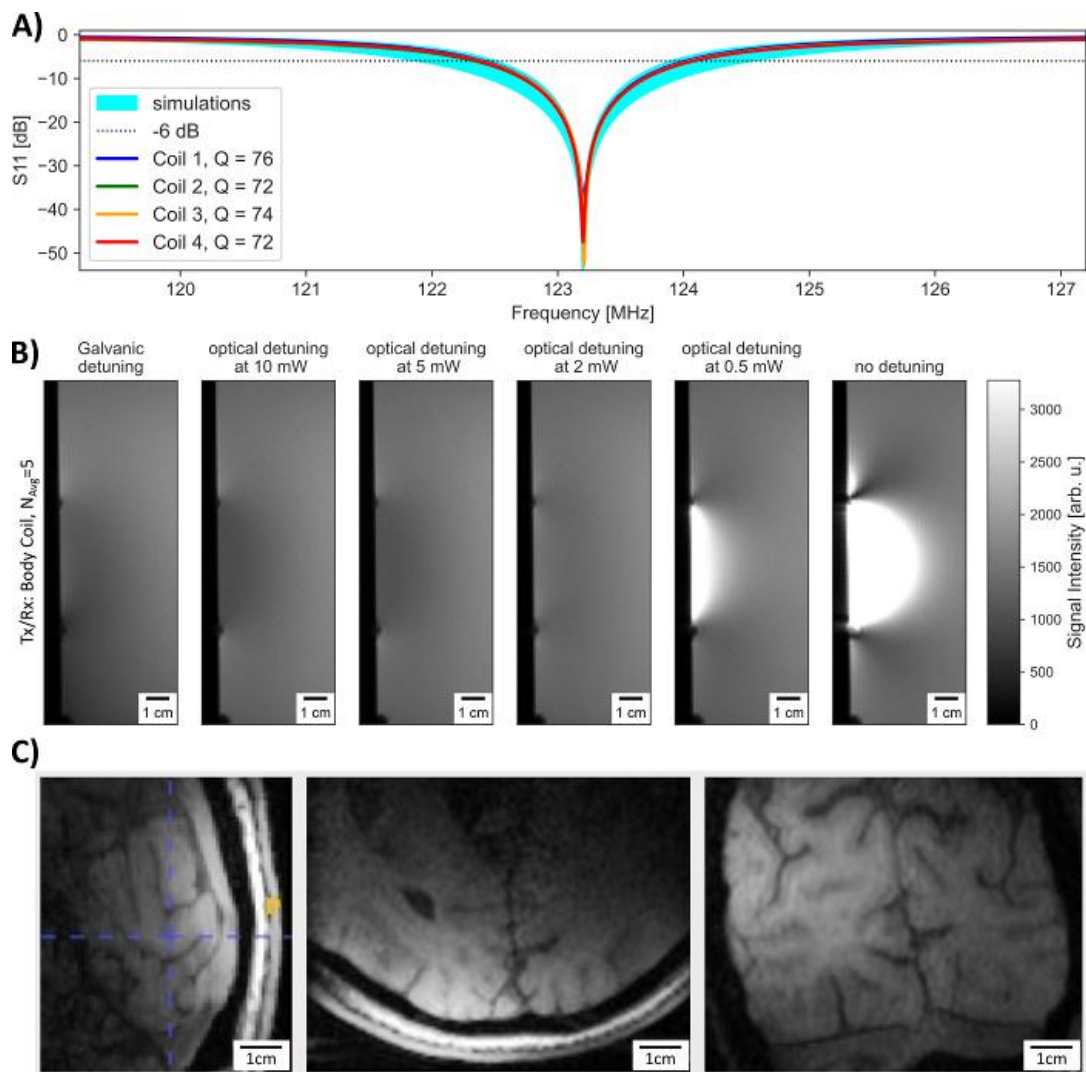


Abb. 2



MRT09.03 Aufbau einer Qualitäts- und Leistungsbewertung von interventionellen MR-Mikrowellenapplikatoren zur Kontrolle und Verbesserung des Mikrowellenablationeingriffs

L. M. Bauer¹, L. Nardone^{1,2}, M. Wu¹, M. Seidensticker¹, O. Dietrich¹

¹ LMU Klinikum der Universität München, Radiologie, München, Deutschland

² Institute of Radiology, University of Udine, Department of Medicine, Udine, Italien

Einleitung

Die MRT-gesteuerte Mikrowellenablation (MWA) von Tumorerkrankungen ist eine leistungsstarke Technik, die hohe Raten an vollständiger Ablation und lokaler Tumorkontrolle erzielt [1,2,3]. Die PRSF-Methode (proton resonance frequency shift) ermöglicht eine Echtzeit-Temperaturüberwachung am MRT mittels MR-Thermometrie [1,2,3] zur Vorhersage und Modellierung der Nekroseausdehnung [4].

Für den zuverlässigen Einsatz dieser Technik ist es notwendig, die ins Gewebe eingebrachte Leistung abzuschätzen um eine effektive Planung, ausreichende Ablationszonen und optimale klinische Ergebnisse zu ermöglichen [5]. MWA-Ergebnisse hängen stark von der Kabellänge ab, doch gerade bei MR-gesteuerter MWA ist oft eine lange Kabellänge erforderlich, um Abschirmung und MR-Sicherheit zu gewährleisten. Wir möchten zeigen, dass die Verwendung verschiedener MR-kompatibler MWA-Generatoren und Kabellängen einen relevanten Einfluss auf die abgegebene Leistung und die thermische Dosis im Gewebe hat. Die hierfür entwickelte Analysepipeline bietet eine robuste Bewertung der effektiven thermischen Leistung der Systeme unter verschiedenen Parametern.

Material & Methoden

In 21 Experimenten mit 2 MWA-Systemen (Saberwave Eco-200G, Eco Medical, Nanjing, China und MedWaves Avecure, Medwaves, San Diego, CA, USA) wurde das Eco-System mit vier Kabellängen (2, 4, 5, 7 m) untersucht und mit dem MedWaves-System [ein Kabel] verglichen (Abb. 1). Die Versuche erfolgten in 300 ml 0,9%iger Kochsalzlösung und Fleischproben. Die Ausgangsleistung des ECO-Generators wurde auf 100W (600s) für alle Wasser- und auf 80W (600s) für die Fleischexperimente eingestellt; das Medwaves-System wurde mit einer unerreichbaren Target-Temperature angesteuert, um die maximal mögliche Heizleistung zu erfassen.

Ergebnisse

Alle Experimente zeigten eine deutliche Korrelation zwischen Kabellänge und Heizleistung. Bei einer Generatorleistung von 100 W lagen die Werte der abgegebenen Leistung zwischen 29,4 [7m] und 65,2 W [2m]. Abbildung 2 zeigt die Temperatur-Zeit-Verläufe der Wassereperimente sowie die daraus berechnete Leistungsabgabe (mit und ohne Wärmeverlustkorrektur). Für einen validen Systemvergleich müssen gerätespezifische Unterschiede berücksichtigt werden. Während das Eco-System über eine aktive Kühlung verfügt, verzichtet das Medwaves-System auf diese Technik. Diese Kühlung hat einen Einfluss auf die abgegebene Heizleistung und Form der Ablation.

Zusammenfassung

Zusammenfassend zeigt sich ein wesentlicher Einfluss systemabhängiger Parameter auf die Leistungsabgabe, der bei Planung und Bewertung von MWA-Eingriffen berücksichtigt werden muss.

[1] Ozenne et al., Med Phys 52(2), 2025.

[2] Öcal et al., JHEP Rep 6(11), 2024.

[3] Dietrich et al., Eur Radiol Exp 8(1), 2024.

[4] Wu, Dissertation, TUM, 2020.

[5] Lubner et al., J Vasc Interv Radiol 21(Suppl), 2010

Abb. 1

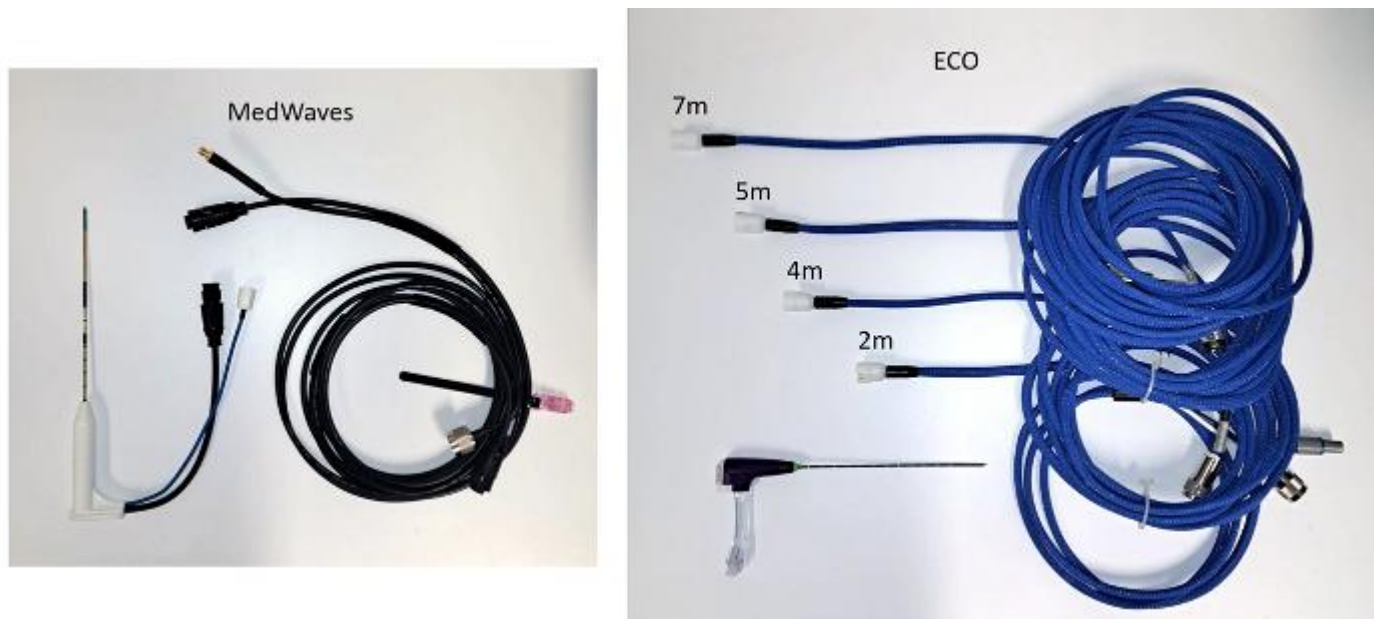
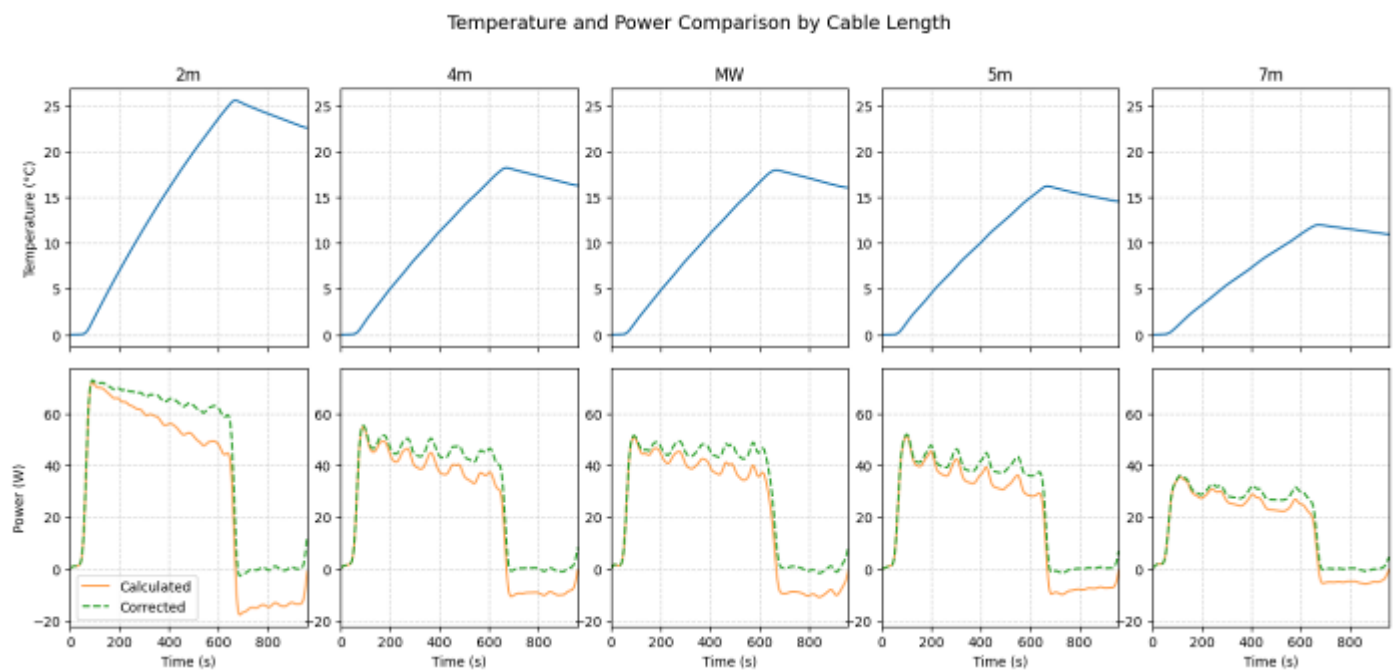


Abb. 2



Stereotaxie, Radiochirurgie, Brachytherapie und IORT

AS08.01 Erste Kommissionierung eines robotergestützten Linearbeschleunigers für die Radiochirurgie mit einem Szintillationsdetektor zur Steigerung der Effizienz im Messprozess

M. Sammer¹, T. Hofmann¹, D. Eftimova¹, M. Arjomandi¹, A. Muacevic¹, C. Fürweger¹

¹ Europäisches Radiochirurgie Centrum München, München, Deutschland

Einleitung

Die Kommissionierung eines CyberKnife S7 (Accuray, Madison, WI, USA) ist aufgrund der kleinen Feldgrößen, der großen Anzahl an Kollimatoren sowie der hohen Anforderungen an die Ortsauflösung ein sehr zeitintensiver Prozess. Szintillationsdetektoren ermöglichen durch ihre hohe zeitliche Auflösung eine schnelle und effiziente Messung von Bestrahlungsfeldern. Zusätzlich bieten das kleine sensitive Volumen sowie die nahezu wasseräquivalenten Eigenschaften Vorteile gegenüber den meisten konventionellen Messkammern. Wir beschreiben erstmals die Erhebung der Strahldaten eines CyberKnife S7 mit einem Plastiksintillator. Der Kommissionierungsprozess wurde hinsichtlich der zeitlichen Effizienz evaluiert und die erhobenen Daten durch Vergleichsmessungen mit etablierten Detektorsystemen auf die erforderliche Qualität überprüft.

Material und Methoden

Die Strahlungsmessungen an einem CyberKnife S7 (6 MV, kein Ausgleichsfilter) wurden mit einem neuartigen Szintillationsdetektor (BluePhysics, Tampa, FL, USA) im Wasserphantom (PTW, MP3) durchgeführt. Das effektive Messvolumen ist zylindrisch mit einer Länge von 1,5 mm und einem Durchmesser von 1mm. Es wurden Querprofile sowie Outputfaktoren (OF) für die Kollimatorensysteme FCA (Durchmesser: 5-60 mm), Iris (Durchmesser: 7,5-60 mm) und MLC gemessen und mit der BluePhysics-Software aufbereitet. Vergleichsmessungen wurden mit der SRS-Diode (Typ 60018) und dem microDiamond-Detektor (Typ 60019) der Firma PTW (PTW-Freiburg, Deutschland) durchgeführt. Die Querprofile wurden verglichen und anhand des Gamma-Kriteriums (1%/1mm) bewertet. Zusätzlich wurde die zeitliche Effizienz der Messungen mit typischen Messparametern (0,2s Messzeit und 0,5s Delay) für PTW-Detektoren verglichen.

Ergebnisse

Die OF stimmten im Mittel mit dem MicroDiamond 60019 auf 0,5% überein. Die größte Abweichung zeigte der 5mm Kollimator mit einem um 2,2% erhöhten OF. Die Querprofile zeigten eine gute Übereinstimmung ($\gamma > 95\%$ bei 1%/1mm) mit den erwarteten Verläufen aus den Vergleichsmessungen mit der SRS-Diode 60018. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis des Szintillators zeigte eine starke Abhängigkeit von der Feldgröße und der Messtiefe. Die Messgeschwindigkeiten wurden deshalb entsprechend angepasst und reichten von dynamisch mit Fahrgeschwindigkeiten bis zu 2mm/s bis hin zu schrittweiser Messung mit bis zu 1s pro Messpunkt. Die Messzeit konnte durch den BluePhysics-Detektor um 40% reduziert werden.

Zusammenfassung

Mit dem BluePhysics-Plastiksintillator konnten alle Kollimatorensysteme und Feldgrößen eines CyberKnife S7 mit vergleichbarer Qualität zu etablierten Detektoren erfolgreich charakterisiert werden. Gleichzeitig wurde eine deutliche Effizienzsteigerung des zeitintensiven Kommissionierungsprozesses erreicht.

AS08.02 Konsensus Statements für End-to-End Tests mit Bewegungsphantomen zur Qualitätssicherung von Körperstammstereotaxien

M. Grehn^{1,2}, C. Stengl^{3,4,5}, J. Köhn^{6,7}, R. Werner⁸, H. Gottschlag⁹, W. W. Baus¹⁰, C. Bert^{11,12}, G. Echner^{3,13,4}, F. Kamp¹⁴, C. Moustakis¹⁵, D. Schmitt^{16,17}, O. Blanck^{1,2,7}

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

² Saphir Radiochirurgie Zentrum Norddeutschland, Kiel, Deutschland

³ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Division of Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁴ Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberg Institute for Radiation Oncology (HIRO), Heidelberg, Deutschland

⁵ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Klinik für Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland

⁶ Universitätsklinikum Frankfurt, Department of Radiotherapy and Oncology, Frankfurt a. M., Deutschland

⁷ Saphir Radiosurgery Center Frankfurt, Frankfurt a. M., Deutschland

⁸ Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Institut für angewandte Medizininformatik, Hamburg, Deutschland

⁹ Universitätsklinikum Düsseldorf, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Düsseldorf, Deutschland

¹⁰ WEGE Klinik, Strahlentherapie, Bonn, Deutschland

¹¹ Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

¹² Comprehensive Cancer Center Erlangen-EMN, Erlangen, Deutschland

¹³ Universität Heidelberg, Faculty of Medicine, Heidelberg, Deutschland

¹⁴ Universitätsklinikum Köln, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, CyberKnife- und Strahlentherapie, Köln, Deutschland

¹⁵ Universitätsklinikum Leipzig AöR, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie; Arbeitsgruppe für Medizinische Physik, Leipzig, Deutschland

¹⁶ Universitätsmedizin Göttingen, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Göttingen, Deutschland

¹⁷ Universitätsmedizin Göttingen, Comprehensive Cancer Center, Göttingen, Deutschland

Einleitung

Aufgrund der komplexen Gesamtsysteme durch verschiedenste Einzelkomponenten in der strahlentherap. Kette ist die Qualitätssicherung (QS) des gesamten Prozesses zwingend erforderlich und eine reine Überprüfung der Einzelkomponenten nicht ausreichend [1]. Daher wird die Überprüfung der strahlentherap. Kette in Form von End-to-End (E2E) Tests von vielen internationalen Fachgesellschaften dringend empfohlen [2,3,4,5]. E2E Tests sollten im allgemeinen, laufenden QS-Programm mit inbegriffen sein [2]. Vor der Einführung von Körperstammstereotaxien (SBRT) sollte ein kompletter E2E Test mit Bewegungsphantomen erfolgen [5]. Detaillierte Empfehlungen zu Voraussetzungen, Durchführung und Auswertung fehlen jedoch bisher.

Methoden

Mitglieder des DGMP AK Physik und Technik in der Stereotaxie entwickelten zusammen mit internationalen Expert*innen Anforderungen an Phantome und deren Bewegungseigenschaften für E2E Tests zur QS von SBRT-Behandlungen. Diese basieren auf einem durchgeführten Review zu verfügbaren Bewegungsphantomen und eigenen Erfahrungen. Zur Verifizierung der Anforderungen wird ein zweistufiger Delphi-Konsensus durchgeführt. Die Vorformulierung erfolgte durch eine nationale Arbeitsgruppe. Die erste Abstimmungsrunde erfolgt mit der Möglichkeit zur Kommentierung. Die zweite Abstimmung dient der finalen Abstimmung basierend auf der 5-Punkte Likert Skala.

Ergebnisse

In der ersten Runde des Delphi-Konsensus werden über 54 Statements abgestimmt: 11 allgemeine Statements zu Durchführungshäufigkeit, Testumfang, Bewegungsmanagement-Techniken, geometrische und dosimetrische Genauigkeit und Empfehlung zu externen Audits, 14 zu Phantomanforderungen bzgl. Messmethoden, Materialien und techn. Voraussetzungen, 9 zur Bewegungssimulation, 4 zur Planungsbildgebung, 3 zur Bildregistrierung, 2 zur Durchführung und 11 zur Testevaluierung bzgl. Auswertekriterien und Dokumentation.

Schlussfolgerung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird erstmals eine Abstimmung zu den technischen Anforderungen an Bewegungsphantome für E2E Tests für die SBRT durchgeführt. Hierauf basierend kann eine Empfehlung zu Umfang, Durchführung und Evaluation von E2E Tests abgeleitet werden.

Referenzen

- 1 Strahlenschutzkommission, Festlegung von Reaktionsschwellen und Toleranzgrenzen für die Prüfung des Gesamtsystems bei der perkutanen Strahlentherapie, 2018
- 2 American College of Radiology, ACR–AAPM technical standard for medical physics performance monitoring of SBRT, 2024
- 3 Schmitt et al. Technological quality requirements for stereotactic radiotherapy: Expert review group consensus from the DGMP Working Group for Physics and Technology in Stereotactic Radiotherapy, Strahlenther Onkol, 2020
- 4 SABR UK Consortium, Stereotactic Ablative Body Radiation Therapy (SABR): A Resource, Version 6.1, 2019
- 5 Guckenberger et al. ESTRO ACROP consensus guideline on implementation and practice of SBRT for peripherally located early stage non-small cell lung cancer, Radiother Oncol, 2017

AS08.03 Weiterentwicklung der patientenspezifischen Qualitätssicherung und Etablierung der Qualitätssicherung des Gesamtsystems für stereotaktische Bestrahlungen

M. Gowin^{1,2}, F. Tillner^{1,3,2}, C. Hoinkis¹

¹ Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

² OncoRay - Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie, Medizinische Fakultät, Dresden, Deutschland

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

Einleitung

Die stereotaktische Strahlentherapie stellt aufgrund kleiner Bestrahlungsfelder, hoher Einzeldosen und steiler Dosisgradienten besonders hohe Anforderungen an die geometrische und dosimetrische Genauigkeit. Im Rahmen einer Masterarbeit sollte die patientenspezifische Qualitätssicherung (PSQA) für die stereotaktische Strahlentherapie am Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden (UKDD) verbessert sowie ein Systemtest entwickelt werden, der die besonderen Anforderungen der Kleinfeld-dosimetrie erfüllt.

Material & Methoden

Für die Weiterentwicklung der PSQA wurden 12 stereotaktische Bestrahlungspläne mit insgesamt 66 Bestrahlungsfeldern teilweise mit dem transmissionsbasierten Detektorsystem Integral Quality Monitor (IQM, iRT Systems GmbH), dem Prüfphantom Octavius 4D mit dem Detektorarray 1000 SRS (PTW Freiburg GmbH) und dem logfilebasierten System Linacwatch (QualiFormeD SAS) mittels simultaner Messung verglichen. Die Auswertung erfolgte anhand der segmentweisen, kumulativen Gesamtabweichung und Erfüllungsquote der Gamma-Index-Analyse (engl. *gamma pass rate*, GPR).

Für den Systemtest wurde das Octavius 4D als Prüfphantom sowie die hochauflösenden Detektoren PinPoint 3D (Typ T31016), microDiamond (Typ T60019) und microSilicon (Typ T60023, alle PTW Freiburg GmbH) verwendet. Es wurden Stehfeld- (Gantrywinkel 0°) und VMAT-Bestrahlungspläne (Bestrahlungsbogen von 90° bis 270°) mit Feldgrößen von 10 × 10 mm² und 20 × 20 mm² bei verschiedenen Photonenenergien (6 MV, 6 FFF, 10 MV und 10 FFF) erstellt und an einem Elektronenlinearbeschleuniger vom Typ Versa HD (Elekta AB (publ)) appliziert. Die gemessenen Punktdosiswerte im Isozentrum wurde mit den berechneten Dosiswerten aus dem Bestrahlungsplanungssystem verglichen.

Ergebnisse

Die Evaluierung der PSQA-Methoden zeigte systematische Unterschiede zwischen IQM, Octavius 4D und Linacwatch. Das logfilebasierte System wies in Niedrigdosisbereichen eine höhere Sensitivität gegenüber Abweichungen auf und zeigte im Vergleich mit Octavius 4D systematisch höhere GPR im Hochdosisbereich.

Die Messergebnisse des Systemtests zeigten eine hohe Übereinstimmung der drei hochauflösenden Detektoren. Der microDiamond wies die geringste relative Abweichung zur berechneten Punktdosis auf, wobei diese von der Bestrahlungsfeldgröße abhing.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse liefern erste Ansätze zum Einsatz der logfilebasierten PSQA für die stereotaktische Strahlentherapie am UKDD. Dabei empfiehlt sich ein komplementärer Einsatz zu den bereits etablierten detektorbasierten Systemen.

Die für den Systemtest entwickelte Methodik zur dosimetrischen Prüfung bildet die Grundlage für eine regelmäßige Durchführung mit dem Octavius 4D als Prüfphantom und dem microDiamond als hochauflösenden Detektor. Eine Erweiterung auf eine geometrische Prüfung ist mit dem Octavius 4D prinzipiell möglich und muss zur Vervollständigung der Qualitätssicherung des Gesamtsystems für stereotaktische Bestrahlungen noch etabliert werden.

Abb. 1

Anhang A: PSQA

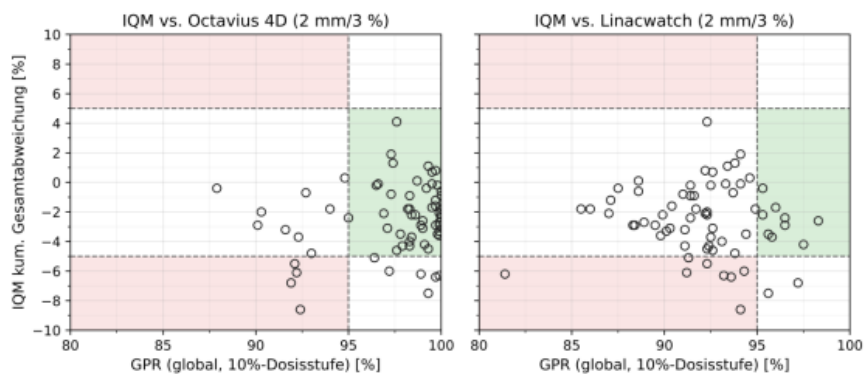


Abbildung 1: Streudiagramm der kumulativen Gesamtabweichung des IQM in Abhängigkeit der GPR für Octavius 4D mit Detektorarray 1000 SRS (links) und Linacwatch (rechts) für 66 Bestrahlungsfelder. Der grün markierte Bereich kennzeichnet den gemeinsamen Akzeptanzbereich, der rot markierte den Bereich, in dem die Akzeptanzkriterien beider Systeme nicht erfüllt sind.

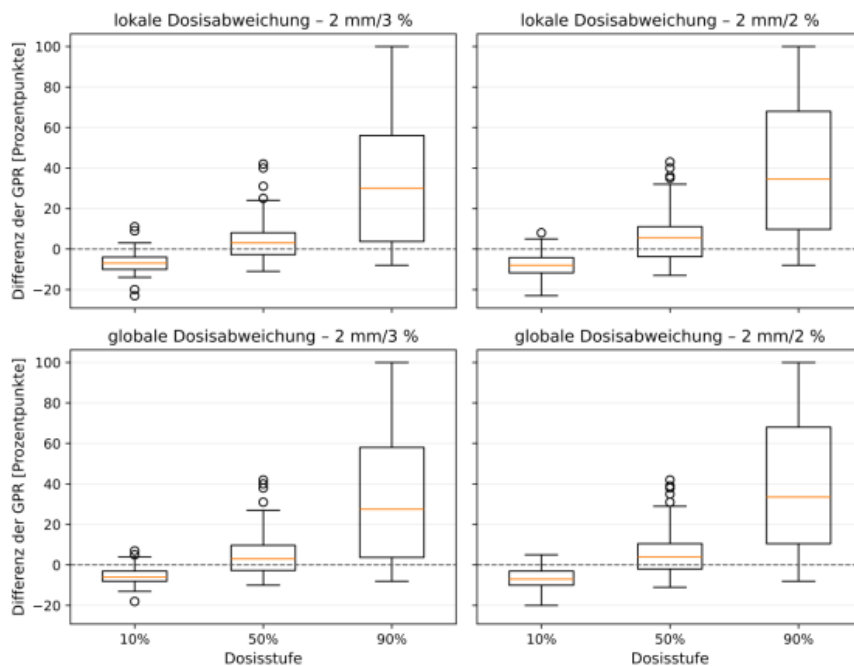


Abbildung 2: Vergleich der Differenz der GPR zwischen logfile-basierter Rekonstruktion der Fluenz mit Linacwatch und detektorbasierter Messung mit Octavius 4D und Detektorarray 1000 SRS für 66 Bestrahlungsfelder.

Abb. 2

Anhang B: Systemtest

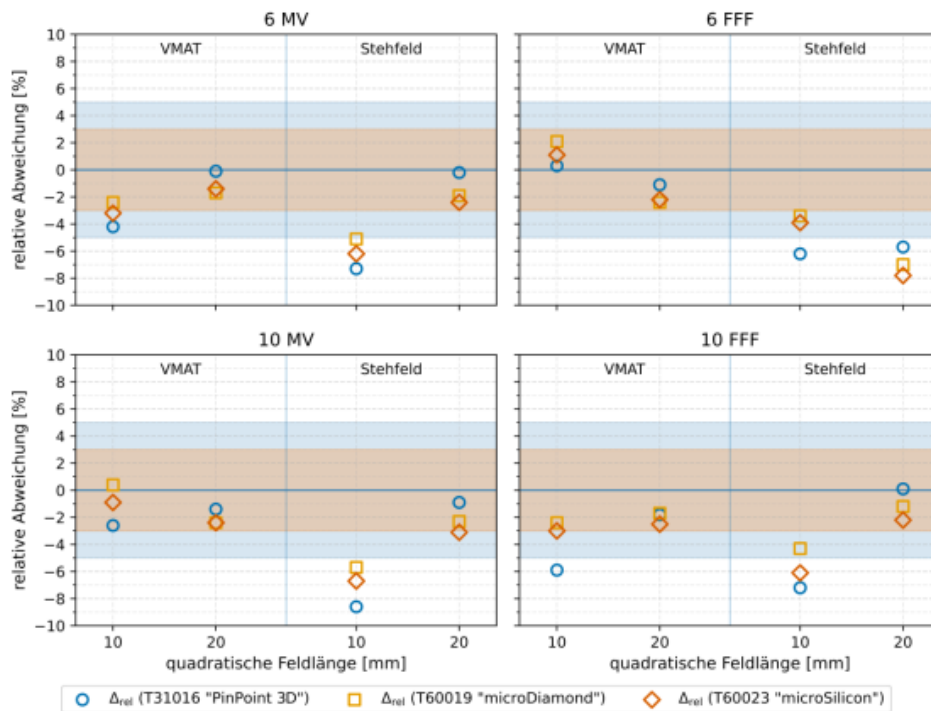


Abbildung 1: Relative Abweichung der gemessenen Punktdosis gegenüber der berechneten im Isozentrum für Stehfeld- und VMAT-Bestrahlungspläne mit Reaktionsschwelle von $\pm 3\%$ (orange) und $\pm 5\%$ (blau) nach Empfehlung der Strahlenschutzkommission für die dosimetrische Prüfung des Systemtests.

AS08.04 Anwendung einer Kamera-basierten Methode zur Latenzbestimmung zweier SGRT-Systeme

C. Rodenberg¹, C. Kurz¹, S. Corradini², C. Belka^{1,3,4}, G. Landry¹, M. Reiner¹

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

² Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

³ Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort München, eine Partnerschaft zwischen DKFZ und LMU Klinikum München, München, Deutschland

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

Einleitung

Mit wachsender Systemheterogenität in der oberflächengeführten Strahlentherapie (SGRT) [1], steigt der Bedarf an übertragbaren Qualitätssicherungs(QA)-Methoden zur Vergleichbarkeit und für systemübergreifende klinische QA-Routinen.

SGRT-QA Guidelines [2] empfehlen u.a. die Bestimmung der Gatinglatenz. Auf der DGMP2025 stellten wir eine Methode zur Trennung der Latenz-Beiträge von Linac und Gatingssystem vor, entwickelt an einem Elekta VersaHD mit ExacTrac Dynamic (ETD) (Brainlab). Diese Methode wird hier auch auf Catalyst+ HD (C-Rad) angewandt.

Methodik

Eine hochfrequente Kamera (GoPro) erfasst den Beam-on/off-Status (visualisiert durch einen Plastiksintillator) und die Oberflächenbewegung eines Phantoms [3]. Das Phantom führt eine Stufenbewegung zur Gatingfenster-Bestimmung und anschließend 16 Atemzyklen in tiefer Einatmung aus. Eine zweite Kamera filmt am Gatinginterface die Gatingstatus-LED, um die Beiträge von Linac und Gatingssystem zu trennen (Abbildung 1). Zeitdifferenzen zwischen Eintritt/Austritt der Oberfläche aus dem Gatingfenster und Aufleuchten/Verlöschen des Szintillators bzw. der LED ergeben die E2E- bzw. eine Abschätzung für die Gatingssystem-Latenzen.

Messungen erfolgten an zwei Elekta Linacs (VersaHD mit ETD v2.0; Synergy mit Catalyst+ HD v6.5.1), an fünf bzw. zwei Tagen mit mehreren Wiederholungen, sodass insgesamt 251 bzw. 110 Atemzyklen ausgewertet wurden. Oberflächentoleranzen wurden auf 5 mm festgelegt; zusätzliche Verzögerungen, die die Muskelrelaxation in der tiefen Einatmung berücksichtigen, wurden auf 0 ms gesetzt. Catalyst wurde mit und ohne cMotion-Modul untersucht.

Ergebnisse

Mediane und Interquartilsabstände (IQR) sind in Tabelle 1 gelistet. 95% (ETD) bzw. 92% (Catalyst) der Latenzen lagen unter 200 ms, und erfüllten damit die Guideline-Empfehlungen [2]. Beide Systeme zeigten stabile Latenzen über mehrere Messtage. Für Catalyst beobachteten wir keinen Unterschied mit/ohne cMotion, bei deaktiviertem live surface averaging wie von C-Rad für Phantome empfohlen.

Die E2E-Latenzen wiesen eine tagesabhängige Variation auf; mit Mediandifferenzen bis 767 ms (VersaHD) bzw. 379 ms (Synergy). Diese ist primär auf den Linac zurückzuführen, da die Gatingssystem-Latenzen stabil blieben.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass eine alleinige Betrachtung des Gesamtsystems unzureichend sein kann, und die getrennte Analyse von Linac und SGRT-System das Systemverständnis verbessert. Unsere Methode kann auf verschiedene SGRT-Systeme mit visueller Gatingstatus-Anzeige übertragen werden und unterstützt so systemübergreifende SGRT-QA. Eine Adaption für weitere Linac-Hersteller steht noch aus.

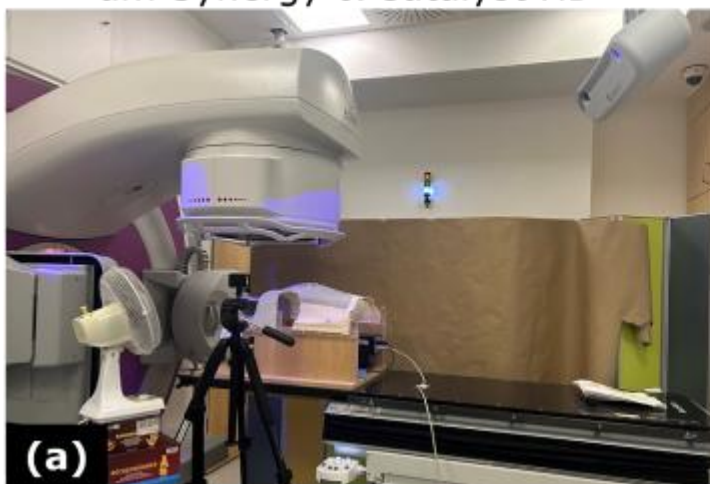
Literatur

- [1] Batista, V. et al. (2022). *tipsRO* 22
- [2] Freisleder, P. et al. (2022). *Radiother. Oncol.*, 173
- [3] Worm, E. S. et al. (2023). *Med.Phys.*, 50 (6)

Tabelle 1: Akkumulierte Latenzen über alle Messtage.

Abb. 1

Kamera im Bestrahlungsraum
am Synergy & Catalyst HD+



Kamera im Kontrollraum



Kamera im Bestrahlungsraum
am VersaHD & ETD



Abbildung 1: Demonstration des gleichen Aufbaus an beiden Treatment Units (a+b). Auch der Aufbau im Kontrollraum (c) ist kongruent. (In (c) wurden Bereiche wegen Patienten-Datenschutz ausgegraut.)

Abb. 2

	Beam-on Latenzen		Beam-off Latenzen	
	Gatingsystem	End-to-End	Gatingsystem	End-to-End
	[Median (IQR)] ms	[Median (IQR)] ms	[Median (IQR)] ms	[Median (IQR)] ms
VersaHD & ETD	101 (83-127)	1311 (1004-1648)	121 (102-142)	128 (109-149)
Synergy & Catalyst+ HD	133 (113-160)	1532 (1268-1636)	152 (127-182)	151 (125-181)

AS08.05 Ultrakompakte Beschleuniger für die Strahlentherapie

O. Jäke^{1,2,3,4}, J. Hardt^{1,4}, A. S. Müller⁵, M. Fuchs⁵

¹ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

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

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

⁴ Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland

⁵ Karlsruhe Institute of Technology (KIT), Institute for Beam Physics and Technology (IBPT), Eggenstein-Leopoldshafen, Deutschland

Einleitung

Das Konzept der Laser-Plasma-Beschleunigung (LPB) von Elektronen ermöglicht die Entwicklung ultrakompakter Beschleuniger im Submillimeterbereich. Meist liegt der Fokus auf möglichst hohen Endenergien, wofür hochkomplexe Petawatt-Laser benötigt werden. Für die Strahlentherapie mit interner Applikation wäre eine Beschränkung auf Elektronen mit relativ niedrigen Energien ausreichend.

Material und Methoden

Ein neuer Ansatz der LPB, die sogenannte *parametrically excited laser-plasma acceleration* (PEPA) könnte es ermöglichen, bei begrenzter Energie die Effizienz der Energieübertragung vom Laserpuls auf die Elektronen erheblich zu steigern [1]. Experimentell wurde gezeigt, dass damit kurze, intensive Pulse von Elektronen mit Energien im Bereich bis 10 MeV erzeugt werden können, wobei die benötigte Laserleistung um mehrere Größenordnungen reduziert werden kann (Terrawatt-Laser).

Dieser neue Ansatz ermöglicht extrem kompakten Beschleuniger von wenigen Millimetern Größe, wobei die benötigte Laserleistung mittels optischer Fasern eingekoppelt werden könnte. Dies eröffnet die Möglichkeit einer neuartigen Katheder-geführten internen Strahlentherapie.

Wir untersuchen derzeit die Möglichkeit, einen solchen Beschleuniger prototypisch zu etablieren und die Probleme auf dem Weg zu dieser neuen Technologie zu identifizieren, sowie Anwendungsmöglichkeiten zu erforschen.

Ergebnisse

Die Vorteile eines endoskopisch geführten Elektronen-Beschleunigers liegen in der maximalen Schonung des umliegenden Gewebes, ähnlich der Brachytherapie. Die Applikation der Elektronen in ultrakurzen Pulsen (FLASH-Bestrahlung) könnte eine zusätzliche Schonung des umliegenden Normalgewebes erlauben. Die Strahlung wäre einfach zu steuern, was die komplexe Logistik von Erzeugung, Transport und Umgang mit radioaktiven Quellen vermeidet. Die Technik wäre sehr energieeffizient und es wäre nur eine minimale Abschirmung erforderlich.

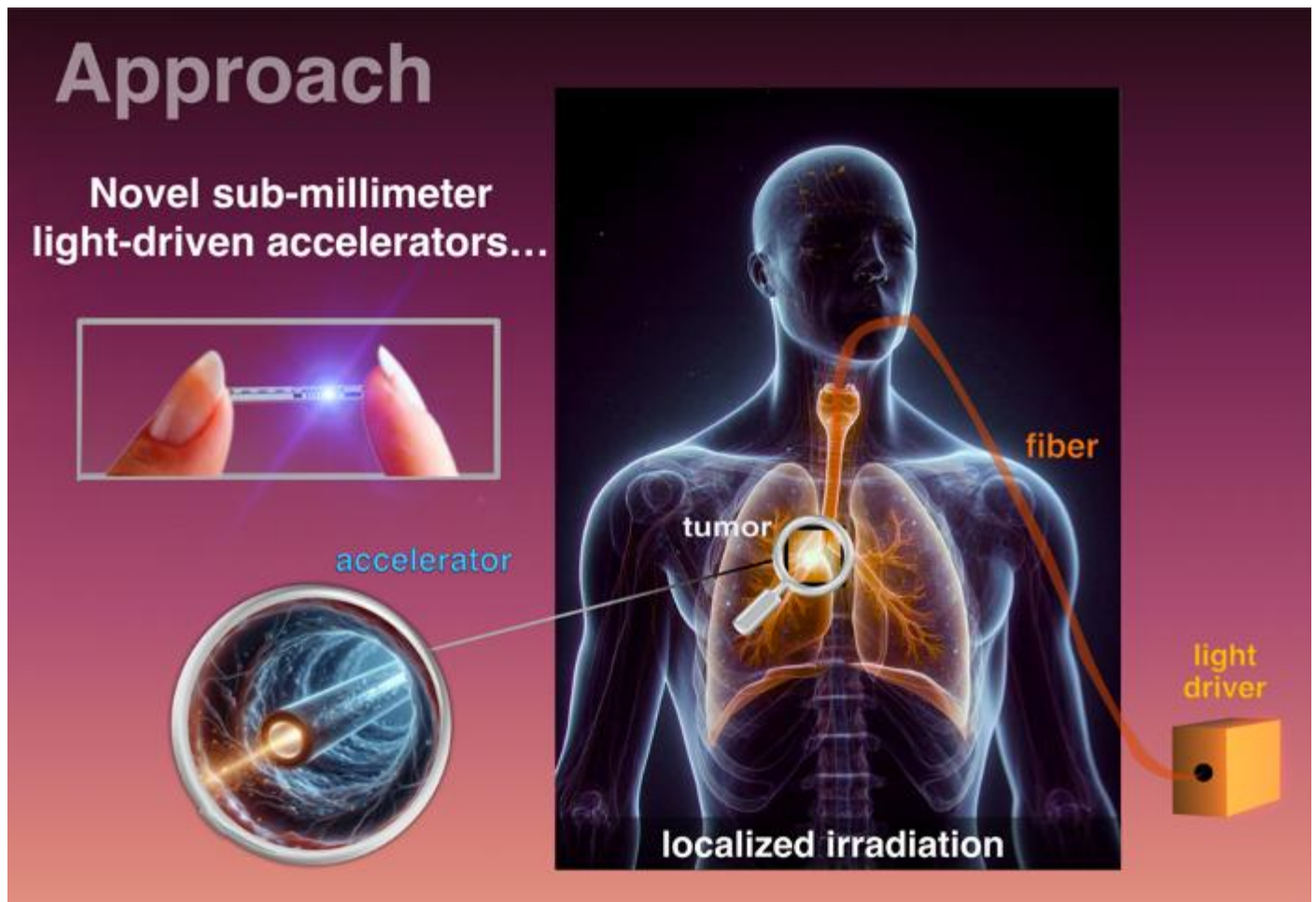
Herausforderungen sind u.a. das Design des Beschleunigerkopfes und der Fasern, mit der die Laserpulse eingekoppelt werden. Ein dediziertes Design des Austrittsfensters könnte den Elektronenstrahl gezielt modifizieren um die Zahl der Strahlpositionen zu reduzieren. Unklar ist zudem noch die dosimetrische Kontrolle der Applikation. Studien zur Therapieplanung für Lungentumore werden in einem separaten Beitrag besprochen (J. Hardt et al.).

Zusammenfassung

Das neue Konzept würde eine endoskopisch geführte Bestrahlung ermöglichen. Die Beschränkung auf niedrige Energien könnte eine Realisierung mit kompakten Lasern bei geringem Strom- und Ressourcenverbrauch erlauben. Dies hat großes Potential, eine kostengünstige Strahlentherapie weltweit zu verbreiten. Die Hürden auf dem Weg zu einem klinischen System sind jedoch noch erheblich.

1) Fuchs M et al. preprint on ResearchGate: Parametrically-excited laser-plasma acceleration

Abb. 1



AS08.06 From needle bending to navigation: Clinically driven development of image-guided needle tracking in gynecologic brachytherapy

A. Karius¹, R. Merten¹, V. Strnad¹, V. Kreß¹, R. Fietkau¹, S. Corradini¹, C. Bert¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die präzise Platzierung interstitieller Nadeln ist entscheidend für den Therapieerfolg in der gynäkologischen Brachytherapie. Intraoperative Cone-Beam-CT (CBCT) ermöglicht zwar eine zuverlässige dreidimensionale Verifikation, ist jedoch mit erhöhter Strahlenexposition und verlängerten Eingriffszeiten verbunden. Gleichzeitig sind Nadelbiegungen in-situ eine wesentliche Quelle für Abweichungen von geplanten Trajektorien, werden jedoch in aktuellen klinischen Workflows ohne Tracking dieser Biegungen nicht ausreichend berücksichtigt. Ziel dieser Arbeit war es daher, den Einfluss von Nadelbiegungen klinisch zu quantifizieren und darauf aufbauend neuartige Navigationsansätze zu entwickeln, um die Genauigkeit und Qualität von Brachytherapie Implantationen - und somit unmittelbar die onkologischen Ergebnisse - weiter zu verbessern.

Material & Methoden

Zur Quantifizierung Implantationsunsicherheiten entwickelten wir ein semi-automatisches Rekonstruktionsverfahren und analysierten anhand von Planungs-CTs die für 89 Patientinnen auftretenden Nadelbiegungen in-situ. Dabei wurden Nadeltrajektorien rekonstruiert und Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Lage bestimmt. Basierend auf diesen Erkenntnissen entwickelten wir zwei komplementäre Verfahren zur intraoperativen Navigation, die Infrarot-Tracking (Fig.1) mit planarer Röntgenbildgebung kombinieren. Die Rekonstruktion der Nadeltrajektorie erfolgte entweder mittels zweier Projektionsaufnahmen und geometrischer limited-angle Rückprojektion (Fig.2) oder durch Integration a-priori-Biegeinformationen aus einem initialen CBCT bei Verwendung nur einer Aufnahme, jeweils kombiniert mit Infrarot-Tracking. Die Navigationsansätze wurden präklinisch gegen CBCT-Referenzen validiert.

Ergebnisse

Die klinische Analyse zeigte ausgeprägte Nadelbiegungen von $3,6 \pm 2,1$ mm (100–120 mm Nadellänge) bis $7,9 \pm 3,0$ mm (200–220 mm Nadellänge), wobei transversale Deflektionen gegenüber longitudinalen dominierten. Zusätzlich zeigten sich systematische Abweichungen der Nadelspitzen von den geplanten Zielpunkten. Die zweibildbasierte Rekonstruktion erreichte Abweichungen von <1 mm gegenüber der CBCT-Referenz für limited-angle-Rückprojektionen ab einem Winkelversatz $\geq 20^\circ$. Der Einbild-Ansatz unter Einbezug der zuvor quantifizierten Biegeinformationen zeigte Nadelspitzen-Abweichungen von $<1,3$ mm.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse belegen, dass Nadelbiegungen einen entscheidenden Einfluss auf die Implantationsgenauigkeit haben und in Navigationssystemen explizit berücksichtigt werden müssen. Aufbauend auf der klinischen Quantifizierung wurden hochgenaue Navigationsansätze entwickelt, die eine zuverlässige intraoperative Trajektorienvorhersage bei reduziertem Bedarf an wiederholten CBCT-Aufnahmen ermöglichen können. Der vorgestellte Ansatz verbindet klinische Evidenz mit methodischer Innovation und zeigt ein hohes Potenzial zur Verbesserung von Genauigkeit, Effizienz und Qualität in der gynäkologischen Brachytherapie.

Abb. 1

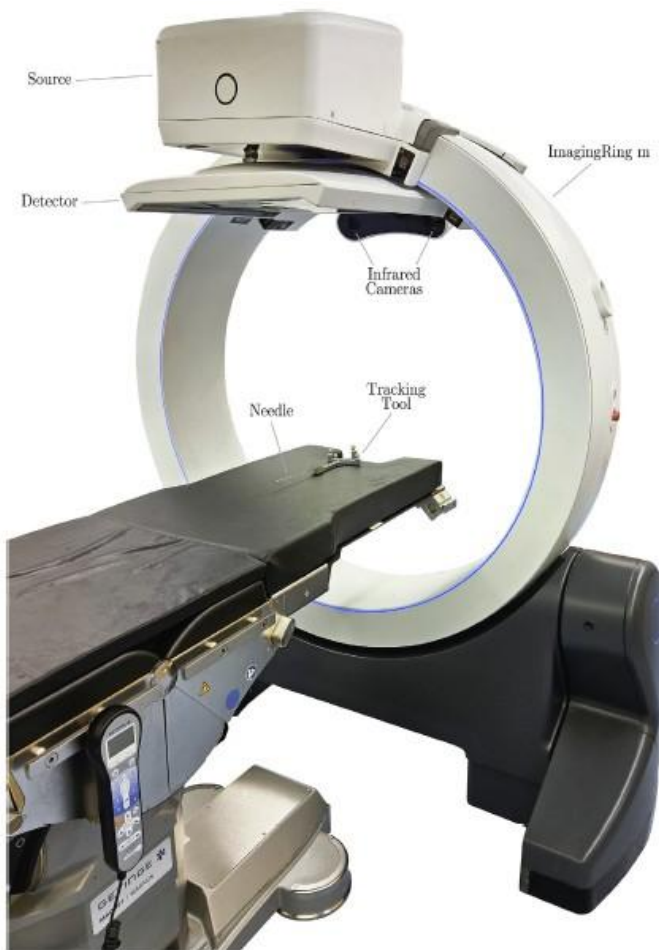
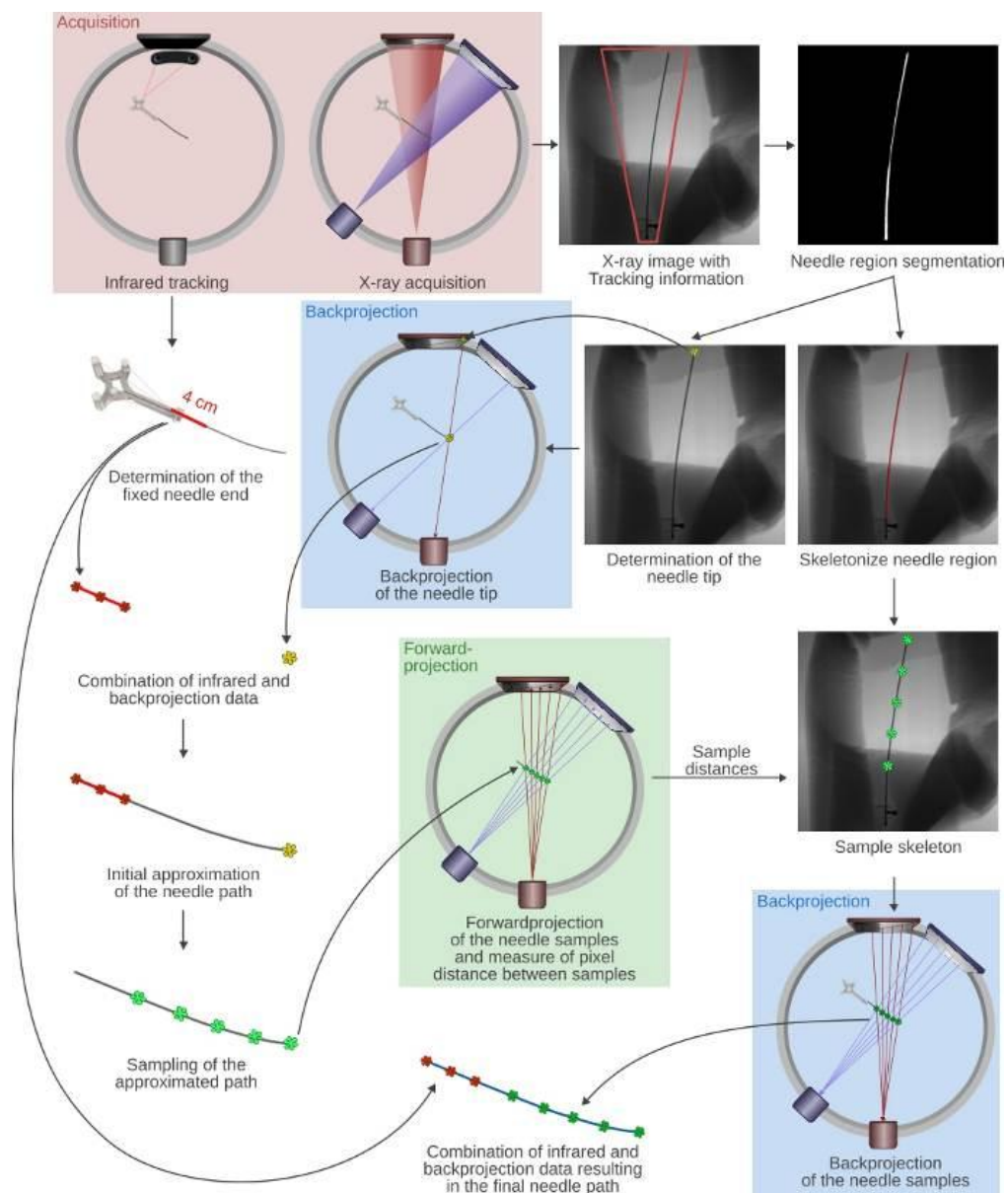


Abb. 2



Qualitätssicherung und -evaluation

AS09.02 In-House calibrated TLD dosimetry for ultra-high dose rate, high-dose and small-field irradiations using custom 3D-printed PMMA and anthropomorphic phantoms

A. M. Hamada¹, M. Kügele^{1,2}, V. T. de Rover³, E. Engels³, S. Fiedler⁴, J. Klingenberg⁵, G. Abreu Faria⁵, M. Lerch³, M. Cameron³, C. Gocke¹, G. Hildebrandt¹, E. Schülke¹

¹ Universitätsmedizin Rostock, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Rostock, Deutschland

² Skane University Hospital, Medical Physics, Department of Hematology, Oncology and Radiotherapy, Lund, Schweden

³ University of Wollongong, Centre of Medical Radiation Physics, Wollongong, Australien

⁴ Hamburg Outstation, European Molecular Biology Laboratory (EMBL), Hamburg, Deutschland

⁵ Helmholtz-Zentrum HEREON, Hamburg, Deutschland

Introduction

Accurate dosimetry under ultra-high dose rate (UHDR), high-dose, and small-field conditions, as encountered in synchrotron experiments and emerging radiotherapy modalities, remains challenging. Key issues include steep dose gradients, detector perturbation, and dose rate effects. Conventional active detectors are often limited by ion recombination, saturation, and insufficient spatial resolution.

Thermoluminescent dosimeters (TLDs) provide a suitable alternative due to their small sensitive volume, near tissue equivalence, and relatively dose-rate-independent response, enabling accurate point dose measurements in complex geometries. This work aims to develop and validate an in-house calibration methodology for TLD-800 dosimeters using custom 3D-printed PMMA and anthropomorphic phantoms.

Methods

TLD-800 discs were selected for their wide dynamic range and stable response. A reference PMMA phantom and an anthropomorphic arm phantom were designed and manufactured in-house using 3D printing to ensure reproducible detector positioning.

Calibration irradiations were performed using a 10 MV photon beam from a clinical linear accelerator (SSD 100 cm, field size up to $25 \times 25 \text{ cm}^2$). Reference dose measurements were obtained using calibrated ionization chambers including standard corrections.

Treatment planning systems (RayStation, RaySearch Laboratories, Sweden, and Monaco, ELEKTA AB, Sweden) and PTW Octavius 2D Array were used to derive spatial correction factors. Collapsed Cone and Monte Carlo algorithms accounted for phantom geometry, beam configuration, and field size, enabling position-specific corrections.

UHDR irradiations were conducted at beamline P61A, PETRA III (DESY, Hamburg, Germany) ($\sim 132 \text{ Gy/s}$, total dose 50 Gy). TLDs were positioned edge-on within a custom PMMA phantom ($10 \times 10 \times 18 \text{ cm}^3$) to minimise volume averaging [Fig. 1].

Additional measurements were performed at IMBL (Australian Synchrotron) using the anthropomorphic arm phantom [Fig. 2]. A five-field irradiation scheme ($\sim 10 \text{ Gy}$ per field) was applied to deliver 50 Gy at the isocenter.

Results

At DESY, the maximum deviation between TLD-measured and reference dose was 4.4%, demonstrating good agreement under UHDR conditions.

For the anthropomorphic phantom at IMBL, the maximum deviation at the target point (50 Gy) was 6.8%, reflecting increased geometric complexity.

The inclusion of TPS-derived correction factors improved agreement, particularly in regions with steep dose gradients.

Conclusion

The proposed methodology enables accurate absorbed dose determination using TLD-800 dosimeters under UHDR, high-dose, and small-field conditions. Agreement within 4.4% (UHDR) and 6.8% (anthropomorphic geometry) demonstrates clinically acceptable accuracy.

The combination of in-house 3D-printed phantoms and TPS-based correction modelling provides a robust and flexible framework for complex irradiation scenarios and advanced medical physics research.

Figure 2: a) Anthropomorphic arm phantom. b) Corresponding CT with five-field irradiation plan.

Abb. 1

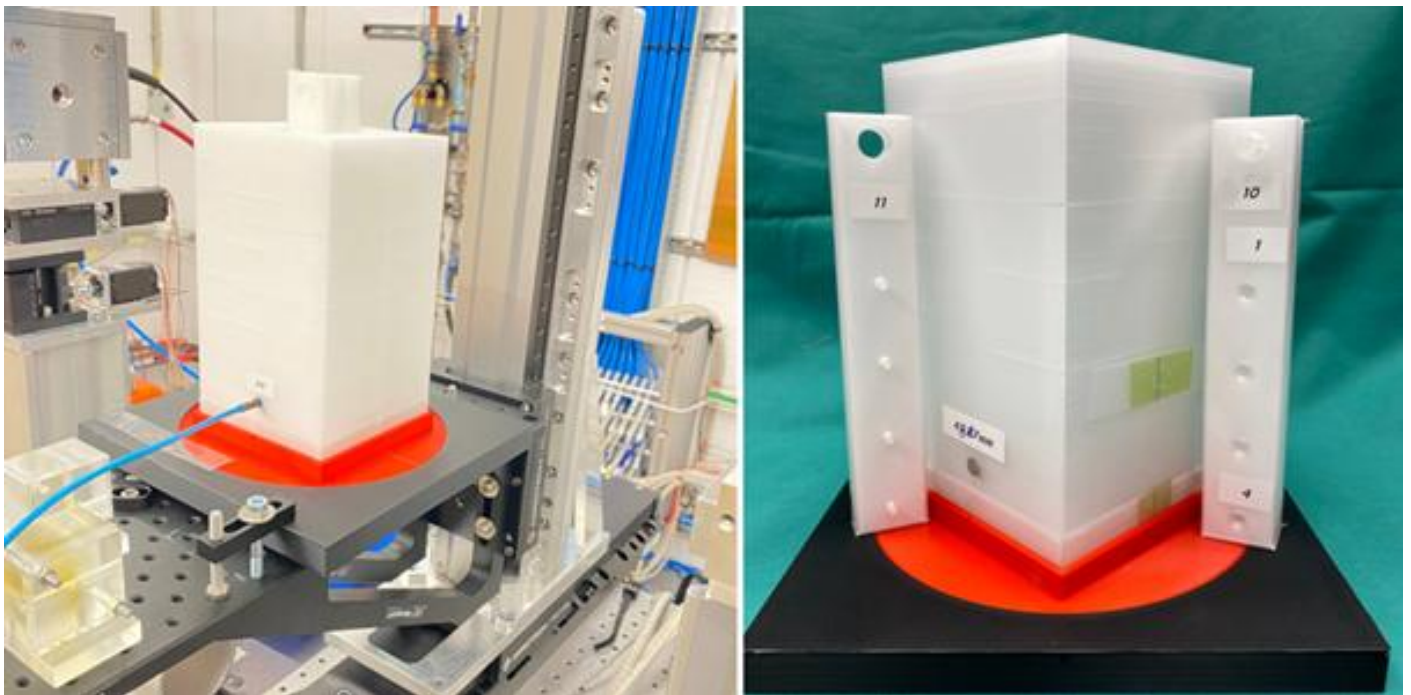
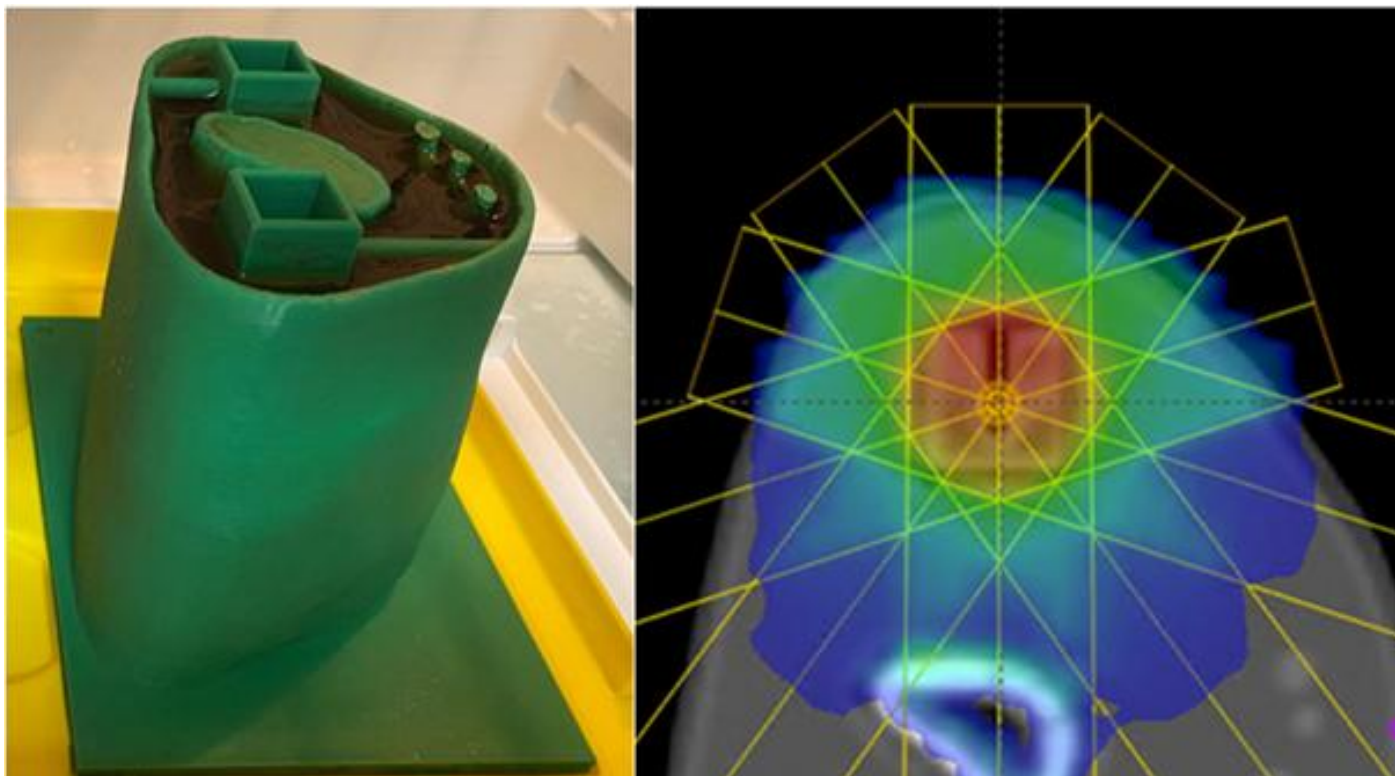


Abb. 2



AS09.03 Robustheitsanalyse durch synthetische CT-Deformation bei Atmung und Schwellung und Monte-Carlo-basierte Dosisberechnung in der Mammabestrahlung

S. Schäfer¹, M. Schaks², D. Vordermark²

¹ Universitätsklinikum Leipzig AöR, Abteilung für Medizinische Physik, Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, Leipzig, Deutschland

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

Einleitung

Anatomische Veränderungen zwischen und während der Fraktionen können die im Planungs-CT dargestellte räumliche Struktur relevant verändern. Das Ziel bestand darin, CT-Deformationen aufgrund von Schwellungen und Atmung in einen Monte-Carlo-(MC)-Workflow zur patientenspezifischen Dosisberechnung zu integrieren und deren dosimetrische Konsequenzen zu quantifizieren.

Material und Methoden

Die Dosisberechnung erfolgte mit TOPAS v3.9 als unabhängige MC-Nachrechnung klinischer Photonenpläne. Um eine konsistente Vergleichbarkeit mit klinischen TPS-Dosen zu gewährleisten, wurde eine voxelweise Konversion von Dose-to-Medium nach Dose-to-Water implementiert. Für die Atmung wurde ein DynaGAN-basiertes Verfahren verwendet, das aus einem Planungs-CT synthetische 4D-CT-Datensätze erzeugt. Die Qualität der Synthese wurde mithilfe des Dice Similarity Coefficient (DSC) und von Hausdorff-Distanzen bewertet. Für die Dosimetrie wurde ein Plan der rechten Mamma auf zehn synthetische 4D-CT-Datensätze mit jeweils zehn Atemphasen (relative Inspirationstiefen 10–100 %) angewendet. Anschließend wurde er phasenweise berechnet, auf die Referenzanatomie zurückdeformiert und gleichgewichtet akkumuliert. Zur Modellierung der Schwellung wurde ein deterministischer, anisotroper Deformations-Workflow implementiert, der kontrollierte Brustdeformationen von 0 bis 10 mm erzeugt (Abb. 1).

Ergebnisse

Die 4D-CT-Synthese zeigte eine hohe Übereinstimmung für globale thorakale Strukturen (DSC-Außenkontur: 0,99; Lunge: 0,98; Aortenbogen: 0,95), während die Werte für Speiseröhre (0,82) und Tumor (0,70) geringer ausfielen. Die PTV-Zielabdeckung des untersuchten rechten Mamma-Plans blieb unter Atmung in den akkumulierten DVHs weitgehend stabil; relevante Unterschiede traten vor allem oberflächennah und an tangentialen Feldrändern auf (Abb. 2). Die rechte Lunge zeigte mit zunehmender Inspiration einen leichten Dosisanstieg, während die Herzdosis niedrig blieb und nahezu unverändert war. Bei simulierten Schwellungen blieb die Zielabdeckung bis etwa 7 mm robust, wobei das relative V95 % bei 98,6 % für 7 mm lag und bei 10 mm auf 95,1 % abfiel. Das relative V100 % sank von 100,0 % auf 93,3 %.

Zusammenfassung

Die KI-basierte 4D-CT-Synthese und die deterministische Schwellungsdeformation lassen sich in einen MC-Workflow integrieren, um die Robustheit klinischer Bestrahlungspläne gegenüber anatomischen Veränderungen prospektiv zu bewerten. Für den untersuchten tangentialen Mamma-Plan zeigte sich bei Atmung eine stabile Zielabdeckung und bei Schwellung eine klinisch robuste Dosimetrie bis etwa 7 mm. Das Verfahren kann somit zur Definition institutions- und patientenspezifischer Interventionsschwellen beitragen.

Abb. 1

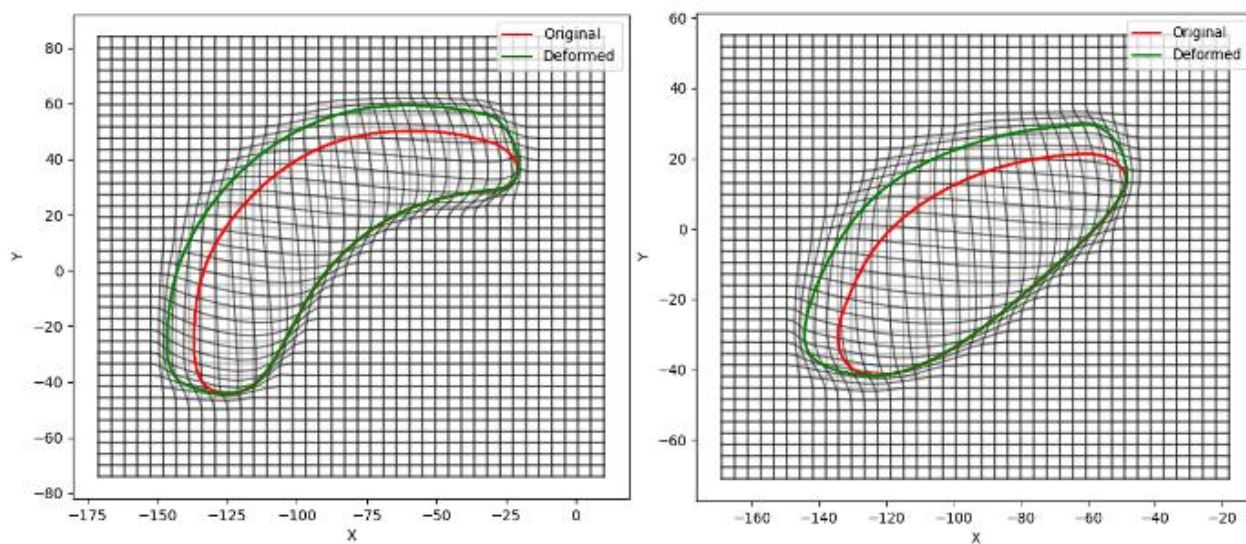
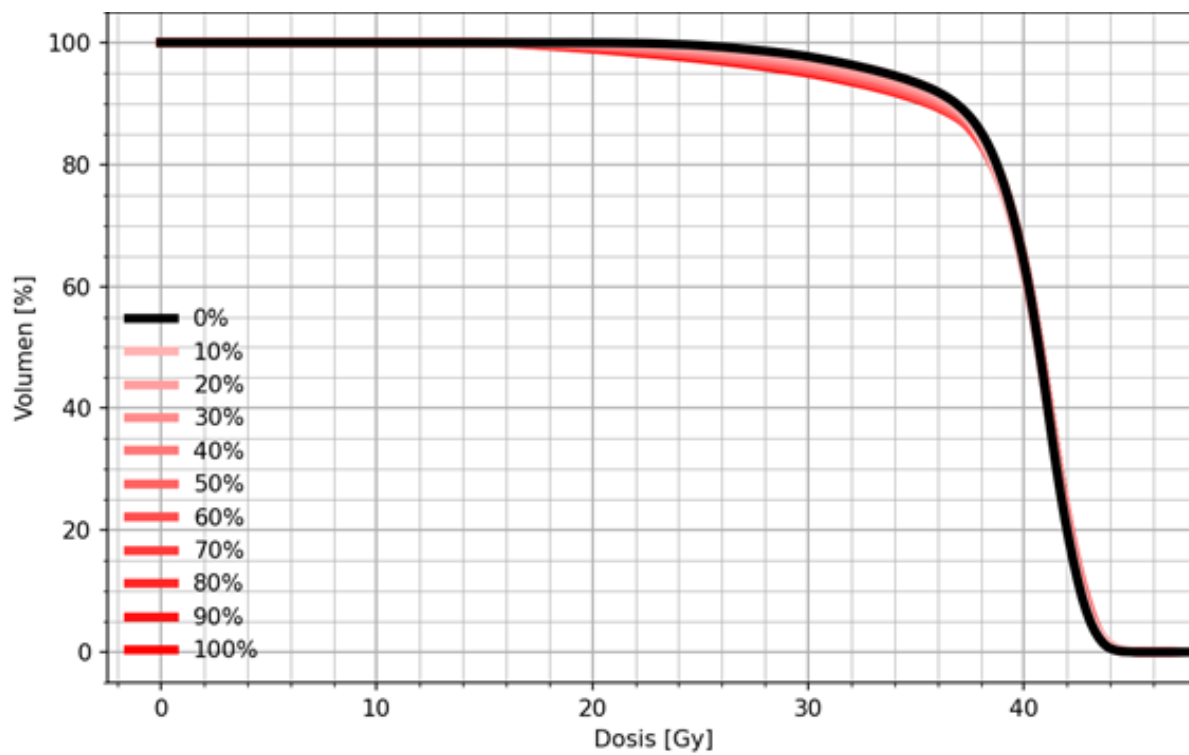


Abb. 2



AS09.05 Robustheitsuntersuchungen bei der VMAT-TBI: Einfluss der Steigung des Dosisgradienten im Überschneidungsbereich auf die Planqualität

S. Vaegler¹, B. El Fallah²

¹ MVZ an der Universitätsmedizin Greifswald GmbH, Strahlentherapie, Greifswald, Deutschland

² Universität Greifswald, Institut für Physik, Greifswald, Deutschland

Einleitung

Die VMAT-TBI ist eine neue Form der Ganzkörperbestrahlung im Rahmen der allogenen Stammzelltransplantation. Die Vorteile dieser Technik sind die Lagerung des Patienten auf dem Behandlungstisch ohne vergrößerten Abstand und die explizite Schonung von Risikoorganen [1]. Die Bestrahlung erfolgt dabei an mehreren Isozentren, wobei die Überschneidungsbereiche robust bzgl. Lagerungsungenauigkeiten gestaltet werden müssen [2]. Dazu eignen sich Sigmoid-förmige Dosisgradienten [3]. Ziel dieses Projektes ist, die optimale Form des Gradienten zu ermitteln. Dazu wurden im ersten Schritt Gradienten mit unterschiedlichen Steigungen untersucht.

Material und Methoden

Die Planungsstudie erfolgte in Pinnacle (Philips, Version 16.4) auf dem CT des Octavius4D-Phantoms (PTW) mit jeweils ein VMAT-Feld cranial und caudal. Der Abstand beider Isozentren war 24 cm und die Verschreibungsdosis betrug 12 Gy. Zur Erzeugung definierter Steigungen der Dosisgradienten im Überschneidungsbereich wurde manuell ein prior dose (pd)-Gradient mithilfe der Field-In-Field Methode generiert, der bei der VMAT-Optimierung als Dosis berücksichtigt wurde. Damit sind Steigungen zwischen 38 – 193 cGy/cm erzeugt worden (Gradienten 1-5, Abb. 1). Als Vergleich wurde zusätzlich ein Plan ohne pd-Gradient erstellt, bei dem der Überschneidungsbereich mit einer Rechteckfunktion gestaltet worden ist (Gradient 0).

Lagerungsungenauigkeiten wurden durch Variation des einen Isozentrums um ± 3 , ± 5 , ± 10 und ± 20 mm in long. Richtung simuliert. Mithilfe der DVH-Parameter D_{98} , D_{02} und den Homogeneity Index $HI = (D_{02} - D_{98})/D_{50}$ erfolgte die Evaluierung der Planqualität.

Ergebnisse

In Abb. 2 ist deutlich erkennbar, dass sich mit größer werdenden Lagerungsungenauigkeiten bei den Gradienten 0 und 5 die Planqualität stark verringert. Darüber hinaus sind auch bei Gradient 4 gut erkennbare Verschlechterungen bzgl. des HI aufgetreten. Für die Gradienten 1 bis 3 sowie bei kleineren Abweichungen traten kaum Unterschiede in der Planqualität auf.

Zusammenfassung

Die Studie zeigt, dass die Steigung des Dosisgradienten im Überschneidungsbereich einen relevanten Einfluss bzgl. der Planqualität bei Lagerungsungenauigkeiten in long. Richtung hat. Als Ergebnis sollte der Dosisgradient höchstens eine Steigung von 90 cGy/cm haben, um robuste Pläne zu generieren.

Im Weiteren ist vorgesehen, diese Methode auf Patientendatensätze anzuwenden sowie die Modellierung komplexerer Gradienten, die die Übergangsbereiche auch in den anderen Richtungen robust bzgl. Lagerungsungenauigkeiten gestalten.

Literatur

[1] Hoeben et al., Radiotherapy and Oncology 206 (2025): 110822

[2] Seravalli et al., Radiation Oncology 29 (2024): 100537

[3] Mancosu et al., Physica Medica 31.7 (2015): 677-682

Abb. 1: Der Überschneidungsbereich bei der VMAT-Optimierung konnte durch diese pd-Gradienten definiert beeinflusst werden.

Abb. 2: Die Ergebnisse der Planevaluierung. Der HI ist als prozentuale Abweichung vom Plan ohne Lagerungsvariation dargestellt.

Abb. 1

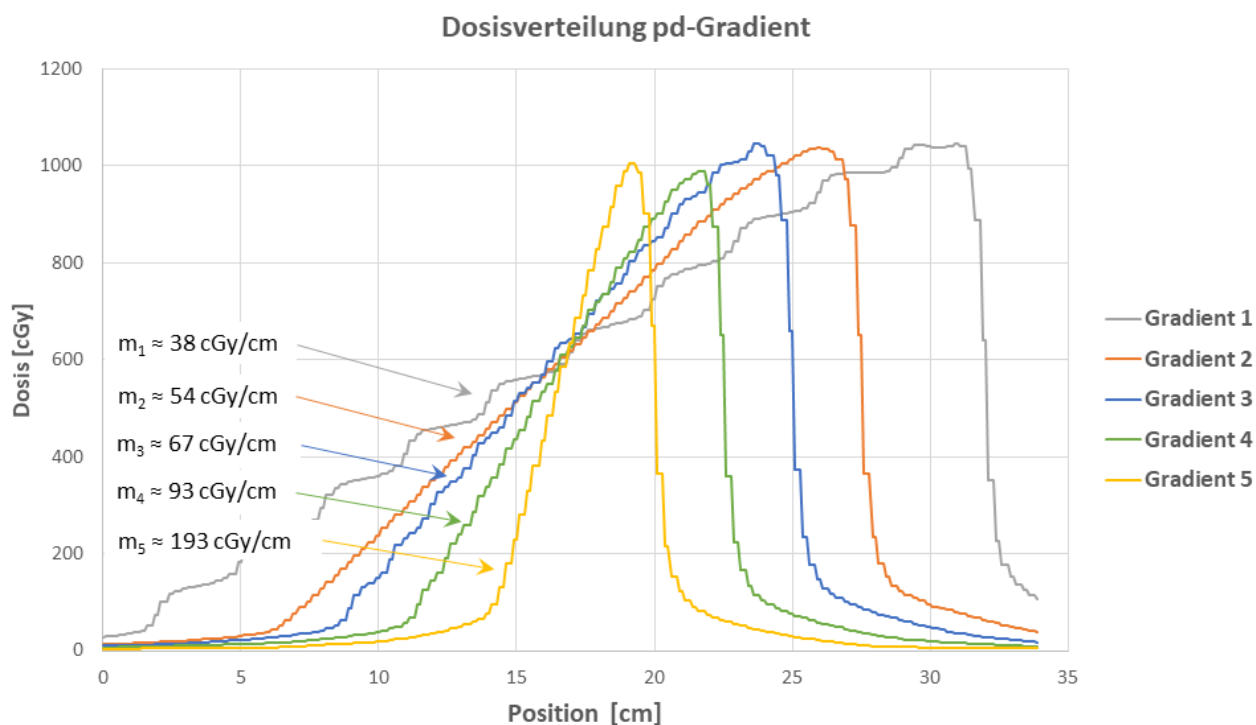
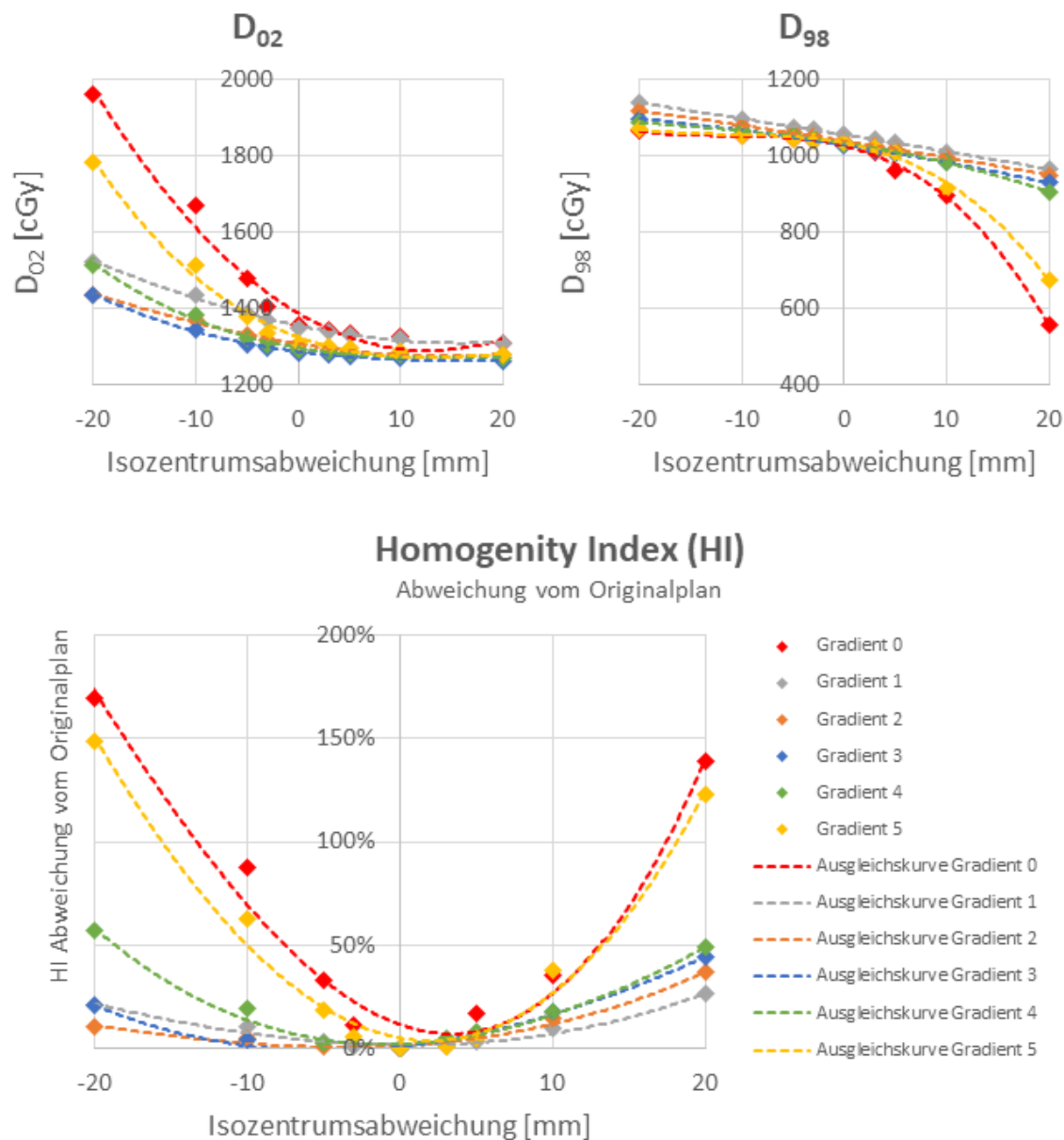


Abb. 2



Forschung mit Relevanz: Von einer guten Idee bis zum Einsatz in der Klinik

Alois Martin Sprinkart (Bonn/DE), Maike Theis (Bonn/DE), Laura Garajová (Bonn/DE), Marcel Nachbar (Tübingen/DE)

Der Weg einer guten Idee aus der Forschung bis zum Einsatz in der Klinik ist steinig und lang. In dieser Fachsitzung soll allen Interessierten ein Überblick über die wichtigsten Aspekte und Entscheidungen auf diesem Weg gegeben werden. Typische Pitfalls werden aufgezeigt, um diese auf der eigenen Reise möglichst umgehen zu können.

Metabolic, functional, and microstructural imaging & awards

MRT10.01 Evaluation of fat correction strategies for reliable CEST imaging in the breast at 3T

N. Kempa^{1,2}, P. Menshchikov^{1,3}, M. E. Ladd^{1,2,4}, H. P. Schlemmer^{4,5}, A. Korzowski^{1,3,6}, P. S. Boyd¹

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

² Ruprecht-Karls-Universität, Fakultät für Physik & Astronomie, Heidelberg, Deutschland

³ Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Kernzentrum Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

⁴ Ruprecht-Karls-Universität, Medizinische Fakultät, Heidelberg, Deutschland

⁵ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Radiologie, Heidelberg, Deutschland

⁶ Heinrich-Heine-Universität, Medizinische Fakultät, Kardiologie, Pneumologie und Angiologie, Düsseldorf, Deutschland

Introduction

Chemical exchange saturation transfer (CEST) MRI enables non-invasive tissue characterisation¹⁻³, but the presence of lipids impedes contrast evaluation in the body^{4,5}. Conventional fat suppression methods cannot be applied to CEST without compromising either CEST contrast or fat suppression.

This volunteer study aimed to identify an optimal fat correction strategy for clinical CEST imaging in the breast (mammaCEST) at 3T. Several methods evaluated in a preliminary phantom study⁶ were assessed for performance and reliability: 2-point Dixon (2PD)⁷, IDEAL⁸, the Zimmermann normalisation⁹, and their combinations (2PD/Zimmermann, IDEAL/Zimmermann).

Methods

4 volunteers were examined with a 3T whole-body MR system (MAGNETOM Prisma Fit, Siemens Healthineers) using an 18-channel bilateral breast coil array (Siemens), with approval from the local ethics committee and with written informed consent.

3 CEST scans each were acquired at 2 nominal B_1 (0.6/0.9 μ T), covering 5 TEs. A double-echo WASABI¹⁰ scan with fat saturation was acquired. Fat correction was applied to the reconstructed raw data. All Z-spectra were B_0 - and B_1 -corrected¹¹ and fitted with a 4-pool Lorentzian model¹² (water, ssMT, amide proton transfer (APT), exchange-relayed nuclear Overhauser effect (rNOE)). MTR_{Rex}^{13} was calculated for APT (3.5 ppm) and rNOE (-3.5 ppm).

ROIs were chosen by fat fraction (FF), i.e. 12 FF bins, range 0 – 55%, 5% increments. The APT and rNOE spectral regions were evaluated comparing the fat-corrected Z-spectra to a fat-free reference and by the FF dependence of MTR_{Rex} .

Results

FF-dependent artefacts were observed in the Z-spectra (Fig. 1), with large variability across correction methods and strong FF dependence in most. Sufficient correction was achieved by Zimmermann and 2PD/Zimmermann (APT) and by 2PD and 2PD/Zimmermann (rNOE).

FF-dependent contrast deviations in the uncorrected MTR_{Rex} were reduced by most methods. The linear FF dependence of MTR_{Rex} (Fig. 2) decreased most consistently with 2PD/Zimmermann.

Conclusion

The combined 2PD/Zimmermann approach proved to be the most robust, with reliable correction up to 35% FF. Adequate fat correction is a large step towards clinical mammaCEST and shows the potential to advance CEST in other fat-rich body regions. Future work will extend 2PD/Zimmermann integrating FATLESS¹⁴ and further post-processing for better feasibility in patient studies and other body parts.

References

1 McMahon et al. Pan Stanford Publishing 2017 2 van Zijl et al. MRM 2011 3 Zaiß et al. Phys. Med. Biol. 2013 4 Lu et al. MRM 2015 5 Vinogradov et al. NMR Biomed 2023 6 Kempa et al. ISMRM 2025 7 Dixon. Radiology 1984 8 Reeder et al. MRM 2005 9 Zimmermann et al. MRM 2020 10 Schuenke et al. MRM 2017 11 Windschuh et al. NMR Biomed 2015 12 Goerke et al. MRM 2019 13 Zaiß et al. NMR Biomed 2014 14 Boyd et al. Invest Radiol 2026.

Fig. 1: Z-spectra, averaged FF-wise and across volunteers.

Fig. 2: $MTR_{\text{Rex}}(\text{FF})$, averaged FF-wise and across volunteers.

Abb. 1

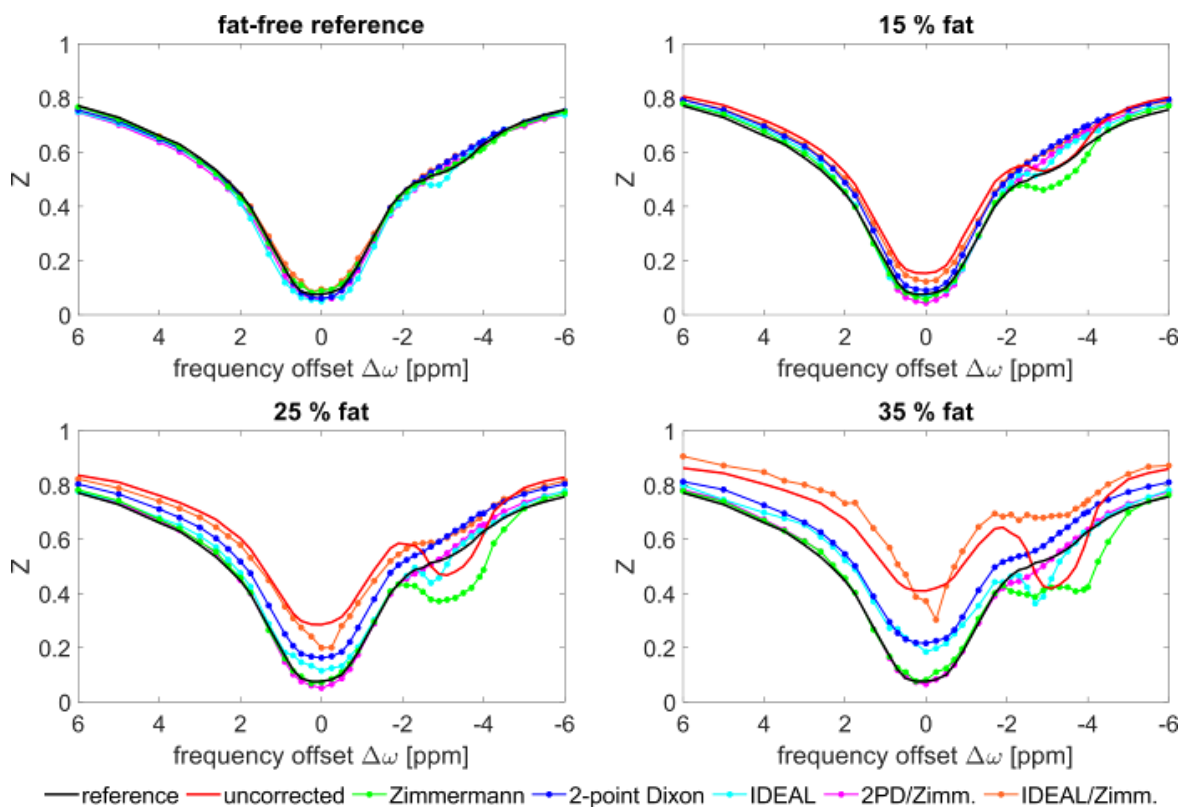
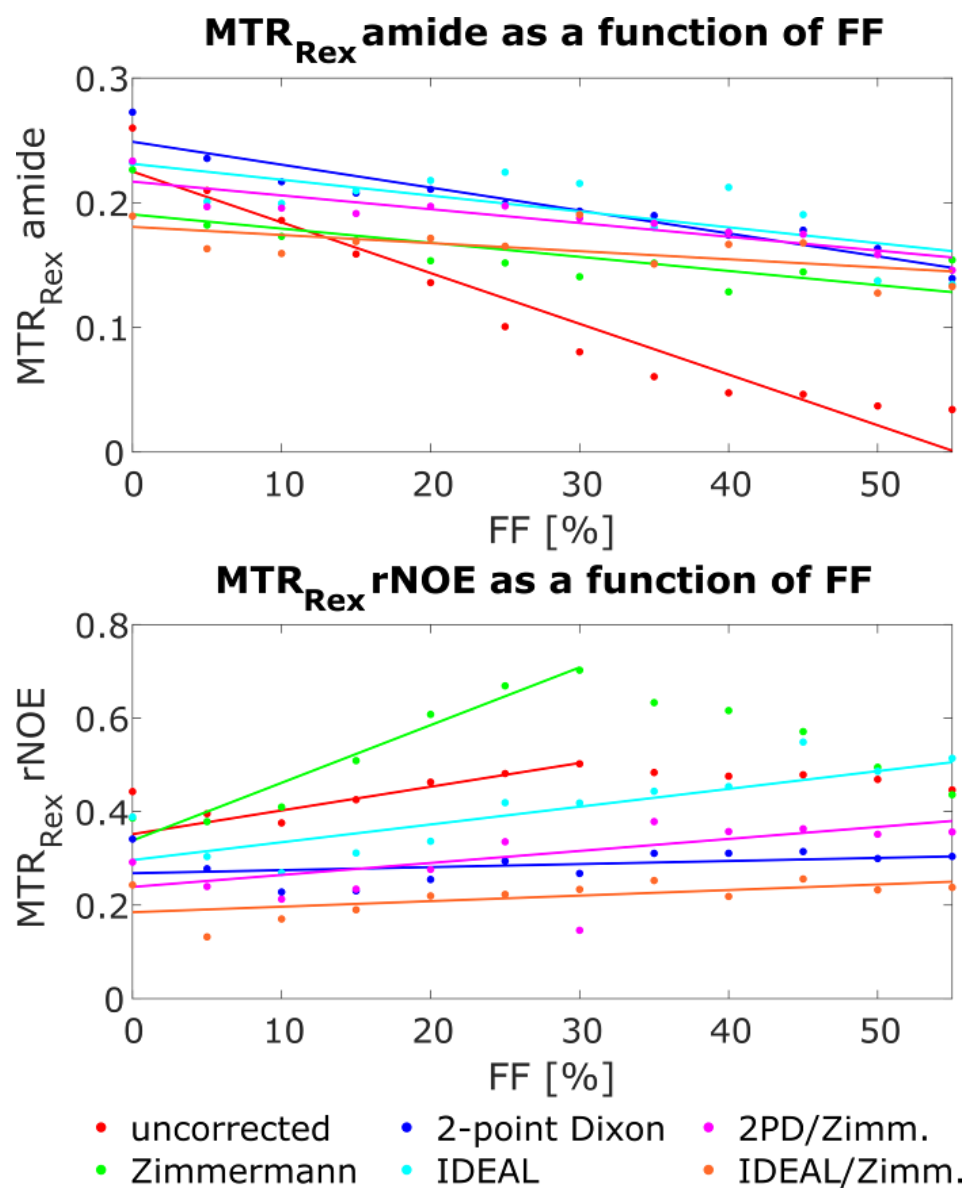


Abb. 2



MRT10.02 Impact of maximum b-value in q-space trajectory imaging of white and gray matter

O. Gödicke^{1,2}, J. Yu^{1,3}, F. B. Laun⁴, M. E. Ladd^{1,2,5}, T. A. Kuder^{1,2}

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

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

³ Universität Heidelberg, Faculty of Engineering Sciences, Heidelberg, Deutschland

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

⁵ Universität Heidelberg, Faculty of Medicine, Heidelberg, Deutschland

Introduction

Q-space trajectory imaging (QTI) models the diffusion MRI signal by a second-order cumulant expansion of the diffusion tensor distribution (DTD)¹. b-Values must be large enough to probe the covariance term, yet larger b increases higher-than-second-order contributions. Beyond the so-called convergence radius, the expansion breaks down¹. Brain QTI usually uses $b_{\max}=2000$ s/mm². Here we examine the consequences of deviating from that convention in white matter (WM) and cortical gray matter (GM)².

Methods

Two healthy volunteers underwent QTI³ at 3T with eight scaled b-value schemes (four b-values, $b_{\max}=1250$ -2900 s/mm²). We fitted the QTI signal equation by weighted linear least squares (WLLS) and computed microscopic fractional anisotropy (μ FA) and mean diffusivity variance (C_{MD}). ROI means and IQRs were evaluated in deep WM and cortical GM. We configured WM- and GM-like discrete DTDs and simulated their signal using the *in vivo* protocol's b-tensors. The GM DTD featured 40% isotropic CSF signal to account for partial volume effects (PVEs).

Results

In WM, mean μ FA stays nearly unchanged across schemes (*in vivo* -1%; simulation -4%), while C_{MD} decreases systematically (-33% both *in vivo* and simulation) with increasing $b_{\max}$. *In vivo*, GM μ FA shows the opposite trend (+15%), while GM C_{MD} fell with $b_{\max}$ (-33%). Simulations yield a similar trend (μ FA +15%; C_{MD} -33%) in GM after CSF admixture.

Summary

In both tissues, the second-order model seems sufficient up to $b_{\max}=2900$ s/mm² so that the convergence radius is potentially not reached yet. Despite nearly stable μ FA in WM, falling C_{MD} and the growing fit-ground-truth deviation in simulation suggest increasing higher-order contributions at larger b-values. When lowering $b_{\max}$ from 2000 s/mm², we suspect decreasing SNR in the covariance estimation, yet there were no large absolute parameter changes. In contrast to WM, the rise in μ FA indicates that PVEs with CSF dominated in GM, which are suppressed at higher b-values. Thus, PVE sensitivity must be considered when implementing and interpreting brain QTI. Finally, considering the large range of b-values, the observed absolute changes are modest. This may allow for less stringent protocol design, e.g. in the presence of hardware limits.

References

1. Westin CF et al. NeuroImage 2016;135:345-362.
2. Gödicke O et al. Proc. ISMRM 2026, #02094.
3. Martin J et al. Z Med Phys 2020;30:4-16.

Fig. 1: *In vivo* ROI analysis. Top row: WM (a,b). Bottom row: GM (c,d). μ FA remains nearly stable in WM but rises in GM with increasing $b_{\max}$, whereas C_{MD} (right) falls in both tissues. Means are shown by black lines and labels.

Fig. 2: Results of DTD signal simulations fitted with the QTI model. Top row: WM-like DTD (a,b). Bottom row: GM-like DTD plus 40% isotropic CSF signal (c,d). We find an expected deviation between cumulant expansion fit and DTD ground truth that grows with $b_{\max}$. Although some absolute values deviate, the simulations reproduce the *in vivo* trends.

Abb. 1

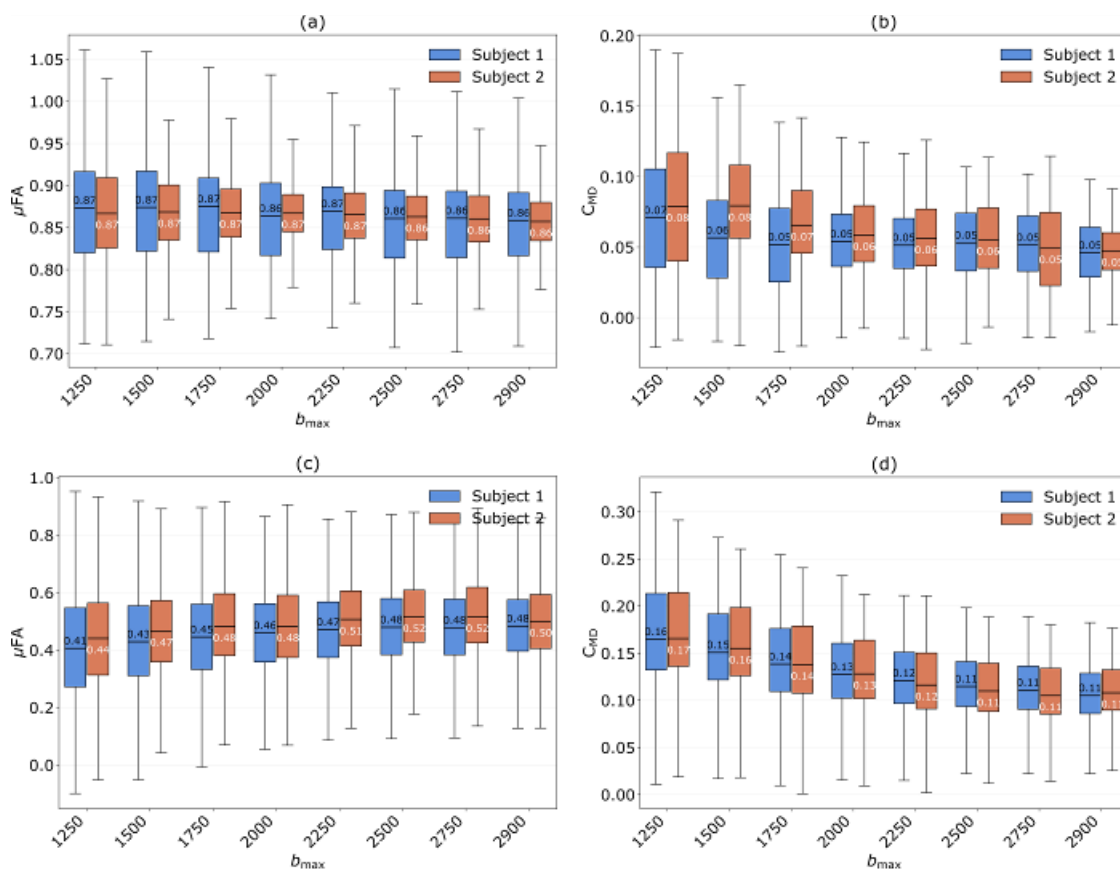
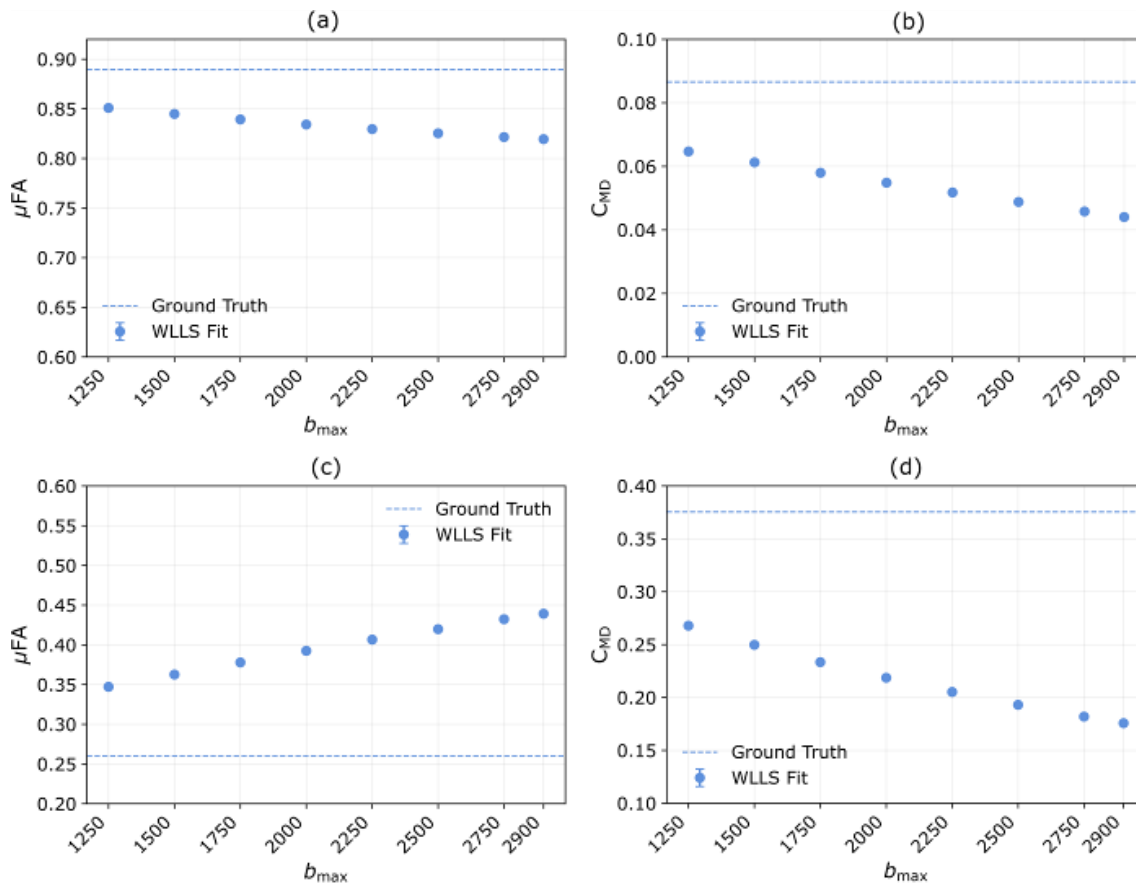


Abb. 2



MRT10.03 Singleflash als Adaption der Doubleflash-Sequenz: von T2 zu SWI – *methodisches Update* – Beschleunigung der suszeptibilitätsgewichteten Bildgebung bei 7T mittels Deep Learning

A. L. Mayer¹, J. R. Rajput², S. Lang¹, A. Dörfler¹, M. Zaiss^{1,3}, A. Mennecke¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Neuroradiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

² Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Pattern Recognition Lab, Erlangen, Deutschland

³ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Department Artificial Intelligence in Biomedical Engineering, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung (SWI) ist ein etabliertes Verfahren zur Detektion intrakranieller Blutungen sowie weiterer hämosensitiver Pathologien wie Mikroblutungen oder venöser Gefäßanomalien. Für ausreichenden Suszeptibilitätskontrast sind lange Echozeiten erforderlich, was insbesondere bei hochauflösender 7T-Bildgebung zu langen Akquisitionszeiten führt und die klinische Effizienz limitiert. Mit der hämosensitiven GE-Sequenz "Doubleflash" stellten wir kürzlich einen KI-gestützten Ansatz vor, bei dem aus zwei kurzen Echozeiten virtuelle Late-Echo-Bilder mittels U-Net rekonstruiert werden konnten, wodurch eine deutliche Verkürzung der Aufnahmezeit bei erhaltener Bildqualität erreicht wurde. Dieses Prinzip wird hier auf die etablierte 7T-SWI übertragen.

Methoden

An einem 7T-MRT Scanner (Magnetom™ Terra.X, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) wurden 75 Multi-Echo-SWI-Datensätze mit einer 8Tx/32Rx Kopfspule akquiriert (Echozeiten TE bei 7, 11, 15, 19,99 ms; Auflösung: $0,2 \times 0,2 \times 1,6 \text{ mm}^3$). Ein U-Net wurde trainiert, um aus frühen Magnituden- und Phasenbildern (TE1) ein virtuelles Late-Echo-SWI-Bild (TE4) zu rekonstruieren (ReLU, L1-Loss, Batchgröße 8, Lernrate 0,0001). Der Ansatz basiert auf Vorarbeiten zur "Doubleflash"-Sequenz, die zeigen, dass relevante Kontrastinformation bereits in frühen Echozeiten enthalten ist und mittels Deep Learning ein diagnostisch valides Bild erzeugt werden kann.

Ergebnisse

Das Konzept ermöglicht die Rekonstruktion von Late-Echo-SWI-Bildern aus frühen Echozeiten mittels Deep Learning. Die in frühen Magnituden- und Phasendaten enthaltene suszeptibilitätsbasierte Information wird in ein kontrastreiches SWI-Bild überführt. Vorarbeiten belegen die Übertragbarkeit sowie eine Reduktion der Akquisitionszeit von 7:06 min auf 3:25 min bei erhaltener diagnostischer Bildqualität. Die Anwendung auf die 7T-SWI wird derzeit implementiert und evaluiert.

Zusammenfassung

Der "Singleflash"-Ansatz bietet eine Methode zur Beschleunigung der SWI durch Deep-Learning-basierte Rekonstruktion aus frühen Echozeiten. Er adressiert die durch lange Echozeiten bedingten hohen Akquisitionszeiten und ermöglicht deren Reduktion bei 7T ohne Verlust des klinisch relevanten Suszeptibilitätskontrasts. Damit besitzt der Ansatz Potenzial zur Beschleunigung zeitintensiver SWI-Protokolle im klinischen Alltag.

Figure 1: A: Phasen-, Magnituden- und SWI-Bilder bei zwei Echozeiten (TE1 oben, TE4 unten) mit stärkerem Kontrast in SWI (TE4). **B:** Vergrößerte Ausschnitte mit identischen Gefäßstrukturen; deutlicher sichtbare feine Gefäße in SWI (TE4) sichtbar, aber im Phasenbild (TE1) bereits abgrenzbar; d.h. Information in TE1 bereits vorhanden; prinzipiell durch U-Net extrahierbar.

Figure 2: U-Net-Architektur: kontrahierender (Encoder) & expandierender Pfad (Decoder). Input: Phase und Magnitude (TE1). Output: SWI (TE4).

Abb. 1

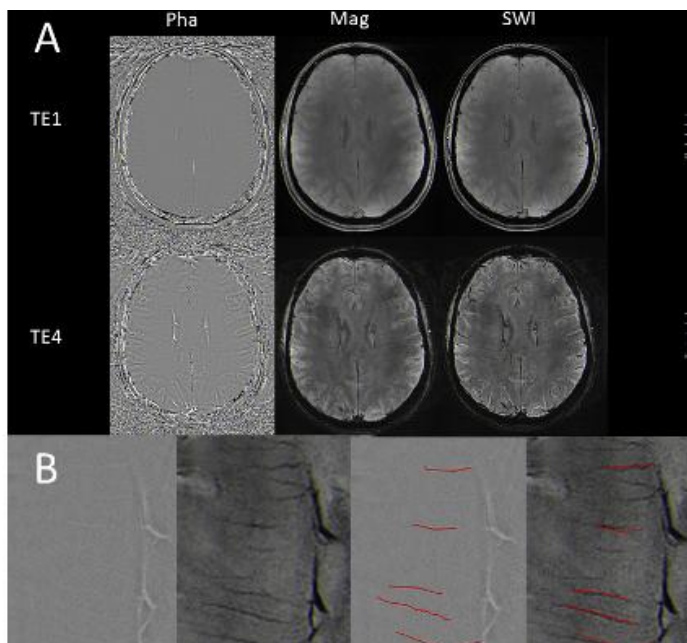
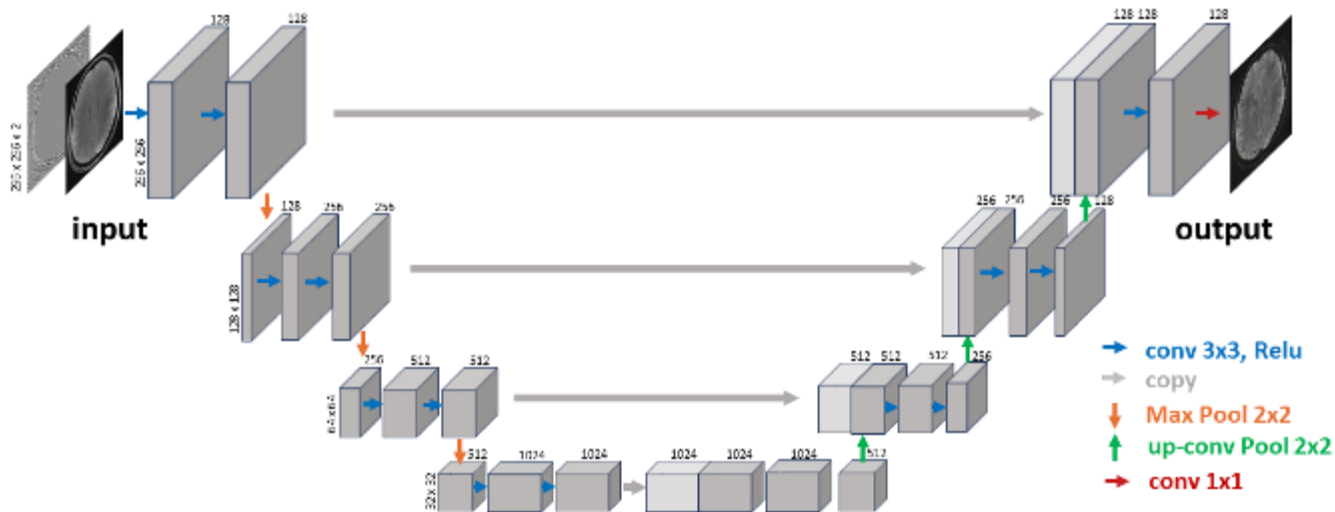


Abb. 2



MRT10.04 A novel multi-resolution approach for high-resolution brain metabolite mapping with ^{31}P MRSI at 7 Tesla: An application study

J. P. Schmitz^{1,2}, J. Platek³, B. Seng^{1,2}, M. E. Ladd^{1,2,4}, A. Korzowski^{1,3}, V. L. Franke¹

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

² Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland

³ Heinrich-Heine-Universität, Klinik f. Kardiologie, Pneumologie und Angiologie, Düsseldorf, Deutschland

⁴ Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät, Heidelberg, Deutschland

Introduction

Metabolic imaging using ^{31}P MRSI is a powerful tool but is limited by low sensitivity. Varying metabolite signal-to-noise ratios (SNR) require trade-offs between spatial resolution and acquisition time whilst ensuring quantifiability of the spectra. Recently, we proposed a multi-resolution quantification approach¹ that improves spectral fitting of low-SNR metabolites during post-processing without compromising the fitting quality of high-SNR metabolites. To further assess the performance of the approach, the algorithm was applied retrospectively to a cohort of 6 healthy volunteers.

Methods

As described in¹ the algorithm iteratively quantifies metabolites with decreasing effective spatial resolution, thus improving SNR, using an implementation² of the AMARES³ algorithm. It was applied to high-resolution ^{31}P MRSI data (matrix size = $20 \times 24 \times 16$), $T_{\text{acq}} = 51\text{min}$) of 6 healthy volunteers acquired on a 7T whole-body MR system (Siemens, MAGNETOM 7T) using the protocol described in detail in⁴. No further post-processing (filtering/zerofilling) was applied. Acceleration of T_{acq} (51 to 29/22/18/16min) was simulated by subsampling in k-space, allowing the evaluation of the robustness of quantification with the full acquisition as a reference. For evaluation, the proposed iterative multi-resolution approach and a conventional approach² that fits all resonances simultaneously were compared using root mean square relative error (RMSE), structural similarity index (SSIM), and Cramér-Rao lower bounds (CRLB).

Results

Figure 1 shows representative amplitude maps of the low-SNR metabolite nicotinamide adenine dinucleotide ($\text{NAD}^+ + \text{NADH} = \text{NAD(H)}$). Although multi-resolution fitting produces slightly blurrier maps (~15% of k-space used for fitting) than the conventional fit (cf. F, G and B, C), it yields lower relative errors (cf. I, E) while preserving overall spatial patterns between the 16- and 51-min scans. Figure 2 shows that across the used metrics, the multi-resolution approach outperforms the conventional approach for the low-SNR metabolites phosphocholine (PC) and NAD(H), while yielding similar results for the high-SNR metabolite phosphocreatine (PCr).

Conclusion

We demonstrated the potential of the multi-resolution algorithm to improve quantification robustness for low-SNR metabolites, allowing for shorter acquisition times without compromises in spatial resolution. These findings support the results from the previous study.

References

1 Schmitz JP et al. Proceed ISMRM 2025; 2 Korzowski A et al. Front Neurol. 2021; 3 Vanhamme L et al. J Magn Reson. 1997; 4 Korzowski A et al. Magn Reson Med. 2020.

Fig. 1: Comparison of the two approaches for 51 and 16 minutes using quantified amplitude maps of NAD(H) of representative volunteer.

Fig. 2: Comparison of the two approaches for multiple acquisition times using RMSRE, SSIM, and CRLB.

Abb. 1

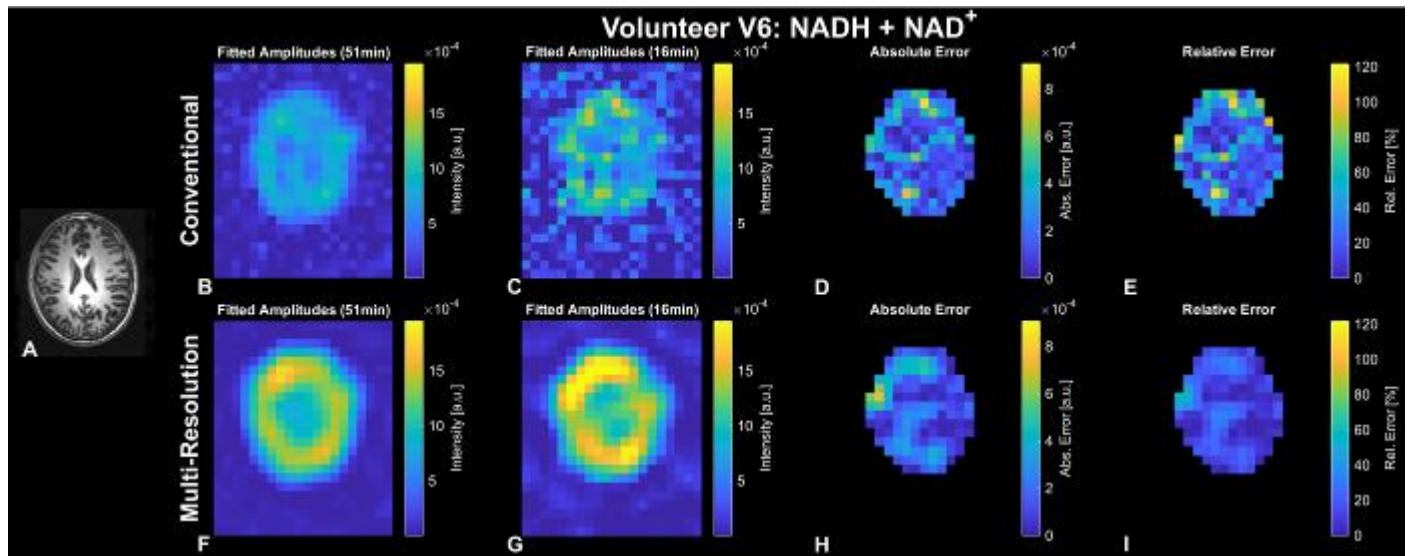
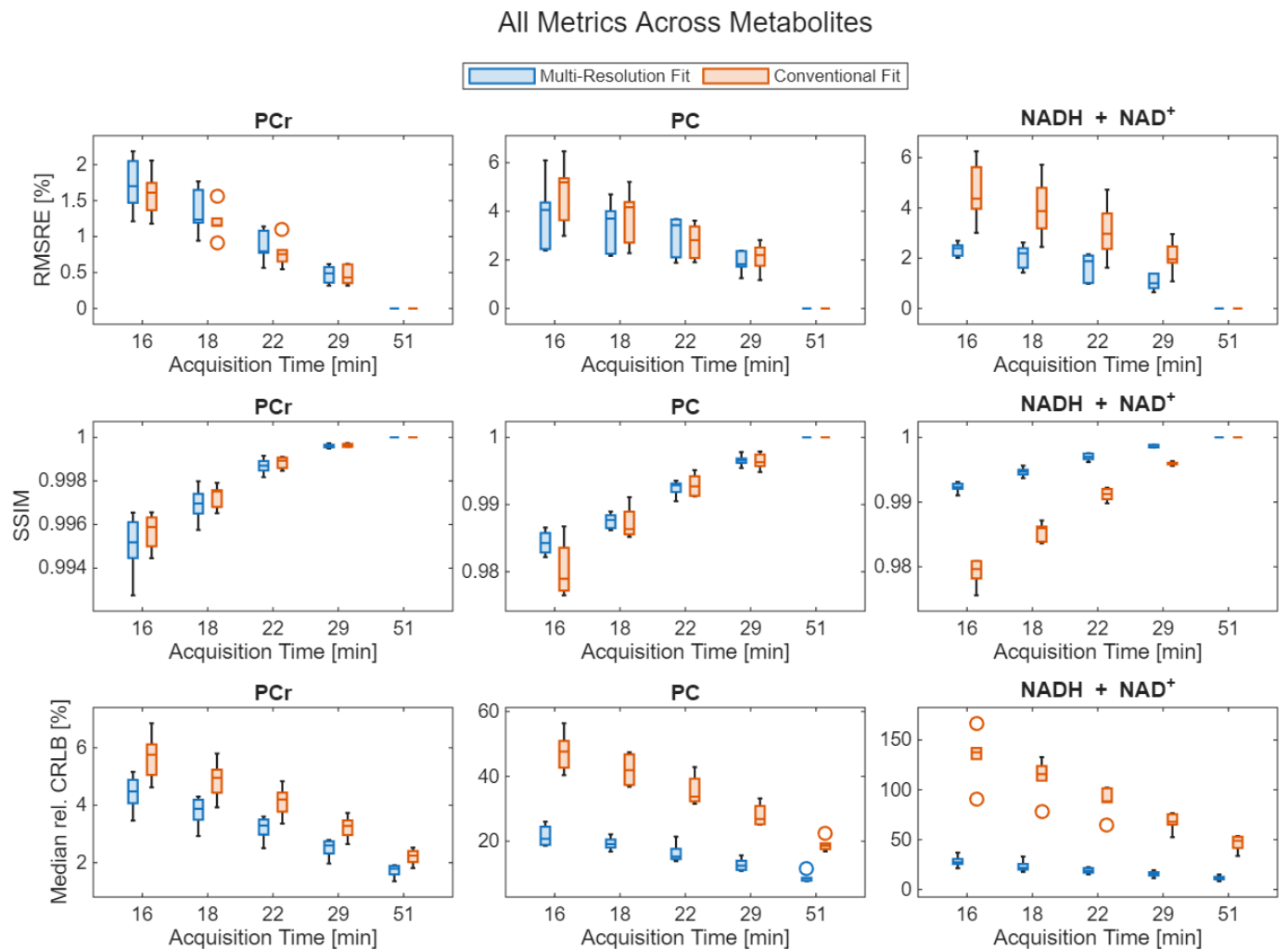


Abb. 2



MRT10.05 Learning QSM from videos: Addressing data scarcity in physics-informed MRI reconstruction

S. Graf¹, W. A. Wohlgemuth¹, A. Deistung¹

¹ Universitätsklinikum Halle (Saale), Universitätsklinik und Poliklinik für Radiologie, Halle (Saale), Deutschland

Introduction

Deep learning advanced medical image reconstruction, yet ill-posed inverse problems remain limited by scarce paired training data. Large non-medical datasets such as natural videos contain rich spatial structures that may encode useful priors for inverse mappings. We therefore investigate whether video data can serve as surrogate training data for physics-informed networks for MRI reconstruction. Using field-to-susceptibility inversion in quantitative susceptibility mapping (QSM)¹ as an example, we present a pipeline for video-based training (Fig.1) and evaluate performance on in-vivo brain data.

Methods

A 5% split of the Kinetics-600 dataset (18,828 videos) was converted to QSM-like data. RGB frames were transformed to gray-scale, normalized, combined with Gaussian noise, and scaled to a susceptibility range of -0.5 to 0.5 ppm. Frames were stacked along random axes to form 3D volumes. Temporal variation between frames identified dynamic regions, from which up to 30 patches ($96 \times 96 \times 96$) per video were extracted. VideoQSM², a modified 3D U-Net, was trained using a physics-informed composite loss combining susceptibility consistency and structural constraints. Domain adaptation (DA) was performed on a multi-orientation in-vivo brain dataset³. Performance was evaluated using NRMSE, SSIM and GMSD against a COSMOS ground truth and compared with Adaptive U-Net, AFTER-QSM, and HEIDI reconstructions.

Results

Without DA, VideoQSM produces coherent susceptibility contrast and vascular detail (Fig.2). Incorporating DA aligns the susceptibility distribution with the ground truth, reducing NRMSE to 51.05 ± 1.70 and improving SSIM and GMSD. The Adaptive U-Net shows similar contrast but lower metric performance, whereas AFTER-QSM overestimates susceptibility in iron-rich regions. Reconstructions on additional data acquired in this study demonstrate robust generalization to unseen scanner and acquisition domains.

Summary

Large-scale video datasets can serve as surrogate training data for physics-informed neural networks addressing data scarcity in ill-posed MRI inverse problems. Despite never being exposed to anatomical data, VideoQSM reconstructs coherent susceptibility maps that improve DA and generalize across scanner domains, suggesting that non-medical datasets can provide effective priors for learning physics-constrained MRI reconstructions.

Fig.1: Video frames are converted to QSM-like susceptibility volumes and processed through dipole convolution to generate local fields. A physics-informed network is trained and applied to in-vivo brain data in zero-shot mode and after domain adaptation.

Fig.2: In-vivo QSM reconstructions comparing VideoQSM (zero-shot), VideoQSM+ (DA), Adaptive U-Net, and AFTER-QSM. Additional data acquired in this study demonstrates generalization across acquisition domains.

References:

1. 10.1002/nbm.3569
2. 10.1007/978-3-032-09513-8_12
3. 10.1016/j.neuroimage.2022.119522

Abb. 1

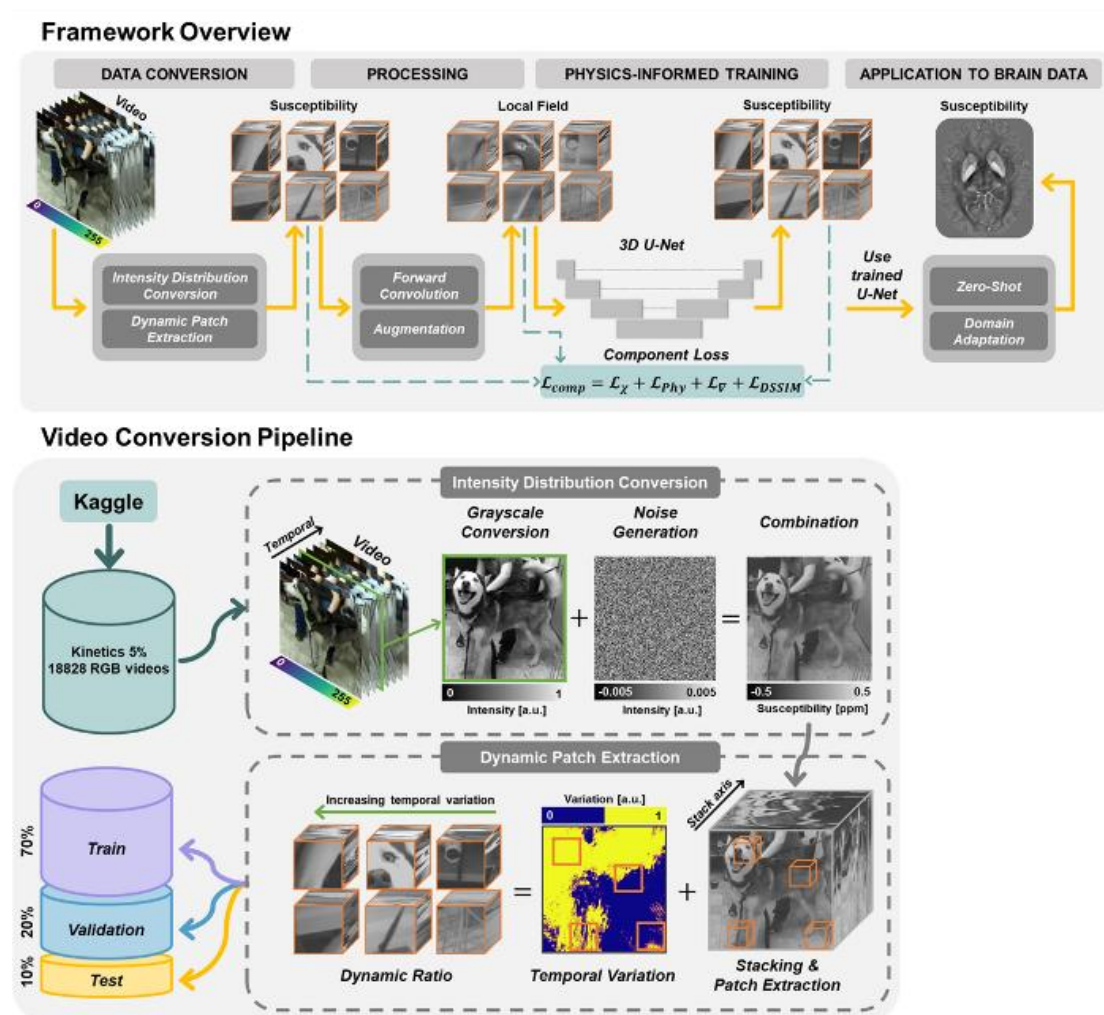
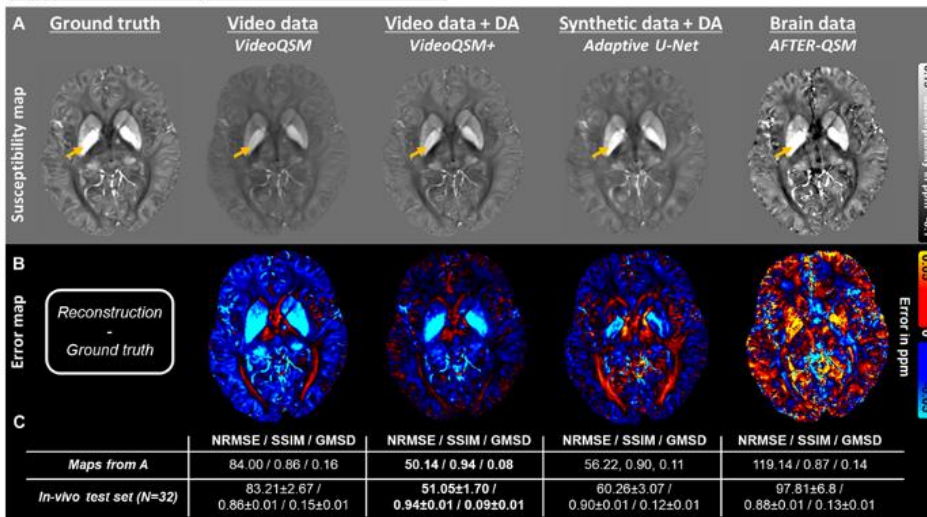
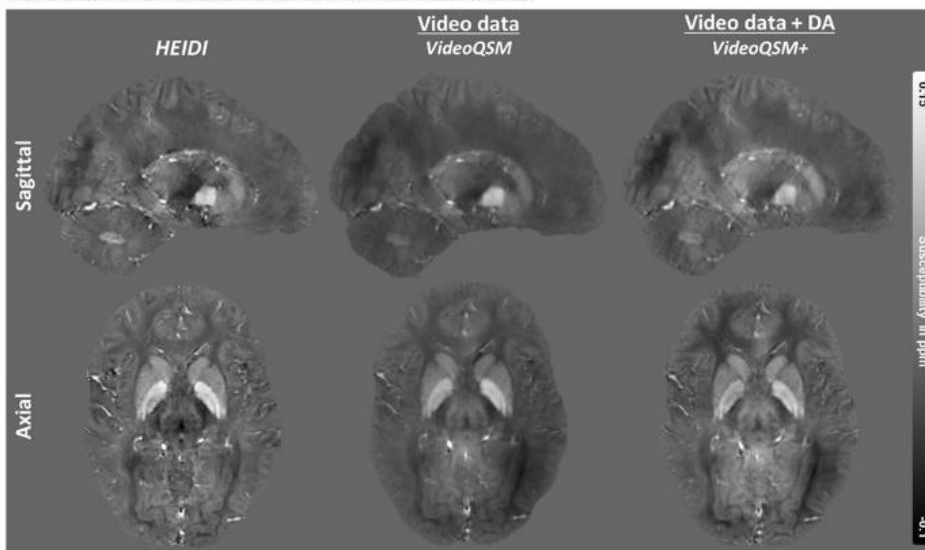


Abb. 2

Application to a public in-vivo dataset



Application to data acquired within this study



Aktuelle Themen der Röntgendiagnostik

AS10.01 Quantitative spektrale Charakterisierung eines neuartigen Multi-Energy QA Phantoms in der Photon-Counting-Computertomographie: Validierung von Hounsfield-Einheiten, Massenschwächung, effektiver Ordnungszahl und relativer Elektronendichte für diagnostische und strahlentherapeutische Anwendungen

N. A. Lackner¹, S. K. Boyd², M. Uder¹, M. S. May¹, K. Engelke³

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

² University of Calgary, Department of Radiology, Calgary, Kanada

³ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Rheumatologie und Immunologie, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Quantitative spektrale Computertomographie-Verfahren basieren auf Referenzphantomen zur Kalibrierung und Validierung von Materialdekomposition, virtueller monoenergetischer Bildgebung (VMI) sowie materialabhängigen Parametern wie effektiver Ordnungszahl (Z_{eff}) und relativer Elektronendichte ($\rho_{\text{e,rel}}$). Diese Phantome sind essenziell für quantitative Bildgebung und strahlentherapeutische Anwendungen (u. a. Stoppkraftverhältnis, SPR), werden jedoch häufig ohne umfassende physikalische Validierung als Ground Truth verwendet. Ziel dieser Arbeit war die quantitative spektrale Charakterisierung eines neuartigen Multi-Energy-Kalibrationsphantoms mittels Photon-Counting-Computertomographie (PCCT).

Material & Methoden

Ein QRM Multi-Energy QA Phantom (Quality Assurance in Radiology and Medicine GmbH, Möhrendorf, Deutschland) wurde in zwei Spektralkonfigurationen (120/140 kV) mittels PCCT untersucht. Gemessene und XCOM-basierte theoretische Hounsfield-Einheiten (HU) sowie Massenschwächungskoeffizienten (μ/ρ) wurden für 40 bis 190 keV verglichen. Z_{eff} und $\rho_{\text{e,rel}}$ wurden unabhängig davon mit einem Saito/DEEDZ-Ansatz [1] aus Dual-Energy-Eingangsbildern bestimmt. Zur materialspezifischen Analyse wurden 23 repräsentative Inserts in Iod-, Hydroxylapatit-(CaHA)- und Eisen-haltige Gruppen stratifiziert. QRM-Akzeptanzkriterien wurden als Toleranzbänder umgesetzt (u. a. $\rho_{\text{e,rel}} \pm 0,02$; $Z_{\text{eff}} \pm 0,2$).

Ergebnisse

Für die HU- und μ/ρ -Analyse (n=23) betrug die HU-RMSE 7,60 HU (Median 6,04 HU; Maximum 34,63 HU). 83% der Inserts lagen bei HU-RMSE ≤ 10 HU, 4,35% bei > 20 HU. Die größten Abweichungen traten bei hochkonzentrierten CaHA-Inserts (200–400 mg/ml) auf (RMSE bis 34,63 HU; Bias bis $-17,5$ HU), während Iod- und Eisen-Subgruppen geringere Fehler aufwiesen (Iod 6,69 HU; Eisen 2,32 HU). Die μ/ρ -RMSE betrug 0,00172 (Median 0,00154). Für $\rho_{\text{e,rel}}$ zeigte sich eine exzellente Übereinstimmung ($R^2 = 0,997$; RMSE = 0,003; 100% innerhalb $\pm 0,02$). Für Z_{eff} ergaben sich $R^2 = 0,983$, RMSE = 0,232; 61% lagen innerhalb $\pm 0,2$ und 83% innerhalb $\pm 5\%$ relativer Abweichung.

Zusammenfassung

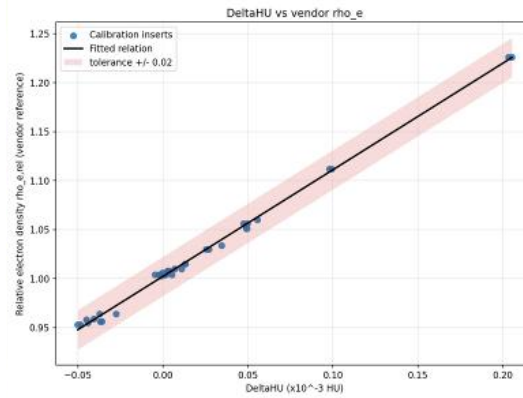
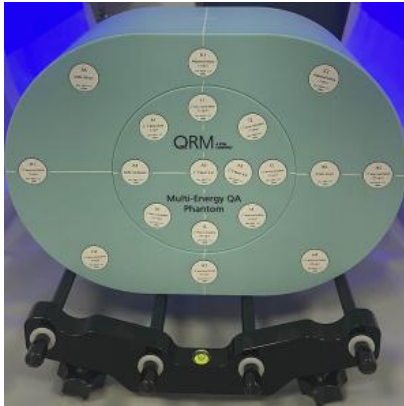
Die PCCT-basierte spektrale Charakterisierung zeigte robuste und klinisch relevante quantitative Eigenschaften mit exzellenter Genauigkeit für $\rho_{\text{e,rel}}$ und hoher Genauigkeit für Z_{eff} . Damit bestätigen die Ergebnisse die Eignung des untersuchten Phantoms als Referenz für quantitative Bildgebung und strahlentherapeutische Anwendungen. HU-Abweichungen waren materialspezifisch und insbesondere bei hochdichten CaHA-Inserts erhöht. Dies unterstreicht die Notwendigkeit einer differenzierten Bewertung von Hochdichte-Materialien und Z_{eff} -Grenzwerten bei gleichzeitig hoher Stabilität im klinisch relevanten Bereich.

[1] Saito M, et al. Med Phys. 2017;44:2293–2303.

Abbildung

QRM Multi-Energy QA Phantom (links) und lineare Beziehung zwischen ΔHU und relativer Elektronendichte ($\rho_{e,rel}$) (rechts) mit Übereinstimmung aller Messpunkte innerhalb der QRM-Toleranz ($\pm 0,02$).

Abb. 1



AS10.02 Anatomische Bewertung eines Rekonstruktionsalgorithmus zur Reduktion von Stack-Artefakten im 4DCT: Vom Kollektiv zum Fallbeispiel

M. Ahmad^{1,2}, J. Dickmann², N. A. Lackner¹, O. J. Ott¹, S. Corradini¹, C. Bert¹, J. Szkitsak¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

² Siemens Healthineers AG, Varian CTH, Forchheim, Deutschland

Einleitung

Unregelmäßiges Atmen während der 4DCT-Aufnahme verursacht Stack-Alignment-Artefakte, die in bis zu 90% der Aufnahmen auftreten und die anatomische Genauigkeit beeinträchtigen[1]. Ein neuartiger deformierbarer 3D-Vektorfeld-Algorithmus reduziert diesen Versatz[2]. Ziel ist die Bewertung anatomischer Rekonstruktionsunterschiede anhand eines Patientenkollektivs sowie die Demonstration am Fallbeispiel.

Material & Methoden

Retrospektiv wurden 4DCT-Aufnahmen von 80 Lungenkrebspatienten analysiert (Siemens go.Open Pro, Direct i4D[3]); Standard- und ZeeFree-Rekonstruktionen wurden verglichen. 30 Patienten (20 anhand Atemkurven, 10 randomisiert) wurden von fünf Readern verblindet bewertet; Risikoorgane wurden mittels TotalSegmentator segmentiert. Die Gamma-Analyse (50 HU/2 mm, gewählt als klinischer Kompromiss zwischen Soft-Tissue-Kontrast und Konturierungsvariabilität) diente als primäre Vergleichsmetrik[4]. Schwellenwerte für moderate und substanzielle Unterschiede wurden mittels eines Quantil-basierten Ansatzes definiert und auf ein unabhängiges Kontrollkollektiv von 50 Patienten angewendet.

Ergebnisse

Gamma-Fläche > 0,3 zeigte die stärkste Korrelation mit den Reader-Ratings ($r \approx 0,8$ phasenbasiert, $r \approx 0,7$ amplitudenbasiert; Abbildung 1a). Im Kontrollkollektiv traten substanzielle Rekonstruktionsunterschiede in weniger als 10% der Fälle auf (Abbildung 1b,c). Abbildung 2 zeigt den Patienten mit den ausgeprägtesten Stack-Artefakten. In der Standard-Rekonstruktion ist über alle Atemphasen eine Doppelkontur an der Lebergrenze sichtbar, die ZeeFree in eine kontinuierliche Kontur auflöst – räumlich auf die betroffene Region begrenzt, umliegende Strukturen bleiben unverändert.

Zusammenfassung

ZeeFree reduziert Stack-Alignment-Artefakte und stellt anatomisch plausible Organgrenzen in betroffenen Fällen wieder her. Das vorgestellte Framework – bestehend aus reader-validierten Metriken und gezielter visueller Überprüfung – ermöglicht eine effiziente Identifikation klinisch relevanter Rekonstruktionsunterschiede, wobei die Mehrzahl der Patienten keine zusätzliche Überprüfung erfordert.

Literatur [1] Yamamoto T et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008;72(5):1250–1258. [2] Moser LJ et al. Invest Radiol. 2024;59(9):622–628. [3] Werner R et al. Med Phys. 2020;47(6):2408–2412. [4] Spezi E, Lewis DG. Radiother Oncol. 2006;79(2):224–230.

Abbildung 1: (a) Gewichtete KDE der mittleren Delta-Ratings in drei Kategorien (geringfügig, moderat, substanziell), abgeleitet aus Gamma-Fläche > 0,3 für amplitudenbasierte Rekonstruktionen. (b) Schwellenwertbasierte Kategorisierung im Kontrollkollektiv, amplitudenbasiert. (c) Entsprechend für phasenbasierte Rekonstruktionen.

Abbildung 2: Repräsentativer Fall mit ausgeprägten Stack-Artefakten. Rechts: Standard-Rekonstruktion (0–80%, 20%-Schritte) mit Doppelkontur an der Lebergrenze. Links: ZeeFree-Rekonstruktion mit deutlich reduziertem Versatz. Vergrößerter Ausschnitt nach dem ersten Bildpaar; rote Pfeile markieren verbleibende Artefakte.

Abb. 1

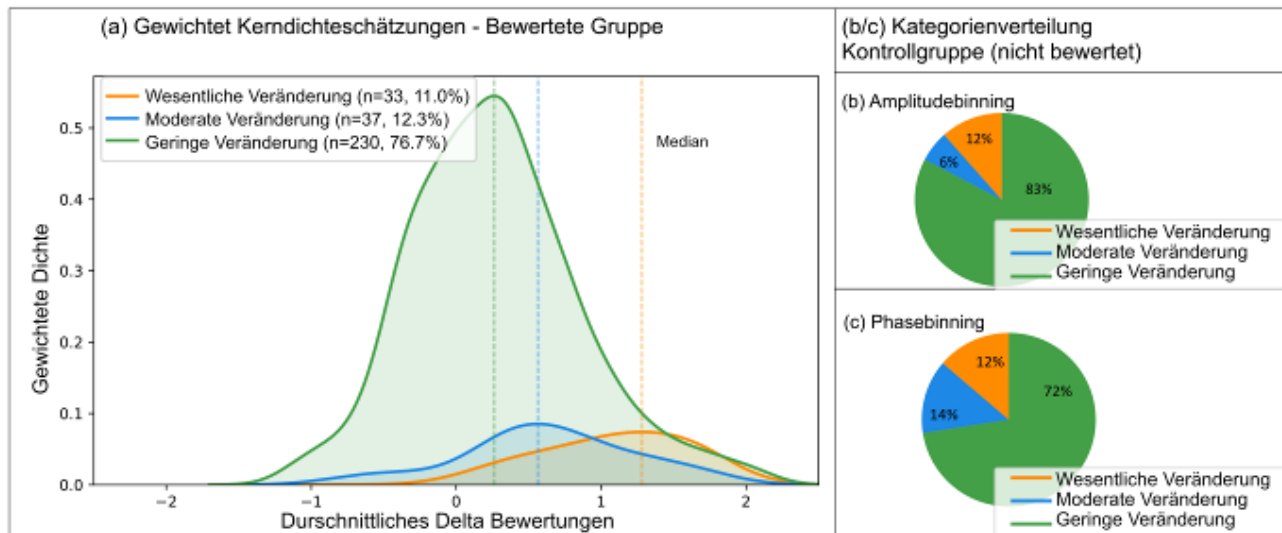
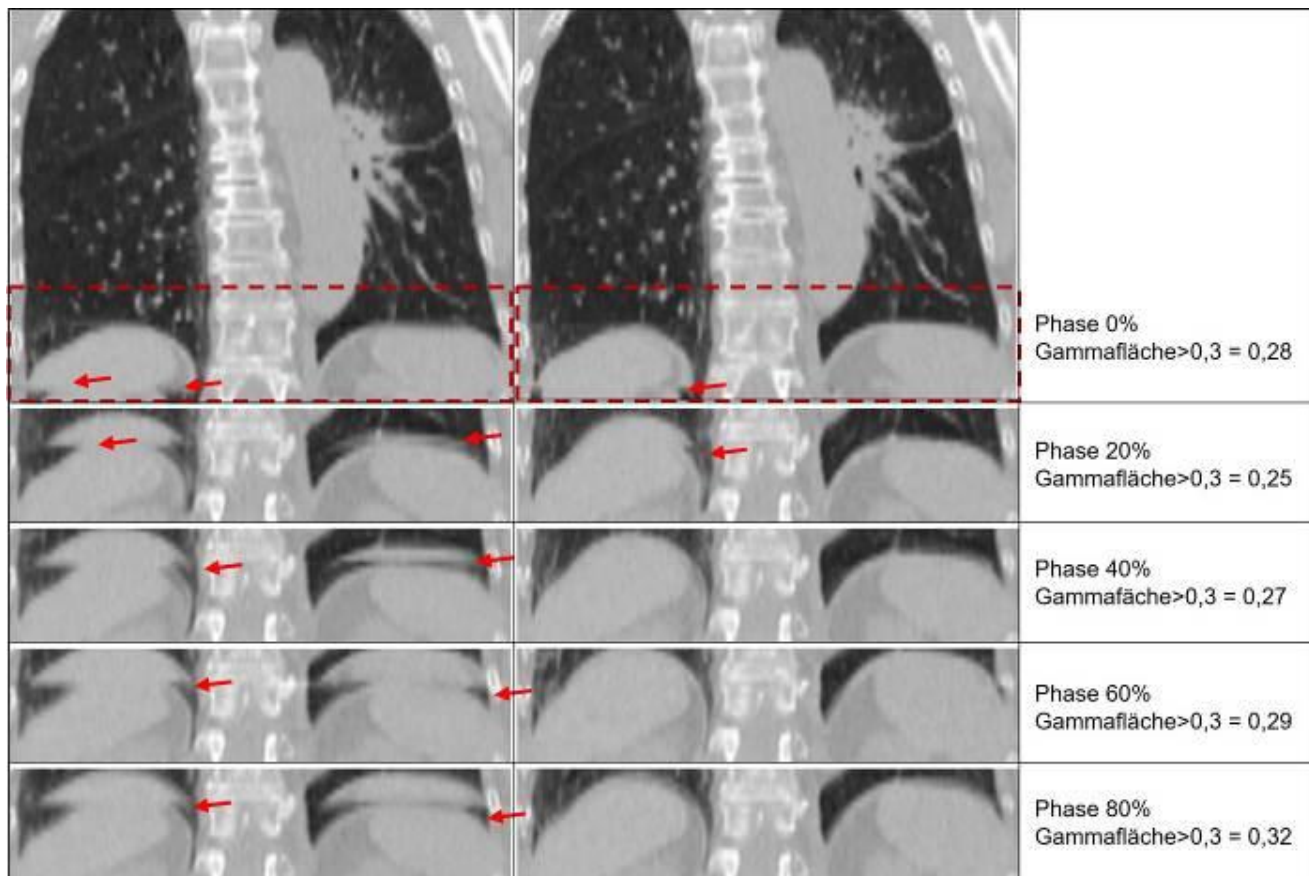


Abb. 2



AS10.03 Iterative Protokollanpassung zur Dosisoptimierung bei der zerebralen CT Perfusionsbildung

F. Lang¹, F. Bamberg¹, H. Urbach², E. Kellner³, A. Rau², T. Stein¹

¹ Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Fakultät, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

² Klinik für Neuroradiologie, Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Fakultät, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

³ Medizin Physik, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Fakultät, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung

Beim akuten ischämischen Schlaganfall ermöglicht die CT-Perfusion (CTP) die Differenzierung zwischen Infarktkern (irreversibel geschädigtem Gewebe) und Penumbra (potenziell rettbarem ischämischem Gewebe). Durch wiederholte CT-Akquisitionen während der Passage eines Kontrastmittelbolus kann der zeitliche Verlauf der Boluspassage im Gehirn bestimmt werden. Eine zuverlässige Analyse der Hirnperfusion erfordert ein ausreichendes Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis, eine ausreichend lange Scandauer sowie eine ausreichende zeitliche Auflösung. Trotz theoretisch vorhandener Optimierungsmöglichkeiten ist die Strahlenexposition der CTP in der klinischen Praxis häufig sehr hoch. Daher untersuchten wir retrospektiv scannerübergreifend, inwieweit sich die Strahlendosis durch eine schrittweise Protokolloptimierung senken lässt.

Material & Methoden

Retrospektiv wurden CT-Untersuchungen mit Verdacht auf akuten ischämischen Schlaganfall im Zeitraum Juli 2021 bis Dezember 2024 an vier unterschiedlichen Computertomographen (Somatom Definition AS 64, Somatom Definition Flash, Somatom Force, Somatom goTop, alle Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) eingeschlossen. Basierend auf vorangegangenen Studien [1, 2] und in interdisziplinärer Zusammenarbeit zwischen Neuroradiologie, Neurologie, Medizinphysik und Entwicklern der CTP-Verarbeitungssoftware wurden Röhrenstromzeitprodukt (mAs) und Abtastintervall der CTP-Protokolle schrittweise angepasst. Volumen-Computertomographie-Dosisindex (CTDI_{vol}) und effektive Dosis basierend auf Deak et al. [3] dienten als Dosisparameter.

Ergebnisse

Für 3812 CTP-Untersuchungen (47,5% weiblich, Durchschnittsalter: 73 ± 14 Jahre) wurden CTDI_{vol} und effektive Dosis für alle angewandten Optimierungsschritte analysiert (Tabelle 1). Jeder Optimierungsschritt erzielte eine signifikante Dosisreduktion (alle p<0,001, Abbildung 1). Die Verlängerung des Abtastintervalls von 1,5 s auf 3,0 s war bei allen Geräten möglich.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass eine signifikante Dosisreduktion bei der CTP durch Anpassung der mAs und des Abtastintervalls auf 3,0 s möglich ist. Hohe CTP-Dosen sind somit nicht zwangsläufig, sondern durch Protokolloptimierung reduzierbar. Dies ist insbesondere im Hinblick auf das erhöhte strahlenassoziierte Risiko bei jungen Patientinnen und Patienten relevant.

Literatur

[1] Othman et al., J. Neuroradiol., 2016. <https://doi.org/10.1016/j.neurad.2015.06.003>

[2] Rau et al., Neuroradiology, 2025. <https://doi.org/10.1007/s00234-024-03335-w>

[3] Deak et al., Radiology, 2010. <https://doi.org/10.1148/radiol.10100047>

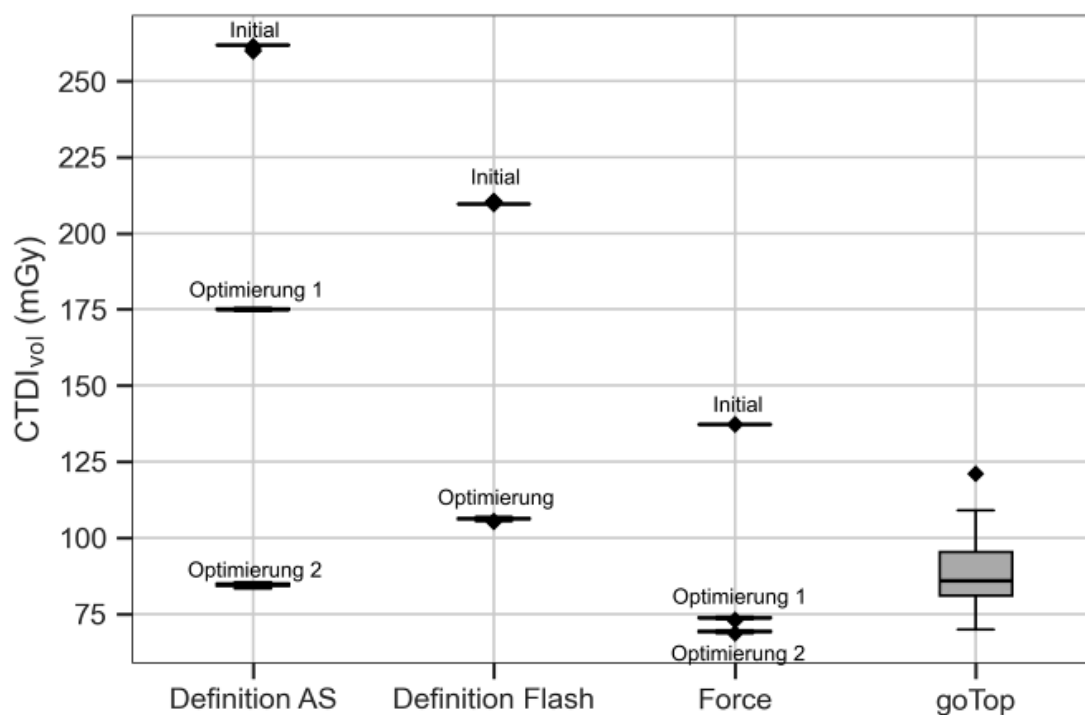
Tabelle 1: Optimierungsschritte mit Scanparametern und Strahlendosis der vier verwendeten Computertomographen.

Abbildung 1: Einfluss der Optimierungsschritte auf die Strahlendosis für jeden Scanner. Der jeweils höchste $CTDI_{vol}$ zeigt die initialen Protokolle vor Optimierung.

Abb. 1

Gerät	kVp	mAs	Intervall (s)	Scans (n)	Scanzeit (s)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	Effektive Dosis (mSv)
Definition AS							
Initial	80	180	1,5	30	45,0	$261,6 \pm 0,6$	$4,46 \pm 0,01$
Optimierung 1	80	120	1,5	30	45,0	$175,1 \pm 0,2$	$2,98 \pm <0,01$
Optimierung 2	80	120	3,0	16	48,0	$84,6 \pm 0,4$	$1,44 \pm <0,01$
Definition Flash							
Initial	80	90	1,5	27	40,5	$209,8 \pm 0,3$	$4,45 \pm <0,01$
Optimierung	80	90	3,0	15	45,0	$106,3 \pm 0,3$	$2,26 \pm <0,01$
Force							
Initial	70	100	1,5	28	42,0	$137,2 \pm <0,01$	$3,66 \pm <0,01$
Optimierung 1	70	100	3,0	16	48,0	$73,7 \pm 0,2$	$2,06 \pm <0,01$
Optimierung 2	70	100	3,0	15	45,0	$69,2 \pm 0,2$	$1,93 \pm <0,01$
goTop	70	132 ± 16	3,0	16	48,0	88 ± 11	$0,61 \pm 0,08$

Abb. 2



AS10.04 Potenzial und Grenzen der Dosisreduktion im konventionellen Röntgen

J. Voigt¹, K. Abedellatif¹, M. Hertel¹, S. K. Herold¹, X. Cai¹, M. Herbst¹, O. Schmidt¹

¹ Siemens Healthineers AG, X-ray Products, Forchheim, Deutschland

Einleitung

In Deutschland trägt die konventionelle Röntgendiagnostik weniger als 10 % zur kollektiven effektiven Strahlenbelastung bei, während Angiographie und CT rund 80 % ausmachen [1]. Daher wird die Optimierung der Dosis im konventionellen Röntgen oft als nachrangig betrachtet. Ziel dieser Studie ist es, das Potenzial zur Dosisreduktion im konventionellen Röntgen unter Laborbedingungen systematisch zu untersuchen und zu quantifizieren.

Material und Methoden

Es wurden konventionelle Röntgenaufnahmen mit einem LUMINOS Q.namix R (Siemens Healthineers AG) angefertigt. Als Testobjekte dienten ein technischer Prüfkörper (nach DIN 6868-150 Anhang A) und ein anthropomorphes Phantom (CT-Thoraxphantom CTU-41, Kyoto Kagaku) und zusätzlichen 25 mm Al, um eine relevante Patientendicke zu simulieren. Die Parameter Röhrenspannung, Zusatzfilterung und Zieldosisstufe wurden breit variiert.

Die Bilder des Prüfkörpers wurden visuell und quantitativ ausgewertet. Die Phantomaufnahmen wurden hinsichtlich Bildqualität und diagnostischer Aussagekraft beurteilt. Das Dosisreduktionspotenzial wurde anhand der Dosisflächenprodukte bewertet.

Ergebnisse

Die quantitative Analyse der unverarbeiteten Bilder zeigt: Mit steigender Röhrenspannung sinkt der Bildkontrast signifikant (Abb. 1). Nach digitaler Bildverarbeitung gleichen sich die Kontrastunterschiede zwischen unterschiedlichen Strahlenqualitäten weitgehend aus (Abb. 2); der Unterschied zwischen 70 kV und höheren Spannungen ist nur noch gering.

Die visuelle Auswertung ergab, dass höhere Röhrenspannungen und der Einsatz von Zusatzfiltern bei verarbeiteten Bildern keine relevante Kontrastreduktion verursachen. Das Bildrauschen nimmt jedoch zu, kann aber durch höhere AEC-Dosisstufen reduziert werden.

Vor allem durch hohe Röhrenspannungen und zusätzliche Filter lässt sich die applizierte Dosis deutlich senken. Für LWS-Aufnahmen beispielsweise von rund 600 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ für 70 kV und Dosisstufe 2,5 auf < 100 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ für 125 kV und 0,2 mm Cu und Dosisstufe 5,0. Dabei zeigt das Vergleichsbild kein signifikantes Rauschen.

Zusammenfassung

Die Studie zeigt, dass im konventionellen Röntgen ein erhebliches Potenzial zur Dosisreduktion besteht. Vor allem bei Untersuchungen des Körperstamms ermöglichen höhere Röhrenspannungen und Zusatzfilter eine deutliche Reduktion der Strahlenbelastung. Um das erhöhte Bildrauschen auszugleichen, sind höhere Detektordosisstufen nötig. Die Bildqualität bleibt dabei hoch und kann die aktuellen Standards der Bundesärztekammer-Leitlinie [2] sogar übertreffen. Das Potenzial kann jedoch nur ausgeschöpft werden, wenn die Nutzung hoher Röhrenspannungen und Detektordosiswerte weniger restriktiv gehandhabt wird.

Referenzen

- [1] Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2021 (Parlamentsbericht) <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2024112148855>
- [2] Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik vom 15.09.2022

Abb. 1

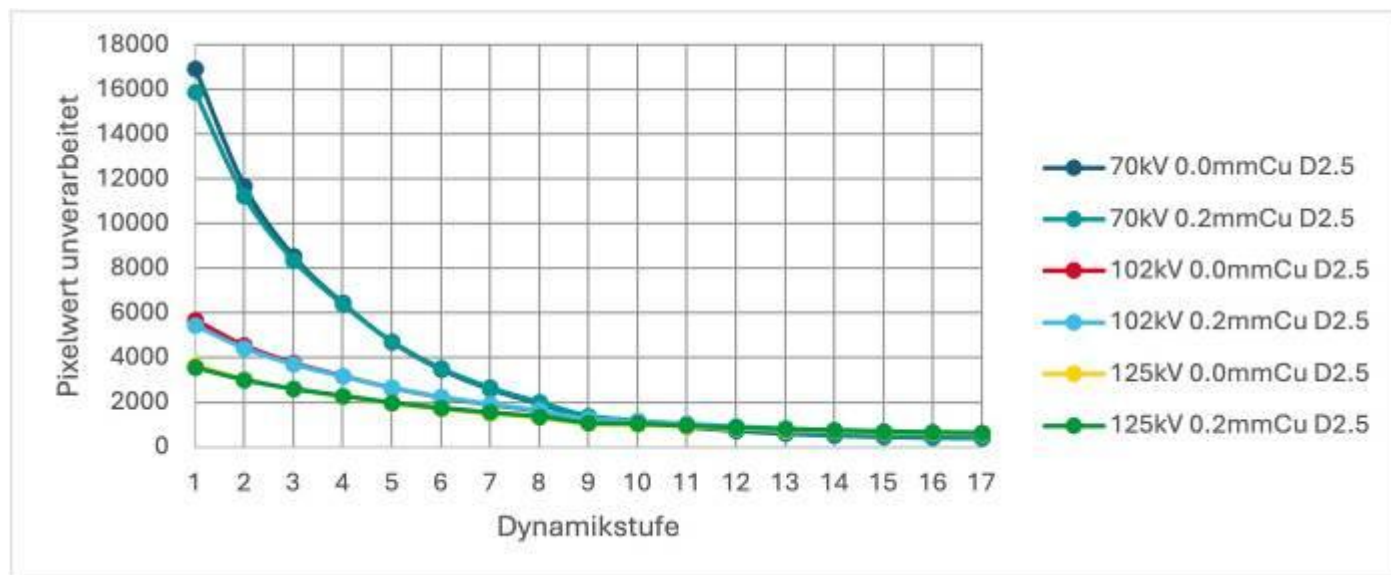
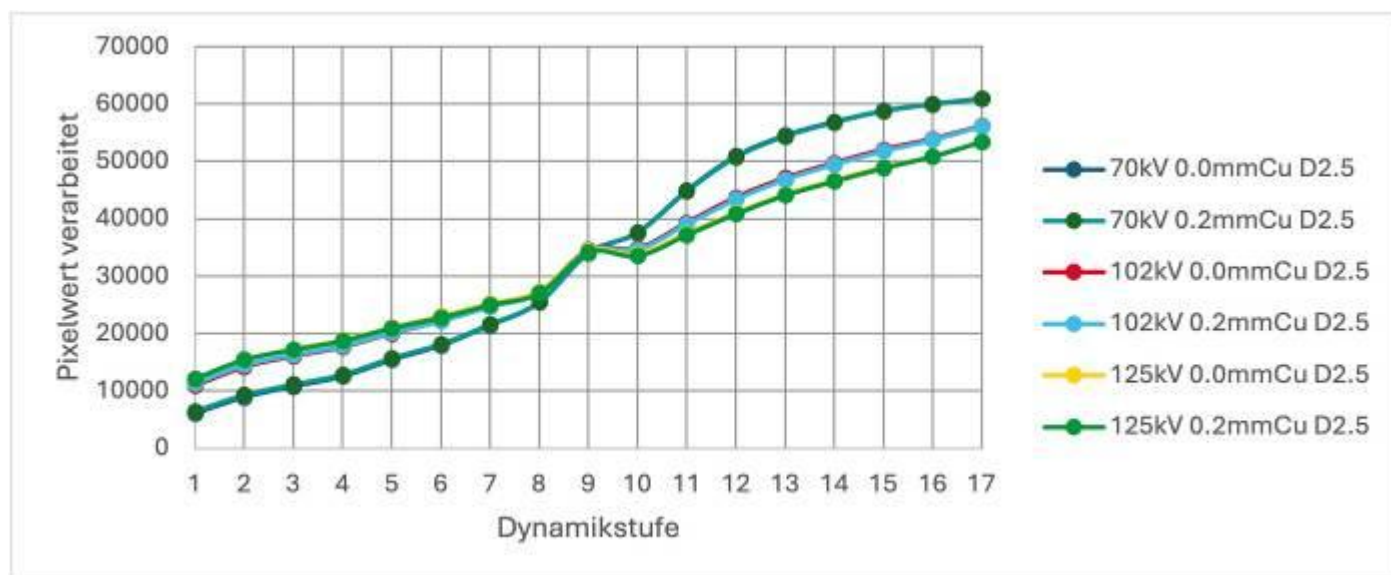


Abb. 2



Adaptive Strahlentherapie und MR-Linac

AS11.01 Analyse der Dosisverteilungen von adaptierten und nicht adaptierten Plänen bei der online-adaptiven Strahlentherapie

S. Spautz¹, M. Jenderka¹, S. Kang², S. Dietzsch², K. Hering², C. Moustakis¹, F. Nögler², N. H. Nicolay², T. Kuhnt²

¹ Klinik und Poliklinik für Radioonkologie, Universitätsklinikum Leipzig, Arbeitsgruppe für Medizinische Physik, Leipzig, Deutschland

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

Einleitung

Bei der online adaptiven Radiotherapie (oART) werden anatomische Änderungen und Lagevarianzen im Patienten bei jeder Fraktion während der Bestrahlungsplanung berücksichtigt. Die möglichen Vorteile der täglichen Planadaptation hinsichtlich der Zielvolumenerfassung und der Risikoorganschonung wurden in dieser Arbeit untersucht.

Material & Methoden

Retrospektiv wurden für 8 Patienten mit Indikation zur Bestrahlung im Beckenbereich, die klinisch mit oART am Ethos (Siemens Healthineers, Deutschland) behandelt wurden, die Dosisverteilungen des Referenzplans (REF) und der adaptierten Bestrahlungspläne (ADP) ausgewertet (Tab. 1). Jeder Patient erhielt pro Fraktion ein Cone-Beam CT (CBCT) zu Beginn der Sitzung für die Planadaptation (pCBCT) und eines für die Lageverifikation (vCBCT) direkt vor Strahlabgabe. Die Zeit zwischen den CBCT-Aufnahmen (Adaptionszeit) wurde aufgezeichnet. Auf allen CBCTs wurde die Dosis beider Pläne (ADP/REF) berechnet. Die jeweiligen Fraktionsdosisverteilungen wurden über eine deformierte Bildregistrierung von den CBCTs auf das Planungs-CT (PLCT) übertragen und summiert. Für alle Dosisverteilungen wurden Dosis-Volumen-Parameter für Zielvolumen [$D_{95\%}$, Homogenitäts- (HI) und Konformitätsindex (CI)] und die Risikoorgane Blase, Rektum und Darm sowie deren Abweichung zum REF auf dem PLCT (REF_{PLCT}) in Prozentpunkten (pp) ausgewertet.

Ergebnisse

Die mittlere Adaptionszeit pro Fraktion betrug $7\text{min } 31\text{s} \pm 2\text{min } 52\text{s}$. Für die ADP_{pCBCT} -Pläne zeigte sich eine mittlere Abweichung der $D_{95\%}$ vom REF_{PLCT} von $-0.3\text{pp} \pm 0.5\text{pp}$ und die PTV-Erfassung $D_{95\%} \geq 95\%$ war in allen Fällen erfüllt (Abb. 1). Für die REF_{pCBCT} -Pläne wurden deutlich größere mittlere Abweichungen von $-4.7\text{pp} \pm 7.5\text{pp}$ beobachtet mit maximalen Abweichungen von bis zu -45.6pp . Auch in der Summendosis aller Fraktionen der REF_{pCBCT} -Pläne konnte für einige Patienten die PTV-Erfassung nicht erfüllt werden. Die Dosisverteilungen der ADP_{pCBCT} -Pläne waren homogener und konformaler als die der REF_{pCBCT} -Pläne und zeigten im Mittel über alle Fraktionen nur geringe Abweichungen der Indizes HI ($1\text{pp} \pm 1\text{pp}$) und CI ($1\text{pp} \pm 3\text{pp}$) vom REF_{PLCT} . Für die REF_{pCBCT} -Pläne waren deutlich größere Abweichungen zu beobachten (HI: $9\text{pp} \pm 12\text{pp}$; CI: $-7\text{pp} \pm 10\text{pp}$). Die anatomischen Änderungen zwischen pCBCT und vCBCT, die während der Adaptionszeit auftraten, hatten keinen relevanten Einfluss auf die PTV-Erfassung der ADP-Pläne, erkennbar an der geringen mittleren Abweichung der $D_{95\%}$ ($-0.2\text{pp} \pm 0.4\text{pp}$) und der Indizes HI ($-1\text{pp} \pm 3\text{pp}$) und CI ($1\text{pp} \pm 1\text{pp}$). Die Dosisbelastung der Risikoorgane war bei den ADP-Plänen in jeder Fraktion vergleichbar zum REF_{PLCT} .

Zusammenfassung

Durch die tägliche Planadaptation konnte in jeder Fraktion eine bessere Zielvolumenerfassung mit homogenerer und konformaler Dosisverteilung gegenüber den nicht-adaptierten Plänen bei gleichwertiger Risikoorganschonung gewährleistet werden. Die anatomischen Änderungen während der Adaptionszeit hatten keinen relevanten Einfluss auf die Planqualität.

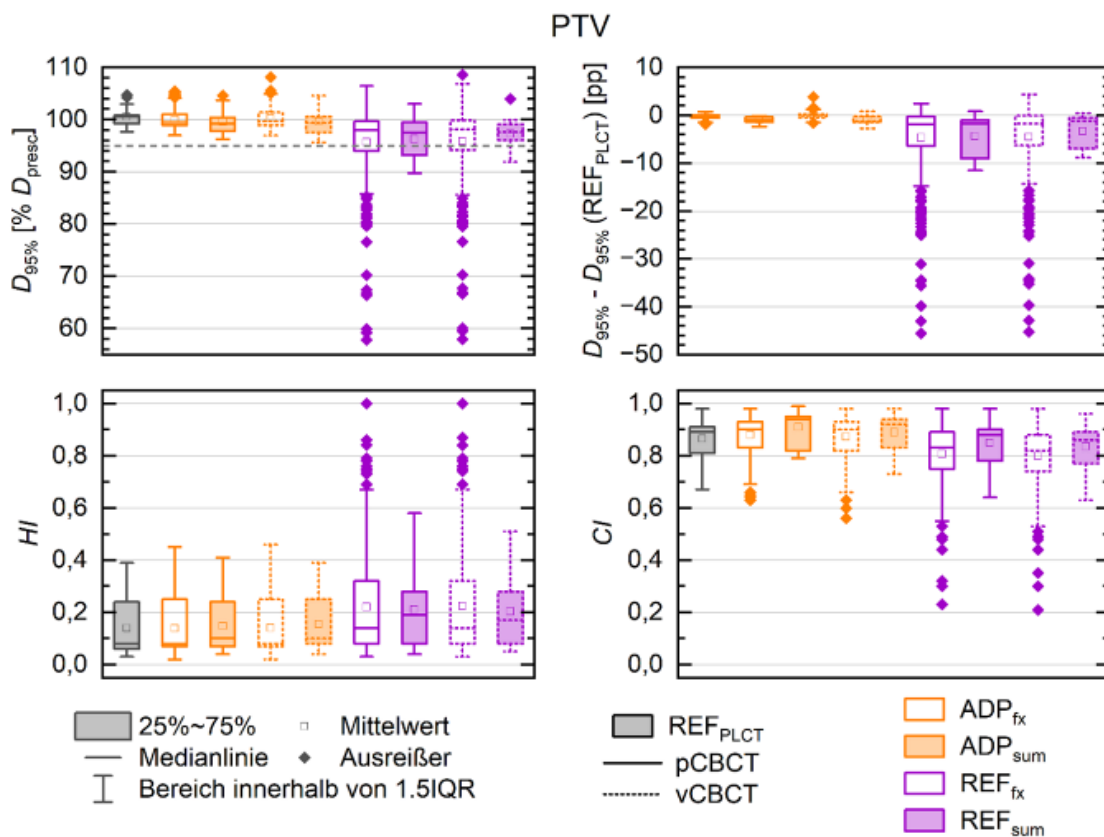
Abb. 1

Tabelle 1: Übersicht der untersuchten Patientenkohorte

Patient	Alter	Entität	Fraktionen	Einzeldosis [Gy]	Enddosis [Gy]
P01	81	Prostata	20	2.43 / 3.00	48.6 / 60.0
P02	64	Prostataloge	32	2.00	64.0
P03	66	Prostataloge	33	2.00	66.0
P04	54	Zervix	25	1.80	45.0
P05	54	Prostata	20	2.43 / 3.00	48.6 / 60.0
P06	68	Prostata	20	2.43 / 3.00 / 3.35	48.6 / 60.0 / 67.0
P07	75	Prostataloge	33	2.00	66.0
P08	77	Zervix	25	1.80 / 2.30	45.0 / 57.5

Abb. 2

Abbildung 1: Boxplot-Darstellung verschiedener Dosis-Volumen-Parameter des Zielvolumens (PTV) der adaptierten (ADP) und nicht-adaptierten (REF) Pläne, jeweils berechnet auf dem Planungs- (pCBCT) und Verifikations-CBCT (vCBCT) und ausgewertet für sowohl die Fraktions-Dosisverteilung (fx) als auch die Summendosis aller Fraktionen (sum): Dosiserfassung $D_{95\%}$ (oben links) und deren Abweichung vom REF auf dem Planungs-CT (REF_{PLCT}) (oben rechts), Homogenitätsindex HI (unten links) und Konformitätsindex CI (unten rechts).



AS11.03 Patientenspezifische synthetische CBCT-Generierung mittels konditionierter Deformationsfeldvorhersage für die adaptive Beckenbestrahlung

S. Schäfer¹, S. Spautz¹, A. Kluge¹, C. Moustakis¹, N. H. Nicolay²

¹ Universitätsklinikum Leipzig AöR, Abteilung für Medizinische Physik, Leipzig, Deutschland

² Universitätsklinikum Leipzig AöR, Klinik für Strahlentherapie, Leipzig, Deutschland

Einleitung

Die adaptive Strahlentherapie des Beckens erfordert eine zeitnahe Erfassung interfraktioneller Organveränderungen. Aus dem Planungs-CT synthetisch generierte Cone-Beam-CT-Bilder (sCBCT) könnten eine prospektive Dosisabschätzung für variable Füllungszustände von Blase und Rektum ermöglichen und somit die adaptive Entscheidungsfindung unterstützen. Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines konditionierten generativen Modells zur Vorhersage deformierter Beckenanatomien auf Basis klinisch direkt messbarer Parameter.

Material und Methode

Planungs-CTs, sequenzielle CBCTs und zugehörige rigide Registrierungen von 50 Prostatakarzinom-Patienten wurden aus RayStation 12B exportiert. Für jede Fraktion wurden organspezifische Deformationsvektorfelder (DVF) für Blase und Rektum berechnet. Als Konditionierungsskalare wurden automatisiert extrahiert: die Differenz des Blasenvolumens gegenüber dem Planungs-CT sowie die mittlere anteriore Rektumwandverschiebung innerhalb eines Bereichs von 5 cm kaudal der Femurköpfe. Nach Resampling auf 128^3 Voxel wurde ein duales Y-Netz trainiert, bestehend aus einem gemeinsamen 3D-U-Net-Encoder und zwei unabhängigen Decoder-Ästen für Blasen- bzw. Rektum-DVF, jeweils konditioniert via Adaptive Instance Normalization (AdaIN). Das Training erfolgte über 800 Epochen auf einer NVIDIA RTX 4080. Zur quantitativen Evaluation wurde der Dice Similarity Coefficient (DSC) zwischen den aus dem Planungs-CT synthetisierten und den in der jeweiligen CBCT autosegmentierten Blasenkonturen berechnet.

Ergebnisse

Das Modell generierte nach 800 Trainingsepochen anatomisch plausible DVFs für Blase und Rektum. Die resultierenden Transformationen führten zu patientenspezifischen Organverformungen ohne erkennbare nicht-physiologische Artefakte. Für die Blase ergab sich zwischen synthetischer und realer Kontur ein mittlerer DSC von $0,90 \pm 0,05$.

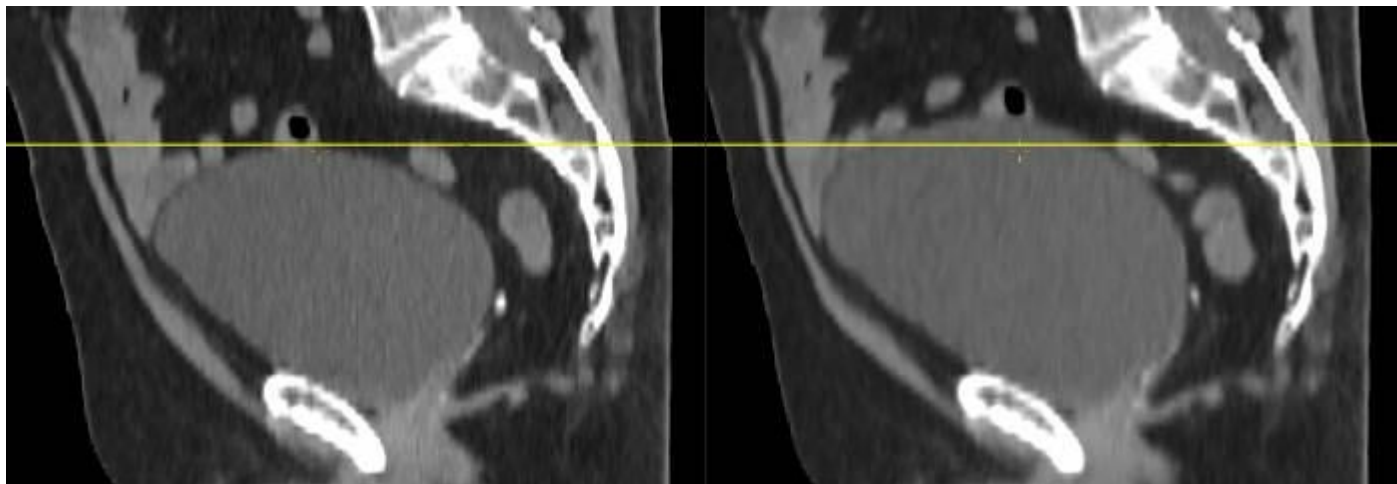
Zusammenfassung

Das vorgestellte duale Y-Netz ermöglicht die patientenspezifische Synthese deformierter Becken-CBCTs aus dem Planungs-CT unter Konditionierung auf zwei klinisch direkt messbare Parameter. Der organspezifische Decoder-Ansatz erlaubt eine gezielte und anatomisch plausible Modellierung von Blasen- und Rektumdeformation. Perspektivisch könnte das Modell die prospektive Dosisabschätzung bei variierenden Füllungszuständen unterstützen und so zur Effizienzsteigerung adaptiver Bestrahlungskonzepte beitragen.

Literatur [1] Cao et al. CT respiratory motion synthesis using joint supervised and adversarial learning. Phys Med Biol, 2024.

Abbildung 1. Sagittal-Schnittbild vom Planungs-CT (links) und von der synthetischen Blasenvergrößerung um 150ml (rechts).

Abb. 1



AS11.04 Evaluation einer helikalen on-board Bildgebung zur Bestrahlungsplanung von Wirbelkörpern

F. Schultz^{1,2,3}, R. Hanley^{1,2,3}, M. Stauske^{1,2,3}, K. Paul^{1,2,3}, J. Liermann^{1,2,3}, L. Bauer^{1,2,3}, J. Debus^{1,2,3,4,5,6}, S. Klüter^{1,2,3}, C. K. Renkamp^{1,2,3}

¹ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

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

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

⁴ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Clinical Cooperation Unit Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁵ Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁶ German Cancer Consortium (DKTK), partner site Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Das kV-CT-System ClearRT am Radixact (Accuray, Madison, USA) ermöglicht eine tägliche volumetrische Bildgebung mit potenziell verbesserter Bildqualität im Vergleich zu herkömmlichen Cone-Beam-CT Lösungen. Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung der Eignung des ClearRT zur Dosisberechnung von Bestrahlungsplänen, wozu zunächst die Stabilität und Robustheit der Hounsfield Units (HU) evaluiert wurde.

Material und Methoden

Das on-board System ClearRT ist ein helikal arbeitendes Fan-Beam-CT mit eindimensionalem Dektectorarray und kontinuierlichem Tischvorschub, das in den Linearbeschleuniger Radixact integriert ist. Untersucht wurden drei Bildgebungsprotokolle mit den Einstellungen 100, 120 und 140 kV. Die Robustheit der HU wurde mit einem HU-Phantom hinsichtlich der Wahl der mAs (1), des FOV (2), der Lage der Inserts innerhalb des Phantoms (3) und der Position des Phantoms relativ zum Isozentrum (4) untersucht. Die zeitliche Stabilität der HU wurde anhand der monatlichen Qualitätskontrollmessungen analysiert. Die Bildqualität wurde mit einem Catphan-Phantom untersucht. Zur Untersuchung der klinischen Anwendbarkeit wurden Bestrahlungspläne von acht Patienten mit Zielvolumina im Wirbelkörper auf dem ClearRT-CT der ersten Fraktion nachberechnet, die initial auf einem konventionellen Planungs-CT basierten.

Ergebnisse

Die HU-Look Up Tables zeigten eine hohe Robustheit gegenüber Variationen der mAs, der FOV-Wahl sowie der Position der Inserts: Für den Dichtebereich 0,001 bis 0,49 g/cm³ und 1,33 bis 1,92 g/cm³ betragen die HU-Abweichungen zur Referenzaufnahme am ClearRT über die verschiedenen Akquisitionsparameter (1)-(3) hinweg unter 5%. Die größten Abweichungen wurden beim Insert mit 1,1 g/cm³ bei Variation der Phantomposition gemessen (4). Die Analyse der monatlichen QA-Messungen über drei Monate ergab eine zeitliche Stabilität der HU-Werte innerhalb von 5%. Untersuchungen der Bildqualität bestätigten eine hinreichende geometrische Genauigkeit und Auflösungsvermögen der ClearRT-CTs für alle validierten Protokolle. Die Dosisrekalkulation auf den ClearRT Datensätzen der ersten Fraktion von acht Wirbelkörperplänen, ergab für die mittlere PTV-Dosis Abweichungen gegenüber dem ursprünglichen Bestrahlungsplan im Bereich von -0,6% bis +1,2%, bei einer durchschnittlichen Differenz von 0,4%. Die Gamma-Analyse ergab Übereinstimmungsraten von über 90 % für 2 %/2 mm und über 95 % für 3 %/3 mm.

Zusammenfassung

ClearRT am Radixact zeigt eine stabile HU-Kalibrierung, robuste Bildqualität und eine hohe zeitliche Stabilität der Bildwerte. Die geringe Abweichung der dosimetrischen Parameter und die hohen Gamma-Passraten bestätigen die Eignung des ClearRT als primäres Bestrahlungsplanungs-CT für palliative Wirbelkörperbestrahlungen, wodurch die gesamte Behandlung an einem Gerät stattfinden kann. Darüber hinaus eröffnet die hohe Bildqualität des Systems die Möglichkeit, die tägliche Bildgebung perspektivisch für adaptive Anwendungen zu verwenden.

AS11.05 4D-Bewegungspropagierung aus orthogonaler Cine-MRT für die zeitaufgelöste volumetrische Bildgebung in der MR-geführten Strahlentherapie

Y. Xiong¹, R. Klaar¹, N. Mühlischlegel¹, T. J. Blöcker¹, C. Eze¹, S. Corradini¹, C. Belka^{1,2,3}, G. Landry¹, M. Rabe¹, C. Kurz¹

¹ LMU Klinikum der Universität München, Strahlentherapie und Onkologie, München, Deutschland

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

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

Einleitung

Klinischen 2D Cine-MRTs fehlen volumetrische Informationen zur Erfassung von 3D Atembewegungen. Eine auf deformierbarer Bildregistrierung basierende Propagierungsmethode, um die 4D Anatomie aus orthogonalen 2D Cine-MRT Schichten abzuleiten, wurde kürzlich mit einem Schweinelungenphantom an einem 0.35 T MR-Linac validiert [1]. Unsere Studie präsentiert die erste Anwendung dieser Methode bei Probanden und Lungentumorph Patienten.

Material und Methoden

Zwölf Probanden wurden eingeschlossen. Ein Referenz 3D MRT wurde in mittlerer Inhalation mit Atemanhalt aufgenommen. Für jeden Probanden wurden 30 Cine-MRT Serien (je ca. 35 s) mit drei orthogonalen Schichten in CCS- oder SSC-Kombinationen (C: koronal, S: sagittal) erfasst. Für die Propagierungsmethode wurden jeweils eine sagittale und eine koronale Schicht als Input Schichten für die Bewegungspropagierung verwendet. Schichten an denselben Positionen aus dem Referenz 3D MRT wurden auf die beiden orthogonalen Cine-MRT Schichten deformierbar registriert. Die resultierenden 2D Vektorfelder wurden zur Berechnung von 3D Deformationsvektorfeldern (DVF) extrapoliert [2]. Das DVF wurde dann auf das Referenz 3D MRT angewendet, um zeitaufgelöste 3D Volumina zu rekonstruieren. Die verbleibende Cine-MRT Schicht diente als Validierungsschicht. Aus den rekonstruierten, zeitaufgelösten 3D MRT Daten wurden 2D Schichten an der Validierungsposition extrahiert und mit der Validierungsschicht der Cine-MRT verglichen. Lungenkonturen wurden im ersten Cine-Frame der Validierungsschicht und in der rekonstruierten Referenzschicht manuell segmentiert und mittels des Segment-Anything-Modells 2 zeitlich propagiert und über den Dice Similarity Coefficient (DSC) sowie die 95th Percentile Hausdorff Distance (HD95) pro Frame verglichen. Die Zwerchfellpositionen werden auf den sagittalen Input Schichten bestimmt, um die superior-inferior (SI) Zwerchfellverschiebungen als Bewegungsmaß zu bestimmen. Auch auf den Cine-MRT Validierungsschichten wurden die Zwerchfellpositionen gegen die auf den zeitaufgelösten rekonstruierten Schichten abgeglichen.

Ergebnisse

Für alle SSC-Serien erreichte das Modell mediane Lungen DSCs von über 0,90 für Schichten mit einer SI Zwerchfellbewegung von bis zu 52,5 mm. Der mediane SI Zwerchfellpositionsfehler sank von 31,5 mm (ohne Modell) auf 7,0 mm bei einer SI Zwerchfellbewegung zwischen 35,0 und 45,5 mm. Bei Bewegungen von mehr als 21,0 mm wurden die medianen HD95 Werte im Vergleich zur statischen Referenz um den Faktor 2–3 reduziert (Abbildung 1). Ähnliche Trends wurden für die CCS-Akquisitionen und für vorläufige Patientendaten beobachtet.

Zusammenfassung

Die volumetrische, zeitaufgelöste Rekonstruktion der Lungenbewegung aus orthogonalem 2D Cine-MRT war bei Probanden erfolgreich. Die Patientendatenanalyse dauert an (Abbildung 2) und wird auf der Konferenz vorgestellt.

Referenzen:

[1] Rabe M et al. *Phys Med Biol*. 2021

[2] Paganelli C et al. *J Med Imaging Radiat Oncol*. 2018

Abb. 1

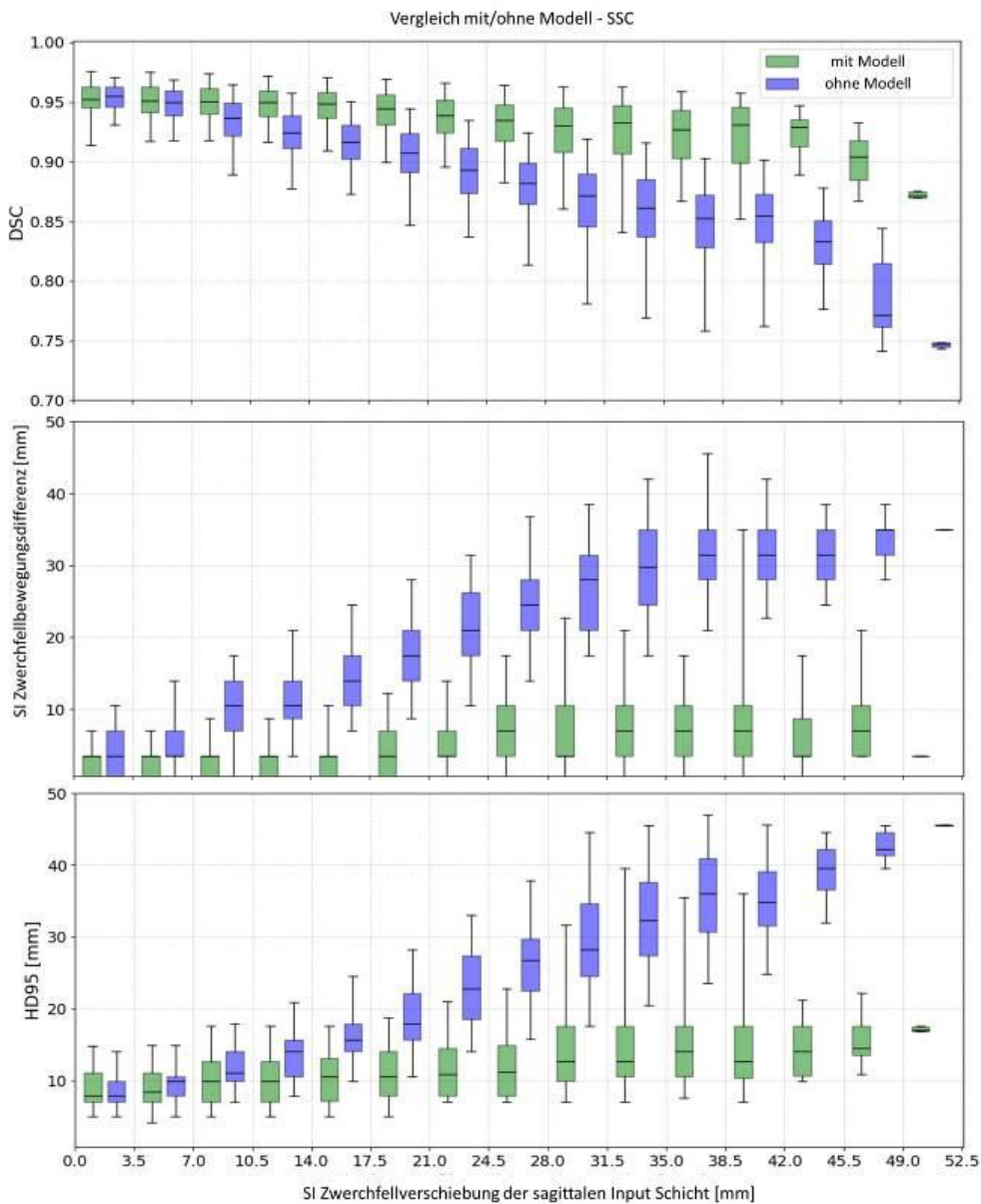


Abbildung 1: Vergleich der 2D Lungenkonturen aus Cine-MRT Validierungsschichten mit 2D zeitaufgelösten, rekonstruierten Referenzschichten (mit Modell, grün) und statischen Referenzschichten aus 3D MRT (ohne Modell, blau) für SSC Cine-MRT Serien über alle Probanden. Ausgewertet wurden der DSC (oben), die SI Zwerchfellbewegungsdifferenz (Mitte) und die HD95 (unten). Die Boxplots sind nach 3,5 mm SI Zwerchfellverschiebung der sagittalen Input Schichten gruppiert. Die schwarzen Linien markieren den Median. Die Whisker decken 90 % der Daten ab.

Abb. 2

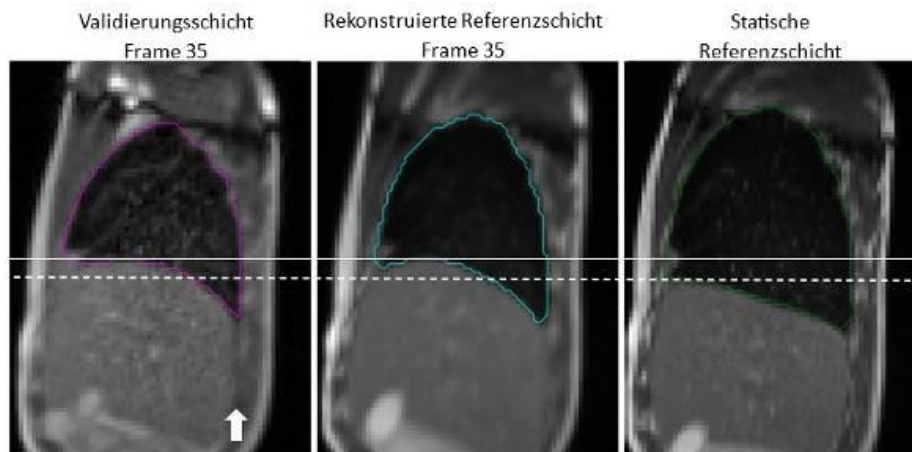


Abbildung 2: Beispielschichten eines Patienten mit propagierten Konturen. Von links nach rechts: Kontur im Frame 35 der Validierungsschicht, der 2D rekonstruierten, zeitaufgelösten Referenzschicht, und der statischen Referenzschicht. Gezeigt wird ein Frame aus der Ausatemungsphase, um die Zwerchfellbewegung zu verdeutlichen. Der weiße Pfeil markiert den Schnittpunkt mit der koronalen Input Schicht, die für das Bewegungsmodell verwendet wurde. Die sagittale Input Schicht stammt von der kontralateralen Lunge. Die horizontalen Linien markieren die Zwerchfellposition auf der Validierungsschicht (durchgezogen) und der Referenzschicht (gestrichelt).

Klinische Dosimetrie

AS12.01 Zeitaufgelöste Bestimmung der Dosisleistung in gescannten Protonenfeldern mittels Fricke-Dosimetrie

N. Hornik^{1,2}, Y. Zhang^{1,2,3}, M. Fix Martinez^{1,2}, R. Erdmann², S. Rick^{2,4}, U. Theiß^{1,3,4}, B. Keil^{1,2}, K. T. Brinkmann^{1,5}, S. Adeberg^{1,3,6,4}, K. S. Baumann^{1,2,3,4}

¹ LOEWE Research Cluster for Advanced Medical Physics in Imaging and Therapy (ADMIT), TH Mittelhessen, Gießen, Deutschland

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

³ Universitätsklinikum Gießen und Marburg (UKGM), Department of Radiotherapy and Radiooncology, Marburg, Deutschland

⁴ Marburger Ionenstrahltherapie-Zentrum (MIT), Department of Radiotherapy and Radiooncology, Marburg, Deutschland

⁵ Justus-Liebig-Universität Gießen (JLU), II. Physikalisches Institut, Gießen, Deutschland

⁶ Universitäres Centrum für Tumorerkrankungen (UCT) Frankfurt, Frankfurt a. M., Deutschland

Eine zeitliche Charakterisierung von Dosisleistungen ist entscheidend für das Verständnis radiochemischer Prozesse sowie die Bewertung gepulster oder gescannter Strahlfelder in der Partikeltherapie. Klassische Fricke-Dosimetrie liefert lediglich integrierte Endpunktwerte der absorbierten Dosis und erlaubt keine direkte Aussage über zeitlichen Entwicklung der Dosis und Dosisleistungen während einer Bestrahlung. Ziel der Arbeit ist die zeitaufgelöste Bestimmung der Dosisleistung in einem gescannten Protonenfeld.

Ein optisches Messsystem mit Avantes-VARIUS-Spektrometer wurde eingesetzt, um die optische Dichte bei 304 nm während der Bestrahlung von Fricke-Lösungen kontinuierlich mit 3–6 ms Zeitauflösung aufzuzeichnen. Die Bestrahlung erfolgte mit 80 MeV/u Protonen bei einer Gesamtdosis von 15 Gy, appliziert mittels Raster-Scanning über ca. 50 s. Ein $2 \times 2 \text{ cm}^2$ großes Feld wurde mit einem Spotabstand von 2 mm in vertikaler Richtung als 11×11 Spotraster abgerastert. Die laterale Strahlbreite betrug $\text{FWHM}=19,6 \text{ mm}$, mit $6,23 \times 10^8$ Teilchen pro Spot und 4 Spillpausen ($>3 \text{ s}$ ohne Dosisapplikation). Durch zeitliche Ableitung der Messkurven zur Änderung der Optischen Dichte wurde die momentane Fe^{3+} -Bildungsrate bestimmt, aus der die Dosisleistung abgeschätzt werden kann. Zusätzlich wurde die mittlere Dosisleistung in einem $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ROI aus Beschleunigerdaten berechnet und zum Vergleich herangezogen.

Die Oxidation der Fe^{2+} -Ionen erfolgt über mehrere Reaktionspfade mit unterschiedlichen Zeitskalen. wesentlicher Anteil erfolgt über Reaktionen mit $\bullet\text{OH}$ - und $\text{HO}_2\bullet$ -Radikalen bestimmt. Da diese Prozesse in $<1 \text{ ms}$ ablaufen, ermöglichen sie eine direkte Abschätzung der aktuellen Dosisleistung. Die aus Beschleunigerdaten berechnete Dosisleistung die zeitliche Struktur des Scanprozesses stimmen mit den aus den Fricke-Messungen abgeleiteten Dosisleistungskurven in der Bestrahlung gut überein. Während Spill-Pausen wird ein von Null abweichendes Signal beobachtet. Dieses ist auf die langsamere, über mehrere Sekunden ablaufende Fenton-Reaktion zurückzuführen und führt zu einem Offset. Durch Analyse dieser Pausen in Kombination mit Monte-Carlo-Simulationen kann dieser Beitrag quantifiziert und rechnerisch korrigiert werden.

Zeitaufgelöste Fricke-Dosimetrie ermöglicht die Abschätzung zeitabhängiger Dosisleistungen auf Basis schneller radiochemischer Reaktionen. Die gute Übereinstimmung mit Beschleunigerdaten bestätigt die Validität des Ansatzes. Einschränkungen ergeben sich durch verzögerte chemische Beiträge, die jedoch identifiziert und korrigiert werden können. Damit ist die Methode ein vielversprechendes Werkzeug zur Analyse der Dosisleistung.

Abb1 Aus den zeitaufgelösten Fricke-dOD-Messungen abgeleitete Dosis über die Zeit (O), deren zeitliche Ableitung (M), die der Dosisleistung entspricht (zur Rauschunterdrückung gefiltert) und die aus den Beschleunigerdaten berechnete Dosisleistung (U).

Abb2 Scan-Muster über die Zeit (L) sowie Strahlbreite am Beispiel des Zentrums (R).

Abb. 1

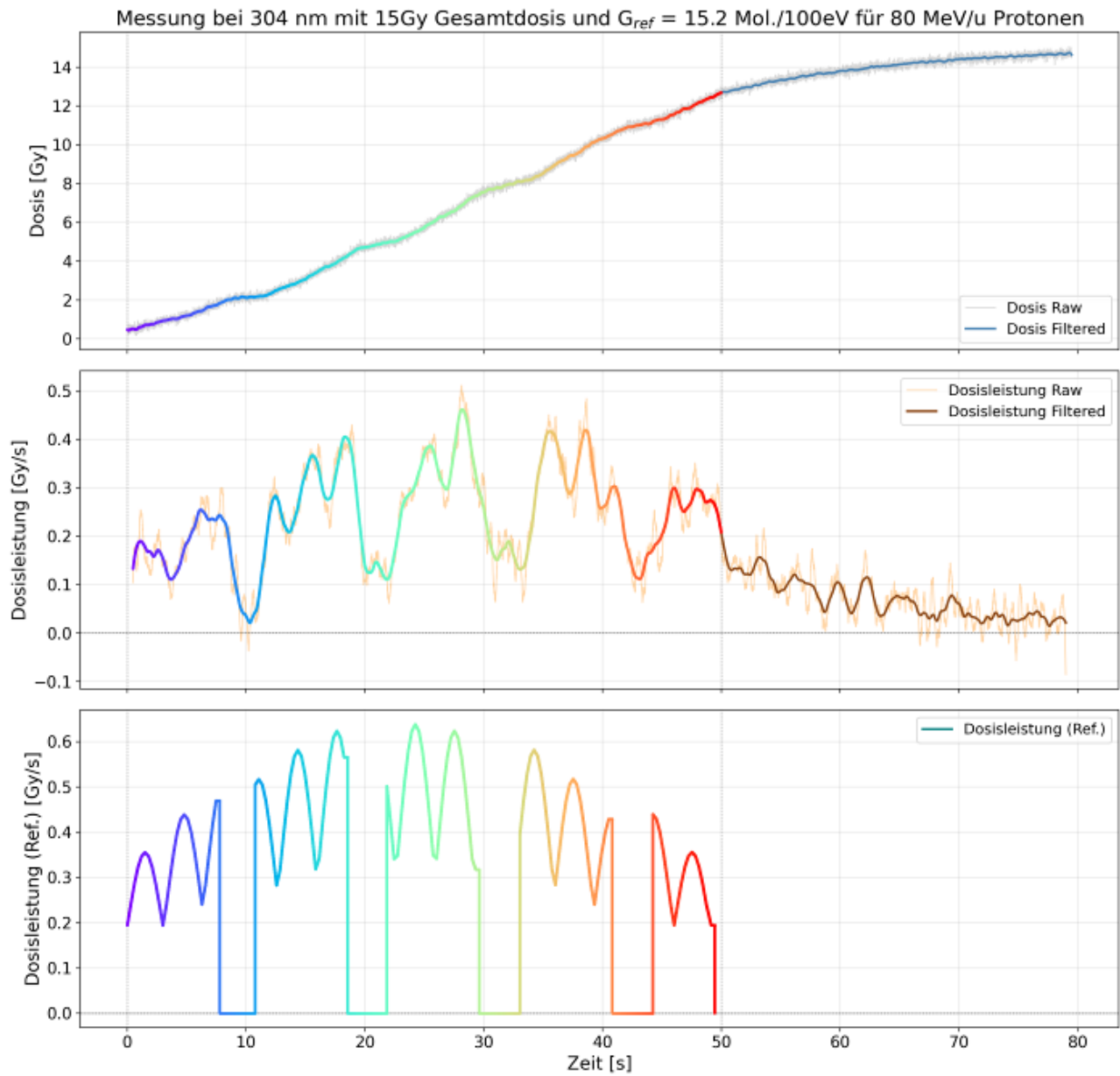
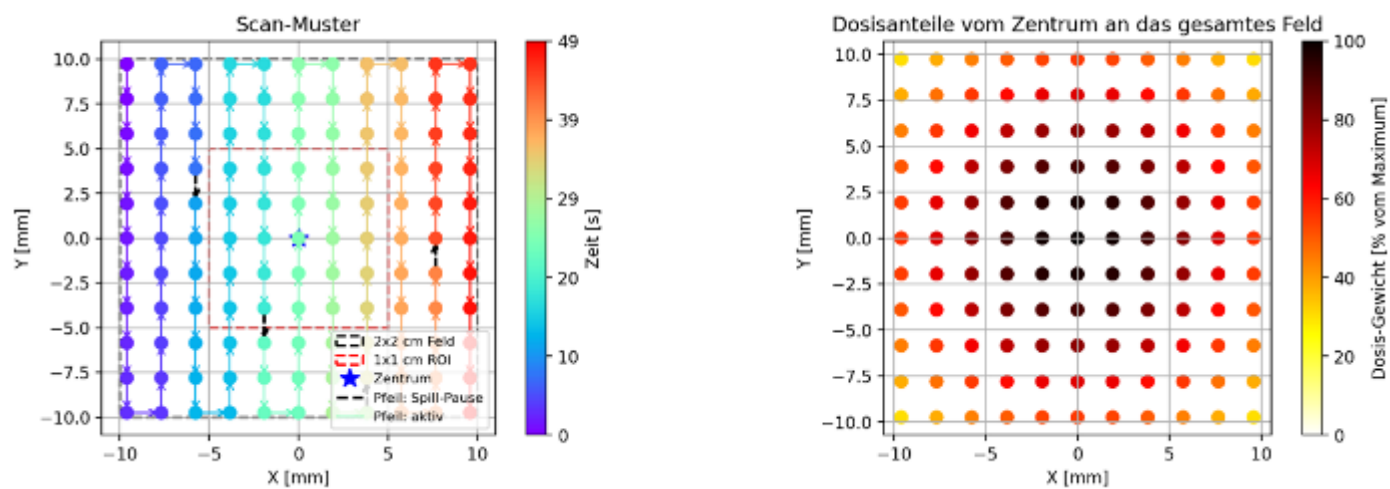


Abb. 2



AS12.02 Bewertung der fetalen Exposition während der Protonenstrahlentherapie bei schwangeren Patientinnen

C. Stengl^{1,2,3,4}, C. Mooshammer^{1,5}, V. Kurth^{1,6}, J. Mahnke^{1,5}, B. Koczur⁷, P. Kunert⁸, S. Schmidt^{1,2,4}, B. Ackermann⁷, S. Harrabi^{2,4,7}, O. Jäkel^{1,2}, J. Vedelago^{1,2,9}

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

² Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberg Institute for Radiation Oncology (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), aDepartment of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁴ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁵ Universität Heidelberg, Department for Physics and Astronomy, Heidelberg, Deutschland

⁶ Technische Universität München (TUM), Physics Department, München, Deutschland

⁷ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Heidelberg Ion Beam Therapy Center (HIT), Heidelberg, Deutschland

⁸ Federal Office for Radiation Protection, Department of Medical and Occupational Radiation Protection, Oberschleißheim, Deutschland

⁹ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Die Protonentherapie gewinnt in der onkologischen Behandlung zunehmend an Bedeutung, da sie eine hohe Dosispräzision ermöglicht und umliegendes gesundes Gewebe effektiv schont. Bei der Behandlung schwangerer Patientinnen stellt jedoch bereits geringe Streustrahlung ein potenzielles Risiko für den Fetus dar [1, 2]. Ziel dieser Studie war es daher, die fetale Strahlenexposition während einer Protonentherapie bei mütterlichen Brust- und Hirntumoren zu quantifizieren.

Material & Methoden

Zur Simulation klinischer Behandlungssituationen wurde ein anthropomorphes Phantom einer Schwangeren im zweiten Trimester verwendet. Für Tumoren im Kopf- und Brustbereich wurden Bestrahlungspläne mit einer Einzeldosis von 3 Gy(RBE) bei lateraler Einstrahlung erstellt. Die fetalen Dosisäquivalente wurden an vier anatomischen Positionen mithilfe Fluorescence Nuclear Track detectors (FNTDs) gemessen. Ergänzend wurden Monte-Carlo-Simulationen durchgeführt, um die Gesamtdosis im Fötus zu ermitteln und die dominierenden Beiträge zur fetalen Exposition zu identifizieren.

Ergebnisse

Für sowohl die Kopf- als auch die Brustbestrahlung lagen alle gemessenen Werte unterhalb des Referenzgrenzwerts von 100 mSv für die fetale Strahlenexposition. Die höchsten Dosen wurden in der Nähe der fetalen Füße gemessen, also in der anatomischen Region mit der geringsten Distanz zu den behandelten Tumoren. Das gemessene Dosisäquivalent erhöhte sich bei der Brustbestrahlung im Vergleich zur Kopfbestrahlung um etwa eine Größenordnung, von 3,7 μ Sv/3 Gy(RBE) auf 40,2 μ Sv/3 Gy(RBE) (Abbildung 1). Der Trend der Monte-Carlo-Simulation stimmte mit den experimentellen Messungen überein.

Zusammenfassung

Selbst bei Tumorlokalisationen in relativer Nähe zum Fetus bleibt die durch sekundäre Strahlung verursachte fetale Exposition während der Protonentherapie äußerst gering. Die Ergebnisse legen nahe, dass die Protonentherapie bei sorgfältiger Bestrahlungsplanung und spezifischer Abschätzung der fetalen Dosis eine Behandlungsoption für schwangere Patientinnen mit dringendem Therapiebedarf bei Kopf- oder Brusttumoren darstellen kann.

[1] Vedelago et al. Secondary neutrons in proton and light ion beam therapy: a review of current status, needs and potential solutions. *Radiat Meas.* 2024; 176, 107214, doi: 10.1016/j.radmeas.2024.107214.

[2] Blommaert et al. Challenges and opportunities for proton therapy during pregnancy. *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2024;103:767-774. doi:10.1111/aogs.14645

Abb. 1

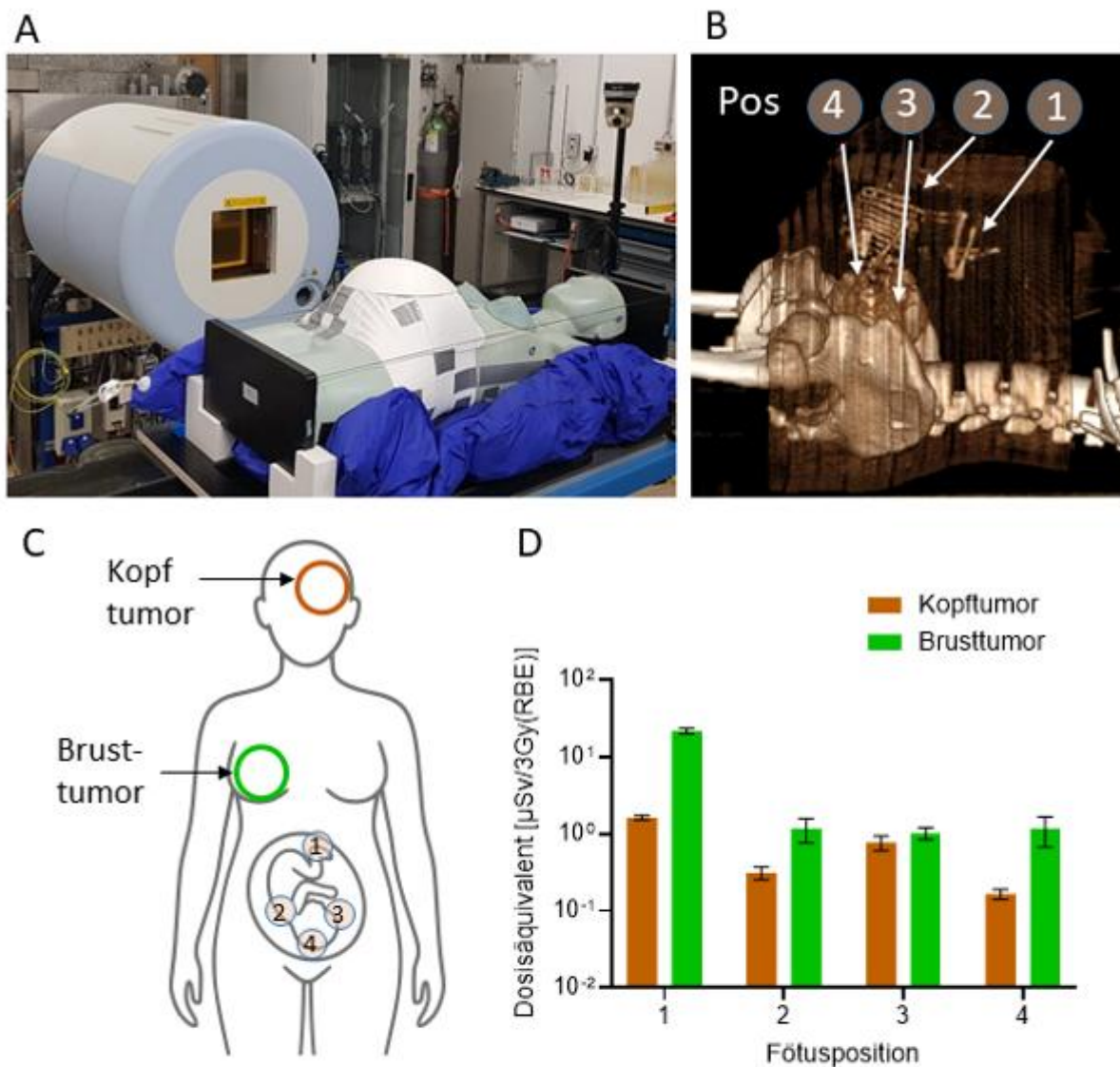


Abbildung 1: (A) Foto des Versuchsaufbaus zur Bestrahlung des schwangeren Phantoms vor der Beamline. (B) Positionierung der Detektoren im Fötusbereich innerhalb des Phantoms. (C) Schematische Darstellung der bestrahlten Tumorpositionen im Kopfbereich (orange) und im Brustbereich (grün). (D) Gemessenes Dosisäquivalent pro Fraktion für die Bestrahlung von Kopf- und Brusttumoren.

AS12.03 Etablierung einer R2-Dosis-Kalibration für PAGAT-Gel als Grundlage der hochauflösenden 3D-Dosimetrie in der Stereotaxie

E. Wagner¹, B. Kahlert¹, C. Bert¹, M. Shariff¹

¹ Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Moderne Fortschritte in der Strahlentherapie ermöglichen hochkonforme Tumorbestrahlungen, wodurch dreidimensionale Dosimetriesysteme zur Verifikation komplexer Dosisverteilungen erforderlich sind. Polyacrylamid-Gelatine-Gele (PAGAT) bieten als volumetrische Dosimeter die Möglichkeit, die applizierte Dosis über strahleninduzierte Polymerisation und anschließende Magnetresonanztomographie (MRT) dreidimensional (3D) zu erfassen und auslesen. Ziel dieser Arbeit ist die Etablierung einer R2-Dosis-Kalibrationskurve als Grundlage für die hochauflösende volumetrische 3D-Dosimetrie für die stereotaktische Strahlentherapie.

Material & Methoden

PAGAT-Polymergel wurde aus den Monomeren Acrylamid und N,N"-Methylenbisacrylamid in einer Gelatinematrix unter atmosphärischen Bedingungen hergestellt und in identische Kalibrationsbehälter abgefüllt. Nach einer Lagerung von 24h erfolgte die Bestrahlung unter Referenzbedingungen in einem Wasserphantom mit 6-MV-Photonenfeldern (10 cm x 10 cm) bei Dosen bis zu 6 Gy zur Erstellung einer Kalibrationsreihe für die Absolutdosimetrie. Die MRT-basierte Auslesung wurde etwa 48h nach der Bestrahlung mit einem 1,5T-MRT-Systems (MAGNETOM Sola, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) unter Verwendung einer Multi-Spin-Echo-Sequenz zur quantitativen Bestimmung der R2-Relaxationsraten durchgeführt. Die Bestimmung der R2- Dosis-Beziehung erfolgte mittels eines Python-basierten Analyseverfahrens.

Ergebnisse

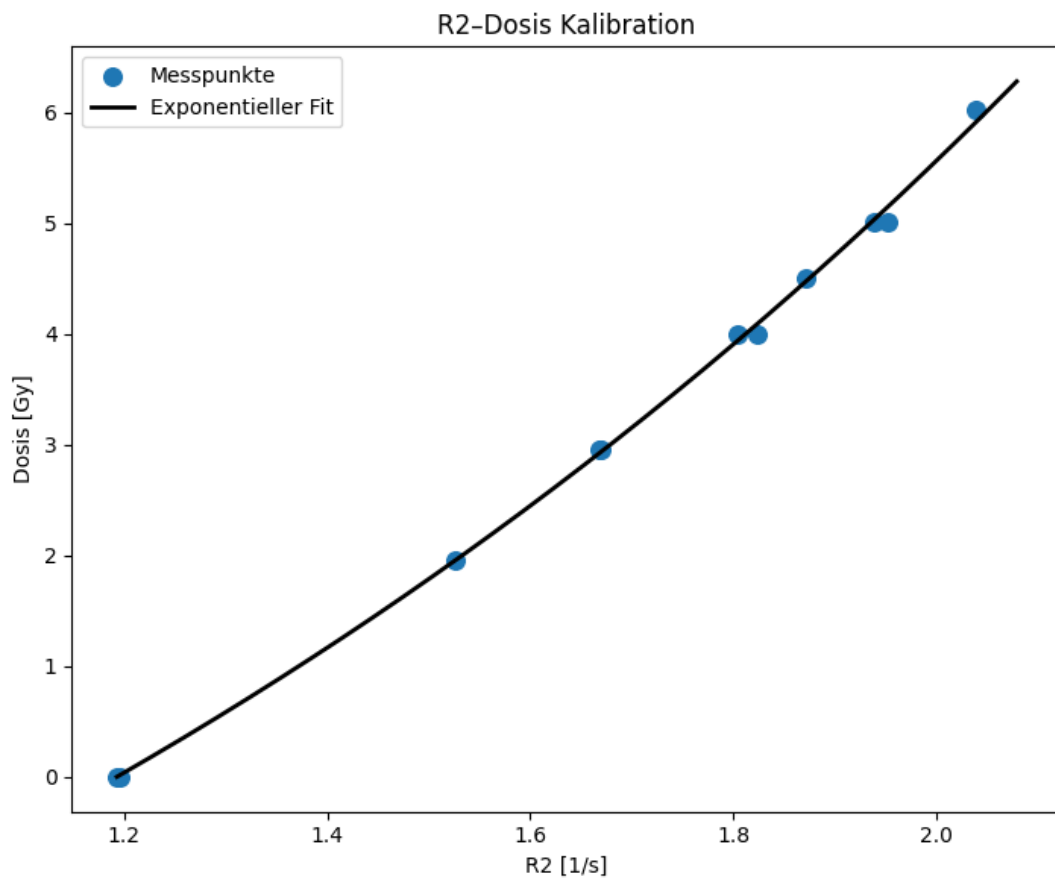
Die Auswertung der Kalibrationsproben zeigt eine klare dosisabhängige Änderung der R2 - Relaxationsrate. Durch Anpassung einer exponentiellen Funktion konnte eine R2-Dosis-Beziehung im Dosisbereich bis zu 6 Gy bestimmt werden (Abbildung 1). Die Kalibrationskurve weist eine hohe Anpassungsgüte auf ($R^2 > 0.998$) bei einer maximalen Fit-Abweichung von 0,11 Gy. Die mittlere Abweichung zwischen gemessenen Dosen und Fitkurve beträgt etwa 0.05 Gy ($\approx 1\%$ des Dosisbereichs). Zusätzlich bestätigt die medianbasierte Auswertung der Kalibrierbehälter im bestrahlten Bereich die hohe Übereinstimmung zwischen gemessener und referenzierter Dosis mit einer mittleren absoluten Abweichung von $< 0,1$ Gy. Die Analyse der relativen Dosisabweichungen zeigt, dass positive und negative Abweichungen mit zunehmender Dosis symmetrisch um die Kalibrationsfunktion konvergieren.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass PAGAT-Polymergel eine hochauflösende volumetrische 3D-Dosimetrie ermöglicht und im Dosisbereich bis zu 6 Gy eine Absolutdosimetrie mit einer Genauigkeit von bis zu 0,1 Gy realisiert werden kann. Die etablierte R2-Dosis-Kalibration bildet dabei die Grundlage für die Anwendung in komplexeren Bestrahlungsszenarien. Perspektivisch eröffnet sich damit die Möglichkeit zur voxelbasierten Verifikation anspruchsvoller Dosisverteilungen, beispielsweise in der stereotaktischen Strahlentherapie.

Abbildung 1: R2 (in s⁻¹)- Dosis (in Gy) Messwerte (blau) und gefittete Kalibrationskurve (schwarz).

Abb. 1



AS12.04 Dosimetrische Evaluation der stereotaktischen Radiotherapie kleiner Zielvolumina am Halcyon-Linearbeschleuniger

V. Volkenborn¹, S. Garbe¹, E. Gkika¹, F. Kugel¹

¹ Uniklinik Bonn, Strahlentherapie, Bonn, Deutschland

Einleitung

Die stereotaktische Radiochirurgie (SRS) ist ein etablierter klinischer Standard in der modernen Strahlentherapie. Gemäß der Konformitätserklärung von Varian Medical Systems (Palo Alto) nach Medical Device Regulation (EU) 2017/745 ist der Halcyon-Linearbeschleuniger für die Durchführung stereotaktischer Radiochirurgie im gesamten Körper geeignet [1].

Diese Arbeit untersucht die dosimetrischen Grenzen der stereotaktischen Bestrahlung am Halcyon-System. Bei volumetrisch modulierten Bogenbestrahlungen (VMAT) kleiner Zielvolumina liegen viele MLC-Öffnungen unter dem kleinsten im Strahlmodell abgebildeten Outputfaktor, sodass sowohl der Output als auch die relative Dosisverteilung messtechnisch überprüft werden müssen.

Methode

Die Dosisvorhersage des Bestrahlungsplanungssystems Eclipse wurde in mehreren Messreihen überprüft: (1) Outputfaktoren rechteckiger statischer Felder von $10 \times 10 \text{ cm}^2$ bis $0,1 \times 1 \text{ cm}^2$, (2) relativer Output bei dynamisch-konformen Bogenbestrahlungen (DCA) kugelförmiger Zielvolumina von 4 cm bis 0,5 cm Durchmesser, (3) absolute Dosis im Isozentrum bei VMAT-Bestrahlungen kugelförmiger Zielvolumina von 4 cm bis 0,5 cm Durchmesser, (4) 3D-Dosisverifikation der VMAT Bestrahlungspläne mit Octavius 4D und Octavius 1000SRS (PTW, Freiburg). Die Messungen (1) bis (3) wurden mit dem microDiamond im Wasserphantom Beamscan und dem Ruby Kopf Phantom (alle PTW, Freiburg) durchgeführt.

Ergebnisse

Die Abweichung des gemessenen relativen Outputs zum Bestrahlungsplanungssystem war geringer als 2 % für statische Bestrahlungsfelder $\geq 1,0 \times 0,6 \text{ cm}^2$ und DCA Bestrahlungen von Zielvolumen mit einem Durchmesser $\geq 1,5 \text{ cm}$. Die Abweichung der Referenzdosismessung im Isozentrum bei VMAT Bestrahlung war für Zielvolumen $\geq 1,0 \text{ cm}$ kleiner als 2%.

Fazit

Eclipse berechnet die Dosis für stereotaktische Bestrahlungen kugelförmiger Zielvolumen mit dem Halcyon-Linearbeschleuniger bis zu einem Durchmesser von 1,5 cm zuverlässig. Bei Bestrahlungen von Volumina mit Durchmesser $\leq 1,5 \text{ cm}$ kommt es zu Abweichungen von mehr als 2%. Diese könnten auch auf erhöhte Messunsicherheit in der Kleinfelddosimetrie zurückzuführen sein.

[1] Declaration of Conformity with Medical Device Regulation (EU) 2017/745, Halcyon Radiotherapy System, EC Certificate Number: MDR 720725

AS12.05 Erfahrungen mit dem Einsatz eines kommerziellen 2D Ionisationskammer-Arrays für die Qualitätssicherung in der Ionenstrahl-Therapie

B. Ackermann¹, M. Ellerbrock¹, J. Horn^{1,2}, A. Qubala¹, S. Brons¹, H. Latzel¹, K. Henkner³, O. Jäkel^{1,4,5}

¹ Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Medizinphysik, Heidelberg, Deutschland

² Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät der Universität Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

³ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Abteilung für Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁴ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Abteilung Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

⁵ Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland

Einleitung

Das Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT) nutzt Protonen, Kohlenstoff-Ionen und seit 2024, als erste Klinik weltweit, auch gescannte Helium-Ionen zur Tumorbehandlung. Hierbei wird sich der endlichen Reichweite des Ionenstrahls in Form des Bragg-Peaks bedient. Die Therapie erfolgt mittels sogenanntem Pencilbeam-Scanning, einer hochpräzisen Bestrahlungstechnik zur Applikation von Dosisverteilungen mit steilen Dosisgradienten. Die Komplexität dieser Bestrahlungstechnik erfordert eine umfassende Qualitätssicherung (QS), insbesondere für Parameter wie Strahlposition, Strahlbreite, und Reichweite der Ionenstrahlen.

Material und Methoden

Das 2D Ionisationskammer-Array Octavius 1600 XDR (PTW-Freiburg, Freiburg, Deutschland) wurde für den Einsatz in der QS validiert und schließlich integriert. Der Detektor erlaubt Messungen der Dosisquerverteilung in einer durch den Aufbau definierten Tiefe und besitzt im zentralen Messbereich eine Ortsauflösung von 2.5 mm. Für absolute Dosismessungen wurde der Detektor im Plateaubereich eines monoenergetischen Bestrahlungsfeldes gegen die Dosismessung einer Farmerkammer kalibriert. Weitere Untersuchungen erfolgten sowohl mit einzelnen Pencilbeams, homogenen monoenergetischen Feldern, als auch mit würfelförmigen Zielvolumina in verschiedenen Tiefen. Eine Reichweitenmessung wurde mit einer vor dem Detektor angebrachten Doppelkeilkonstruktion realisiert. Die Ergebnisse wurden, je nach Messaufgabe, gegenüber Messungen mit radiochromen Filmen und Messungen mit Pinpoint-Kammern verglichen.

Ergebnisse

Für die Pencilbeam-Ionenstrahlen am HIT beträgt die Genauigkeit der ermittelten Strahlposition (und der relativen Strahlbreite) mit Hilfe des 2D Ionisationskammer-Arrays ± 0.3 mm (± 5 %). Untersuchungen zur räumlichen Auflösung zeigen, dass vorhandene Abweichungen in der Feldhomogenität um einen Prozentpunkt unterschätzt werden können. Die Reichweite von Ionenstrahlen kann mit einer Genauigkeit von ± 0.5 mm bestimmt werden. Messungen innerhalb eines Spread-Out Bragg Peaks zeigen eine gute Übereinstimmung der Dosisprofile, allerdings sind hier Skalierungen der Messdaten von bis zu 3 % erforderlich.

Zusammenfassung

Das eingesetzte 2D Ionisationskammer-Array hat die ursprünglichen Filmmessungen abgelöst und sich im Einsatz in der Routine über zwei Jahre bewährt. Eine bessere Systemintegration bezüglich Synchronisation der Messzeiten mit der Therapieanlage würde eine weitere Effizienzsteigerung ermöglichen.

MRT jenseits der Morphologie – Funktionelle Bildgebung für die Strahlentherapie

FS11.01 Diffusionsgewichtete MRT als nichtinvasiver Biomarker – Translation in die klinische Strahlentherapie

J. Habrich¹

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

Die diffusionsgewichtete Magnetresonanztomographie (DW-MRT) hat sich in den vergangenen Jahren zu einer vielversprechenden funktionellen Bildgebungsmethode entwickelt, die über die morphologische Darstellung hinaus Informationen über die mikroskopische Gewebestruktur liefert. Aus der eingeschränkten Beweglichkeit von Wassermolekülen lassen sich quantitative Parameter wie der scheinbare Diffusionskoeffizient (apparent diffusion coefficient, ADC) ableiten, die Rückschlüsse auf Zelldichte und Therapieansprechen erlauben.

Damit besitzt die DW-MRT auch für die Strahlentherapie großes Potenzial als nichtinvasiver Biomarker für personalisierte Behandlungskonzepte. So könnten beispielsweise Patienten anhand ihres Risikoprofils stratifiziert oder radioresistente Tumora-reale identifiziert werden, um die Therapie gezielt anzupassen. Obwohl zahlreiche Studien bereits den prognostischen Wert der DW-MRT zeigen konnten, fehlt bislang der Nachweis eines klinischen Nutzens in großen prospektiven, randomisierten Studien. Eine wesentliche Herausforderung stellt dabei die begrenzte Reproduzierbarkeit quantitativer Diffusionsparameter dar. Unterschiede zwischen MRT-Systemen, Sequenzparametern und Auswerteverfahren können die Messergebnisse erheblich beeinflussen und erschweren eine standardisierte Anwendung über verschiedene Standorte hinweg.

Die Einführung MR-geführter Linearbeschleuniger (MR-Linacs) eröffnet zusätzliche Möglichkeiten, serielle DW-MRT-Untersuchungen unter standardisierten Bedingungen während der Strahlentherapie durchzuführen. Dadurch können adaptive, biologisch basierte Behandlungskonzepte untersucht und gleichzeitig die Evidenz für den klinischen Einsatz der DW-MRT gestärkt werden.

Der Vortrag gibt einen Überblick über die physikalischen Grundlagen der DW-MRT sowie die daraus abgeleiteten quantitativen Parameter. Anschließend werden der aktuelle Stand der Evidenz, offene wissenschaftliche Fragestellungen und die wesentlichen Herausforderungen für die klinische Etablierung der DW-MRT als Biomarker in der Strahlentherapie diskutiert. Abschließend wird die potenzielle Rolle der MR-geführten Strahlentherapie für die Weiterentwicklung und klinische Validierung DW-MRT-basierter Therapiekonzepte eingeordnet.

FS11.02 Protein-Denaturierungs-Bildgebung mit CEST MRT und mögliche strahleninduzierte Gewebeantworten

M. Zaiss¹

¹ University Hospital Erlangen, Neuroradiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

Die Standard-MRT liefert exzellente anatomische Bildkontraste, stößt jedoch bei der direkten Darstellung molekularer Gewebeveränderungen an ihre Grenzen. Die *Chemical Exchange Saturation Transfer* (CEST) MRT bietet hier einen innovativen Lösungsansatz: Durch den Magnetisierungstransfer zwischen endogenen Metaboliten und dem abundanten Wasserpool ermöglicht CEST eine hochsensitive, indirekte Detektion von Biomolekülen und deren Mikroumgebung.

Besonders vielversprechend ist die CEST-basierte Darstellung von Proteinkonformationsänderungen. Bisherige Studien demonstrieren, dass spezifische Kontraste – insbesondere das aliphatische rNOE-Signal (-3,5 ppm) und das Amid-Signal (3,5 ppm) – hochsensibel auf Proteinentfaltung, Hitzeschocks und Aggregationsprozesse reagieren. Diese pathologischen Veränderungen der Makromoleküle spiegeln sich in messbaren Signalabfällen wider und etablieren CEST als potenziellen, nicht-invasiven Biomarker.

In diesem Vortrag beleuchten wir die physikalischen Grundlagen und bisherigen Erfolge der Protein-Denaturierungs-Bildgebung. Darauf aufbauend präsentieren wir als Ausblick ein klinisch hochrelevantes, aber bisher wenig erforschtes Feld: die direkte Visualisierung strahleninduzierter Gewebeantworten. Zwar zeigen erste Arbeiten, dass CEST-MRT das Ansprechen auf Strahlentherapie erfassen oder Strahlennekrosen von Tumorprogressionen unterscheiden kann, doch die durch ionisierende Strahlung akut induzierten Denaturierungsprozesse selbst bleiben bisher weitgehend ungenutzt. Wir diskutieren das Potenzial dieser Technik, künftig strahleninduzierte Gewebeschäden auf Proteinebene *in vivo* zu quantifizieren und somit zur präziseren Therapieüberwachung in der Radioonkologie beizutragen.

FS11.03 MRE – Potential of MRE for radiotherapy planning in brain tumors

G. Flé¹

¹ University Hospital Erlangen, Neuroradiology and Radiology, Erlangen, Deutschland

Magnetic resonance elastography (MRE) noninvasively maps the mechanical properties of tissue, such as stiffness and viscosity, and offers a complementary quantitative biomechanical layer to the anatomical and functional MRI already used in radiotherapy (RT). Images of tissue viscoelasticity have the potential to improve target delineation by discriminating tumour from oedema, or treatment-altered tissue, and can reveal intratumoral mechanical heterogeneity to optimize dose distribution. As such, MRE could also spot fragile areas such as unusually stiff parts from scaring and help avoid those regions to reduce side effects. In RT, small changes in stiffness can occur during and after treatment, which can be early signs of how the tumour is responding and whether nearby tissue is being damaged. MRE's sensitivity to stiffness could ultimately support day-to-day plan adjustments and better follow-up after therapy. In principle, adding a quick stiffness measurement to the daily MRI routine could be achieved to address simple but essential questions such as whether the target's mechanical behaviour has changed in a way that matters for treatment or whether an organ is starting to show injury. Nonetheless, the main difficulty with MRE is practical. MRE applies gentle vibrations and special imaging and numerical analysis to capture them and create interpretable maps of viscoelasticity. Different approaches and physical models are available, each meeting specific needs and being better suited to certain use cases and organs. In this context, we still have to show that we can perform MRE fast, consistently, with enough detail, and without slowing the clinic before it becomes a routine for point-of-care adaptation. In this presentation, we will cover what MRE measures, why tissue mechanics matter, where it could fit in the radiotherapy workflow, and the current evidence with real examples.

FS11.04 Hyperpolarisierte 13C-MRT: Visualisierung des Metabolismus in Echtzeit **Hyperpolarized 13C MRI: Real-Time Visualization of Metabolism**

P. Schünke¹

¹ NVision Imaging Technologies, Ulm, Deutschland

Die hyperpolarisierte 13C-MRT überwindet die fundamentale Signal-Sensitivitätsgrenze der konventionellen MRT und ermöglicht dadurch die Echtzeit-Visualisierung und Quantifizierung metabolischer Prozesse *in vivo*. Durch die Verfolgung von 13C-markierten Substraten wie Pyruvat lassen sich zentrale Stoffwechselwege – etwa der Tumormetabolismus und die Laktatdehydrogenase-Aktivität – strahlungsfrei und mit hoher zeitlicher Auflösung abbilden. Da funktionelle und metabolische Reaktionen möglichen morphologischen Änderungen oft Wochen oder Monate vorausgehen, bietet die hyperpolarisierte 13C-Bildgebung ein hochsensibles Instrument zur frühzeitigen Beurteilung von Therapieansprechen.

Dieser Beitrag gibt einen kurzen Überblick über das Prinzip und Potenzial der metabolischen 13C-MRT und zeigt auf, wie der Einblick in dynamische Stoffwechselveränderungen die Radioonkologie bereichern kann. Anhand aktueller Studienergebnisse wird demonstriert, inwiefern diese Technologie eine prätherapeutische Differenzierung zwischen Respondern und Non-Respondern gestattet, strahlungsbedingte metabolische Veränderungen in einem frühen Stadium erfasst und welche Möglichkeiten sich dadurch für eine personalisierte, adaptierte Radioonkologie ergeben.

Hyperpolarized 13C-MRI overcomes the fundamental signal-sensitivity limits of conventional MRI, enabling real-time visualization and quantification of metabolic processes *in vivo*. By tracking 13C-labeled substrates such as pyruvate, key metabolic pathways – including tumor metabolism and lactate dehydrogenase activity – can be mapped radiation-free and with high temporal resolution. Because functional and metabolic reactions often precede potential morphological changes by weeks or months, hyperpolarized 13C-MRI serves as a highly sensitive tool for the early assessment of treatment response.

This presentation provides a brief overview of the principles and potential of metabolic 13C-MRI, highlighting how insights into dynamic metabolic alterations can enrich radiation oncology. Drawing on recent research findings, it demonstrates how this technology enables pre-therapeutic differentiation between responders and non-responders, captures radiation-induced metabolic changes at an early stage, and opens up new opportunities for personalized, adaptive radiation oncology.

Young Investigator Forum und Masterarbeitspreis

YIF01.01 Eine Studie zur internen Strahlentherapie mit ultrakompakten, laserbeschleunigten Elektronen im Vergleich zur Photonentherapie

J. Hardt^{1,2}, J. Natal³, F. Weykamp^{2,4,5}, A. S. Müller³, M. Fuchs³, O. Jäkel^{1,2,6}, N. Wahl^{1,2}

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

² Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberg Institute for Radiation Oncology (HIRO), Heidelberg, Deutschland

³ Karlsruhe Institute of Technology (KIT), Institut for Beam Physics and Technology, Karlsruhe, Deutschland

⁴ Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Clinical Cooperation Unit Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

⁵ Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD), Department of Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland

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

Einleitung

In den letzten Jahren wurden ultrakompakte Elektronenbeschleuniger auf Basis von Laser-Plasma-Beschleunigung erforscht. Ein neuartiger Ansatz ermöglicht dabei eine besonders kompakte Bauweise von nur wenigen Millimetern. Dies eröffnet eine vielversprechende Bestrahlungstechnologie, bei der der Beschleuniger minimalinvasiv durch ein Endoskop in die unmittelbare Nähe eines Lungentumors geführt wird, um hochlokalisierte Elektronenstrahlen gezielt applizieren zu können (Diagramm 1).

Material & Methoden

Phasenraum-Datensätze der beschleunigten Elektronen wurden für verschiedene Kombinationen aus Laserleistung und Gasdichte im Beschleuniger erzeugt und anschließend in das Monte-Carlo-Simulationswerkzeug TOPAS importiert, um die resultierenden Dosisverteilungen zu berechnen. Darüber hinaus wurde diese neuartige Strahlenmodalität in das Opensource Behandlungsplanungsframework pyRadPlan (1) integriert. Dabei wird zunächst eine geeignete Position auf der Tumoroberfläche bestimmt, an der der Beschleuniger zur Bestrahlung platziert wird. Die Dosisverteilung im Patienten wird anschließend mittels Monte-Carlo-Simulationen in TOPAS berechnet.

Therapiepläne mit Photonen und Elektronen wurden für sieben LungenpatientInnen (2) mit unterschiedlichen Tumolvolumina (0.8–5 ml) erstellt. Bei den Photonenplänen wurde auf eine Dosis von 3×15 Gy im Planungszielvolumen (PTV) optimiert. Da die Elektronenbestrahlung in einer einzigen Fraktion erfolgt, wurde anschließend die äquivalente Einzelfraktionsdosis (SFED) als Vergleichsgrundlage berechnet. Der Elektronenplan wurde so erstellt, dass beide Pläne die gleiche Zielvolumenabdeckung (D95) des Tumolvolumens (GTV) aufweisen.

Ergebnisse

Diagramm 2 zeigt die Dosisverteilungen und Dosis-Volumen-Histogramme für einen Lungenpatienten ($V = 3$ ml) sowie verschiedene Dosisparameter. Aufgrund der stark lokalisierten Dosisdeposition des Elektronenplans ist die Maximaldosis im Tumor (GTV) sowie in einer direkt angrenzenden Region außerhalb des Tumors (GTV-Shell) hoch. Jedoch ist die D2-Dosis in der GTV-Shell mit jener der Photonenpläne vergleichbar und bezogen auf den gesamten Patienten sogar geringer. Mit zunehmendem Tumolvolumen steigt tendenziell die Maximaldosis im Patienten.

Zusammenfassung

Das entwickelte Behandlungsplanungs-Framework ermöglicht eine systematische Analyse der Beschleunigerparameter sowie der resultierenden Dosisverteilungen. Weitere Beschleuniger- und Bestrahlungskonfigurationen können untersucht werden, um die Therapie weiter zu optimieren. So muss beispielsweise der biologische Einfluss der hohen Maximaldosis noch eingehend untersucht werden. Besonders interessant ist dabei auch die Möglichkeit, Elektronenpakete mit ultrahohen Dosisraten zu erzeugen – daher könnte der FLASH-Effekt benutzt werden, um das umliegende Normalgewebe zu schonen.

Referenzen

- 1) doi:5281/zenodo.15006909.
- 2) Aerts et al. <https://doi.org/10.7937/K9/TCIA.2015.PF0M9REI>

Abb. 1

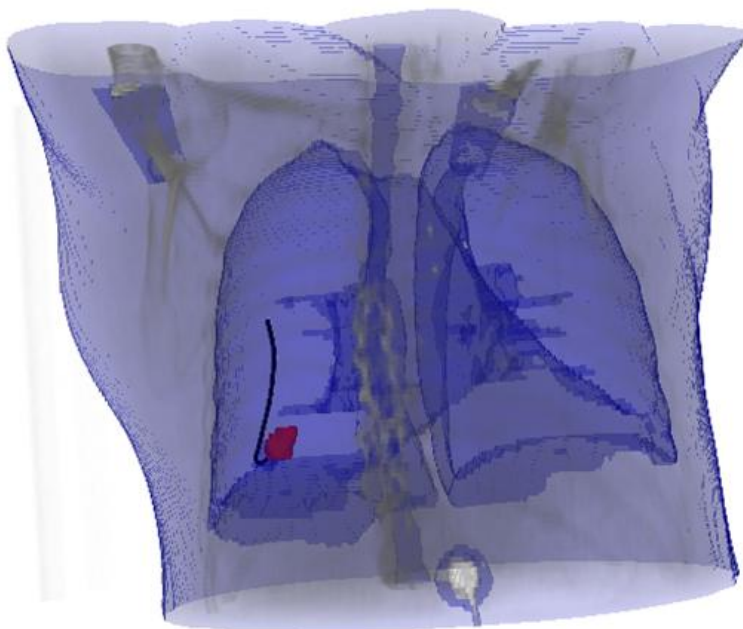


Diagramm 1: 3D-Darstellung des Lungenpatienten, mit Tumor (rot) und Endoskop mit Beschleuniger (schwarz)

Abb. 2

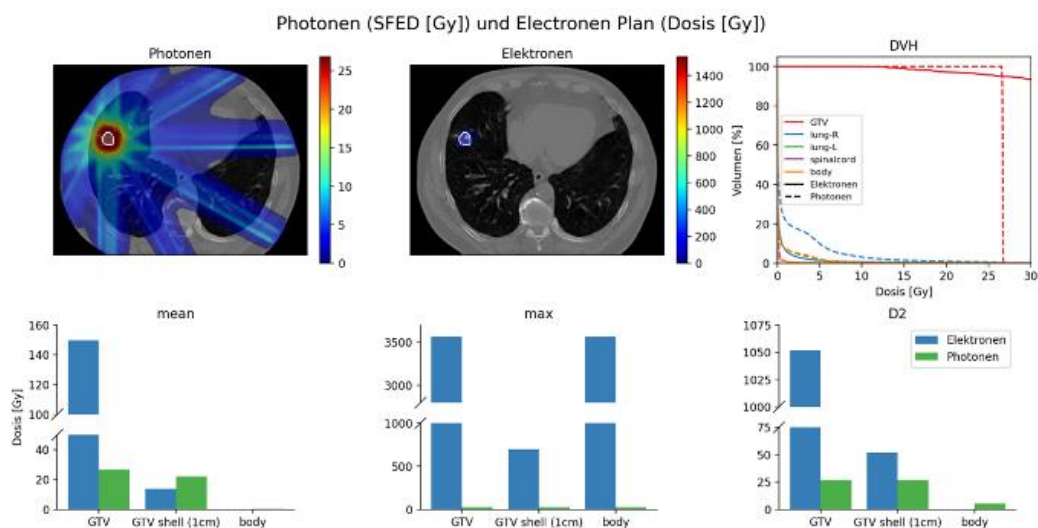


Diagramm 2: Axiale Darstellung der Photonen- und Elektronendosis, sowie des Dosis-Volumen-Histogramms. Unten Vergleich verschiedener Dosismetriken für drei verschiedene Volumina: Tumor (GTV), eine 1 cm Schale um den Tumor (GTV shell) und der gesamte Patient (body).

YIF01.02 Independent component analysis for robust non-contrast-enhanced free-breathing functional lung MRI

L. Roza Pardo¹, R. Klaar^{1,2}, E. Schulz¹, M. Rabe³, C. Kurz^{3,4,5}, G. Landry³, J. Ricke¹, B. Sabel^{1,2,6}, O. Dietrich¹

¹ Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Radiology, München, Deutschland

² German Center for Lung Research (DZL), Comprehensive Pneumology Center (CPC-M), München, Deutschland

³ Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Radiation Oncology, München, Deutschland

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

⁵ Bayerisches Zentrum für Krebsforschung (BZKF), München, Deutschland

⁶ Asklepios Lung Clinic Gauting, Radiology, München, Deutschland

Introduction

Non-contrast-enhanced functional lung MRI enables ventilation (V) and perfusion (Q) mapping without ionizing radiation and is increasingly used for treatment monitoring in MRI-guided radiotherapy [1]. Current approaches rely on Fourier decomposition (FD) [2], which separates respiratory and cardiac signals based on frequency but assumes periodic breathing. This assumption is often violated in lung tumor patients, reducing robustness under irregular conditions. We propose an independent component analysis (ICA)-based approach that separates signals based on statistical independence rather than periodicity, enabling more robust signal extraction from free-breathing MRI.

Methods

Free-breathing MRI data from 10 healthy volunteers and 25 lung tumor patients (143 scans) were acquired on a 0.35 T MR-Linac. After motion correction [3] and lung segmentation, ICA was applied to temporally filtered data [4]. Voxel-wise temporal alignment was performed prior to a second ICA to extract ventilation- and perfusion-related components. Vw- and Qw-maps were generated (Fig.1). FD-MRI served as reference. Performance was assessed using voxel-wise Pearson correlation and statistical testing.

Results

ICA separated physiological from non-physiological signals in all datasets. Compared to FD, ICA showed significantly higher temporal agreement ($p < 0.001$). Under regular breathing, correlations were 0.94 ± 0.06 (V) and 0.97 ± 0.04 (Q) vs. 0.74 ± 0.08 and 0.73 ± 0.09 (FD). Under irregular breathing, ICA remained stable (0.92 ± 0.08 , 0.90 ± 0.10), while FD decreased to 0.53 ± 0.07 and 0.47 ± 0.09 . ICA-maps showed sharper spatial detail and increased sensitivity to regional variations (Fig.2). Overall, ICA improved signal reconstruction accuracy by up to 74% for ventilation and 95% for perfusion under irregular conditions compared to FD.

Conclusion

ICA is a robust alternative to FD for functional lung MRI, maintaining accuracy under irregular-breathing. It enables reliable free-breathing assessment and can be integrated into clinical workflow without additional patient burden.

1. Klaar R, Rabe M, Gaass T, et al. Ventilation and perfusion MRI at a 0.35 T MR-Linac: feasibility and reproducibility study. *Radiat Oncol.* 2023;18(1):58. <https://doi.org/10.1186/s13014-023-02244-1>

2. Bauman G., Puderbach M., Deimling M., et al. Non-contrast-enhanced perfusion and ventilation assessment of the human lung by means of Fourier decomposition in proton MRI. *Magn. Reson. Med.* 2009;62(3):656–664.

3. Avants BB, Tustison NJ, Song G, et al. A reproducible evaluation of ANTs similarity metric performance in brain image registration. *Neuroimage.* 2011;54(3):2033-2044. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2010.09.025>

4. Hyvärinen A, Oja E. A fast fixed-point algorithm for independent component analysis. *Neural Comput.* 1997;9(7):1483-1492. <https://doi.org/10.1162/neco.1997.9.7.1483>

Figure 1: ICA workflow.

Figure 2: Comparison of ICA and FD ventilation and perfusion maps.

Abb. 1

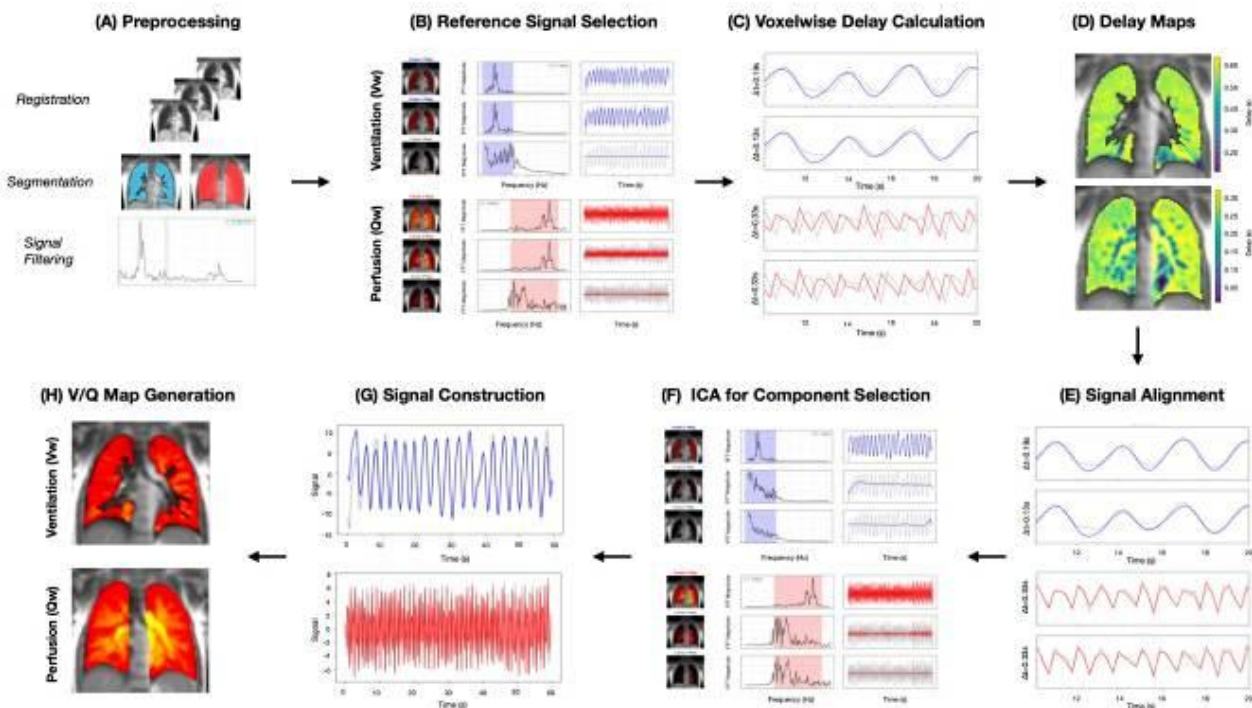
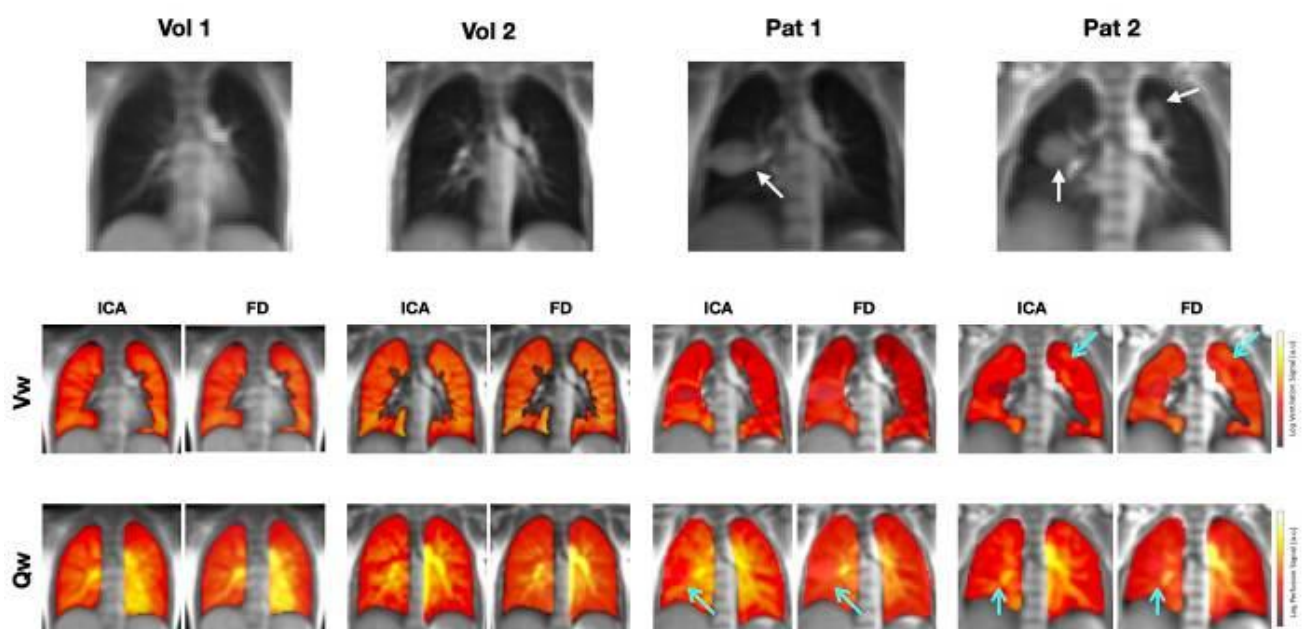


Abb. 2



YIF01.03 Interpretable optical-flow-based tumor tracking on 2D cine-MRI

J. Grunwald¹, C. Gani², M. Niyazi², D. Thorwarth¹, M. Nachbar¹

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

² Department of Radiation Oncology, University Hospital Tübingen, Tübingen, Deutschland

Background

MR-guided radiotherapy (MRgRT) enables real-time 2D cine-MRI during beam delivery for adaptive motion management of the irradiated target. The TrackRAD2025 challenge provided the first public multi-institutional benchmark for this tracking task; the winning approach achieved a Dice similarity coefficient (DSC) of 0.891 on the private test set using a GPU-based MedSAM2 foundation model [1]. However, such models require substantial infrastructure, domain-specific fine-tuning, and lack interpretability. The aim of this study was to systematically develop a multipurpose CPU-only optical-flow-based framework and to compare propagation strategies and flow algorithms on the public TrackRAD2025 dataset.

Materials & Methods

The publicly available labeled TrackRAD2025 dataset (n=88, four centers, 7932 sagittal 2D cine-MRI frames; thoracic (~32%), abdominal (~41%), and pelvic (~27%) tumors) was used [2]. A dockerized framework was developed for tumor tracking (opencv-contrib-python v4.8.0). Given an initial segmentation, optical flow is computed between a reference frame and the current frame, and the mask is warped accordingly. Three propagation strategies were compared using Farneback flow: Sequential (frame-to-frame), Relative-to-First (always from frame 0), and a reliability-based dynamic keyframe anchoring (DKA) that adaptively selects reference frames via a self-developed flow consistency metric. Three flow algorithms (Farneback, PCAFlow, DeepFlow) were compared within DKA. Farneback parameters were optimized using Optuna; PCAFlow and DeepFlow used defaults. Evaluation metrics followed the TrackRAD2025 protocol (DSC, HD95, MASD, CD). Per-frame time was measured on a consumer-grade laptop (Intel i7-11800H, 16 GB RAM).

Results

DKA achieved DSC 0.877 ± 0.118 , HD95 4.37 mm, MASD 1.72 mm, and CD 2.18 mm at 0.05 s/frame, improving DSC by 0.079 over Sequential and 0.017 over Relative-to-First. Across flow algorithms within DKA, the DSC range was 0.871-0.877, with computation times ranging from 0.05 to 0.50 s/frame (Fig.1, Table1). DSC varied more across propagation strategies (Δ DSC=0.079) than flow algorithms (Δ DSC=0.006).

Conclusion

Optical-flow-based segmentation propagation is a viable method for real-time tumor tracking on 2D cine-MRI. The best configuration (DKA+Farneback, DSC 0.877) achieved comparable overlap to the GPU-based challenge winner (0.891 [1]) on the public TrackRAD2025 dataset. The method requires neither retraining nor GPU infrastructure and provides interpretable displacement fields, facilitating clinical deployment without raising additional regulatory concerns related to high-risk AI. Site-specific parameter tuning may further improve accuracy.

Literature

[1] Betancourt Tarifa AS. Label-efficient semi-supervised cine-MRI tumor tracking using MedSAM2. TrackRAD Challenge, 2025

[2] Wang Y, et al. TrackRAD2025 challenge dataset: real-time tumor tracking for MRI-guided radiotherapy. Medical Physics, 2025; 52(7). doi:10.1002/mp.17964

Abb. 1

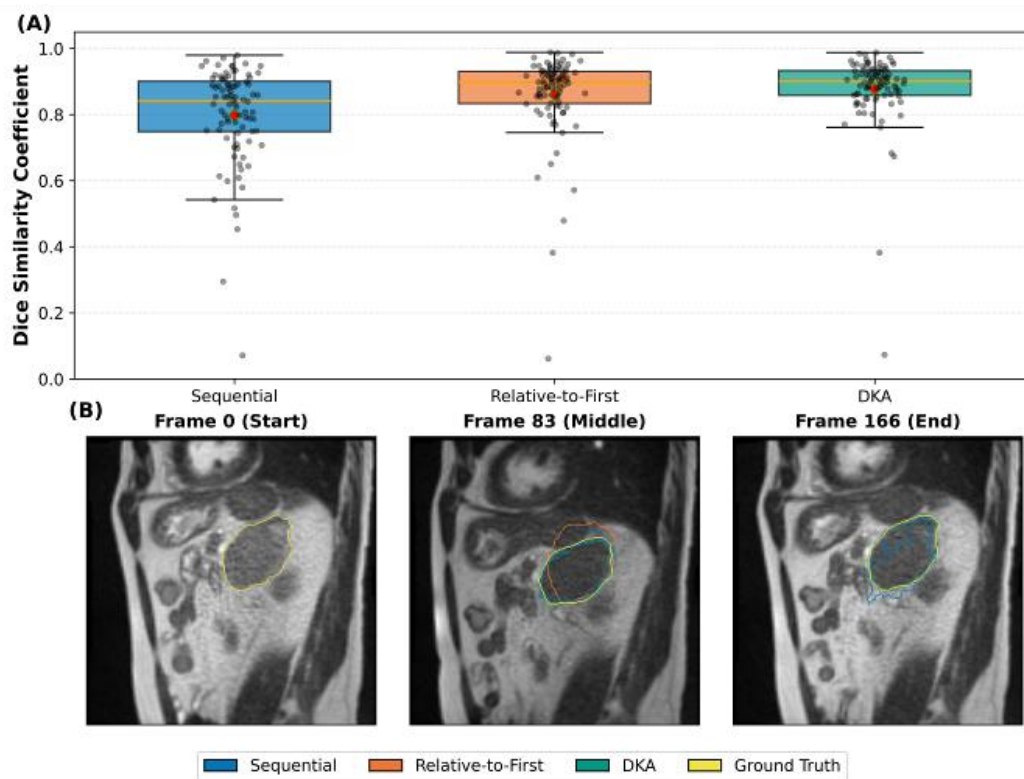


Figure 1: (A) DSC distribution across propagation strategies (Sequential, Relative-to-First, DKA) using Farneback optical flow ($n=88$). (B) Example segmentation contours for patient A_003 (frames 0, 83, 166). Box plots show median (line), 25th-75th percentile (box), 1.5xIQR (whiskers), mean (diamond), and individual patients (dots).

Abb. 2

Table 1: Segmentation performance and per-frame computation time across propagation strategies and flow algorithms ($n = 88$). Segmentation metrics reported as mean $\pm$ SD (between-patient); timing as mean s/frame. Bold indicates best result per comparison.

	Method	DSC	HD95 (mm)	MASD (mm)	CD (mm)	s/frame
Propagation Comparison (Farneback)	Sequential	0.798 ± 0.151	7.23 ± 6.60	2.77 ± 2.65	4.08 ± 5.42	0.02
	Relative-to-First	0.860 ± 0.134	5.44 ± 7.14	2.32 ± 3.54	3.27 ± 6.49	0.02
	DKA	0.877 ± 0.118	4.37 ± 3.46	1.72 ± 1.31	2.18 ± 2.34	0.05
Flow Comparison (DKA)	Farneback	0.877 ± 0.118	4.37 ± 3.46	1.72 ± 1.31	2.18 ± 2.34	0.05
	PCAFlow	0.873 ± 0.117	4.48 ± 4.28	1.80 ± 1.64	2.36 ± 3.05	0.12
	DeepFlow	0.871 ± 0.125	4.88 ± 5.79	2.10 ± 2.96	2.87 ± 5.27	0.50

YIF01.04 Energiedosen im Blut nach [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA I&T und [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617 Therapie

N. Zindler¹, S. Schumann¹, P. Hartrampf¹, I. Strobel¹, M. Laßmann¹, U. Eberlein¹

¹ Universitätsklinikum Würzburg, Nuklearmedizin, Würzburg, Deutschland

Ziel

Ziel dieser Studie ist der Vergleich der Energiedosen im Blut von Patienten mit Prostatakarzinom, welche ihren ersten Therapiezyklus [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA I&T oder [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617 erhalten haben. Zusätzlich wird verglichen, ob die Energiedosen im 1. und 3. Therapiezyklus bei Therapie mit [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617 unterschiedlich sind.

Methodik

Für den Vergleich der beiden Radiopharmaka wurden jeweils 16 Patienten analysiert, die eine nominelle Therapieaktivität von 6,0 GBq [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA I&T bzw. 7,4 GBq [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617 erhalten hatten.

Für den Vergleich zweier Therapiezyklen mit [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617 wurden Daten von 12 Patienten ausgewertet.

Für die Blutdosimetrie erfolgten in beiden Studien 5 - 7 Blutabnahmen im Zeitraum von 1 - 96 h nach Applikation des Radiopharmakons. Die Bestimmung der Aktivitätskonzentration der Blutproben erfolgte mittels eines kalibrierten Germaniumdetektors.

Zur Berechnung der Energiedosis im Blut wurde neben dem Selbstbestrahlungsanteil des Blutes auch der Beitrag der Ganzkörperaktivität berücksichtigt. Hierzu wurden sowohl Ganzkörperaufnahmen als auch Dosisleistungsmessungen mit einer Sonde über dem Patientenbett durchgeführt. Die Dosisleistungsmessungen erfolgten zu 6 - 8 Zeitpunkten von 5 - 30 min bis 48 h nach Applikation. 3 - 4 Ganzkörperaufnahmen wurden in beiden Studien nach 4 h bis maximal 96 h akquiriert. [1]

Auf Grundlage dieser Messdaten wurden für das Blut und den Ganzkörper Zeit-Aktivitäts-Kurven erstellt, um daraus zeitintegrierte Aktivitätskoeffizienten (TIAC) als Grundlage für die Berechnung der Energiedosis im Blut zu bestimmen. Für die Berechnung der Energiedosiskoeffizienten wurde die Energiedosis auf die injizierte Aktivität normiert.

Ergebnisse

Die mittlere Gesamtdosis im Blut ist bei [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA I&T (109 ± 29) mGy [1] und bei [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617 (284 ± 58) mGy, die entsprechenden Energiedosiskoeffizienten sind (18 ± 5) mGy/GBq [1] und (38 ± 8) mGy/GBq. Der Unterschied ist mit dem t-Test signifikant ($p < 0,001$).

Bei dem Vergleich der Therapiezyklen mit [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617 wurde im 1. Zyklus eine Gesamtdosis im Blut von (275 ± 54) mGy beobachtet, während der Energiedosiskoeffizient bei (37 ± 8) mGy/GBq lag. Im 3. Zyklus wurden (300 ± 52) mGy und (41 ± 7) mGy/GBq bei jeweils einer verabreichten Aktivität von ($7,4 \pm 0,1$) GBq berechnet. Es konnte kein signifikanter Unterschied mit einem gepaarten t-Test zwischen beiden Therapiezyklen mit [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617 ($p > 0,05$) festgestellt werden.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die Strahlenexposition des Blutes während der Therapie mit [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617, bei etwa doppelt so hohem Energiedosiskoeffizienten, deutlich höher als während der Behandlung mit [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA I&T ist.

Die Ergebnisse der Analyse verschiedener Therapiezyklen mit [¹⁷⁷Lu]Lu-PSMA-617 weisen darauf hin, dass die Strahlenexposition unabhängig von dem Therapiezyklus ist.

Literatur

1 Schumann et al, EJNMMI, 2019

YIF01.05 Phantom-basierte Protokolloptimierung und Vergleich von Photon-Counting CT und energieintegrierender CT in der pädiatrischen Abdomenbildgebung

N. N. Estiry^{1,2}, M. S. May^{1,2}, T. Schikorra^{1,2}, K. Tuerkan^{1,2}, M. Kopp^{1,2}, N. A. Lackner^{1,2}

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

² Universitätsklinikum Erlangen, Imaging Science Institute, Erlangen, Deutschland

Einleitung

Die Computertomographie (CT) ist diagnostisch wichtig, birgt in der Pädiatrie jedoch ein erhöhtes Risiko strahleninduzierter Effekte. Die Einführung der Photon-Counting-Computertomographie (PCCT) verspricht bessere Dosis-Effizienz sowie höhere Bildqualität, wobei optimale Protokolle und deren klinische Umsetzung in der Pädiatrie noch unklar sind. Systematische Protokollentwicklung auf Basis komplexer Phantommodelle ist essenziell [1]. Direkte Vergleiche zwischen PCCT und energieintegrierende CT (EICT) sind jedoch bislang unzureichend untersucht. Ziel dieser Arbeit ist ein strukturierter Vergleich beider Technologien mit Fokus auf die pädiatrische Abdomenbildgebung zur Etablierung eines Protokolls mit reduzierter Strahlendosis bei gleichbleibender oder verbesserter Bildqualität.

Material und Methoden

Die Untersuchung basiert auf einem kombinierten Phantomansatz aus technischen Phantomen zur Quantifizierung physikalischer Bildqualitätsparameter sowie einem 3D-gedruckten anthropomorphen pädiatrischen Abdomenphantom mit realitätsnaher Anatomie [2]. Für PCCT und EICT wurden Datensätze unter variierten Scanprotokollen akquiriert. Die Bildqualität wurde quantitativ anhand von Hounsfield-Einheiten, Bildrauschen und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis sowie qualitativ durch visuelle Bewertung analysiert. Die Dosisbewertung erfolgte anhand etablierter scannerbasierter Metriken (CTDIvol und Dosis-Längen-Produkt). Der methodische Ansatz orientiert sich an aktuellen phantom-basierten Optimierungsstrategien und umfasst zusätzlich einen direkten Vergleich zwischen PCCT und EICT sowie den Einsatz eines anatomisch realistischen Phantommodells.

Ergebnisse

Der kombinierte Phantomansatz ermöglicht eine differenzierte Analyse von Protokollparametern und zeigt systematische Unterschiede zwischen PCCT und EICT in zentralen Bildqualitätsmetriken. Insbesondere deutet sich eine verbesserte Dosis-Effizienz der PCCT mit erhöhtem Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis bei vergleichbaren Dosisniveaus an. Gleichzeitig wird deutlich, dass eine Protokolloptimierung entscheidend ist und PCCT nicht per se zu einer Dosisreduktion führt. Das anthropomorphe Phantom erlaubt zudem eine realitätsnahe Bewertung anatomischer Strukturen und unterstützt die Ableitung klinisch relevanter Protokolle.

Zusammenfassung

Die Arbeit zeigt, dass ein strukturierter, phantom-basierter Ansatz die Protokolloptimierung und den Vergleich von PCCT und EICT ermöglicht. Die Ergebnisse unterstreichen das Potenzial der PCCT für die pädiatrische Abdomenbildgebung, machen jedoch eine anwendungsabhängige Protokolloptimierung erforderlich und bilden eine Grundlage für die klinische Translation.

Referenzen

[1] Braaksma et al., 2025, Phantom-basierte PCCT-Optimierung im Kindesalter, DOI: 10.1007/s00247-025-06274-7

[2] Schikorra et al., 2025, 3D-gedrucktes pädiatrisches anthropomorphes Phantom, DOI: 10.1038/s41598-025-32391-2

YIF01.06 DeepFS4: An end-to-end deep learning based cochlear implant sound coding strategy

R. Hart¹, [X. Perez Ruiz](#)¹

¹ Medizinische Hochschule Hannover, HNO, Hannover, Deutschland

Background

Cochlear implant (CI) users typically achieve good speech understanding in quiet environments. However, intelligibility declines significantly in the presence of background noise. Conventional front-end speech enhancement techniques can mitigate this effect, yet often introduce latency, work primarily with stationary noise, and do not fully exploit the CI sound coding chain. Recently, DeepACE, an end-to-end neural network fully replacing the Advanced Combination Encoder (ACE), demonstrated that tightly integrated, learnable CI strategies can improve intelligibility without added latency. However, no such approach has yet been developed for sound coding strategies that encode temporal fine structure (FS), such as the FS4 strategy, which determines low-frequency channel pulse timings from zero-crossings in the audio signal to represent neural phase locking in the auditory nerve.

Methods

We developed DeepFS4, a temporal convolutional network designed to replicate FS4 outputs while simultaneously embedding speech enhancement. The architecture is compact, with fewer parameters than comparable models, making it feasible for real-time, low-power CI devices. Two variants were tested to assess the role of enhancing FS encoding for speech intelligibility. Objective evaluations included the signal-to-noise ratio improvement (SNRi), while the speech intelligibility was evaluated with ten CI recipients in stationary and non-stationary noise. These tests consisted of the HSM sentence test (Word Recognition Score), a MUSHRA quality rating, and a 3-AFC test to examine FS location effects.

Results

DeepFS4 achieved a mean SNRi of 8 dB across input SNRs from -5 to 10 dB for stationary and 6 dB SNRi for non-stationary noise. In listening tests, it yielded significantly higher word recognition scores and higher subjective quality ratings than both the commercial FS4 strategy and state-of-the-art front-end enhancement algorithms. The comparison between the DeepFS4 variants of the FS encoding revealed negligible differences in speech intelligibility and user detectability.

Conclusion

DeepFS4 demonstrates that integrating speech enhancement directly into the sound coding strategy via a low-latency deep learning architecture can substantially improve CI speech perception in noise. The approach introduces a pathway towards the first AI-powered, clinically viable sound coding strategy for CIs, with direct relevance for improving real-world listening outcomes.

Φ DGMP 2026



ISBN: 978-3-948023-64-5