

DGMP 50.

ABSTRACTBAND

JAHRESTAGUNG DEUTSCHE GESELLSCHAFT FÜR MEDIZINISCHE PHYSIK

18.–21. SEPTEMBER
STUTTGART 2019

www.dgmp-kongress.de

conventus
CONGRESSMANAGEMENT



© Christian Gremsl und Nils Wegner, Stuttgart
© coldwaterman | abhijith3747 | bittedankeschön | Maxim Pavlov | Thomas Hecker - stock.adobe.com
© Armin Kübelbeck Bestrahlungsmaske - creativecommons.org

50. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (DGMP) e. V.

18.–21. September 2019
Haus der Wirtschaft I Willi-Bleicher-Straße 19 I 70174 Stuttgart

Tagungsleitung

PD Dr.-Ing. habil. Christian Gromoll
Marienhospital Stuttgart
Abteilung Medizinische Physik
Stuttgart

Dipl.-Ing. (TU) Nils Wegner
Klinikum Stuttgart
Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie/MVZ
Medizinische Physik
Stuttgart

Programmkomitee

Markus Alber (Heidelberg)
Dimos Baltas (Freiburg i. Br.)
Christoph Bert (Erlangen)
Oliver Blanck (Güstrow)
Andreas Block (Dortmund)
Markus Borowski (Braunschweig)
Markus Buchgeister (Berlin)
Sven Clausen (Mannheim)
Barbara Dobler (Regensburg)
Wolfgang Enghardt (Dresden)
Martin Fiebich (Gießen)
Thorsten Frenzel (Hamburg)
Lilli Geworski (Hannover)
Matthias Hey (Kiel)
Christoph Hoeschen (Magdeburg)
Mauritius Hoevels (Köln)
Ulrich Hoppe (Erlangen)
Daniel Hummel (Stuttgart)
Oliver Jäkel (Heidelberg)
Kerstin Jungnickel (Magdeburg)
Marc Kachelrieß (Heidelberg)
Florian Kamp (München)
Ralf-Peter Kapsch (Braunschweig)
Uwe Klose (Tübingen)
Sebastian Klüter (Heidelberg)
Mark Ladd (Heidelberg)
Lutz Lüdemann (Essen)
Christos Moustakis (Münster)
Katia Parodi (München)
Thomas Philipp (Dresden)
Bernhard Renger (München)
Bernhard Sattler (Leipzig)
Kai Schubert (Heidelberg)
Georg Stamm (Göttingen)
Volker Steil (Mannheim)
Daniela Thorwarth (Tübingen)
Ulrich Weber (Gießen)
Tilo Wiezorek (Jena)
Holger Wirtz (Singen)
Ulrich Wolf (Leipzig)
Michael Wucherer (Nürnberg)
Klemens Zink (Gießen)

Editors: PD Dr.-Ing. habil. Christian Gromoll
Dipl.-Ing. (TU) Nils Wegner

ISBN-Nummer: 978-3-948023-08-9

Inhaltsverzeichnis

Session 1 – Surface Guided Radioation Therapy 11

FS 1 SGRT-basierte Vorpositionierung und Lageüberwachung 11
FS 2 Brainlab ExacTrac Dynamic – First pre-clinical validation of differences between surface guidance and X-Ray based tracking 12
FS 3 SGRT an der TomoTherapy - Erste Erfahrungen 13
FS 4 Integration eines Oberflächenscanners in der Planung und Durchführung von Leber- und Lungen-SBRT14
FS 5 Wie genau muss SGRT sein? Einführung eines Qualitätssicherungsprotokolls 16
FS 6 QA bei der SGRT - abteilungsinterne Überlegungen in Ermangelung einer normativen Regelung 17
FS 7 The Complexity of the Tumor Microenvironment: Consequences for Radiotherapy 19

Session 2 – Partikel I 20

V 1 Machbarkeitsstudie zur Entwicklung von laserbeschleunigter Protonenradiographie 20
V 2 Elemental compositions from prompt gamma spectroscopy of irradiated samples with ion beams 22
V 3 Messung von PET-Isotop-Produktionsquerschnitten für die Reichweitenverifikation bei der Protonen und Kohlenstoff-Therapie 24
V 4 Messungen der Target-Fragmentierung in der Partikeltherapie – das FOOT (FragmentatiOn Of Target) Experiment 26

Session 3 – Funktionelle und molekulare Bildgebung / Hybridsysteme 27

V 5 MPI trifft CT – erste simultane Bilder aus zwei Welten 27
V 6 Prediction of dynamic FMISO-PET voxel information by multi-parametric MRI features 29
V 7 Lösung einer Differentialgleichung reeller Ordnung zur Modellierung der heterogenen Pharmakokinetik eines intravasalen Kontrastmittels zur Perfusionsquantifizierung mit dynamischer kontrastmittelverstärkter Magnetresonanztomographie 30
V 8 Quantitative study of [^{11}C]PBB3-PET images – comparison of PET-template-based and MRI-template-based image analysis 32
V 9 Implementierung von CT-basierten Schwächungskarten am PET/MRT für die Bestrahlungsplanung von Prostatakrebspatienten 33
V 10 Nukleare in-vivo Bildgebung von Zebrafischen 35
V 11 Eine webbasierte Plattform zur Sammlung, Aufarbeitung und Präsentation von Hybridbildgebungsartefakten 37

Audiologie und Bildgebung – CT 38

V 12 Instrument flight to the inner Ear – computerbasierte Planung und robotische Ausführung von Cochleaimplantationen 38
V 13 Vergleich intraoperativer ECAP-Messungen bei CI mit präoperativen CT/MRT-Befunden 39
V 14 Skaläre Lokalisation von Cochlear Implant Elektroden und Sprachaudiometrie 40

Session 4 – Bestrahlungsplanung und Dosisberechnung in der Strahlentherapie 41

V 15 Validierung eines Monte-Carlo-Algorithmus für die sekundäre Dosisnachberechnung von Bestrahlungsplänen 41
V 16 Hybrid direct aperture optimization für VMAT Bestrahlungsplanung 43
V 17 Partikelschwarmoptimierung zur automatischen Bestrahlungsplanung 44
V 18 Ganzhirnbestrahlung beim cerebral metastasierenden Bronchialkarzinom – Metastasenlokalisation und Risiko der Unterdosierung bei hippokampusschonender Radiatio 46

Session 5 – Partikel II 47

V 19 Determination of the photon interaction position in a monolithic scintillator via a Convolutional Neural Network based algorith 47
V 20 Entwicklung und Herstellung mikrostrukturierter Gasdetektoren für ein präklinisches Protonenbestrahlungssystem 49

V 21 Monte Carlo simulated ionization chamber responses to monoenergetic proton beams 51
V 22 Monte-Carlo-Studie zur Protonenradiographie für die Positionsverifikation für Kleintierbestrahlungen an einem klinischen Protonen-Therapiezentrum 52
V 23 Untersuchung des ionoakustischen Effektes in heterogenen Medien zur Minimierung der Reichweitenunsicherheit in der Partikeltherapie 53
V 24 Probabilistische Bestrahlungsplanung für die Kohlenstoff Therapie 54

Session 6 – Brachytherapie / IORT 55

V 25 Design und Dosimetrie von individuell gefertigten Abschirmungen für Ruthenium-Augenapplikatoren 55
V 26 Untersuchung von verschiedenen Mikrokollimatoren für den Einsatz in der Brachytherapie 56
V 27 Monte-Carlo-basierte und experimentelle Bestimmung der Anisotropiefunktion einer 192Ir-Quelle in der HDR-Brachytherapie mit dem microDiamond-Detektor 57
V 28 Einführung eines optischen Trackingsystems zur Qualitätssicherung in der interstitiellen Multikatheter-Brachytherapie 59

Audiologie und Bildgebung – MRT ..... Fehler! Textmarke nicht definiert.

V 29 MRT Kompatibilität bei Hörimplantaten 60
V 30 Herausforderung MRT bei Hörimplantatversorgung mit Magnet 61
V 31 MRT und Hörimplantate – von der Kontraindikation zum diagnostischen Werkzeug 62

Session 7 – Dosimetrie in der Strahlentherapie 63

V 32 Der Einfluss des strahleninduzierten Ladungsungleichgewichts in Detektorkomponenten auf das Ansprechvermögen des microDiamond Detektors 63
V 33 Kleinfeldkorrektionsfaktoren des neuen microSilicon Detektors – Vergleich zwischen Experiment und Simulation sowie eine Analyse der vorhandenen Störeinflüsse 64
V 34 Volumenkorrektur für Ionisationskammern mittels des Sekundärelektronengleichgewichtes 65
V 35 Absolute dosimetry at a 0.35T MR-Linac with a combined polymer gel (PG)-TLD system 67
V 36 Detektion von Cherenkov-Licht von hochenergetischen Compton-gestreuten Elektronen für medizinische Anwendungen 68

Session 8 – Partikel III 70

V 37 Experimental feasibility of motion-synchronized ion beam delivery 70
V 38 Quantifizierung der Abhängigkeiten der Bragg-Peak Verbreiterung durch Strahlmodulation im Lungengewebe für die Protonentherapie 71
V 39 First-in-man validation of CT-based stopping-power prediction using prompt-gamma-based range verification 73
V 40 Experimentelle Validierung CT-basierter Vorhersage von Protonenreichweiten in inhomogenen Tiergewebeproben mittels hochauflösender Geldosimetrie 75
V 41 Einfluss von Protonen-Reichweiteunsicherheiten auf LET-Verteilungen am Beispiel von Hirntumor-Patienten 77
V 42 Protonentherapie von Lungentumoren – Logfile-basierte Dosisrekonstruktion zur klinischen Implementierung des Pencil-Beam-Scanning-Verfahrens 79

Session 9 – Untersuchung des Tumormikromilieus für eine biologische Bestrahlungsplanung – eine Betrachtung von verschiedenen Seiten 81

FS 8 Multi-parametric functional imaging for personalized RT adaptations 81

Session 10 – Dosimetrie und Dosisoptimierung in der Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin 82

V 43 Targeted Alpha-particle Therapy (TAT) with 212Pb – development of a mathematical model for treatment planning 82
V 44 Optimale Messschemata für die renale Dosimetrie mittels hybridem planar-SPECT/CT-Verfahren bei der ^{177}Lu-PSMA-Therapie 83
V 45 Bewertung des Einsatzes von Dosismanagementsystemen zur Optimierung von Röntgenanwendungen 84

V 46 Analyse von computertomographischen Radiation Dose Structured Reports und Dokumentationsvollständigkeit 85

Audiologie und Bildgebung – Elektrophysiologie I ..... Fehler! Textmarke nicht definiert.

V 47 Inzidenz für ein Umschlagen der Elektrodenspitze (Tip Foldover) bei Cochlea Implantation 86
V 48 Lage und Insertionstiefe von Cochlea-Implantat-Elektroden 87
V 49 Entwicklung und Evaluierung eines intraoperativen Screenings auf Tip Fold-over des CI-Elektrodenträgers mittels Spread Of Excitation Messungen 88

Audiologie und Bildgebung – Elektrophysiologie II ..... Fehler! Textmarke nicht definiert.

V 50 Skalendislokation mit perimodiolaren Elektrodenträgern und deren Einfluss auf das Sprachverstehen . 89
V 51 Elektrophysiologische Kenndaten und Lageparameter zur Qualitätskontrolle bei der CI-Versorgung 90
V 52 Klinik und Diagnostik der auditorischen Synaptopathie/Neuropathie 91
V 53 PromCERA: Präoperative ECERA – erweiterter objektiver PromTest zur Integritätsprüfung des Hörnervs bei CI-Kandidaten 92

Session 11 – Qualitätssicherung in der Strahlentherapie 93

V 54 Verifikation eines Algorithmus zur Dosiskalibrierung mit einem portablen Flächendetektor (EPID) 93
V 55 Kommissionierung und erste Erfahrungen mit Portal-Dosimetrie an zwei dosimetrisch angeglichenen Beschleunigern 94
V 56 Herausforderungen und Fallstricke bei der Verwendung eines Monte-Carlo basierten Software zur Bestrahlungsplanverifikation in der klinischen Routine 95

Session 13 – MR-Bildgebung / Spektroskopie 96

V 57 Eine umfassende Toolbox zur relaxationsbasierten Bestimmung von Gefäßeigenschaften 96
V 58 Nuclear-Overhauser-Effekt (NOE) CEST MRT ermöglicht frühe Beurteilung des Therapieansprechens bei Gliompatienten 98
V 59 Impacts of tissue fixation and tissue fixation duration on ex-vivo diffusion MRI of the porcine heart at 7T 100
V 60 Korrekturen zur Bestimmung der Natriumkonzentration des Myokards mittels ^{23}Na MRT bei 7 Tesla. 102

Session 14 – Strahlenschutzrecht / Strahlenschutz in der Radiologie und Nuklearmedizin 105

V 61 Vorkommnisse in Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin – eine Multi-Center-Studie 105
V 62 Eine signifikante Reduktion der Strahlenexposition des medizinischen Personals im Rahmen der Radiojodtherapie durch ein alternatives, einfaches, zuverlässiges und genaues Verfahren zur Messung der prätherapeutischen Aktivität der Jod-131-Kapseln 106
V 63 Dosimetrie der Augenlinse 107
V 64 Einfluss der Trageposition von Ganzkörperdosimetern auf die Abschätzung der Körperdosis 108

Session 16 – Adaptive und bildgeführte Strahlentherapie 109

V 71 Robotergestützte Langzeit-Bildgebung mit 4D Ultraschall 109
V 72 Vergleich der Patientenpositionierungsgenauigkeit eines Oberflächenbildgebungssystems mit dem Cone-Beam-CT als Goldstandard 110
V 73 Optimierung der ROI für oberflächengestützte Strahlentherapie 112
V 74 Intensitätskorrektur von Cone-Beam CTs zur Ermöglichung akkurater Dosisberechnung mit Hilfe tiefer neuronaler Netzwerke 113
V 75 2D und 3D tiefes neuronales Netzwerk zur pseudoCT Erstellung aus MRT Bildern von Kopfpatienten – Dosimetrische Auswertung für Photonen- und Protonenbestrahlungspläne 115
V 76 Validierung adaptiver Bestrahlungsprozeduren für die MR-geführte Strahlentherapie mittels eines neuartigen deformierbaren Phantoms 117
V 77 Proton beam detection via the generated magnetic field – a simulation study towards a novel measurement concept 118

Session 17 – Young Investigator Forum 120

V 65 Einfluss von Bewegungskorrekturverfahren auf Ganzkörper-PET/CT-Rekonstruktionen 120
V 66 Optimierung und Performance Evaluierung eines Protonen Computertomographie Systems für präklinische Bildgebung 122
V 67 GATE/Geant4 Simulationsmodell und dessen Validierung eines 226 MeV klinischen Prototypen zur Protonentherapie 124
V 68 Auswertung des Einflusses suszeptibilitätsinduzierter Magnetfeldinhomogenitäten auf die Genauigkeit der Konturierung intracranialer Risikostrukturen 125
V 69 Einsatz eines elektromagnetischen Trackingsystems in der interstitiellen multi-katheter HDR-Brachytherapie des Mammakarzinoms 126
V 70 Detektorabtastung und Dosisreduktion in der Photonenzählenden Computertomographie – Eine Phantom- und Ex-Vivo Studie 127

Session 18 – Monte Carlo – vom Forschungsinstrument zum täglichen Handwerkszeug der QA 129

FS 13 Qualitätssicherung von Beschleuniger-Basisdaten durch Monte Carl 129
FS 14 Sekundäre Dosisberechnung als QA in der Stereotaxie 130

Session 19 – Biologische Modellierung für die Therapieplanung 131

V 78 Prädiktive Bestrahlungsplanung mit SIP (Simultan Integrierte Protektion) auf Basis von TCP und NTCP.... 131
V 79 Stratification of small animal head-and-neck cancer models according to radiation sensitivity based on multiparametric imaging 132
V 80 Einfluss von Affinitätsparametern und injizierter Menge an PSMA-spezifischen Peptiden auf die Pharmakokinetik und die Energiedosis – eine Simulationsstudie 133
V 81 Anwendungen der Differentialoperatoren nichtganzzahliger Ordnung in der medizinischen Physik 134

Session 20 – Bildverarbeitung /Algorithmen 135

V 82 DEXA-äquivalente Knochendichtemessung aus Dual-Layer-Spectral-CT-Übersichtsbildern 135
V 83 Automatisiertes Framework zur Darstellung intrakranieller Gefäßstrukturen 137

Session 21 – Advances in IO(E)ERT 139

FS 17 Neue Entwicklungen und Fortschritte in der IORT 139
FS 18 IOBRT Bestrahlungen mit ^{192}Ir HDR und Flap 140
FS 19 IO(E)RT: Moderne Bildgebung und Bestrahlungsplanung im OP Saal: Vision, Illusion oder Realität?... 142

Session 22 – Medizinische Physik in den Entwicklungsländern 143

FS 20 AFOMP Initiatives and Efforts in Harmonizing and Improving Medical Physics Education in South Asia.... 143
FS 22 Collaboration between regional oncologists and medical physicists can play a vital role in improving the quality of radiotherapy services in the south Asia region. 144
FS 23 Status of Medical Physics Profession in Pakistan and Need of Regional Professional Cooperation 146
FS 24 Medical Physics in Sri Lanka: Current Status and Perspective through Regional Cooperation in South Asia 147
FS 25 Südasien Zentrum für Medizinische Physik und Krebsforschung (SCMPCR): Ein Regionales Kompetenzzentrum für die Krebsbekämpfung in Südasien 148

Session 23 – Chancen und Limitierungen molekularer Bildgebung mit ionisierender Strahlung 149

FS 27 Molekulare Röntgen Fluoreszenz Bildgebung als schonendes Verfahren für pharmakokinetische Studien am Beispiel von funktionalisierten Gold Nano Partikeln an Läsionen im Mäuserückenmark 149

Session 24 – Highlights in der Brachytherapie 150

FS 31 Pre-treatement patient specific QA for brachytherapy using a commercial ionisation chamber array 150
FS 32 Elektromagnetisches Tracking 152

FS 33 Brachytherapie QA/Dosimetrie/Empfehlungen 153

Session 26 – Big Data, Digitalisierung, KI 154

V 84 Probanden-Dosis bei der Radontherapie 154
V 85 MPI-geführtes Stenting 155
V 86 Erste Erfahrungen mit einem neuartigen Onkologie-Informationssystem 157

Session 27 – Update in der Entwicklung und Einsatz von Messphantomen in der Radioonkologie 158

FS 39 Development of an anthropomorphic multimodal pelvis phantom for the integration of PET/MRI imaging into radiation treatment planning of prostate cancer patients 158

Session 28 – Stereotaxie und Radiochirurgie 160

V 87 Dosishomogenität in der stereotaktischen Radiochirurgie – physikalische Aspekte 160
V 88 Dosisgradientenmaße zur mehrdimensionalen Beschreibung anisotroper Dosisgradientenverteilungen am Zielvolumenrand 162
V 89 Evaluierung und klinischer Einsatz einer neuen Softwarelösung zur Monte-Carlo basierten Planverifikation für die Cyberknife Radiochirurgie (SciMoCa) 163
V 90 Radiologische Bestimmung des Orientierungswinkels von segmentierten Elektroden für die direktionale Tiefe Hirnstimulation – Algorithmen und klinische Validierung 164

Session 29 – MR-Linac 165

V 91 Experimentelle Bestimmung von $k_{B,M,Q}$ bis zu einer magnet. Flussdichte von 1.5 T 165
V 92 EPR-Imaging and Monte Carlo Simulation of dose distributions around millimeter-size air cavities in the presence of external magnetic fields 167
V 93 Implementierung einer EGSnrc-basierten kompletten Strahlerkopfsimulation des 1.5 T MR-Linac 168
V 94 Qualitätssicherung der MR-Bildgebung eines MR-Linacs 169
V 95 Evaluierung der Tracking Genauigkeit eines Niedrigfeld MR-Linacs mittels eines 4D MRT Bewegungsphantoms 170

Postersession 1 – Dosimetrie in der Strahlentherapie I 172

P 1 Vergleich von PENH, FLUKA und Geant4/TOPAS für Strahlungstransportrechnungen in klinischen Protonenfeldern 172
P 2 Determination of the effective collection volumes of ionization chambers using the PTB proton microbeam 174
P 3 Einfluss von Ersatzmaterialien des Kammerstiels bei Monte-Carlo-Simulationen auf das Ansprechvermögen von Ionisationskammern in hochenergetischen Photonenfeldern 175
P 4 Einfluss des Polaritätseffekts auf Messungen von Tiefendosiskurven und Profilen mit kleinvolumigen Ionisationskammern 177
P 5 Comparison of dose stability between the Siemens Artiste and Varian TrueBeam Linac 178
P 6 Radiation therapy of patients with pacemaker or implantable cardioverter defibrillator 180

Postersession 2 – Bestrahlungsplanung und Dosisberechnung in der Strahlentherapie I 182

P 7 Untersuchung der erzielbaren Dosisreduktion in Risikoorganen bei Bestrahlung von PatientInnen mit linksseitigem Brustkrebs mittels tiefer Inspiration 182
P 8 Linksseitige Brustbestrahlung inklusive lokoregionärer Lymphknotenregionen in tiefer Inspiration – auf dem Weg zu robusteren 3D-konformalen Plänen 183
P 9 Pinnacle³ Auto-Planning bei der Bestrahlungsplanung des linksseitigen Mammakarzinoms inklusive der A. mammaria interna Lymphknoten 185
P 10 Einfluss von Optimierungsparametern auf die dosimetrische Planqualität 186
P 11 Einfluss im Bestrahlungsplanungssystem veränderter Outputfaktoren auf die Dosisverteilung bei der inversen Bestrahlungsplanung 188

Postersession 3 – Adaptive und bildgeführte Strahlentherapie 190

P 12 Abhängigkeit der elastischen Volumenregistrierung von der Scanenergie 190
P 13 Analyse der zusätzlichen Arbeitsschritte und deren personellen/zeitlichen Mehraufwand bei verschiedenen Planadaptionsszenarien bei Prostata-Ca Bestrahlungen 192
P 14 Entwicklung einer robotergestützten und ultraschallbasierten Lokalisationskontrolle für die Strahlentherapie 193
P 15 A novel method for dose accumulation in the rectal wall of prostate cancer patient 194
P 16 Dosimetrischer Einfluss residualer intrafraktioneller Organbewegung bei stereotaktischer Bestrahlung der Leber in Atemanhalt 196
P 17 Voruntersuchungen einer maskenlosen Ganzhirnbestrahlung durch Oberflächenbildgebung 198
P 18 Surface guided radiation therapy on example of left breast treatment in deep inspiration based on AlignRT System 199

Postersession 4 – Brachytherapie/ IORT 201

P 19 Untersuchung der Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens verschiedener Detektoren für Dosismessungen in der HDR-Brachytherapie 201
P 20 Monte-Carlo-Simulationen zur Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens verschiedener Detektoren an einem ^{192}Ir-Brachytherapiestrahler 203
P 21 Thin-Plate Spline basierte Registrierung von CT Aufnahmen für die adaptive Planung in der interstitiellen multi-katheter HDR Brachytherapie 204
P 22 HIPO inverse optimization with interstitial ring tandem applicator treatment plans – a retrospective comparison of different strategies 205
P 23 Treatment planning system for robotic LDR-Brachytherapy 207
P 24 Filmdosimetrische Planverifikation für die interstitielle HDR-Brachytherapie in einem Phantom-Prototyp 208
P 25 Dosimetrische Verifikation ophthalmologischer Betastrahler mittels dünnschichtiger MCP-Thermolumineszenzdetektoren 209
P 26 Commissioning of the Venezia Cervix Hybrid Applicator 211

Postersession 5 – Biologische Modellierung/ Funktionelle Bildgebung 213

P 27 Projekt GlioMath – Anisotrope Ausbreitung von Gliom-Zellen 213
P 28 Fitting a tumour control probability model to recurrence data based on MRI-delineated GTVs of radiotherapy prostate cancer patients 215
P 29 Statistical analysis of TEMPOL kinetics by DCE-MRI in ex-vivo porcine vascular wall 216
P 30 MPS-MOUSE – Mobiles Messinstrument für die Detektion erkrankter Wächterlymphknoten 218

Postersession 6 – Qualitätssicherung in der Strahlentherapie/ Stereotaxie und Radiochirurgie 220

P 31 COMPASS-NRW – Gamma-Kriterium vs. DVH-Analyse in der Patienten-QA 220
P 32 Maschinenspezifische Qualitätssicherung für die Inbetriebnahme eines elektromagnetisch getrackten Lokalisierungssystems am Linearbeschleuniger 222
P 33 Inbetriebnahmeprüfung eines Bestrahlungsplanungssystems anhand E DIN 6873 Teil 1 223
P 34 Evaluierung eines Beam-Modells für die Stereotaxie mit einem 2D-Halbleiterarray 224
P 35 Dosimetrischer und strahlenbiologischer Vergleich von CyberKnife und Trubeam-STx Prostata-SBRT-Bestrahlungspläne 226
P 36 Untersuchung der Reproduzierbarkeit des Lungenvolumens bei DIBH-Bestrahlung der linken Brust mit Atemkommandos 227

Postersession 7 – Partikel I 228

P 37 Eine Machbarkeitsstudie zur Bestrahlung von Zebrafischembryonen mit Laser-beschleunigten Protonen 228
P 38 Optimierung einer neuartigen Strahlführung für Kleintierbestrahlungen an einem klinischen Protonen-Therapiezentrum 229
P 39 Experimentelle Untersuchung der Strahlqualität für MR integrierten Protonentherapie 231
P 40 Modellbasierter Vergleich der Risikoorganschonung zwischen VMAT- und robust optimierten IMPT-Plänen 233
P 41 Single-event particle imaging without a front tracker 235
P 42 Bestimmung der Wasserenergiedosis im SOBP eines Kohlenstoffstrahls – Optimierung des Bestrahlungsfeldes 236
P 43 Experimentelle Untersuchung der Protonenreichweite in Wasser mittels MR-Bildgebung 238
P 44 Stochastic behavior of the Origin-Ensemble Algorithm – effect on range verification in proton therapy using Compton-Cameras 240

Postersession 8 – Partikel II 242

P 45 Experimentelle Bestimmung von Aktivierungswirkungsquerschnitten von Titan im Hinblick auf Dosis- und Reichweitenverifikation 242
P 46 Investigation of prompt gamma spectroscopy for range control in synchrotron based facilities – preliminary results from ^{1}p, ^{4}He, ^{12}C, ^{16}O beams 244
P 47 Monte-Carlo-Simulationen und Dosismessungen eines patientenindividuellen 3D-Reichweitenmodulators für die Protonentherapie 246
P 48 Monte Carlo characterization of prompt gamma detection with HPGe 248
P 49 Modellierung eines 3D-druckbaren flexiblen Lungenphantoms mit realistischen Modulationseigenschaften für die Partikeltherapie 249
P 50 Exploration of proton bunch monitoring for in vivo range verification in proton therapy 251
P 51 Random voxel subsampling enables large scale robust optimization in heavy ion therapy 252

Postersession 1 – Dosimetrie in der Strahlentherapie II 254

P 52 Vergleichen von berechneten Dosis-Volumen-Histogrammen in einem Planverifikationssystem gegen Berechnungen in einem Bestrahlungsplanungssystem 254
P 53 Bestimmung der Strahlenqualität am Linearbeschleuniger mit einer Pb-Aufbaukappe 255
P 54 Messung zur Abschätzung der fetalen Dosis bei Bestrahlung der Hirnmetastase einer schwangeren Patientin 257

P 55 Comparison of small field output correction factors of high resolution diode-based detectors in small field conditions ... 258
P 56 Dosimetrische Charakterisierung von zwei neuartigen luftgefüllten Ionisationskammern für die Kommissionierung von Linearbeschleuniger ... 259
P 57 Implementierung eines dynamischen Lungenphantoms für die Untersuchung des Interplay-Effekts bei stereotaktischen Bestrahlungen ... 260

Postersession 2 – Bestrahlungsplanung und Dosisberechnung in der Strahlentherapie II ... 262

P 58 Varianzbasierte Sensitivitätsanalyse von Monte-Carlo Dosisberechnungseinstellungen und Patientenpositionierung in der intensitätsmodulierten Strahlentherapie ... 262
P 59 Monte-Carlo-Simulation zur Untersuchung des Einflusses von Zahnersatzmaterialien auf Dosisverteilungen bei Photonenbestrahlungen im Kopf-Hals-Bereich ... 264
P 60 Planning hybrid intensity modulation radiation technique for the irradiation of whole breast with/without integrated boost ... 265
P 61 Integration der Dichtewerte eines Patiententisches in ein Bestrahlungsplanungssystem ... 266
P 62 Einfluss des Dosisberechnungsalgorithmus' und des Planungssystems auf die Qualität von Verifikationsplänen mit fluenzmodulierter Technik beim Prostatakarzinom ... 268

Postersession 3 – Digitalisierung/ Freie Themen/ Strahlenschutz ... 269

P 63 Digitale Prozesslandschaft in der Strahlentherapie 4.0 ... 269
P 64 iMPI – Dedizierter Magnetic Particle Imaging Scanner für kardiovaskuläre Intervention ... 270
P 65 Dosisprofilmessungen mit einem flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammer-Array an einem ultra-hoch energetischen Bleiionen Strahl ... 272
P 66 Entwicklung von Gewebe-Surrogaten für ein anthropomorphes multi-modales Beckenphantom für PET/MRT- und CT-basierte RT-Planung ... 273
P 67 Softwarebasierte Optimierung eines Maus-Hyperthermie-Aufbaus ... 276
P 68 Konzept zur Bewertung der Dosiseffizienz klinischer CT-Systeme ... 278
P 69 Messungen der Linsendosis in mehreren Abteilungen mit $H_p(3)$ OSL- und TLD-Dosimetern ... 280
P 70 Zur Strahlenexposition eines Patienten bei Ganzbeinaufnahmen ... 282

Postersession 4 – Röntgenbildgebung ... 285

P 71 Messunsicherheiten und Fertigungstoleranzen in der Prozesskette zur Herstellung patientenindividuell gefertigter dentaler Bohrschablonen für den intraoperativen Einsatz ... 285
P 72 Realistisches 3D-Modell des Handgelenkes für die Qualitätssicherung und Ausbildung in der Projektionsradiographie ... 286
P 73 Praktische Anwendung realistischer anthropomorpher Prüfkörper für die Fortbildung medizinischen Fachpersonals in der Mammographie ... 289
P 74 Metrologisch rückführbare Analyse von geometrischen Messunsicherheiten in Bilddaten klinischer (CB)CT- und DVT-Systeme ... 292
P 75 Einfluss des FOV auf Bildqualität und Strahlenexposition bei CBCTs des pädiatrischen Schädels ... 293
P 76 Determine MTF as an objective image quality metric for spatial resolution in patient images on relevant structures in chest CT ... 295
P 77 Optimierte Intensitätsmodulation für einen dynamischen Formfilter in CTs ... 297
P 78 Task based image quality analysis as a tool for image quality comparison of various CT approaches (new imaging geometies) ... 299

Postersession 5 – MR-Bildgebung und MR-Spektroskopie ... 300

P 79 FullHD CEST Bildgebung des Gehirns bei 7T ... 300
P 80 Kontinuierliche MR-basierte Bewegungsdetektion und -korrektur für die hybride PET/MRT ... 302
P 81 Computational Fluid Dynamics (CFD)-Analyse von systematischen Fehlern bei quantitativen MRT-Messungen des myokardialen Blutflusses (MBF) in den myokardialen Segmenten ... 303
P 82 4D-Flussbildgebung mit UNFOLD im reduzierten FOV – Analyse im Flussphantom und in-vivo bei 7T . 305

P 83 Reduzierung von lokalen B_0-Inhomogenitäten in der kardialen MRT bei 7 T durch Shimming der dritten Ordnung 307
P 84 Teststruktur zur quantitativen Bestimmung der Ortsauflösung für die schichtselektive 2D-Magnetresonanz-Mikroskopie mit Hilfe von Synchrotronstrahlung gestützter Röntgenlithographie (XRL) 309

Postersession 6 – MR-Linac 311

P 85 Schnelle online Monte-Carlo-Planverifikation für MR-Linac-Bestrahlungspläne 311
P 86 Implementierung der Verifikation von klinischen IMRT-Plänen am 1,5 T MR-Linac 313
P 87 Entwicklung einer Positionierhilfe für die Bestrahlung von Weichgewebssarkomen des Unterarms in einem ersten klinischen Prototyp der MR-integrierten Protonentherapie 315

Postersession 7 – Partikel III 317

P 88 Bildrekonstruktion von Compton-Kamera Daten unter Verwendung eines Hodoskops für die Reichweitenverifikation in der Partikeltherapie 317
P 89 Vergleich von monolithischen Compton-Kamera Absorber-Szintillatoren mit PMT- und SiPM-Auslese 319
P 90 Untersuchung der Sensitivität der PET-Verifikationsmethode auf Variation der HU-Konversionstabellen in der Protonentherapie 321
P 91 A frequency analysis of scanned intensity modulated proton therapy treatment plans 323
P 92 Vergleich von Monte-Carlo simulierten Fluenzansprechfunktionen einzelner Kammern verschiedener 2D-Detektorarrays 324
P 93 Experimental investigation of motion monitoring with a mixed helium/carbon therapy beam 325
P 94 Dosiseinsparung durch fluenzmodulierte Protonen-Computertomographie mit Anwendung zur Bestrahlungsplanung und Dosisverifikation in der Protonentherapie 326

Postersession 8 – Dosimetrie Röntgen/ Dosisoptimierung Radiologie/ Bildverarbeitung 328

P 95 Three-dimensional dose measurement methods for computed tomography 328
P 96 Entwicklung eines kostengünstigen Messphantoms zur Untersuchung von Optimierungsmöglichkeiten in der Computertomographie – erste Ergebnisse 330
P 97 Näherung des SSDE für den CTDIvol: Ist es besser, den BMI des Patienten zu verwenden oder den geschätzten Körperdurchmesser? 332
P 98 Modifikation der Expositionsparameter an einem Neugeborenen-Thoraxphantom 334
P 99 Analyse des Einflusses größerer Bildmatrizen und iterativer Rekonstruktionsalgorithmen auf Dosis und Bildqualität im CT 336
P 100 Vergleich der Dosiswerte an einem Polytrauma-Ganzkörper-CT mit den alten und neuen diagnostischen Referenzwerten 337
P 101 Analyse unterschiedlicher Nuklidverteilung prätherapeutischer Schilddrüsenszintigraphien mit I-131 und Tc-99m im Vergleich zu intratherapeutischen I-131-Szintigraphien im Rahmen einer Radiojodtherapie bei gutartigen Schilddrüsenfunktionsstörungen mittels parametrischer Auswertung und 3D-Darstellung 338

Session 1 I Surface Guided Radioation Therapy

Chairs: Thomas Rothe (Freiburg i. Br.), Philipp Freislederer (München)

FS 1 SGRT-basierte Vorpositionierung und Lageüberwachung

C. Bert[1]
[1]UK Erlangen, Erlangen, Deutschland

Surface guided radiation therapy (SGRT) kann als Ersatz für die Laser-basierte Vorpositionierung dienen, um den Patienten vor der Röntgen-basierten Bildgebung möglichst gut auszurichten. Während der Therapie bietet SGRT die Möglichkeit die Pose des Patienten dauerhaft zu überwachen. Der Vortrag geht auf aktuelle Entwicklungen für diesen Anwendungszweck ein. Neben Daten aus der Literatur werden eigene Untersuchungen zum Vergleich der SGRT basierten Lagekorrekturen gegenüber CBCT als Goldstandard gezeigt und auf die Definition der Region of Interest eingegangen, die der Berechnung der Korrekturparameter zugrunde liegt. Die Überwachung der Therapie mittels SGRT kann prinzipiell dazu führen, dass auch Bestrahlungen im Kopf bis hin zu Stereotaktischen Therapien ohne oder mit offenen Maskensystemen erfolgen. Die Einführung einer solchen Technik erfordert eine dosimetrische Bewertung der potentiellen Restbewegung des Patienten.

FS 2 Brainlab ExacTrac Dynamic – First pre-clinical validation of differences between surface guidance and X-Ray based tracking

P. Freislederer[1], V. da Silva Mendes[1], K. Straub[1], C. Belka[1], M. Reiner[1]
[1]Klinikum der Universität München, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland

Introduction
The novel ExacTrac Dynamic system (Brainlab AG, Germany) aims to provide real-time surface guidance using optically visible light in combination with novel thermal imaging and in-room real-time X-Ray tracking. The potential applications concerning surface guided radiation therapy (SGRT) are evaluated in a pre-clinical setting considering the differences between surface guidance and X-Ray internal anatomy verification.

Methods
The set-up accuracy using surface (D_{SURF}) and X-Ray based positioning ($D_{X\text{-}RAY}$) was evaluated by calculating the difference ($\Delta D_{POSITION} = D_{X\text{-}RAY} - D_{SURF}$) between the proposed position for both modalities of a modified phantom with a distinct heat signature (designed by Brainlab AG, Germany) for 10 different arbitrary translations (and/or rotations) for a couch angle of 0° in a (simulated) clinical environment at the Brainlab Headquarters in Munich, Germany. Measurements were performed for a treatment plan isocenter in the abdominal region of the phantom. In addition, the same test was performed for two different couch angles (45° and 315°, respectively) for 6 different arbitrary translations each to simulate either isocentric inaccuracies or intrafractional patient movements during couch rotation.

Results
$\Delta D_{POSITION}$ at couch angle 0° was found to be 0.3±0.1 mm in the lateral direction, -0.7±0.1 mm longitudinal, and 0.6±0.1 mm vertical in mean (± standard deviation). For both couch rotations, $\Delta D_{POSITION}$ was determined at -0.1±0.3 mm (lateral), -0.2±0.3 mm (longitudinal), and -0.1±0.2 mm (vertical). The deviation in terms of rotation was calculated less than 0.2° for pitch, rotation, and yaw, independently of the couch angle.

Conclusion
No deviations larger 1mm were found between surface guidance and X-Ray imaging. For the couch rotations, the registration algorithm uses only a region on the phantom with a distinct temperature gradient (in contrast to using the entire phantom surface for couch angle 0°). This leads to the assumption that thermal imaging will increase the positioning accuracy with the X-Ray guided workflow.

FS 3 SGRT an der TomoTherapy - Erste Erfahrungen

J. Lübke[1], T. Rothe[1], A. Cascajo Castresana[1], J. Reinalter[1], A. L. Grosu[1], D. Baltas[1]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg, Deutschland

Einleitung
Vorgestellt werden die ersten Erfahrungen mit einem Oberflächenscansystem an der TomoTherapy.

Material & Methoden
Die Installation des Oberflächenscansystems erfolgte auf einem Schienensystem. Dies ermöglicht bei Wartungs- und Reparaturarbeiten an der TomoTherapy eine seitliche Verschiebung der Kamera, sowie die hochpräzise Re-Positionierung. Das Isozentrum der Oberflächenkamera kann durch den in der Software integrierten Test kontrolliert und ggf. korrigiert werden.
Für die Berücksichtigung des CouchSag an der TomoTherapy wurden folgende Untergruppen definiert: Kopf-Hals-Bereich, Thorax, Abdomen und Becken. Die PatientInnen jeder Untergruppe wurden alternierend unter Berücksichtigung des Lasersystems und des Oberflächenscansystems gelagert. Die Bestimmung der Abweichung zum Planungs-CT erfolgte durch die Fusion mit dem aktuellen MVCT für die jeweilige Lagerungsmethode. Die Analyse umfasst eine getrennte Betrachtung der Translation in sagittaler, transversaler und coronaler Verschiebung, sowie dem „Roll“. Hierbei wurde die Inter-Operator-Variabilität, sowie etwaige Bewegungen der PatientInnen nach der Lagerung nicht berücksichtigt.

Ergebnisse
Das Isozentrum des Oberflächenscansystems ist auch nach der mechanischen Verschiebung und Re-Positionierung der Kamera äußerst stabil. Die Unterteilung in Therapieregionen ist auf Grund des CouchSags notwendig. Insbesondere für longitudinal ausgedehnte Zielvolumen zeigt die Lagerung mit dem Oberflächenscansystem eine geringere Abweichung zum Planungs-CT als bei der herkömmlichen Lagerung auf Markierungspunkte. Ein Verzicht bzw. eine Verkleinerung des Scanbereichs des täglichen MVCTs muss zukünftig evaluiert werden. Die intrafraktionelle Überwachung der PatientInnen konnte aufgrund der abweichenden Lichtverhältnisse im virtuellen und im Maschinen-Isozentrum der TomoTherapy aktuell noch nicht untersucht werden.

Zusammenfassung
Das Oberflächenscansystem wurde an der TomoTherapy als Lagerungshilfe erfolgreich in die Routine integriert. Das Ausrichten der PatientInnen ist durch die Darstellung und Berücksichtigung der Patientenoberfläche einfacher und präziser im Vergleich zur herkömmlichen Lagerung.

FS 4 Integration eines Oberflächenscanners in der Planung und Durchführung von Leber- und Lungen-SBRT

R. Hepp[1], L. Schwengels[1,2], R. Galalae[1,3]
[1]Evangelische Kliniken Gelsenkirchen, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Gelsenkirchen, Deutschland
[2]Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät, Düsseldorf, Deutschland
[3]Christian-Albrechts-Universität zu Kiel, Medizinische Fakultät, Kiel, Deutschland

Einleitung
Es wurde ein Oberflächenscanner in den klinischen Alltag bei der Planung, täglichen Positionierung und Überwachung von Leber- und Lungen-SBRT integriert. Die tägliche Einstellung der Patienten für eine Leber- oder Lungen-SBRT erfolgte mittels Oberflächenscanner und CBCT.

Material & Methoden
Es wird ein Primärpunkt, eine Basislinie, Atemkurve und ein Gating-Window (3mm um Basislinie) mittels laserbasiertem Oberflächenscanner (Sentinel, C-Rad) am CT definiert. Im Behandlungsraum befindet sich ein optisches 3-Kamerasystem (Catalyst, C-Rad), das einen Echtzeitvergleich mit einem Referenzbild ermöglicht. Vorteilhaft ist die kontinuierliche, intrafraktionelle Überwachung. Bei Bewegung oder Atmung außerhalb der Toleranz stoppt die Bestrahlung. Die tägliche Einstellung der Pat. erfolgt mittels Catalyst und CBCT. Ausgewertet wird die mittlere Abweichung zwischen Catalyst und CBCT in longitudinaler, lateraler und vertikaler Richtung bei 11 Zielvolumina (ZV) in der Leber und 31 ZV in der Lunge sowie die Rest-Atembeweglichkeit bei der Planung und täglichen Bestrahlung.

Ergebnisse
Die Abweichung zwischen Catalyst und CBCT ist in Tab. 1 dargestellt. Die Werte liegen in einem Bereich < 5mm. Es zeigt sich ein größeres Δ in longitudinaler Richtung. Insgesamt ist der Unterschied $\Delta \leq 5$mm für 76-95% der ZV_{Leber} und für 84-95% der ZV_{Lunge}. Im Vergleich zwischen dem durchschnittlichen Unterschied bei allen fx und der 1. fx ist kein nennenswerter Unterschied zu verzeichnen (siehe Abb. 1). Die Rest-Atembeweglichkeit ist gering und konstant (Slow-CT und CBCT).

Zusammenfassung
Es sind weitere Einschränkungen der Beweglichkeit des Zielorganes möglich bei guter Korrelation in der täglichen Einstellung. Das System ermöglicht eine intrafraktionelle Überwachung mit automatischer Strahlausschalt-Funktion. Zudem wird die Patientenpositionierung vereinfacht. Generell erwies sich die Integration als einfach, die Pat.-Compliance ist sehr gut.

Anhang 1

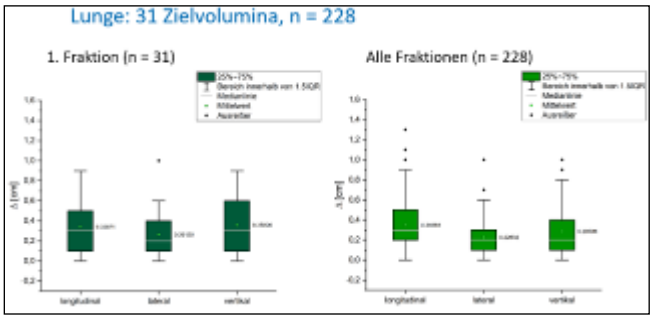


Abb. 1: Vergleich der Lagerung bei der 1. und allen Fraktionen am Beispiel der Lungen-SBRT.

Anhang 2

	Longitudinal [mm]	Lateral [mm]	Vertikal [mm]
Δ_{Leber}: Median ± 95%-KI	3,0 ± 0,6	1,0 ± 0,3	2,0 ± 0,5
Δ_{Lunge}: Median ± 95%-KI	3,0 ± 0,3	2,0 ± 0,2	2,0 ± 0,3

Tab. 1: Abweichung der täglichen Lagerung mittels Oberflächenscanner zum CBCT.

FS 5 Wie genau muss SGRT sein? Einführung eines Qualitätssicherungsprotokolls

V. Batista[1], J. Fischer[1], B. Rhein[1]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie und Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Der Report AAPM TG 147 [1] empfiehlt Tests für die Kommissionierung und Qualitätssicherung für den Betrieb von z.B. Systemen zur Oberflächengeführten Strahlentherapie (SGRT). Mittlerweile findet die SGRT eine zunehmende Etablierung in der klinischen Routine. Diese werden hierbei nicht nur zur Patientenlagerung und Überwachung in tiefem Atem Anhalt (DIBH), sondern zum aktiven Beam Gating in freier Atmung und zur Positionierungsüberwachung bei nicht ko-planaren Bestrahlungstechniken bei radiochirurgischen Bestrahlungen im Gehirn eingesetzt.

Material & Methoden
Im Rahmen der Kommissionierung unseres SGRT Systems (AlignRT, VisionRT) wurden Qualitätsmerkmale wie z.B. Positioniergenauigkeit, Erkennung der Couch Rotation, Kamerastabilität, Einfluss von Abschattungseffekten durch die Gantry oder die kV Bildgebung (Röntgenröhre und kV-Panel) auf die Positionierung, Wahl der Region-of-Interest, wie auch die Übereinstimmung mit der kV- und MV Bildgebung untersucht. Auf Basis dieser untersuchten Qualitätsmerkmale wird in Anlehnung an TG 147 ein Qualitätssicherungsprotokoll mit entsprechenden Qualitätskriterien und Toleranzlevels definiert (Abb 1.).
Um die entsprechenden Tests zu führen wurden folgende Phantome verwendet: Quasar, CIRS-4D, Little Anne und VisionRT MV-Cube. Das Qualitätssicherungsprotokoll wurde an zwei Elekta Beschleunigern durchgeführt um die System Variabilität zu überprüfen.

Ergebnisse
Eine Zusammenfassung der Systemgenauigkeit ist in Abbildung 2 dargestellt. Unter Berücksichtigung der bei uns klinisch vorkommenden Bestrahlungsindikationen (Extremitäten, Mamma, Thoraxwand, Lunge und Leber) und der aktuellen Nutzung der SGRT (DIBH und Patientenpositionierung) wurden die bei uns installierten AlignRT Systeme für den klinischen Workflow freigegeben. Für diesen liegt die geometrische Genauigkeit des Gesamtsystems bestehend aus AlignRT, Linearbeschleuniger und Bildgebung unter 2mm.

Zusammenfassung
Die Akzeptanz eines SGRT-Systems hängt von der Komplexität der Systemnutzung ab. Das Testen der gesamten Kette (d.h. Bildgebung, Beschleuniger und AlignRT) ist obligatorisch, um die Einschränkungen jedes Systems zu verstehen und sollte für jede Installation am betreffenden Beschleuniger durchgeführt werden.

Anhang 1

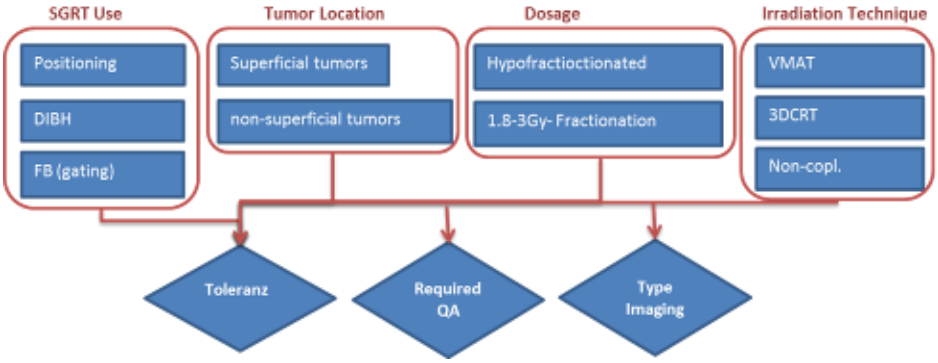


Abb. 1: Schema der wichtigsten Therapieeigenschaften, die die Notwendigkeit von bestimmten QA Tests, Toleranz und Bildgebungsart beeinflussen.

Anhang 2

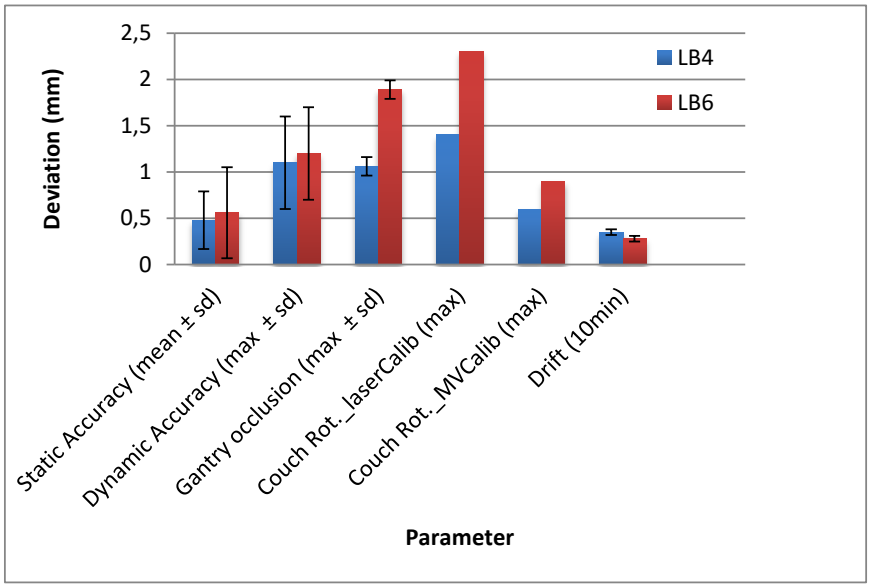


Abb. 2: Zusammenfassung der SGRT-System-Genauigkeit für unsere zwei Elekta Beschleuniger (nur die wichtigsten Prüfparameter sind hier dargestellt). Jeder Prüfparameter wurde wie folgt betrachtet:
A) Statische Genauigkeit: Diese wurde getestet, indem ein Phantom um einen definierten Vektor im Raum verschoben wurde. Der nachfolgend ermittelte Verschiebungsvektor aus der kV-CBCT Bildgebung und AlignRT wurden miteinander verglichen.
B) Dynamische Genauigkeit: Das Phantom wurde sinusförmig bewegt, wobei die Eingangswellenform mit dem von AlignRT erfassten Signal verglichen wurde.
C) Gantry-Okklusion – Die Variation des AlignRT Signals bei einer vollen Gantryrotation für ein statisches Phantom wurde untersucht. Die Maximalwerte der Abweichung lagen bei 40-60 ° und 310-330 ° Gantrywinkel. Dieses Intervall ist bei der Erfassung eines kV-CBCT größer, da hier kV-Röhre und -Detektor ausgefahren sind.
D) Tisch Rotation (AlignRT lasers-based calibrated) - maximale Variation des AlignRT Signals als Funktion des Tischwinkels für ein statisches Phantom, wenn die AlignRT Isozentrums-Kalibrierung auf mit Laser positionierter Kalibrierplatte erfolgt.
E) Tisch Rotation (AlignRT MV-based calibrated) - der gleiche Test wie in D jedoch mit AlignRT Kalibrierung auf das MV-Isozentrum mittels MV Strahl und MV-Bildgebungsdetektor.
F) Einfluss des Kamera Warm-Up auf das Messignal bei langen Messzeiten. Die Messung erfolgt mit statischem Phantom bei kontinuierlicher Messung (10min).

Literatur

[1] Willoughby, Twyla, et al. "Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: report of Task Group 147." *Medical physics* 39.4 (2012): 1728-1747.

FS 6 QA bei der SGRT - abteilungsinterne Überlegungen in Ermangelung einer normativen Regelung

M. Dierl[1]
[1]Klinikum Bayreuth, Strahlentherapie, Bayreuth, Deutschland

Bei der Einführung einer neuen Technik wie der SGRT stellt sich dem MPE stets die Frage nach einer QA der Systemparameter und der Festlegung von Bezugswerten und deren Toleranzen.
Nach ausgiebiger Literaturrecherche wurde festgestellt, dass kaum normative Vorgaben existieren, die hier zur Orientierung herangezogen werden können. Lediglich die TG147 legt wenige, sehr weiche Kriterien zur Kommissionierung und Konstanzprüfung fest. Eine ausschließliche Anwendung der

Herstellervorgaben erschien hier aber auch nicht angezeigt, so dass ein Workflow entwickelt wurde welcher nicht nur die Performance des optischen Systems an sich, sondern auch die Funktionalität der Schnittstelle in einen akzeptablen Rahmen integriert.
Es werden geometrische und optische Parameter erfasst, mit den Referenzwerten verglichen und die Einhaltung der Toleranzen überprüft. Auch die Herstellervorgaben werden in den Workflow integriert. Besonderer Wert wurde hierbei auch auf eine Quantifizierung der Zeitverzögerung bei „real-gating“ und auf zeitsparende, einfach zu überblickende Analyse gelegt. Mit Hilfe eines beweglichen Phantoms und der Belichtung von selbstentwickelnden Röntgenfilmen untersuchen wir außerdem, ob die Kompensation von Bewegungsunschärfen mit Hilfe der SGRT und die Triggerung des Beams innerhalb klinisch sinnvoller Bandbreiten gelingt indem wir Filme, die im Stillstand belichtet wurden mit Filmen vergleichen, die mit aktiver Triggerung belichtet wurden.
Mit Hilfe des entwickelten Arbeitsablaufes wird die Konstanzprüfung der SGRT-Systeme an beiden Beschleunigern der Abteilung bereits seit 2016 durchgeführt und die klinische Verwendung abgesichert.

FS 7 The Complexity of the Tumor Microenvironment: Consequences for Radiotherapy

P. Vaupel[1]
[1]University Medical Center Mainz, Department of Radiation Oncology, Mainz, Deutschland

The considerably dynamic and thus complex microenvironment of malignant tumors (TME) is uniquely different from that of normal tissues. It is characterized, inter alia, by oxygen (O_2) depletion (hypoxia, anoxia), high lactate levels (up to 40 mM) as a consequence of the Warburg effect, extracellular acidosis (pH<6.8), hypercapnia (i.e., elevated CO_2 partial pressures) in the extracellular compartment, bicarbonate depletion, and adenosine accumulation. These pathophysiological conditions are heterogeneously distributed within the tumor mass ("intra-tumor heterogeneity") and, in addition, exhibit distinct differences between tumors of the same histology, grade and size / stage ("inter-tumor heterogeneity"). These traits of the hostile tumor microenvironment largely result from the abnormal tumor angiogenesis and, in turn, from the (spatially and temporally) heterogeneous microvasculature/ microcirculation.

Hypoxia and other hostile microenvironmental factors are known to directly or indirectly confer resistance to standard irradiation (and other antitumor therapies). Indirect mechanisms include changes in gene expression, alterations of the proteome, selection of resistant clonal variants, and suppression of antitumor immune responses. Acquired treatment resistance due to the impact of the hostile microenvironment adds to the "classical" resistance based on the molecular biology of malignant tumors.

Due to the association between the hostile tumor microenvironment and treatment failure, further development and validation of noninvasive techniques for the repeated and routine assessment of these factors in the clinical setting is urgently needed. Pretreatment (and ideally during the course of treatment) detection of the hostile microenvironmental traits and of the pathophysiology of individual tumors (often showing steep gradients of the respective parameters on a submillimeter scale!) should allow a selection of patients for individualized or more aggressive treatment.

References (selection):

P. Vaupel: Sem. Radiat. Oncol. 14: 198 (2004)
M. Molls, P. Vaupel, C. Nieder, M.S. Anscher (Eds.) The impact of tumor biology on cancer treatment and multidisciplinary strategies. Heidelberg: Springer 2009
A. Mayer, P. Vaupel: Adv. Exp. Med. Biol. 789: 203 (2013)
M.R. Horsman, P. Vaupel: Frontiers Oncol. 6: 66 (2016).

Session 2 I Partikel I

Chairs: Wolfgang Enghardt (Dresden), Katia Parodi (Garching b. München)

V 1 Machbarkeitsstudie zur Entwicklung von laserbeschleunigter Protonenradiographie

M. Würl[1], F. S. Englbrecht[1], C. Gianoli[1], S. Lehrack[1], F. H. Lindner[1], T. F. Rösch[1], J. Schreiber[1,2], K. Parodi[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]Max-Planck-Institut für Quantenoptik, Garching b. München, Deutschland

Einleitung
Hochleistungslaserpulse können Protonen in Plasmen auf Energien von mehreren 10 MeV beschleunigen. Daraus ergeben sich neuartige Ansätze für biomedizinische und präklinische Studien. Laser-beschleunigte Protonenpulse zeichnen sich typischerweise durch enorme Teilchenraten, hohe Divergenz und eine exponentiell abfallende Energieverteilung aus [1]. Letzteres kann für quantitative Bildgebung von biologischen Objekten ausgenutzt werden [2]. Ziel dieser Monte-Carlo (MC) Studie ist die Machbarkeit von laser-beschleunigter Protonenradiographie zu untersuchen, sowie Rahmenbedingungen für einen experimentellen Aufbau zu schaffen.

Material & Methoden
Der MC Code FLUKA wird verwendet, um einen divergenten, polyenergetischen Protonenstrahl mit Maximalenergien bis 100 MeV durch verschiedene Phantome zu simulieren. Die 0.3 mm – 23 mm dicken PMMA-Phantome mit Einsätzen unterschiedlicher Materialien befinden sich in variablem Abstand (1 mm – 20 mm) vor einem großflächigen CMOS-Sensor. Zusätzlich wird ein dünner Siliziumdetektor vor dem Objekt in Transmission als Flugzeitspektrometer verwendet. Das Spektrum wird aus Ankunftszeit und Energiedeposition der Protonen im Detektor berechnet. Mit einer MC-generierten Nachschlagetabelle wird daraus für jeden Puls individuell eine Konversionskurve von Energiedeposition im CMOS-Sensor zur wasser-äquivalenten Dicke (WET) des Objektes erstellt. Die experimentelle Realisierbarkeit dieses Aufbaus wird zudem mit einem energiemodulierten Protonenstrahl an einem Tandem Van-de-Graaff-Beschleuniger untersucht.

Ergebnisse
Bei Dosiswerten von wenigen cGy und Phantom-Detektor-Abständen bis 5 mm werden sub-mm räumliche und eine WET-Auflösung <3% erzielt (Abb.1). Selbst für dickere Objekte (20 mm) und einer Dosis unter 1,4 cGy weicht die mittlere WET für alle Einsätze weniger als 1,1% vom wahren Wert ab. Die von Coulombstreuung im Objekt abhängige, räumliche Auflösung beträgt hier 1,9 lp/mm. Erste Experimente mit konventionell beschleunigten Protonen sind vielversprechend.

Zusammenfassung
Die für Laser-Protonen-Beschleunigung typische Energieverteilung kann für Protonenradiographie von dünnen Objekten mit einem relativ einfachen Aufbau ausgenutzt werden. Mit optimierten Abständen werden sub-mm Auflösung bei akzeptablen Dosiswerten erreicht.

Anhang

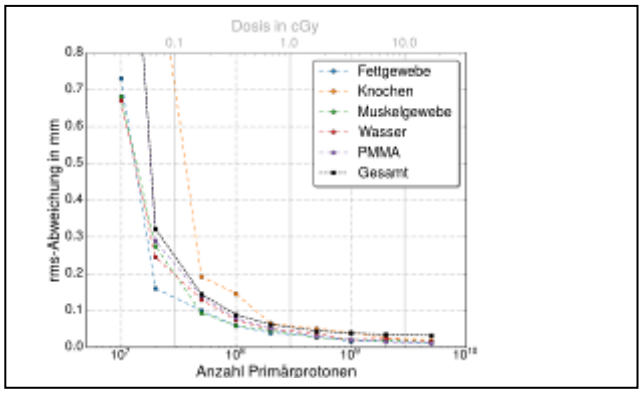


Abb. 1: rms-Abweichung von rekonstruierter/wahrer WET.

Literatur

[1] Schreiber et al. (2016), *Rev.Sci.Instrum.* **87**,071101

[2] Zygmanski et al. (2000), *Phys.Med.Biol.* **45,**511

V 2 Elemental compositions from prompt gamma spectroscopy of irradiated samples with ion beams

P. Magalhaes Martins[1,2], R. Dal Bello[1,3], G. Hermann[4], T. Kihm[4], J. Seco[1,3]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Biomedizinische Physik in der Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland
[2]Institute of Biophysics and Biomedical Engineering - IBEB, Faculty of Sciences of the University of Lisbon, Lissabon, Portugal
[3]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[4]Max-Planck-Institute für Kernphysik, Heidelberg, Deutschland

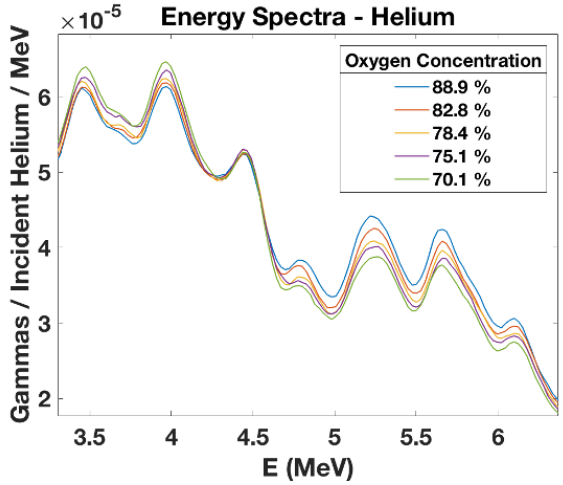
Introduction
Particle therapy with protons and ions of Helium, Carbon and Oxygen has a great potential in sparing organs at risk while conforming the dose to the tumor volume. The imaging of prompt gamma (PG) radiation resulting from the interaction of such particles with the human tissue allows for a real-time range monitoring due to its nearly-instantaneous emission [1]. Moreover, the concentration of several elements (^{12}C, ^{14}N, ^{16}O and ^{40}Ca) within tissues irradiated with proton beams has been suggested to be proportional to the relative intensity of the characteristic PG emission [2].

Methods
We aim at generalizing this technique to other beam species, such as the ones accelerated at the Heidelberg Ion-Beam Therapy Center (HIT). We irradiated five samples with different densities and Oxygen and Carbon concentrations in order to verify the correlation with the prompt gamma production from specific reaction channels.

Results
We confirmed the results obtained with proton beams [3] and observed new features for the other beam species. Fig. 1 shows an enhanced intensity with an increasing Oxygen concentration of the PG emission from the interaction of the Helium beam with ^{16}O (5.2 and 6.13 MeV). Conversely, there is an intensity enhancement with an increasing Carbon concentration of the PG emission from the interaction of the Helium beam with ^{12}C (4.44 MeV).

Summary
The spectroscopic nature of our system allows for the detection of small elemental composition changes within irradiated samples. This could be used to measure *in vivo* the tissue density and the ^{16}O and ^{12}C concentration variations of irradiated tumours.

Appendix



E 45 (91.98 MeV), I2 (3E7 ^{4}He/s), t = 3 min (37 spills), N_{total} = 5.4E9 ^{4}He

References

[1] C.H. Min *et al* 2006 Appl. Phys. Lett. **89** 183517.
[2] J C Polf *et al* 2009 *Phys. Med. Biol.* **54** 731.
[3] Jerimy C Polf *et al* 2013 *Phys. Med. Biol.* **58** 5821.

V 3 Messung von PET-Isotop-Produktionsquerschnitten für die Reichweitenverifikation bei der Protonen und Kohlenstoff-Therapie

F. Horst[1,2], W. Adi[3], G. Aricó[4], K. T. Brinkmann[3], M. Durante[2], C. A. Reidel[2], M. Rovituso[5], C. Schuy[2], U. Weber[2], H. G. Zaunick[3], K. Zink[1,6,7]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland
[3]Justus-Liebig-Universität Gießen, II. Physikalisches Institut, Gießen, Deutschland
[4]CERN, Genf, Schweiz
[5]INFN, TIFPA, Trento, Italien
[6]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Marburg, Deutschland
[7]Frankfurt Institute for Advance Studies (FIAS), Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung
Reichweitenunsicherheiten gehören zu den großen Problemen in der modernen Partikeltherapie. Die Messung des vom Strahl im Gewebe erzeugten Aktivierungsmusters mit einem PET-Scanner ist eine vielversprechende Technik zur in-vivo Reichweitenverifikation und wird an unterschiedlichen Standorten weltweit in unterschiedlichen Konfigurationen (in-beam, in-room, offline) getestet. Die Präzision der PET-Methode hängt stark von der Genauigkeit der Kernreaktionsmodelle des Strahlungstransport-Codes welcher zur Berechnung der Referenz-Aktivierungsverteilung eingesetzt wird (z.B. Monte-Carlo-Codes wie FLUKA) ab.

Material & Methoden
Um die Validierung und Optimierung solcher Transport-Codes zu unterstützen wurden Experimente am Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum zur Messung von Produktionsquerschnitten für die Isotope ^{10}C, ^{11}C und ^{15}O durch Protonen und Kohlenstoff-Ionen an Kohlenstoff- und Sauerstoff-Targets durchgeführt. Dafür wurde der zeitliche Verlauf der erzeugten β+-Aktivität mittels drei BaF_2-Szintillatoren und einer Koinzidenz-Logik aufgezeichnet und analysiert. Die Produktionsquerschnitte der ^{10}C, ^{11}C und ^{15}O- Targetfragmente konnten durch Fitten der gemessenen Abklingkurve mit einer multi-exponentiellen Funktion mit den Halbwertszeiten der entsprechenden Isotope berechnet werden.

Ergebnisse
Die so erhaltenen Wirkungsquerschnitte sind in guter Übereinstimmung mit Literaturdaten und ergänzen diese sehr gut. Vor allem für Kohlenstoff-Ionen erlauben die gewonnenen Messdaten eine Optimierung der Kernreaktionsmodelle in Strahlungstransport-Codes. Beispielsweise konnten auf Basis der gewonnen Messdaten bereits deutliche Verbesserungen der Genauigkeit des Monte-Carlo-Codes FLUKA erreicht werden.

Zusammenfassung
In Experimenten am Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum wurden Produktionsquerschnitte für β+-Emitter welche für die PET-Reichweitenverifikation in der Strahlentherapie mit Protonen und Kohlenstoff-Ionen von Interesse sind gemessen. Diese tragen wesentlich zur Optimierung von Kernreaktionsmodellen in Monte-Carlo-Codes bei.

Anhang 1

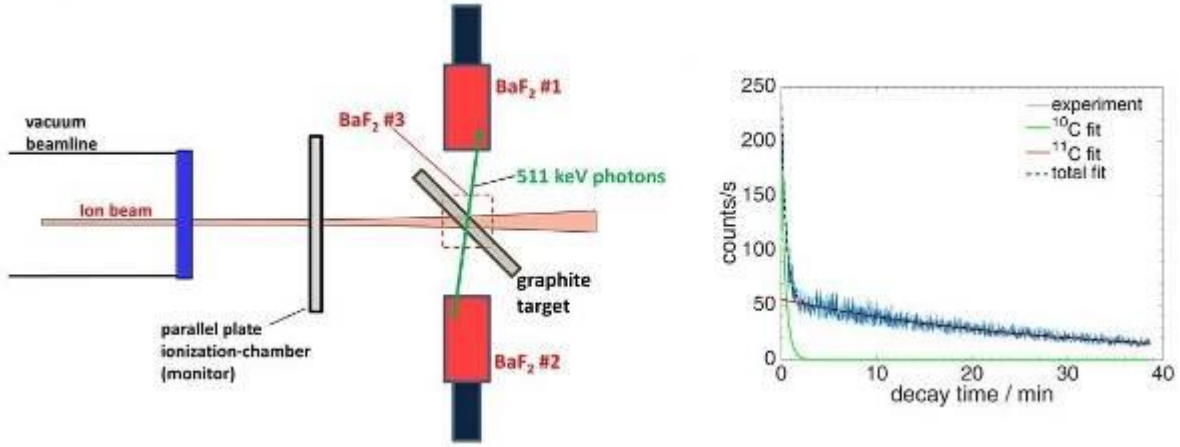


Abb. 1: Schematische Darstellung des experimentellen Aufbaus zur Messung von PET-Isotop-Produktionsquerschnitten.

Anhang 2

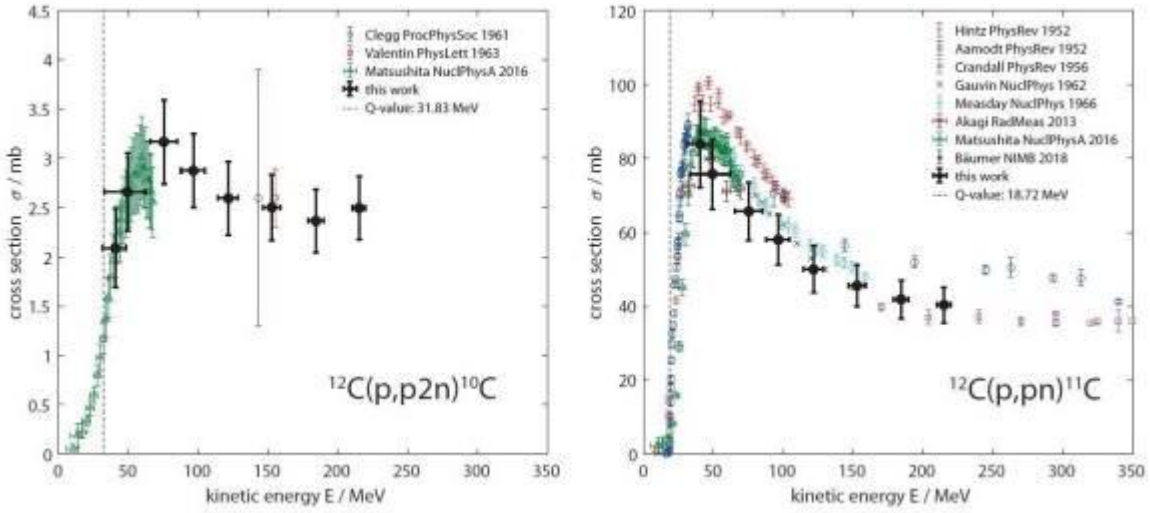


Abb. 2: Gemessene Wirkungsquerschnitte für die Produktion von ^{10}C- und ^{11}C-Fragmenten durch Protonen an ^{12}C-Targets.

V 4 Messungen der Target-Fragmentierung in der Partikeltherapie – das FOOT (FragmentatiOn Of Target) Experiment

U. Weber[1,2]
[1]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland
[2]On behalf of the FOOT collaboration, Infn, Italien

Einleitung
In der Partikel-Therapie, insbesondere bei der Protonentherapie, wird den Target-Fragmenten eine zunehmend wichtige Rolle zugeschrieben [1,2]. Die hohe Anzahl der Fragmente mit geringer Energie und Reichweite liefert einen relevanten Anteil für den biologischen Effekt im Normalgewebe. Das Verständnis der Prozesse und die Präzisierung der Querschnitte bei der Target-Fragmentierung ist das Hauptziel des sogenannten „*FOOT*“ Experiments (**F**ragmentati**O**n Of **T**arget).

Methode
Um die grundsätzlichen Schwierigkeiten bei der Messung von Target-Fragmenten, die typsicherweise nur wenige µm Reichweite im Target aufweisen, zu umgehen, wird der Ansatz der inversen Kinematik verfolgt. Dabei werden O16 und C12-Strahlen auf Graphit- und Polymertargets (Polyethylen) geschossen, sozusagen Projektil- und Target-Kerne vertauscht, um durch eine entsprechende kinematische Transformation über das Schwerpunkt-System die Fragmente und deren Kinematik zu identifizieren. Das FOOT-Setup umfasst ein Detektorsystem, das die Performanz und Komplexität eines größeren Kernphysik-Experiments aufweist, das aber auch gleichzeitig kompakt und transportierbar ist und an verschiedenen Partikeltherapie-Einrichtungen eingesetzt werden kann.
Das Detektorsystem wurde designt, um die entstehenden Fragmente mit hoher Effizienz identifizieren zu können; dazu werden Ihre Trajektorien, Energien, Flugzeiten, Positionen und Richtungsvektoren vor und nach dem Magnetfeld an den verschiedenen Strahl-Monitoren (siehe Abbildung 1) erfasst. Für die Erfassung der ganz leichten Fragmente werden alle elektronischen Detektoren hinter dem ‚Beam-Monitor‘ in einer separaten Messung durch ein Emulsions-Spektrometer [3] ersetzt.

Zusammenfassung
Das Ziel der geplanten Experimente ist die Messung der differentiellen Wirkungsquerschnitte aller Fragmente, insbesondere der Target-Fragmente, für alle relevanten Targetkombinationen in der Partikeltherapie mit einer Genauigkeit von besser als 5%.
In der Präsentation wird das Design des Detektorsystems erläutert und die ersten Messergebnisse von den Strahlexperimenten vorgestellt.

Anhang

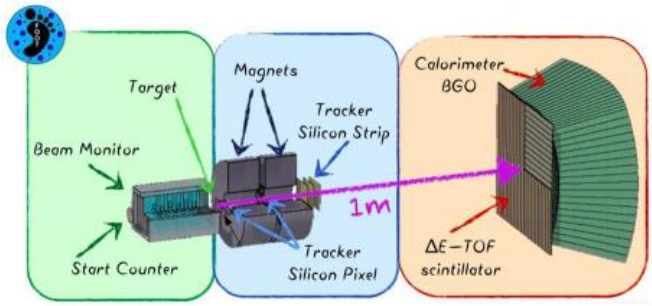


Abb. 1: Schematische Zeichnung des Detektor-Systems

Literatur
[1] F.A. Cucinotta et al, Radiat. Res., 1991 127, 130-137.
[2] F. Tommasino et al, Proton Radiobiolgy, Cancer, 2015, 7, 353.
[3] A. Alexandrov *et al* 2015 *JINST* 10 P11006

Session 3 I Funktionelle und molekulare Bildgebung / Hybridsysteme

Chairs: Lutz Lüdemann (Essen), Bernhard Sattler (Leipzig)

V 5 MPI trifft CT – erste simultane Bilder aus zwei Welten

P. Vogel[1,2], J. Markert[1,3], M. Rückert[1], S. Herz[2], B. Keßler[3], K. Dremel[4], D. Althoff[4], M. Weber[5,6], T. Buzug[6], T. A. Bley[2], W. H. Kullmann[3], R. Hanke[7], S. Zabler[7], V. Behr[1]
[1]Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland
[3]Hochschule für angewandte Wissenschaften, Medizintechnik, Würzburg, Schweinfurt, Deutschland
[4]Fraunhofer-Institut , EZRT, Würzburg, Deutschland
[5]Magnetic Insight, Alameda, CA, Vereinigte Staaten
[6]Universität zu Lübeck, Institut für Medizintechnik, Lübeck, Deutschland
[7]Universität Würzburg, Experimentelle Physik (Röntgenmikroskopie), Würzburg, Deutschland

Einleitung
Magnetic Particle Imaging (MPI) ist eine junge bildgebende Methode zur direkten und hintergrundfreien Bestimmung der Verteilung von superparamagnetischen Eisenoxidnanopartikeln (SPIONs) [1]. Wie auch bei anderen Markertechniken, z.B. der Positronenemissionstomographie (PET), ist das Untersuchungsobjekt selbst zunächst unsichtbar und muss mittels einer weiteren bildgebenden Methode, wie Magnetresonanztomographie (MRT) oder Computertomographie (CT) abgebildet werden.

Material & Methoden
Für den ersten Hybrid-MPI-CT-Scanner wird ein Mikro-CT-System mit frei justierbarem Abstand zwischen Quelle und Schirm mit einer speziell entwickelten MPI-Scannertopologie [2] vereint. Beide Modalitäten basieren auf der Aufnahme von Projektionen zur Generierung von 2D- bzw. 3D-Datensätzen, wobei die Probe mit Hilfe eines Goniometers rotiert wird.
Für die CT- und MPI-Aufnahmen wurden gleichzeitig bis zu 500 Projektionen über 360° aufgenommen und mit einer gefilterten Rückprojektionen rekonstruiert.

Ergebnisse
Abbildung 1 zeigt die Ergebnisse der Messung einer bimodalen Probe. Dabei zeigen verschiedene Bereiche der Probe Kontraste nur im MPI und nur im CT. Die Dauer der Aufnahme einschließlich Wartezeiten beträgt 500 Sekunden für 500 Projektionen.

Zusammenfassung
Es konnten die ersten simultanen MPI-CT-Messungen mit einer bimodalen Probe gezeigt werden. Dafür wurde ein spezielles MPI-System entwickelt und mit einem CT-System vereint.
Die Kombination einer hochsensitiven markerbasierten Methode (MPI) mit der hochauflösenden Visualisierung der CT kann die diagnostische Aussagekraft in der (prä-)klinischen Bildgebung verbessern.

Anhang

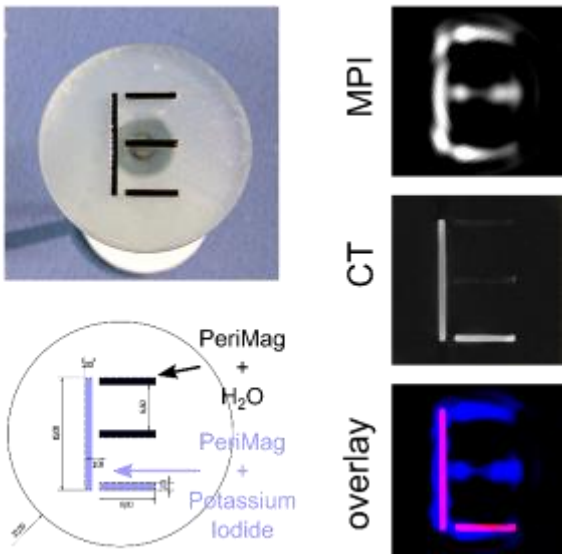


Abb. 1: Links: Probe ist gefüllt mit PeriMag (MicroMod, Deutschland), einem Tracer für MPI, und teilweise auch Kaliumiodid. Rechts: Ergebnisse der simultanen MPI-CT Messung.

Literatur
[1] B. Gleich and J. Weizenecker, Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles. Nature, 2005, 435(7046), pp. 1217–1217.
[2] Matthias Weber, et al., Novel Field Geometry featuring a Field Free Line for Magnetic Particle Imaging. Int. J. Magn. Part. Imag., 2018, 4(2), 1811004.

V 6 Prediction of dynamic FMISO-PET voxel information by multi-parametric MRI features

R. M. Winter[1], **S. Leibfarth[1], S. Boeke[1,2,3], P. Mena-Romano[1], M. Krueger[4], E. Cumhur Sezgin[2], G. Bowden[4], J. Cotton[4], B. Pichler[3,4], D. Zips[2,3], D. Thorwarth[1,3]**

[1]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Tübingen, Deutschland
[3]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Tübingen und Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland
[4]Werner Siemens Imaging Center, Department for Preclinical Imaging and Radiopharmacy, Tübingen, Deutschland

Purpose
Hypoxia imaging via dynamic FMISO-PET has shown high prognostic value for radiation therapy response prediction of patients with HNSCC. However, in clinical routine FMISO-PET is often subject to limited availability and extensive protocols making its replacement by MRI an intriguing alternative. Our hypothesis is that a multi-parametric model comprising both diffusion and perfusion related MRI features is able to predict dynamic FMISO-PET. In the present study, machine learning approaches were used to develop such model on PET/MRI data of ectopic human HNSCC xenografts grown in mice.

Methods
Combined PET/MRI data of n=42 HNSCC xenografts was analyzed including dynamic FMISO-PET (90min), diffusion-weighted (DWI) and dynamic contrast-enhanced (DCE) MRI. Animal data was processed on the voxel level (116,980 voxels) and split randomly into training (80%) and test cohorts (20%). K-means clustering was performed on noise-filtered FMISO-PET time-series data to categorize the voxel data into five different hypoxia-associated curve types. These curve types were used as response variable for classification. Four MRI features served as predictors: ADC (b-value range 100 – 800 s/mm²) and the first three component scores obtained by principal component analysis of the DCE-MRI data. Different classifiers were trained including gradient-boosted decision trees (GBDT). During training, models with different hyperparameter settings were assessed by 5-fold cross validation. The model with lowest prediction error was tested on the independent test cohort.

Results
For FMISO-PET curve type prediction, GBDT yielded ROC area-under-the-curve (AUC) scores of 0.79 (macro-averaged) in training (range: 0.70 – 0.92), and 0.79 in the test setting (range: 0.72 – 0.94). Feature importance was highest for the first principal component of DCE-MRI (36%) and lowest for ADC (18%).

Conclusion
A multi-parametric GBDT classifier for prediction of dynamic FMISO-PET curve types by functional MRI was trained and successfully tested on small animal data. Translation into a clinical setting seems promising.

V 7 Lösung einer Differentialgleichung reeller Ordnung zur Modellierung der heterogenen Pharmakokinetik eines intravasalen Kontrastmittels zur Perfusionsquantifizierung mit dynamischer kontrastmittelverstärkter Magnetresonanztomographie

S. Hindel[1], L. Lüdemann[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Essen, Deutschland

Einleitung
Das Ziel der vorliegenden Studie war die Validierung der Realisierbarkeit der absoluten regionalen Perfusionsquantifizierung durch dynamische kontrastmittelverstärkte Magnetresonanztomographie (DCE-MRI) mit geteilter k-Raum-Abtastung unter Verwendung eines intravasalen Kontrastmittels und fraktionaler pharmakokinetischer Modellierung in niedrig perfundiertem Gewebe in einem Tiermodell.

Material & Methoden
Die experimentelle Methodik ist in [1] beschrieben. Die arterielle Eingangsfunktion ($c_a(t)$) wurde in der Aorta gemessen. Die KM-Kinetik kann mit der fraktionalen Differentialgleichung (FDG) beschrieben werden: $\dot{c}_p(t) = F_p/v_p\, c_a(t-\Delta t) - 1/{T_{cf}}^{\alpha}\, {}_0^C D_t^{1-\alpha} c_p(t)$; $c_p(t)$: KM-Konzentration im Kapillarbett; Δt: Zeitverzögerung zwischen Messort und arteriellem Eingang; F_p: Blutperfusion; v_p: Blutplasmavolumenanteil; ${T_{cf}}^{1/\alpha}$: fraktionale kapilläre Transitzeit am venösen Ausgang; fraktionale Ableitungsoperator (Caputo-Definition): ${}_a^C D_t^{\alpha} = \frac{1}{\Gamma(n-\alpha)} \int_a^{\infty} \frac{f^{(n)}(\tau)}{(t-\tau)^{\alpha+1-n}} d\tau, n-1 < \alpha < n \in \mathbb{N}$; fraktionale Ordnung: $0 < \alpha \leq 1$. Die Lösung $R(s)$ der fraktionalen Differentialgleichung in der Laplace-Domäne lautet: $R(s) = \frac{1}{s+s^{1-\alpha}/T_{cf}}$; s: komplexwertiger Frequenzparameter. Die Lösung in der Zeitdomäne ist eine Mittag-Leffler-Funktion (MLF): $R(t) = E_{\alpha,1}^1(t) = \sum_{k=0}^{\infty} \frac{(-t/T_{cf})^k}{\Gamma(\alpha k+1)}$. $E_{\alpha,1}^1(t)$ stellt eine Verallgemeinerung der Exponentialfunktion dar, die für $\alpha = 1$ identisch ist mit $e^{-t/T_{cf}}$ und andernfalls für kleine Residuenzeiten einem gestrecktem exponentiellen Verlauf bzw. für große der inversen Potenzfunktion folgt.

Ergebnisse
Die FDG-Perfusionswerte waren in guter Übereinstimmung mit den Doppler-Flusssondendaten (Abbildung 1). Verglichen mit jenen eines parallelen Zwei-Kompartmentmodells (P2C) waren die FDG-Ergebnisse überlegen (P2C: $y = 1.04 \cdot x + 38\, mL/min, r = 0.80, p < 0.001$, [1]). Der Akaike-Test zeigte für 74% aller Messungen eine höhere Signifikanz für das FDG-Modell (mittlere Akaike-Gewichte: $w_{FDG} = 0.68$, $w_{P2C} = 0.32$). Mit dem FDG-Modell können Rückschlüsse auf die Heterogenität der KM-Kinetik getroffen werden (Abb.2). ${T_{cf}}^{1/\alpha}$ stellt für $\alpha < 1$ den Übergang der Mittag-Leffler-Residuenfunktion zwischen dem Transport in einem gut durchmischten System und einem korreliertem System mit Skalengesetz dar (Potenzfunktion).

Zusammenfassung
Das fraktionale KM-Kinetikmodell ermöglicht präzisere Absolutwertbestimmungen der Blutperfusion als klassische Kompartmentmodelle auch in heterogenen Gefäßsystemen und erlaubt Rückschlüsse auf die Heterogenität der KM-Kinetik.

Anhang 1

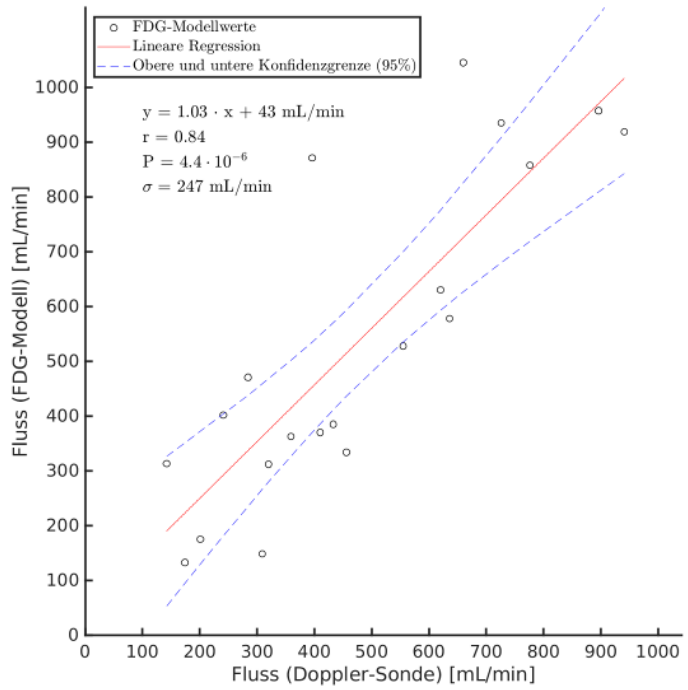


Abb. 1: Regressionsplot für die FDG-Modell-Flusswerte.

Anhang 2

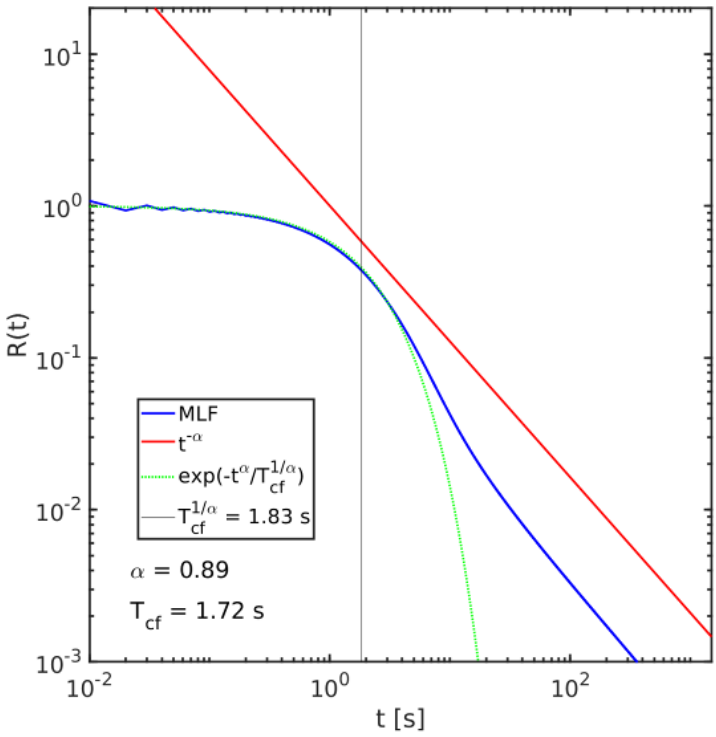


Abb. 2: Exemplarische Mittag-Leffler-Residuenfunktion.

Literatur

[1] Hindel, S. *et al*., 2018, MRM 79(6), 3154-3162

V 8 Quantitative study of [^{11}C]PBB3-PET images – comparison of PET-template-based and MRI-template-based image analysis

E. Yousefzadeh-Nowshahr[1], G. Winter[1], K. Kneer[1], P. Bohn[2], C. von Arnim[3], M. Otto[3], C. Solbach[1], S. Anderl-Straub[3], D. Polivka[3], P. Fissler[3], V. Prasad[1], M. W. Riepe[4], H. Braak[3], K. D. Tredici[3], M. Higuchi[5], A. Ludolph[3], P. Kletting[1], A. J. Beer[1], G. Glatting[1]
[1]Universitätsklinikum Ulm, Klinik für Nuklearmedizin, Ulm, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Köln, Nuklearmedizin, Köln, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Ulm, Neurologie, Ulm, Deutschland
[4]Universität Ulm, Psychiatrie und Psychotherapie II, Ulm, Deutschland
[5]National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan

Aim
Quantification of tau accumulation using [^{11}C]pyridinyl-butadienyl-benzothiazole3 ([^{11}C]PBB3) PET has the potential to improve diagnosis of Alzheimer's disease. Typically MR images are used for segmentation of the cerebellum and for spatial normalization into the standard Montreal Neurological Institute (MNI) space. However, not all the subjects have MR images. Here we investigate the feasibility of PET-template-based quantification with a predefined region-of-interest (ROI) template that has been generated from the automated anatomical labelling (AAL) brain atlas.

Materials and methods
Eleven patients with suspected neurodegenerative disease were scanned by [^{11}C]PBB3-PET and MRI. PET images were registered to a [^{11}C]PBB3-PET template, generated by averaging PET scans previously normalized to the MNI space. The regional uptakes were quantified using the AAL atlas which was masked with the grey matter probability map. For the MRI template-based method, the MRI scans were registered to the standard MRI template and the obtained transformation matrix were then applied to the PET images. Individual grey matter masks generated by MRI segmentation were used to mask the AAL atlas. Target-to-cerebellum standard uptake values (SUVr) for the frontal, temporal, parietal and occipital lobes were calculated using both methods. The agreement between methods was evaluated using Bland-Altman analyses.

Results
The [^{11}C]PBB3 uptake pattern obtained using the PET template was in good agreement with the MRI-based method, most pronounced in the temporal lobe, followed by the occipital, parietal and frontal lobes. The significant correlations between SUVr and mini-mental state examination were comparable for the [^{11}C]PBB3 PET template-based and individual MRI-based quantification in all ROIs (frontal: $r_{MRI} = -0.81^{*}, r_{PET} = -0.85^{*}$; temporal: $r_{MRI} = -0.76^{*}, r_{PET} = -0.74^{*}$; parietal: $r_{MRI} = -0.84^{*}, r_{PET} = -0.84^{*}$; and occipital: $r_{MRI} = -0.78^{*}, r_{PET} = -0.85^{*}$; $* \; p < 0.01$). Bland-Altman analysis showed lower and upper limits of agreement of -0.06 to $+0.12$ between SUVr of two methods.

Conclusion
Although definition of cerebellum and grey matter regions are more accurate using the MRI-based method, the PET-template-based quantification is also adequate for clinical use.

V 9 Implementierung von CT-basierten Schwächungskarten am PET/MRT für die Bestrahlungsplanung von Prostatakrebspatienten

L. Täubert[1,2,3], A. Pfaffenberger[1,3], Y. Berker[4], B. Beuthien-Baumann[5,6], A. L. Hoffmann[7,8,9], E. G. C. Troost[7,8,9,10,11], S. A. Koerber[3,6,12], M. Kachelrieß[4], C. Gillmann[1,3]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[2]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[3]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland
[4]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Röntgenbildgebung und Computertomographie, Heidelberg, Deutschland
[5]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland
[6]Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Heidelberg, Deutschland
[7]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[8]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland
[9]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[10]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Dresden, Dresden, Deutschland
[11]Nationales Centrum für Tumorerkrankungen (NCT), Partnerstandort Dresden, Dresden, Deutschland
[12]UniversitätsKlinikum Heidelberg, Radioonkologie & Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Das Ziel der Einbindung von PSMA-PET/MRT-Daten in die Bestrahlungsplanung (RT) von Prostatakrebspatienten ist es, die Tumorabgrenzung zu verbessern und eventuell die Dosisverschreibung zu individualisieren. Da diese Scans in Behandlungsposition aufgenommen werden müssen, ist eine Schwächungskorrektur für die RT-Positionierungshilfsmittel erforderlich. Die hier vorgestellte Methode implementiert CT-basierte Schwächungskarten von RT-Positionierungshilfsmitteln in die Rekonstruktion von PET/MRT-Bildern und wird anschließend hinsichtlich der Genauigkeit ihrer Schwächungskorrektur analysiert.

Material & Methode
Eine RT-Tischplattenauflage (hausinterne Herstellung) wurde an einem CT (SOMATOM Definition Flash, Siemens) mit einer Röhrenspannung von 120 kV und einem effektiven Röhrenstrom von 320 mAs gescannt. Basierend auf den CT-Bildern wurde eine Schwächungskarte der RT-Tischplattenauflage berechnet. Anschließend wurde die RT-Tischplattenauflage auf den Patiententisch des PET/MRTs (Biograph mMR, Siemens) montiert. PET-Messungen mit (RT-Scan) und ohne (Referenzscan) RT-Tischplattenauflage wurden mithilfe eines aktiven, homogen gefüllten ^{68}Ge-Phantoms (32 MBq, 10 Minuten Scanzeit) aufgenommen. Beide Scans wurden mit identischen Rekonstruktionsparametern rekonstruiert. Die Rekonstruktion des RT-Scans wurde mit (korrigiert) und ohne (unkorrigiert) Implementierung der Schwächungskarte der RT-Tischplattenauflage durchgeführt. Die PET-Aktivitäten der RT- und Referenzscans wurden verglichen, indem die Mittelwerte der ROIs im Abstand von 10 Schichten entlang des Phantoms in Längsrichtung ausgewertet wurden.
Ergebnisse: Tabelle 1 zeigt den Vergleich der gemessenen PET-Aktivitäten des unkorrigiertem und des korrigiertem RT-Scans mit dem Referenzscan. Der mittlere prozentuale Unterschied zwischen dem unkorrigierten RT- und dem Referenzscan beträgt 4,8%. Zwischen dem korrigierten RT- und dem Referenzscan wurde eine mittlere prozentuale Differenz von 0,5% ermittelt (Abbildung 1).

Zusammenfassung

Die PET-Signalschwächung durch die RT-Tischplattenauflage ist mit durchschnittlich 5% klinisch relevant und kann mithilfe von CT-basierten Schwächungskarten erfolgreich korrigiert werden. Dieser Schritt ist Voraussetzung für die Integration von PET/MRT-Daten in die Bestrahlungsplanung.

Anhang 1

Schicht Index	Referenz scan [Bq/ml]	Unkorrigierten RT-Scan [Bq/ml]	Abweichung [%]	Korrigierten RT-Scan [Bq/ml]	Abweichung [%]
10	2635	2480	5,9	2616	0,7
20	2610	2509	3,9	2644	1,3
30	2576	2463	4,4	2594	0,7
40	2601	2463	5,3	2595	0,2
50	2554	2441	4,4	2572	0,7
60	2561	2441	4,7	2572	0,4
70	2574	2449	4,9	2580	0,2
80	2608	2468	5,4	2600	0,3
90	2642	2525	4,4	2661	0,7
100	2628	2495	5,0	2629	0,1
	Mittlere % Abweichung		**4,8**		**0,5**

Tab. 1: Vergleich der gemessenen PET-Aktivitäten des unkorrigierten und des korrigierten RT-Scans und des Referenzscans.

Anhang 2

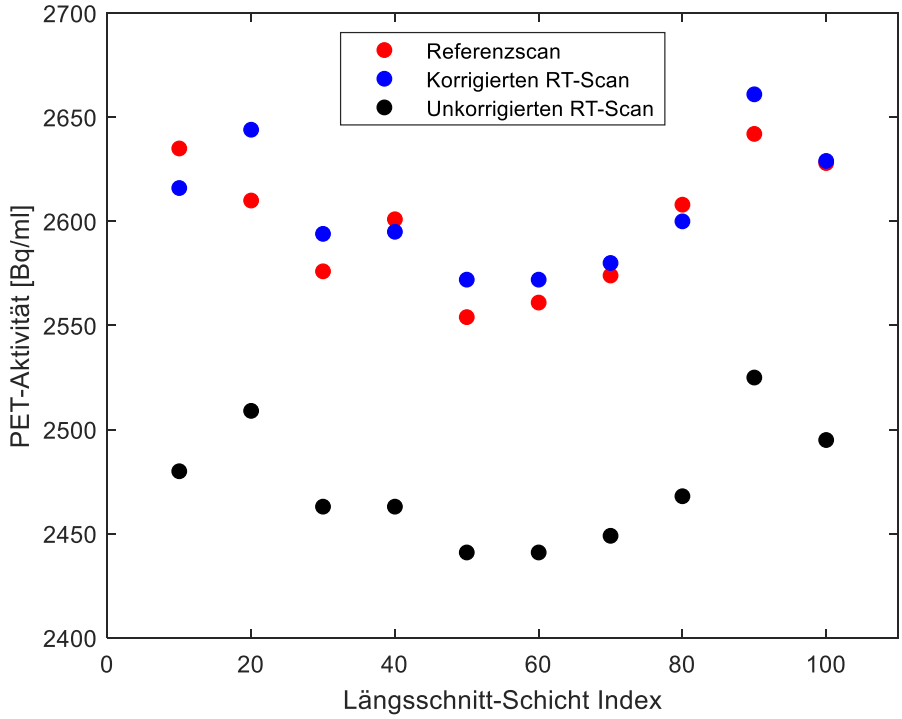


Abb. 1: Gemessene PET-Aktivitäten der korrigierten und unkorrigierten RT-Scans und der Referenz-Scans gegen den Index der Längsschnitt-Schicht

V 10 Nukleare in-vivo Bildgebung von Zebrafischen

M. Zvolský[1], S. Seeger[1], C. Schmidt[1], D. Bruhn[1], M. Schaar[1], D. Weller[1], M. Rafecas[1]
[1]Universität zu Lübeck, Institut für Medizintechnik, Lübeck, Deutschland

Einleitung
MERMAID (*Multi-Emission Radioisotopes - Marine Animal Imaging Device*) wird das erste dedizierte Gerät für die Radioisotopen-Bildgebung von kleinen Wassertieren sein. Fische sind in mehreren Forschungsbereichen unerlässlich, u.a. in der biomedizinischen Forschung. Eines der Ziele des Projekts ist der Bau eines hochauflösenden Prototypen für die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) von Zebrafischen. Für die Verabreichung des Radiotracers werden neue Methoden untersucht, z.B. durch aquatische Mikroorganismen.

Material & Methoden
Der Prototyp soll aus zwei Detektormodulen bestehen, die um das Objekt rotieren können. Die flexible Konfiguration von Detektor und Tierhalterung ermöglicht die Untersuchung einer Vielzahl von Tiergrößen. Aquatische Mikroorganismen, wie z.B. Mikroalgen, werden als Radioaktivitätsträger eingesetzt, um Informationen über Vorgänge von Interesse, wie Futterwege und Stoffwechsel, zu liefern. Diese Methode der Tracerapplikation wird mit direkter Injektion des Tracers sowie der Aufnahme übers Wasser verglichen. Weiterhin werden Verfahren entwickelt, um die Tiere sanft zu immobilisieren und gleichzeitig ihr Wohlbefinden in einem Wassertank während der PET-Datenakquisition zu gewährleisten. Die ersten PET-Aufnahmen von Phantomen und Wassertieren mit 18-FDG werden aufgenommen und rekonstruiert, begleitet von Simulationsstudien.

Ergebnisse
Wir haben einen PET-Prototypen, basierend aus Silizium-Photomultipliern, gebaut und kalibriert, sowie eine Fixierungsmethode für Fische entwickelt (Abb. 1). Das System wurde durch Aufnahme und Analyse von Bildern von Punktquellen und Phantomen charakterisiert (Abb. 2 rechts). Messungen und Simulationen legen nahe, dass bei Systemen mit sehr kleinem Sichtfeld dedizierte Rekonstruktionsansätze zur Verbesserung der Bildqualität nötig sind. Studien an Muscheln zeigen, dass Radionuklide effizient an Mikroorganismen gekoppelt werden können und von den Muscheln aus dem umgebenden Wasser aufgenommen werden (Abb.2 links).

Zusammenfassung
Es wurde ein dedizierter Prototyp zur PET-Bildgebung von aquatischen Tieren entwickelt und kalibriert; erste Bilder wurden aufgenommen. Wassertiere können Radiotracer über das Wasser durch die Kopplung an Mikroorganismen aufnehmen.

Anhang 1

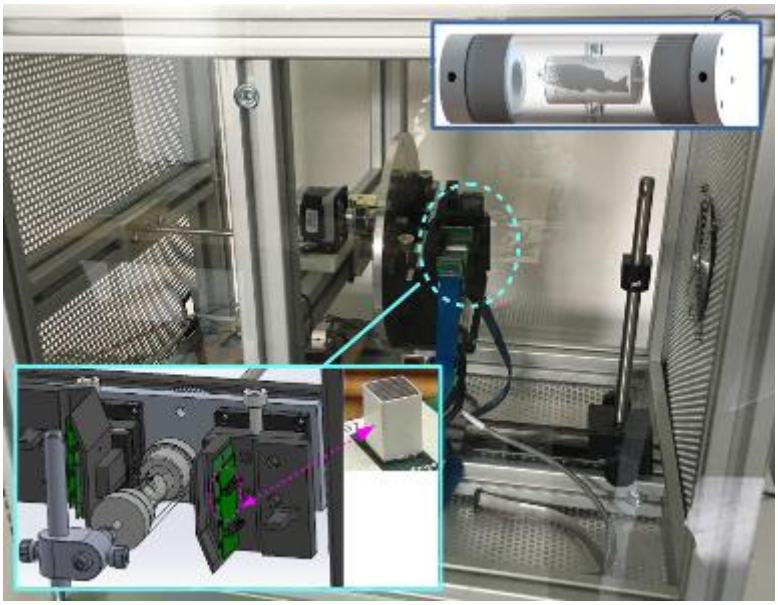


Abb. 1: Messaufbau

Anhang 2

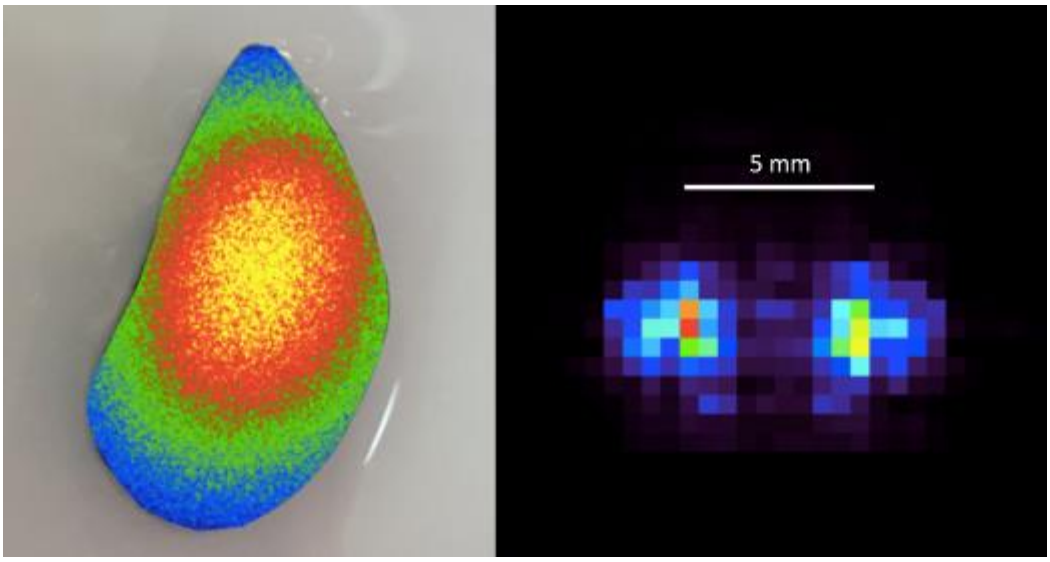


Abb. 2: Phosphor-Imager-Aufnahme der 18-FDG-Verteilung in einer Miesmuschel (Mytilus edulis); Nichtoptimierte PET-Aufnahme einer Na22-Doppelquelle (Abstand 5mm).

V 11 Eine webbasierte Plattform zur Sammlung, Aufarbeitung und Präsentation von Hybridbildgebungsartefakten

O. Roesner[1], M. Rullmann[1], B. Sattler[1], O. Sabri[1]
[1]Universitätsklinikum Leipzig, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Leipzig, Deutschland

Einleitung
Bildgebungsartefakte beeinflussen die Bildqualität und Quantifizierbarkeit, wodurch die diagnostische Interpretation erschwert wird. Um entsprechende Probleme zu vermeiden müssen praktikable Handlungs- und Lösungsstrategien entwickelt werden. Hierbei eine repräsentative Sammlung von wissenschaftlich aufgearbeiteten Fallbeispielen zur Verfügung hilfreich sein. Gegenwärtig existieren solche als Printmedien. Deren Zusammenstellung ist mit einem hohen zeitlichen und logistischen Aufwand zur Sammlung und Bereitstellung der Artefaktfälle verbunden. Überdies ist die instruktive Darstellung was einerseits durch die statische Natur solcher Medien als auch häufig durch das Fehlen wichtiger Informationen bedingt ist. Deshalb ist die Identifikation einer Ursache bzw. Adaptation einer eigenen Vorgehensweise auf Basis von Printmedien problematisch.

Material & Methode
Es wurde eine webbasierte Plattform entwickelt. Dazu wurde eine Eingabemaske implementiert, welche Artefaktfälle mit allen fallbezogenen Daten und Bildern erfasst. Die gesammelten Artefaktfälle werden anschließend durch fachkundige Experten moderiert und wissenschaftlich aufgearbeitet. Für Artefakte deren Ursache oder Lösung unbekannt ist, ermöglicht die Plattform die Aufarbeitung in gemeinsam mit anderen Nutzern. Hierfür ist eine Kommentarfunktion vorgesehen. Durch die Kumulation von wissenschaftlich aufgearbeiteten Artefakten über einen längeren Zeitraum entsteht eine repräsentative Datenbank. In dieser kann der Nutzer mit Hilfe einer implementierten Suchmaske recherchieren um Lösungsansätze für das eigene Problem zu finden. Zur Überprüfung der grundlegenden Funktionen und Bewertung der Performance wurde eine Pilotphase durchgeführt. In dieser haben Medizinphysik-Experten Artefaktfälle aus der Literatur oder klinischen Routine hochgeladen. Zusätzlich wurde Feedback in Form eines integrierten Fragebogens erfasst.

Ergebnisse & Zusammenfassung
Die Plattform (www.ipet-science.de/artifacts) funktioniert stabil und eignet sich für die gewünschten Aufgaben. Bisher wurden 30 Artefaktfälle hochgeladen. Im Vergleich zu Printversionen senkt sie den logistischen und zeitlichen Aufwand für Moderatoren und Anwender. Weiterhin erlaubt sie die kontinuierliche Erfassung wertvoller statistischer Metadaten (z.B. Häufigkeit von Artefakten an verschiedenen Systemen bzw. bestimmter Arten von Artefakten). Das gesammelte Feedback und die Präsentation auf Fachveranstaltungen zeigen mit 85 % ein objektiv hohes Interesse an einem derartigen Tool. Nächste Schritte sind die Implementation der Möglichkeit DICOM-Daten hochzuladen sowie die KI-gestützte Auswertung des Wachsenden Datenbestands vorgesehen. Diese sollen den Anwender beim Finden von Lösungsstrategien auf Basis des anwachsenden Datenbestands unterstützen.

Audiologie 1 I Audiologie und Bildgebung – CT

Chairs: Ulrich Hoppe (Erlangen), Susan Arndt (Freiburg)

V 12 Instrument flight to the inner Ear – computerbasierte Planung und robotische Ausführung von Cochleaimplantationen

S. Weber[1]
[1]Universität Bern, Bern, Schweiz

Höherautomatisierte robotischen Lösungen sollen chirurgische Hörgeräteimplantationen künftig mit geringster Invasivität und höchstmöglicher Reproduzierbarkeit ausführen können. Wir stellen in diesem Beitrag die Entwicklung eines solchen Systems bis hin zur klinischen Erprobung vor. Das System besteht aus einer speziellen Planungssoftware (Otoplan) und einem stereooptisch geführten robotischen Bohrsystem (Hearo). Es ermöglicht die Ausführung einer Bohrung direkt von der Schädelaussenseite (hinter dem Ohr) bis zum Innenohr (der Cochlea/Hörschnecke), um anschliessend die Elektrode des Hörimplantats in die Cochlea einzuführen. Die Bohrung erfolgt dabei mit einer effektiven Genauigkeit von weniger als 0.3 mm. Auf der Basis eines CT / CBCT Scans (Auflösung: $100 \times 100 \times 100\ \mu m^3$) und mittels einer dezidierten Software (Otoplan) werden alle relevanten anatomischen Strukturen segmentiert und dreidimensional modelliert, der Bohrtunnel definiert und das optimale Cochleaimplantat ausgewählt. Anschliessend kann die Bohrung durch das Robotersystem realisiert werden. Insbesondere während des Bohrens in der Nähe des Gesichtsnervs agieren mehrere voneinander unabhängige Sicherheitssysteme. So wird mittels elektrischer Stimulationen geprüft, ob die Bohrung in einer sicheren Entfernung zum Gesichtsnerv führt und falls erforderlich kann der Roboter gestoppt werden. Ausserdem wird beim Bohren die Bohrkraft kontinuierlich gemessen und mit den verfügbaren Dichteinformationen aus dem CT abgeglichen um zu prüfen ob der Roboter auf dem geometrisch exakten Weg ist. Ist der Bohrvorgang abgeschlossen, wird das Cochleaimplantat optimal und entsprechend der Planung eingesetzt und der Hautschnitt wieder vernäht. Ein derartiger Eingriff mit nur einer kleinen Bohrung und direkt in einem optimalen Winkel in die Cochlea, kann nicht durch einen Menschen ohne Verwendung von derartigen Hilfsmitteln realisiert werden.

V 13 Vergleich intraoperativer ECAP-Messungen bei CI mit präoperativen CT/MRT-Befunden

R. Helbig[1], N. Zellhuber[1], M. H. Kropp[2], P. Mir-Salim[2], M. Bloching[1], T. Hocke[3], A. Müller[2]
[1]Helios Klinikum Berlin-Buch, Klinik für HNO, Berlin, Deutschland
[2]Vivantes Netzwerk für Gesundheit GmbH, Klinikum im Friedrichshain, Klinik für HNO, Vivantes Hörzentrum Berlin (HZB), Berlin, Deutschland
[3]Cochlear Deutschland GmbH, Research, Hannover, Deutschland

Hintergrund:
Mit intraoperativ gemessenen elektrisch evozierten Summenaktionspotenzialen (ECAP) soll eine möglichst sichere Aussage über die physiologische Funktion des implantierten Cochlea-Implantat-Systems (CI) auf peripherer Ebene getroffen werden. Dazu wurde der Frage nachgegangen, ob sich die ECAPs äquivalent zur präoperativen Bildgebung verhalten und inwieweit sie Hinweise auf pathologische Veränderungen des Innenohrs geben (z.B. bei Ossifikation, entzündlichen Prozessen oder Fehlbildungen der *Cochlea*).

Methode
Retrospektiv wurden CI-Patienten nach Elektrodenarray-Typ und Befund der präoperativen Bildgebung des Felsenbeins mittels Computertomografie (CT) und Kernspintomographie (MRT) gruppiert. Bei allen Patienten wurden intraoperativ TECAP-Messungen mittels AutoNRT im Default-Setting an allen 22 Elektroden durchgeführt. Folgende Gruppen wurden untersucht: (1) unauffällig vs. pathologischer CT/MRT-Befund mit gleichem Elektrodenarray, (2) perimodiolarer vs. gerader Elektrodenträger innerhalb der Patientengruppe mit unauffälligem CT/MRT-Befund. Die untersuchte Stichprobe bestand aus über 200 Ohren mit einem Nucleus-Implantat.

Ergebnisse
In der Gruppe mit unauffälligem CT/MRT war der Anteil messbarer ECAPs wesentlich höher als in der pathologischen Gruppe. Zwischen den beiden Gruppen waren die ECAP- Schwellen an 21 Elektroden signifikant verschieden. Die Daten veranschaulichen den Zusammenhang von ECAP-Schwellen mit unterschiedlichen Elektrodenarray und den anatomischen Gegebenheiten der *S. tympani*.

Schlussfolgerungen
Pathologische Veränderungen im Innenohr, Art und Lage des Elektrodenträgers beeinflussen die Nachweisbarkeit sowie die Ereignisschwelle der ECAPs. Das Schwellenprofil der ECAP ergibt eine zuverlässige Basis, um postoperativ entwickelte Patholgien (z.B. periphere Erkrankungen der Hörnerven) objektiv zu erkennen.
Im Rahmen des Vortrages werden die Studie und ausgewählte klinische Fälle vorgestellt.

Literatur
[1] MÜLLER, A. ; HOCKE, T. ; MIR-SALIM, P.: Intraoperative findings on ECAP-measurement: normal or special case? In: Int J Audiol 2015, 54(4):257-64
[2] MÜLLER, A. ; FEICK, J. ; DZIEMBA, O.C. ; MIR-SALIM, P.: Objective Diagnostics and Therapie of Hearing Loss Several Years after Cochlear Implant. In: Laryngorhinootologie 2016, 95(9):634-5 (German)

V 14 Skaläre Lokalisation von Cochlear Implant Elektroden und Sprachaudiometrie

S. Arndt[1], A. Aschendorff[1], R. Beck[1], M. Ketterer[1], F. Hassepass[1], T. Wesarg[1]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, HNO-Heilkunde, Freiburg i. Br., Deutschland

Die Cochlear Implant (CI)-Versorgung bei beidseitiger und auch einseitiger Taubheit bzw. an Taubheit grenzender Schwerhörigkeit ist heute eine Standardtherapie mit hervorragenden Ergebnissen. Neben technischen Weiterentwicklungen der Sprachprozessoren ist dabei auch die chirurgische Qualität ein wichtiger Faktor für die Performance nach CI-Versorgung. Mit Hilfe der modernen bildgebenden Verfahren wie digitale Volumentomographie und Cone Beam Computertomographie kann die Lokalisation von CI-Elektroden innerhalb der Cochlea evaluiert werden. Dabei kann die Elektrodenlage innerhalb von Scala tympani oder Scala vestibuli oder aber mit einem Skalenwechsel bestimmt werden. Diese Evaluation dient als Feedback für die Chirurgen und beeinflußt direkt die chirurgische Ergebnisqualität. Gleichzeitig konnten wir, wie auch weitere internationale Arbeitsgruppen, zeigen, dass die Lokalisation der Elektrode mit den Ergebnissen der Rehabilitation, gemessen in der Sprachaudiometrie korreliert. Eine Platzierung der Elektrode innerhalb der Scala tympani ist letztlich nicht nur Vorbedingung für einen Restgehörhalt, sondern erbringt auch signifikant bessere Ergebnisse in der Sprachaudiometrie. Aktuelle Überlegungen und Ergebnisse zur Elektrodenevaluation werden vorgestellt.

Session 4 I Bestrahlungsplanung und Dosisberechnung in der Strahlentherapie

Chairs: Ulrich Wolf (Leipzig), Thorsten Frenzel (Hamburg)

V 15 Validierung eines Monte-Carlo-Algorithmus für die sekundäre Dosisnachberechnung von Bestrahlungsplänen

O. Schrenk[1,2,3], S. Klüter[1,2,3], K. Schubert[1,2,3], D. Schmitt[1,2,3], S. Erdem[1,2,3], B. Rhein[1,2,3], D. Oetzel[1,2,3]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg , Radioonkologie & Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[2]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland
[3]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberg, Deutschland

Die patientenspezifische Qualitätssicherung der fluenzmodulierten Bestrahlungsplanung erfolgt durch eine Messung des individuellen Bestrahlungsplans. Wird auf eine Messung verzichtet, schreibt die DIN 6875-3 eine vom Bestrahlungsplanungssystem unabhängige rechnerische Prüfung der Dosismonitorwerte vor. Ein kommerziell erhältliches System, welches eine Monte-Carlo-basierte, sekundäre Dosisberechnung anbietet, ist SciMoCa™. Das Ziel unserer Klinik ist es, SciMoCa™ als sekundäre Dosisberechnung für alle Beschleuniger-Systeme einzuführen.

Beam-Modelle wurden für das Cyberknife®, die TomoTherapy® und den Elekta Versa-HD™ Beschleuniger in SciMoCa™ implementiert. Während das Cyberknife®-Modul bereits erfolgreich validiert und klinisch eingeführt werden konnte, steht eine Validierung für das Elekta Versa-HD™ Beam-Model noch aus. In dieser Arbeit werden Ergebnisse dieses Validierungsprozesses präsentiert.
Zunächst wurden die Übereinstimmung der SciMoCa™-Dosisberechnungen und Dosismessungen mit dem microDiamond Detektor der Firma PTW im Wasserphantom untersucht. Anschließend wurde die sekundäre Dosisnachberechnung im Vergleich zur ursprünglichen collapsed-cone-basierten Dosisberechnung des Bestrahlungsplanungssystems Oncentra MasterPlan® für zehn 3D- und 25 VMAT-Pläne validiert. Als Vergleichsmetrik wurde die Erfolgsquote der Gamma-Index-Analyse für ein globales Gamma-Kriterium von 3%/1mm verwendet.

Dosisprofile und Tiefendosiskurven in Wasser weisen gute Übereinstimmungen im Rahmen der Messunsicherheit und der statistischen Unsicherheiten der Monte-Carlo-Simulation (0,5%) auf (sieh exemplarisch Abbildung 1.). Die SciMoCa™-basierte Planverifikation resultiert in eine mittlere Gamma-Erfolgsquote von 93,6% (±4,1%) für 3D- und 93,7% (±7,3%) für VMAT-Pläne im Vergleich zu Oncentra MasterPlan® (Tabelle 1.). Für VMAT-Pläne konnte eine Abhängigkeit des Ergebnisses von der bestrahlten Tumorregion festgestellt werden. Während die Dosisberechnung in Thorax, Becken und Mamma gute Reproduzierbarkeit zeigten, wurde für Kopf-Hals-Pläne nur eine Gamma-Erfolgsquote von 76,7% (±8,3%) erreicht.

Die sekundäre Dosisberechnung durch SciMoCa™ konnte für den Elekta Versa-HD™ Linearbeschleuniger erfolgreich validiert werden. Die detaillierte Untersuchung festgestellter Abweichungen sowie die Validierung und Implementierung von SciMoCa™ für die TomoTherapy® und den MRIdian® MR-LINAC ist Gegenstand aktueller Projekte.

Anhang 1

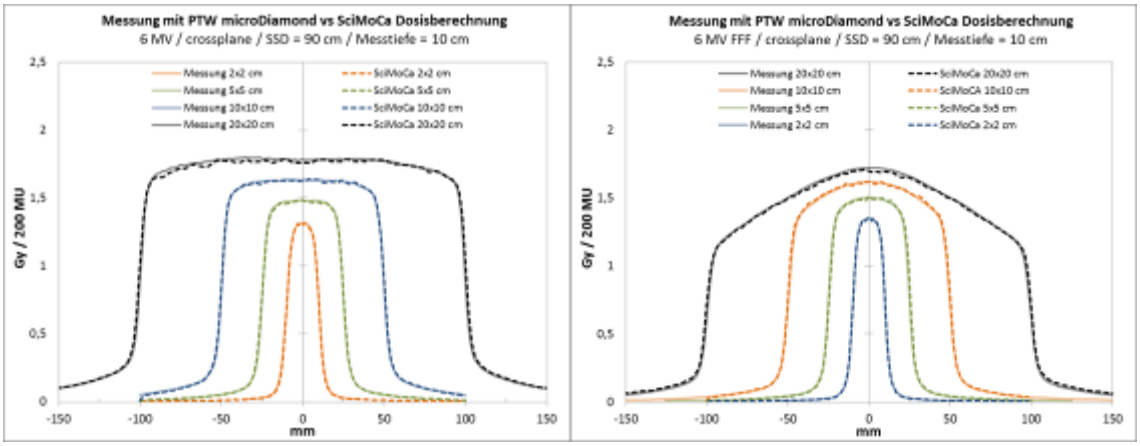


Abb. 1: Dosisprofile berechnet mit SciMoCa und gemessen mit dem PTW microDiamond im Wasserphantom.

Anhang 2

Bestrahlte Region	Gamma-Erfolgsquote, 3%/1mm, global Mean ± SD in % (Anzahl verifizierter Pläne)	
	3D-Pläne	VMAT-Pläne
Kopf-Hals	92,1 ± 0,9 (3)	76,7 ± 8,3 (3)
Thorax	96,8 ± 2,0 (5)	97,5 ± 10,7 (7)
Mamma	87,6 ± 0,8 (2)	92,9 ± 7,5 (6)
Becken	-	96,6 ± 8,4 (9)
Gesamt	**93,6 ± 4,1 (10)**	**93,7 ± 7,3 (25)**

Tab. 1: Übersicht der mittleren Gamma-Erfolgsquote der untersuchten Dosisnachberechnung mit SciMoCa™.

V 16 Hybrid direct aperture optimization für VMAT Bestrahlungsplanung

A. Dütschler[1], S. Mueller[1], P. Manser[1], D. M. Aebersold[2], M. F. M. Stampanoni[3], M. K. Fix[1]
[1]Inselspital Bern, Abteilung für Medizinische Strahlenphysik, Bern, Schweiz
[2]Inselspital Bern, Abteilung für Medizinische Strahlenphysik, Bern, Schweiz
[3]ETH Zürich, Institute for Biomedical Engineering, Zürich, Schweiz

Einleitung
Volumetric modulated arc therapy (VMAT) wird routinemässig für Strahlentherapie angewendet. Dabei werden für die Planerstellung kommerzielle Optimierer verwendet, deren Implementationen unzugänglich sind. Um für zukünftige Forschungsprojekte das Potential weiterer Freiheitsgrade und Funktionen für VMAT zu untersuchen, wurde in dieser Arbeit ein neuer Hybrid Direct Aperture Optimization (HDAO) Algorithmus zur Optimierung von VMAT Plänen entwickelt.

Material & Methoden
Die entwickelte inverse Bestrahlungsplanung basiert auf Monte Carlo berechneten Beamlet Dosisverteilungen für diskrete DICOM Kontrollpunkte. Die MLC-Positionen und Monitor Units pro Kontrollpunkt werden mit einem HDAO Algorithmus optimiert. Dabei werden basierend auf einem Column Generation (CG) Pricing Schema iterativ vielversprechende MLC-Öffnungen bestimmt. Nach jeder CG Iteration werden die Monitor Units zunächst mit einem Gradientenverfahren und danach zusammen mit den MLC-Positionen mit einem Simulated Annealing Algorithmus optimiert. Dies wird wiederholt, bis für jeden Kontrollpunkt eine MLC-Öffnung bestimmt wurde. Applizierbare VMAT Pläne wurden für ein Kopf-Hals, einen Prostata und einen Blasen Fall mit HDAO erstellt und mit VMAT Plänen verglichen, die mit dem kommerziellen Eclipse Photon Optimierer (PO) erstellt wurden. Dabei wurden jeweils dieselben Optimierungsziele verwendet. Die mit HDAO und Eclipse optimierten Pläne benötigen eine vergleichbare Bestrahlungsdauer.

Ergebnisse
Im Durchschnitt ist D_{mean} für parallele Risikoorgane 8.6% kleiner für HDAO gegenüber mit Eclipse optimierten VMAT Plänen. Die Dosis in seriellen Risikoorganen, die Dosisbelastung des Normalgewebes sowie die Abdeckung des PTVs ist für HDAO vergleichbar mit den Eclipse optimierten VMAT Plänen.

Zusammenfassung
Es wurde erfolgreich ein HDAO Algorithmus für die Optimierung von genau applizierbaren VMAT Plänen entwickelt, der die gewünschte Flexibilität zur Untersuchung von weiteren Freiheitsgraden bietet. Die Planvergleiche deuten darauf hin, dass dieser Algorithmus zudem das Potential hat die parallelen Risikoorgane gegenüber Eclipse optimierten Plänen besser zu schonen. Diese Arbeit wurde teilweise von Varian Medical Systems unterstützt.

V 17 Partikelschwarmoptimierung zur automatischen Bestrahlungsplanung

L. A. Künzel[1], S. Leibfarth[1], O. Dohm[2], A. C. Müller[2], D. Zips[2,3], D. Thorwarth[1,3]
[1]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Tübingen, Deutschland
[3]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Tübingen und Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Die IMRT-Bestrahlungsplanung erfolgt heute über eine inverse Optimierung. Dabei muss die Definition der Anforderungen an diese Planung im Sinne einer bestmöglichen Schonung von Risikoorganen (OAR) bei optimaler Dosierung des Planungszielvolumens (PTV) manuell justiert werde. Die Bearbeitungszeit ist somit abhängig von der Erfahrung des Planers. Wir stellen hier einen automatischen Bestrahlungsplanungsansatz vor, der Partikelschwarmoptimierung (PSO) nutzt, um automatisch einen Ausgleich zwischen optimaler Risikoorganschonung und Zielvolumenabdeckung zu finden.

Material & Methoden
Die PSO wurde in das Forschungsbestrahlungsplanungssystem Hyperion integriert. Jeder Partikel entspricht einem Bestrahlungsplan mit aktuell drei OAR-Dosisbeschränkungen. Eine Bewertungsfunktion evaluiert die Pläne, um optimale Positionen für jeden Partikel und für den Schwarm festzulegen. Mit diesen Informationen werden die Planungsbeschränkungen iterativ angepasst. Die Bewertungsfunktion berücksichtigt DVH-Parameter für PTV und wichtige OAR, deren Einhaltung belohnt und deren Verletzung bestraft wird.
Das Verfahren wurde für n=10 postoperative Prostatafälle mit einer Dosisverschreibung von 66 Gy mit zwei Rektum- und einer Blasendosisbeschränkung getestet. Jeder Fall wurde mit 30 Partikeln über 100 Generationen optimiert. Manuelle und automatische Pläne wurden anhand klinischer Dosisvorgaben verglichen und auf signifikante Unterschiede getestet (Wilcoxon-Vorzeichenrangtest).

Ergebnisse
PSO war in der Lage für alle 10 Fälle VMAT-Pläne vorzuschlagen, dabei waren 9/10 klinisch akzeptabel. Abbildung 1 zeigt ein repräsentatives Beispiel. Die mediane EUD (Schwankungsbreite) für das PTV betrug 65,4 (64,7-66,0) Gy für die manuellen und 65,3 (62,5-65,5) Gy für PSO-Pläne. Die PSO-Pläne erfüllten die Vorgabe für das Rektum ($D_{2\%}$ < 66 Gy) signifikant besser mit 66,1 (64,7-66,5) Gy gegenüber 67,0 (66,5-67,5) Gy (*p=0,016*). Tabelle 1 gibt eine Übersicht über alle evaluierten Parameter. Für den erfolglosen Plan könnte die verschriebene PTV-Dosis nur durch Überschreitung der Blasenbeschränkung erzielt werden, das ist aufgrund der Definition der Bewertungsfunktion nicht möglich.

Zusammenfassung
PSO ermöglicht die automatische Erstellung von Plänen mit vergleichbarer Planqualität wie die manuelle Planung. Weitere Untersuchungen sollten die Optimierungsparameter der PSO sowie eine Verfeinerung der Bewertungsfunktion berücksichtigen.

Anhang 1

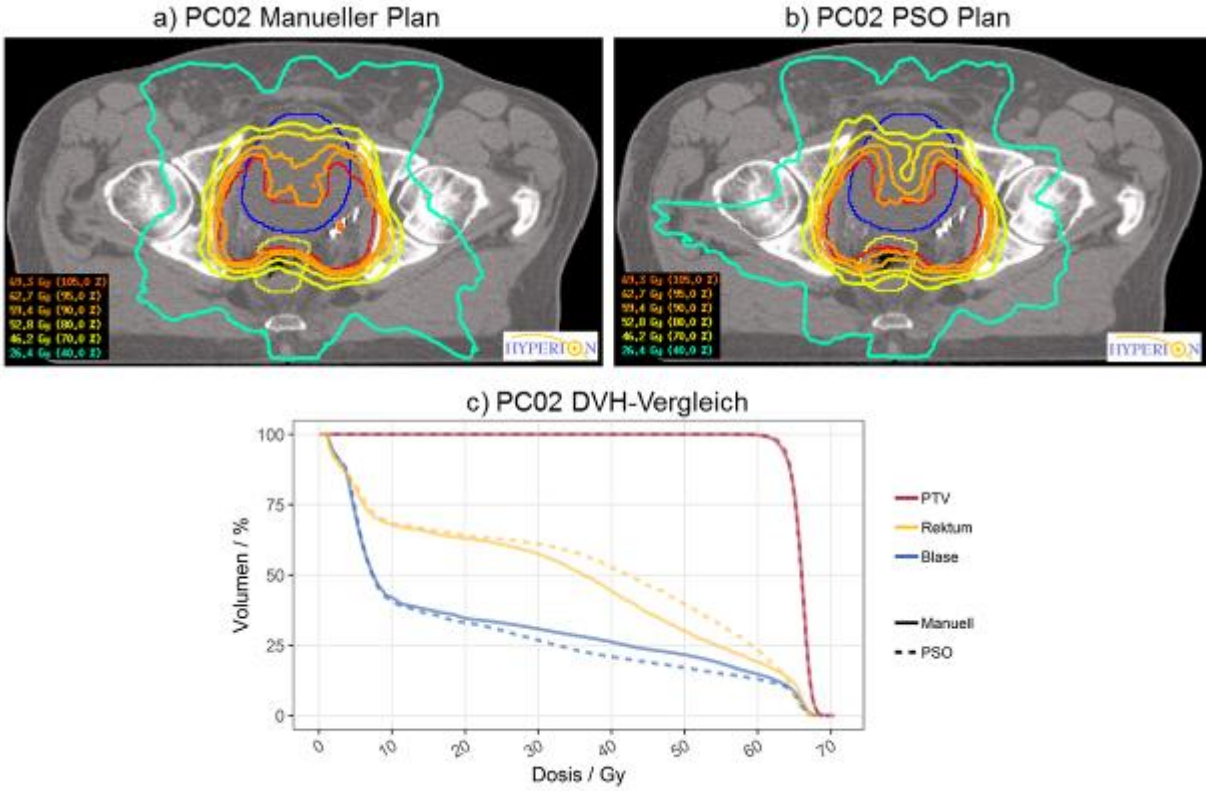


Abbildung 1: *Fall PC02: Dosiverteilungen für den manuellen Plan (a), PSO Plan (b) und DVH-Vergleich (c).*

Anhang 2

Tabelle 1: *Übersicht über alle evaluierten Parameter (ME Monitor Einheiten).*

	Manuell			PSO			
	Median	Minimum	Maximum	Median	Minimum	Maximum	p-Wert
PTV *EUD*	65,4	64,7	66,0	65.3	62,5	65,5	1
PTV $D_{98\%}$	62,9	61,7	63,6	62,8	59,4	63,1	1
PTV $D_{2\%}$	67,7	67,4	68,0	67,9	67,5	68,1	1
Rektum $D_{2\%}$	67,0	66,5	67,5	66,1	64,7	66,5	0,016
Rektum V_{40Gy}	47,6	38,5	63,5	52,7	47,6	64,9	1
Rektum V_{60Gy}	22,7	12,0	34,7	22,4	13,0	33,4	1
Blase $D_{2\%}$	66,8	66,0	67,3	66,7	63,3	67,2	1
Blase V_{60Gy}	27,6	14,3	57,3	27,5	12,9	48,0	1
ME	525,7	421,2	621,1	540,0	485,1	606,3	-
Segmente	185	164	201	194	182	207	-
Gesamt PQS	-0,82	-16,43	1,08	0,91	-5,98	6,25	-

V 18 Ganzhirnbestrahlung beim cerebral metastasierenden Bronchialkarzinom – Metastasenlokalisation und Risiko der Unterdosierung bei hippokampusschonender Radiatio

M. Renz[1], M. Becker-Schiebe[1,2], T. Günther[1], A. Günther[1], W. Hoffmann[1]
[1]Städtisches Klinikum Braunschweig, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie,, Braunschweig, Deutschland
[2]Medizinische Hochschule Hannover, Strahlentherapie und Spezielle Onkologie, Hannover, Deutschland

Hintergrund
Der Stellenwert der prophylaktischen Ganzhirnbestrahlung beim kleinzelligen (SCLS) und auch beim nicht-kleinzelligen Bronchialkarzinom (NSCLC) ist in randomisierten Studien beschrieben. Bei manifester cerebraler Metastasierung reduziert die Ganzhirnbestrahlung sowohl die lokale Rezidivrate als auch das Auftreten cerebral bedingter neurologischer Symptome. Therapiebedingt sind allerdings Langzeit-Einschränkungen kognitiver Fähigkeiten möglich. Aktuelle Daten weisen auf den Vorteil hippocampusschonender Techniken (HS-WBRT) hin durch Schonung von Stammzellen für die Gedächtnisfunktion. Unklar ist bisher, wie hoch das Risiko eine Untertherapie bei Aussparung cerebraler Strukturen ist, da gerade beim Bronchialkarzinom ein disseminierter Befall typisch ist. Ziel der geplanten Arbeit war es, die Verteilung der cerebralen Metastasierung und die Dosisauslastung für die HS-WBRT zu erfassen.

Pat. und Methodik
Ausgewertet wurden 99 Pat. mit einem histologisch gesicherten Bronchial-Ca, die sich einer palliativen Ganzhirn-RT (ZVD 40 Gy, 2 Gy ED, 5x/Woche) unterzogen. Für die Konturierung erfolgte im Planungs-CT eine Fusion mit T1 gewichtete KM verstärkte MRT- Sequenzen. Die Konturierung erfolgte analog RTOG Atlas 0933. Der Abstand zwischen Metastasen und Hippocampus wurde mittels eines 3D-Vektors errechnet. Für perihippocampale Metastasen (Abstand <5mm zum Hippocampus) wurde die Dosisverteilung bei Anwendung einer HS-WBRT in RapidArc-Technik analysiert.

Ergebnisse
57 NSCLC und 42 SCLC-Patienten wurden ausgewertet, in 78% aller SCLC und 70% aller NSCLC lagen >3 cerebrale Metastasen vor. Bei 20/99 Patienten (15 NSCLC, 5 SCLC) waren Metastasen intra- bzw. perihippocampal (<5mm Abstand) lokalisiert. Bei 8 NSCLC und 13 SCLC-Patienten lag der geringste Abstand zwischen Metastase und Hippocampus bei 5-9 mm. Die Anwendung einer HS-WBRT führte zu einer Unterdosierung für die perihippocampal lokalisierten Metastasen von 36.3 +/- 4,5 % mit einer Dmean von 14.5 +/- 1.8 Gy. Die Dosisauslastung für Metastasen in einer Distanz zum HC von 5-9 mm lag zwischen der 75 und 93 % Isodose.

Schlussfolgerung
In unserer retrospektiven Auswertung von vorwiegend disseminiert cerebral metastasierten Bronchialkarzinomen ergab sich ein relativ hoher Anteil von 20.2% perihippocampal lokalisierten cerebralen Metastasen. Eine Hippocampusschonung in diesem therapeutischen Setting führt zu einer relevanten Unterdosierung. Inwieweit eine HS-WBRT beim SCLC bei der prophylaktischen Ganzhirnbestrahlung zu vertreten ist, wird derzeit prospektiv untersucht (RTOG 2012).

Session 5 I Partikel II

Chairs: Klemens Zink (Gießen), Oliver Jäkel (Heidelberg)

V 19 Determination of the photon interaction position in a monolithic scintillator via a Convolutional Neural Network based algorith

M. Kawula[1], T. Binder[1,2], S. Liprandi[1], M. Mayerhofer[1], R. Viegas Rego[1], K. Parodi[1], P. G. Thirolf[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Fakultät für Physik , München, Deutschland
[2]KETEK GmbH, München, Deutschland

Introduction
We are developing a Compton Camera for ion-beam range verification in particle therapy. The system detects prompt γ−rays produced in nuclear reactions during the irradiation of tissue. The camera consists of a scatterer (6 layers of double-sided Si-strip detectors) and a monolithic scintillator as an absorber (LaBr3(Ce) or CeBr3), read out by a 64-fold multi-anode photomultiplier. Prompt gamma-ray Compton imaging requires the detection of the interaction position and deposited energies in both components of the camera.

Material & Methods
To determine the photon interaction position in the monolithic scintillator we are currently using the "Categorical Average Pattern"(CAP) algorithm (improved version of the "k-Nearest-Neighbours"[1]). Simultaneously, we are developing an algorithm based on Convolutional Neural Networks (NN). Training and test datasets come from a 2D scan of the scintillator surface with tightly collimated ^{60}Co and ^{137}Cs sources at approximately 100x100 positions. For each position, 400-800 photopeak events are acquired. The averaged output from networks with different architectures leads to the best performances.

Results
The spatial resolution of the NN-based method depends on the photon energy and the scintillator type. For a monolithic crystal with dimensions 50x50x30 mm^3, excellent results were achieved: 1.2-2.5 mm (FWHM), thus even better than the initial design goal (3mm). Low memory requirements and overall structure allow running the algorithm on a single CPU or GPU, reconstructing up to 10^4 events per second. The NN algorithm outperforms significantly the CAP method in terms of speed, memory requirements and obtained spatial resolution[2].

Summary
The presented work is an important step towards future clinical applicability of the Compton Camera system that brings closer to a real-time application for ion beam range verification with prompt-gamma Compton imaging.

Appendix

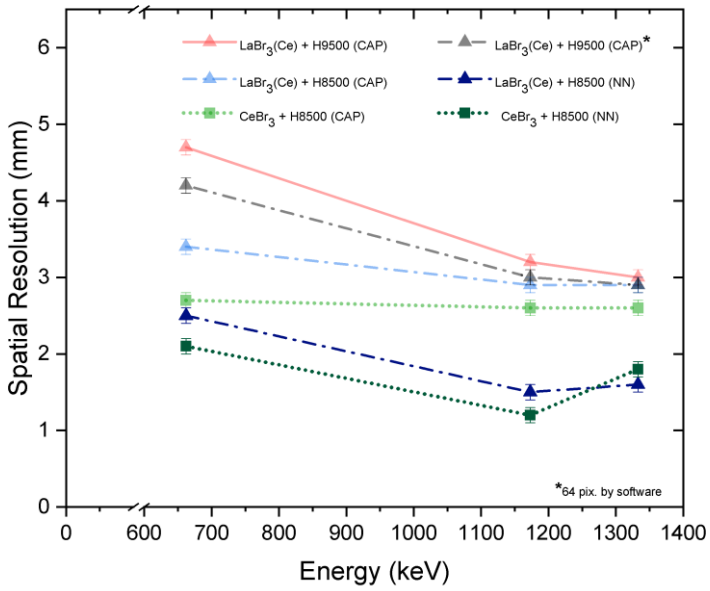


Fig. 1

References

[1] H.T. van Dam et al., IEEE TNS 58 (2011).

[2] S.Liprandi et al.: Sub-3mm spatial resolution from a large monolithic LaBr3(Ce) scintillator, Current Directions in Biomedical Engineering 3(2): 655-659 (2017)

V 20 Entwicklung und Herstellung mikrostrukturierter Gasdetektoren für ein präklinisches Protonenbestrahlungssystem

J. Bortfeldt[1,2], P. Lämmer[1], S. Meyer[1], M. Würl[1], M. Hillbrand[3], R. Hertenberger[4], J. Gordon[5], K. Parodi[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]CERN, Genf, Schweiz
[3]Rinecker Proton Therapy Center, München, Deutschland
[4]Ludwig-Maximilians-Universität München, Teilchenphysik, München, Deutschland
[5]Pyramid Technical Consultants Europe, Ltd., Henfield, Vereinigtes Königreich

Einleitung
An unserem Institut wird ein transportables System zur präzisen präklinischen Bestrahlung von Kleintieren mit Protonenstrahlen in klinischen Einrichtungen entwickelt. Es besteht aus einer Strahlführung zur Präparation eines für Kleintierbestrahlung geeigneten Strahls, einer Kleintierhalterung mit Translations- und Rotationsmöglichkeit sowie diversen Systemen zur Bildgebung und Strahllagekontrolle. Als Strahlmonitor, zur prätherapeutischen Qualitätssicherung (QS) sowie zur Instrumentierung eines Protonen Computertomographie-Systems (pCT) entwickeln und bauen wir verschiedene gasbasierte Detektoren.

Material & Methoden
Wir entwickeln eine Ionisationskammer mit strukturierter Kathodenauslese, an die, wegen der niedrigen Strahlenergie von deutlich unter 70MeV und des kleinen Strahldurchmessers von deutlich unter 1mm, besondere Anforderungen gestellt werden. Die Elektroden bestehen aus 40nm Aluminiumschichten auf 10µm Polyimid- beziehungsweise 2µm BO-PET-Folien und werden photolithographisch strukturiert. Ebenfalls entwickeln wir ein QS-System aus mehreren unsegmentierten Ionisationskammern mit derselben Technologie um die Tiefen-Dosis-Kurve bis zu niedrigsten Energien präzise messen zu können, sowie eine Ionisationskammer mit Pixelauslesestruktur.
Für ein Einzelteilchen pCT-System entwickeln wir dünne Micromesh-Gasdetektoren (Micromegas) mit Aluminiumstreifenauslesestruktur als Spurdetektoren sowie eine Zeitprojektionskammer (TPC) mit integrierten Polyimid-Absorbern als Reichweitenteleskop.

Ergebnisse
Wir sind in der Lage photolithographisch feinste Aluminium- und Kupferauslesestrukturen zu produzieren. Eine Strahlmonitor-Ionisationskammer mit 2x64 Streifen sowie zwei Dosisebenen und einer aktiven Fläche von 64x64mm^2 wurde mit 22MeV Protonen an einem Tandembeschleuniger getestet. Strahlstrommessgenauigkeit von unter 1% sowie eine Ortsauflösung von einigen 10µm wurden erreicht. Der Prototyp einer TPC mit integrierten Absorbern mit und ohne feldformende Struktur wurde gebaut und in 22MeV sowie 70MeV Protonstrahlen am Tandembeschleuniger sowie an einer klinischen Protonentherapieanlage erfolgreich charakterisiert. Eine effiziente Detektion der zwischen den feldformenden Absorbern erzeugten Ladung bis zu hohen Teilchenraten ist möglich. Das QS-System wird zurzeit konstruiert.

Zusammenfassung
Wir berichten über die Technologientwicklung, die Konstruktion und das Verhalten von Ionisations-, Micromegas-, und Zeitprojektionsdetektoren, die als Strahlmonitor, als QS-System sowie als pCT-System für eine präklinische Kleintierbestrahlungsplattform entwickelt und gebaut werden.

Anhang

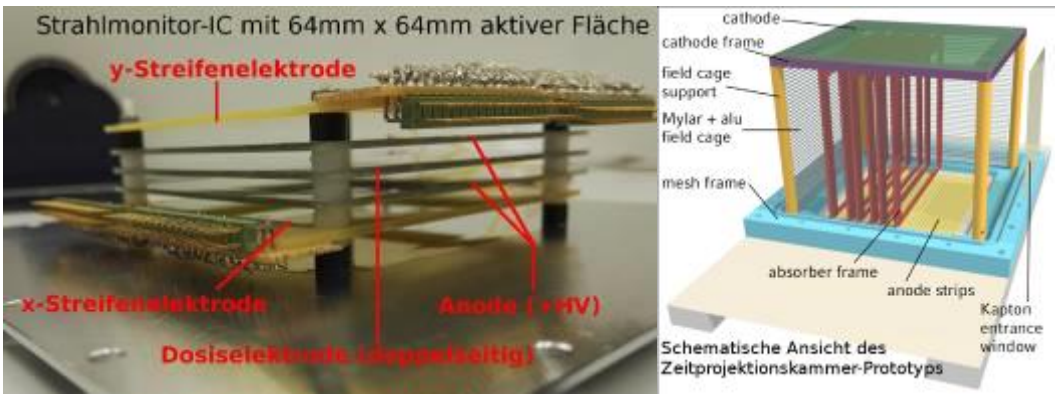


Abb. 1

V 21 Monte Carlo simulated ionization chamber responses to monoenergetic proton beams

J. Kretschmer [1], A. Dulkys[1], L. Brodbek[1,2], T. S. Stelljes[1], H. K. Looe[1], B. Poppe[1]
[1]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland
[2]University Medical Center Groningen (UMCG), University of Groningen, Department of Radiation Oncology, Groningen, Niederlande

Purpose
In this study, ratios of dose to water and dose to the sensitive air volume of ionization chambers in monoenergetic proton beams, f_Q, are determined using Monte Carlo simulations. In addition, the impact of positioning the cylindrical ionization chambers with their effective point of measurement (EPOM) at the measurement depth is investigated.

Methods
Chamber models of three plane-parallel (IBA NACP-02, PTW Markus 23343 and Advanced Markus 34045) and five cylindrical ionization chambers (Farmer NE2571, PTW Farmer 30013, PinPoint 31014, Semiflex 3D 31021, PinPoint 3D 31022) were implemented in GATE V8.0/Geant4 10.04.p01. f_Q ratios were simulated in 2 cm depth for 10x10 cm^2 fields of monoenergetic protons with incident proton energies of 70 to 250 MeV. The response of cylindrical chambers was determined with and without EPOM consideration.

Results
The f_Q ratios for all plane-parallel chambers are nearly constant over the considered energy range. The results for the NACP-02 are in good agreement with publications by Goma *et al.* (2016 Phys. Med. Biol. 61 2389) and Wulff *et al.* (2018 Phys. Med. Biol. 63 115013). Considering plane-parallel chambers only, the largest deviation from values recommended in IAEA TRS398 is 1.7%.
When cylindrical chambers were placed with their reference point at the measurement depth, f_Q ratios increase with decreasing energy. Results for the NE2571 are in good agreement with those of Goma *et al.* and Wulff *et al*.. The placement of cylindrical chambers with their EPOM in 2 cm depth leads to a reduced energy dependence and nearly constant f_Q. For both chamber positioning approaches deviations from f_Q values listed in TRS398 of up to 2.4% are determined.

Conclusion
The results underline the need for an update of $k_{Q,Q0}$ in TRS398 and indicate that the positioning of cylindrical ionization chambers should be considered when defining reference conditions for monoenergetic proton beams.

V 22 Monte-Carlo-Studie zur Protonenradiographie für die Positionsverifikation für Kleintierbestrahlungen an einem klinischen Protonen-Therapiezentrum

K. Schnürle[1], M. Würl[1], J. Esslinger[1], S. Meyer[1], J. Bortfeldt[1,2], F. S. Englbrecht[1], K. Parodi[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Experimentelle Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]CERN, Genf, Schweiz

Einleitung
Für die präklinische Kleintierbestrahlung mit Protonen sind Positionsverifikation und Bildführung wichtig, um eine präzise Bestrahlung zu gewährleisten. Es wird eine Monte-Carlo Studie präsentiert, welche die Positionsverifikation und direkte Bestimmung der wasseräquivalenten Dicke (WET) von heterogenen, kleintierähnlichen Objekten an einem Aufbau für **Kleintierbestrahlungen ermöglicht**. Benutzt wird ein experimentell validiertes, klinisches Strahlmodell.

Material und Methoden
Die Studie wurde mit dem Monte-Carlo Code FLUKA durchgeführt. Die Protonenradiographie basiert auf passiver Energievariation eines experimentell validierten, klinischen Strahlmodells (1) und einem großflächigen CMOS-Detektor (11,4 x 6,5 cm^2). Mit Hilfe eines zusätzlichen Energieabstufers aus Lexan und einem Kollimator aus Messing werden Fächerstrahlen mit Energien zwischen 30 und 75 MeV erzeugt. Die Energiedeposition im Detektor für jeden Bildpunkt wird über Signaldekomposition (2) in entsprechende WET-Werte umgewandelt.

Ergebnisse
Quantitative Protonenradiographie von kleintierähnlichen Objekten und einem Maus-microCT wurden unter Verwendung eines realistischen Strahlmodells erzeugt. Durch indikationsspezifische Auswahl der benötigten Energieschritte und Verwendung eines zusätzlichen CMOS-Detektors konnte die Bildgebungsdosis in Abhängigkeit der Tumorindikation niedrig gehalten werden. Bildartefakte durch Coulombstreuung und die zur Bildgebung benötigte Zeit konnten mit Hilfe eines optimierten Kollimatordesigns, welches Fächerstrahlen erzeugt, reduziert werden. Positionierungsfehler des Objektes bezüglich der CT-Aufnahme von unter 0,5mm werden erkannt.

Zusammenfassung
Die Studie unterstützt die Machbarkeit von Positionsüberprüfung und Bildführung durch Protonenradiographie für Kleintierbestrahlungen an einem klinischen Protonentherapiezentrum.
Unterstützt durch ERC Förderung 72553.

Literatur
(1) Würl et al: PMB61(2016),958
(2) Meyer et al: PMB62(2017), 1096-1112

V 23 Untersuchung des ionoakustischen Effektes in heterogenen Medien zur Minimierung der Reichweitenunsicherheit in der Partikeltherapie

H. P. Wieser[1], J. Lascaud[1], S. Lehrack[1], R. Kalunga[1], M. Würl[1], W. Assmann[1], K. Parodi[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland

Einleitung
Die Partikeltherapie ist aufgrund ihrer charakteristischen Dosisdeposition, im Vergleich zur Photonentherapie, anfälliger gegenüber geometrischen Veränderungen im Patienten. Um die Vorteile der Partikeltherapie in vollem Umfang nutzten zu können, ist es nötig eine in-vivo Reichweitenquantifizierung im Patienten vorzunehmen. Durch das Stoppen von Partikeln wird das Gewebe lokal erhitzt, was in Folge zur Emission einer Druckwelle führt. Die Ionoakustik basiert auf der Detektion dieser Ultraschallwelle und ermöglicht eine Rekonstruktion der Partikelreichweite. Bis dato wurde der ionoakustische Effekt jedoch meist an homogenen Medien untersucht, weshalb sich diese Studie, mit der Anwendung des ionoakustischen Effektes in heterogenen Kompositionen, befasst, um ein besseres Verständnis für reale Patientenfällen zu entwickeln.

Methode
Die Dosisdeposition von 20 MeV Protonen wurde durch FLUKA Monte Carlo Simulationen in heterogenen Medien berechnet. Die Ausbreitung der induzierten Druckwelle wurde angesichts verschiedener temporaler Protonenpulse mit Hilfe von k-Wave, einer pseudo-spektralen Methode zur Simulation von akustischen Wellen, berechnet. Die simulierte Schwingungsenergie wurden anschließend erfasst und in weiterer Folge mittels der Time-of-Flight Methode zur Rekonstruktion der Protonenreichweiten verwendet und mit experimentellen Messdaten verglichen.

Ergebnisse
Die Ausbreitung ionoakustischer Signale konnte erfolgreich in verschiedenen heterogenen Medien simuliert und gemessen werden. Die Genauigkeit der Reichweitenabschätzung aus Simulationen wird aktuell evaluiert und mit experimentellen Messergebnissen am Tandembeschleuniger des Maier-Leibnitz Laboratorium verifiziert.

Zusammenfassung
Neue Einsichten hinsichtlich einer zukünftigen Anwendung der Ionoakustik, zur Minimierung der Reichweitenunsicherheit in inhomogenen Geometrien, konnten gewonnen werden. Dabei stellt das geringe Signal-Rausch Verhältnis sowie der niedrige Frequenzbereich des ionoakustischen Signals besondere Herausforderungen an die Ultraschalldetektorentwicklung dar. Ein Weg diese Hürden vielleicht zu überwinden, ist es sich die Beschleunigereigenschaften zunutze zu machen um den Protonenstrahl zeitlich und räumlich zu manipulieren. Im nächsten Schritt werden Simulationen an CT Datensätzen von Patienten durchgeführt um weitere Erkenntnisse für eine klinische Anwendung zu gewinnen.

Anerkennung: ERC (Grant 72553), DFG (Grants 403225886 & 24819222)

V 24 Probabilistische Bestrahlungsplanung für die Kohlenstoff Therapie

H. P. Wieser[1,2], N. Wahl[2,3], P. Hennig[4], C. P. Karger[2,3,5], M. Bangert[2,3]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[3]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland
[4]Universität Tübingen und Max Planck Institut für intelligente Systeme, Tübingen, Deutschland
[5]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Die hohe örtliche Abhängigkeit der Dosisdeposition beschleunigter Partikel von dem durchdrungenen Gewebe komprimiert die Aussagekraft nomineller Bestrahlungspläne. Da Kohlestoff Ionen an einen anderen Ort im Patienten stoppen können als in der Bestrahlungsplanung vorhergesagt, ist eine Unsicherheitsanalyse der vorhergesagt Dosis empfehlenswert. Aber nicht nur die Quantifizierung sondern auch die Minimierung von Unsicherheiten in der Dosis ist nicht zuletzt aus der Sicht des Patienten vorteilhaft. Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Quantifizierung von Positionierung-, Reichweiten- und Biologischen Unsicherheiten in der Kohlenstoff Therapie sowie mit deren Reduktion durch probabilistische inverse Dosisoptimierung.

Methode
Durch eine „Re-Formulierung“ des Pencil-Beam Dosisberechnungsalgorithmus, werden Eingangsunsicherheiten wie Reichenweitenfehler in geschlossener Form durch die Dosisberechnung propagiert um Unsicherheiten in der Dosis in Form von Mittelwert und Standardabweichung zu erhalten. Die Berechnung von diesen probabilistischen Größen ermöglichte in weiterer Folge die Anwendung einer probabilistischen Dosisoptimierung. Der Algorithmus wurde in matRad* implementiert und an Patientendaten getestet und mit Sampling-Ergebnissen verifiziert.

Ergebnisse
Im Unterschied zu Szenarien-basierten Ansätzen zeigt diese Arbeit exakte und angenäherte nicht-lineare Berechnungen in geschlossener Form, um den Erwartungswert und die (Ko)Varianz der biologisch wirksamen Dosis für Positionierungsfehler, Tiefen- und Biologischen- Unsicherheiten in der fraktionierten Kohlenstofftherapie zu berechnen. Eine probabilistische Optimierung resultierte in Bestrahlungsplänen mit reduzierter Unsicherheit in der biologisch effektiven Dosis, wodurch diese als robuster zu betrachten sind. Abbildung 1(a) zeigt den Erwartungswert und 1(b) die Standardabweichung der RBE gewichteten Dosis einer probabilistischen Optimierung eines Kopfpatienten mit zwei Kohlensttoffstrahlen aus Gantry Winkeln von 50 und 135 Grad.

Zusammenfassung
Diese Arbeit zeigt eine neue analytische Methode zur Quantifizierung und Minimierung von Bestrahlungsplanungsunsicherheiten in der Strahlentherapie mit Kohlenstoff Ionen. Die berechneten Bestrahlungspläne für klinische Szenarien wurden durch die vorgestellte Methode robuster gegenüber den involvierten Unsicherheiten.

Anerkennung: Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) Fördernummer: BA 2279/3-1
*http://matRad.org/

Session 6 I Brachytherapie / IORT

Chairs: Sven Clausen (Mannheim), Frank Hensley (Heidelberg)

V 25 Design und Dosimetrie von individuell gefertigten Abschirmungen für Ruthenium-Augenapplikatoren

H. Manke[1,2], C. Scharmberg[1,2], D. Flühs[1], B. Spaan[2]
[1]Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland
[2]Technische Universität Dortmund, Dortmund, Deutschland

Einleitung
Ruthenium-106 Applikatoren sind seit über 50 Jahren eine etablierte Methode zur Behandlung von Tumoren im Auge. Die Form des Tumors und insbesondere die Tumorbasis variiert stark, daher wird beim Einsatz eines typischerweise runden Augenapplikators gesundes Gewebe außerhalb des Zielvolumens einer hohen Dosis ausgesetzt. Bei Überschreiten der Toleranzdosis im Gewebe erhöht sich die Wahrscheinlichkeit, dass der Patient einen Verlust der Sehkraft oder andere gesundheitliche Beeinträchtigungen erleidet.

Material und Methode
Aktuell wird das Konzept einer individuellen Abschirmung entwickelt, deren Form der Tumorbasis des einzelnen Patienten angepasst wird, um Risikostrukturen wie den Sehnerven oder Gefäße zu schützen. Zu diesem Zweck werden sowohl Monte-Carlo basierte Simulationen in Geant4, als auch Dosismessungen mit Detektorsystem durchgeführt, welches auf einem BC400-Szintillator beruht. Die Abschirmungen aus Gold, Silber, Cerroshield, Edelstahl und Aluminium werden mit Hilfe des Gussverfahrens hergestellt. Simuliert und gemessen werden sowohl Tiefendosiskurven als auch Querprofile über dem Applikator. Die betrachteten Abschirmungen haben zunächst runde, zentral positionierte Aussparungen, um sich auf die Einflüsse von Material und einem Winkel in der Aussparung zu fokussieren. [1]

Ergebnisse
Durch die aufliegende Abschirmung wird Strahlung effektiv abgeschirmt, wobei sich die Form der Tiefendosiskurve jedoch nur gering verändert. Allerdings muss dies bei der Liegezeit des Applikators berücksichtigt werden. Die Querprofile zeigen eine deutliche Abhängigkeit des Dosisprofils vom Material und den Kantenwinkel der Abschirmung. Durch die Änderung der Winkel wird der Dosisgradient beeinflusst, wodurch der Sicherheitssaum angepasst werden kann. [1]

Zusammenfassung
Es werden Messungen und Simulationen von Ruthenium-106 Applikatoren mit aufliegender Abschirmung vorgestellt. Durch die Abschirmung kann das Dosisprofil an die Tumorform angepasst und durch Wahl der Geometrie der Sicherheitssaum angepasst werden.

Literatur
[1] H. Manke: Analyse der Beeinflussung des Dosisprofils eines Ruthenium-106 Augenapplikators durch einen Winkel in der Aussparung. Masterarbeit. Technische Universität Dortmund, 2018.

V 26 Untersuchung von verschiedenen Mikrokollimatoren für den Einsatz in der Brachytherapie

A. L. Borghoff[1,2], C. Scharmberg[1,2], D. Flühs[2], B. Spaan[1]
[1]Technische Universität Dortmund, Experimentelle Physik 5, Dortmund, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Essen , Brachytherapie , Essen, Deutschland

Einleitung
Im Rahmen eines DFG-Forschungsprojektes wurden in den letzten Jahren verschiedene Designkonzepte von Mikrokollimatoren entwickelt und untersucht. Hierbei handelt es sich um miniaturisierte Kollimatoren, welche jeweils die Strahlung eines einzelnen ^{125}I-Seeds in einem Applikator für die Augentumortherapie kollimieren sollen. Dieser Beitrag beschäftigt sich mit unterschiedlichen Konzepten zur Konstruktion solcher Mikrokollimatoren.

Material & Methoden
Mikrokollimatoren bestehen aus einer Anordnung von kleinen, weitgehend parallel angeordneten Lamellen aus Gold oder einem anderen guten Absorber für Niederenergie-Photonenstrahlung, zwischen denen sich ein durchlässiges Material befindet. Der Mikrokollimator wird in Abstrahlrichtung vor dem ^{125}I-Seed platziert, um das zusätzlich ein Goldmantel zur Abschirmung von Strahlung in nicht erwünschte Raumrichtungen gelegt wird. Es werden unterschiedliche Mäntel untersucht und vorgestellt.
Des Weiteren wird ein Kollimatordesign untersucht, bei dem die Lamellenanordnung die Geometrie einer gestreckten Spirale aufweist. Dieser Aufbau lässt sich leicht durch Aufrollen einer Sandwichstruktur realisieren, die aus je einer Schicht einer Goldfolie und eines flexiblen, strahlendurchlässigen Materials besteht, die zuvor fest miteinander verbunden werden. Diese Vorgehensweise ermöglicht einen praktikablen, reproduzierbaren und schnellen Herstellungsprozess.
Zur Untersuchung der Kollimatordesigns werden numerische Simulationen der Dosisverteilung mittels Geant 4 verwendet. Messungen werden mit Hilfe einer Dosimetriemesseinrichtung durchgeführt, bei der ein sehr kleiner Polyethylennaphthalat-Szintillator als räumlich hochauflösender Detektor dient.

Ergebnisse
Es werden die Dosisverteilungen verschiedener Kollimatordesigns ermittelt und miteinander verglichen. Dabei zeigen die Dosisverteilungen der untersuchten Kollimatorgeometrien nur geringe Abweichungen voneinander, so dass gezielt das Design mit der einfachsten und am besten reproduzierbaren Herstellungsweise ausgewählt werden kann, das in Zukunft für die klinische Verwendung in Augenapplikatoren mit ^{125}I-Seeds verwendet werden soll.

Zusammenfassung
Es werden verschiedene Mikrokollimatortypen hinsichtlich ihres Herstellungsprozesses und der resultierenden Dosisverteilung untersucht. Dabei zeigt sich, dass insbesondere ein spiralförmiges Kollimatordesign für den Einsatz in der klinischen Praxis vorteilhaft ist, da es den großen Vorteil bietet, sich deutlich zeitsparender und präziser reproduzieren zu lassen als die bisher entwickelten Muster.

V 27 Monte-Carlo-basierte und experimentelle Bestimmung der Anisotropiefunktion einer 192Ir-Quelle in der HDR-Brachytherapie mit dem microDiamond-Detektor

G. Rossi[1,2,3], E. Hofmann[1,2,3], M. Gainey[1,2,3], M. Kollefrath[1,2,3], B. Thomann[1,2,3], D. Baltas[1,2,3]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Physik, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg i. Br., Deutschland
[2]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland
[3]Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung
Die Anisotropiefunktion *F(r,ϑ)* einer ^{192}Ir-Quelle in der HDR-Brachytherapie wurde mit dem microDiamond-Detektor T60019 (PTW-Freiburg) gemessen und mit den Konsensus-Daten für *F(r,ϑ)* verglichen. Mittels Monte-Carlo (MC) Simulationen wurde die Energieabhängigkeit der (gemessenen) Wasserenergiedosis des microDiamonds bestimmt.

Material & Methoden
Eine mHDR-v2r ^{192}Ir-Quelle wurde über einen microSelectron Afterloader v3 (Elekta) in einem MP3-Wasserphantom (PTW-Freiburg) positioniert. Die Messungen wurden mit einem microDiamond in den radialen Abständen r = 1, 3 und 5 cm unter verschiedenen Winkeln ϑ zwischen 0° und 170° zur Quellenlängsachse durchgeführt. Die Energieabhängigkeit $f(r,\vartheta) = \frac{D_{water}(r,\vartheta)}{D_{microDiamond}(r,\vartheta)}$ wurde für alle Messpositionen durch Simulationen mit dem MC-Toolkit EGSnrc bestimmt. *f* beinhaltet zusätzlich den Volumeneffekt und die Richtungsabhängigkeit des Detektoransprechvermögens und wurde verwendet, um die Detektoranzeige *M* in die Wasserenergiedosis umzurechnen. *F(r,ϑ)* ergab sich nach TG-43-Formalismus:

$$F(r,\vartheta) = \frac{f(r,\vartheta)}{f(r,\vartheta_0)} \cdot \frac{M(r,\vartheta)}{M(r,\vartheta_0)} \cdot \frac{G_L(r,\vartheta_0)}{G_L(r,\vartheta)}$$

ϑ_0 ist 90° und G_L ist die lineare Approximation der Geometriefunktion der Quelle mit einer Länge *L* des aktiven Volumens.

Ergebnisse
Der Faktor *f* ist bei 1 und 3 cm für 30°≤ ϑ ≤ 150° und bei 5 cm für alle Winkel winkelunabhängig und kann somit für diese Bereiche für die Berechnung von *F(r,ϑ)* vernachlässigt werden. Die Abweichungen zwischen den gemessenen und MC-korrigierten *F(r,ϑ)* und den Konsensus-Daten lagen für 1, 3 und 5 cm zwischen -1.2% und +5.9%, -0.8% und +5.2% und -0.4% und +5.7% (Abb. 1). Die größten Abweichungen wurden für Winkel ϑ < 30° und ϑ > 150° festgestellt.

Zusammenfassung
F(r,ϑ) konnte in sehr guter Übereinstimmung reproduziert werden. Der durch MC-Simulationen berechnete Faktor *f* wird lediglich für Abstände bis 3 cm und Winkel $\vartheta \leq 30°$ und $\vartheta \geq 150°$ benötigt. Die Ergebnisse deuten auf eine gute Einsatzfähigkeit des microDiamonds für die Messung von TG-43-Parametern hin. Mögliche Ursachen für Abweichungen sind Ungenauigkeiten in der Detektorpositionierung, Störeffekte wegen Dunkelstroms sowie bauliche Abweichungen der Detektorgeometrie.

Anhang

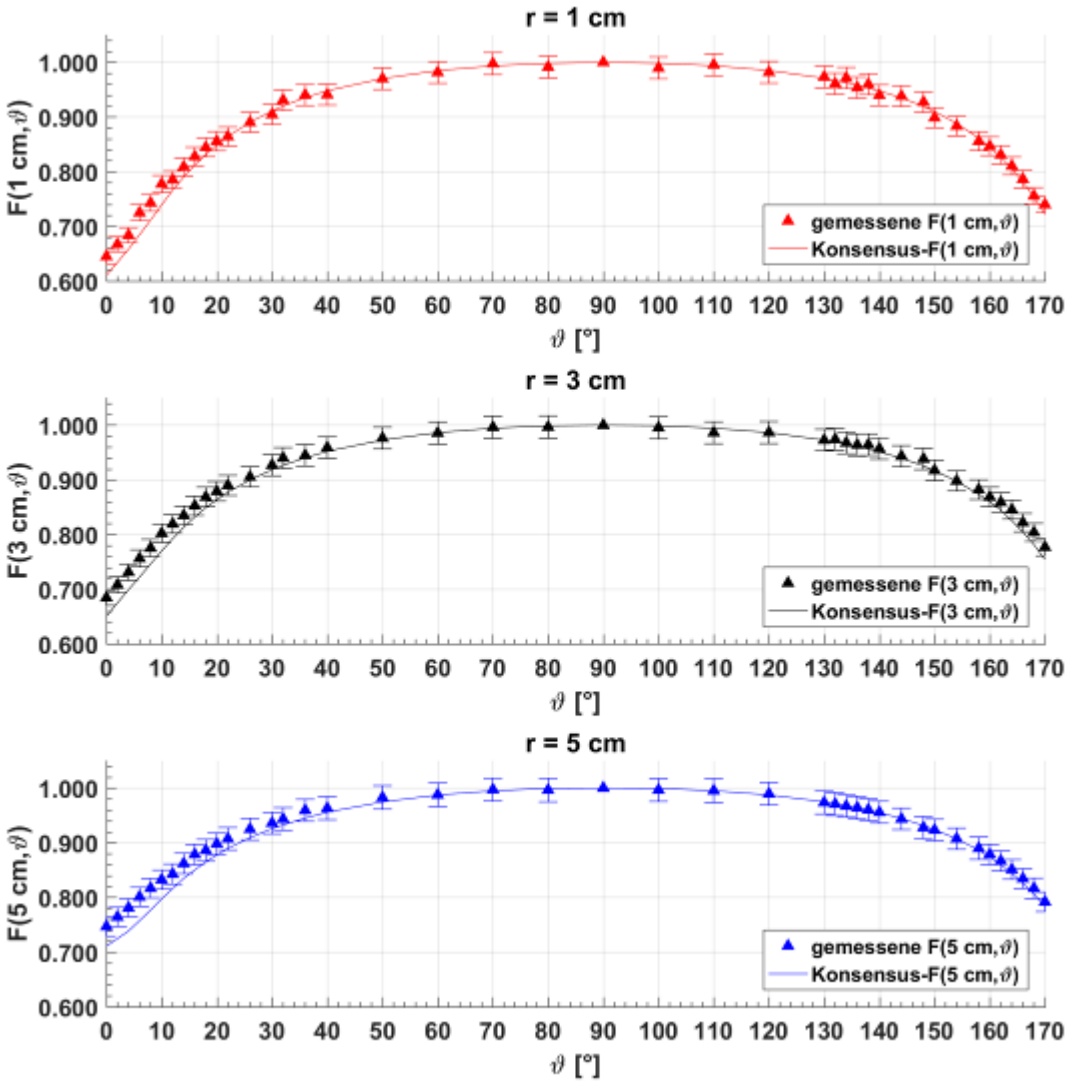


Abb. 1: Gemessene F(r,ϑ) und Konsensus-F(r,ϑ).

V 28 Einführung eines optischen Trackingsystems zur Qualitätssicherung in der interstitiellen Multikatheter-Brachytherapie

J. Reichling[1], K. Kallis[1], N. Abu-Hossin[1], N. Pallast[1], V. Strnad[1], C. Bert[1], R. Fietkau[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
In der interstitiellen Multikatheter-Brachytherapie können mittels elektromagnetischen Trackings (EMT) Veränderungen der Implantatgeometrie gemessen werden. Um zusätzlich Informationen über die Patientenoberfläche zu erhalten, wurde das EMT-System um ein optisches Trackingsystem (OTS) erweitert. Mit einer Kombination aus beiden Systemen werden derzeit Daten in einer klinischen Studie an Brustkrebspatientinnen aufgenommen. Die OTS-Daten sollen für eine Atemkompensation der EMT-Daten verwendet werden. Des Weiteren sollen durch die Position der Infrarotmarker (IR) Aussagen über anatomische Veränderungen der Brust getroffen werden.

Material & Methoden
Die Katheterverläufe werden mit Hilfe eines Afterloader-Prototypen (Flexitron, Elekta, Veenendaal, Niederlande), welcher mit einem 5DOF-Sensor ausgestattet ist, sowie drei 6DOF-Referenzsensoren auf der Patientenbrust mittels eines Feldgenerators (Aurora, Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada) gemessen. Um die Qualität der EMT-Daten zu überprüfen, sind die Referenzsensoren zusätzlich mit IR-Markern versehen. Außerdem befinden sich zur Detektion von absoluten Implantatbewegungen vier weitere IR-Marker auf dem Thorax um die Brust, welche mittels Klebepads reproduzierbar fixiert werden können. Das EMT-System und das OTS werden mittels einer Hand-Augen-Kalibrierung zu einem hybriden Trackingsystem verbunden. Die Güte dieser Transformation wird mit einem selbst entwickelten Kalibrierungsinstrument, welches definierte Abstände zwischen EMT-Sensoren und IR-Markern besitzt, in je 30 Messpositionen überprüft. Die Hand-Augen-Kalibrierung wird mit zwei linearen Optimierungsalgorithmen gelöst. Die Algorithmen unterscheiden sich in der Berechnung der Rotation und Translation, die einerseits simultan mittels dualer Quaternionen [1], andererseits nacheinander [2] erfolgt.

Ergebnisse
Die Durchführung einer Kalibrierung birgt mehrere Schwierigkeiten, unter anderem müssen für jede Messposition alle IR-Marker sichtbar sein, um präzise Ergebnisse zu erhalten. Für eine gelungene Kalibrierung besitzt die Transformation von EMT in OTS eine Genauigkeit von maximal 0,7 mm. Der Duale-Quaternionen-Algorithmus liefert im Mittel einen Fehler von (0,37 ± 0,16) mm, der Algorithmus nach Tsai von (0,21 ± 0,15) mm.
Der Vergleich von OTS- und EMT-Daten zeigt für eine simulierte Atembewegung mittels einer kontinuierlichen Schlittenbewegung einen konsistenten Verlauf.
Derzeit erfolgen Messungen zur Evaluierung des Systems im klinisch relevanten Messbereich, um Patientendaten zuverlässig auswerten und daraus aussagekräftige Ergebnisse ziehen zu können.

Zusammenfassung
Die Erweiterung eines EMT durch ein OTS ist machbar und erste Ergebnisse zeigen, dass das OTS eine ausreichende Genauigkeit besitzt, um zusätzliche Fehler zu detektieren oder eine präzise Atemkorrektur vorzunehmen.

Literatur
[1] Daniilidis, K.: Hand–Eye Calibration Using Dual Quaternions, Int. Journal of Robs. Research, vol. 18, no. 3, pp. 286–298, June 1999.
[2] Tsai, R. Y. and Lenz, R. K.: A New Technique for Fully Autonomous and Efficient 3D Robotics Hand/eye Calibration, IEEE Trans. on Robs. and Aut., vol. 5, no. 3, pp. 345–358, June 1989.

Audiologie 2 I Audiologie und Bildgebung – MRT

Chairs: Stefan Weber (Bern), Alexander Müller (Berlin)

V 29 MRT Kompatibilität bei Hörimplantaten

M. Zimmerling[1]
[1]MED-EL Elektromedizinische Gräte GmbH, R&D, Innsbruck, Österreich

Einleitung
Über mehr als drei Jahrzehnte hat sich die Magnetresonanztomographie laufend weiterentwickelt und dabei stetig an Bedeutung zugenommen. In vielen Situationen ist die MRT das bildgebende Verfahren der Wahl. Heutzutage ist die Wahrscheinlichkeit sehr hoch, dass man im Laufe seines Lebens eine MRT brauchen wird. Das gilt auch für die Nutzer von Hörimplantaten.
Dieser Aspekt sollte beim Beratungsgesprächen mit Hörimplantat-Kandidaten entsprechend berücksichtigt werden. MRT-Sicherheit sollte ein wesentliches Kriterium bei der Auswahl des Implantatsystems sein.

Material & Methoden
Daten über die Häufigkeit der MRT-Untersuchungen werden präsentiert.
Es werden die Wechselwirkungen zwischen Hörimplantaten und den Magnetfeldern im MRT dargestellt, und die daraus resultierenden potentiellen Risiken und die zu deren Bewertung verwendeten standardisierten Testmethoden werden erklärt. Testergebnisse definieren die Bedingungen für sicheres Scannen im MRT, die in der Produktkennzeichnung („Gebrauchsanweisung“) des Implantats angeführt sein müssen.

Ergebnisse
Die meisten Hörimplantate sind als „MR Conditional“ klassifiziert. Neben einer Einschränkung auf Scanner mit bestimmten statischen Feldstärken bedeutet dies häufig eine Begrenzung der SAR-Werte und der Gradientenanstiegszeiten. Besonders ältere Implantatmodelle erfordern einen Kopfverband über dem Implantat, der jedoch nicht immer ausreichend wirksam ist.
Es wird gezeigt, wo das radiologische Personal Informationen über die MRT-Sicherheit einzelner Implantatmodelle finden kann.
Typische MRT-Bildartefakte aufgrund eines Hörimplantats und Möglichkeiten der Artefaktreduktion werden aufgezeigt.
Bei neueren Hörimplantaten wird das Szenario einer MRT bereits beim Produktdesign berücksichtigt. Das erhöht die Sicherheit und macht die Durchführung einer MRT einfacher.

Zusammenfassung
So wie andere Eigenschaften ist auch die MRT-Sicherheit von Hörimplantaten für Implantatnutzer wichtig. Wesentlich für die Akzeptanz von Patienten mit Implantaten ist, dass die produktspezifischen Informationen für eine sichere MRT-Untersuchung möglichst rasch verfügbar sowie möglichst einfach und dennoch wirkungsvoll sind. Mit modernen Implantaten ist heutzutage selbst eine 3 Tesla MRT mit eingebautem Implantatmagneten möglich. Eine chirurgische Entfernung des Magneten beschränkt sich damit auf die seltenen Fälle, in denen das Bildartefakt reduziert werden muss.

V 30 Herausforderung MRT bei Hörimplantatversorgung mit Magnet

A. K. Läßig[1], M. Brockmann[2], S. Nospes[1]
[1]Universitätsmedizin Mainz, Schwerpunkt Kommunikationsstörungen, Mainz, Deutschland
[2]Universitätsmedizin Mainz, Neuroradiologie, Mainz, Deutschland

Einleitung
In Deutschland leben mehr als 100.000 Patienten mit einem Cochlea-Implantat (CI) und weitere Patienten mit magnetversorgten Knochenleitungs-, Mittelohr- und Hirnstammimplantaten. Jährlich werden aktuell ca. 5000 Ohren mit einem CI versorgt. In Anbetracht der demographischen Entwicklung mit Alterung der Bevölkerung sind hier zukünftig steigende Implantationszahlen zu erwarten, ebenso wie die Indikationen zur Durchführung einer MRT-Untersuchung trotz bzw. mit Hörimplantatversorgung. Dies stellt für Patienten, die betreuenden Radiologen sowie HNO-Ärzte, Pädaudiologen und Audiologen eine Herausforderung in der klinischen Versorgungssituation dar.

Material & Methoden
Es wurde eine selektive Literaturrecherche in PubMed mit den Suchbegriffen „MRI-compatibility“/„MRI-safety“ + „cochlea implant“, „auditory brainstem implant“, „BAHA Attract“/„Bonebridge“, „Vibrant-Soundbridge“/„Sophono alpha“ durchgeführt.

Ergebnisse
Es wird ein Überblick geboten über die aktuell auf dem Markt befindlichen Hörimplantate, die in der Europäischen Union und in den USA seit November 2013 medizintechnisch neu zugelassenen wurden, mit Bezug zu ihrer MRT-Fähigkeit sowie den Rahmenbedingungen und verbindlich vorgeschriebenen Sicherheitsvorschriften, die eine MRT-Untersuchung erfordert, ergänzt durch klinisch praktische Beispiele unter besonderer Berücksichtigung folgender Themen: Bildartefakte, Dislokationsgefahr, Polaritätsänderungen durch Drehung des implantierten Magneten, akustische Sinneseindrücke, Schmerzen, Entmagnetisierung des implantierten Magneten, Überhitzungen des Implantate und mechanisch vorgeschädigte Hörimplantate.

Zusammenfassung
Alle neu zugelassenen magnetintegrierten Hörimplantate sind für MRT-Untersuchungen mit Feldstärken bis inklusive 1,5 T zugelassen, einige Implantate bis zu 3,0 T Feldstärke. Der Magnet kann bei diesen Hörimplantaten ohne Gefährdung des Patienten belassen werden. Durch strenge Indikationsstellung, Einhaltung der Sicherheitsvorschriften und Anpassung der Aufnahmetechnik, können Komplikationen sowie Bildartefakte reduziert werden. Alle anderen in Frage kommenden alternativen diagnostischen Möglichkeiten sind vorab auszuschöpfen und im Anschluss an eine MRT-Untersuchung ist eine technische Überprüfung der Implantatfunktion durchzuführen.

Literatur
[1] Nospes, S., Brockmann, M., Läßig, A.: MRT bei Patienten mit Hörimplantaten mit Magnetausstattung – ein Update. Radiologe. 2019 Jan;59(1):48-56. doi: 10.1007/s00117-018-0462-9.
[2] Nospes, S., Mann, W., Keilmann, A.: Magnetresonanztomographie bei Patienten mit magnetversorgten Hörimplantaten. Radiologe. 2013 Nov;53(11):1026-32. doi: 10.1007/s00117-013-2570-x.

V 31 MRT und Hörimplantate – von der Kontraindikation zum diagnostischen Werkzeug

I. Todt[1]
[1]Klinikum Bielefeld, HNO Klinik, Bielefeld, Deutschland

MRT und Cochlear-Implantversorgung: Von der Kontraindiaktion zum diagnostischern Werkzeug
MRT Untersuchungen waren lange Zeit bei Patienten mit aktiven Hörimplantaten kontraindiziert. Neben Demagnetisation, Artefaktbildung und Magnetdislokationen kam es zu einer hohen Rate von Schmerzsensationen während der MRT Untersuchung (70 %) bei Cochlear Impantpatienten.
Mit der Einführung einer neuen Generation von Cochlear Implant Magneten sind diese Komplikationen zu beherrschen.
Nun ermöglicht die Nutzung des MRT in dieser Patientengruppe vielfältige Anwendungen zur Indikationserweiterung, Komplikationsdiagnostik und wissenschaftlichen Fragestellungen.
HNO Chirug und Radiologe bewegen sich nun in den Grenzen von Auflösung, Artefaktminderung, Scandauer, Sequenzauswahl und SAR Wert.
Aus der Kooperation zwischen HNO-Chirurg und Radiologen ergeben sich hier vielfältige neue Fragestellungen.

Session 7 I Dosimetrie in der Strahlentherapie

Chairs: Klemens Zink (Gießen), Ralf-Peter Kapsch (Braunschweig)

V 32 Der Einfluss des strahleninduzierten Ladungsungleichgewichts in Detektorkomponenten auf das Ansprechvermögen des microDiamond Detektors

H. K. Looe[1], D. Poppinga[2], R. Kranzer[2], I. Büsing[1], T. Tekin[1], A. B. Ulrichs[1], B. Delfs[1], D. Vogt[2], J. Würfel[2], B. Poppe[1]
[1]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland
[2]PTW Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung
Diskrepanzen zwischen experimentellem und Monte-Carlo berechnetem Ansprechvermögen des microDiamond Detektors (Typ 60019, PTW-Freiburg) in kleinen Feldern wurden in der Literatur beschrieben. In dieser Arbeit wurde der Einfluss des strahleninduzierten Ladungsungleichgewichts in Detektorkomponenten auf die beobachteten Diskrepanzen untersucht.

Material & Methoden
Für die experimentelle Untersuchung wurde der microDiamond Detektor in drei Formen modifiziert: (i) der Typ der gesammelten Ladungsträger wurde umgekehrt (mD_reversed); (ii) die metallischen Kontakte wurden gekürzt (mD_shortened); (iii) der Diamantchip mit dem sensitiven Volumen wurde entfernt (mD_noChip). Daraufhin wurden Outputfaktoren mit dem Standard microDiamond, den modifizierten microDiamonds sowie einem Exradin W1 Szintillationsdetektor als Referenz für Feldgrößen von 6x6 mm^2 bis 40x40 mm^2 vermessen. Danach wurden die Kleinfeldkorrektionsfaktoren für den Standard Detektor sowie die modifizierten Detektoren bestimmt. In einem zweiten Teil der Arbeit wurden von allen microDiamond Detektorvarianten Monte Carlo Modelle mittels dem EGSnrc Monte Carlo Paket erstellt und Kleinfeldfaktoren auf Basis von phase space files aus der IAEA Datenbank berechnet. Mit einem user-code wurde das Ladungsungleichgewicht in allen Detektorvarianten quantifiziert.

Ergebnisse
Die Kleinfeldkorrektionsfaktoren unterschieden sich bis zu 3% zwischen dem Standard und dem modifizierten mD_reversed Detektor. Feldgrößenabhängige Korrektionen für den Effekt des Ladungsungleichgewichts in Detektorkomponenten wurden aus den gemessenen Outputfaktoren abgeleitet. Wird das Ladungsungleichgewicht in Form dieser Korrektionen berücksichtigt, ergeben sich maximale Kleinfeldkorrektionsfaktoren von 2% und es zeigt sich eine sehr gute Übereinstimmung zwischen experimentell und simulierten Kleinfeldkorrektionsfaktoren. Für den modifizierten mD_shortened Detektor ergibt sich ein sehr geringer Einfluss des Ladungsungleichgewichts und er zeigt damit ohne Korrektion eine sehr gute Übereinstimmung zu den Simulationen.

Zusammenfassung
Der Einfluss des strahleninduzierten Ladungsungleichgewichts auf das Ansprechvermögen des microDiamond Detektors wurde analysiert. Es wurde gezeigt, dass die bisher beobachteten Diskrepanzen zwischen experimentellen und Monte-Carlo berechneten Ansprechvermögen auf ein strahleninduziertes Ladungsungleichgewicht zurückzuführen sind. Basierend auf einer detaillierten Monte Carlo Analyse wurde ein modifizierter microDiamond Detektor, der weniger Korrektion in kleinen Feldern benötigt, konstruiert.

V 33 Kleinfeldkorrektionsfaktoren des neuen microSilicon Detektors – Vergleich zwischen Experiment und Simulation sowie eine Analyse der vorhandenen Störeinflüsse

C. Weber[1,2], D. Poppinga[1], R. Kranzer[1], K. Kröninger[2], B. Poppe[3], H. K. Looe[3]
[1]PTW Freiburg, Entwicklung, Freiburg i. Br., Deutschland
[2]Technische Universität Dortmund, Experimentelle Physik 4, Dortmund, Deutschland
[3]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Physik, Oldenburg, Deutschland

Einleitung
Im Bereich der stereotaktischen Bestrahlungen, dem Anwendungsgebiet der Kleinfelddosimetrie, ist für die korrekte Bestimmung des Outputfaktors ein Kleinfeldkorrektionsfaktor notwendig (TRS 483, DIN 6809-8). Ziel dieser Arbeit ist die Bestimmung und Diskussion von Kleinfeldkorrektionsfaktoren für den neuen microSilicon Detektor sowie der Vergleich zum Vorgängermodell Diode E (PTW-Freiburg).

Methoden
Kleinfeldkorrektionsfaktoren wurden bei 6 MV an einem Varian TrueBeam im Feldgrößenbereich zwischen 0,6 cm und 10 cm in 10 cm Wassertiefe experimentell mit einem Exradin W1 Szintillationsdetektor als Referenzdetektor bestimmt. Die Monte Carlo Simulationen wurden mit dem EGSnrc Paket durchgeführt. Die Detektoren wurden entsprechend den Herstellerangaben modelliert. Kleinfeldkorrektionsfaktoren wurden basierend auf phase space files für einen Varian Clinac Beschleuniger im Feldgrößenbereich zwischen 0,5 cm und 4 cm simuliert. In einem weiteren Schritt wurden die Detektormodelle modifiziert, und Einflüsse aus Detektorgehäuse, Vergussmasse und aktivem Volumen quantifiziert.

Ergebnisse
Die simulierten Kleinfeldkorrektionsfaktoren stimmen im Rahmen der Messunsicherheit mit den experimentell ermittelten Faktoren für beide Detektormodelle überein. Im gesamten untersuchten Feldgrößenbereich liegt die notwendige Korrektion für den microSilicon Detektor unterhalb von 2 % und entspricht demnach den Empfehlungen aus dem neuen TRS 483 Protokoll, das Detektoren mit einer Korrektion von maximal 5 % empfiehlt. Die Ergebnisse für das Vorgängermodell Diode E stimmen mit den bereits publizierten Werten überein und zeigen eine mehr als doppelt so hohe Korrektion bei sehr kleinen Feldgrößen unterhalb von 1 cm. Auf Basis der modifizierten Detektorgeometrien und den dadurch ermittelten Störfaktoren lässt sich der Unterschied in den Kleinfeldkorrektionsfaktoren zwischen den Detektortypen maßgeblich auf das veränderte Gehäuse sowie die veränderte Vergussmasse zurückführen. Es zeigt sich weiterhin, dass sich der leicht veränderte Durchmesser des aktiven Volumens nur sehr minimal in den Faktoren auswirkt.

Zusammenfassung
Für den neuen microSilicon Detektor werden im untersuchten Feldgrößenbereich signifikant geringere Korrektionen benötigt als für das Vorgängermodell Diode E. Dies ist vor allem auf eine Optimierung des Detektordesigns zurückzuführen.

V 34 Volumenkorrektur für Ionisationskammern mittels des Sekundärelektronengleichgewichtes

P. Geyer[1]
[1]privat, Dresden, Deutschland

Einleitung

Die für die Messung kleiner Felder erforderlichen kammerspezifischen Volumenkorrekturfaktoren liegen in der DIN 6809-8 (2014-03, Entwurf) nur für Wasser vor. Im Folgenden wird ein einfacher Formalismus auf Grundlage des Sekundärelektronengleichgewichts vorgestellt, der Abschätzungen für diese Korrekturen auch in anderen Medien erlaubt.

Material und Methode

Die Sekundärelektronen als Überträger der Energie bestimmen die Dosis. Nizin and Chang [1] beschreiben den Grad des lateralen Sekundärelektronengleichgewichtes LEE durch

$D_{prim}(x) / D_{LEE} = 1 - \exp(-\gamma * x)$ (1) für $x < x_{LEE}$ und

$D_{prim}(x) / D_{LEE} = 1$ (2) für $x \geq x_{LEE}$

mit D_{prim} als Primärdosiskomponente, D_{LEE} als Primärdosiskomponente bei Gleichgewicht, x als Abstand des offenen Feldrandes zum Zentralstrahl und x_{LEE} als dessen Wert im Gleichgewichtsfall. Der Parameter γ in (1) hängt von der Photonenenergie (über den linearen Schwächungskoeffizienten für Wasser μ_{H2O}) und dem bestrahlten Medium (relative Elektronendichte ς_{med}) ab gemäß Nizin and Chang [1] und Geyer et al. [2]:

$\gamma = 0{,}7592 * \exp(44{,}008 * \mu_{H2O} * \varsigma_{med} / \varsigma_{H2O})$ (3).

Liegt der Zentralstrahl im Medium 1 mit der Dichte ς_1 und im Abstand x_1 liegt eine zum Zentralstrahl parallele Grenze zum Medium 2 mit der Dichte ς_2, so verändert sich die Gleichung (1) zu

$D_{prim}(x) / D_{LEE} = 1 - \exp(-\gamma_1 * x_1) * \exp(-\gamma_2 * (x - x_1))$ (4) für $x > x_1$.

Für beliebige Punkte auf der betrachteten Achse der wasseräquivalenten Ionisationskammer (Länge l) ergibt sich ein unterschiedlicher Gleichgewichtsgrad in den zwei entgegengesetzten x-Richtungen, bestimmt vom jeweiligen Abstand des Punktes zu den Feldgrenzen bei x = r bzw. x = -r. Der Mittelwert aus beiden Richtungen ergibt sich gemäß Gl. (1) für den Fall homogener Wasserumgebung zu

$D_{prim}(x,r) / D_{LEE} = ((1 - \exp(-\gamma(r-x))) + (1 - \exp(-\gamma(r+x))))/2$ (5).

Der gesuchte Volumenkorrekturfaktor k_{vol} wird – jetzt für nichtwasseräquivalentes Umgebungsmedium - als das Verhältnis des Sekundärelektronengleichgewichts im Kammermesspunkt (in Kammermitte bei x = 0, analog Gl. (4)) zum Mittelwert des Sekundärelektronengleichgewichts über die gesamte Kammerausdehnung in x-Richtung angenähert:

$$k_{vol} = \frac{1 - \exp(-\gamma_{H2O} * l/2) * \exp(-\gamma_{med} * (r - l/2))}{1 - (\exp(-\gamma_{med} * (r - l/2)) * \exp(-\gamma_{H2O} * l/2) / (l * \gamma_{H2O})) * (\exp(\gamma_{H2O} * l/2) - \exp(-\gamma_{H2O} * l/2))} \quad (6)$$

Ergebnisse

Für wasseräquivalentes Medium zeigen die so (Index LEE) berechneten Volumenkorrekturfaktoren (dargestellt als kV,long – 1) eine gute Übereinstimmung mit den Werten der DIN 6809-8 (Bild C.3) für drei Kammertypen (0,3 cm^3 Semiflex, 0,015 cm^3 pinpoint (beide PTW Freiburg) und CC01 (IBA); Abb. 1). Die für nichtwasseräquivalente Medien (Lungenmaterial: 0,27; PMMA: 1,09) bestimmten Volumenkorrekturfaktoren für die Semiflex zeigt Abb. 2.

Zusammenfassung

Der verwendete Formalismus zeigt sich geeignet zur näherungsweisen Bestimmung der Kammervolumenkorrekturen auch in nichtwasseräquivalenten Medien.

Anhang 1

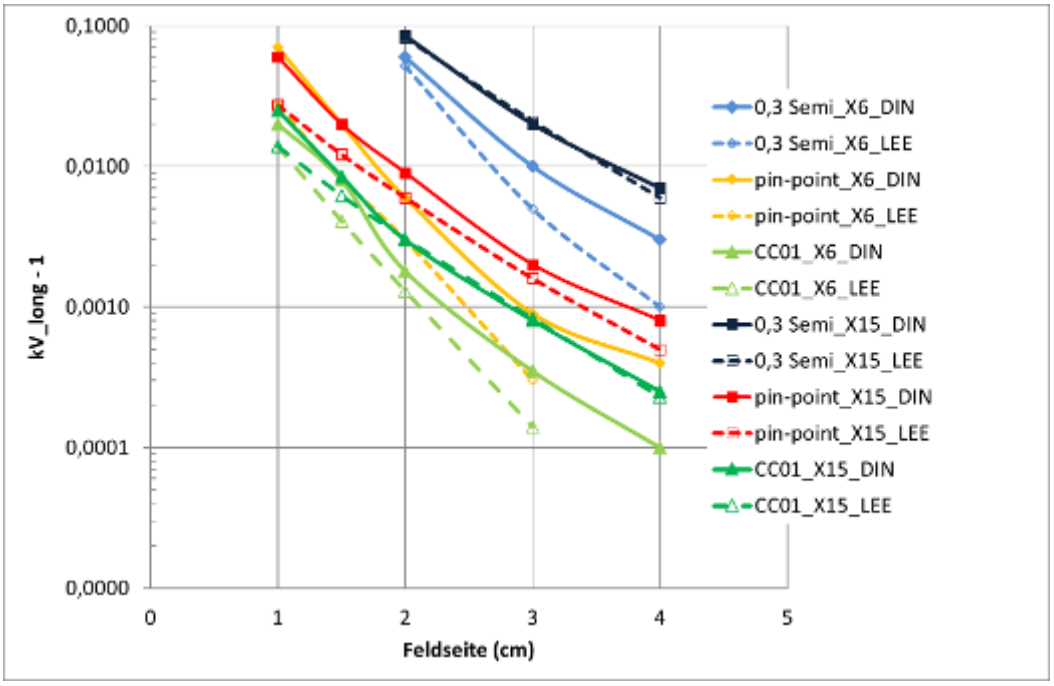


Abbildung 1

Anhang 2

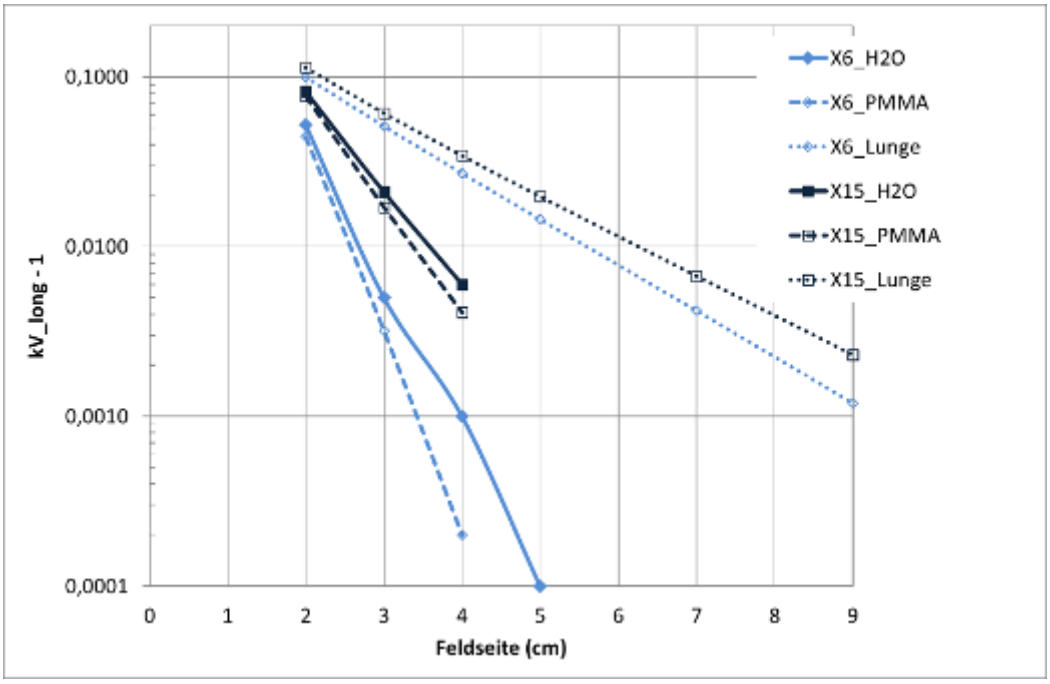


Abbildung 2

Literatur

[1] Nizin PS, Chang XS, Med Phys 1988; 15: 8844-890.

[2] Geyer P et al., Int.J.Rad.Oncol.Biol.Phys. 2006,66, No. 4, Suppl., 102-107

V 35 Absolute dosimetry at a 0.35T MR-Linac with a combined polymer gel (PG)-TLD system

A. Schwahofer[1,2], P. Mann[1,2,3], C. P. Karger[1,2]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[2]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland
[3]HQ Imaging GmbH, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
In einer vorangegangenen Arbeit [1] konnte gezeigt werden, dass eine hochpräzise Absolutdosimetrie in einem 3D Volumen mit einer Kombination aus Polymergelen (PG) und Thermolumineszenzdetektoren (TL) möglich ist, wobei letzteres für die Renormalisierung der Gele verwendet wurde. In einem nächsten Schritt soll diese Technik an einem MR-Linac mit 0.35T angewendet werden. Langfristiges Ziel ist es, Absolutdosimetrie in beliebigen Phantomgeometrien am MR-Linac durchführen zu können.

Material & Methoden
Zur Überprüfung der Signalstabilität wurden zunächst Kalibrierbestrahlungen für TLD600 sowohl am konventionellen Linac als auch am MR-Linac mit 6MV durchgeführt. Im nächsten Schritt wurden TL Detektoren und PG in einem gemeinsamen Experiment kombiniert und die Machbarkeit mit Hilfe eines Zylinderphanotms [1] für folgende Bestrahlungsszenarien quantifiziert: (I) Luft gefülltes Phantom zur Simulation von Lungenfällen und (II) Wasser gefülltes Phantom zur Simulation von Abdominal- bzw. Pelvisregionen. Für jedes Szenario wurden zwei Pläne gerechnet: (a) zwei gegenüberliegende Einstrahlrichtungen mit Feldgröße 10 x 10 cm^2 und (b) ein Zielvolumen basierter 3D konformaler Plan mit 3 äquidistanten Einstrahlrichtungen.

Ergebnisse
Die Schwankung des Kalibriersignals der TL Detektoren lag bei 0.62 % für TLD600 am MR-Linac verglichen zu 0.59 % am konventionellen Linac. Das Signal der TL Detektoren zeigte bei der Kalibrierung im Magnetfeld die gleiche Stabilität wie am konventionellen LINAC. Für die kombinierten Bestrahlungsszenarien wurden nach der TLD-basierten Renormalisierung folgende 3D Gamma-Werte (3mm/3%)ermittelt: (Ia) 95.5%, (Ib) 94.1%, (IIa) 96.3% and (IIb) 98.2%.

Zusammenfassung
Mit dieser Untersuchung konnte gezeigt werden, dass das TL Signal unabhängig vom Magnetfeld ist (gilt für 0.35T). Abhängigkeiten in Magnetfeldern höherer Stärke müssen noch überprüft werden. Des Weiteren konnte die zuvor in [1] eingeführte Renormalisierungsmethode für Dosimetriegele für Messungen am MR-Linac erfolgreich für homogene Dosisverteilungen angewendet werden. Dies wird in einer nächsten Studie auf inhomogene Dosisverteilungen übertragen.

Literatur
[1] Mann et al.: Absolute dosimetry with polymer gels — a TLD reference system. PMB 2019

V 36 Detektion von Cherenkov-Licht von hochenergetischen Compton-gestreuten Elektronen für medizinische Anwendungen

R. Bayerlein[1], H. Bäcker[1], R. Brück[2], I. Fleck[1], S. Heidbrink[1], T. E. Peterson[3], A. Salman[1], U. Werthenbach[1], J. Winter[1], M. Ziolkowski[1]
[1]Universität Siegen, Experimentelle Teilchenphysik, Siegen, Deutschland
[2]Universität Siegen, Mikrosystementwurf, Siegen, Deutschland
[3]Vanderbilt University Medical Center, Nashville, TN, Vereinigte Staaten

Einleitung
Strahlentherapie und moderne nuklearmedizinische Bildgebung profitieren von der Entwicklung von effizienten Detektoren für Gammastrahlen im MeV-Bereich. Die sogenannte Compton-Camera könnte diesen Vorteil realisieren.

Material & Methode
Das zweilagige Detektorsystem der Compton-Camera verfolgt die koinzidente Messung eines Compton-gestreuten Elektrons gemeinsam mit dem absorbierten Photon, wodurch auf den Ursprung des einfallenden Photons rückgeschlossen werden kann. Für die nötige energie- positions- und impulssensitive Messung des Elektrons, wird folgendes innovative Prizip vorgestellt: Eine Koinzidenzmessung der durch das hochenergetische Elektron hervorgerufenen Cherenkovphotonen mittels Silicon-Photomultipliern (SiPM) erlaubt bei bekanntem Brechungsindex des Radiators eine Rekonstruktion des Cherenkov-Kegels und damit auch der kinematischen Eigenschaften des Elektrons. Dieses trägt einen Großteil der Impulsinformation des einfallenden Photons. Dieser Konferenzbeitrag stellt die erfolgreiche Koinzidenzmessung der Cherenkovphotonen von hochenergetischen Elektronen eines Betastrahlers in Acrylglassplatten unter Verwendung von SiPMs-Arrays vor. Verschiedene Radiatortypen und -stärken wurden hierbei getestet.

Ergebnisse
Eine exzellente Zeitauflösung von 240ps konnte in den Koinzidenzmessungen erreicht werden. Die Fähigkeit, mittels des gemessenen Time-over-Threshold-Signals die Anzahl an Photonen pro Event und Detektorkanal zu zählen, wird demonstriert. Die Verteilung und Anzahl der gemessenen Photonen ist in guter Übereinstimmung mit theoretischen Berechnungen und Geant4-Simulationen. Die Rekonstruktion des Cherenkovkegels von einzelnen koinzidenten Signalen und die Möglichkeit der Berechnung der darin enthaltenen Energie- und Impulsinformation des Elektrons werden präsentiert. Der Beitrag enthält erste Testmessungen mit einer Gammaquelle und dem Nachweis des so entstandenen Compton-Elektrons mittels Cherenkovlicht.

Zusammenfassung
Eine erfolgreiche Koinzidenzmessung von Cherenkovphotonen von Compton-gestreuten, hochenergetischen Elektronen kann demonstriert werden. Die Rekonstruktion des Cherenkovkegels enthält wertvolle Information über das Elektron und kann schließlich zum Nachweis des einfallenden hochenergetischen Photons verwendet werden. Dies ist einen wichtiger Schritt in Richtung eines funktionierenden Compton-Camera-Prototyps.

Anhang 1

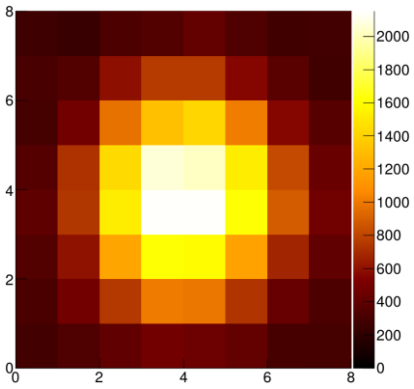


Abb. 1: Pattern koinzidenter Cherenkovphotonen auf einem 8x8 SiPM-Array erzeugt von Elektronen in PMMA

Anhang 2

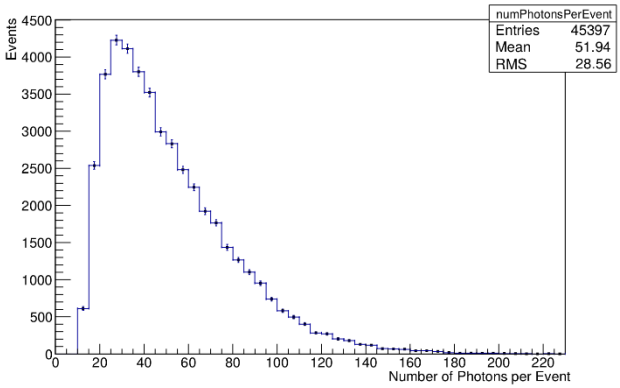


Abb. 2: Spektrum der Anzahl gemessener Cherenkovphotonen ausgelöst durch Elektronen einer Betaquelle.

Session 8 I Partikel III

Chairs: Christoph Bert (Erlangen), Christian Graeff (Darmstadt)

V 37 Experimental feasibility of motion-synchronized ion beam delivery

M. Lis[1,2], W. Newhauser[2], M. Wolf[1], C. Graeff[1]
[1]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland
[2]Louisiana State University, Department of Physics and Astronomy, München, Vereinigte Staaten

Introduction
Scanned ion beams could provide superior dose conformity to thoracic tumours if combined with accurate motion-mitigation. The feasibility of motion-synchronized delivery of 4D-optimized plans was investigated using the CNAO dose delivery system (DDS) recently installed at GSI.

Methods and Materials
The DDS was adapted to GSI periphery and extended towards motion mitigation capability, including integrated motion detection as well as handling of treatment plan libraries. In 4D-optimization, each motion phase is associated with a treatment plan, and the delivery is synchronized by rapid online switching between plans on the detection of a phase change. Beam gating, via RF knockout, has been integrated and tested for performance. Simple geometries with a 5.5mm FWHM beam spot were delivered to a PTW matrix detector and films, mounted on a sinusoidal moving platform. Plans with 3, 6, and 10 motion phases were delivered to assess residual motion effects.

Results
Treatment delivery and motion-mitigation functionalities were experimentally verified, and DDS periphery performed as anticipated, including synchronization of timing events, magnet interfaces, beam request software and beam monitors. The delivered geometries were assessed for delivery accuracy. For square outline deliveries, residual motion decreased from 14.7mm to 5.9mm FWHM with increased motion phases (Figure 1). For 50x100mm rectangle deliveries, homogeneity increased from 51.9%, for 1 motion phase, to 90.3%, for 7 motion phases.

Summary
Preliminary results have validated the functionality and feasibility of the implemented motion-mitigation strategy. Further experiments with more complex motion patterns will be performed along with comprehensive safety and interlock tests. The 4D-DDS will ultimately be integrated into the CNAO clinical treatment system.

Appendix

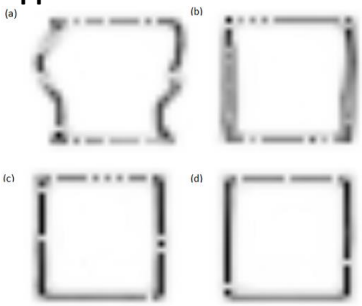


Fig. 1: Square outline plans delivered to PTW Octavius 1500 detector with 22mm motion and (a)no motion compensation. Interplay effects are seen here. The plan was repeated with (b)3 motion phases, (c)6 motion phases and (d)10 motion phases.

V 38 Quantifizierung der Abhängigkeiten der Bragg-Peak Verbreiterung durch Strahlmodulation im Lungengewebe für die Protonentherapie

V. Flatten[1,2], K. S. Baumann[1,2], U. Weber[3], R. Engenhart-Cabillic[1,4], K. Zink[1,2,5]
[1]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland
[2]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[3]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland
[4]Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT), Marburg, Deutschland
[5]Frankfurt Institute for Advanced Studies (FIAS), Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung
Feine Strukturen mit hohen Dichteunterschieden, wie sie vor allem in der Lunge vorkommen, führen in der Partikeltherapie zu einer Verbreiterung des Bragg-Peaks. In den typischen Bestrahlungsplanungs-CTs werden diese Mikrometer-großen Strukturen nicht aufgelöst und somit nicht in der Bestrahlungsplanung berücksichtigt. Um diesen Effekt und die Auswirkungen auf die Dosisverteilung bei Lungenbestrahlungen trotzdem abschätzen zu können, wurden die Auswirkungen mittels eines mathematischen Modells für verschiedene Setups, z.B. bei verschiedene Tumortiefen in der Lunge oder Tumorgrößen, systematisch analysiert.

Material & Methoden
Protonen-Bestrahlungspläne wurden für verschiedene simple virtuelle Phantome erstellt und mit dem Monte-Carlo Toolkit TOPAS berechnet. Zur Abschätzung der Verbreiterung wurde anschließend eine Dichtemodulation der Lungenvoxel durchgeführt, welche die Bragg-Peak Verbreiterung entsprechend reproduzieren kann [1]. Eine erneute Berechnung des Plans auf mehreren modulierten Phantom-Datensätzen erlaubt den Vergleich mit der zuvor berechneten Dosis und liefert die Auswirkungen der Bragg-Peak Verbreiterung auf die Dosisverteilung.

Ergebnisse
Generell wurde eine Dosisreduktion im PTV beobachtet, wenn die Bragg-Peak Verbreiterung berücksichtigt wurde. Vor allem distal des PTVs gibt es starke Abweichungen (siehe Abb.1). Wie Abb.2 zeigt, steigt die Unterdosierung der mittleren Dosis im PTV mit zunehmender Tiefe des Tumors in der Lunge und sinkt mit zunehmendem Tumorvolumen. Für klinisch relevante Fälle zeigte sich eine Dosisreduktion von 1% bis 5% auf die mittlere Dosis.

Zusammenfassung
Verschiedene Einflussfaktoren (z.B. Tumortiefe, Tumorlänge, Tumorbreite und verschiedene Planparameter) konnten miteinander verbunden werden, so dass eine Abschätzung der Dosisreduktion im PTV für beliebige Tumorpositionen und Größen bei bekannter Tiefe in Lunge und Form des Tumors für klinische Bestrahlungspläne möglich ist.

Anhang 1

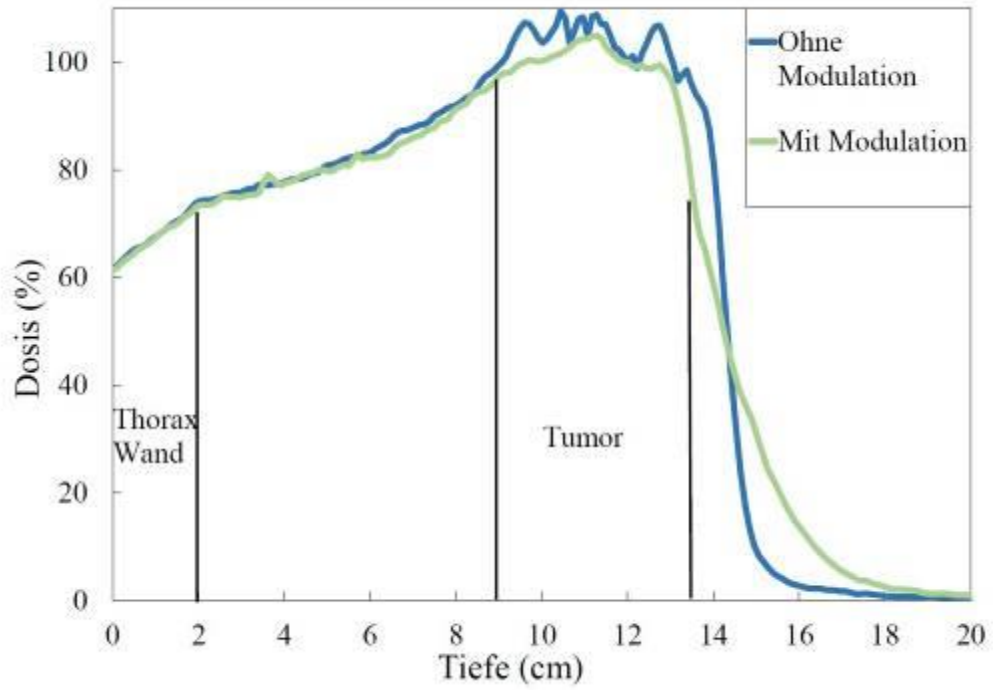


Abb. 1: Tiefendosiskurven mit und ohne Modulation. Die Dosis wird geglättet und distal verschmiert.

Anhang 2

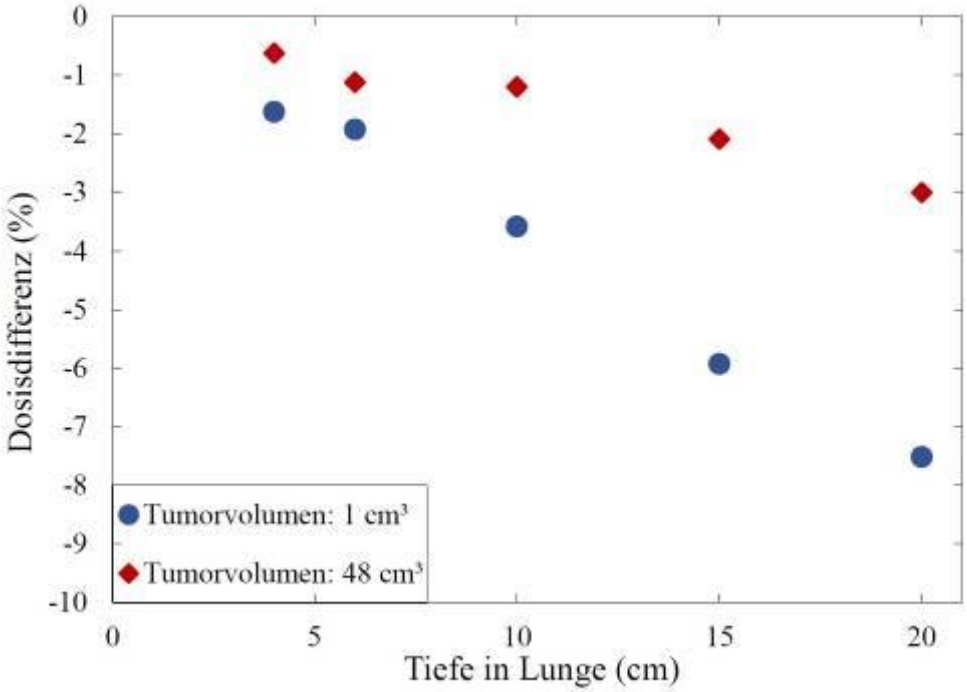


Abb. 2: Dosisdifferenz zwischen Moduliertem und nicht Moduliertem Fall für die mittlere PTV Dosis in Abhängigkeit von der Tumortiefe in der Lunge für zwei verschiedene Tumorvolumina.

Literatur

[1] Baumann Physics in Medicine & Biology 62.10 (2017)

V 39 First-in-man validation of CT-based stopping-power prediction using prompt-gamma-based range verification

J. Berthold[1,2], C. Khamfongkhruea[2], J. Petzoldt[3], J. Thiele[4], T. Hölscher[4], P. Wohlfahrt[1,2,5], G. Pausch[1,2], G. Janssens[3], J. Smeets[3], C. Richter[1,2,4,6]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[2]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[3]Ion Beam Applications SA, Louvain-la-Neuve, Belgien
[4]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland
[5]Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Department of Radiation Oncology, Boston, MA, Vereinigte Staaten
[6]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Dresden und Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

Introduction
Currently, the uncertainty in CT-based range prediction is substantially impairing the accuracy of particle therapy. Improvements like a determination of stopping-power ratio (SPR) from dual-energy CT (DECT) have been proposed. However, a validation of range prediction in patients has not been achieved by any means. Here, we present the first verification of proton range prediction in patients, using Prompt-Gamma-Imaging (PGI).

Materials & Methods
A PGI-slit-camera system was modified to enhance its positioning accuracy using a floor-based docking station. Its accuracy and positioning reproducibility were determined with x-ray and PGI measurements. The PGI system was clinically applied to monitor absolute proton ranges for a 1.5Gy field during eight fractions of hypo-fractionated treatment of two prostate-cancer patients using pencil beam scanning (Fig.1). For all monitored fractions, in-room control-CT scans were acquired in treatment position enabling PGI-based spot-by-spot range analysis for the actual patient anatomy. The PG measurements were compared to simulations of the expected PGI signal using either a standard CT-number-to-SPR conversion (HLUT) or a HLUT optimized with patient-specific DECT-derived SPR information (DECT-HLUT), respectively.

Results
The accuracy and precision for global range verification (averaging over multiple spots) was determined to be 0.6mm and 1.3mm (both 2σ-level), respectively. The precision is limited by remaining uncertainties in image registration and positioning reproducibility (1mm,2σ). To verify range prediction in patients, the histogram of range shifts was analyzed concerning its Gaussian mean (Fig. 2) as surrogate for the accuracy of the respective range prediction method, independent from random uncertainty contributions (e.g. positioning, statistical uncertainty in shift determination). The mean deviation for the DECT-HLUT and standard HLUT were -0.6mm and 1.3mm, respectively.

Conclusion
The accuracy of PGI-based range verification was improved to enable the verification of CT-based stopping-power prediction in patients for the first time. First data evaluation suggests a slight superiority of DECT-based range prediction.

Appendix 1

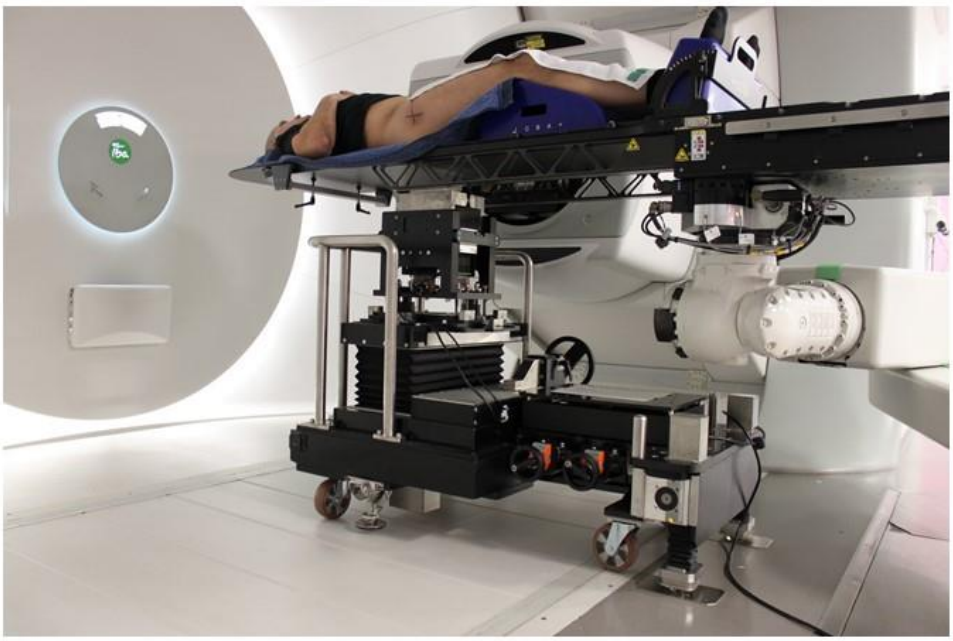


Fig 1: PGI slit-camera, positioned under the patient table using a floor-fixed docking station. The camera position can be shifted in beam direction to be centered to the optimal field-of-view. The absolute camera position relative to room isocenter was calibrated and quality assured using both, the orthogonal x-ray system as well as beam measurements in a homogenous target.

Appendix 2

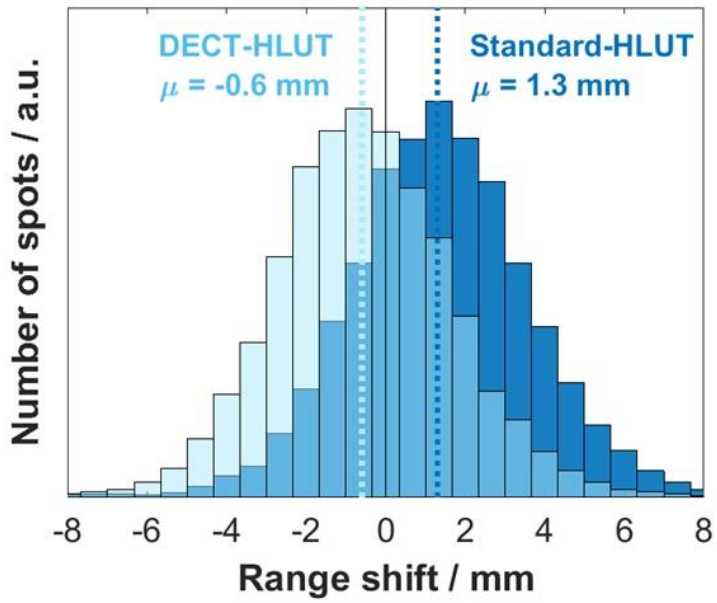


Fig 2: Histogram of range shifts, either obtained with the DECT-HLUT or the standard HLUT, containing about 8000 evaluated spots from each patient. The range of the two treatment fields is very similar. The position of the Gaussian mean μ of each distribution is marked by a vertical dotted line, which serves as measure for the accuracy of range prediction.

V 40 Experimentelle Validierung CT-basierter Vorhersage von Protonenreichweiten in inhomogenen Tiergewebeproben mittels hochauflösender Geldosimetrie

K. Niepel[1], M. Stanislawski[1], M. Würl[1], F. Dörringer[1], I. Yohannes[2], O. Dietrich[3], B. Ertl-Wagner[3,4], C. Kurz[5], M. Hillbrand[2], G. Landry[1,5], K. Parodi[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]Rinecker Proton Therapy Center, Medizinphysik, München, Deutschland
[3]Klinikum der Universität München, Klinik und Poliklinik für Radiologie, München, Deutschland
[4]The Hospital for Sick Children - University of Toronto, Department of Medical Imaging, Toronto, Kanada
[5]Klinikum der Universität München, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland

Einleitung
Dual-Energie Computertomographie (DECT) bietet eine vielversprechende Möglichkeit, die Unsicherheit bei der Umrechnung von single-energy CT-Werten (SECT) zu relativem Bremsvermögen (SPR) zu verringern. In dieser Studie wurde die Genauigkeit von CT-basierter Gewebecharakterisierung mit einem kombinierten Phantom aus Tiergewebeproben und dosimetrischem Gel quantifiziert.

Material & Methoden
Verschiedene homogene und inhomogene Tiergewebeproben sowie ein Referenz-Wasserbehälter und gewebeäquivalente Materialien wurden in einem PMMA-Phantom präpariert und mit monoenergetischen (162-195 MeV) Protonenfeldern bestrahlt. Dosimetrisches Gel [1] wurde hinter den Proben platziert, um die Dosisverteilung der transmittierten Protonen zu bestimmen. Als Benchmark für diesen Aufbau wurden zusätzlich Tiefendosiskurven der homogenen Proben mit einer Ionisationskammer hinter einer variablen Wassersäule aufgenommen (Peakfinder).
Die Gewebeproben wurden mit einem kommerziellen Dual-Source DECT (90/150 kVp) und einem regulären SECT (120 kVp) gescannt. Die resultierenden Aufnahmen wurden mit verschiedenen publizierten Umrechnungsalgorithmen zu SPR-Verteilungen konvertiert und als Eingabedaten für Monte-Carlo (MC) Simulationen verwendet.

Ergebnisse
Die mittels Peakfinder und Geldosimetrie bestimmten SPR Werte der homogenen Gewebeproben zeigten eine sehr gute Übereinstimmung, mit quadratgemittelten Abweichungen von 0.1%. Die genaueste SPR-Vorhersage wurde mit einem DECT-Verfahren erzielt, mit Abweichungen zum Peakfinder-Ergebnis unter 0.7% (Quadratmittel 0.5%), gegenüber dem üblichen SECT-Verfahren mit Abweichungen bis zu 1.6% (Quadratmittel 1.1%) (siehe Tab.1).
Die auf Basis der ausgewerteten CTs berechneten MC-Simulationen der inhomogenen Gewebeproben konnte den gemessenen Protonenreichweitenverlauf gut wiedergeben (Abb.1). Eine ausführliche Gegenüberstellung von gemessenen Dosisverteilungen und MC-Simulationen wird präsentiert werden.

Zusammenfassung
Der vorgestellte Versuchsaufbau liefert eine mit etablierten Ionisationskammermessungen vergleichbare Genauigkeit und ist geeignet, hochaufgelöste 3D-Protonendosisverteilungen zu bestimmen.
DECT-basierte Verfahren zur SPR Bestimmung zeigten einen signifikanten Vorteil gegenüber dem üblichen SECT-zu-SPR Umrechnungsverfahren, die beste Übereinstimmung wurde mit dem Verfahren von Saito [2] erzielt.

Anhang 1

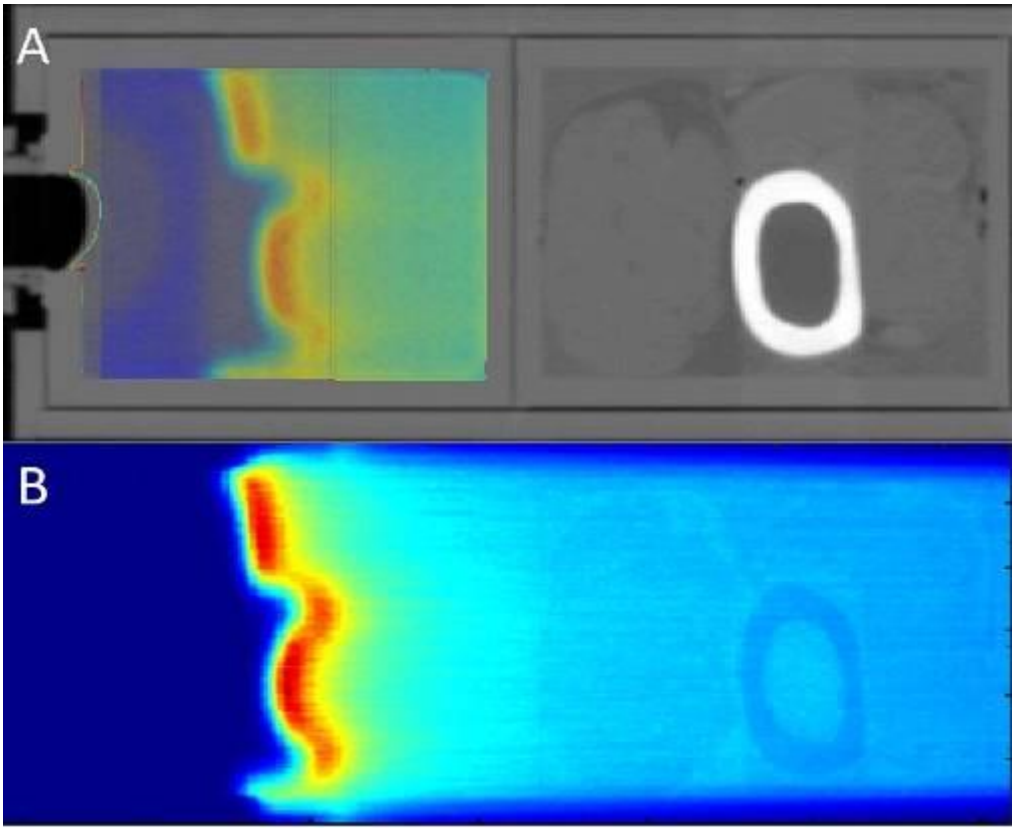


Abb. 1: CT-Aufnahme überlagert mit Gelmessung (A) zugehörige MC-Dosisverteilung (B)

Anhang 2

Gewebeprobe	SPR (Peakfinder)	SPR (Gel)	Abweichung / %	SPR (SECT)	Abweichung / %	SPR (DECT)	Abweichung / %
Rinderschulter	1.055(1)	1054(4)	-0.09	1.04(1)	-1.00	1.052(2)	-0.26
Schweinehirn	1.031(1)	1.035(5)	0.35	1.03(4)	0.09	1.03(4)	0.00
Rinderzunge	1.022(1)	1.025(5)	0.34	1.02(1)	0.21	1.03(2)	0.41
Rinderleber	1.068(1)	1.069(5)	0.08	1.05(5)	-1.29	1.07(5)	0.04
Schweinefilet	1.061(1)	1.061(6)	0.01	1.049(5)	-1.14	1.060(9)	-0.08
Rinderfett	0.945(1)	0.952(7)	0.75	0.96(4)	1.58	0.95(4)	0.63

Tab. 1: Mittlere SPR Werte, Standardabweichungen und Abweichung zum Peakfinder-Ergebnis

Literatur

[1] Hillbrand, Z Med Phys., 2018
[2] Saito, Sagara, Med Phys. 2017

V 41 Einfluss von Protonen-Reichweiteunsicherheiten auf LET-Verteilungen am Beispiel von Hirntumor-Patienten

C. Hahn[1,2], N. Peters[2,3], P. Wohlfahrt[4], J. Eulitz[2], W. Enghardt[2,3,5], C. Richter[2,3], A. Lühr[2,3,5]
[1]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland
[2]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[3]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[4]Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Department of Radiation Oncology, Boston, MA, Vereinigte Staaten
[5]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Dresden und Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Erste klinische Evidenz zeigt, dass die relative biologische Wirksamkeit (RBW) von Protonen auch vom linearen Energietransfer (LET) bestimmt wird. Die patientenspezifische LET-Verteilung folgt aus der Eindringtiefe der Protonenstrahlen und wird daher unmittelbar von Reichweiteunsicherheiten beeinflusst. Diese Studie quantifiziert den Einfluss von Reichweiteunsicherheiten auf LET-Verteilungen im klinischen Zielvolumen (CTV) und angrenzenden Risikoorganen am Beispiel von Hirntumor-Patienten.

Material & Methoden
Für jeden Patienten wurden zwei nominelle, robust-optimierte Bestrahlungspläne mit Pencil-Beam-Scanning unter Verwendung von Single-Field-Uniform-Dose und Multi-Field-Optimization erstellt. Dabei wurde jeweils ein Simultan-Integrierter-Boost mit zwei Einstrahlrichtungen geplant. Das Protonenbremsvermögen jedes Voxels folgte direkt aus dem Dual-Energy-CT-Scan für die Therapieplanung. Systematische Reichweiteunterschiede wurden durch Skalierung des Bremsvermögens erzeugt. Die Bestrahlungspläne wurden mittels Monte-Carlo-Methode für drei Reichweiteszenarien (nominell, ±3.5%) simuliert und der dosisgemittelte LET voxelweise bestimmt (RayStation, Forschungsversion 5.99.50). Die Auswertungen der LET-Differenzen erfolgte voxelweise, organspezifisch und auf einem Signifikanzniveau von 5% (zweiseitiger t-Test).

Ergebnisse
Der mittlere LET im Zielvolumen änderte sich weder signifikant durch die simulierten Reichweiteunsicherheiten noch durch die verwendete Planungsstrategie. Gemittelt über Patienten, Planungsstrategie und Reichweiteszenarien betrug der mittlere LET (±Standardabweichung) im CTV 2.78 (±0.07) keV/µm. Im Vergleich zum CTV war der mittlere LET in Risikoorganen signifikant erhöht. Reichweiteunsicherheiten führten innerhalb einer Planungsstrategie patientenspezifisch zu einer Veränderung des mittleren LET um bis zu 0.70 keV/µm (rechter Sehnerv) bzw. 0.38 keV/µm (Hirnstamm). Die Reichweiteunsicherheiten führten zu relevanten Änderungen der LET-Varianz in angrenzenden Risikoorganen mit LET-Maxima bei einzelnen Patienten, z.B. im Hirnstamm (maximale Dosis von 51.8 Gy(RBW)) oder im rechten Sehnerv (53.6 Gy(RBW)).

Zusammenfassung
Die Reichweiteunsicherheit der Protonentherapie bei Hirn-Tumor-Patienten beeinflusste die LET-Verteilungen in Risikoorganen, aber nicht im Zielvolumen. Beobachtete hohe, lokale LET-Varianzen sowie LET-Maxima in Risikoorganen könnten zu einer erhöhten biologischen Wirksamkeit führen und bei Dosen nahe dem Grenzwert unerwartete Normalgewebskomplikationen hervorrufen.

Anhang 1

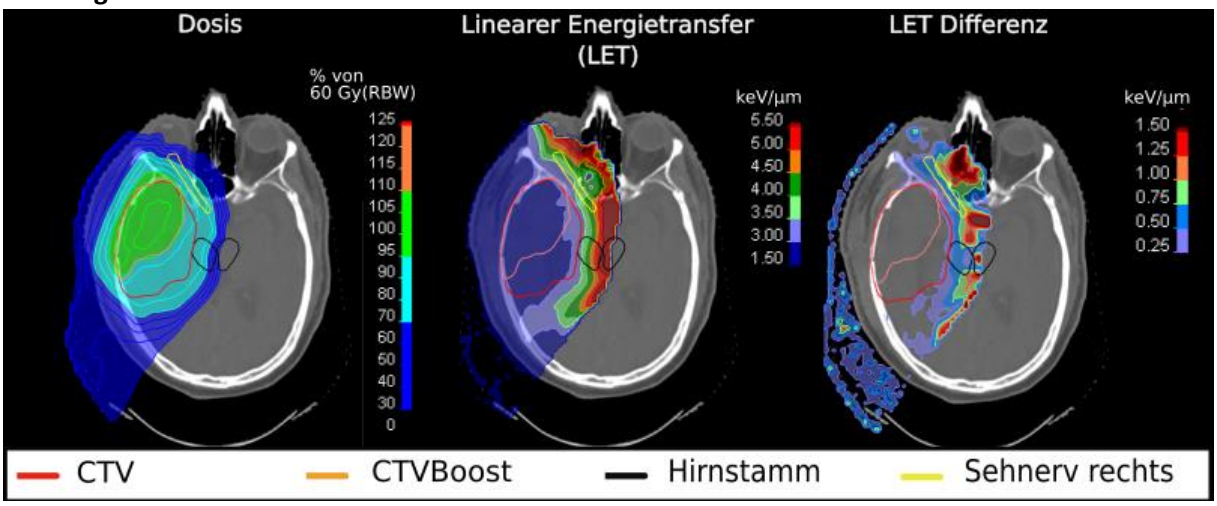


Abb. 1: Axialer Schnitt eines Patienten mit maximaler reichweitenunsicherheitsbedingter LET-Differenz (für Voxel mit Dosis größer 10 Gy).

Anhang 2

	Single-Field-Uniform-Dose LET / keV/µm			Multi-Field-Optimization LET / keV/µm		
	-3.5% RWU	nominell	+3.5% RWU	-3.5% RWU	nominell	+3.5% RWU
CTV	2.88±0.32	2.80±0.26	2.76±0.22	2.88±0.32	2.80±0.26	2.76±0.22
CTVBoost	2.87±0.32	2.79±0.26	2.75±0.25	2.85±0.30	2.78±0.24	2.75±0.20
Hirnstamm	5.56±0.99	5.50±1.01	5.53±0.49	5.64±1.05	5.67±1.21	5.68±1.37
Sehnerv re.	4.28±0.50	3.91±0.44	3.58±0.36	4.08±0.40	3.69±0.35	3.39±0.28

Tab. 1: LET (Mittelwert±Standardabweichung) des Patienten aus Abb. 1 für beide Planungsstrategien und die betrachteten Szenarien der Reichweiteunsicherheit (RWU) in Risikoorganen und Zielvolumen.

V 42 Protonentherapie von Lungentumoren – Logfile-basierte Dosisrekonstruktion zur klinischen Implementierung des Pencil-Beam-Scanning-Verfahrens

S. Spautz[1,2], A. Meijers[3], A. Jakobi[1,2,4,5], J. Thiele[2], A. Knopf[3], E. G. C. Troost[1,2,4,6,7], C. Richter[1,2,4,6], K. Stützer[1,4]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[2]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland
[3]University Medical Center Groningen (UMCG), University of Groningen, Department of Radiation Oncology, Groningen, Niederlande
[4]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[5]Strahlentherapie RheinMainNahe, Rüsselsheim, Deutschland
[6]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Dresden und Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland
[7]Nationales Zentrum für Tumorerkrankungen (NCT) , Dresden, Deutschland

Einleitung
Bei der Protonentherapie von Lungentumoren mittels Pencil-Beam-Scanning (PBS) kann der Interplay-Effekt aus Protonenstrahl- und Zielvolumenbewegung zu Dosisabweichungen führen. Ob klinisch relevante Dosisparameter eingehalten werden, ist nicht vorhersehbar, weshalb PBS für Lungentumore in unserem Institut noch nicht klinisch angewendet wird. Mit dieser Arbeit wird eine Methode zur Qualitätssicherung implementiert, die die tatsächlich applizierte Dosis nach jeder Fraktion rekonstruiert. Dies soll zunächst für die PBS-Bestrahlung von Patienten in freier Atmung, ohne Bewegungskompensation und mit Tumorbewegungen unter 5mm angewendet werden, da der Interplay-Effekt-Einfluss bei diesen Amplituden gering ist.

Material und Methoden
Die Dosisrekonstruktion erfolgt skript-basiert im Planungssystem Raystation (RaySearch Laboratories AB, Schweden). Durch Kombination der Maschinen-Logfiles der Protonen-Bestrahlungsanlage (IBA, Belgien), welche die Spotpositionen und applizierten Monitoreinheiten während der Bestrahlung mit einer zeitlichen Auflösung von 250 µs enthalten, der simultan gemessenen Atemkurve des Patienten (ANZAI, Japan) und den wöchentlichen 4D-CTs (Siemens Somatom Definition AS, Deutschland) werden alle Spots zeitlich den entsprechenden 4D-CT Atemphasen zugeordnet. Die daraus errechneten Dosisverteilungen pro Atemphase werden auf ein Referenz-CT deformiert, auf welchem die akkumulierte Dosis nach jeder Fraktion bewertet werden kann. (Abb.1)

Ergebnisse
Das Verfahren wurde an der Universitätsprotonentherapie Dresden (UPTD) implementiert und an klinischen Datensätzen eines ausgewählten Patienten getestet. Die Phasenaufteilung der Atemkurve erfolgt, konform zum Algorithmus des 4D-CTs, amplitudenbasiert (Abb.2). Pro Fraktion benötigt die Dosisnachberechnung etwa 10 min und ist somit praktikabel im klinischen Arbeitsablauf einsetzbar. Derzeit wird die Methode experimentell an einem dynamischen Thorax-Phantom (CIRS, USA) validiert und die zeitliche Synchronisierung von Maschinen-Logfiles und Atemkurve überprüft. Die Behandlung erster Patienten mit diesem Verfahren ist für die zweite Hälfte dieses Jahres geplant.

Zusammenfassung
Mit der vorgestellten Methode ist es möglich, die applizierte Dosis nach jeder Fraktion zu rekonstruieren und die akkumulierte Dosis über die gesamte Behandlungsdauer zu kontrollieren. Somit können durch anatomische Änderungen und den Interplay-Effekt bedingte Dosisabweichungen erkannt und benötigte Schritte wie Planadaptionen eingeleitet werden.

Anhang 1

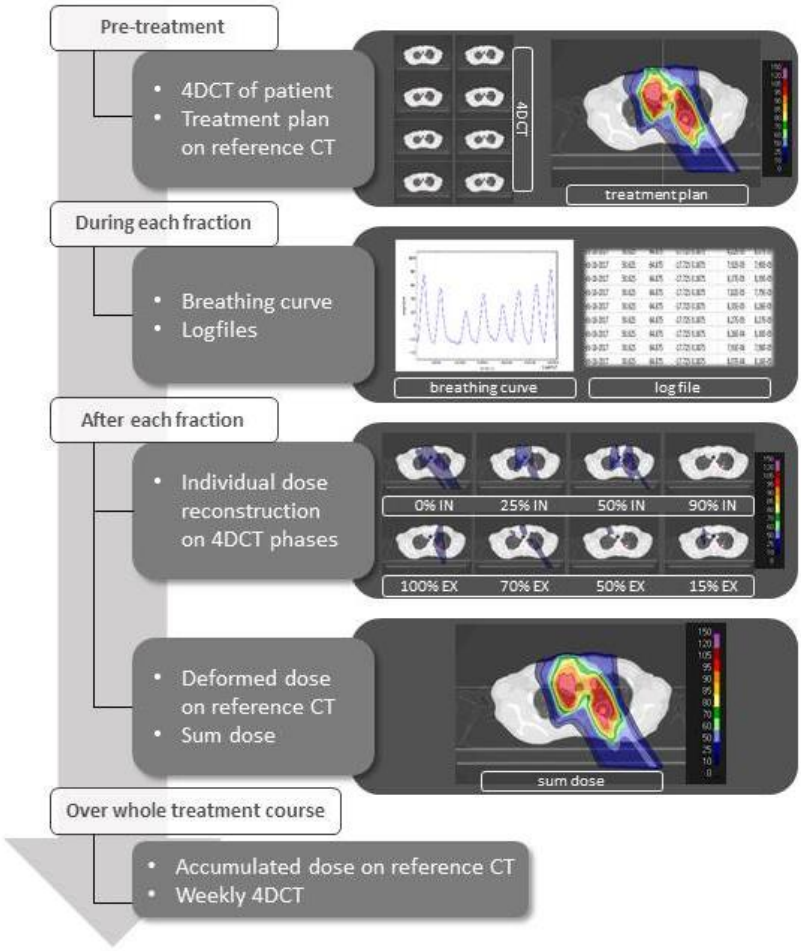


Abb. 1: Schematische Darstellung des Arbeitsablaufs für die logfile-basierte Dosisrekonstruktion, exemplarisch für einen Patientendatensatz gezeigt.

Anhang 2

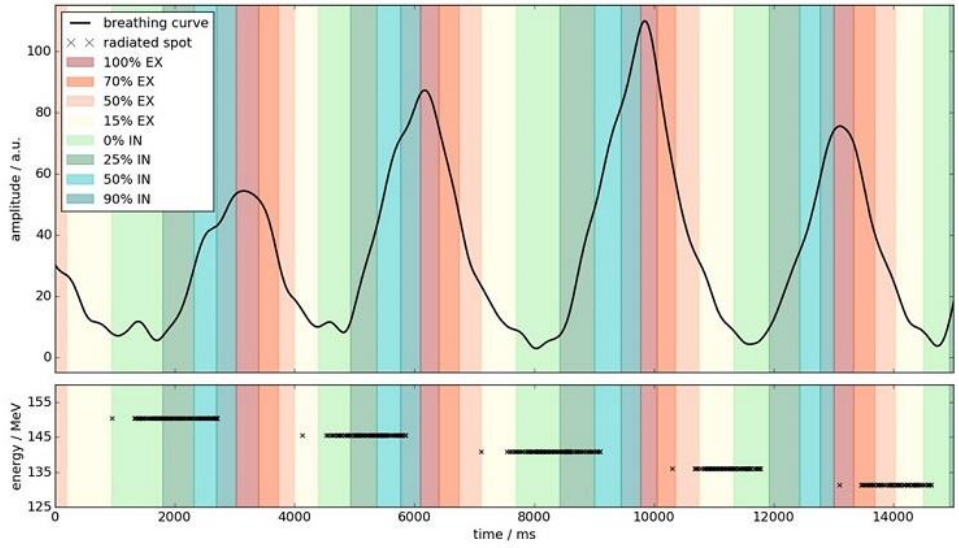


Abb. 2: Einteilung der Atemkurve in relativ-amplituden-basierte Phasen analog zum 4D-CT. Inhalation (IN) und Exhalation (EX) werden in je 4 Atemphasen unterteilt. (oben)
Zeitliche Einteilung der bestrahlten Spots verschiedener Energien in die jeweiligen Atemphasen (unten).

Session 9 I Untersuchung des Tumormikromilieus für eine biologische Bestrahlungsplanung – eine Betrachtung von verschiedenen Seiten

Chairs: Daniela Thorwarth (Tübingen), Lutz Lüdemann (Essen)

FS 8 Multi-parametric functional imaging for personalized RT adaptations

R. M. Winter[1], S. Leibfarth[1], S. Boeke[1,2,3], M. Krueger[4], P. Mena-Romano[1], E. Cumhur Sezgin[2], G. Bowden[4], J. Cotton[4], B. Pichler[3,4], D. Zips[2,3], D. Thorwarth[1,3]
[1]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Tübingen, Deutschland
[3]Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Standort Tübingen; und Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland
[4]Werner Siemens Imaging Center, Department for Preclinical Imaging and Radiopharmacy, Tübingen, Deutschland

Intratumorale Hypoxie-Bildgebung mittels PET hat hohe prognostische Aussagekraft für das Ansprechen der Strahlentherapie bei Patienten mit Kopf- und Hals-Tumoren gezeigt und aktuelle Studien untersuchen derzeit eine entsprechende individuelle Anpassung der Strahlentherapie-Dosisverschreibung. Auch funktionelle MRT Verfahren wie diffusionsgewichtete MRT und dynamisch kontrastmittelverstärkte MRT haben diesbezüglich großes Potential, da sie Rückschlüsse auf Zelldichte und Perfusionseigenschaften eines Tumors ermöglichen. Integrierte PET/MRT erlaubt es nun, Hypoxie-PET und funktionelle MRT simultan durchzuführen und den Nutzen kombinierter, multimodaler Bildinformation für die Strahlentherapie zu untersuchen.

In diesem Vortrag wird eine aktuelle präklinische Studie vorgstellt, in der eine neue Methode entwickelt wurde, kombinierte multi-parametrische PET/MRT Bildinformation zur Stratifizierung von humanen Kopf- und Hals-Xenograft-Tumoren hinsichtlich der Strahlensensitivität zu nutzen. Hochrisiko-Subvolumina innerhalb eines Tumors, die mit dieser Methode identifiziert werden, könnten nach klinischer Validierung für individuelle Anpassungen der Strahlentherapie genutzt werden. Zudem wird eine weitere Studie der Kleintierdaten vorgestellt, in der dynamische Hypoxie-PET Bildinformation mittels Maschinellem Lernen aus einer Kombination funktioneller MR Parameter vorhergesagt wird.

Session 10 I Dosimetrie und Dosisoptimierung in der Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin

Chairs: Markus Borowski (Braunschweig), Bernhard Renger (München)

V 43 Targeted Alpha-particle Therapy (TAT) with 212Pb – development of a mathematical model for treatment planning

N. Zaid[1], N. J. Begum[1], P. Kletting[1], G. Gerhard[1]
[1]Universitätsklinikum Ulm, Medizinische Strahlenphysik, Klinik für Nuklearmedizin, Ulm, Deutschland

Introduction/Aim
^{212}Pb labelled radiopharmaceuticals are promising in vivo sources of alpha particles. A first physiologically-based pharmacokinetic (PBPK) model for describing the pharmacokinetics and dosimetry is presented as a step towards treatment planning in TAT.

Methods
A compartmental model for tumour (20 ml) and plasma (2.75 l) was developed and implemented in the modelling software SAAM II. The model includes physiological (e.g., blood flows, dissociation constant, binding site number), chemical (dissociation of radionuclide-chelator complex) and physical (decay constants) properties with parameter values from the literature. The dose of bound and unbound radiopharmaceuticals and free radionuclides in tumour and plasma were calculated for various injected amounts and activities. The contribution to dose in tumour and plasma was calculated for each radionuclide. The required activities and amounts were estimated for a prescribed tumour absorbed dose of 30 Gy for different molar activities.

Results
The prescribed dose in tumour of 30 Gy was achieved by an injection of 40 MBq ^{212}Pb with a molar activity of 10.9 TBq/µmol; the corresponding dose in plasma was 1.1 Gy. The relative contributions of ^{212}Pb_β, ^{212}Bi_β, ^{212}Bi_α, ^{208}Tl_β and ^{212}Po_α to absorbed dose in tumour were 8%, 14%, 21%, 3% and 54%, respectively. In plasma, the contributions were 5%, 14%, 21%, 7% and 54%, respectively. For molar activities of 1.1 and 0.1 TBq/µmol, the absorbed dose in plasma increased by 1% and 7% for the fixed prescribed tumour dose.

Conclusion
The developed basic ^{212}Pb model allows the simulation of the biokinetics of radiolabelled and unlabelled pharmaceuticals and free radionuclides (after being released from the chelator due to a preceding disintegration) in the whole body. Thus, it holds promise to predict optimal dosing regimens (activity and amounts) for prescribed doses. Ongoing improvements, e.g., inclusion of organs, degradation, excretion, will allow generating hypotheses for optimal treatment planning using ^{212}Pb-labelled species.

V 44 Optimale Messschemata für die renale Dosimetrie mittels hybridem planar-SPECT/CT-Verfahren bei der ^{177}Lu-PSMA-Therapie

A. Rinscheid[1,2], P. Kletting[1,2], J. Allmann[3], A. Allmann[3], M. Eiber[3], A. J. Beer[2], G. Glatting[1,2]
[1]Universitätsklinikum Ulm, Medizinische Strahlenphysik, Klinik für Nuklearmedizin, Ulm, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Ulm, Klinik für Nuklearmedizin, Ulm, Deutschland
[3]Nuklearmedizinische Klinik, Klinikum Rechts der Isar, München, Deutschland

Einleitung
Die Nieren sind ein dosislimitierendes Organ in der ^{177}Lu-PSMA-Therapie. Für die Dosimetrie werden die Zeit-integrierten Aktivitätskoeffizienten (TIACs) bestimmt. Jedoch sind die hierfür in der Praxis angewendeten Messschemata nicht optimiert. Eine kürzlich entwickelte Methode wurde verwendet, um optimale Messschemata für die ^{177}Lu-PSMA-Therapie zu bestimmen.

Methoden
Biokinetische Messdaten von 13 Patienten mit metastasiertem kastrationsresistenten Prostatakarzinom während einer ^{177}Lu-PSMA I&T Therapie und ein physiologisch basiertes pharmakokinetisches Ganzkörpermodell wurden verwendet, um virtuelle Patienten mit wahren Zeit-Aktivitätskurven zu generieren. Die untersuchten Messschemata bestanden aus drei planaren Ganzkörperaufnahmen zur Bestimmung der patienten-spezifischen Biokinetik und einem quantitativen SPECT/CT zur korrekten Skalierung der Biokinetik. Es wurden Messschemata untersucht, die klinisch umsetzbar waren, eine planare Aufnahme bis 4h nach Gabe des Radiopharmazeutikums und ein SPECT/CT zeitgleich einer planaren Aufnahme hatten. Für jedes Messschemata für die planaren Aufnahmen wurden die mittels virtueller Patienten ermittelten Zeit-Aktivitätsdaten verrauscht (Log-Normalverteilung, Gesamt-Standardabweichung: 20 %, Aufteilung systematischer zu stochastischer Fehler: 50/50). Eine mono-exponentielle Fitfunktion wurde an die simulierten Daten angepasst. Der anschließend berechnete TIAC wurde mit dem simuliertem SPECT/CT-Aktivitätswert (Log-Normalverteilung, Standardabweichung: 5 %) skaliert. Für jeden virtuellen Patienten und jedes Messschema wurden 10000 Replikationen durchgeführt. Für das optimale Messschema, definiert durch die kleinste Variabilität der simulierten TIACs, wurden die Auswirkungen von Variationen einzelner Zeitpunkte untersucht.

Ergebnisse
Planare Aufnahmen bei (4, 68, 116) h mit einem quantitativen SPECT/CT nach 68 h wurde als das optimale Messschema bestimmt. Unter Verwendung dieses Messschemas wichen für die untersuchte Patientenpopulation im Median 13 % (Spannweite: 6 %, 19 %) der bestimmten TIACs um mehr als 10 % vom wahren Wert ab. Ein vorgezogenes SPECT/CT nach z.B. 24 h resultierte hierbei in einem höheren Prozentsatz von 27 % (13 %, 60 %). Lediglich geringe Auswirkungen hatten Variationen des dritten Zeitpunktes im Bereich von 96 h und 124 h.

Zusammenfassung
Die Simulationsstudie zeigte, dass eine akkurate Dosimetrie mittels hybridem planar-SPECT/CT Verfahren mit drei planaren Aufnahmen und optimal gewähltem Zeitpunkt des SPECT/CT möglich ist.

V 45 Bewertung des Einsatzes von Dosismanagementsystemen zur Optimierung von Röntgenanwendungen

J. Hartmann[1], J. Singer[1], M. Fiebich[2], B. Renger[3], R. Simmler[4], G. Stamm[5], M. Wucherer[1], T. Hertlein[6]
[1]Klinikum Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Nürnberg, Deutschland
[2]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[3]Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, München, Deutschland
[4]Hirslanden AG, Strahlenschutz und radiologische Prozesse, Glattpark, Schweiz
[5]Universitätsmedizin Göttingen, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Göttingen, Deutschland
[6]Gemeinschaftspraxis für Strahlentherapie, Nürnberg, Deutschland

Einleitung
Ziel dieses Projekts ist die Bewertung von Dosismanagementsystemen (DMS) in Hinblick auf Dosisoptimierungsmaßnahmen und die Einhaltung der diagnostischen Referenzwerte (DRW) einschließlich intern festgelegter Schwellenwerte in der Röntgendiagnostik und der interventionellen Radiologie.

Material & Methoden
Das Projekt wurde an verschiedenen Einrichtungen (Universitätskliniken, kommunale Krankenhäuser, radiologische Praxen) mittels vier unterschiedlicher DMS durchgeführt. Über einen Zeitraum von zwölf Monaten wurden festgelegte Röntgenanwendungen durch das jeweilige DMS erfasst. Im DMS mussten hierzu Zuordnungen der Untersuchungsprotokolle zu den DRW erfolgen. Die Vereinheitlichung der Untersuchungsprotokolle wurde soweit möglich mittels RadLex Playbook erzielt. Nach sechs Monaten Datenerfassung erfolgte ein Vergleich der dosisrelevanten Parameter zwischen den Projektpartnern und die Optimierung einzelner Untersuchungsprotokolle. Die Optimierung der einzelnen Untersuchungsprotokolle wurde durch den Medizinphysiker zusammen mit den jeweiligen Ärzten vorgenommen. Nach weiteren sechs Monaten Datenerfassung wurden die Optimierungsmaßnahmen ausgewertet.

Ergebnisse
Eine eindeutige Zuordnung der Untersuchung kann häufig nicht allein über das Untersuchungsprotokoll durchgeführt werden. Insbesondere bei kombinierten Computertomographie-Aufnahmen oder auch bei Interventionen ist zum Zeitpunkt der Protokollwahl der Verlauf der Untersuchung bzw. der Behandlung noch nicht absehbar, so dass Zusatzinformationen für die Zuordnung notwendig sind. Bei den analysierten Computertomographie-Untersuchungsprotokollen kam es im Mittel zu keiner Überschreitung des jeweiligen DRW. Einzelne DRW-Überschreitungen konnten durch das DMS identifiziert werden. Die Analyse des zeitlichen Verlaufs der Expositionsdaten zeigte, dass die durchgeführten Änderungen zu einer signifikanten Dosisreduktion bei konstanter Güte der Bildqualität führten. Protokolländerungen konnten anhand der gesammelten Daten visualisiert werden.

Zusammenfassung
Der administrative Aufwand des DMS in Form von Geräte- und Protokollpflege sowie der Überprüfung der gesammelten Daten beanspruchte deutlich mehr Zeit als bei der Inbetriebnahme des DMS angenommen. Eine regelmäßige Systempflege ist nach Einführung eines DMS dringend notwendig. DMS sind in der Lage Untersuchungsarten aufzuzeigen, bei denen eine Dosisoptimierung erfolgen soll und ermöglichen die Prüfung einer erfolgreichen Dosisoptimierung.

V 46 Analyse von computertomographischen Radiation Dose Structured Reports und Dokumentationsvollständigkeit

N. Groß[1], M. Kolodziej[2], M. Fiebich [1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Gießen, Deutschland
[2]INFINITT Europe GmbH, Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung
CT-Radiation Dose Structured Reports (CT-RDSRs) werden bei modernen CT-Systemen generiert. Ziel dieser Arbeit ist die Evaluation der Dokumentationsqualität der CT-RSDR bei den großen Geräteherstellern, deren Eignung und die Prüfung für den Einsatz mit Dosismanagementsystemen.

Material & Methoden
Die DICOM Conformance Statements von vier Geräteherstellern (Siemens, Philips, Toshiba und GE) wurden analysiert und die Erfüllung der Anforderungen des DICOM-Standards geprüft. Zusätzlich wurden Informationen aus den Reports mit den DICOM-Headern der Bilddaten abgeglichen.
Hierfür wurden verschiedene CT-RDSRs bezüglich unterschiedlicher Untersuchungsarten ausgewertet und ihre Inhalte auf Konformität geprüft. Die Datenerhebung erfolgte über 6 Klinikstandorte mit insgesamt 12 CT-Geräten.

Ergebnisse
Die Untersuchungen ergaben bei Toshiba und GE in vielen Reports Mängel im Hinblick auf nicht konforme Bezeichnung und nicht ausreichend genaue Dokumentationsqualität.
Fehlerhafte Bezeichnungen, sowie fehlende Dosisinformationen bei Übersichtsaufnahmen, lassen eine lückenlose Dokumentation nicht zu, die in §85 und §86 StrlSchG. gefordert wird. Bei komplexen Untersuchungen bestehend aus kombinierten Untersuchungsprotokollen, wird laut DICOM Conformance-Statement der Hersteller, grundsätzlich das zuletzt durchgeführte Untersuchungsprotokoll dokumentiert. Dies führt dazu, dass alle Felder der Serienbeschreibungen mit der Bezeichnung des zuletzt durchgeführten Untersuchungsprotokolls ersetzt werden. Durch diese fehlerhaften Serienbeschreibungen ist es nicht möglich meldepflichtige Vorkommnisse nach §85 StrlSchG automatisch zu dokumentieren und erfordern ggf. eine manuelle Dokumentation.
Des Weiteren fehlen Informationen zur Institution der durchgeführten Untersuchung. Nach Ablauf der Bilddokumentationspflicht ist deshalb die verpflichtende Dosisdokumentation über einen RDSR nach §85 StrlSchG. nicht möglich.

Zusammenfassung
Durch fehlerhafte und nicht konforme DICOM-Radiation Dose Structured Reports entstehen Folgefehler bei Dosiszuordnungen und meldepflichtigen Ereignissen. Folgernd können falsch zugeordnete Dosiswerte im Report zum Nichterkennen von Dosisüberschreitungen der Diagnostischen Referenzwerten führen.
Zielführend für eine lückenlose Dokumentation wäre das strikte Einhalten des DICOM-Standards-Supplements 21 sowie eine eindeutige Bezeichnung der Untersuchung und der einzelnen Serien.

Audiologie 3 I Audiologie und Bildgebung – Elektrophysiologie I

Chairs: Matthias Hey (Lübeck), Tim Liebscher (Erlangen)

V 47 Inzidenz für ein Umschlagen der Elektrodenspitze (Tip Foldover) bei Cochlea Implantation

U. Baumann[1], J. Gabrielpillai[1], I. Burck[1], T. Stöver[1], S. Helbig[1]
[1]Universitätsklinikum Frankfurt, HNO/Audiologische Akustik, Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung
Als klinische Beobachtung zeigte sich nach der Markteinführung von vorgeformten Elektrodenträgern kürzlich eine erhöhte Inzidenz für ein Umschlagen der Elektrodenspitze (Tip Foldover, TF) während der Insertion in die Hörschnecke bei Implantation eines Cochlea Implantats (CI). Die vorliegende Studie verfolgte das Ziel, an einer größeren Fallzahl die Inzidenz für TF in Abhängigkeit von der Elektrodenträger-Ausführung zu bestimmen.

Material & Methoden
Studiendesign: Retrospektive Studie. Einstellung: Tertiärüberweisung an das Universitätsklinikum. Patienten: 1320 CI-Empfänger, die postoperative Darstellung nach Stenvers, digitale Computertomographie (CT) oder digitale Volumentomographie (DVT) erhalten hatten. Hauptergebnismaßnahme: Das Vorkommnis des TF wurde im Hinblick auf perimodiolare (PM) -, laterale Wand (LW) - und Scala Media (MS) -Elektrodenträger aufgeschlüsselt. Der Einführwinkel der Elektrode wurde ermittelt und postoperative Komplikationen und die Notwendigkeit von Revisionen beschrieben.

Ergebnisse
Für 1320 CI-Empfänger (1.722 Ohren) lagen Operationsberichte und Ergebnisse der postoperativen Bildgebung zur Überprüfung vor. Bei 15 Ohren (0,87%) zeigte sich ein TF überwiegend bei PM Elektroden (1,67%). Bei drei Patienten wurde das Auftreten des TF von einer Costimulation des Gesichtsnervs begleitet. Ein Patient berichtete über das Auftreten von Schwindel. Elf Patienten wurden einer Revision unterzogen. Bei zwei von ihnen wurde die Revision im selben chirurgischen Eingriff durchgeführt, weil sich Abnormalitäten in der Ausbreitung des elektrischen Feldes bei intracochleären Potenzialableitungen (Spread of Excitation Messung, SOE) zeigten. In vier Fällen mit TF wurde aufgrund der weitgehend unbeeinträchtigten Sprachtest-Ergebnisse keine Revision durchgeführt.

Zusammenfassung
In einem großen akademischen Zentrum mit erfahrenen Chirurgen ergab sich eine durch CT / DVT bestätigte Tip-Foldover-Rate von 0,87%. PM-Elektrodenträger zeigten das höchste Risiko für diese Elektrodenfehllage. In diesen Fällen waren Revisionseingriffe möglich.

Literatur
[1] Gabrielpillai, Jennis, Burck I, Baumann U et al. *Incidence for Tip Foldover During Cochlear Implantation*. Otol. Neurotol. 2018; 39: 1115–1121. doi:10.1097/MAO.0000000000001915

V 48 Lage und Insertionstiefe von Cochlea-Implantat-Elektroden

A. Franke-Trieger[1], D. Mürbe[1], T. Zahnert[1]
[1]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Sächsisches Cochlear Implant Centrum, Dresden, Deutschland

In dem Vortrag werden zwei Arbeiten vorgestellt, in der die angulare Insertionstiefe (Insertionswinkel) sowie dieses Maß beeinflussende Faktoren für verschiedene Cochlea Implantat (CI) Elektrodentypen anhand von DVT Aufnahmen untersucht wurde. Des Weiteren wird ein Fall einer Elektrodenmigration vorgestellt, bei dem das sukzessive Migrieren der Elektrode aus der Cochlea anhand von DVT Aufnahmen gezeigt wird.

Insertionswinkel
Es ist bekannt, dass der Erhalt des Restgehöres bei einer CI OP durch die Insertionstiefe beeinflusst wird. Folglich kann es helfen, präoperativ einen individualisierten Insertionswinkel entsprechend des Hörschwellenverlaufs festzulegen.
In einer Studie wurden mithilfe von Felsenbeinexperimenten der Insertionswinkel für vier verschieden lange Elektrodentypen der Fa. MED-El (Flex20, Flex24, Flex28 und Standard) untersucht. Um die Größe der Cochlea als möglichen Einflussfaktor zu quantifizieren, wurde der Durchmesser der basalen Windung bestimmt. In einer weiteren Studie wurde anhand von 37 in vivo-Aufnahmen der Insertionswinkel des Implantates CI422 der Fa. Cochlear untersucht. Hier wurde neben dem Durchmesser der basalen Windung die lineare Insertionstiefe gemessen, da diese zwischen 20mm und 25mm variieren kann (definiert durch zwei Markierungen am basalen Ende des Elektrodenträgers).
Für die verschieden langen Elektrodentypen wurden Winkelintervalle gefunden, die sich statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Die Insertion der Flex20, Flex24, Flex28 sowie der Standard Elektrode in die Felsenbeine führte zu einem mittleren Insertionswinkel von 341◦ (SD=22◦), 477◦ (SD=36◦), 587◦ (SD=42◦) und 673◦ (SD=38◦). Die Auswertung der postoperativen Aufnahmen des CI422 ergab einen mittleren Insertionswinkel von 444◦ (SD=63◦). Innerhalb aller Implantat-Gruppen variieren die gemessenen Insertionswinkel erheblich. Die größte Streuung wurde für die Gruppe der CI422 Implantate identifiziert. Dies ist auf die variable lineare Insertionstiefe der CI422 zurückzuführen. Zwischen Insertionswinkel und Cochlea Durchmesser wurde eine negative Korrelation für verschiedene Gruppen der Elektrodenträger Typen gefunden.
Auf Basis dieser Ergebnisse lässt sich präoperativ der individuelle Insertionswinkel für verschiedene Elektrodenträgertypen abschätzen. Dies könnte in den Entscheidungsprozess vor Cochlea Implantation, insbesondere in Bezug auf Restgehörerhalt, einbezogen werden.

Elektrodenmigration
In dem vorgestellten Fallbeispiel werden zu verschiedenen Zeitpunkten die Elektrodenlage, das Sprachverstehen mit dem CI sowie der Verlauf der Reizintensität der basalen Elektroden (THR, MCL) gezeigt.

V 49 Entwicklung und Evaluierung eines intraoperativen Screenings auf Tip Fold-over des CI-Elektrodenträgers mittels Spread Of Excitation Messungen

M. H. Kropp[1], A. Müller[1], A. Aristeidou[2], H. Kaftan[3], P. Mir-Salim[1], O. C. Dziemba[2]
[1]Vivantes Netzwerk für Gesundheit GmbH, Klinikum im Friedrichshain, Klinik für HNO, Vivantes Hörzentrum Berlin (HZB), Berlin, Deutschland
[2]Universitätsmedizin Greifswald, Klinik für HNO, Audiologische Abteilung, Greifswald, Deutschland
[3]Helios Klinikum Erfurt, HNO Klinik, Erfurt, Deutschland

Hintergrund
Bei der Cochlea-Implantation (CI) ist die radiologische Lagekontrolle des Elektrodenträgers auf Tip Fold-over (TFO) mittels Projektionsradiographie (RÖ) bzw. Schnittbildverfahren (CT) aktueller Goldstandard. Eine alternative, strahlenbelastungsfreie Methode zur Detektion eines TFO ist die Spread of Excitation (SOE)-Messung [1]. Bei der Beurteilung der SOE-Messergebnisse sind einheitliche Messkonzepte und Vergleichswerte wesentlich [2]. Da die Interpretation einzelner SOE-Messergebnisse i.d.R. Expertenwissen voraussetzt, wäre eine automatisierte Auswertung im Sinne eines Screening-Verfahrens wünschenswert.

Methode
Bei CI-Versorgungen mit Implantaten der Fa. Cochlear™ erfolgten in einer prospektiven multizentrischen Studie an über 100 Patienten intraoperative ECAP-Schwellenmessungen an allen intracochleär liegenden Elektroden im AutoNRT-Modus. Anschließend wurden SOE-Messungen nach einem standardisierten Messprotokoll [2] an den Elektroden 13 und 22 durchgeführt. Eine radiologische Lagekontrolle erfolgte intra- oder postoperativ. Die SOE-Messergebnisse wurden nach einer Vollständigkeitsprüfung der Daten interpoliert und die Steigung benachbarter Punkte berechnet. Anschließend erfolgte eine automatisierte Auswertung (unauffällige =PASS/nicht unauffällige Elektrodenlage =REFER). Im Falle eines REFER wurden die SOE-Datensätze analysiert und ggf. eine erneute Messung mit optimiertem Reizparadigma durchgeführt. Anhand der vorliegenden Studienpopulation sollten Sensitivität, Spezifizität berechnet und prädiktive Werte geschätzt werden.

Ergebnisse
Alle radiologisch nachgewiesenen TFO wurden in der automatisierten Auswertung sicher erkannt. Unser SOE-Screening zeigt eine Spezifität > 95% aber nur eine geringe Prävalenz eines TFO < 3%. Deshalb wären die Schätzung der Sensitivität und wegen der Abhängigkeit von der Prävalenz die Bestimmung prädiktiver Werte nicht valide.

Schlussfolgerungen
Das SOE-Screening erlaubt eine sichere Detektion eines TFO. Aufgrund der hohen Spezifität kann vielen CI-Patienten eine intra- oder postoperative Bildgebung erspart werden. In wenigen Fällen ist eine SOE-Messung nicht möglich und die Bildgebung zum Ausschluss eines TFO weiterhin erforderlich.

Literatur
[1] Grolman W. et al. Spread of Excitation Measurements for the Detection of Electrode Array Foldovers. Otol Neurotol 2009;30(1):27–33.
[2] Dziemba O.C. et al. References for electrophysiological measurements for intraoperative verification of placement for several types of CI electrodes. Z Audiol 2016;55(2):50–6.

Audiologie 4 I Audiologie und Bildgebung – Elektrophysiologie II

Chairs: Uwe Baumann (Frankfurt a.M.), Ingo Todt (Bielefeld)

V 50 Skalendislokation mit perimodiolaren Elektrodenträgern und deren Einfluss auf das Sprachverstehen

T. Liebscher[1], U. Hoppe[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, CI-Centrum CICERO, Hals-Nasen-Ohrenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Die radiologische Bildgebung ist ein fester Bestandteil der präoperativen Diagnostik zur Indikation eines Cochlea Implantats (CIs). Außerdem kann mittels hochauflösender Computertomographie (CT) nach der CI-Insertion die intracochleäre Skalenlage des Elektrodenträgers beurteilt werden. Eine Fehllage kann – z.B. in Form einer Dislokation des Elektrodenträgers von der Scala tympani (ST) in die Scala vestibuli (SV) – im weiteren Verlauf der CI-Rehabilitation zu minderen Sprachverstehensleistungen führen [1]. Ziel der Arbeit ist es, innerhalb eines großen Patientenkollektivs zu prüfen, ob die CI-Skalenlage das Sprachverstehen beeinflusst und ob unterschiedliche Elektrodenträger eine Skalendislokation begünstigen.

Material & Methoden
Bei 246 erwachsenen (M=58,5J; SD=16,5J) CI-Trägern, die mit einem perimodiolaren Elektrodenträger (CI512, n=125; CI532, n=121) implantiert sind, wurde die Skalenlage und das Sprachverstehen erhoben. Das Sprachverstehen mit CI wurde im Freiburger Einsilbertest (FBE) in Ruhe durchschnittlich 19,5 (SD=10,0) Monate nach der CI-Versorgung gemessen. Die Auswertung des Sprachverstehens erfolgte in Relation zur Skalenlage der CI-Elektrode.

Ergebnisse
Die CI512-Elektrode zeigt zu 69,6 % eine regelrechte Lage in der ST. Bei 30,4 % findet eine Skalendislokation in die SV statt. Mit der CI532-Elektrode ist bei nur fünf Probanden (4,2%) ein Skalenwechsel aufgetreten, während bei den übrigen 104 Probanden (95,8%) das CI in der ST platziert ist. Mit der CI512 und der CI532 liegt der Median des Sprachverstehens bei jeweils 70 %. Innerhalb der Gruppe der CI512-Elektrode gab es keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Sprachverstehens und einer Skalendislokation (p=0,65).

Zusammenfassung
Mit der CI512-Elektrode liegt die Quote von Skalendislokation in die SV bei 30,4%. Diese Auftrittshäufigkeit liegt im Bereich bereits veröffentlichten Studien [1]. Die CI532 liegt bei 95,8 % der Probanden korrekt in der ST und erreicht damit eine mit „geraden“ Elektrodenträgern vergleichbare regelrechte Skalenlage [1]. Ein Zusammenhang zwischen Skalendislokation und Sprachverstehen konnte nicht nachgewiesen werden.

Literatur
[1] O'Connell BP, Hunter JB, Wanna GB. The importance of electrode location in cochlear implantation. Laryngoscope Investig Otolaryngol. 2016;1(6):169-174.

V 51 Elektrophysiologische Kenndaten und Lageparameter zur Qualitätskontrolle bei der CI-Versorgung

A. Mewes[1], G. Brademann[1], M. Hey[1]
[1]Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, HNO-Klinik, Audiologie, Kiel, Deutschland

Der Anwendung bildgebender Verfahren kommt bei der Versorgung mit Cochlea-Implantaten im Rahmen der Qualitätskontrolle eine große Bedeutung zu. Zum alleinigen Nachweis der intracochleären Elektrodenlage und zur Detektion eines Tip-Foldover des intracochleären Elektrodenarrays ist die konventionelle Röntgendiagnostik (Röntgenfilmaufnahme, Durchleuchtung) ausreichend. Die Entwicklung von perimodiolaren Elektroden und die Erweiterung des CI-Indiktionsbereiches hin zu einem besseren Restgehörerhalt hat jedoch eine präzisere Kenntnis der Elektrodenlage relativ zu den cochleären Strukturen in den Mittelpunkt des Interesses gerückt. Hier haben sich tomografische Verfahren wie die Computertomografie oder die digitale Volumentomografie als geeignet erwiesen, die aufgrund ihrer hohen räumlichen Auflösung die Darstellung der einzelnen Elektrodenkontakte erlauben. Ausgehend davon sind die kontaktspezifische Bestimmung der Skalenlokalisation und Insertionstiefe möglich, sowie Abstandsmessungen zum Modiolus. Die genannten tomografischen Verfahren sind jedoch darin nachteilig, dass sie mit einer Strahlenbelastung für den Patienten einhergehen, zusätzliche finanzielle und personelle Ressourcen beanspruchen, sowie Weichteilgewebe nur mangelhaft darstellen. Neben dem Einsatz bildgebender Verfahren stehen elektrophysiologische Messungen (Elektrodenimpedanzen, elektrisch evozierte Summenaktionspotentiale und Stapediusreflexe) zur Qualitätskontrolle bei der Versorgung mit Cochlea-Implantaten zur Verfügung. Ihr Messsystem ist bei den heutigen Cochlea-Implantaten bereits integriert, und erlaubt eine schnelle und kostengünstige Durchführung. Im Rahmen dieser Arbeit werden Anwendungsbereiche und aktuelle Ergebnisse der verschiedenen elektrophysiologischen und Lage-Parameter dargestellt, und auf Zusammenhänge zwischen diesen Kenndaten eingegangen. Zudem soll gezeigt werden, inwiefern aus den genannten elektrophysiologischen Kenndaten auch Rückschlüsse auf die Elektrodenposition gezogen werden können.

V 52 Klinik und Diagnostik der auditorischen Synaptopathie/Neuropathie

A. Müller[1], M. H. Kropp[1], P. Mir-Salim[1], M. Walger[2]
[1]Vivantes Netzwerk für Gesundheit GmbH, Klinikum im Friedrichshain, Klinik für HNO, Vivantes Hörzentrum Berlin (HZB), Berlin, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Köln, HNO-Klinik, Audiologie und Pädaudiologie, Köln, Deutschland

Bei der auditorischen Synaptopathie/Neuropathie (AS/AN) liegt eine pathologische Veränderung oberhalb der äußeren Haarsinneszellen vor, entweder im Bereich der inneren Haarsinneszellen, der Bändersynapsen und/oder der Spiralganglienzellen [1]. Diese in ihrer Ausprägung sehr variable Hörstörung fällt klinisch durch pathologisch veränderte frühe akustisch evozierte Potentiale (FAEP) und fehlende Stapediusreflexe bei erhaltenen otoakustischen Emissionen (OAE) mit fehlender kontralateraler akustischer Suppression sowie cochleären Mikrofonpotentialen (CM) auf [2, 3]. Die Diagnose der AS/AN wird mehrstufig durchgeführt und orientiert sich am Alter und Entwicklungsstand der Betroffenen. Die klinischen Befunde und insbesondere die transtympanale Elektrocochleographie (ECochG) aber auch die weiterführende Diagnostik mittels elektrisch evozierter Hirnstammantworten (E-BERA) lassen verschiedene Ausprägungen der AS/AN erkennen. Sie liefern in schwierigen Fällen, wie z.B. bei nicht abgrenzbarem oder allenfalls filiformen *N. cochlearis* wichtige Bausteine zur Indikation oder Kontraindikation bei der Cochlea Implantat Versorgung [4].
Im Rahmen des Vortrages werden Messergebnisse von ausgewählten klinischen Fällen mit V.a. auf einseitige AS/AN vorgestellt. Die audio- und radiologisch erhobenen Befunde werden verglichen und diskutiert.

Literatur

[1] WALGER M. et al.: Auditorische Synaptopathie/Neuropathie – Klinik und Diagnostik. In: HNO 2011, 59(5):414-24 (german)
[2] STARR A. ET AL.: Auditory Neuropathy In: Brain 1996, 119:741-53
[3] MOSER T. et al.: Diagnostik und Therapie der auditorischen Synaptopathie/Neuropathie. In: HNO 2006, 54(11):833-41 (german)
[4] STUERMER K.J. et al.: Electrocochleography in children with auditory synaptopathy/neuropathy: diagnostic findings and characteristic parameters. In: Int J Pediatr Otorhinolaryngol 2015, 79(2):139-45

V 53 PromCERA: Präoperative ECERA – erweiterter objektiver PromTest zur Integritätsprüfung des Hörnervs bei CI-Kandidaten

D. Polterauer[1], G. Mandruzzato[2], M. Neuling[1], M. Polak[2], J. M. Müller[1], J. M. Hempel[1]
[1]Klinikum Großhadern, HNO: Cochleaimplantation, München, Deutschland
[2]MED-EL Elektromedizinische Gräte GmbH, R&D, Innsbruck, Österreich

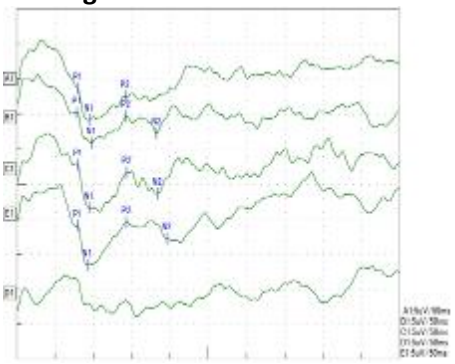
Einleitung
In Zuge der CI-OP-Voruntersuchungen werden zahlreiche audiologische Untersuchungen durchgeführt, um die Eignung des Patienten für das CI zu bestätigen. Unter Anderem wird hier eine BERA durchgeführt. Teils ist auch bei maximaler akustischer Stimulation kein Nachweis einer Hirnstammantwort möglich. Für Bewertung von schwierigen Patienten wird ein Promontorialtest durchgeführt, bei dem der Patient einer elektrischen Stimulation einer Empfindung zuordnen soll. Im Idealfall wird hierbei die Elektrode in der Rundfensternische zur elektrischen Stimulation platziert. Polterauer et al. (2018) konnten Hirnstammpotentialen bei elektrischer Stimulation, der PromBERA, erfolgreich abteilten und damit Integrität des Hörnervs objektiv prüfen. Die PromBERA führte bisher stets zu einem positiven Befund. Bei akustischer wie elektrischer Stimulation gilt die BERA als besonders stabile Messung. Jedoch überprüft sie nur einen Teil der Hörbahn.

Material & Methoden
Im Anschluss von PromBERAs wurde eine sogenannte PromCERA an bisher sieben Patienten mit unklaren Befunden der CI-Voruntersuchungen durchgeführt, die die kortikalen Potentiale (primärer und sekundärer auditorische Kortex) misst. Sie ergänzt damit die präoperative elektrische Stimulation in der Rundfensternische mit der Erfassung der Hirnrindenpotentiale. Wie bei der PromBERA wurde hier das Setup bestehend aus einem EP-System zur Aufnahme und der via MED-EL MAESTRO-Software und Stimulator Box gesteuerten speziellen Promstim-Elektrode. Zudem wurde dieselbe Ableitelektrodenanordnung verwandt.

Ergebnisse
Die gemessenen Kurven wiesen typische Hirnrindenpotentiale auf. Vorteil der PromCERA gegenüber der PromBERA ist eine vollständigere Bewertung der Hörbahn, größere Amplitude und eine geringere Störung durch das Stimulusartefakt.

Zusammenfassung
Somit stellt eine Messung der PromBERA + PromCERA präoperativ in zweifelhaften Fällen über die Integrität des Hörnervs eine Entscheidungshilfe dar.

Anhang



Literatur
[1] PromBERA: A preoperative eABR: An update; September 2018; Current Directions in Biomedical Engineering 4(1):563-565; DOI: 10.1515/cdbme-2018-0135

Session 11 I Qualitätssicherung in der Strahlentherapie

Chairs: Andreas Block (Dortmund), Bernhard Rhein

V 54 Verifikation eines Algorithmus zur Dosiskalibrierung mit einem portablen Flächendetektor (EPID)

S. Wojahn[1,2], R. Engenhart-Cabillic[2], D. Czarnecki[1], K. Zink[1,2]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Gießen, Deutschland

Einleitung
Bei der Verwendung von komplexen Bestrahlungstechniken steigt die Notwendigkeit für eine in-vivo Verifikation der Dosisapplikation. Portale Flächendetektoren (EPID), die an praktisch allen modernen Linearbeschleunigern installiert sind, sind für in-vivo Messungen der Patientendosis theoretisch geeignet. Bevor sie verwendet werden können, müssen die Rohdaten verarbeitet werden. Diese Arbeit untersucht einen Kalibrieralgorithmus, der zur Messung der Austrittdosis verwendet werden soll.

Material & Methoden
Um dosimetrisch relevante Einflüsse auf das Detektorsignal zu untersuchen, wurden Detektormessungen an einem Linearbeschleuniger mit einem EPID durchgeführt. Dosismessungen erfolgten mit einer Semiflex-Ionisationskammer, Relativmessungen mithilfe eines Ionisationskammerarrays. Durch einen entwickelten Messaufbau konnten alle Dosis- und Relativmessungen bei einem Abstand zur Strahlenquelle von 160 cm durchgeführt werden. Zu den untersuchten Einflüssen zählen: Streueinflüsse bei unterschiedlicher Feldgröße und Phantomdicke sowie der Einfluss der sich lateral verändernden Strahlungsqualität. Die Auswertung der Messungen und die Kalibrierung der EPID-Aufnahmen erfolgten mithilfe eines eigen entwickelten Algorithmus. Validiert wurde der Algorithmus durch die Bestrahlung von inhomogenen Phantomen und Dosismessungen in IMRT-Feldern.

Ergebnisse
Die Kalibriermessungen haben gezeigt, dass die Korrektur der Feldgrößen von 4x4 cm² bis 26x26 cm² und Phantomdicken von 1 cm bis 20 cm auf Basis eines Polynoms 2. Grades mit einer mittleren quadratischen Abweichung von 0,0025 möglich ist. Bei der Validierung des Algorithmus wurde für einfache Feldgeometrien eine mittlere Abweichung zwischen Ionisationskammer Messung und EPID-Aufnahme von 0,62% erreicht. Bei der Auswertung mehrerer IMRT-Felder lag die mittlere Abweichung bei 0,59%. Bei der Analyse eines 3-Dichte Phantoms betrug die mittlere Abweichung im Vergleich zur Messung mit einem Ionisationskammerarray 0,65%.

Zusammenfassung
Der entwickelte Algorithmus dient zur Kalibrierung des EPIDs am Linearbeschleuniger und ermöglicht die Messung der Austrittsdosis eines Patienten. Außerdem zeichnet er sich durch ein robustes, nicht iteratives und damit echtzeitfähiges Verfahren mit wenig Messaufwand aus. Durch die Validierung mit IMRT-Feldern und inhomogenen Phantomen konnte gezeigt werden, dass sich der Algorithmus auch für den klinischen Betrieb eignet.

V 55 Kommissionierung und erste Erfahrungen mit Portal-Dosimetrie an zwei dosimetrisch angeglichenen Beschleunigern

M. Shariff[1], W. Stillkrieg[1], C. Bert[1], M. Schmidt[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Zur Steigerung der patientenspezifischen Qualitätssicherungsaufgaben ist die Portal-Dosiemtrie vielversprechend, da diese während jeder Fraktion anwendbar ist und gleichzeitig die Lagerung des Patienten dosimetrisch bewerten kann. Um diese präzise und effektiv zu erfüllen, wurde eine Software zur Verifikation mittels Portal-Dosimetrie getestet.

Material und Methoden
Zum Zweck der Portal-Dosimetrie von Patientenplänen an zwei identischen Linearbeschleunigern (Versa HD, Elekta) wurde die Software iViewDose (Elekta) evaluiert. iViewDose verwendet iViewGT Aufnahmen zur Rekonstruktion der Dosis in einem Patienten. Mit Hilfe der Gamma-Analyse vergleicht das Programm die rekonstruierte mit der nominellen Dosis. Zur Kommissionierung wurden von beiden Beschleunigern Basisdaten aufgenommen und in iViewDose implementiert. Diese bestehen aus drei Teilen, der Pixelkalibrierung, der dosimetrisch ermittelten Tischschwächung und einem absoluten Referenzdosiswert. Im Anschluss wurden Musterpläne (Stehfelder, IMRT, VMAT) zur Validierung im Therapieplanungssystem auf das Plattenphantom geplant, anschließend auf das iViewGT gestrahlt und mit iViewDose ausgewertet.

Ergebnisse
Die Auswertung der Musterpläne mittels Gamma-Analyse und Dosisdifferenz zeigte bei Stehfeldern (γ_{mean}: 0,3%, Dosisdifferenz: 0,4%) und IMRT (γ_{mean}: 0,4%, Dosisdifferenz: -2,5%) sehr gute, bei VMAT grenzwertige (γ_{mean}: 0,55%, Dosisdifferenz: 3,1%) Ergebnisse. Aktuell läuft das iViewDose an beiden Beschleunigern im Testbetrieb. Die Ergebnisse sind stark abhängig von der Definition des Dosegrids und der externen Oberfläche. Bei Patienten, die an beiden Beschleunigern bestrahlt wurden, sind die Messungen nahezu identisch. Bisher konnten bei Pankreas und HNO Patienten akzeptable Ergebnisse erzielt werden. Bei intrathorakalen Tumoren lag die Dosisdifferenz über 30% und der mittlere Gammawert bei 6%. Auch mit dem in-aqua-Tool zur Luftkorrektur konnten die Ergebnisse nicht deutlich verbessert werden.

Zusammenfassung
Mit dem Programm iViewDose ist mittelfristig eine Erleichterung der Patientenvalidierung angedacht. Für den routinemäßigen Einsatz sind die momentanen Ergebnisse noch nicht ausreichend verstanden, sondern erfordern Analyse und Motivation einiger Parameter, um dauerhaft verlässliche Ergebnisse vorzubringen.

V 56 Herausforderungen und Fallstricke bei der Verwendung eines Monte-Carlo basierten Software zur Bestrahlungsplanverifikation in der klinischen Routine

L. Lüdemann[1], P. Zylka[1], S. Günzerodt[1], A. Flüß[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Strahlenklinik, Essen, Deutschland

Einleitung
der Anteil von intensitätsmodulierten Bestrahlungstechniken wie IMRT und VMAT nimmt kontinuierlich zu. Inzwischen sind Bestrahlungsgeräte auf dem Markt verfügbar, bei der eine konventionelle 3-D Planung nicht mehr möglich ist und intensitätsmodulierte Bestrahlungstechniken angewandt werden müssen. Eine messtechnische Verifikation jedes Bestrahlungsplanes ist in diesem Falle in der klinischen Routine mit einem hohen Aufwand verbunden. Die DIN 6875-3 Abschnitt 7.2.1 sieht neben der messtechnischen Verifikation auch eine rechnerische Verifikation des Bestrahlungsplanes vor. Die Software sollte vollkommen unabhängig vom Planungssystem sein und sollte idealerweise auch von einem anderen Hersteller stammen. Für die Verwendung eines Monte-Carlo basierten Berechnungsverfahren zur Planverifikation liegen nunmehr mehrere Monate Erfahrung in der klinischen Routine vor.

Material & Methoden
Die Dosisverteilungen werden überwiegend mit dem AAA Algorithmus (Eclipse, Varian, USA) berechnet und die Bestrahlungspläne bestehend aus CT, Strukturen, Plandatei und Dosisverteilung per Dicom-Transfer übermittelt und automatisch ausgewertet. Die Bestrahlungspläne (VMAT, IMRT, konformale Rotationsbestrahlung, 3-D Bestrahlungspläne, stereotaktische Bestrahlungspläne) werden mit einer Monte Carlo Simulation (Prosoma, MedCom, Darmstadt) mit einer statistischen Schwankung von ungefähr 1% durch Ermittlung der Wasserenergiedosis bei gleicher Ortsauflösung beider Dosisberechnungsverfahren verifiziert.

Ergebnisse
Mit einem Rechner ausgerüstet mit 40 echten Kernen kann jeder Bestrahlungsplan mit der Monte-Carlo-Simulation innerhalb von 5 Minuten nachgerechnet werden. Substantielle Abweichungen zwischen den Dosisvereitlungen treten hauptsächlich bei Kavitäten, an der Körperoberfläche und im Streudosisbereich auf. Daher sind für Organe wie beispielsweise Lunge und Ösophagus deutlich größere Unterschiede festzustellen.

Zusammenfassung
Der Schwellwert für die Selektion für akzeptierte Abweichungen muss organspezifisch und in Abhängigkeit vom Anteil der Streudosis definiert werden.

Session 13 I MR-Bildgebung / Spektroskopie

Chairs: Herbert Köstler, Jürgen R. Reichenbach (Jena)

V 57 Eine umfassende Toolbox zur relaxationsbasierten Bestimmung von Gefäßeigenschaften

L. Buschle[1], T. Kampf[2], H. P. Schlemmer[1], C. H. Ziener[3]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland
[2]Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland
[3]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Das Wachstum von Tumoren ist üblicherweise mit einer Strukturänderung der umgebenden Blutgefäße verbunden, deren Durchmesser zwischen Mikrometern und Zentimetern variiert. Eine direkte Messung der Gefäßparameter ist dadurch weder mit Computertomographie, Positronen-Emissions-Tomographie oder Magnetresonanztomographie (MRT) vollständig möglich. Diese Arbeit entwickelt dennoch eine Toolbox, um aus MRT-Messungen Blutgefäßeigenschaften von beliebiger Größe zu bestimmen.

Material & Methoden
Das Zusammenspiel von Diffusions- und Suszeptibilitätseffekten um Kapillaren führt zu einer Abhängigkeit des freien Induktionszerfalls und des Spin-Echo-Signals vom mittleren Kapillar-durchmesser. Diese Abhängigkeit wird mit analytischen und numerischen Methoden erstmals vollständig beschrieben [1]. Da Diffusionseffekte um makroskopische Gefäße vernachlässigbar sind, hängt das MR-Signal nur von deren geometrischen Anordnung ab [2]. Diese wird mit neuen geometrischen Modellen analysiert.

Ergebnisse
Mittels der entwickelten exakten Beschreibung des freien Induktionszerfalls und des Spin-Echo-Signals, lässt sich aus Vessel-Size-Imaging-Messungen [3] der mittlere Kapillardurchmesser quantifizieren, siehe Anhang 1. Multi-Echo-Sequenzen von makroskopischen Gefäßen ermöglichen die Bestimmung des Sauerstoffgehalts des Blutes (siehe Anhang 2 und [4]). Simulationen, *in-vivo* Messungen und Kleintiermessungen bestätigen die Anwendbarkeit der entwickelten Konzepte.

Zusammenfassung
In dieser Arbeit wird eine Toolbox entwickelt, mit der Blutgefäße aller Größenordnungen analysiert werden können. Die Methoden erlauben eine verbesserte Bestimmung des Oxygenierungsgrades von makroskopischen Gefäßen sowie die Abschätzung des mittleren Kapillardurchmessers. Damit sind die Konzepte unter anderem für die Untersuchung von Tumorangiogenese als auch für die Einschätzung von Hypoxie in der Strahlentherapie relevant.

Anhang 1

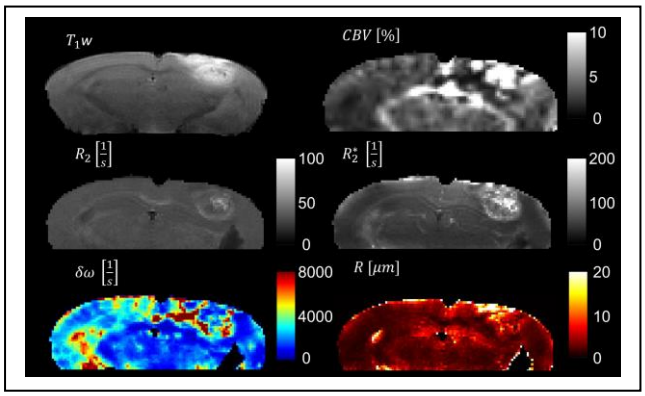


Abb. 1: Gefäßdurchmesser-Kartierung basierend auf den entwickelten theoretischen Modellen. Abbildung adaptiert nach [5].

Anhang 2

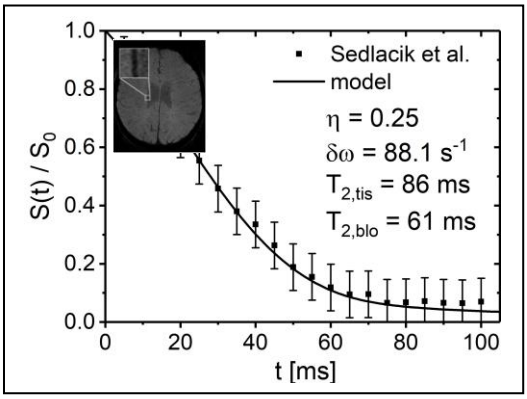


Abb. 2: Vergleich von in vivo Messungen von Sedlacik et al. [2] der V. thalamostriata mit den entwickelten Modellen des Gradienten-Echo-Signals.

Literatur

[1] LR Buschle et al.,J Magn Reson,299:12–20, 2019.
[2] J Sedlacik et al.,Magn Reson Med,58:1035–1044, 2007.
[3] KE Emblem et al.,Nat Rev Clin Oncol,11:566–584, 2014.
[4] LR Buschle et al.,Magn Reson Imaging,57:259–270, 2019.
[5] LR Buschle et al.,Magn Reson Mater Phy,31:531–551, 2018.

V 58 Nuclear-Overhauser-Effekt (NOE) CEST MRT ermöglicht frühe Beurteilung des Therapieansprechens bei Gliompatienten

J. E. Meissner[1], A. Korzowski[1], S. Regnery[2], S. Goerke[1], J. Breitling[1], J. Debus[2], H. P. Schlemmer[3], M. E. Ladd[1], P. Bachert[1], S. Adeberg[2], D. Paech[3]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie & Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[3]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Einführung
Neu diagnostizierte inoperable Gliome werden mittels Chemoradiotherapie (CRT) behandelt. Das Standard-Response-Assessment in der Neuro-Onkologie (RANO[1]) wird frühestens 4 Wochen nach Behandlungsende durchgeführt. In dieser longitudinalen Studie haben wir untersucht, ob MR Bildgebung mittels Chemical Exchange Saturation Transfer (CEST) bei 7T eine frühere Beurteilung der Reaktion auf die CRT bei Gliompatienten ermöglicht.

Material und Methoden
Zwölf Hirntumor-Patienten, die sich einer definitiven CRT unterzogen hatten, wurden in diese Studie eingeschlossen. Jeder Patient wurde an drei MRT-Terminen untersucht – das ersta Mal vor, das zweitemal unmittelbar nach Abschluss der CRT und das dritte Mal 6 Wochen später. Untersucht wurde das relaxationskompensierte CEST-Signal des Nuclear-Overhauser-Effekts (NOE)[2]. Der NOE-Kontrast wurde in Bezug auf das Behandlungsansprechen gemäß den aktualisierten RANO-Kriterien[1] untersucht.

Ergebnisse
Vor der Behandlung zeigten alle Patienten, im Vergleich zum CLNAWM, ein verringertes NOE-Signal im Tumor- und Peritumorbereich. Unmittelbar nach der Behandlung zeigt das NOE-Signal ein unterschiedliches Verhalten zwischen beiden Gruppen: Bei Nicht-Respondern nahm das NOE-Signal im Tumorbereich weiter ab, während es bei postitiven Therapieantworten im Vergleich zur Vorbehandlung stabil blieb oder sogar leicht anstieg. Abbildung 1 zeigt die drei MRT-Untersuchungen von zwei exemplarischen Patienten. Quantitativ ermöglichte das normalisierte NOE-Signal direkt nach Beendigung der CRT eine signifikante Unterscheidung zwischen Therapie-Respondern und Nicht-Respondern ($NOE_{responder}$=1,09±0,11; $NOE_{non\text{-}responder}$=0,81±0,15; p=0,015). Bei der dritten Untersuchung wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen beobachtet ($NOE_{responder}$=0,99±0,23; $NOE_{non\text{-}Responder}$=0,71±0,33; p=0,195).

Zusammenfassung
Die NOE-CEST-Bildgebung bei 7T ermöglichte die Unterscheidung von Respondern und Nicht-Respondern unmittelbar nach Ende der CRT[3]. Das ist mindestens 4 Wochen früher als die klinische Standardbewertung gemäß RANO-Kriterien[1]. Daher könnte die CEST-MRI bei 7T ein frühzeitiges Response-Assessment bei Gliompatienten ermöglichen.

Anhang

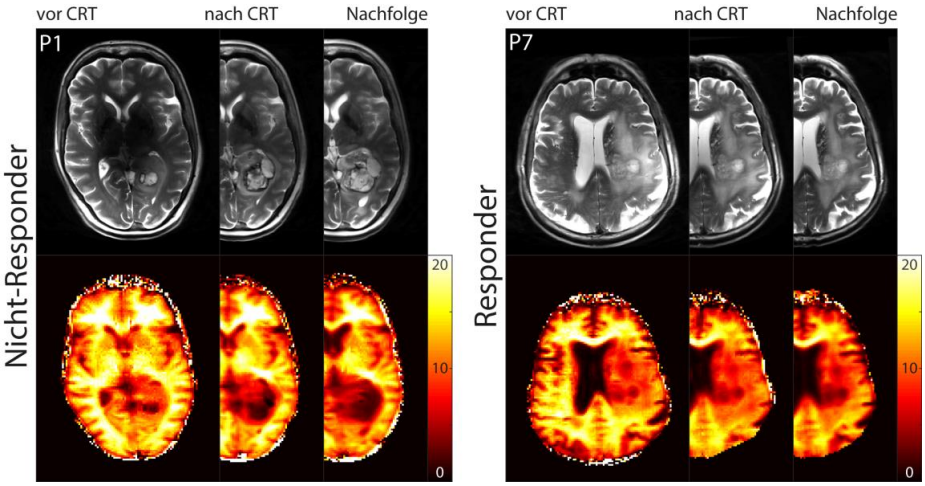


Abb. 3: Die T2-gewichteten Aufnahmen und NOE-Karten von zwei exemplarischen Glioblastom-Patienten, davon ein Nicht-Responder (P1) und ein Responder (P7), sind gezeigt.

Literatur

[1] Wen et al *J Clin Oncol*(2010) 28 [2] Zaiss *Neuroimage*(2015) 112 [3] Meissner et al *JMRI*(2019) https://doi.org/10.1002/jmri.26702

V 59 Impacts of tissue fixation and tissue fixation duration on ex-vivo diffusion MRI of the porcine heart at 7T

D. Lohr[1], M. Terekhov[1], F. Veit[2], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsklinikum Würzburg, Comprehensive Heart Failure Center (CHFC), Chair of Cellular and Molecular Imaging, Würzburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Würzburg, Tissue Engineering and Regenerative Medicine (TERM), Würzburg, Deutschland

Introduction
Ex-vivo measurements, which allow long measurement times and therefore the acquisition of particularly high resolution and high fidelity data, are usually performed on fixed tissue. We aimed to assess the impacts of tissue fixation and tissue fixation duration on tissue properties and diffusion metrics of the *ex-vivo* porcine heart at 7T, in order to enable sequence protocol optimization and accurate comparisons to existing literature values.

Material & Methods
All hearts (n=8) were kindly provided for *ex-vivo* measurements, following their approved use in another project (55.2 2532-2-256, District Government Lower Franconia). Initial measurements of the fresh hearts (45-90 minutes after excision) were followed by emersion fixation in 10% neutral buffered formalin (~20°). The protocol included evaluation of SNR, T_2, T_2^*, and cardiac diffusion metrics (spin echo and stimulated echo) in apical, mid-ventricular, and basal slices. Measurements were repeated 7, 15, 50, and 100 days after initial emersion. Measurements were performed using a 7T whole body MRI system (Siemens MAGNETOM Terra Erlangen, Germany) and a 1Tx/32Rx head coil.

Results
Figure 1a-b shows representative T_2 and T_2^* maps for the various fixation stages analysed. Average T_2 [ms] and T_2^* [ms] were 49.7±1.7 and 24.5±1.4 prior to fixation, 32.6±1.3 and 20.2±1.3 at day 15 and 37.3±0.9 and 23.5±0.8 at day 100 post fixation.
As displayed in figure 1c, all eigenvalues are dropping after fixation and remain rather consistent afterwards.
Changes in factional anisotropy after fixation are depicted in figure 1d. With 0.37 to 0.40 mean values vary only slightly, while the standard deviation decreased from 0.071 pre fixation to 0.025 at day 100.

Conclusion
Tissue fixation and tissue fixation duration affect diffusion metrics as well as transverse and effective transverse relaxation times and thus SNR in diffusion acquisitions.

Acknowledgement
Financial support: German Ministry of Education and Research (BMBF, grant: 01E1O1504).

Appendix

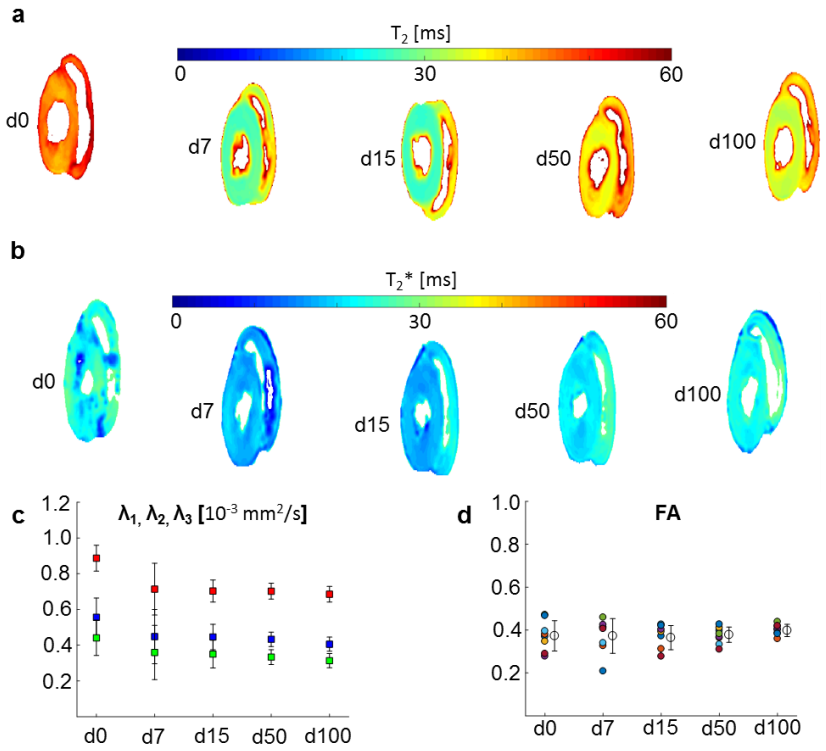


Fig.1: Myocardial tissue properties measured at 7T prior and post fixation in number of days d. ***(a-b)*** *Representative T_2 and T_2^* maps for a basal slice of one heart.* ***(c)*** *Eigenvalues of the diffusion tensor (mean ± one standard deviation) for basal slices. λ_1, λ_2, λ_3 are displayed in red, blue, and green respectively.* ***(d)*** *Fractional anisotropy (all hearts and mean ± one standard deviation) for basal slices.*

V 60 Korrekturen zur Bestimmung der Natriumkonzentration des Myokards mittels ^{23}Na MRT bei 7 Tesla

J. Lott[1,2], T. Platt[1], S. C. Niesporek[1], D. Paech[3], N. Behl[1], T. Niendorf[4,5], P. Bachert[1,2], M. E. Ladd[1,6], A. M. Nagel[1,7,8]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland
[2]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[3]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland
[4]Max-Delbrück-Zentrum für Molekulare Medizin in der Helmholtz Gesellschaft, Berlin, Deutschland
[5]MRI. TOOLS GmbH, Berlin, Deutschland
[6]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät, Heidelberg, Deutschland
[7]Universitätsklinikum Erlangen, Institut der Radiologie, Erlangen, Deutschland
[8]Friedrich-Alexander-Universitat Erlangen-Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
In akuten sowie chronischen Herzinfarkten ist die myokardiale Natriumkonzentration ($[Na^+]_{Myokard}$) erhöht(1). Diese kann mit der nicht-invasiven ^{23}Na-MRT bestimmt werden. Kurze Relaxationszeiten, große Voxelgrößen sowie Herz- und Atembewegung führen aufgrund der 3-fach höheren Natriumkonzentration im Blut jedoch zu starken Partialvolumeneffekten. Im Rahmen dieser Arbeit wurde erstmals $[Na^+]_{Myokard}$ unter Berücksichtigung dieser Einflüsse ermittelt und die Wirkung der Korrekturen nach Notwendigkeit gewertet.

Material & Methoden
^{23}Na-MR-Daten des Herzens ($(\Delta x)^3=(5mm)^3$) wurden von vier gesunden Probanden an einem Ganzkörper-7T-MR-System aufgenommen. Die zur Normierung benötigte Natriumkonzentration des Blutes wurde ebenfalls mittels ^{23}Na-MRT individuell in Blutproben gemessen. Nach einer retrospektiven kardialen(2) und respiratorischen Sortierung(3) der Daten in den Zustand der ausgeatmeten Diastole wurden die Aufnahmen auf Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes(B_0), Sende-(B_1^+) und Empfangsfeldes(B_1^-) (Abb.1) und auf Partialvolumeneffekte(4) (Abb.2) korrigiert.

Ergebnisse
Die Natriumkonzentration im Myokard betrug (54±5)mM ohne und (29±3)mM mit Korrekturen. Die Partialvolumenkorrektur führte zur größten Reduktion [-(34±1)%] gefolgt von der Atmungs- und Herzbewegungskorrektur [-(11±1)%]. Bei dem durchgeführten Experiment hatten B_0- und B_1-Effekte einen vernachlässigbaren Einfluss. Verglichen mit der gemessenen Natriumkonzentrationen des Wadenmuskels ($[Na^+]_{Wade}$=(20±3)mM) war $[Na^+]_{Myokard}$ 1.4-fach höher.

Zusammenfassung & Diskussion
Die aus ^{23}Na-MR-Daten bestimmte und auf Herzbewegung korrigierte myokardiale Natriumkonzentration stimmt mit Literaturwerten(5) überein und sinkt mit der Anwendung weiterer Korrekturen. Diese Annäherung an die Natriumkonzentration des Wadenmuskels weist auf eine verbesserte Quantifizierungsgenauigkeit von $[Na^+]_{Myokard}$ hin. Folglich sind Korrekturen notwendig, deren Wichtigkeit wie folgt priorisiert wurde: Partialvolumenkorrektur, Atmungs- und Herzbewegungskorrektur, B_0- und B_1-Feldkorrektur.

Zur Kenntnisnahme/Danksagung
Teile dieser Arbeit wurden in Lott et al.(6) präsentiert. Unterstützt wurde dieses Projekt von iMed – die Helmholtz-Initiative für personalisierte Medizin.

Anhang 1

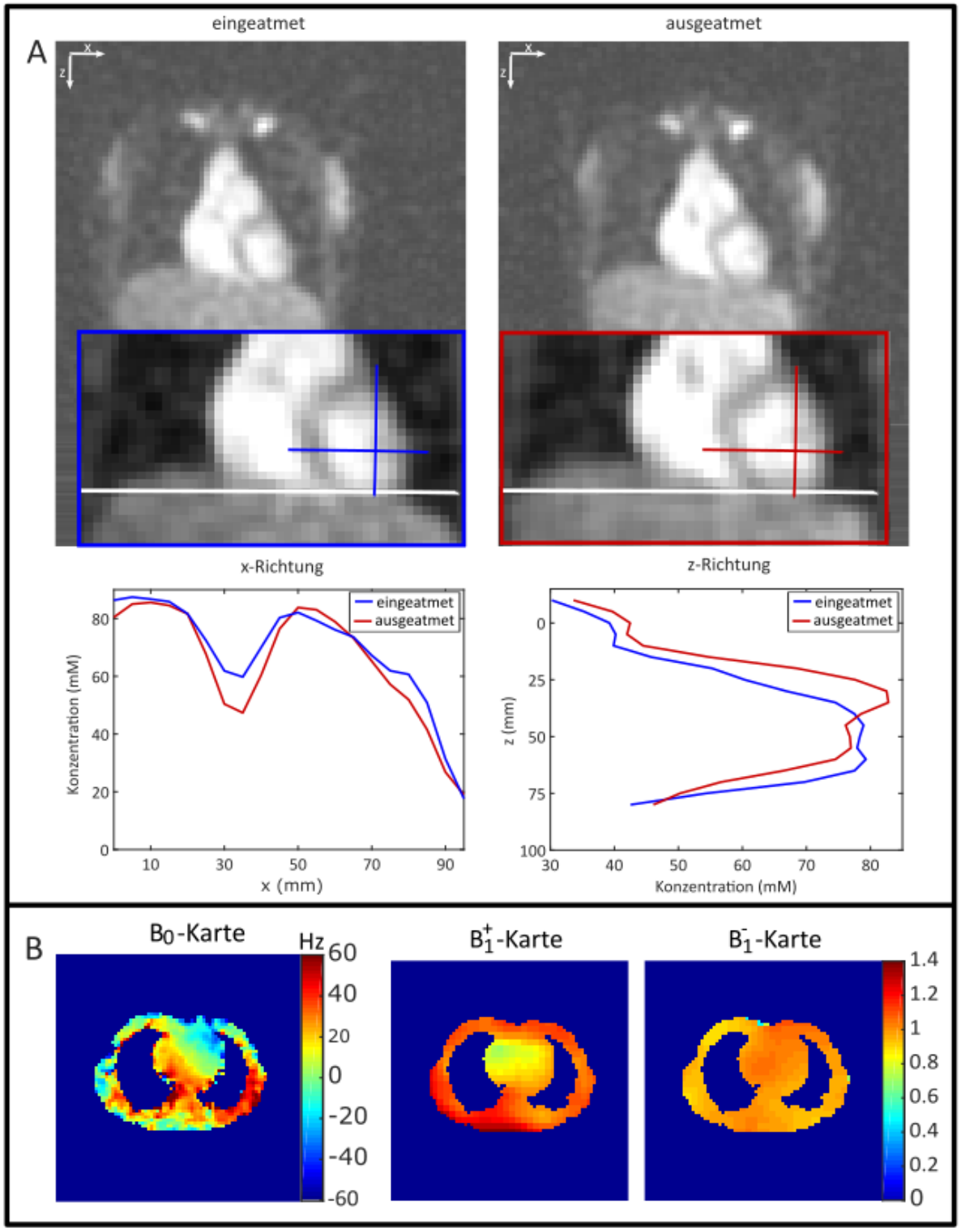


Abb. 1: A) ^{23}Na-MR-Herzbilder rekonstruiert in ausgeatmetem (rot) und eingeatmetem (blau) Zustand mit Linienplots in x-und z-Richtung zeigen Atembewegung. B) Feldverteilungen von B_0, B_1^+ und B_1^-.

Anhang 2

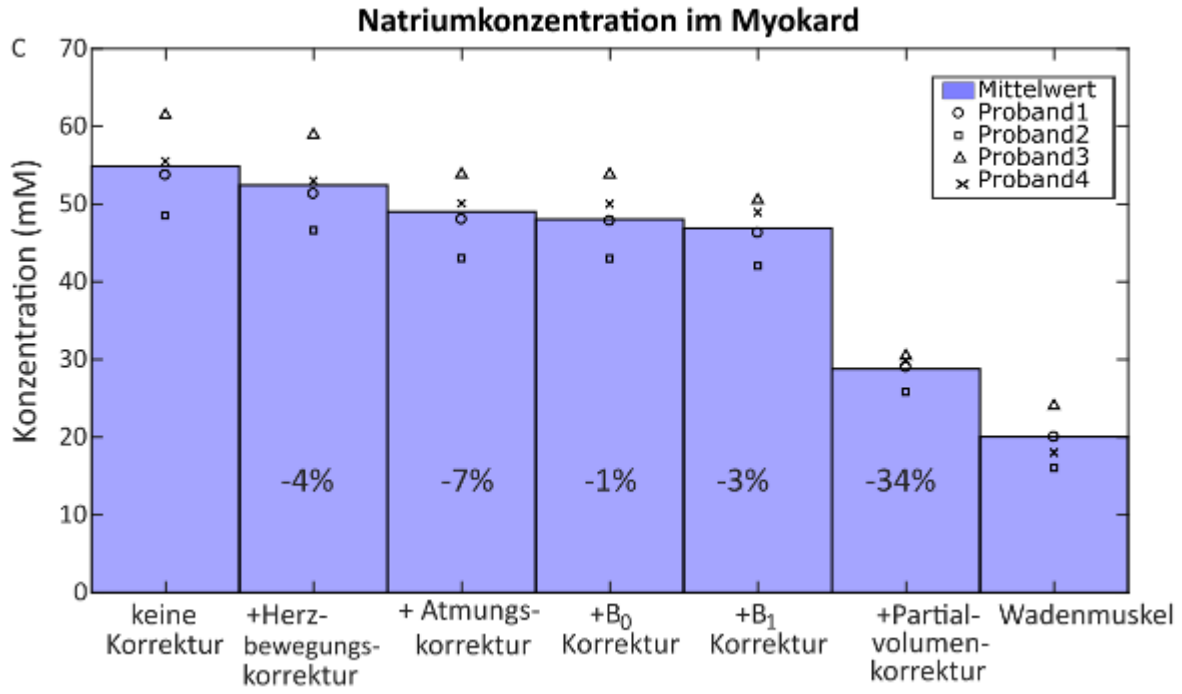


Abb. 2: Einfluss von verschiedenen Korrekturen auf $[Na^+]_{Myokard}$ und Vergleich zu $[Na^+]_{Wade}$.

Literatur

[1] Kim et al.,Circulation,1999;100(2):185-192.
[2] Resetar et al.MagnResonMed,2015;33(9):1091-1097.
[3] Platt et al.,MagnResonMed,2018;80(3):1005-1019.
[4] Niesporek et al.,Neuroimage,2015;112:353-363.
[5] Ouwerkerk et al.,JMagnResonImaging,2005;21(5):546-555.
[6] Lott et al.,MagnResonMed,2019,DOI:10.1002/mrm.27703

Session 14 I Strahlenschutzrecht / Strahlenschutz in der Radiologie und Nuklearmedizin

Chairs: Markus Borowski (Braunschweig), Kerstin Jungnickel (Magdeburg)

V 61 Vorkommnisse in Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin – eine Multi-Center-Studie

M. Borowski[1], L. Pirl[2], T. Hertlein[3], E. Giesse[4], E. Rerich[4], G. Stamm[5], M. Wucherer[4]
[1]Städtisches Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland
[2]Städtisches Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland
[3]Gemeinschaftspraxis für Strahlentherapie, Nürnberg, Deutschland
[4]Klinikum Nürnberg, Institut für Medizinische Physik, Nürnberg, Deutschland
[5]Universitätsmedizin Göttingen, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Göttingen, Deutschland

Einleitung
Gemäß §105 StrlSchV sind bei der Anwendung ionisierender Strahlung sowie radioaktiver Stoffe Maßnahmen zu treffen, um Vorkommnisse zu vermeiden, zu erkennen und deren Auswirkungen so gering wie möglich zu halten. Weiterhin sind bedeutsame Vorkommisse gemäß §108 Abs. 1 StrlSchV der zuständigen Behörde zu melden.
In Deutschland besteht bislang kein etabliertes System um derartige Vorkommnisse systematisch zu erkennen und zu bearbeiten. Weiterhin gibt es keine Erfahrungen dazu, in welchem Umfang welche Arten von Vorkommnissen auftreten.
Mit dem Ziel ein niederschwelliges Verfahren zur Erfassung von Vorkommnissen zu entwickeln sowie um Erfahrungen zur Häufigkeit und Art von Vorkommnissen zu sammeln, wurde eine vom Bundesamt für Strahlenschutz geförderte Multi-Center-Studie im Bereich der Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin durchgeführt.

Material & Methoden
In einer Multi-Center-Anwendungsstudie mit etwa 30 Kliniken und Praxen aus Nuklearmedizin und röntgendiagnostischen Anwendungsbereichen wurden Kriterien für Vorkommnisse entwickelt. Die Kriterien wurden explizit unterhalb derjenigen der StrlSchV angesiedelt und breiter als in der StrlSchV gefasst. Unter Berücksichtigung der Kriterien wurde eine Software zur niederschwelligen Dokumentation von Vorkommnissen entwickelt und in den Einrichtungen implementiert. Über einen Erfassungszeitraum von 12 Monaten wurden beobachtete Vorkommnisse dokumentiert. Die dokumentieren Vorkommnisse wurden zu drei Zeitpunkten ausgewertet.

Ergebnisse
Es wurden auffallend mehr Vorkommnisse gemeldet als erwartet. Von wenigen Ausnahmen abgesehen, liegen die Vorkommnisse alle unterhalb der Meldeschwellen gemäß StrlSchV. Die Anzahl gemeldeter Vorkommnisse ist in den Einrichtungen sehr unterschiedlich. Im Bereich der Röntgendiagnostik werden relevant mehr Vorkommnisse gemeldet als in der Nuklearmedizin. In einigen Einrichtungen gibt es auffallend wenige Meldungen. Es erwies sich als praktisch jedoch kaum möglich, nachzuvollziehen, ob in diesen Einrichtungen wenige Vorkommnisse auftreten oder diese vermehrt nicht gemeldet werden.

Zusammenfassung
Im Rahmen einer Multi-Center-Anwendungsstudie wurde ein System zur ergonomischen und niedrigschwelligen Erfassung und Bearbeitung von Vorkommnissen innerhalb der Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin entwickelt sowie die in etwa 30 Einrichtungen im Zeitraum eines Jahres gemeldeten Vorkommnisse im zeitlichen Verlauf erfasst und ausgewertet.

V 62 Eine signifikante Reduktion der Strahlenexposition des medizinischen Personals im Rahmen der Radiojodtherapie durch ein alternatives, einfaches, zuverlässiges und genaues Verfahren zur Messung der prätherapeutischen Aktivität der Jod-131-Kapseln

J. Ranjan[1], M. Zuhayra[1], Y. Zhao[1], M. Jüptner[1], M. Marx[1], I. Assam[1], U. Lützen[1]
[1]Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, Klinik für Nuklearmedizin, Molekulare Bilddiagnostik und Therapie, Kiel, Deutschland

Einleitung
Die obligatorischen prätherapeutischen Messungen der Jod-131-Kapseln (Kapsel) im Rahmen der Radiojodtherapie (RIT) führen zu einer erheblichen Strahlenexposition des medizinischen Personals, insbesondere der Hände.
Diese Studie überprüft die Reduktion der Strahlenexposition des medizinischen Personals durch Bestimmung der Kapselaktivität mittels einer alternativen Messmethode, bei welcher die Kapsel während der Messung im abschirmenden Bleibehälter verbleibt.

Material und Methode
Die Ortsdosisleistung Hp (10) (ODL) auf der Oberfläche der gelieferten und noch geschlossenen Kapsel-Bleibehälter wurde mit einem Dosisleistungsmessgerät (Berthold Umo LB 123) in zwei Positionen gemessen (Oberseite und Seite). Eine selbst entwickelte, 4-mm-starke Stahlvorrichtung zur Fixierung der Messgeräte wurde verwendet, um eine exakte und reproduzierbare Messgeometrie auf der Oberfläche der Bleibehälter zu gewährleisten. Die Aktivität der Kapsel wurde anschließend konventionell mit einem Aktivimeter gemessen. Während der Messungen mit den beiden Methoden wurden jeweils Hand- und Ganzkörperdosen mit Thermo-Lumineszenz-Ringdosismetern (TLD) bzw. Optisch stimulierten Lumineszenz-Dosismessern (OLS) ermittelt. 115 Kapseln (kumulative Aktivität 197 GBq) wurden in einem Zeitraum von 6 Monaten gemessen
Kalibrierungskurven wurden durch lineare Korrelation zwischen den ermittelten Messwerten durch die unterschiedlichen Methoden (ODL Kapsel in Bleibehälter/ Aktivimetermessung der Kapsel) erstellt.

Ergebnisse
Die linearen Kalibrierungskurven zeigen Bestimmungskoeffizienten von $R^2 \geq 0{,}999$. Die relative Gesamtmessunsicherheit der neuen Messmethode beträgt ± 6,1% und liegt unterhalb der Toleranz für die maximal zulässige Messunsicherheit von ± 10% für die Messung der Radioaktivität in radioaktiven Arzneimitteln.
Die Handdosis betrug für die konventionelle Messung mit dem Aktivimeter 9,570 mSv (0,0486 mSv/GBq). Dagegen führte unsere neue Methode mit dem Fixiergerät und dem Berthold Umo LB 123 zu 0,279 mSv (0,0014 mSv/GBq). Dies entspricht einer fast 35-fachen Reduktion der Handdosis. Die effektive Dosis (Ganzkörper) für beide Messmethoden lag unter der Nachweisgrenze der verwendeten Dosimeter.

Zusammenfassung
In der klinischen Routine führt die Einführung unserer neuen Messmethode zu einer deutlichen Reduktion der Strahlenexposition der Hände des medizinischen Personals und ermöglicht eine genaue Bestimmung der Aktivität der Kapseln vor der RIT.

V 63 Dosimetrie der Augenlinse

R. Behrens[1]
[1]Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB), Strahlenschutzdosimetrie (FB 6.3), Braunschweig, Deutschland

Einleitung
Durch die Herabsetzung des Grenzwertes der Augenlinse auf 20 mSv/a für beruflich Exponierte gewinnt die Dosimetrie in dem Bereich an Gewicht. Fragen zu den Dosismessgrößen, der Kalibrierung von Dosismetern, deren Eigenschaften und Verfügbarkeit werden national und international diskutiert.

Material & Methoden
Mittels unterschiedlicher Untersuchungen von verfügbaren Dosimeterbauarten durch Bestimmung deren Ansprechvermögen unter verschiedensten Bedingungen wurden die oben aufgeführten Fragestellungen beantwortet.

Ergebnisse
Die Messgrößen $H_p(3)$ und $H'(3)$ dienen zur Abschätzung der Augenlinsen-Äquivalentdosis [1]. Zur Charakterisierung von Dosimetern für $H_p(3)$ ist das Wasser-Zylinderphantom zu verwenden während Kalibrierungen (bei 0° Strahleneinfallswinkel) ersatzweise auch auf einem Wasser-Quaderphantom erfolgen können [2]. Dosimeter für $H'(3)$ werden stets frei in Luft bestrahlt. Sowohl ein von der PTB national durchgeführter als auch ein von EURAODS international durchgeführter Messvergleich wurden ausgerichtet, um die Eignung von unterschiedlichen Dosimeterbauarten zu ermitteln [3,4]. Bei beiden Messvergleichen hat sich gezeigt, dass die meisten Bauarten zur Messung von Photonenstrahlung geeignet sind während nur sehr wenige Bauarten zur Messung von Betastrahlung eingesetzt werden können: Hier treten sowohl Unter- als auch Überschätzungen um mehrere Größenordnungen auf. Dosimeter für $H'(3)$ sind derzeit noch nicht verfügbar.

Zusammenfassung
Es wird ein Überblick über den aktuellen Stand zur Dosimetrie der Augenlinse wird gegeben.

Literatur
[1] DIN 6814-3:2016-08: *Begriffe in der radiologischen Technik - Teil 3: Dosimetrie.*
[2] R. Behrens, O. Hupe: Influence of the phantom shape (slab, cylinder, or alderson) on the performance of an $H_p(3)$ eye dosemeter; Radiat. Prot. Dosim. **168**, 441 (2016) *https://doi.org/10.1093/rpd/ncv366*
[3] R. Behrens, O. Hupe, J. Engelhardt, J. Denk, K. Günther, M. Jordan, J. Strohmaier: *Intercomparison of eye lens dosemeters;* Radiat. Prot. Dosim. **174**, 6 (2017) *https://doi.org/10.1093/rpd/ncw051*
[4] I. Clairand, R. Behrens, M. Brodecki, E. Carinou, J. Domienik, M. Ginjaume, O. Hupe, M. Roig: *EURADOS 2016 intercomparison exercise of eye lens dosemeters;* Radiat. Prot. Dosim. **182**, 317 (2018) *https://doi.org/10.1093/rpd/ncy067*

V 64 Einfluss der Trageposition von Ganzkörperdosimetern auf die Abschätzung der Körperdosis

M. Borowski[1], L. Pirl[1], W. Greger[2], M. Fiebich[2]
[1]Städtisches Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland
[2]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

Einleitung
An Personen, die sich, ohne selber untersucht zu werden, in einem Strahlenschutzbereich aufhalten, ist gem. §64 Abs. 1 StrlSchV die Körperdosis zu ermitteln. Gemäß §66 Abs. 2 StrlSchV hat der Strahlenschutzverantwortliche dafür zu sorgen, dass das Dosimeter an einer für die Exposition als repräsentativ geltenden Stelle getragen wird. Es gibt gleichwohl keine konkrete Definition, welche Position hiermit bezeichnet ist. In der klinischen Praxis bestehen einige etablierte Positionen, z.B. am Hosenbund oder der an der Kitteltasche. Dieses ist gleichwohl willkürlich.
Im Rahmen der vorgestellten Studie wurde die Auswirkung unterschiedlicher Trageorte des Dosimeters auf die gemessene Körperdosis ermittelt.

Material & Methoden
Unter Verwendung von OSL-Dosimetern wurde die Körperdosis von Hauptexponierten unterschiedlicher Interventionen im Bereich der Kardiologie, Gefäßchirurgie sowie Angiographie ermittelt. Um ein größeres Messsignal zu erhalten, wurden die Dosimeter oberhalb der Strahlenschutzkleidung getragen. Die Messung erfolgte jeweils parallel mit 11 bis 13 Dosimetern, die im Bereich der Vorderseite des Rumpfes bis zur Seitenlinie der Schultern angebracht wurden. Parallel zu den dosimetrischen Messungen wurden die Aufenthaltsorte des Personals sowie die Verwendung von Strahlenschutzmitteln durch Foto- und Videoaufnahmen protokolliert.
Die Dosimeter wurden unter Berücksichtigung der Untergrundstrahlung und unter Anwendung von Kalibrierkurven ausgewertet.

Ergebnisse
Es zeigte sich eine deutliche Abhängigkeit der gemessenen Dosiswerte von der Trageposition. Die parallel gemessenen Körperdosiswerte an realistischen Tragepositionen unterscheiden sich bei etlichen Interventionen um mehr als einen Faktor 10. Die Tragepositionen mit den höchsten sowie den niedrigsten Dosiswerten sind individuell verschieden. Es zeigte sich, dass teilweise subtile Unterschiede in der Verwendung von Strahlenschutzmitteln, z.B. Bleiglasscheiben, relevanten Einfluss auf die Verteilung der Exposition haben.

Zusammenfassung
Die vorliegende Studie untersucht die Dosisverteilung im Bereich des Rumpfes bei unterschiedlichen Interventionen. Es zeigt sich, dass die Messwerte an unterschiedlichen, realistischen Tragepositionen von Ganzkörperdosimetern um mehr als einen Faktor 10 auseinander liegen können. Die Resultate sollten im Hinblick auf die Festlegungen zur Durchführung der amtlichen Personendosimetrie berücksichtigt werden.

Session 16 I Adaptive und bildgeführte Strahlentherapie

Chairs: Tilo Wiezorek (Jena), Kai Schubert (Heidelberg)

V 71 Robotergestützte Langzeit-Bildgebung mit 4D Ultraschall

S. Ipsen[1], I. Kuhlemann[1], A. Schweikard[1], F. Ernst[1]
[1]Universität zu Lübeck, Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Lübeck, Deutschland

Einleitung
Volumetrischer Echtzeit-Ultraschall (4D-US) hat hohes Potential für Diagnostik und interventionelle Anwendungen. Einer der größten Nachteile bei der US-Bildgebung ist jedoch die manuelle Schallkopfführung. Ziel dieser Studie war es, die Machbarkeit der robotischen Schallkopfpositionierung und dynamischer Anpassungen während längerer Bildgebungssequenzen zu beurteilen.

Material & Methoden
Das System besteht aus einem kraftsensitiven Roboter mit 7 Freiheitsgraden (LBR iiwa, KUKA) und einem 4D-US System mit Echtzeit-Datenzugriff. In dieser Studie wurde eine Epiq7-Station (Philips) mit einem Matrix-Array-Schallkopf (X6-1) verwendet, die am Endeffektor des Roboters befestigt ist. Fünf gesunde Probanden (männlich, 27-38 Jahre) erhielten Leber- und transabdominale Prostata-Scans unter freier Atmung über je 30 Minuten. Der Schallkopf wurde zunächst über eine Echtzeit-Fernsteuerung mit einer vordefinierten Kontaktkraft von 10N am Probanden positioniert, bis eine gute Sichtbarkeit der Zielregion hergestellt war. Anschließend wurde die Schallkopfposition über eine Kraftregelung automatisch an die Bewegungen der Körperoberfläche angepasst. Im Falle großer Bewegungen oder Zieldrift wurde der Schallkopf mittels kraftkompensierter Fernsteuerung ohne Kontaktverlust neu positioniert, um ein realistisches Untersuchungs- / Behandlungsszenario zu simulieren.

Ergebnisse
Der Schallkopf wurde in allen 10 Sitzungen erfolgreich auf der Körperoberfläche positioniert und der Kontakt kontinuierlich gehalten, so dass 4D-US-Daten über die gesamte Scandauer aufgezeichnet werden konnten. Sowohl langsame Atembewegungen als auch schnelle unregelmäßige Bewegungen der Probanden oder der Fernsteuerung wurden kompensiert. Die mittlere Kraft entlang der Hauptachse der Sonde betrug 10,0±0,3N über alle Aufnahmen, wobei sich Unterschiede zwischen den Zielregionen zeigten: in der Leber lagen die gemessenen Kräfte zwischen 3,9-13,2N und die mittlere Variabilität der Schallkopfposition relativ zur Ausgangsposition bei 2,4mm, in der Prostata wurden 4,4-21,3N und 0,6mm gemessen. Kräfte >11N traten dabei nur in 0,3% der Zeit auf.

Zusammenfassung
Robotergestützter 4D-US mit dynamischer Kraftregelung kann für eine automatisierte, stabile Langzeit-Bildgebung bewegungsbehafteter Regionen eingesetzt werden. Das System hat das Potential, sowohl für die Bewegungskompensation während der Behandlung als auch für diagnostische Anwendungen eingesetzt zu werden.

V 72 Vergleich der Patientenpositionierungsgenauigkeit eines Oberflächenbildgebungssystems mit dem Cone-Beam-CT als Goldstandard

D. Popp[1], O. Schmidt[1], T. O. Sauer[1], O. Ott[1], R. Fietkau[1], C. Bert[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Die Patientenpositionierung in der Strahlentherapie spielt eine entscheidende Rolle für den Behandlungserfolg. Die Oberflächengeführte Strahlentherapie mit Hilfe eines Stereo-Kamerasystems ermöglicht die dreidimensionale Bildgebung und Registrierung von Oberflächen und berechnet die notwendigen Verschiebungen und Rotationen des Patienten, um die Patientenoberfläche am Tag der Behandlung mit einer zuvor aufgenommenen Referenzoberfläche in Übereinstimmung zu bringen. Das System ermöglicht sowohl die Patientenpositionierung als auch die Bewegungsüberwachung während der Bestrahlung ohne den Einsatz ionisierender Strahlung.
Das Ziel war der Vergleich der Positionierungsgenauigkeit des Kamerasystems mit der Cone-Beam Computertomographie (CBCT) als Goldstandard.

Material & Methoden
Zum Vergleich der Positionierung mithilfe des Kamerasystems AlignRT (VisionRT, London, Großbritannien) und dem CBCT des Versa HD Linearbeschleunigers (Elekta, Stockholm, Schweden) wurden die Daten von 1587 Fraktionen von 135 Patienten ausgewertet. Die Patienten wurden in die Gruppen Pelvis, Brust, Brustwand und Abdomen eingeteilt und die Differenz der Abweichungen auf Basis des CBCT mit den von AlignRT vorgeschlagenen Verschiebungen ermittelt. Im ersten Schritt fand eine initiale Lagerung mit den Raumlasern und Hautmarkierungen statt, um den Patienten grob im Isozentrum zu lagern. Im Anschluss wurden die Patienten mit dem Kamerasystem positioniert und ein CBCT aufgenommen. Die verbliebenen Verschiebungen des Kamerasystems wurden retrospektiv analysiert und mit den CBCT Verschiebungen verglichen.

Ergebnisse
Bei der Patientenpositionierung wurde für die Differenz der CBCT Verschiebungen und der vorgeschlagenen Verschiebungen des Kamerasystems für die Pelvisgruppe der größte Median von - 3,10 mm in vertikaler Richtung bestimmt. Der größte Interquartilsabstand zeigte sich für die longitudinale Komponente bei Pelvispatienten und betrug 9,42 mm.

Zusammenfassung
Der Vergleich zwischen Oberflächen-basierter und CBCT-basierter Patientenpositionierung sollte pro Indikation erfolgen. Je nach angestrebter Lagerungsgenauigkeit und angewandten CTV-PTV Sicherheitssäumen kann die Oberflächen-basierte Positionierung eine Alternative zu CBCT darstellen.

Anhang 1

Pelvis (n = 82)	**VRT (mm)**	**LNG (mm)**	**LAT (mm)**	**MAG (mm)**	**YAW (°)**	**ROLL (°)**	**PITCH (°)**
Median	-3,10	-0,37	0,00	0,40	-0,29	-0,18	-0,29
25% Quartil	-6,40	-5,00	-2,90	-1,60	-1,15	-0,90	-1,45
75% Quartil	-0,30	4,42	2,98	5,86	0,71	0,51	1,00
Brust (n = 44)							
Median	0,60	0,01	0,88	0,47	-0,08	0,22	-0,10
25% Quartil	-1,01	-2,30	-1,76	-1,37	-1,19	-0,73	-0,95
75% Quartil	2,50	2,67	3,48	4,03	1,10	1,02	0,67
Brustwand (n = 4)							
Median	-2,76	-3,00	2,43	1,96	-0,03	0,11	0,06
25% Quartil	-4,10	-5,26	-0,04	-0,5	-1,17	-1,07	-1,34
75% Quartil	-1,40	0,93	4,00	7,11	1,56	0,68	1,39
Abdomen (n = 5)							
Median	1,00	0,10	0,10	2,00	-0,15	-0,01	0,52
25% Quartil	-2,06	-2,68	-2,61	-1,05	-1,17	-0,84	-0,54
75% Quartil	3,60	2,56	3,10	8,70	0,71	1,65	1,86

Abb. 1: Ergebnisse der Patientenpositionierung. Dargestellt sind die Differenzen zwischen CBCT Verschiebungen und den AlignRT Verschiebungen.

V 73 Optimierung der ROI für oberflächengestützte Strahlentherapie

T. O. Sauer[1], D. Popp[1], R. Fietkau[1], C. Bert[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Am Versa HD (Elekta, Stockholm) Linearbeschleuniger wird für Patientinnen mit linksseitigem Mammakarzinom die Behandlung in Deep Inspiration Breath Hold (DIBH) durchgeführt. Diese Technik stellt besondere Ansprüche an die genaue Lagerung der Patientinnen und erfordert eine Kontrolle der Atemphase. Dafür stehen ein Cone-beam CT (XVI, Elekta) und der Oberflächenscanner AlignRT (VisionRT, London) zur Verfügung. Zur Reduktion nicht-therapeutischer Strahlung soll die Anzahl der verwendeten CBCTs minimiert werden und die Lagerung nur auf Basis des Oberflächenscanners erfolgen. Dazu wird evaluiert, unter welchen Bedingungen dies ohne Einschränkungen der Behandlungssicherheit möglich ist und insbesondere ob die Wahl der ROIs für das AlignRT-System zu diesem Zweck optimiert werden kann.

Material & Methoden
Im klinischen Workflow wird die Patientin mit dem AlignRT-System vorgelagert und dann eine CBCT Aufnahme erstellt. Die Patientin wird entsprechend der Vorgaben in DIBH verschoben und anschließend eine neue Referenzoberfläche aufgenommen. Das CBCT wird im Rahmen dieser Untersuchung als Goldstandard für den Vergleich mit dem AlignRT-System verwendet. Dazu wird nach der Lagerung mit dem AlignRT-System eine zusätzliche Treatment-Aufnahme gemacht. Diese kann im Nachhinein genutzt werden, um die vom AlignRT-System vorgeschlagenen Verschiebungen offline zu ermitteln und diese mit jenen des CBCTs zu vergleichen. Durch Variation der zur Registrierung verwendeten ROI werden die Vorgaben des AlignRT-Systems dahingehend optimiert, dass sie jenen des CBCTs möglichst nahekommen. Ziel der Analyse ist damit eine entitäts- bzw. patientenspezifische Ermittlung der optimalen ROI.

Ergebnisse
Eine erste Analyse wurde für 4 Patientinnen durchgeführt. Die errechneten Verschiebungen stimmten unter Verwendung der klinischen ROI innerhalb eines Toleranzbereiches von 3mm zu rund 65% miteinander überein. Dies kann durch Anpassung der ROI verbessert werden. Die Untersuchung wird auf weitere Patienten und Entitäten ausgeweitet und dies systematisch analysiert.

Zusammenfassung
Für die oberflächengestützte Strahlentherapie wird die Behandlungsgenauigkeit durch Untersuchung der verwendeten ROI optimiert. Die ROIs werden so angepasst, dass die Vorgaben des AlignRT-Systems möglichst denen des CBCTs nahekommen, um zukünftig die Lagerung teilweise ohne CBCT durchführen zu können.

V 74 Intensitätskorrektur von Cone-Beam CTs zur Ermöglichung akkurater Dosisberechnung mit Hilfe tiefer neuronaler Netzwerke

G. Landry[1,2], D. Hansen[3], F. Kamp[2], M. Li[2], B. Hoyle[4], J. Weller[4], K. Parodi[1], C. Belka[2], C. Kurz[1,2]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München, Radioonkologie, München, Deutschland
[3]Gradient Software, Aarhus, Dänemark
[4]Ludwig-Maximilians-Universität München, Universitäts-Sternwarte, München, Deutschland

Einleitung
In der Gegenwart inter-fraktioneller anatomischer Veränderungen wäre es wünschenswert, tagesaktuelle Cone-Beam CTs (CBCTs) zur Planadaption vor der Bestrahlung zu nutzen. Hierfür ist es unumgänglich die CBCT Bildintensitäten zu korrigieren, um eine genaue Dosisberechnung zu ermöglichen. In dieser Arbeit wurden drei Korrekturansätze, basierend auf einem U-förmigen tiefen neuronalen Netzwerk (Unet), auf ihre Genauigkeit zur Photonen- und Protonendosisberechnung hin untersucht.

Material & Methoden
CT und CBCT Datensätze von 42 Patienten wurde berücksichtigt. Durch deformierbare Bildregistrierung des CTs auf das CBCT wurde ein sogenanntes virtuelles CT (vCT) generiert. Auf Basis des vCTs wurde eine zuvor validierte, aber langsame (>6min) Projektions-basierte CBCT Korrektur durchgeführt, welche als Referenz für diese Studie diente (CBCTcor). Eine einzelne Unet Architektur wurde auf drei verschiedenen Datensätzen mit dem Ziel der CBCT Intensitätskorrektur trainiert (Abb.1): (Unet1) original und korrigierte CBCT Projektionen, (Unet2) original CBCT und vCT und (Unet3) original CBCT und CBCTcor. 27 Patienten dienten als Trainings-, 7 als Validierungs- und 8 als Test-Datensatz. Die dosimetrische Genauigkeit der Bilder wurde für Volumetric-Modulated-Arc-Therapy Photonen (VMAT) und Pencil-Beam-Scanning Single-Field-Uniform-Dose (SFUD) Protonen Pläne mit zwei opponierten Feldern bestimmt. Die Pläne wurden auf CBCTcor optimiert und auf den Unet-korrigierten CBCTs nachgerechnet.

Ergebnisse
Der mittlere (absolute) Fehler für Unet1/2/3 war -1/2/3 (48/88/56HU) Hounsfield Units. Für einen 1%-Dosisdifferenz-Test wurde eine Pass-Rate von mindestens 98.4% für die VMAT Pläne und die 8 Testpatienten bestimmt, mit vernachlässigbaren Unterschieden zwischen Unet1/2/3. Für Protonen wurde ein 2%/2mm Gamma-Kriterium zum Dosisvergleich genutzt und mittlere Pass-Rates von 85%/89% und 91% für Unet1/2/3 bestimmt. Die Korrektur eines 3D CBCTs mit Unet1/2/3 dauerte zwischen 2.9s und 4.4s.

Zusammenfassung
Eine einzelne Unet Architektur wurde erfolgreich trainiert um CBCT Projektionen oder Bilder zu korrigieren. Unet3 erzielte die besten Ergebnisse. Die kurzen Korrekturzeiten erlauben die Implementierung in einem online-adaptiven Workflow.

Danksagung: DFG-MAP, Deutsche Krebshilfe, NVIDIA

Anhang 1

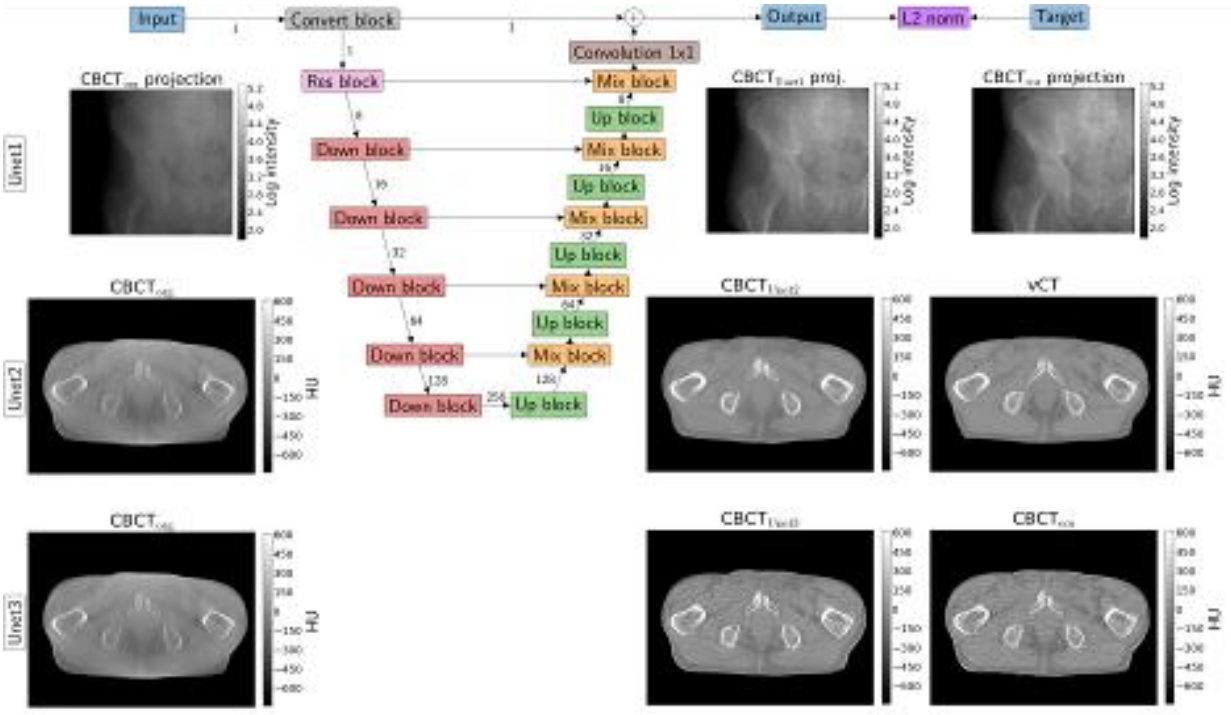


Abb. 1: Illustration des U-Net Designs und der verschiedenen Trainings-Datensätze für Unet1/2/3.

V 75 2D und 3D tiefes neuronales Netzwerk zur pseudoCT Erstellung aus MRT Bildern von Kopfpatienten – Dosimetrische Auswertung für Photonen- und Protonenbestrahlungspläne

S. Neppl[1,2], G. Landry[1,2], C. Kurz[1,2], D. Hansen[3], B. Hoyle[4], M. Seidensticker[5], J. Weller[4,6], C. Belka[1,7], K. Parodi[2], F. Kamp[1]
[1]Klinikum der Universität München, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland
[2]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[3]Gradient Software, Aarhus, Dänemark
[4]Ludwig-Maximilians-Universität München, Universitäts-Sternwarte, München, Deutschland
[5]Klinikum der Universität München, Klinik und Poliklinik für Radiologie, München, Deutschland
[6]Max-Planck-Institut für extraterrestrische Physik, Garching b. München, Deutschland
[7]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland

Einleitung
Die zunehmende Integration der Magnetresonanztomographie (MRT) in die adaptive Strahlentherapie mit Photonen, und potentiell auch mit Protonen, benötigt eine akkurate und schnelle Umwandlung der MRT-Intensitäten in Computertomographie (CT)-Werte. Diese Arbeit vergleicht ein 2D- und ein 3D-Konzept zur Generierung dieser pseudoCTs im Hinblick auf die Genauigkeit der Dosisberechnung für Photonen und Protonen. Beide Konzepte basieren auf einem U-förmigen tiefen neuronalen Netzwerk (Unet). Das 3D-Konzept soll Kontinuitätsprobleme beheben die typischerweise bei 2D-Netzwerken auftreten.

Material & Methoden
Ein Datensatz mit T1-gewichteteten MRT-Kopfaufnahmen von 89 Patienten und den dazugehörigen, rigide registrierten CT-Aufnahmen wurde erstellt. Die Unets hatten sechs Schichten mit unterschiedlichen Auflösungen und zwischen 8 und 256 Kanälen. Die Faltungskernelgröße war 3×3×3 für das 3D- und 3×3 für das 2D-Netzwerk. Für das 3D-Netzwerk wurde eine Stapelgröße von 32 Schichten verwendet, bei der Anwendung wurde zur Verbesserung der Kontinuität des resultierenden Bilddatensatzes jedoch nur eine zentrale Schicht des Schichtstapels verwendet. Pencil-Beam-Scanning Single-Field-Uniform-Dose Protonen- und Volumetric-Modulated-Arc-Therapy (VMAT)-Photonenpläne mit einem Bogen wurden für ein generisches Zielvolumen auf den original CTs erstellt. Diese Pläne wurden für die Dosisevaluation auf den entsprechenden pseudoCTs der vier Testpatienten nachgerechnet.

Ergebnisse
Mit 36 h für 1000 Epochen 3D-Training und 6 h für 200 Epochen 2D-Training wurde eine maximale mittlere absolute Abweichung von 147 HU bzw. 135 HU erreicht. Die mittlere Abweichung war für 2D betragsmäßig kleiner als 15 HU, während sie für 3D kleiner als 40 HU war. Für alle Testpatienten und beide Netzwerke hatten die VMAT-Dosisvoxel zu mehr als 96% Dosisabweichungen unter 1%. Die Protonendosisverteilungen bestanden eine 2%/2mm-Gammaanalyse im Mittel zu 97±3% (eine Standardabweichung) für 3D und zu 98±2% für 2D.

Zusammenfassung
Die Ergebnisse der 3D-Netzwerkes waren mit denen des 2D-Netzwerkes vergleichbar. Das 3D-Netzwerk reduzierte die Kontinuitätsprobleme des 2D-Netzwerkes auf Kosten der Bildschärfe.

Anhang

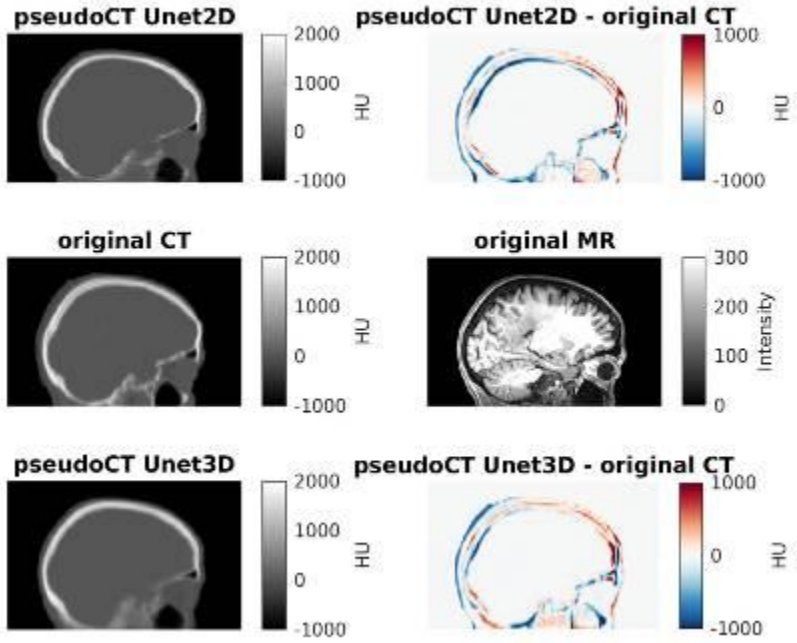


Abb. 1: Sagittale Schnitte der Bilddaten und Differenzplots (Beispieltestpatient) und den dazugehörigen Differenzplots.

V 76 Validierung adaptiver Bestrahlungsprozeduren für die MR-geführte Strahlentherapie mittels eines neuartigen deformierbaren Phantoms

A. Elter[1,2,3], S. Dorsch[1,2,3], P. Mann[1,3], W. Johnen[1,3], A. Runz[1,3], S. Klüter[3,4], C. P. Karger[1,3]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[2]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[3]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland
[4]Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie & Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
In MRgRT kann interfraktionelle Bewegung durch Bestrahlungsplanadaption korrigiert werden. Aufgrund des komplexen Korrekturprozesses müssen spezifische End-to-End-Tests durchgeführt werden, die die Entwicklung neuer Phantome erfordern. Solche Phantome sollten Folgendes beinhalten:

i. flexible und reproduzierbare Positionierung organähnlicher Einsätze
ii. anthropomorphe MR- und CT-Bildkontraste
iii. 3D-Dosis-Messverfahren

Während (i) und (ii) notwendig sind, um deformierbare Bildregistrierungsalgorithmen (DIR) zu testen, ermöglicht (iii) die Überprüfung der Strahlführung und Dosisapplikation. Eine vielversprechende Methode für die dazu notwendige Dosismessung sind 3D-Polymergele (PG).
In dieser Arbeit wurde ein solches Phantom entwickelt, wobei beliebig geformte 3D gedruckte und mit PG und Bildkontrastmaterialien gefüllte Einsätze verwendet wurden.

Material & Methoden
Das Phantom wurde mit verschiedenen anthropomorphen Strukturen gemäß den Anforderungen (i)-(iii) konzipiert, die reproduzierbar rotiert, linear verschoben und ausgetauscht werden können. Es wurde in einem ersten Experiment an einem klinischen MR-Linearbeschleuniger (MRidian, ViewRay, USA) angewendet, um Teile des online adaptiven Planungsverfahrens bei interfraktioneller Zielverformung zu testen. Dazu wurde ein PG-Gefäß im Phantom als Zielstruktur homogen bestrahlt. Anschließend wurde das PG-Gefäß ersetzt, um einen definierten Winkel verdreht und zusätzlich eine knöcherne Struktur durch eine Luftkavität ersetzt. Der Bestrahlungsplan wurde entsprechend adaptiert und die Bestrahlung erneut durchgeführt. Das für die Planadaption benötigte Pseudo-CT wurde durch DIR eines zuvor aufgenommenen CTs auf den aktuellen MR-Datensatz erzeugt.

Ergebnisse
Erste Messungen zeigten eine gute Leistung der DIR-Algorithmen bei linearen Komponentenverschiebungen, waren aber nicht in der Lage, Rotationen vollständig zu erkennen. Die PG-Auswertung zeigte eine homogene Dosisantwort (<2%) in allen durchgeführten Bestrahlungsszenarien. Bedingt durch den Austausch der Knochenstruktur durch eine Luftkavität war die Dosis im letzteren Fall höher.

Zusammenfassung
In einem ersten Experiment konnte das Phantom verwendet werden, um einen DIR-Algorithmus zu testen und einen adaptiven Behandlungsprozess zu simulieren. Zukünftige Experimente werden sich auf die 3D-dosimetrische Verifikation der adaptierten Bestrahlungspläne und die Entwicklung eines geeigneten End-to-End-Tests zur Validierung kompletter interfraktioneller adaptiver Bestrahlungsverfahren in der MRgRT konzentrieren.

V 77 Proton beam detection via the generated magnetic field – a simulation study towards a novel measurement concept

M. Rädler[1], K. Parodi[1], G. Dedes[1], M. Riboldi[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland

Introduction
The integration of magnetic resonance imaging (MRI) in proton therapy towards real-time MRI-guided proton therapy entails complex engineering challenges **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**. We propose here a novel measurement concept for proton range verification using optical atomic magnetometry (OAM) **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**, based on the proton beams electromagnetic signal. In this study, we give the necessary simulation and theoretical modeling framework to provide a benchmark for the proposed concept.

Material & methods
We considered the magnetic field (B) generated by a 15 nA proton pencil beam (100 MeV) stopping in water. We ran Monte Carlo (MC) simulations (Geant4) to extract the current density and the charge distribution, thus providing the input for the calculation of the magnetic field. Maxwell equations were solved numerically using an expanded magneto-static finite element method (FEM). Simulation data were complemented by an analytical framework in analogy to the work of Albert **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**, enabling magneto-dynamic calculations.

Results
From the current density (I_J) and the temporal change of the charge distribution (I_D) data, we extracted the current flowing through planes perpendicular to the beam (I_z) direction (see Fig. 1). The contribution of the charge deposition has non-negligible impact on the magnetic field. The magnetic field (B) correlates with the end of the range (see Fig. 2).

Conclusion
The implemented simulation and theoretical framework shows that beam shifts could be detectable due to the step-like shape of B around the end of range. Magnetic field detection based on OAM qualifies as a potential new method for real-time range verification, with a signal that is directly proportional to the current. Simultaneously, the detection through OAM enables MRI imaging at ultra-low fields for image guidance.

Appendix 1

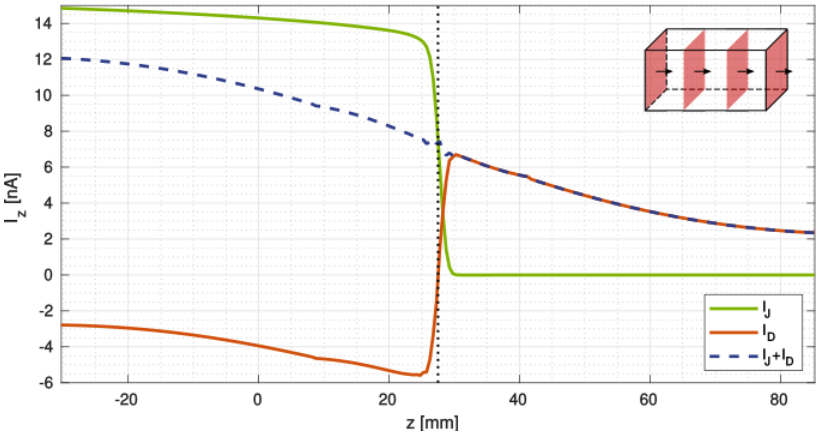


Fig. 1: Current through planes along z-axis (dotted line: range)

Appendix 2

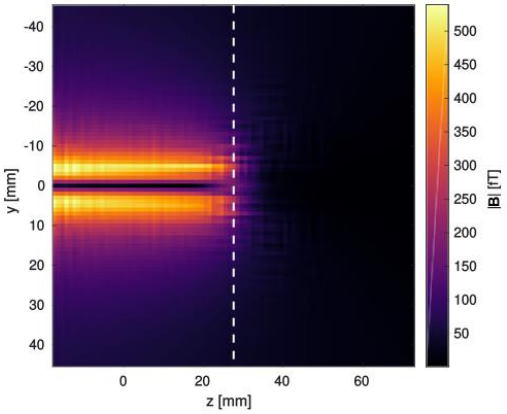


Fig. 2: $|B|$ (dashed line: range)

Literatur

[1] https://doi.org/10.1002/mp.12371
[2] https://doi.org/10.1103/RevModPhys.74.1153
[3] https://doi.org/10.1063/1.5003347
[4] https://doi.org/10.1103/PhysRevApplied.10.044054

Session 17 I Young Investigator Forum

Chairs: Mark Ladd (Heidelberg), Nils Wegner (Stuttgart)

V 65 Einfluss von Bewegungskorrekturverfahren auf Ganzkörper-PET/CT-Rekonstruktionen

S. Pösse[1], F. Büther[2,1], M. Schäfers[2,1], K. P. Schäfers[1]
[1]Universität Münster, European Institute for Molecular Imaging (EIMI), Münster, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Münster, Klinik für Nuklearmedizin, Münster, Deutschland

Einleitung
Physiologische Atembewegungen während der PET-Aufnahme verschlechtern die Bildqualität und Genauigkeit, was die klinische Entscheidungsfindung beeinflussen kann. Zur quantitativen Verbesserung der Bildgebung wurden Bewegungskorrekturverfahren entwickelt. In dieser Studie wird der Einfluss eines klassischen Bewegungskorrekturverfahrens, angewendet während der Bildrekonstruktion, anhand von Patientendaten ausgewertet und mit der nicht bewegungskorrigierten Rekonstruktion und dem “optimal gate” verglichen.

Material & Methoden
PET/CT-Daten (6-8 Bettpositionen, Dauer 120s oder 360s) und die Atemsignale (ANZAI) wurden 1h nach Injektion von 18F-FDG (4MBq/kg Körpergewicht) aufgenommen. Rekonstruktionen mit und ohne Bewegungskorrektur und das “optimal gate” wurden erstellt. Bei der Bewegungskorrektur werden die Daten mithilfe des Atemsignals 10 verschiedenen Atemphasen zugeordnet und rekonstruiert. Bewegungsvektoren zwischen jeder Atemphase und einer vordefinierten Referenzatemphase werden mit Optical Flow berechnet und dann für die klassische Bewegungskorrektur genutzt. Um den Einfluss der Bewegungskorrektur auf die Daten zu erfassen, wurden Veränderungen des SUVmax, SUVmean und metabolischen 18F-FDG-Volumens (basierend auf 70% SUVmax) ausgewertet.

Ergebnisse
Daten von 28 Patienten (57,6±11,7y) mit insgesamt 106 Läsionen wurden in die Vergleichsanalyse einbezogen. SUVmax aller Läsionen steigt nach der Bewegungskorrektur von 8,29±6,06 auf 9,26±6,85 (mean±std) und SUVmean von 6,82±5,02 auf 7,68±5,64 (mean±std). Für das “optimal gate” ergibt sich eine Erhöhung auf 9,01±6,28 (SUVmax) bzw. 7,37±5,12 (SUVmean). Das Volumen der Läsionen geht nach der Bewegungskorrektur von 0,87ml auf 0,74ml (Median) zurück und beim “optimal gate” ebenfalls auf 0,74ml (Median).

Zusammenfassung
Die klassische Bewegungskorrekturmethode zeigt eine deutliche quantitative Verbesserung der PET-Bilder mit einem Anstieg der SUVs und einem Rückgang des Stoffwechselvolumens. Die Daten zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen der bewegungskorrigierten Rekonstruktion und der ohne Korrektur ($p<0,000$) sowie zwischen dem “optimal gate” und der nicht korrigierten Rekonstruktion ($p<0,000$). Zwischen der Bewegungskorrektur und dem “optimal gate” ergeben sich hinsichtlich der SUVs und des Volumens keine signifikanten Unterschiede ($p>0,05$). Da die bewegungskorrigierte Rekonstruktion allerdings ein besseres Rauschverhältnis aufweist, ist diese Methode eindeutig vorzuziehen.

Anhang

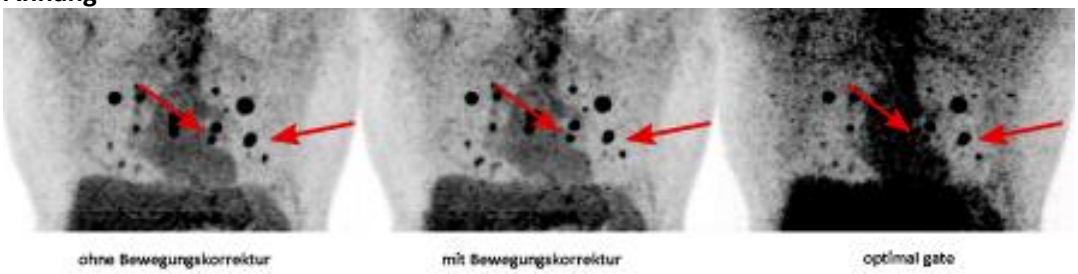


Abb. 1: Vergleich der Rekonstruktionsmethoden

V 66 Optimierung und Performance Evaluierung eines Protonen Computertomographie Systems für präklinische Bildgebung

S. Meyer[1], J. Bortfeldt[1,2], P. Lämmer[1], F. S. Englbrecht[1], K. Schnürle[1], M. Würl[1], K. Parodi[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]CERN, Genf, Schweiz

Einleitung
An unserem Institut wird eine Plattform zur bildgeführten Protonen-Bestrahlung von Kleintieren entwickelt, welche Einzelteilchen Protonen Computertomographie (pCT) zur Bildgebung für die Bestrahlungsplanung nutzt. pCT ermöglicht eine Verringerung der Reichweitenunsicherheiten aufgrund der semi-empirischen Umrechnung von Röntgenstrahlen-basierten CT-Werten in relatives Bremsvermögen (RSP) in der Partikeltherapie.

Material & Methoden
Wir berichten über die Entwicklung und experimentelle Untersuchung eines pCT Detektors zur präklinischen Bildgebung bei Kleintieren. Das System beruht auf mikrostrukturierten Gasdetektoren des Micromegas Typs als Spurdetektoren und einer Zeitprojektionskammer mit Micromegas Auslesestruktur, welche Polymid-Absorber enthält und als Reichweitenteleskop fungiert. Die Detektorgeometrie wurde mittels FLUKA Monte-Carlo Simulationen optimiert, welche eine detaillierte Implementierung des Detektorsystems und Protonenstrahlen mit klinischen Eigenschaften beinhaltet, um eine Bildrekonstruktion nahe am physikalischen Limit zu ermöglichen. Zusätzlich wurde die erreichte Bildqualität bezüglich des räumlichen Auflösungsvermögens und der RSP-Genauigkeit anhand von speziellen Phantomen und präklinischen Daten quantitativ untersucht.

Ergebnisse
Experimente mit einem Prototyp an einem Tandembeschleuniger mit 22MeV Protonen haben die generelle Machbarkeit des vorgesehenen Detektorsystems demonstriert (Abb.1). Bei einer entsprechenden Anpassung der elektrischen Konfiguration der feldformenden Absorber, wurde eine Teilchendetektionseffizienz von über 98% für Driftstecken von bis zu 5cm erreicht. Monte-Carlo Simulationen des optimierten Detektor Systems ergaben eine mittlere Genauigkeit bei der Bestimmung der einzelnen Protonentrajektorien von besser als 0.4mm. Dies entspricht einem räumlichen Auflösungsvermögen von rund 0.2mm. 0.5mm dicke Polyimid-Absorber ermöglichen eine Reichweitengenauigkeit nahe am *intrinsischen* Limit der Reichweitenunschärfe. Damit wurde für die meisten untersuchten *gewebe-äquivalenten* Materialien eine RSP-Genauigkeit von unter 1% erreicht (Abb.2). Dies erlaubt eine gute Bildqualität selbst für heterogene präklinische Daten.

Zusammenfassung
Wir entwickeln ein kostengünstiges pCT System zur akkurate Bildgebung für präklinische Forschung. Das Gesamtsystem wurde in detaillierten Simulationen optimiert. In weiterführenden Untersuchungen wird die ermöglichte dosimetrische Genauigkeit in der Bestrahlungsplanung für Kleintier-Protonentherapie untersucht und mit den derzeit angewandten klinischen Standards verglichen.

Anhang 1

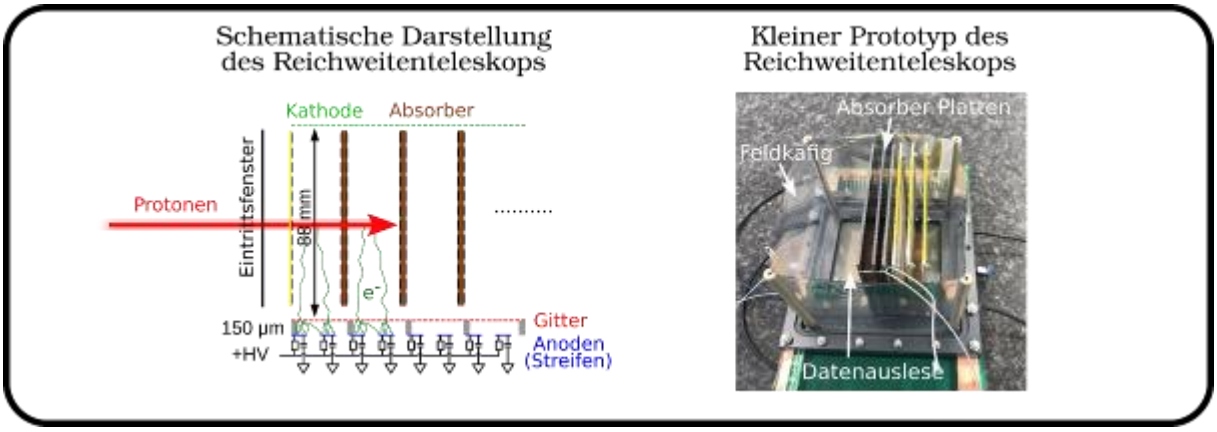


Abb. 1: Prototyp der Zeitprojektionskammer

Anhang 2

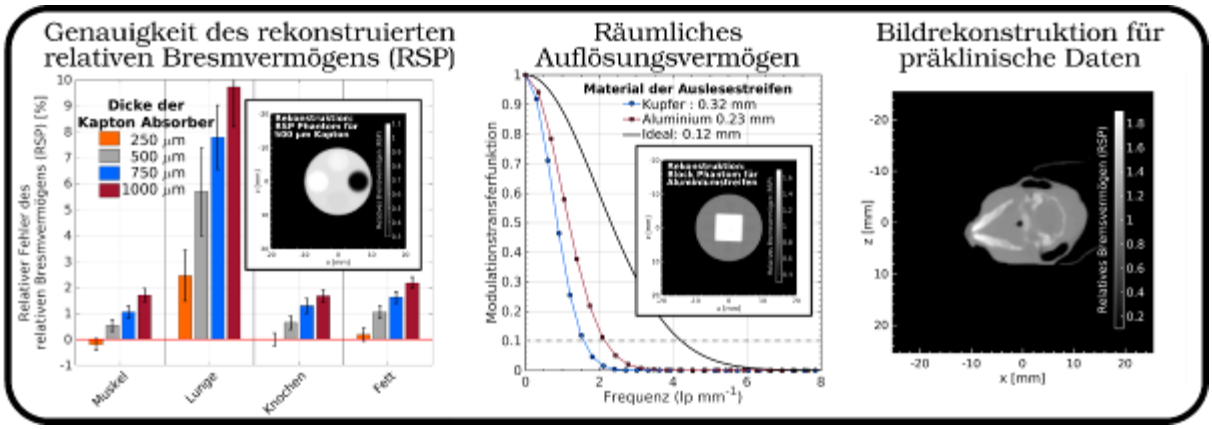


Abb. 2: Evaluierung der Bildqualität

V 67 GATE/Geant4 Simulationsmodell und dessen Validierung eines 226 MeV klinischen Prototypen zur Protonentherapie

K. Schnürle[1], M. Vidal[2], P. Hofverberg[2], A. Carnicer[2], A. Gérard[2], C. Peucelle[2], D. Maneval[2], J. Hérault[2]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Experimentelle Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]Centre Antoine-Lacassagne, Nizza, Frankreich

Einleitung
Monte Carlo Simulationen werden in vielseitiger Weise in der Forschung für die Partikeltherapie genutzt. Realistische Strahlmodelle von klinischen Bestrahlungsanlagen sind für die Simulationen besonders wichtig, um das Potential neuer Methoden, zum Beispiel zur Qualitätssicherung, zu evaluieren. Dafür müssen diese Modelle ausführlich gegen experimentelle Messwerte validiert werden.

Material und Methoden
Ein realistisches Strahlmodell des ProteusOne®-Prototypen (IBA) wurde mithilfe des GATE Monte Carlo Frameworks und Messungen der Basisdaten (BDL) erstellt, ohne dabei die komplette Geometrie der Strahlführung explizit nachzubilden. Das Strahlmodell wurde mit Aufnahmen des Strahlquerschnitts, sowie monoenergetischen und ausgedehnten Bragg Peaks für Strahlenergien zwischen 100 und 226 MeV in Wasser validiert. Messungen der wasser-äquivalenten Dicke (WET) von gewebeähnlichen Materialien mit einer mehrkammrigen Ionisationskammer wurden mit den simulierten Werten verglichen. Für heterogene Medien wurde ein systematischer und innovativer Ansatz zur Validierung verwendet, welcher auf Protonenradiographieaufnahmen basiert und benutzt wurde, um das GATE Strahlmodell mittels heterogener und anthropomorpher Phantome zu validieren. Durch eine Gamma-Faktor Analyse mit 3%/3mm wurden das GATE Strahlmodell, das Bestrahlungsbehandlungssystem und 2D Szintillatormessungen der Dosis verglichen.

Ergebnisse
Die Unterschiede in der 90% Protonenreichweite zwischen Simulation und Messung von Tiefendosisverläufen monoenergetischer Bragg-Peaks in Wasser sind geringer als 1 mm für alle gemessenen Energien. Die transversale Strahlgröße wurde innerhalb der Messungenauigkeit von 0.3 mm reproduziert. Die WET-Vorhersagen durch das Strahlmodell sind in guter Übereinstimmung mit experimentellen Daten und Literaturwerten. Die Gamma-Faktoren des Vergleichs an heterogenen Phantomen entsprechen dem klinischen Kriterium von mindestens 95%.

Zusammenfassung
Das in dieser Arbeit entwickelte Strahlmodell reproduziert die experimentellen Messdaten sehr genau. Die Validierungsmethode basierend auf Protonenradiographien zur Messung von 2D Dosisverteilungen in heterogenen Phantomen hat sich als zeit- und ressourcensparende Möglichkeit bewährt, um mehrere Parameter zeitgleich zu überprüfen. Diese Methode kann allgemein angewandt werden, um Algorithmen zur Dosisverteilungsberechnung in heterogenen Materialien zu überprüfen.

V 68 Auswertung des Einflusses suszeptibilitätsinduzierter Magnetfeldinhomogenitäten auf die Genauigkeit der Konturierung intracranialer Risikostrukturen

V. Mengling[1], R. Fietkau[2], C. Bert[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Medizinische Strahlenphysik, Erlangen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Die Magnetresonanztomographie (MRT) gewinnt in der Bestrahlungsplanung in den letzten Jahren nicht nur durch MR-Linacs zunehmend an Bedeutung. Der überragende Weichteilkontrast wird beispielsweise im Gehirn auch zur Konturierung von Zielvolumina und Risikostrukturen (OAR) genutzt. Dabei werden jedoch oft die geometrischen Unsicherheiten nur ungenügend berücksichtigt. Diese Studie untersucht die Bildungenauigkeiten durch Feldinhomogenitäten für OARs.

Material & Methoden
Im Rahmen der MRT für die Planung der stereotaktischen Bestrahlung von 45 Patienten mit Hirntumoren wurden Phasenkarten mit einer Doppelecho Gradientenecho (GRE) Field-Mapping-Sequenz mit hoher Bandbreite (1515 Hz/Px) aufgenommen und auf deren Basis Verzerrungskarten analog zu [1] rekonstruiert. Davon wurden 17 Untersuchungen an einem 3 T MRT (Magnetom Trio Tim, Siemens Healthineers, Erlangen) und 27 an einem 1,5 T MRT (Magnetom Aera, Siemens Healthineers, Erlangen) durchgeführt. Ausgewertet wurden die Verzerrungen für Hirnstamm, Chiasma, beide Augen und beide optische Nerven. Dabei wurden jeweils die für die Bestrahlung verwendeten Konturen auf die rekonstruierten Verzerrungskarten übertragen. Die Unsicherheit wurde in Millimeter bezogen auf die zur Planung benutzte T1-MPRAGE-Sequenz mit einer Bandbreite von 179 Hz/Px (3 T) bzw. 160 Hz/Px (1,5 T) berechnet.

Ergebnisse
Der Median der Unsicherheiten aller ausgewerteten Strukturen lag zwischen 0,12 mm und 0,19 mm, das 95 %-Perzentil lag zwischen 0,29 mm und 0,73 mm. Der Median der Augen unterschied sich um 0,2 mm, der der optischen Nerven um 0,06 mm. Die Maximalwerte lagen zwischen 1,16 mm und 3,23 mm.

Zusammenfassung
Die in dieser Studie gefundenen Unsicherheiten können im Median beispielsweise durch Anwendung eines Planning Risk Volume (PRV) abgedeckt werden. Einzelne Voxel können jedoch Verschiebungen bis zu etwa 3 mm erfahren und demnach relevante Auswirkungen insbesondere auf serielle OARs haben.

Literatur
[1] Emmerich, J. et al.: Technical Note: On the size of susceptibility-induced MR image distortions in prostate and cervix in the context of MR-guided radiation therapy, Medical Physics 45(4): 1586-1593, 2018

V 69 Einsatz eines elektromagnetischen Trackingsystems in der interstitiellen multikatheter HDR-Brachytherapie des Mammakarzinoms

N. Abu-Hossin[1], K. Kallis[1], S. Masitho[1], V. Strnad[1], R. Fietkau[1], C. Bert[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Nach einer brusterhaltenden Tumorresektion werden Patientinnen mittels einer HDR-Brachytherapie behandelt. Im Rahmen des Therapieverfahrens erfolgt eine klinische Studie (Studiennummer NDI-HDR-1 355-14B, 2014), in der ein zusätzliches Qualitätssicherungskonzept evaluiert wird, bei dem Behandlungs- und Planungsfehler, wie Verschiebungen, Vertauschungen oder inkorrekte Rekonstruktion der implantierten Katheter detektiert werden. Ziel dieser Arbeit ist die Implementierung und Bewertung einer Echtzeitauswertung, um potentielle Fehler unmittelbar vor einer Bestrahlung zu identifizieren.

Material & Methoden
Für diese Zielsetzung wurde ein Afterloader-Prototyp (Flexitron, Elekta, Veenendaal, Niederlanden) mit einem elektromagnetischen Trackingsystem (EMT, Aurora, NDI, Kanada) gekoppelt, um vergleichbar mit einem zusätzlichen *Check-Cable* Testlauf den Verlauf der implantierten Katheter zu messen. Im Rahmen der Studie erfolgt dies nach jeder Patientenbestrahlung. Dazu werden EMT-Messung und Kathetergeometrie rigide registriert und der Euklidische Abstand zwischen jeder mittels EMT rekonstruierten Halteposition (DP) und der jeweiligen DP aus dem Bestrahlungsplan berechnet. Die berechneten Abweichungen werden genutzt, um mögliche Behandlungs- oder Bestrahlungsfehler auszuschließen. So werden Katheterverwechslungen beim Anschließen der Transferschläuche an das Implantat mittels der Messung identifiziert, da sie leicht visuell sichtbar sind und deutlich erhöhte Euklidische Abstände in der DP der betroffenen Katheter aufweisen.

Ergebnisse
Im Median werden zu Beginn der Bestrahlungswoche 16 Katheter implantiert. Bislang konnten 39 Patientinnen eingeschlossen werden, wobei 11 Patientinnen eine Boost-Bestrahlung (2×6 Gy) und 28 Patientinnen eine Teilbrustbestrahlung (APBI, 9×3.8 Gy) erhielten. Der Median der Euklidischen Distanz aller EMT-Messungen beträgt 2,16 mm. Erste Ergebnisse der Phantommessungen zeigen, dass Verschiebungen ab 2.2 mm mit einer Wahrscheinlichkeit von 100 % und Vertauschungen zu 100 % detektiert werden können
Die Implementierung des Onlinesystems befindet sich in der Umsetzungsphase, mit dem Ziel im unmittelbaren Anschluss einer Messung eine Zusammenfassung der Unsicherheiten anzuzeigen.

Zusammenfassung
Erfahrungsgemäß, nach insgesamt 335 erfolgreichen Messungen, lässt sich diese Methodik gut in die klinische Routine integrieren. Im Anschluss an die Implementierung erfolgt im Rahmen der Studie eine Bewertung des vorgeschlagenen Qualitätssicherungskonzeptes.

V 70 Detektorabtastung und Dosisreduktion in der Photonenzählenden Computertomographie – Eine Phantom- und Ex-Vivo Studie

L. Klein[1], S. Dorn[1], C. Amato[1], J. Maier[1], S. Heinze[2], M. Uhrig[1], H. P. Schlemmer[1], M. Kachelrieß[1], S. Sawall[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland
[2]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Die neuartigen Detektoren photonenzählender Ganzkörper-Computertomographen (PCCT) verfügen über deutlich kleinere Pixel im Vergleich zu Detektoren herkömmlicher CT-Systeme. Analytische Rechnungen zeigen, dass eine Rekonstruktion dieser Daten unterhalb deren möglicher Auflösungsgrenze in einer Verringerung des Bildrauschens gegenüber Messungen mit größeren Pixeln resultiert [1]. Dies soll folgend systematisch untersucht und eine mögliche Dosisersparnis für die klinische Routine abgeschätzt werden.

Material & Methoden
Anthropomorphe Phantome unterschiedlicher Größe mit Jod-Einsätzen (Abb.1), Tierkadaver und humane Leichen werden bei verschiedenen Spannungen (80kV–140kV) mit den PCCT-Betriebsmodi Macro (Pixelgröße 0.5mm) und UHR (Pixelgröße 0.25mm) und einem energieintegrierenden Detektor (EI, Pixelgröße 0.6mm) gemessen. Beide Detektoren befinden sich im SOMATOM CounT CT-Prototypen (Siemens Healthineers, Forchheim). Während der Bildrekonstruktion erfolgt ein Angleich der Ortsauflösung zum Erreichen des Limits des EI. Die Rekonstruktion erfolgt dementsprechend deutlich unterhalb der Auflösungsgrenze des UHR-Modus. Eine Auswertung der Daten erfolgt bezüglich des Dosis-normierten Kontrast-Rausch-Verhältnisses (CNRD).

Ergebnisse
Im UHR-Modus akquirierte Bilder zeigen bei gleicher Auflösung für beispielweise 120kV ein bis zu 21.5% höheres CNRD im Vergleich zum EI-Detektor, entsprechend einer Dosisersparnis bis zu 32.3% gegenüber aktuellen CT-Systemen (Abb.2). Verglichen zum Macro-Modus ergibt sich eine CNRD-Verbesserung bis zu 11.1%. Dies konnte in Phantomen, Tierkadavern sowie Leichen für alle Röhrenspannungen verifiziert werden.

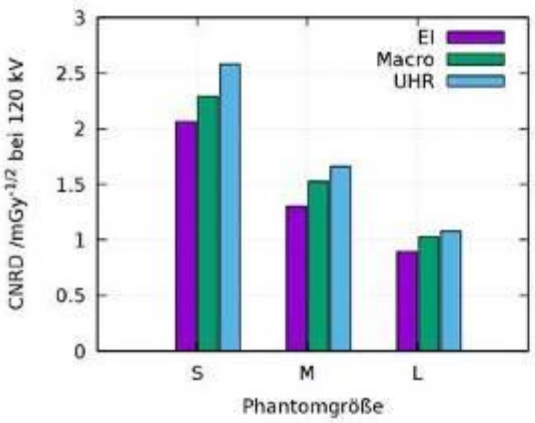
Zusammenfassung
Die Rekonstruktion der UHR-Daten mit einer Ziel-MTF deutlich unterhalb der Auflösungsgrenze reduziert das Bildrauschen für alle Patientengrößen und Röhrenspannungen verglichen zur Standardakquisition. Entsprechend ist eine klinisch relevante Dosisersparnis bei gleichbleibender Bildqualität möglich.

Anhang 1



Abb. 1: Links: Abdomenphantom mit Fettringen. Rechts: Beispiel-Rekonstruktion mit Angabe der verwendeten Jodkonzentrationen in mg/mL.

Anhang 2



Phantomgröße	Dosisersparnis bei 120 kV für den UHR-Modus im Vergleich zu	
	EI	Macro
S	30.6 %	19.0 %
M	32.3 %	13.9 %
L	27.1 %	9.1 %

Abb. 2: Links: CNRD der Detektor-Auslesemodi in Abhängigkeit der Phantomgröße bei gleicher Ortsauflösung für 120kV. Die Bilder des UHR-Modus zeigen den höchsten CNRD. Rechts: Dosisersparnis des UHR-Modus gegenüber EI-Detektor und Macro-Modus.

Literatur

[1] Kachelrieß et al.: Presampling, algorithm factors, and noise: considerations for CT in particular and for medical imaging in general. Med. Phys., 32, 2005.

Session 18 I Monte Carlo – vom Forschungsinstrument zum täglichen Handwerkszeug der QA

Chair: Hue Khee Looe (Oldenburg)

FS 13 Qualitätssicherung von Beschleuniger-Basisdaten durch Monte Carl

M. Alber[1]
[1]Uniklinik Heidelberg, Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Die Erstellung eines Strahlmodells für das Bestrahlungsplanungssystem (BPS) ist einer der relevantesten Faktoren für die Behandlungsqualität. Ergebnisse von Audits [1] legen nahe, dass es dabei oft zu schwerwiegenden Fehlern kommt, die auch auf die Qualität der Beschleuniger-Basisdaten (BD) zurückzuführen sind. Systematische Fehler in den Messungen erschweren die Modellierung des Strahls auch dann, wenn das Ergebnis am Ende zufriedenstellend ist.

Material & Methoden
Wie alle Dosisberechnungsmethoden benötigt auch Monte Carlo (MC) ein von BD abgeleitetes Strahlmodell. Allerdings ist die Anzahl der Modellparameter im Vergleich zu analytischen Algorithmen sehr gering und vor allem unabhängig von der Feldkonfiguration. Daraus ergibt sich ein hoher Grad an Selbstkonsistenz der Ergebnisse, die es erlaubt, inkonsistente Messungen in den BD zu identifizieren. Da ein großer Teil der Strahleigenschaften bereits durch die Beschleunigerkopfgeometrie festgelegt ist, können auch physikalisch unmögliche Modelle ausgeschlossen werden. Voraussetzung hierfür ist ein leistungsfähiges, vielseitiges und präzise anpassbares MC-Strahlmodell.
Es wurde ein von BEAMnrc-Simulationen abgeleitetes virtuelles Quellmodell mit fünf Quellen entwickelt und für Beschleuniger der Firmen Varian, Elekta, Siemens und Accuray (Cyberknife und Tomotherapy) optimiert. Für 31 verschiedene Strahlqualitäten wurden 154 Strahlmodelle erzeugt. Die auftretenden Abweichungen zu BD wurden je nach ihren Auswirkungen auf das Strahlmodell des BPS in die drei Kategorien unbedenklich, korrekturbedürftig und unbrauchbar eingeteilt.

Ergebnisse
Die MC-Strahlmodelle erzielen typischerweise eine Genauigkeit von 0.5% in Tiefendosiskurven und Outputfaktoren. Die Simulationen sind genau genug, um in Tiefendosiskurven Fehlplatzierungen des Detektors von 0.2mm sowie erhöhte Streuung aus den Wänden des Wasserphantoms zu erkennen. Etwa 30% aller Basisdaten erreicht diese Qualität. In der Mehrheit der untersuchten Basisdaten lagen Detektorprobleme (spektrale Empfindlichkeit, Dosisratenabhängigkeit, Volumeneffekte, kleine Felder) typischerweise deutlich über diesen Abweichungen und erreichen oftmals Größenordnungen von bis zu 3%. Grobe Messfehler, Detektor- und Elektronikdefekte lagen in 14 Basisdaten vor, mit Fehlern bis zu 7%. Diese Zahlen decken sich mit den Beobachtungen von [1], was nahe legt dass fehlerhafte Basisdaten eine der Hauptquellen mangelnder Qualität in der Bestrahlungsplanung sind.

Zusammenfassung
Die Qualität von Beschleuniger-Basisdaten kann mittels eines Monte-Carlo Strahlmodells ermittelt, und Fehler erkannt bzw. korrigiert werden. Dabei wird die Selbstkonsistenz von Monte Carlo Simulationen genutzt.

Literatur
[1] Kerns JR, Stingo F, Followill DS, Howell RM, Melancon A, Kry SF.: Treatment Planning System Calculation Errors Are Present in Most Imaging and Radiation Oncology Core-Houston Phantom Failures. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 98 (2017), S. 1197-1203.

FS 14 Sekundäre Dosisberechnung als QA in der Stereotaxie

C. Fürweger[1], T. Hofmann[1], S. C. Heidorn[1]
[1]Europäisches Cyberknife Zentrum München-Großhadern, München, Deutschland

Einleitung
Bereits 2008 fand die Monte Carlo (MC)-basierte Dosisberechnung Einzug in die Cyberknife (CK) Bestrahlungsplanung. Nun steht seit 01/2019 mit SciMoCa die erste kommerzielle Software zur Verfügung, die eine Verifikation von CK-Plänen mittels MC Vergleichsrechnung erlaubt. Wir berichten über den Einsatz von SciMoCa in der täglichen Qualitätssicherung von stereotaktischen Bestrahlungsplänen.

Material und Methoden
SciMoCa wurde als lokale Server-Installation (Hyper-V Cluster, Windows Server 2016, 8 Kerne, 20 GB RAM) mit Zugriff über WebClients (Windows 10, Firefox) eingerichtet. Validität der Quellenmodelle für ein CK M6 FIM (Fixblenden, Iriskollimator, MLC) wurde über Abgleich mit den CK Planungssystemen (Multiplan v5.3, Precision v2.0) geprüft. Dazu wurden Dosisverteilungen für 34 ausgewählte Einzelfelder in einer artifiziellen Wasserbox berechnet und über Gamma-Analyse verglichen (global Gamma 1%/1mm, 5% cut-off).
Zur Verifikation von Patientenplänen wurde eine Rechenauflösung von 1x1x1mm³ und ein Gamma-Kriterium von 2%/1mm (global, 5% cut-off) gewählt.

Ergebnisse
Rundfelder wurden von SciMoCa mit hoher Übereinstimmung zum Planungssystem (Ray-Tracing und MC) reproduziert (Gamma-pass rate 95.2-100.0%). Für den MLC ergaben sich kleine Diskrepanzen: Der Finite-Sized-Pencil-Beam Algorithmus des Planungssystems zeigte für Feldgrößen über 8x8cm² Dosisdifferenzen ≥2% im Schulterbereich; die Absolutdosen der MC Berechnung in Precision v2 lagen um bis zu 1% niedriger als in SciMoCa. Beide Effekte konnten auf Schwächen des Planungssystems zurückgeführt werden, blieben aber ohne Konsequenz für die klinische Planverifikation.
Entsprechend erfüllten 93/95 Patientenpläne die als Minimalanforderung definierte 95% Gamma-pass rate (median 99.9%). Bei 2/95 Plänen wurde knapp der Grenzwert verfehlt, was im einen Fall an einem unkritischen Planungsfehler (Ray-Tracing Dosisrechnung bei Brustwirbelmetastase, Abweichungen im Niedrigdosisbereich), im anderen an einem falsch-positiven Testergebnis (Abweichungen außerhalb der Patientenanatomie) begründet war. Typische Rechenzeiten lagen bei 15 Minuten pro Fall.

Zusammenfassung
Monte-Carlo basierte Vergleichsrechnung mit SciMoCa wurde erfolgreich in die klinische Routine überführt und ermöglichte eine zeiteffiziente Prüfung unterschiedlichster CK-Pläne unter Verwendung strikter Prüfkriterien. Klinisch relevante Rechenfehler der CK-Planungssysteme konnten bisher nicht nachgewiesen werden.

Session 19 I Biologische Modellierung für die Therapieplanung

Chairs: Markus Alber (Heidelberg), Florian Kamp (München)

V 78 Prädiktive Bestrahlungsplanung mit SIP (Simultan Integrierte Protektion) auf Basis von TCP und NTCP

B. Thomann[1,2,3], E. Gkika[4,2,3], T. Fechter[1,2,3], I. Sachpazidis[1,2,3], A. L. Grosu[4,2,3], T. Brunner[5], D. Baltas[1,2,3]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Physik, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg i. Br., Deutschland
[2]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland
[3]Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg i. Br., Deutschland
[4]Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland
[5]Universitätsklinikum Magdeburg, Klinik für Strahlentherapie, Magdeburg, Deutschland

Einleitung
Das PTV_{SIP} ist der aus Organbewegung (4D-CT) und Sicherheitssäumen resultierende Überlappungsbereich zwischen dem Planungszielvolumen (PTV) und dem Planungsrisikovolumen eines Risikoorgans im Planungs-CT. Die Dosis wird im PTV_{SIP} für eine geringere Komplikationswahrscheinlichkeit (NTCP) reduziert und im restlichen PTV_{dom} für eine gleichbleibende oder höhere Tumorkontrollwahrscheinlichkeit (TCP) eskaliert.

Material & Methoden
Für 20 mit SIP-Konzept bestrahlte Pankreaskarzinom-Patienten wurde in jeder Atemphase eines 4D-CTs das GTV konturiert. Im Planungs-CT (phasengemittelt) ergab sich somit das ITV und daraus mit einem Sicherheitssaum von 4 mm das PTV. Anhand von hausinternen Bestrahlungsdaten von 20 weiteren Pankreaskarzinom-Patienten (ohne SIP-Konzept) sowie publizierten Daten wurden die Parameter α, ρ_{Clon}, D_{50} und γ_{50} des linear-quadratischen und relativ-seriellen Modells ermittelt. Mit Hilfe dieser Modelle können TCP (GTV Pankreas) und NTCP (Dünndarm) für individuelle Bestrahlungspläne unter Berücksichtigung von Organbewegungen berechnet werden. Der potentielle Nutzen des SIP-Konzepts wird hier zunächst anhand von Simulationen in einer repräsentativen, vereinfachten 3D-Geometrie untersucht und anschließend an realen Patientendaten validiert. Ziel ist eine individuelle, auf Berechnungen von TCP und NTCP basierte Planoptimierung bei gleichzeitiger Dosisverschreibungsoptimierung in der klinischen Routine.

Ergebnisse
Im 3D-Modell lassen sich für realistische Volumina und Ausgangsdosiswerte (aus Patientendaten gemittelt) Dosisreduktionen um bis zu 15% im PTV_{SIP} durch Dosiseskalation um etwa 10% im PTV_{dom} kompensieren ohne die Ausgangs-TCP zu verringern. Die Ergebnisse bestätigen sich in einer retrospektiven Analyse der mit SIP-Konzept bestrahlten Patienten. Hier konnte die NTCP reduziert und die TCP signifikant erhöht werden. Die maximal mögliche Dosisreduktion im PTV_{SIP}, die noch realistisch durch eine Dosiseskalation im PTV_{dom} ausgeglichen werden kann, ist maßgeblich abhängig von der individuellen Patientenanatomie.

Zusammenfassung
Die radiobiologisch basierte Planevaluation erlaubt die patientenindividuelle Optimierung der Dosisverschreibung des SIP-Konzepts. Diese neben der DVH-gestützten zusätzliche Evaluation erhöht zwar den Aufwand im klinischen Workflow, kann jedoch die Planqualität im Sinne einer höheren prädiktiven TCP und geringeren NTCP verbessern.

V 79 Stratification of small animal head-and-neck cancer models according to radiation sensitivity based on multiparametric imaging

S. Leibfarth[1], R. M. Winter[1], S. Boeke[1,2,3], P. Mena-Romano[1], M. Krueger[4], E. C. Sezgin[2], G. Bowden[4], J. Cotton[4], B. Pichler[4,3], D. Zips[2,3], D. Thorwarth[1,3]
[1]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland
[3]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Tübingen und Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg, Deutschland
[4]Werner Siemens Imaging Center, Department for Preclinical Imaging and Radiopharmacy, Tübingen, Deutschland

Purpose
To investigate joint voxel-based multiparametric functional imaging information for stratifying pre-clinical human head and neck squamous cell carcinoma (HNSCC) tumor models according to radiosensitivity.

Material and Methods
The study was performed with different human HNSCC tumors grown in immuno-deficient nude mice (n = 42), in which diffusion weighted (DW)-MR, dynamic contrast enhanced (DCE)-MR and dynamic FMISO-PET were acquired (Bruker Biospec PET/MR). Based on known tumor control doses (TCD50), the tumors were grouped into four radiosensitivity categories: high (cell lines UTSCC-45/XF354/UTSCC-14/UTSCC-8), medium (FaDu), low (SAS), and medium-to-low (CAL33). Five parameter maps were extracted from imaging: one ADC map (b=100-800), and two maps each for FMISO-PET (FMISO_PC1/2) and DCE-MR (DCE_PC1/2) derived from a principal component analysis (PCA).
All tumor voxels from all animals (N_tot = 117000) were collected in a parameter space (PS) spanned by ADC-only (PS1), ADC and FMISO_PC1/2 (PS2), and ADC, FMISO_PC1/2 and DCE_PC1/2 (PS3). Each parameter space was then scanned for equally-sized clusters of similar voxels (N_cluster = 5400). The potential of each individual cluster to separate the tumors with respect to radiosensitivity was investigated using the fractional volume of this cluster within the tumor. The stratification potential was quantified by Cohen's d-score, where better stratification translates into a higher score.

Results
Optimal Cohen's d-scores found by PS-scanning were 2.49 (PS1), 2.88 (PS2) and 2.81 (PS3). Thus, joint information of ADC and dynamic FMISO (PS2) performed best. Except for cell lines UT-SCC-45 and CAL33, good stratification was obtained. The different behavior of UT-SCC-45 may be explained by its genetic difference not detectable in imaging (HPV positive).

Conclusion
ADC in combination with FMISO-derived maps was found to be of highest value for stratifying different head-and-neck tumors according to radiosensitivity. The translation to clinical research in terms of RT outcome prediction seems to be promising.

V 80 Einfluss von Affinitätsparametern und injizierter Menge an PSMA-spezifischen Peptiden auf die Pharmakokinetik und die Energiedosis – eine Simulationsstudie

N. J. Begum[1], G. Glatting[1], A. Allmann[2], J. Allmann[2], M. Eiber[3], A. J. Beer[4], P. Kletting[1]
[1]Universitätsklinikum Ulm, Medizinische Strahlenphysik, Nuklearmedizin, Ulm, Deutschland
[2]Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, Medizinische Strahlenphysik, Nuklearmedizin, München, Deutschland
[3]Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, Medizinische Strahlenphysik, Nuklearmedizin, München, Deutschland
[4]Universitätsklinikum Ulm, Klinik für Nuklearmedizin, Ulm, Deutschland

Einleitung
In der Theranostik werden Liganden für Diagnostik und Therapie entwickelt. Ziel dieser Studie war es, die Effekte von Affinität und injizierter Menge der PSMA-spezifischen Peptide auf die Konzentrationen für Diagnostik und die Energiedosen für Therapie zu untersuchen.

Material & Methoden
Ein veröffentlichtes Ganzkörper-PBPK-Modell wurde eingesetzt, um die Pharmakokinetik bei Bildgebung (PET/CT) und die Energiedosis bei Therapie von 13 Patienten mit metastasiertem kastrationsresistentem Prostatakarzinom zu simulieren. Für die Diagnostik wurden die Konzentrationen 1 h für ^{68}Ga-PSMA und 2 h für ^{18}F-PSMA nach Injektion und die Energiedosen bei Therapie für Tumoren, Hintergrund und Risikoorgane berechnet. Die Simulationen wurden für die Kombinationen verschiedener Dissoziations- und Assoziationsraten mit entsprechenden Dissoziationskonstante K_D von 0.01-10 nM und Ligand-Mengen von 1-1000 nmol durchgeführt.

Ergebnisse
Bei der Diagnostik ergeben sich für K_D von 0.1-1 nM und für Mengen von 1-100 nmol ähnliche Konzentrationen in Tumoren. Ein K_D=0.01 nM führt nur zur höchsten Konzentration, wenn die Ligand-Menge optimiert wird. Die Simulation der ^{18}F-PSMA-Konzentration ergibt deutlich höhere Werte (z.B. um einen Faktor von 1.3 bei einer Ligand-Menge von 10 nmol) gegenüber ^{68}Ga-PSMA. Bei Therapie führte die Verringerung von K_D zur deutlichen Erhöhung der Energiedosis in Tumoren z.B. um einen Faktor von 4, 6 und 8 für K_D von 1, 0.1, und 0.01 nM mit einer Ligand-Menge von 100 nmol. Je höher die Perfusion des PSMA-spezifischen Gewebes desto stärker der Einfluss von K_D auf die Energiedosis.

Zusammenfassung
Die Erhöhung der Affinität (von K_D=1 nM auf K_D<1 nM) bewirkt keine diagnostisch relevante Verbesserung der Tumoraufnahme für die üblicherweise gegebenen Ligand-Mengen. Allerdings erhöht eine spätere Messung die relative Tumoraufnahme erheblich (Vorteil ^{18}F-PET/CT gegenüber ^{68}Ga-PET/CT). Für die Therapie hat die Erhöhung der Affinität einen großen Einfluss auf Energiedosen in Geweben mit hoher Durchblutung. Daher muss bei Liganden mit hoher Affinität die gegebene Menge und Aktivität optimiert werden, um das maximale Tumor-Nieren-Verhältnis zu erreichen.

V 81 Anwendungen der Differentialoperatoren nichtganzzahliger Ordnung in der medizinischen Physik

S. Hindel[1]
[1]Universitätsklinikum Essen, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Essen, Deutschland

Einleitung
Beispiele für die Modellierung mit fraktionaler Infinitesimalrechnung sind die Viskoelastizität, welche auch Zustände zwischen dem Hook'schen Federgesetz ($\sigma = E\varepsilon = E\frac{d^0\varepsilon}{dt^0}$) und dem Newton'schen Schubspannungssatz ($\sigma = \eta\dot{\varepsilon} = \eta\frac{d^1\varepsilon}{dt^1}$) erfasst (fraktionale Maxwell-Gleichung für viskoelastische Fluide: $\sigma + \tau^\alpha\frac{d^\alpha\sigma}{dt^\alpha} = E\tau^\beta\frac{d^\beta\varepsilon}{dt^\beta}$, $0 \le \alpha \le \beta \le 1$, [1]) und Lévy-Diffusion in fraktalen Gewebestrukturen [2]. Es sollen medizinphysikalische Anwendungen der fraktionalen Differentialoperation vorgestellt werden.

Material & Methoden
Im zellulären Größenordnungsbereich verstößt die Natur oftmals gegen die einfachen Vorhersagen der Gaußverteilung. Dies liegt an der Omnipräsenz fraktaler Transportsysteme [**3**] im Zusammenspiel mit Raumfüllungseigenschaften [4] und Viskoelastizität [5] in biologischen Geweben. Diffusionsgleichungen mit reellwertigen Ableitungsordnungen berücksichtigen diese Merkmale. Der Definition der fraktionalen Ableitung ist eine Verallgemeinerung auf Multiskalen inhärent, welche die über einen weiten Bereich von Raum oder Zeit auftretenden Wechselwirkungen präzise beschreibt. Es kann so eine übermäßige Kompartimentierung von Geweben in Subsysteme vermieden und gleichzeitig tiefere Erkenntnisse über die Struktur und Dynamik biologischer Systeme erlangt werden.

Ergebnisse
Die fortschreitende Entwicklung der Scannerhardware in den letzten Jahren ermöglicht eine verbesserte Datenqualität der Bildgebung. Auf theoretischer Seite gab es gleichzeitig große Fortschritte in der Erkenntnis über skaleninvariante, komplexe Systeme und der Modellierung mittels nicht ganzzahliger Infinitesimalrechnung. Damit einher ging eine steigende Anzahl an Veröffentlichungen von Studien, welche diese Methodik einsetzen; beispielsweise in der klassischen Pharmakokinetik [6], der pharmakokinetischen [7] und der diffusionsgewichteten Magnetresonanztomografie [8].

Zusammenfassung
Die fraktionale Infinitesimalrechnung ist ein wertvolles Werkzeug zur Modellierung in der medizinischen Systemtheorie. [9]

Literatur
[1] V. E. Tarasov Annals of Physics (2008), 323(11):2756-2778.
[2] F. J. Molz *et al.*, Applied Mathematics Letters (2002), 15(7):907-911.
[3] S. Havlin *et al.*, Chaos, Solitons & Fractals (1995), 6: 171-201.
[4] G. B. West *et al.,* Physics Today (2004), 57(9): 36-42.
[5] N. Sasaki. Viscoelastic Properties of Biological Materials (2012).
[6] P. Sopasakis *et al.,* J Pharmacokinet Pharmacodyn (2018), 45(1):107-125.
[7] Unveröffentlichte eigene Ergebnisse.
[8] Y. Sui *et al.,* Radiology (2015). 277(2):489-496.
[9] https://www.youtube.com/watch?v=rO2CscpitvI

Session 20 I Bildverarbeitung / Algorithmen

Chairs: Christoph Hoeschen (Magdeburg), Stefan Sawall (Heidelberg)

V 82 DEXA-äquivalente Knochendichtemessung aus Dual-Layer-Spectral-CT-Übersichtsbildern

A. Laugerette[1], B. Schwaiger[2], K. Brown[3], L. C. Frerking[4], F. K. Kopp[2], P. B. Noel[1], K. Mei[2], T. Y. Sellerer[5], J. Kirschke[6], T. Baum[6], D. Pfeiffer[1], A. A. Fingerle[1], E. J. Rummeny[2], R. Proksa[4], F. Pfeiffer[1]
[1]Technische Universität München, Sektion für Intervetionelle Radiologie, München, Deutschland
[2]Technische Universität München, Sektion für Intervetionelle Radiologie, München, Deutschland
[3]Philips Healthcare, Cleveland, OH, Vereinigte Staaten
[4]Philips Research Laboratories, Hamburg, Deutschland
[5]Technische Universität München, Sektion für Intervetionelle Radiologie, München, Deutschland
[6]Technische Universität München, Sektion für Intervetionelle Radiologie, München, Deutschland

Einleitung
Scout-Scans sind ein obligatorischer Bestandteil von CT Untersuchungen und setzen die Patienten in der Regel einer konsequenten Bestrahlungsdosis aus, ohne quantitative, relevante diagnostische Informationen zu liefern. Ziel dieser Studie war es, eine auf Dual-Layer-Detektor-Spektral CT Scout-Scans basierte Methode zur DEXA-äquivalenten Knochendichtemessung (BMD) zu entwickeln und evaluieren.

Material & Methoden
Ein post-processing Algorithmus unter Verwendung eines Paares von 2D virtueller monoenergetischer Scout-Bilder wurde implementiert, um die BMD an der Wirbelsäule halbautomatisch zu berechnen. Das Verfahren wurde anhand wiederholten Messungen des standardisierten europäischen Wirbelsäulenphantoms (ESP) für den Standardröhrenstrom (30 mA), für andere Röhrenströmen (10 bis 200 mA) sowie mit fettäquivalenten Ringen, die einen unterschiedlichen Patientenhabitus simulieren, bewertet und mit der Dual-Röntgen-Absorptionsmessung (DEXA) verglichen. Bei zwei weiblichen Patienten wurde die Anwendbarkeit der Methode in vivo (L1-L4) untersucht und die Ergebnisse mit Referenzwerten von vergleichbaren Altersgruppen verglichen. Schließlich wurde die BMD in einer weiblichen Patientenpopulation (n=31, Altersgruppe 22-87 Jahre) mit der beschriebenen Methode berechnet. Aus diesen Messungen wurden T-Werte abgeleitet.

Ergebnisse
Abgeleitet von Standard-Scout-Scans waren die mit der beschriebenen Methode gemessenen BMD-Werte mit DEXA-Messungen hochkorreliert (r=0,9925) und die mittlere Genauigkeit (DXA: 4,12%, Scout: 1,60%) und Präzision (DXA: 2,64%, Scout: 2,03%) vergleichbar. Insbesondere funktionierte das Scout-Scan-basierte Verfahren bei niedrigen BMD-Werten besser als DXA (Genauigkeit DXA: 8,3%, Scout: 4,79%). Darüber hinaus unterschieden sich die BMD-Werte bei unterschiedlichen Rohrströmen nicht signifikant (p>=0,20 für alle), was darauf hindeutet, dass die vorgestellte Methode auf Scout-Scans mit unterschiedlichen Einstellungen angewendet werden kann. Schließlich stimmten die Daten von Probenpatienten sowie die ersten T-Wert Berechnungen gut mit den BMD-Werten und dem T-Wert Trend einer Referenzpopulation mit vergleichbarem Alter überein.

Zusammenfassung
Basierend auf Dual-Layer spektralen CT-Scout-Scans waren BMD-Messungen schnell, zuverlässig und hochkorreliert mit DEXA-Messungen. Erste Messungen an Patienten waren vielversprechend. In Anbetracht der Anzahl der weltweit durchgeführten CT-Untersuchungen könnte die beschriebene Methode ein opportunistisches Osteoporose-Früherkennungsprogramm in größerem Umfang ermöglichen.

Anhang 1

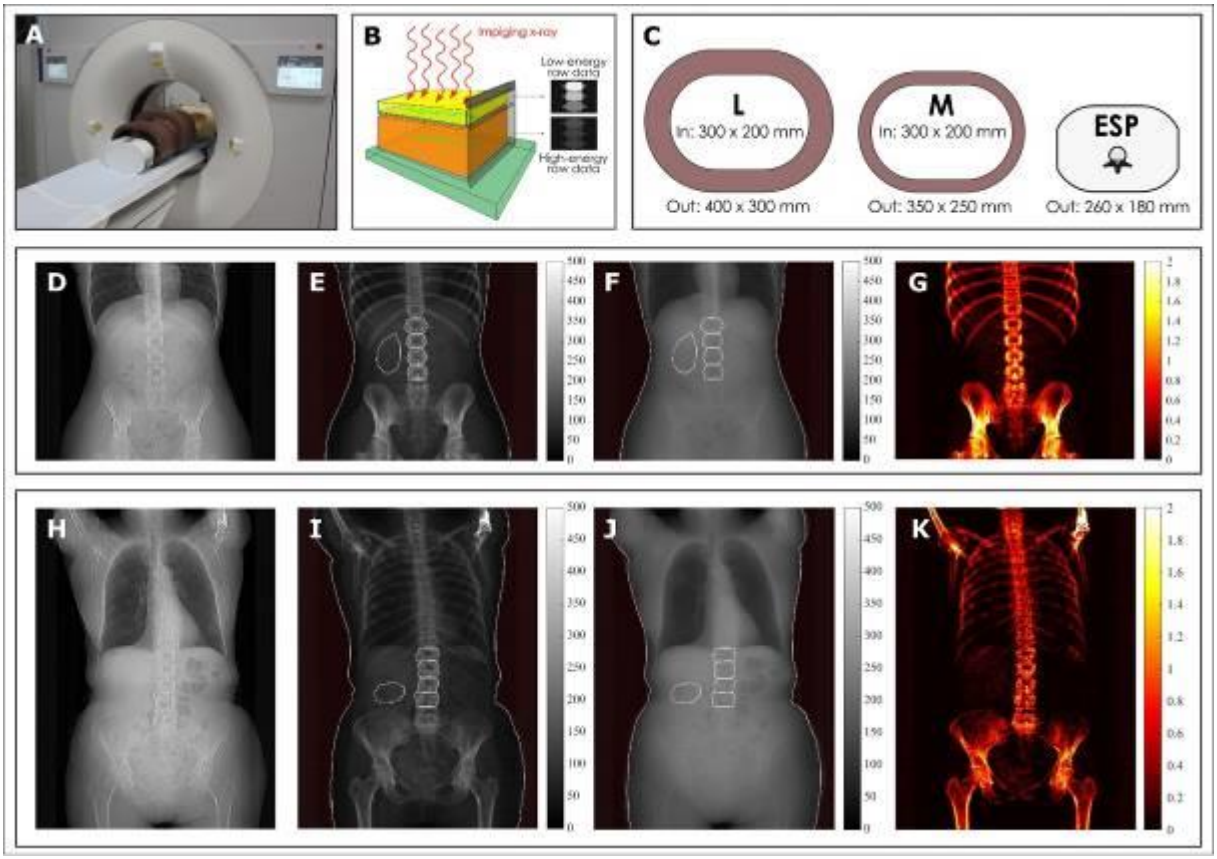


Abb. 1: Dual-Layer-Detektor CT-Scanner und Phantome, die in dieser Studie verwendet wurden (obere Reihe), und Beispiel-Scout-Scans (mittlere und untere Reihe). (A) Aufbau für Phantommessungen mit dem europäischen Wirbelsäulenphantom (ESP) und den beiden Fettäquivalenten Ringen in einem im CT-Scanner. (B) Arbeitsprinzip eines Dual-Layer-Detektors: Ein Röntgenstrahl trifft auf ein Dual-Layer-Detektorpixel, und die niederenergetischen Photonen werden im oberen Szintillator absorbiert, während die hochenergetischen Photonen im unteren Szintillator absorbiert werden. Sichtbares Licht wird erzeugt und auf seitlich gerichtete Fotodiodenmatrizen gerichtet, die die Erfassung der nieder- und hochenergetischen Rohdaten ermöglichen. (C) Abmessungen des ESP und der Ringe, die um das Phantom gelegt werden können. (D-K) Beispiel-Scout-Bilder von einer 22-jährigen Patientin (mittlere Reihe) und einer 77-jährigen Patientin (untere Reihe): (D, H) Konventionelle Scoutbilder, (E, I) Photoelektrische Scoutbilder, (F, J) Compton-Scoutbilder, (G, K) BMD-Maps, die aus den photoelektrischen und Compton-Scoutbildern abgeleitet sind. Einheiten für die photoelektrischen und Compton-Scout-Bilder sind äquivalente Pfadlängen (in mm) in einem virtuellen Objekt mit photoelektrischen oder Compton-ähnlichen Röntgendämpfungseigenschaften wie Wasser. Die Einheiten für die BMD-Maps sind g/cm². Die BMD-Maps können auf jeden der segmentierten Bereiche gemittelt werden, die auf den photoelektrischen und Compton-Bildern (Wirbel L1 bis L4) dargestellt sind, um BMD ähnlich der Dual-Röntgen-Absorptiometrie (DEXA) zu berechnen.

V 83 Automatisiertes Framework zur Darstellung intrakranieller Gefäßstrukturen

P. Vogel[1,2], K. Guggenberger[2], U. Ludwig[3], E. Raithel[4], S. Meckel[5], J. Hennig[3], T. A. Bley[2], A. A. Krafft[3]
[1]Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland
[3]Universität Freiburg, Radiologie, Freiburg i. Br., Deutschland
[4]Siemens Healthineers AG, Erlangen, Deutschland
[5]Universität Freiburg, Neuroradiologie, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung
Für die Darstellung von Entzündungen an Gefäßwänden hat sich die Magnetresonanztomographie (MRT) als unverzichtbar herausgestellt, z.B. für die initiale Diagnose der Riesenzellarteritis, von der auch intrakranielle Gefäße betroffen sein können [1]. Zur suffizienten Beurteilbarkeit sind neben einer MRT-Untersuchung des Kopfes mit isotroper und hoher Auflösung (<<1 mm) in klinisch akzeptabler Messzeit, auch die planare Darstellung der stark gewundenen intrakraniellen Gefäßstrukturen notwendig.
In dieser Arbeit wird ein automatisiertes Framework vorgestellt, um aus hochaufgelösten 3D Datensätzen (optimierte compressed-sensing (CS)-beschleunigten Sequenz) die intrakraniellen Gefäße und deren Wanddicken dargestellt und bestimmt werden können.

Material & Methoden
Der Workflow der Auswertung ist in Abbildung 1 dargestellt: (1) der Algorithmus arbeitet direkt auf den dark-blood MRT-Daten und bietet ein übersichtliches 3D-GUI (2) für die manuelle Markierung der gewünschten Gefäße, von deren Hilfe die Software iterativ die Strukturen extrahiert (3D Dijkstra) (3) und dreidimensional darstellt (Marching-Cube). Darauf basierend werden die zentralen Voxel bestimmt (Thinning Algorithmus) und eine geglättete Centerline (3D-Bezier Algorithmus) berechnet (4). Entlang dieser Centerline können die gewünschten Ansichten auf die Gefäßstruktur rekonstruiert werden (curved planar reformation – CPR) (5).

Die Datensätze wurden mit einer CS-beschleunigten T1-gewichteten SPACE (Sampling Perfection with Application optimized Contrasts using different flip angle Evolution) Sequenz [2] an einem 3T MRT (Magnetom Prisma, Siemens Healthineers, Deutschland) mit einer 64 Kanal Kopfspule in weniger als 6 Minuten aufgenommen und erreichen eine isotrope Auflösung von 550 µm.

Zusammenfassung
In ersten Messungen konnte erfolgreich CPR-Rekonstruktion intrakranieller Gefäße erstellt und visualisiert werden. Das Framework bietet eine optimierte Gefäßdarstellung sowie eine einfache und intuitive Bedienung.

Anhang

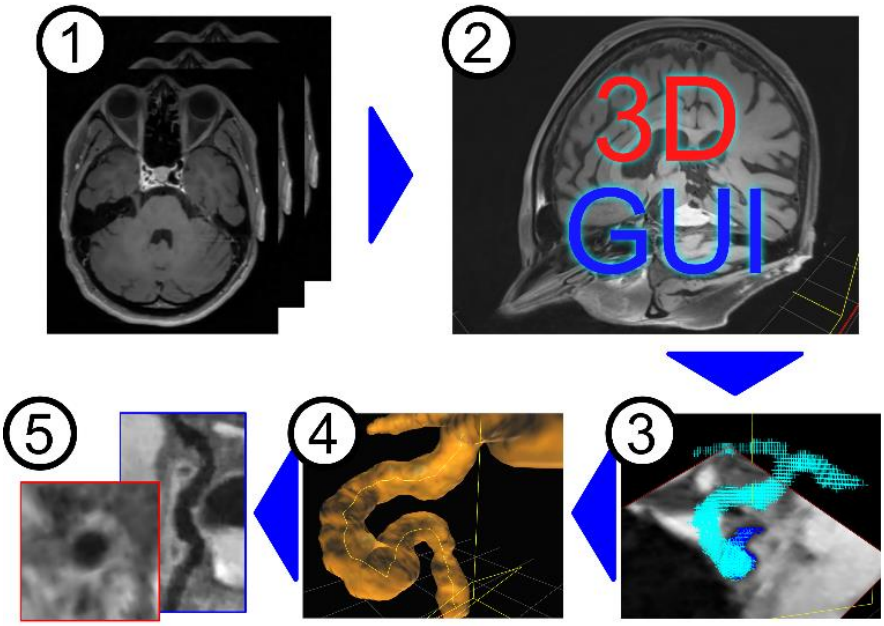


Abb.1: Ablauf des Datenauswertung: von den 3D dark-blood Datensätzen (1) zur CPR Darstellung der gewundenen, intrakraniellen Gefäße.

Literatur

[1] Klink T, et al., Radiology. 2014 Dec;273(3):844-52.
[2] Zhu C, et al., MAGMA. 2018 Jun;31(3):457-467.

Session 21 I Advances in IO(E)ERT

Chairs: Mark Gainey (Freiburg i. Br.), Frank Hensley (Heidelberg)

FS 17 Neue Entwicklungen und Fortschritte in der IORT

F. Hensley[1]
[1]Ruprecht Karls Universität, Heidelberg, Deutschland

Intraoperative Strahlentherapie (IORT) wird mit Elektronen (IOERT) oder mit kV-Röntgenstrahlung (kV-IORT) eingesetzt zur Dosiseskalation im verbleibenden Tumor bzw. Tumorbett, zur Vergrößerung der tumorfreinen Schnittränder bei nicht komplett resektierten Tumoren sowie als vorgezogene Boost-Bestrahlung des Tumorbetts oder Resttumors oder z.B. in der Kyphoplastie als definitive Bestrahlung des Tumors. Die Vorteile dieser Methode (keine Bestrahlung von Geweben vor dem Zielvolumen, Minimierung der Dosis hinter dem Zielvolumen, Entfernung von mobilisierten Risikoorganen aus dem Strahlengang) erlauben eine lokale Bestrahlung mit hoher Einzeldosis trotz ihrer im Vergleich zur Teletherapie größeren Unsicherheiten.

Unsicherheiten in der IOERT liegen im Beriech 4.1-11.7%, in der kV-IORT im Bereich 10.5-28.2% [1] und stammen wesentlich aus

- Unsicherheiten in der Positionierung des Applikators (bis zu 100% bei Fehlpositionierung, 10-30% bei Vernachlässigung von Lücken zwischen Applikator und Zielgewebe) [1]
- Unsicherheiten in der Referenzdosimetrie: für die IORT mit kV-Strahlung existiert kein Primärstandard, für die experimentelle Dosimetrie fehlen wesentliche Korrektionsfaktoren. In der Referenzdosiemtrie von Elektronenbeschleunigern mit hohen Puls-Dosisleistungen gibt es Unsicherheiten bis zu 3% durch unsichere Korrektion der Rekombinationsverluste. [1].

Folgen dieser Unsicherheiten sind z.B. eine unklare Dosissummation bei späterer Nachbestrahlung, fehlende Vergleichbarkeit von Bestrahlungen mit unterschiedlichen Modalitäten und eine unklare strahlenbiologische Dosis-Wirkungsbeziehung.

Neue Entwicklungen zur Verringerung der Unsicherheiten sind:

- die Entwicklung eines Primärstandards für die Referenzdosimetrie von kV-Strahlern durch die PTB [2]
- neue Untersuchungen zur Korrektionen der Sättigungsverluste von Ionisationskammern bei stark gepulster Elektronenstrahlung [3].
- Kontrolle der Applikatorpositionierung mit neuen IORT-kompatiblen Bildgebungs-Sytemen im Operationssaal mit Datenübertragung an Planungssyteme zur bildgestützten Bestrahlungsplanung während der OP.

Literatur

[1] Hensley FW: Present state and issues in IORT Physics. Radiation Oncology (2017) 12:37
[2] Schneider T, Primary Standards and Measurement Methods for X-ray Emitting Electronic Brachytherapy Devices – EMPIR Project: PRISM-eBT. IDOS 2019, IAEA Wien 18.-21.6 2019
[3] McManus M, Subiel A, Palmans H. Ion Recombination in Ultra-Short High Dose-Per-Pulse Very High Energy Electrons (VHEEs). IDOS 2019, IAEA Wien 18.-21.6 2019

FS 18 IOBRT Bestrahlungen mit ^{192}Ir HDR und Flap

M. Kollefrath[1,2,3], M. Gainey[1,2,3], D. Baltas[1,2,3]
[1]Universitätsklinik Freiburg, Medizinische Physik - Strahlentherapie, Freiburg, Deutschland
[2]Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg, Deutschland
[3]German Cancer Research Center (DKFZ), German Cancer Consortium (DKTK) Partner Site Freiburg, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Die Uniklinik Freiburg hat eine vielfältige und langjährige Erfahrung bei intraoperativen Bestrahlungen (IORT). In Freiburg wird bei IORTs mit Elektronen, niederenergetischen Röntgenstrahlen oder mit der Gammastrahlung einer ^{192}Iridium-Quelle bestrahlt. Letztere wurde in den letzten Jahren zunehmend eingesetzt. Die in der Routine meist verwendete robuste Bestrahlungstechnik und auch komplexere Bestrahlungstechniken werden vorgestellt.

Material und Methode
Für IORTs steht ein Afterloader (microselectron V3, Elekta Schweden) im IORT-OP zur Verfügung. Der Operateur platziert den Flap und die zu verwendenden Haltepositionen des Strahlers werden festgelegt. Für die robuste Bestrahlungstechnik werden die einheitlichen Haltezeiten anhand von vorberechneten Plänen, zusammengefasst in Tabellen, festgelegt (Bild 1).

Alternativ steht im OP ein Planungssystem (Oncentra 4.3, Elekta) zur Verfügung. Es existieren in einem virtuellen Patienten für einige Flaps „Bibliotheks“-Pläne. Der Geeignetste wird zusammen mit einem „leeren“ CT dem Patienten zugeordnet, die Geometrie angepasst (Katheter, Strahler-positionen) und ein für die Anwendung optimierter Plan erstellt (Bild 2).

Ergebnisse
Überall dort wo die Verwendung eines rechteckigen Flaps mit nahezu homogener Dosisverteilung ausreichend ist, kann die Tabellenmethode verwendet werden. Das Verfahren ist sehr robust, z.B. gegenüber einer Katheterverwechslung. Das ist vor allem bei häufiger wechselnden IORT-Teams von Bedeutung.
Bei der Verwendung eines individualisierten Plans kann Rücksicht auf Risikostrukturen wie Nerven und Gefäße genommen werden, dafür dauert die ganze Applikation länger. Eine sichere Applikation erfordert auch ein gut geschultes OP Team. Dabei ist festzustellen, dass die individuelle Geometrie ohne einer 3D-Bildgebung nur abgeschätzt werden kann.

Zusammenfassung
Die IORT Bestrahlung mit dem Afterloader ist vor allem bei schwierigeren Geometrien im Patient von Vorteil. Bei der Planung mit einem Planungssystem kann eine homogenere Dosis appliziert werden und es können Risikostrukturen berücksichtigt werden. Ziel sollte auch in der IORT eine bildgebungs-basierte 3D-Planung sein.

Anhang 1

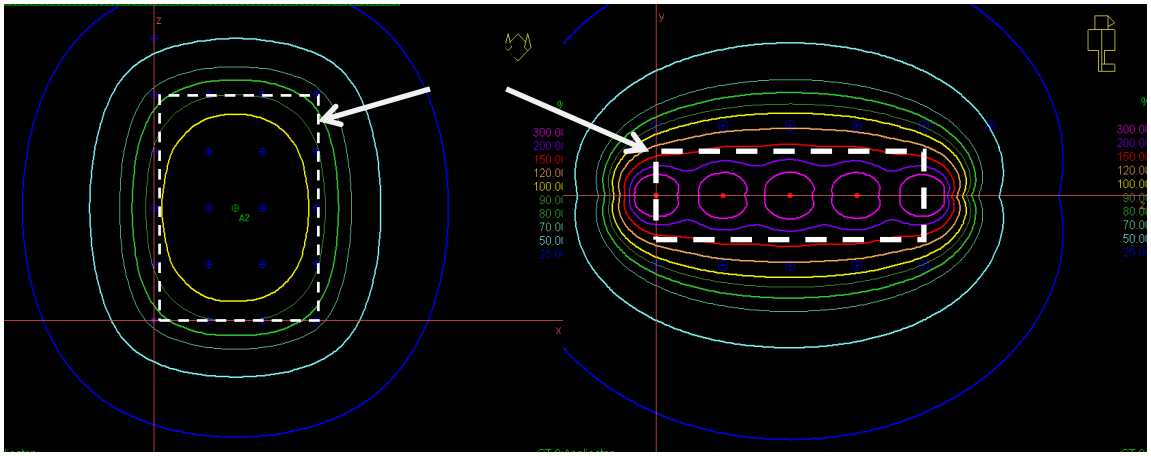


Abb. 1: Robuste Planung: Normierungsebene (links), senkrecht (rechts).

Anhang 2

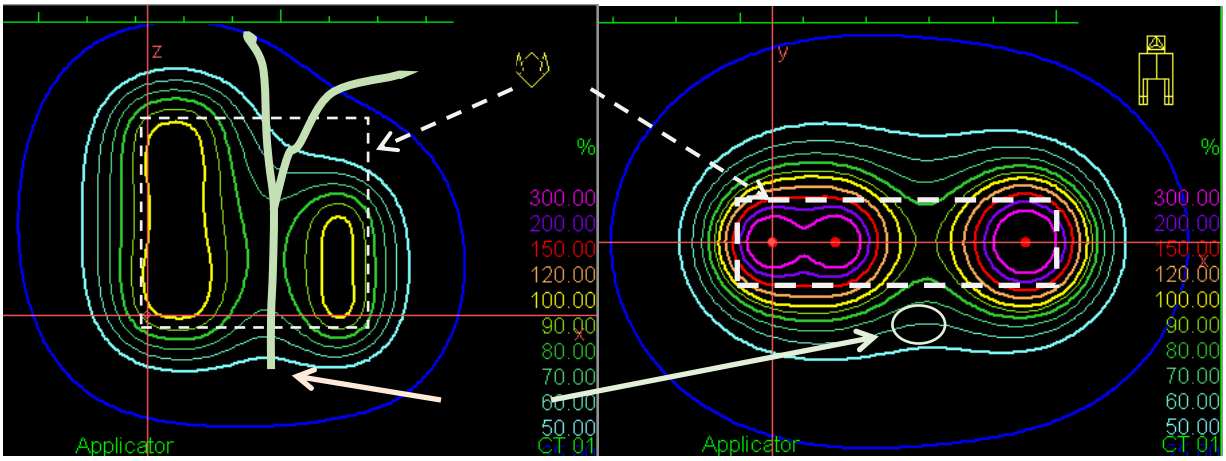


Abb. 2: Individualisierte Dosisverteilung: Normierungsebene (links), senkrecht (rechts).

FS 19 IO(E)RT: Moderne Bildgebung und Bestrahlungsplanung im OP Saal: Vision, Illusion oder Realität?

D. Baltas[1]
[1]Universitätsklinikum Freiburg - Klinik für Strahlenheilkunde, Medizinische Physik, Freiburg, Deutschland

Einleitung
Obwohl die IORT/IOERT seit über 40 Jahren klinische Anwendung findet, weist sie hinsichtlich 3D-Planung, 3D-Dokumentation und 3D-Verifikation – maßgeblich für die Sicherung der Qualität und Reproduzierbarkeit – weiterhin signifikante Defizite gegenüber jeglicher anderen Form moderner Strahlentherapie auf.

Material & Methoden
Die Gewebsinhomogenitäten und die sonstigen intraoperativen Bedingungen haben einen signifikanten Effekt auf die Dosisverteilung der Elektronenstrahlen. Des Weiteren ist ohne geeignete intraoperative 3D-Bildgebung keine Verifizierung des Dosis-Zielgebiet-Verhältnisses (Lokalisation und Verifikation) und keine akkurate 3D-Dosisberechnung und Dosisevaluation für das Zielgebiet und die involvierten Risikoorgane möglich. Hierfür werden geeignete 3D-Bildgebungssysteme und intraoperative Planungssysteme benötigt.

Ergebnisse
Der aktuelle Status und aktuelle Entwicklungen auf dem Gebiet der mobilen intraoperativen 3D-Bildgebung und 3D-Dosisberechnung für IOERT werden zusammengefasst und die Perspektiven klinischer Implementierungsszenarien werden gezeigt.

Zusammenfassung
IOERT stellt besonders kritische Anforderungen an den intraoperativen Ablauf. Mobile 3D-Bildgebungssysteme haben begonnen, in dieser letzten „Ecke“ der modernen Radioonkologie Einzug zu halten. Diese müssen sich im stressintensiven IORT-Alltag durchsetzen und bewähren.
Intelligente Abläufe mit Integration der 3D-Bildgebung, 3D-Planung und Beschleunigertechnologie sind gefragt, um hier einen breiten Durchbruch zu realisieren.

Session 22 I Medizinische Physik in den Entwicklungsländern

Chairs: Golam Abu Zakaria (Gummersbach), Volker Steil (Mannheim)

FS 20 AFOMP Initiatives and Efforts in Harmonizing and Improving Medical Physics Education in South Asia

A. Chougule[1], G. A. Zakaria[2]
[1]SMS Medical College, Jaipur, Indien
[2]Academic Teaching Hospital of the University of Cologne, Department of Medical Radiation Physics, Gummersbach Hospital, Gummersbach, Deutschland

Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics (AFOMP) is founded in July 2000. Today 21 countries national medical physicist associations (NMPO) with over than 7000 medical physicists in Asia-Oceania region are members of AFOMP. In Asian countries there is no binding force like European directives. In Europe a decision taken at the level of European Union like the Euroatom directives becomes binding on all member states. All member countries in European Union translate and implement the directives incorporating in national regulations. In absence of common union in AFOMP, each country has developed Medical Physics education in its own way with no harmonization. Further, if we look at socio-economic & educational status of AFOMP countries we found huge diversity and therefore the task of AFOMP to homogenize the medical Physics education and profession is quite challenging. To cater to the needs of the medical physicists and their education, AFOMP has created three main committees: 1. Professional Development Committee (PDC) 2. Education and Training Committee (ETC) and 3. Science Committee (SC). These committees have drafted policy statements to deal with minimum level of education and training of medical physics, continuous professional development and career progression for clinical medical physicist in AFOMP countries. AFOMP works in many areas to enhance medical physics by organizing various scientific activities, conferences and officially publishes and endorses various journals and newsletters. Also it promotes students and young professional through various grants. Every year AFOMP organizes Asia-Oceania Congress of Medical Physics (AOCMP) which gives strong platform to AFOMP region medical physics communities to unite, exchange their scientific research and expertise and discuss professional issues. AFOMP is focusing on South Asia (SA) which has eight countries - Afghanistan, Bangladesh, Bhutan, India, Maldives, Nepal, Pakistan, Sri Lanka with 25 % of world population and 40 % of Asia population. Among the South Asian countries, medical physicist profession is well recognized only in India. Although medical physics education has already been established in Bangladesh and number of medical physicists is increasing gradually, still it is far from the goal due to the lack of national recognition and defined training programme. AFOMP is collaborating with the South Asia Center for Medical physics and Cancer Research (SCMPCR) for improving the situation of medical education, medical physicists, radiation protection and cancer care. "To achieve more, we should imagine together."

FS 22 Collaboration between regional oncologists and medical physicists can play a vital role in improving the quality of radiotherapy services in the south Asia region.

H. Qazi Mushtaq[1]
[1]Dhaka Medical College, Department of Radiotherapy, Dhaka Medical College , Dhaka, Bangladesch

Introduction
Incidence of cancer is rapidly increasing worldwide, and in the future years it can be expected to pose a threat not only to the health and well being of the global population but also to the national economies, especially of countries with limited resources of south Asia. Recent developments in the field of radiotherapy has significantly improved its effectiveness as a cure and a palliate for cancer. Developments in imaging equipment allow more precise radiotherapy than was possible with previously used equipment and methods, which has lead to the improved survival rate of cancer patients. In order to benefit from these developments, it is necessary for the clinicians and medical physicists engaged in radiotherapy to adapt evidence-based guidelines and to be trained on the new technologies.
There is a need to provide training for the radiotherapy staff, especially in countries with limited resources to adopt and apply new technologies and treatment practices in their daily work. Furthermore, there is a need for collaboration with technologically advanced centres to enhance networking between advanced and developing centres to further facilitate the acquisition of the knowledge on new and advanced technologies. When this is achieved, radiotherapy centres in countries with limited resources can improve and maintain the quality of radiotherapy to match the current standards and keep abreast with the global developments in the field.

Objective
The aims of the project is to provide training on the comprehensive management of common cancers by radiotherapy, considering wide variations in the radiotherapy techniques and practices in the region. To Organize Training Courses for Radiation Oncologists and Medical Physicists in the South Asian region by collaboration among regional oncologists and medical physicists.

Material & Methods
The project aims to transfer the required knowledge and skills by conducting training programmes. The contents of the regional training courses and materials will be compiled in electronic files and distributed to the Member States through the participants of these courses. Expert missions will be sent to Member States for on-site training in evidence-based radiotherapy for implementation of three-dimensional (3D) conformal and more advanced radiation therapy.
The mechanisms established during the course of the project will be of great benefit to Member States in future activities at the regional level and at their own national level. Through this training system, radiation oncologists, medical physicists and radiotherapy technologists from Member States engaged in image based radiation therapy will be trained in clinical applications and quality assurance thereof. Educational material provided through regional training courses will lead to the adoption of common standards and procedures and strengthen the understanding and application of evidence based quality requirements. In addition, the materials provided in the regional training courses can directly be used as training material on the national basis.

Results

The project aims to improve regional and national capacities for radiotherapy services by creating a sustainable mechanism for national training programmes among the Member States in the region.
This project is expected to provide adequate self sufficiency and technical know-how in the clinical practice of image based radiation therapy for predominant cancers in the South Asian region.
The participating Member States are expected to create networks of information and training through better regional collaboration in education and research and thereby create sustainable mechanisms of information exchange, training radiotherapy personnel under their own responsibilities at the national level. Evidenced-based radiotherapy must be adapted to regional and national needs and radiotherapy personnel, especially radiation oncologists and medical physicists, in the south Asian Member States will adapt the new development in radiotherapy applications and will improve their daily practice.

Summary

The end-users are the medical staff involved in radiotherapy in the region, especially radiation oncologists and medical physicists, and the beneficiaries are the cancer patients in the south Asian region.

FS 23 Status of Medical Physics Profession in Pakistan and Need of Regional Professional Cooperation

S. M. Naqvi[1]
[1]Aga Khan University Hospital, Radiology, Karachi, Pakistan

The situation of healthcare is compromised in South Asia in general mostly due to limited facilities and resources, trained manpower and public awareness. On the other hand the technology is rapidly evolving. South Asian region accounts for about quarter of the world's population and minor improvements lead to larger impact due to dense population. Despite limitations, the healthcare facilities in the region are still progressing towards improvement. A major area which need attention in healthcare is the use of ionizing radiation for the diagnostic and therapeutic purposes. Radiation based facilities and pertinent human resource are the greater challenges. Amongst all healthcare professions, Medical Physics is a newer and emerging one. The need of Medical Physicists is now well recognized worldwide including South Asia. This talk will brief about the available radiation facilities for patients, regulations infrastructure, current situation of Medical Physicists professional status in Pakistan including the education & training, accreditation opportunities and the formation of a professional body. Discussion will be made on the need of regional cooperation particularly regarding the need of a professional and accrediting body.

FS 24 Medical Physics in Sri Lanka: Current Status and Perspective through Regional Cooperation in South Asia

J. Jeyasingam[1]
[1]University of Colombo, Department of Nuclear Science, Colombo 03, Sri Lanka

The history of medical physics activities in Sri Lanka began in 1956 when the National Cancer Institute of Sri Lanka in Maharagama was established with a Co-60 teletherapy treatment facility. Initially, medical physicists were trained to the master level in abroad with the support of IAEA. Medical physicists are mostly employed in cancer hospitals and few of them contribute services to diagnostic radiology and nuclear medicine. In many decades medical physics developed very slowly in Sri Lanka because of the socioeconomic situation and civil war which has impeded its development in part of the country. After the war ended in 2009 medical physics is being established rapidly and excising Co-60 machines are being replaced by modern LINACs. Postgraduate training program in medical physics is also conducted by two state universities in Sri Lanka. Although the country has the modern treatment and imaging facilities there are challenges facing to provide clinical training because of a lack of senior professionals trained in the field of medical physics and there is also no residency or structured national training program. Moreover, there is currently no professional society established to carry out professional activities such as continuing education through conferences, workshops and short courses. The prospects for structured national clinical training and education can be upgraded through regional cooperation activities in the South Asia region. Moreover, regional cooperation in SAARC region is proposed to focussing on connecting medical physicists in the region to share human and technological resources for the skills upgrade and promotion of good practice for all medical physics professionals. Local Medical Physicists can also visit other institutions in the region to complete their training with minimal expenses.

FS 25 Südasien Zentrum für Medizinische Physik und Krebsforschung (SCMPCR): Ein Regionales Kompetenzzentrum für die Krebsbekämpfung in Südasien

G. A. Zakaria[1], H. A. Azhari[2], V. Steil[3], F. Hensley[3]
[1]Klinikum Oberberg, Medizinische Strahlenphysik, Gummersbach, Deutschland
[2]Gono Bishwabidyalay (University), Department of Medical Physics and Biomedical Engineering (MPBME), Savar, Bangladesch
[3]Heidelberg University, Department of Radiation Oncology, University Medical Center Mannheim, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Krebs ist eine der Hauptursachen für Morbidität und Mortalität bei nicht übertragbaren Krankheiten in der Welt. Südasiatische Länder stehen in allen vier Schlüsselbereichen der Krebsbekämpfung wie Prävention, Früherkennung, Diagnose und Behandlung vor einer großen Herausforderung. Diese bekannte Tatsache weist darauf hin, dass in dieser Region der Welt Verbesserungsstrategien für das Krebsmanagement erforderlich sind. Um die oben genannten Probleme anzugehen, initiierte der Arbeitskreis K16 „Medizinische Physik in den Entwicklungsländern“ der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik (DGMP) in Zusammenarbeit lokalen Physikern im Jahre 1996 die Ausbildung in Medizinischer Physik mit einigen Seminaren in Bangladesch.

Material und Methoden
In bengalisch-deutscher Zusammenarbeit mit Unterstützung des DAAD entwickelt sich die Ausbildung und Forschung für medizinische Physik in Bangladesch weiterhin. Als Ausbildungs- und Forschungszentrum im Bereich Medizinischer Physik wurde im Jahr 2018 das South Asia Centre for Medical Physics and Cancer Research (SCMPCR) gegründet, mit der weiteren Mission, die Krebsbehandlung in Bangladesch und in anderen Ländern Südasiens voranzutreiben durch Verbreitung wissenschaftlicher Informationen, sowie Ausbildung und berufliche Entwicklung zu fördern und eine erstklassige medizinische Versorgung der Patienten zu entwickeln.

Ergebnisse
Das SCMPCR betreibt Aufklärungskampagnen über Krebs, mit einem besonderen Fokus auf Früherkennung. Hierzu wird insbesondere in der ländlichen Umgebung von Bangladesch ein Aufklärungs- (Awareness) und Screening-Programm durchgeführt. Darüber hinaus initiiert das SCMPCR Selbsthilfegruppen für Krebspatienten, um so Krebsbewusstsein, Patientenunterstützung und die Kommunikation von Patient zu Patient zu verbessern.
Auf der anderen Seite wird am SCMPCR der Aufbau der Medizinischen Physik durch Aus- und Fortbildungs- Workshops mit „Hands-on“-Praktika mit Hilfe von erfahrenen internationalen Trainern und Industriepartnern vorangetrieben. Bisher wurden am SCMPCR vier praxisorientierte Trainingsprogramme für Medizinphysiker und Ärzte aus Südasiatischen Ländern organisiert (3 für medizinische Physiker, 1 für Radioonkologen). Die Ausbilder des Trainingsprogramms kamen aus Deutschland, Japan, Indien, Taiwan und Bangladesch. Das Trainingsprogramm des SCMPCR erfüllt die internationalen Standards und ist durch internationale Organisationen akkreditiert.

Zusammenfassung
Das South Asia Centre for Medical Physics and Cancer Research (SCMPCR) hat sich zur Aufgabe gesetzt, die Krebsbehandlung in Bangladesch und in anderen Ländern Südasiens zu verbessern. Es will durch die Weitergabe wissenschaftlicher Informationen sowie die Förderung von Ausbildung und beruflicher Entwicklung die Qualität der medizinischen Versorgung der Patienten erhöhen.

Session 23 I Chancen und Limitierungen molekularer Bildgebung mit ionisierender Strahlung

Chairs: Florian Grüner (Hamburg), Christoph Hoeschen (Magdeburg)

FS 27 Molekulare Röntgen Fluoreszenz Bildgebung als schonendes Verfahren für pharmakokinetische Studien am Beispiel von funktionalisierten Gold Nano Partikeln an Läsionen im Mäuserückenmark

O. Schmutzler[1], F. Blumendorf[1], T. Staufer[1], F. Grüner[1]
[1]Universität Hamburg, Institut für Experimental Physik, Hamburg, Deutschland

Einleitung
Die fundamentale Ortsauflösungsschwelle von PET und deren zeitliche Limitationen durch die Halbwertszeiten der eingesetzten Nuklide erschweren pharmakokinetische Langzeitstudien an kleinen Säugetieren. Spezifische molekulare Röntgen Fluoreszenz Bildgebung (XFI) mit funktionalisierten Nano Partikeln dagegen bietet prinzipiell unbegrenzte Ortsauflösung und bei geeigneter Funktionalisierung lange biologische Halbwertszeiten. Erste experimentelle Zeitstudien mit XFI am Synchrotron [1] werden hier vorgestellt.

Material & Methoden
Lösungen mit funktionalisierten (L1 Molekül + PEG Hülle) und unfunktionalisierten (PEG Hülle) Gold Nano Partikel (GNP) wurden neben Läsionen im Mäuserückenmark (in vivo) appliziert. Gestresste Neuronen bilden verstärkt L1 Rezeptoren aus, dadurch binden funktionalisierte GNPs häufig an lädiertes Gewebe. Verschiedenen Mäusen wurde das Rückenmark nach 0h, 2h und 48h, nach der Injektion entnommen. Die XFI Vermessung der Rückenmarksproben erfolgte am PETRAIII Synchrotron (DESY). Nachträglich wurden die Proben einer ICP-MS Analyse unterzogen, um die XFI Resultate auf Plausibilität zu prüfen.

Ergebnisse
Die Bindung der funktionalisierten GNPs konnte auch noch nach 48h Lebenszeit mit XFI in den Rückenmarken in hohen Mengen nachgewiesen werden, während unfunktionalisierte GNPs selbst nach 2h kaum noch vorhanden waren. Die XFI Analyse zeigt auch eine starke Lokalisation der funktionalisierten GNPs, über 400 µm Gewebe wurde ein Gradient in der Goldmasse von fast zwei Größenordnungen gemessen. Eine Extrapolation dieses Setups auf den vollen Raumwinkel und einer applizierten Dosis von 11 mGy sind 2.3(± 0.7) ng (0.055wt%) Gold hier das Detektionslimit für XFI. Ein Vergleich mit ICP-MS Resultaten legt nahe, dass der Großteil der gebundenen GNPs sich in Clustern aufhält.

Zusammenfassung
Funktionalisierte Nano Partikel und XFI ermöglichen prinzipiell mehrfache hochauflösende und sensitive Messungen mit größeren zeitlichen Abständen am selben System, ohne erneut in das System von außen einzugreifen.

Literatur
[1] Grüner, F. et al. (2018). Localising functionalised gold-nanoparticles in murine spinal cords by X-ray fluorescence imaging and background-reduction through spatial filtering for human-sized objects. Scientific Reports. 8. 10.1038/s41598-018-34925-3.

Session 24 I Highlights in der Brachytherapie

Chairs: Dimos Baltas (Freiburg i. Br.), Frank-André Siebert (Kiel)

FS 31 Pre-treatement patient specific QA for brachytherapy using a commercial ionisation chamber array

M. Gainey[1,2,3], I. Sachpazidis[1,2,3], M. Kollefrath[1,2,3], D. Baltas[1,2,3]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Physik, Freiburg i. Br., Deutschland
[2]Deutsches Konsortium für Translationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland
[3]Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg i. Br., Deutschland

Introduction
As brachytherapy treatment planning becomes more sophisticated with modern applicators, advanced imaging techniques, inverse planning and model based dose calculation algorithms, so too must its QA procedures. Analogue to external beam radiotherapy we have developed a measurement based method to verify brachytherapy plans using a commercial ionisation chamber array.

Materials & Methods
The dwell time distribution of selected patient plans (PP) was automatically transferred to a virtual base plan to generate a modified QA plan (MQA). The resulting dose distribution of the MQA was calculated (RD) in Oncentra Brachy 4.3. The MQA plan file (RP) was exported to a microSelectron v3 afterloader. MQA plans were measured using 1.3mm steel needles within a PMMA jig placed above a SRS1000 array. Cross calibration of the array was performed using a plan comprising a single dwell position. RD and measured dose distributions were compared using Verisoft 7.0 software.

Results
Evaluation of plans has shown that 1.5mm/1.5% local gamma criteria is robust for clinical use. The technique is reproducible, 1.9% maximum deviation following renewed set-up, sensitive to systematic shifts of dwell positions and dwell time distribution, as well as exchange of transfer tubes (Figure 2).

Conclusion
Automated generation of MQA plans from PP has made the technique viable: verification requires approximately 30 minutes additional physics time per plan, including measurement set-up and pre-irradiation of the array. The measurement set-up is mechanically robust with a positional uncertainty of 0.2mm. Moreover the system clock and source strength recalculation of the treatment console computer are implicitly verified by repeated measurements. This technique is part of a more general concept for array based brachytherapy QA.

Appendix 1

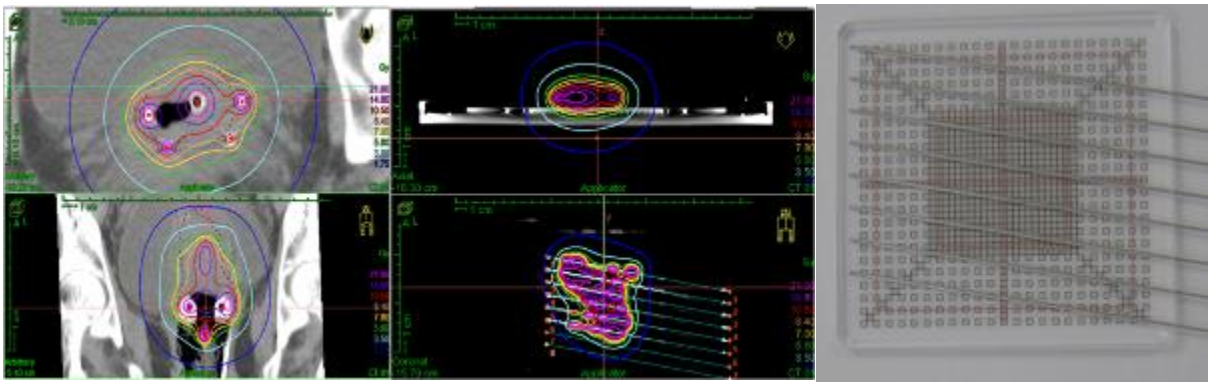


Fig. 1: PP (left panel), dose calculation of MQA (middle panel), measurement set-up (right panel)

Appendix 2

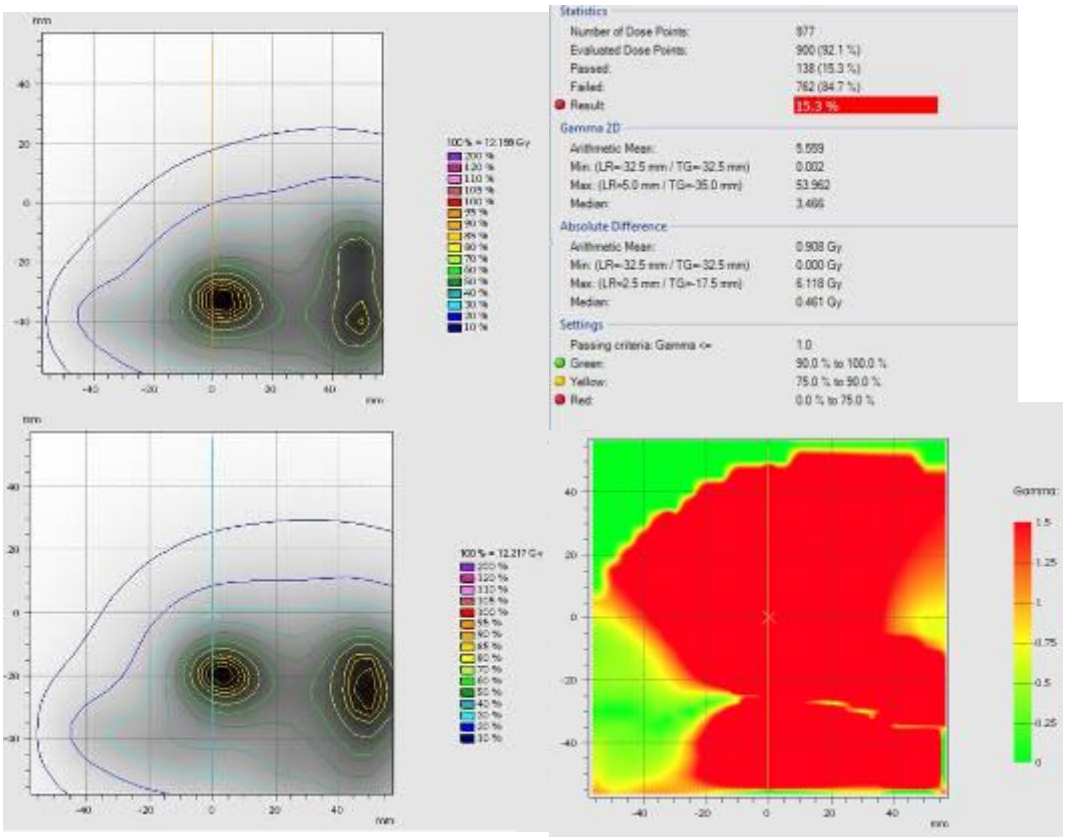


Fig. 2: Transfer tube exchange: dose distribution (left), statistical analysis (upper right), gamma distribution (lower right)

FS 32 Elektromagnetisches Tracking

C. Bert[1]
[1]UK Erlangen, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Elektromagnetisches Tracking (EMT) wird seit Jahren in etlichen Bereichen der Medizin zur Navigation eingesetzt, da ohne Sichtkontakt die Position und Orientierung eines Sensors bestimmt werden kann. Seit Kurzem steht EMT auch in Kombination mit einem Afterloader zur Verfügung. Der Sensor ist dann auf einem zusätzlichen Antrieb des Afterloaders verbaut, um ihn -analog zur Quelle- in Katheter einzufahren. Am UK Erlangen wurden die Einsatzmöglichkeiten eines EMT-Afterloader-Prototypen in der interstitiellen Brachytherapie (iBT) der Brust untersucht (siehe Literatur). Neben einer Einführung in die Thematik werden die unterschiedlichen Einsatzbereiche im Rahmen des Vortrags beleuchtet.

Material & Methoden
EMT kann in der iBT zur Detektion von Planungs- und Applikationsfehlern, zur Erfassung von Veränderungen des Implantats im Verlauf der fraktionierten Behandlung und zur Rekonstruktion der Katheter verwendet werden. Im Rahmen einer Studie wurden bereits >70 Patienten bei nominell jeder Behandlungsfraktion mit einem EMT-System gemessen, davon >40 mit dem Hybridgerät. Der Schwerpunkt lag anfangs auf der Machbarkeit, die insbesondere auch die Kompensation der Atembewegung einschloss, und auf der Detektierbarkeit von Fehlern, insbesondere Verschiebungen und Vertauschungen von Kathetern, aber auch Fehlern im Zusammenhang mit der Bestrahlungsplanung.

Ergebnisse
EMT kann problemlos in den klinischen Alltag der iBT integriert werden. Pro Fraktion benötigte die EMT-Messung 6-10 Minuten. Über den Verlauf der fraktionierten Therapie und über alle Patienten gemittelt, ergaben sich Abweichungen zwischen den EMT-basierten Haltepositionen und den äquivalenten Positionen aus der CT-basierten Bestrahlungsplanung von 2,19 mm. In Phantommessungen konnte gezeigt werden, dass Planungsfehler (falscher Offset, falsche Indexerlänger, tip/end Vertauschungen und partielle Vertauschungen von Kathetern) zu 100% detektiert werden konnten. Diese Rate gilt auch für Vertauschungen von Kathetern vor der Applikation; Verschiebungen >1,1 mm konnten zu 97% korrekt entdeckt werden.

Zusammenfassung
EMT in Kombination mit einem entsprechend vorbereiteten Afterloader stellt eine interessante und funktionierende Kombination dar, um Fehler zu detektieren, die in der Planung oder Applikation einer iBT der Brust auftreten. Abweichungen im Implantat gegenüber der Situation zur Bestrahlungsplanung können ebenfalls detektiert werden, so dass prinzipiell adaptive Bestrahlungskonzepte denkbar sind.

Literatur
[1] Kallis et al. Impact of inter- and intra-observer variabilities of catheter reconstruction on multi-catheter interstitial brachytherapy of breast cancer patients. Radiother Oncol. 2019 135:25-32.
[2] Kallis et al. Introduction of a hybrid treatment delivery system used for quality assurance in multi-catheter interstitial brachytherapy. Phys Med Biol. 2018 63(9):095008.
[3] Schulz et al. Thin-Plate Spline basierte Registrierung von CT Aufnahmen für die adaptive Planung in der interstitiellen multi-katheter HDR Brachytherapie; DGMP 2019
[4] Abu-Hossin et al. Einsatz eines elektromagnetischen Trackingsystems in der interstitiellen multi-katheter HDR-Brachytherapie des Mammakarzinoms, DGMP 2019

FS 33 Brachytherapie QA/Dosimetrie/Empfehlungen

F. A. Siebert[1]
[1]UKSH, Klinik für Strahlentherapie, Campus Kiel, Medizinische Physik, Kiel, Deutschland

Fragestellung
Europäische Standards zur Qualitätssicherung in der Brachytherapie zu schaffen.

Methodik
Die GEC-ESTRO BRAPHYQS Core Group ist eine internationale Expertengruppe aus Medizinphysikern, die die Entwicklung der Brachytherapie, insbesondere in Bezug auf Qualitätssicherung, vorantreibt und Europäische (ESTRO) Empfehlungen verfasst. Unterstützt wird diese durch das weitreichende BRAPHYQS Network. BRAPHYQS-Projekte sind in sogenannten Working Packages (WPs) organisiert und werden regelmäßig in Peer-Review Journals publiziert. Einige WPs werden in Kooperation mit der AAPM durchgeführt und schließlich als gemeinsame Empfehlungen der GEC-ESTRO/AAPM publiziert.

Ergebnis
Eines der wichtigen BRAPHYQS Projekte (WP18) konnte 2019 abgeschlossen werden und wurde von Calatayud et al. in Radiother Oncol veröffentlicht: “GEC-ESTRO ACROP recommendations on calibration and traceability of LE-LDR photon-emitting brachytherapy sources at the hospital level”. In dieser Empfehlung wird beschrieben, wie Medizinphysiker LDR Seeds dosimetrisch überprüfen können und welche Schlussfolgerungen aus den Messergebnissen zu ziehen sind.
WP12 umfasst die Qualitätssicherung von Ultraschallgeräten in der Brachytherapie. Diese Empfehlungen befinden sich zurzeit im Review-Prozess. In dem Report werden u.a. Prüfungen der Ultraschall-Bildgebung (z.B. Eindringtiefe, Kontrastauflösung, Längenmessungen), die Kalibrierung von Templates, die Überprüfung von der Bildkorrelation bei biplanaren Ultraschallsonden sowie die Konstanzprüfung von Ultraschall-Steppern beschrieben. Zudem wird eine Übersicht mit Prüfhäufigkeiten und Toleranzen zu den Konstanzprüfungen vorgestellt.
Über die Anwendung von Bildregistrierungen in der gynäkologischen Brachytherapie wird derzeit ein Review-Artikel fertiggestellt. Insbesondere wird dabei auf die Verwendung von rigider und elastischer Bildregistrierung eingegangen.
Weitere WPs, die sich in Bearbeitung befinden sind WP20 (Kommissionierung und Qualitätskontrolle von Bestrahlungsplanungssystemen in der Brachytherapie), sowie WP21, in dem die Kalibrierung von HDR-Strahlern durch Medizinphysiker in der Klinik beschrieben wird.

Schlussfolgerung
Die von der BRAPHYQS Arbeitsgruppe erarbeitete GEC-ESTRO-Empfehlungen helfen dem Anwender, Qualitätssicherung in der Brachytherapie durchzuführen und somit eine hohe und flächendeckende Qualität bei der Anwendung der Brachytherapie zu gewährleisten.

Session 26 I Big Data, Digitalisierung, KI

Chairs: Mauritius Hoevels (Köln), Holger Wirtz (Singen)

V 84 Probanden-Dosis bei der Radontherapie

F. Papenfuß[1], A. Maier[1], T. Friedrich[1], C. Fournier[1], G. Kraft[1]
[1]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

Einleitung
Radon Rn^{222} ist ein radioaktives Edelgas, das mit einem Viertel zur jährlichen Strahlenbelastung beiträgt und für etwa jeden siebten Lungenkrebs verantwortlich gemacht wird. Andererseits wird Radon bei der Radontherapie in niedrigen Dosen genutzt, um entzündliche Krankheiten wie beispielsweise Rheumatoide Arthritis, Morbus Bechterew und Psoriasis zu behandeln. Positive Effekte dieser Therapieform wurden in klinischen Studien und Tierversuchen qualitativ belegt, jedoch ist der zu Grunde liegende Wirkungsmechanismus weitestgehend ungeklärt und die Datenlage schwach, was eine quantitative Dosimetrie wünschenswert macht.

Material & Methoden
Ein Proband wurde unter Therapiebedingungen bei einer mittleren Radonaktivitätskonzentration von 60 kBq/m^3 für eine Stunde im Heilstollen in Bad Kreuznach (Deutschland) exponiert. Nach der Exposition wurden über mehrere Stunden mit einem portablen, hochreinen Ge-Detektor γ-Spektren der kurzlebigen, γ-emittierenden ^{214}Pb- und ^{214}Bi-Radontochternuklide an der Thorax- und Abdomenregion aufgenommen. Unter Berücksichtigung der Zerfallskaskade von Radon in Kombination mit den geometrischen Eigenschaften des Messaufbaus sowie des Detektors wurden die zeitabhängigen Aktivitäten der Isotope bestimmt und daraus die applizierte Dosis ermittelt.

Ergebnisse
Der experimentell erhaltene Aktivitätsverlauf der Blei- und Bismut-Kurven stimmt qualitativ mit dem theoretisch erwarteten überein. Erste Dosisabschätzungen für die Thorax- sowie Abdomenregion liegen im Bereich von wenigen µGy. Weitere Aspekte wurden während der Auswertung der Daten untersucht, um Unsicherheiten zu reduzieren und Fehlerquellen zu eliminieren.

Zusammenfassung
Durch die hier vorgestellte Messmethode kann durch direkte Messung der Radonzerfallsprodukte die applizierte Dosis während der Radonexposition in Heilstollen in unterschiedlichen Körperregionen ermittelt werden. So können neben qualitativen auch quantitative Aussagen zur Wirkung getroffen werden, um mögliche Rückschlüsse auf den Wirkungsmechanismus und das Risiko zu ziehen, das mit der Radonexposition einhergeht.
Danksagung: Diese Arbeit wird vom Bundesministerium für Bildung und Forschung gefördert (Projektförderungsnummer 02NUK050A). Darüber hinaus danken wir der AccuMeda Holding GmbH für die Genehmigung der Messungen im Gelände des Heilstollen Bad Kreuznach.

V 85 MPI-geführtes Stenting

P. Vogel[1,2], S. Herz[2], M. Rückert[1], T. Kampf[1,3], T. A. Bley[2], V. Behr[1]
[1]Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

Einleitung
Die perkutane transluminale Angioplastie (PTA) ist ein minimal-invasives Verfahren zur Wiedereröffnung von verengten Blutgefäßen. Hierbei wird unter radiologischer Kontrolle mittels Katheter ein kleiner Ballon ins Gefäßsystem eingeführt und über der Zielstelle aufgedehnt. Beim Verbleib einer Reststenose wird zusätzlich ein Stent gesetzt.
In diesem Abstract wird die erste Magnetic Particle Imaging (MPI) geführte Visualisierung einer Ballondilatation einer Stenose mit anschließendem Setzen eines Stents im Gefäßmodell gezeigt.

Material & Methoden
MPI ist ein sehr schnelles und hochsensitives Verfahren zur direkten Visualisierung von superparamagnetischen Eisenoxidnanopartikeln [1,2].
Die Machbarkeit einer MPI-geführten PTA in Echtzeit konnte bereits erfolgreich gezeigt werden [3].
Für das zusätzliche Setzen eines Stents wird dieser mittels MPI-sichtbaren Lackes markiert und in ein Gefäßmodell aus Polyvinylchlorid, in dem eine 50%ige Stenose gesetzt wurde, eingebracht.
Für die MPI-Messung wurde ein Traveling Wave MPI-Scanner verwendet [4] (FOV: Länge 65mm, Durchmesser 29mm). Die Bildrekonstruktion erfolgte in Echtzeit mit 8 Bildern pro Sekunde.
In Abbildung 1 ist der Ablauf der Prozedur skizziert: Zunächst wird das Gefäßlumen mit einem Tracer geflutet, um die Stenose im MPI darzustellen. Danach wird MPI-geführt die Stenose mit dem Führungsdraht sondiert, der Ballonkatheter platziert und dilatiert. Anschließend wird ein Stent an der betroffenen Stelle gesetzt.

Ergebnisse
MPI ermöglicht die Visualisierung einer Ballondilatation mit anschließendem Setzen eines Stents in Echtzeit. Die Positionierung von Führungsdraht, Ballonkatheter und Stent gelingt präzise mittels geeigneter Markierungen. Darüber hinaus ist die Visualisierung des Lumens innerhalb des Stents mittels MPI ohne Artefakte möglich.

Zusammenfassung
Eine MPI-geführte Ballondilatation mit anschließendem Setzen eines Stens ist technisch machbar und empfiehlt sich als neue, strahlenfreie endovaskuläre Interventionsmethode.

Anhang

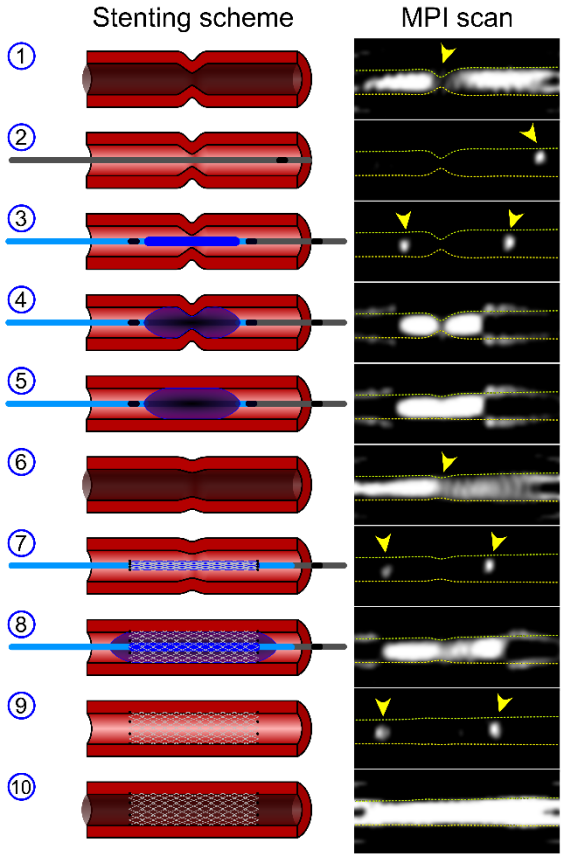


Abb. 1: Ablauf einer MPI-geführten PTA mit anschließendem Setzen eines Stents.

Literatur

[1] Gleich and Weizenecker, *Nature*, 435:1214-7, 2005.
[2] Vogel et al, *IEEE Trans. Magn.*, 51(2):6501603, 2015.
[3] Herz, et al., *Card. Intevent. Radiol.*, 41(7):1100-5, 2018.
[4] Vogel, et al., *IEEE TMI*, 33(2):400-7, 2015.

V 86 Erste Erfahrungen mit einem neuartigen Onkologie-Informationssystem

K. Schubert[1], M. Häfner[1], X. Wester[1], S. Körber[1], D. Oetzel[1], M. Uhl[1], J. Debus[1]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie & Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Ein Onkologie-Informationssystem (OIS) soll alle für die Therapie relevanten Daten eines Patienten enthalten. Speziell in der Strahlentherapie sind das Aufzeichnen der erfolgten Bestrahlungen und das Organisieren der gesamten Arbeitsabläufe von entscheidender Bedeutung. Dies kann nur durch gute Konnektivität und intelligentes Datenhandling erreicht werden.

Material & Methoden
Anfang 2019 wurde das neue OIS RayCare gemeinsam mit der RayStation (beides RaySearch AB) Bestrahlungsplanungssoftware in unserer Abteilung installiert. Als erstes Modul wurde der Tomotherapie Bestrahlungsplanungsprozess im System abgebildet und in der klinischen Routine eingesetzt. Die notwendigen Schnittstellen zum zentralen PACS und Krankenhaus-Informationssystem, sowie zur Tomotherapie Datenbank iDMS (Accuray Inc.) wurden konfiguriert und in der klinikweiten IT-Infrastruktur etabliert. Durch die Citrix-Architektur war die Verbreitung in der Abteilung ohne großen Installationsaufwand möglich. Die Benutzer des Systems werden über deren Kennung in der Klinik-Domäne registriert und ihre Funktion innerhalb des Arbeitsablaufes über Domänen-Benutzergruppen spezifiziert.
Die einzelnen Arbeitsschritte wie etwa Einlesen des Planungs-CTs, Konturierung der Risikoorgane, Konturierung des Zielvolumens, Bestätigung des Zielvolumens, Erstellung des Bestrahlungsplans, Bewertung des Bestrahlungsplans, Erstellung eines QA-Plans, Auswertung des QA-Plan-Messergebnisses, etc. werden im OIS automatisch erfasst und an die nächste zuständige Berufsgruppe weitergeleitet. Die Aufgaben werden hierbei berufsgruppenspezifisch zugewiesen, können aber auch individuell zugeordnet werden.

Ergebnisse
Die Arbeitsabläufe im Tomotherapie Bestrahlungsplanungsprozess konnten in RayCare gut abgebildet werden und durch die Integration mit der RayStation Bestrahlungsplanungssoftware effektiv gesteuert werden. Weitere, ansonsten im Bestrahlungsplanungsprozess genutzte, Tools, wie etwa ‚Whiteboards' oder sonstige Datenbanken, waren nicht mehr nötig.

Zusammenfassung
Die ersten Erfahrungen mit RayCare zeigen eine deutliche Optimierung der Arbeitsabläufe auf. Insbesondere für Abteilungen mit einer sehr heterogenen Geräteausstattung lässt sich potential für einheitliche Arbeitsabläufe und Qualitätsstandards erkennen. Allerdings ist hierfür die Konnektivität zu allen Geräten einer Abteilung notwendig.

Session 27 I Update in der Entwicklung und Einsatz von Messphantomen in der Radioonkologie

Chairs: Martin Härtig (Rüsselsheim), Gernot Echner (Heidelberg)

FS 39 Development of an anthropomorphic multimodal pelvis phantom for the integration of PET/MRI imaging into radiation treatment planning of prostate cancer patients

C. Gillmann[1,2], M. Marot[1], N. Homolka[1,2,3], L. Täubert[1,2,3], A. Pfaffenberger[1,2], W. Johnen[1], A. Runz[1], G. Echner[1], A. Hoffmann[4,5,6], E. Troost[4,7,5,6], S. Körber[2,8], B. Beuthien-Baumann[2,9]
[1]German Cancer Research Center (DKFZ), Medical Physics in Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland
[2]Heidelberg Institute for Radiation Oncology, National Center for Radiation Research, Heidelberg, Deutschland
[3]University of Heidelberg, Physics and Astronomy, Heidelberg, Deutschland
[4]Helmholtz-Center Dresden-Rossendorf, Radiooncology-OncoRay, Dresden, Deutschland
[5]University of Dresden and University Hospital Carl Gustav Carus, Radiotherapy and Radiation Oncology, Dresden, Deutschland
[6]OncoRay, National Center for Radiation Research in Oncology, Dresden, Deutschland
[7]National Center for Tumor Diseases, Partner Site Dresden, Dresden, Deutschland
[8]University Hospital, Radiation Oncology, Heidelberg, Deutschland
[9]German Cancer Research Center (DKFZ), Radiology, Heidelberg, Deutschland

Objective
The aim of our study is the development of an anthropomorphic multimodal pelvis phantom for investigating the added value of PET/MRI as compared to the standard clinically applied CT imaging for radiation treatment (RT) planning of prostate cancer patients.

Materials and methods
An anthropomorphic pelvis phantom was 3D-modeled and printed using a 3D printer (Stratasys Objet 300, material: VeroClear). The phantom includes fillable compartments for a prostate with two intraprostatic lesions, four lymph node metastases, two bone metastases, a deformable bladder and a rectum. To mimic CT- and MRI characteristics of different pelvic tissues, agarose gels were developed. The gels were doped with patient-specific activity concentrations of F-18 and filled into the compartments. The phantom was measured at a 3T PET/MRI (Biograph mMR, Siemens Healthineers) and the resulting images were used to calculate RT plans for different tumor sizes and dose prescriptions.

Results
The MRI relaxation times of the developed agarose gels as well as CT numbers agree well with reference values derived from literature (data not shown). A 3D model of the phantom together with PET/MRI images and an RT plan is shown in Fig. 1.

Conclusions
The developed phantom will be used to simulate and optimize the clinical implementation of PET/MRI for RT planning of prostate cancer patients. It furthermore offers the possibility to experimentally measure and validate 3D dose distributions in the prostate and adjacent organs at risk.

Appendix

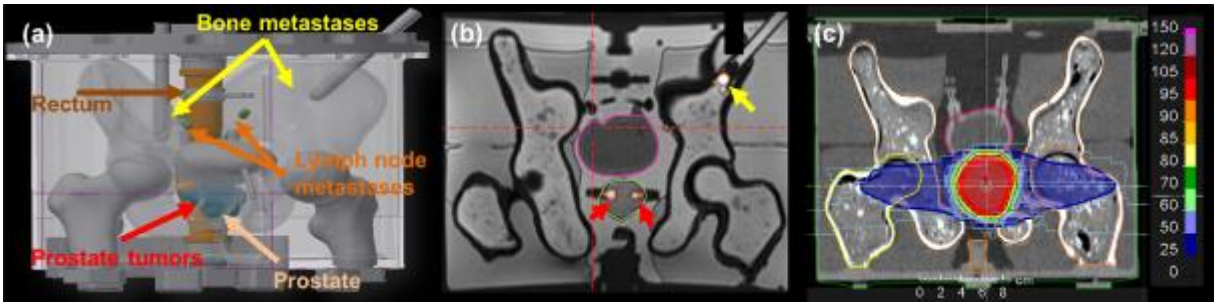


Fig. 1: (a) 3D model of the phantom. (b) PET image (hot metal scale) fused with the MRI image (gray scale) of the phantom with bladder (pink), prostate (green), prostate lesions (red arrows) and bone metastases (yellow arrow). (c) RT plan with a prescribed dose of 4.5 Gy to the prostate (doses given in percent of the prescribed dose, color-coding on the right) on CT image (gray scale).

Session 28 I Stereotaxie und Radiochirurgie

Chairs: Christos Moustakis (Münster), Oliver Blanck (Kiel)

V 87 Dosishomogenität in der stereotaktischen Radiochirurgie – physikalische Aspekte

H. Treuer[1], M. Kocher[1], M. Hoevels[1], A. Hellerbach[1], K. Luyken[1], M. Eichner[1], D. Rueß[1], M. Ruge[1]
[1]Universitätsklinikum Köln, Klinik für Stereotaxie und Funktionelle Neurochirurgie, Köln, Deutschland

Einleitung
Die stereotaktische Radiochirurgie (SRS) ist eine etablierte Therapieoption zur Behandlung intrakranieller Tumoren und Metastasen. Dosierungen in der SRS sind traditionell inhomogen, z.B. 20Gy als 65%-Isodose für eine Hirnmetastase oder 13Gy als 80%-Isodose für ein Akustikusneurinom. Die erfolgreiche Praxis der inhomogenen Dosisverschreibung wird von der ICRU im Report 91 nun auch anerkannt, aber ohne auf deren physikalischen Hintergrund einzugehen [1].
Ziel der Arbeit ist es, den Einfluss der Dosishomogenität im Zielvolumen auf die Breite des therapeutischen Fensters zu untersuchen.

Material & Methoden
Ziel radiochirurgischer Behandlungen ist die Erzeugung fokaler Dosisverteilungen mit einem steilen Dosisabfall im umliegenden gesunden Gewebe. Für die isotrope und aberrationsfreie Überlagerung kleiner Photonenfelder ergibt sich, unter Vernachlässigung der Tiefendosis, folgender Zusammenhang zwischen dem Dosisprofil der Einzelfelder, OCR(r), und dem Dosisprofil D(R) der fokaler Dosisverteilung:

(1) $$D(R) = 2\pi \int_0^{\pi/2} \mathrm{OCR}(R\sin\theta)\sin\theta \,\mathrm{d}\theta$$

(r: Abstand zur Zentralachse des Einzelfeldes, R: Abstand zur Fokusmitte) [2].
Aus gemessenen Dosisprofilen wurden nach (1) die zugehörigen Dosisprofile D(R) berechnet und daraus der Einfluss der Kollimatorgröße bzw. der Verschreibungsisodose auf das Dosis-Volumen-Histogramm abgeleitet.

Ergebnisse
Abbildung 1 und 2 zeigen beispielhaft Dosisprofile D(R) der fokaler Dosisverteilung für vier Kollimatoren am Cyberknife und die daraus resultierenden Dosis-Volumen-Histogramme für ein Target mit 9mm Durchmesser und Randdosis 20Gy. Der Dosisgradient variiert mit der Isodose und dem Felddurchmesser und hat einen starken Einfluss auf das Dosis-Volumen-Histogramm.

Zusammenfassung
Homogene Dosisverschreibungen in der SRS sind zwangsläufig mit einer erhöhten Belastung des umliegenden Gewebes verbunden. Das therapeutische Fenster kann durch Wahl niedrigerer Verschreibungsisodosen deutlich vergrößert werden und sollte für Zielvolumina, die kein gesundes Gewebe enthalten stets in Betracht gezogen werden.

Anhang 1

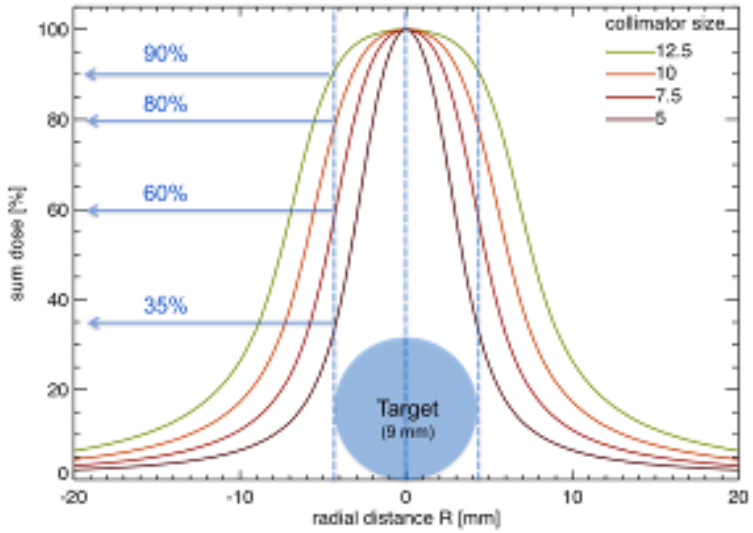


Abb. 1: Dosisprofile D(R) am Cyberknife

Anhang 2

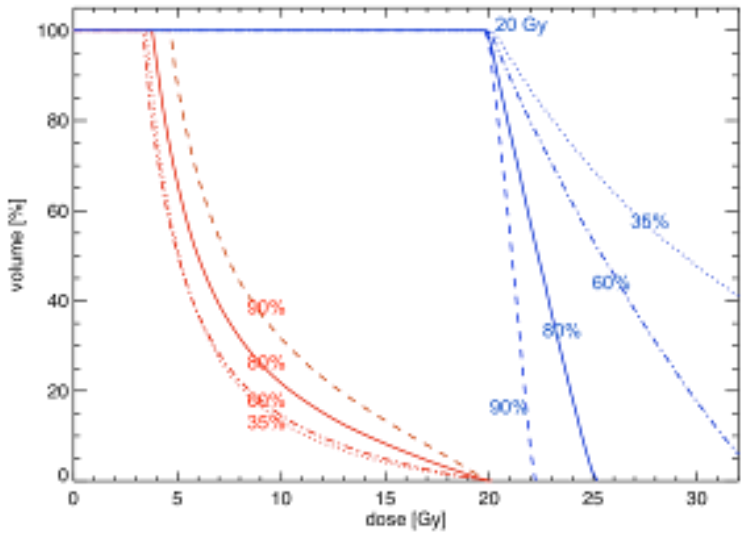


Abb. 2: Dosis-Volumen-Histogramme für ein 9mm-Target und angrenzendes Gewebe

Literatur

[1] ICRU Report 91. Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams. Journal of the ICRU Vol.14 (2014).

[2] Hellerbach A, et al. Radiat. Oncol. (2017) 12:136.

V 88 Dosisgradientenmaße zur mehrdimensionalen Beschreibung anisotroper Dosisgradientenverteilungen am Zielvolumenrand

M. Wösle[1]
[1]Städtisches Klinikum Dessau, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dessau-Roßlau, Deutschland

Einleitung
Bei der stereotaktischen Radiotherapie und Radiochirurgie sind gute Dosiskonformität und steile Dosisgradienten am Zielvolumenrand notwendige und hinreichende Bedingungen zur Beschränkung der absorbierten Dosis im Normalgewebe. Zur Beschreibung des Dosisabfalls sind mehrere Dosisgradientenindizes, wovon zwei im ICRU Report No. 91 zur Berichterstattung empfohlen werden, gebräuchlich. Sie alle sind jedoch eindimensional, obwohl alle klinischen Dosisgradientenprobleme mehr oder weniger anisotrop sind. Um diese Informationslücke zu schließen, wurde ein zweidimensionales Dosisgradientenmaß entwickelt, das als Basis klinischer Entscheidungen bei der Strahlenbehandlung von Tumoren, die nicht in homogenes Normalgewebe eingebettet sind, dienen kann.

Material & Methoden
Das neue Dosisgradientenmaß wird als Superficially Averaged Dose Gradient (SADG) bezeichnet. Die Informationsgehalte von zehn gebräuchlichen eindimensionalen Dosisgradientenindizes wurden analysiert; ihre Zusammenhänge mit dem SADG wurden für die linearbeschleunigerbasierte stereotaktische Radiotherapie und Radiochirurgie von 25 malignen Aderhautmelanomen beziehungsweise 13 Gehirnmetastasen untersucht. Außerdem wurden die organspezifischen Werte des SADG bei den Bestrahlungen der 25 Augentumoren ermittelt.

Ergebnisse
Von allen eindimensionalen Dosisgradientenindizes wies der SADG*, eine in Sekundenschnelle bestimmbare Approximation des SADG, die kleinsten Fehler relativ zu sowie die stärkste Korrelation mit dem SADG auf [1]. Bei der stereotaktischen Radiotherapie der 25 Aderhautmelanome waren die lokalen Werte des SADG in Richtung der Risikoorgane um -2.2 bis -0.7 Gy/mm (um -66.8 bis -20.3 %) kleiner als die globalen Werte für das unspezifische Normalgewebe. Dosisgradientenverteilungen wurden grafisch als Vektorfelder und Dosisgradient-Raumwinkel-Histogramme dargestellt.

Zusammenfassung
Mehrdimensionale Dosisgradientenmaße wie der SADG werden bei der Strahlenbehandlung derjenigen Läsionen benötigt, die von unterschiedlich strahlenempfindlichen Risikoorganen umgeben sind. Die Qualität jedes gebräuchlichen und zukünftigen eindimensionalen Dosisgradientenindex bezüglich der Beschreibung anisotroper Dosisgradientenprobleme ist jetzt mittels des SADG überprüfbar. Der Algorithmus zur Bestimmung des SADG sollte in jedes Bestrahlungsplanungssystem implementiert werden, damit dieser Formalismus für alle Anwender nutzbar wird.

Literatur
[1] Wösle, M. et al.: Stereotactic radiotherapy for choroidal melanomas by means of HybridArc™. Strahlenther Onkol, 194 (2018) 10, 929-943.

V 89 Evaluierung und klinischer Einsatz einer neuen Softwarelösung zur Monte-Carlo basierten Planverifikation für die Cyberknife Radiochirurgie (SciMoCa)

C. Fürweger[1,2], T. Hofmann[1], S. C. Heidorn[1]
[1]Europäisches Cyberknife Zentrum München-Großhadern, München, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Köln, Klinik für Stereotaxie und Funktionelle Neurochirurgie, Köln, Deutschland

Einleitung
Die Ganzkörperradiochirurgie mit Cyberknife (CK) stellt hohe Anforderungen an die Qualitätssicherung. Ein Baustein ist die patientenspezifische Planverifikation, die ersatzweise oder zusätzlich zu zeitintensiven Messungen durch unabhängige Vergleichsrechnungen erfolgen kann. Seit 01/2019 steht mit SciMoCa (ScientificRT) die erste kommerzielle Software zur Verfügung, die eine Verifikation von CK-Plänen mittels 3D Monte-Carlo-basierter Vergleichsrechnung ermöglicht. Wir berichten über Kommissionierung, präklinische Evaluierung und erste klinische Erfahrungen mit dieser neuen Softwarelösung.

Material und Methoden
Quellenmodelle wurden aus den Basisdaten für alle drei CK-Blendensysteme (Rundkollimatoren, Irisblende, MLC) erstellt und in einer SciMoCa Installation auf einer virtuellen Serverplattform (Hyper-V, Windows Server 2016, 8 Kerne, 20 GB RAM) hinterlegt. Rechnerische und geometrische Übereinstimmung mit dem Cyberknife Planungssystem (Multiplan v5.3, Precision v2.0) wurde mit 34 ausgewählten Einzelfeldern in einer artifiziellen Wasserbox (global Gamma 1%/1mm, 5% cut-off) sowie 32 DICOM-Teststrukturen geprüft. Zur Verifikation von bisher 72 Patientenplänen wurden eine Rechenauflösung von 1x1x1mm³ und ein Gamma-Kriterium von 2%/1mm (global, 5% cut-off) gewählt.

Ergebnisse
Runde Einzelfelder und quadratische MLC Felder bis 7x7cm² wurden von SciMoCa mit hoher Übereinstimmung zum Planungssystem dargestellt (mediane Gamma-pass rate 98.9%; 93.5-100.0%). Bei MLC-Feldbreiten über 8cm traten Dosisdifferenzen >2% im Schulterbereich auf, in dem der Finite-Sized-Pencil-Beam Algorithmus des Planungssystems die Basisdaten nicht exakt modellieren kann. Volumina von Dicom-Strukturen werden von SciMoCa größenunabhängig mit Abweichungen von <3% zum CK-Planungssystem reproduziert. 71/72 Patientenpläne erfüllten das als Minimalanforderung definierte 95% Limit für die Gamma-pass rate (median 99.9%), bei typischen SciMoCa Rechenzeiten von unter 15 min. Mit 94.9% blieb eine Metastase der Brustwirbelsäule knapp unter dem Limit, was auf bekannte, in diesem Fall unkritische Schwächen des in der Planung verwendeten Ray-Tracing Algorithmus im Lungengewebe mehrere cm abseits der Läsion zurückzuführen war.

Zusammenfassung
Monte-Carlo basierte Vergleichsrechnung mit SciMoCa wurde erfolgreich klinisch eingeführt und erlaubt eine zeiteffiziente, unabhängige Verifikation von CK-Plänen. Trotz strikter Gamma-Kriterien wurden bisher keine klinisch relevanten Rechenfehler bei Patientenplänen nachgewiesen.

V 90 Radiologische Bestimmung des Orientierungswinkels von segmentierten Elektroden für die direktionale Tiefe Hirnstimulation – Algorithmen und klinische Validierung

H. Treuer[1], T. A. Dembek[2], M. Hoevels[1], A. Hellerbach[1], A. Gierich[1], K. Luyken[1], A. Horn[3], M. T. Barbe[2], J. Wirths[1], V. Visser-Vandewalle[1]
[1]Universitätsklinikum Köln, Klinik für Stereotaxie und Funktionelle Neurochirurgie, Köln, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Köln, Klinik für Neurologie, Köln, Deutschland
[3]Charité – Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Neurologie, Berlin, Deutschland

Einleitung
Die Tiefe Hirnstimulation (THS) ist eine etablierte Therapieoption zur Behandlung von Bewegungsstörungen wie M.Parkinson, Tremor und Dystonie. Seit einigen Jahren verfügbare radial segmentierte Elektroden ermöglichen eine gezieltere Stimulation anatomischer Kerngebiete und helfen, Nebenwirkungen zu reduzieren.
Zur Steuerung der direktionalen THS ist, neben Zielpunktkoordinaten und Trajektwinkeln auch die Kenntnis der Elektrodenorientierung erforderlich. Wegen der geringen Torsionssteifigkeit der Elektroden ist die chirurgische Kontrolle des Orientierungswinkels schwierig und bedarf der Unterstützung durch bildgebende Verfahren.
Ziel der Arbeit ist es, CT und röntgenbasierte Methoden zur Bestimmung des Orientierungswinkels klinisch zu validieren.

Material & Methoden
Direktionale Elektroden erzeugen anisotrope Artefakte im CT. Der Directional-Orientation-Detection-Algorithmus (DiODe) erlaubt die Bestimmung des Orientierungswinkels durch sequentielle Analyse der Artefakte des Orientierungsmarkers und der segmentierten Kontakte.
Stereoskopische Röntgenaufnahmen zeigen den Orientierungsmarker der Elektrode in zwei Ebenen. Bei bekannter Geometrie der Röntgenkamera kann der Orientierungswinkel durch 2D/3D-Registrierung der Röntgenaufnahmen mit einem geometrischen 3D-Modell der Elektrode bestimmt werden.
Die beiden Algorithmen wurden bei 66 Patienten (128 Elektroden) vergleichen, bei denen postoperative CT-Bilder und intraoperative stereotaktische Teleröntgenaufnahmen zur Verfügung standen.

Ergebnisse
Mit dem DiODe-Algorithmus waren alle Elektroden auswertbar, mit der Röntgenmethode wegen teilweiser Abschattungen nur 118 (92%).
Die mit DiODe bestimmten Orientierungswinkel lagen im Bereich -112°–87.5° (Mittelwert: -0.2°, SD: 35.6°). Die Übereinstimmung mit dem röntgenologisch gemessenen Orientierungswinkel war im Mittel -3.0° (SD: 10.0°, Range: -26.5°–30.8°).
Deming-Regression zeigte eine sehr starke Korrelation der Ergebnisse beider Methoden (Pearson's r=0.96). Residuale systematische Abweichungen lagen in der Größenordnung der durch Produktionstoleranzen bedingten Unterschiede der Orientierungswinkel der distalen und des proximalen Elektrodensegmente (Mittelwert: -2.0°, SD: 4.0°, Range: -10.0°–8.0°).

Zusammenfassung
Der DiODe-Algorithmus ermöglicht zuverlässig die Bestimmung des Orientierungswinkels von segmentierten Elektroden für die THS aus routinemäßig angefertigten postoperativen CT-Bildern. Die Genauigkeit von ±10° ist ausreichend, um beobachtete Abweichungen der Elektrodenorientierung von der intendierten Implantationsrichtung zu erfassen. Der DiODe-Algorithmus wurde in die Open-Source-Software Lead-DBS (www.lead-dbs.org) integriert.

Session 29 I MR-Linac

Chairs: Daniela Thorwarth (Tübingen), Claudia Katharina Spindeldreier (Heidelberg)

V 91 Experimentelle Bestimmung von $k_{B,M,Q}$ bis zu einer magnet. Flussdichte von 1.5 T

S. Pojtinger[1,2], R. P. Kapsch[2], D. Thorwarth[1]
[1]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland
[2]Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB), Strahlenschutzdosimetrie (FB 6.3), Braunschweig, Deutschland

Einleitung
Zurzeit werden in mehreren Kliniken Hybridgeräte aus Linearbeschleuniger und Magnetresonanz-tomographen (MR-Linacs) zur Bestrahlung von Patienten erprobt. Für diese neuen Geräte muss – wie in der konventionellen Strahlentherapie – eine rückführbare Bestimmung der Wasserenergiedosis unter Referenzbedingungen gewährleistet werden. Dosismessungen unter der Verwendung von Ionisationskammern werden allerdings durch magnetische Felder beeinflusst. Zur Berücksichtigung dieser Effekte schlägt eine Vielzahl von Autoren die Verwendung eines Magnetfeld-Korrektionsfaktors $k_{\vec{B},M,Q}$ vor. Monte Carlo Simulationen dieses Faktors zeigen allerdings Abweichungen zu experimentell bestimmten Werten von mehr als 1 % (van Asselen *et al* 2018). Das Ziel dieser Arbeit ist die experimentelle Bestimmung von $k_{\vec{B},M,Q}$ Faktoren für magnetische Flussdichten zwischen 0.15 T und 1.5 T für verschiedene Ionisationskammern.

Material & Methoden
Vor einem Elekta Precise Linearbeschleuniger wurde ein großer Elektromagnet (Bruker ER073W) aufgebaut. Zwischen den Polschuhen des Magneten wurde das Ansprechvermögen verschiedener Ionisationskammern (PTW31010, PTW 31021, PTW 30013, PTW 60019, PTW 34045) in einem Wasserphantom in 10 cm wasseräquivalenter Tiefe bestimmt, wobei die Strahlenfeldachse, die Symmetrieachse der Ionisationskammern und die Richtung des magnetischen Feldes paarweise senkrecht aufeinander standen. Die magnetische Feldstärke wurde in Schritten von 0.15 T bis zu einer magnetischen Flussdichte von ±1.5 T variiert. Jede Messung wurde 3-mal wiederholt.

Ergebnisse
Die experimentellen Ergebnisse sind in **Abb. 1** gezeigt. Die Ergebnisse weisen große qualitative Unterschiede zwischen den untersuchten Kammertypen auf. Bei kleineren sensitiven Volumina ist ein reduziertes Ansprechvermögen zu beobachten, während Detektoren mit größerem sensitivem Volumen ein erhöhtes Ansprechvermögen zeigen. Zudem ist die Änderung des Ansprechvermögens stark von der Ausrichtung des magnetischen Feldes abhängig, insbesondere bei kleinem sensitivem Volumen.

Zusammenfassung:
Für den experimentellen Aufbau wurde eine exzellente Reproduzierbarkeit ermittelt. Die bestimmten Korrektionsfaktoren können für dosimetrische Messungen an MR-Linacs, sowie zum Benchmark neuer Monte Carlo Methoden genutzt werden.

Anhang

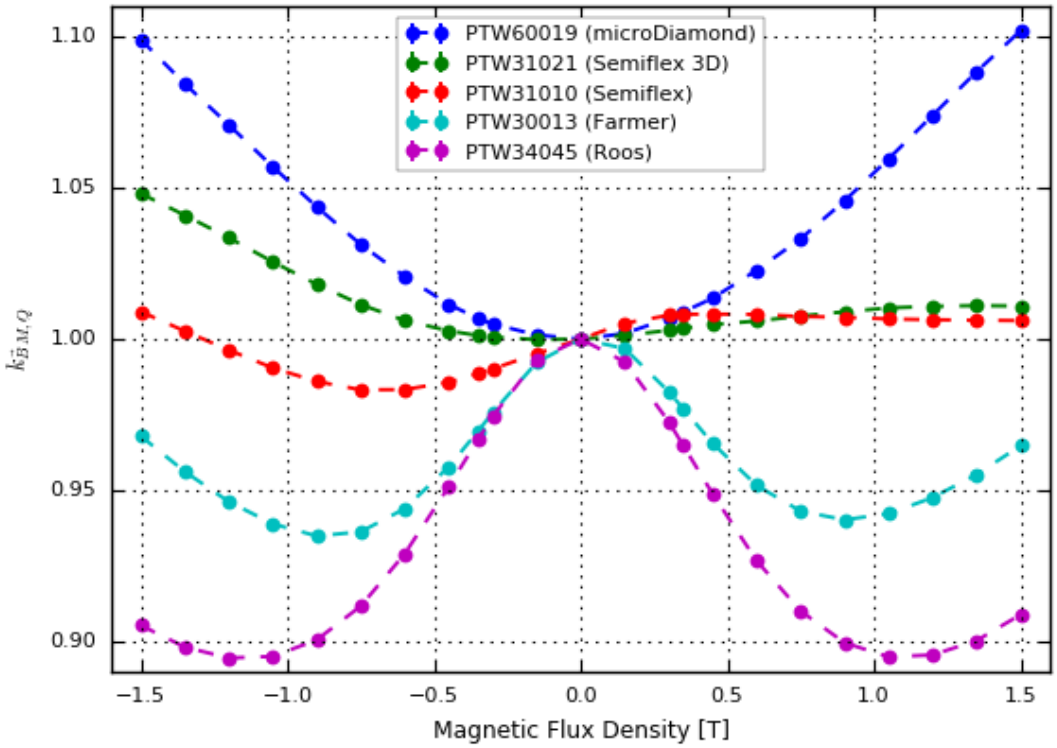


Abb. 1: Experimentelle Werte für $k_{\vec{B},M,Q}$. Negative magnetische Flussdichten repräsentieren einw Ablenkung der Sekundärelektronen zur Kammerspitze, positive magnetische Flussdichten zum Kammerstiel

V 92 EPR-Imaging and Monte Carlo Simulation of dose distributions around millimeter-size air cavities in the presence of external magnetic fields

S. Höfel[1,2], M. K. Fix[3], F. Zwicker[1], E. Sterpin[4,5], M. Drescher[2]
[1]Praxis Prof. Dr. Zwicker und Partner, Strahlentherapie, Konstanz, Deutschland
[2]Universität Konstanz, Fachbereich Chemie, Konstanz, Deutschland
[3]Inselspital Bern, Abteilung für Medizinische Strahlenphysik, Bern, Schweiz
[4]KU Leuven, Department of Oncology, Laboratory of Experimental Radiotherapy, Leuven, Belgien
[5]Université catholique de Louvain, Center of Molecular Imaging, Radiotherapy and Oncology, Brussels, Belgien

New hybrid radiotherapy treatment systems combining an MRI-scanner with a source of ionizing radiation are being introduced in the clinic. The strong magnetic fields of MRI considerably affect radiation dose distributions, especially at tissue-air interfaces due to the electron return effect.
Here, we examine the feasibility of Electron Paramagnetic Resonance Imaging (EPRI) to measure magnetic field induced perturbations of dose distributions around air-cavities in 2D.

Air-filled fused quartz tubes with an inner diameter of 3 mm or 4 mm and a wall thickness of 0.5 mm mimic cylindrical air cavities and serve as model systems. The tubes were irradiated inside a PMMA phantom by a 6 MV photon beam. The irradiations were performed in the presence or absence of a transverse, homogeneous magnetic field providing a magnetic field strength of 1.0 Tesla. The spatial distributions of radiation induced paramagnetic defects in the quartz tubes were subsequently determined by applying spin-echo detected EPRI and were then converted to relative dose distributions. The final EPRI results were compared with Monte Carlo (MC) radiation transport simulations based on the GEANT4 toolkit.

The results provide experimental evidence for the electron return effect (ERE) occuring already for air cavities of milimeter size and leading to considerable dosimetric changes. By comparing the presence with the absence of the magnetic field, local dose enhancements and reductions (up to 35%) with respect to the mean dose within the quartz tubes were observed. The experimentally determined dose distributions are in quantitative agreement with the MC simulations.

The results demonstrate the feasibility of spin-echo detected EPRI to measure magnetic field induced perturbations of dose distributions around cylindrical air cavities of millimeter size. Fused quartz serves as a suitable probe material for measuring spatially highly resolved (below 100 µm) radiation dose distributions by means of EPRI.

V 93 Implementierung einer EGSnrc-basierten kompletten Strahlerkopfsimulation des 1.5 T MR-Linac

M. Friedel[1], M. Nachbar[1], D. Mönnich[1,2], O. Dohm[2], D. Thorwarth[1,2]
[1]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland

Einleitung
Hybridgeräte aus MRT und Linearbeschleuniger stellen eine neuartige Technologie mit hohem Potenzial für die online-adaptive Strahlentherapie dar. Die Integration eines homogenen Magnetfelds in der Patientenebene führt zu neuen Einflüssen, welche in der Dosisberechnung beachtet werden müssen. In dieser Arbeit wurde ein Monte-Carlo Strahlerkopfmodell mit allen Bestandteilen, inklusive des Kryostaten, sowie dem Einfluss des Magnetfelds in EGSnrc entwickelt und auf Messungen optimiert.

Material & Methoden
Der Beschleunigerkopf inklusive des Kryostaten wurde in BEAMnrc, basierend auf Daten des Unity MR-Linac (Elekta AB, Stockholm, Schweden) implementiert. Zur Anpassung der initialen Elektronenstrahlparameter wurden 2x2 sowie 22x22 cm² Felder in einem in DOSXYZnrc implementierten Wasserphantom simuliert und auf Messungen optimiert. Entsprechende Messungen wurden an einem Prototypen des BeamscanMR (PTW, Freiburg) durchgeführt. Es wurden die mittlere Elektronenenergie (6,7-7,7 MeV), die Halbwertsbreite (FWHM) der radialen Intensitätsverteilung (0,2-2,2 mm) sowie FWHM der Energieverteilung (0-20%) angepasst. Die mittlere Energie wurde durch Analyse maximaler und durchschnittlicher Differenzen zwischen simulierter und gemessener Tiefendosiskurve des 2x2 cm² Feldes angepasst. Für Cross- und Inline-Profile wurden die 22x22 cm² Felder durch Bestimmen der maximalen und durchschnittlichen Dosisdifferenz in einem Bereich von ±9,5 cm um die Zentralachse verglichen.

Ergebnisse
In den Simulationen wurde für die Parameter eine ideale Konfiguration unter einer mittleren Elektronenenergie von 7,4 MeV und einem FWHM der radialen Verteilung von 2,2 mm ermittelt. Da Variationen des FWHM der Energieverteilung keinen Einfluss zeigten, wird von einer monoenergetischen Energieverteilung (FWHM=0%) ausgegangen. Resultierende In-, Crossline- (22x22 cm²) und Tiefendosisprofile (2x2 cm²) zeigten bei Anwendung des Gamma-Kriteriums (2%/2mm) Bestehensraten von 90,3%, 98,9% und 100%.

Zusammenfassung
In dieser Arbeit konnte ein komplettes Kopfmodell des Unity MR-Linac erstellt werden und mit sehr guter Übereinstimmung auf Messungen optimiert werden. Dieses Modell kann nun in einem nächsten Schritt verwendet werden, um den kommerziellen Dosiskalkulationsalgorithmus unabhängig zu verifizieren und Patientenpläne mit Einfluss des Magnetfeldes gegenzurechnen.
COI: Forschungskooperation mit Elekta, PTW

V 94 Qualitätssicherung der MR-Bildgebung eines MR-Linacs

C. K. Spindeldreier[1,2], P. Mann[3,4,2], G. Major[1,2], S. Klüter[1,2]
[1]Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie & Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[2]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland
[3]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[4]HQ Imaging GmbH, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Kombinierte MR-Linac Hybridgeräte erfordern die Qualitätssicherung (QS) der MR-Bildgebung für die Strahlentherapie. Wir beschreiben unser MR-QS-Programm, welches seit etwa einem Jahr für einen MR-Linac im klinischen Betrieb verwendet wird.

Material & Methoden
Für die Bildgebungs-QS des MR-Linac (ViewRay Inc., Oakwood, USA) wurden monatlich vier unterschiedliche Messungen mit verschiedenen Phantomen durchgeführt: (i) Signal-zu-Rausch (SNR) und Bildhomogenitätsmessungen sowie (ii) B0-Homogenitätsmessungen mit einem 24 cm Kugelphantom (Siemens AG, München, Deutschland), (iii) Quantifizierung geometrischer Verzeichnungen mit Hilfe eines 2D Verzeichnisphantoms mit 397 Referenzpunkten und einer Bildabdeckung von 33 cm (Fluke Biomedical, Everett, USA) sowie (iv) ACR Messungen mit Hilfe eines Standard ACR Phantoms (J. M. Specialty Parts, San Diego, USA) zur Bestimmung weiterer Bildparameter wie Auflösung, Kontrast, Ghosting, Lasergenauigkeit, Schichtdicke und Schichtpositionierung. Da die Winkelstellung der ferromagnetischen Strahlgantry die B0-Homogenität beeinflusst, wurde (ii) für unterschiedliche Gantrywinkel durchgeführt. Für (iii) wurden unterschiedliche Phantomorientierungen gewählt um Verzeichnungen in x-, y- und z-Richtung quantifizieren zu können.

Ergebnisse
SNR und Bildhomogenitätsmessungen (i) sowie die gemessenen geometrischen Verzeichnungen (iii) blieben über den gesamten Messzeitraum stabil. Durch die SNR Messung fiel ein defekter Spulenkanal auf, sodass die Empfangsspule gewechselt werden musste, ohne dass das MR-Bild zuvor erkennbar schlechter geworden war.
Bei bis zu 5 Gantrywinkeln betrug die B0-Homogenität (ii) > 5 ppm, was zu typischen Bandartefakten der TRUFI Sequenz im MR-Bild führte, jedoch keinen signifikanten Einfluss auf die geometrische Genauigkeit zeigte. Die ACR Messungen waren über den gesamten Zeitraum stabil und zeigten nur vereinzelt nicht-systematische Toleranzüberschreitungen.

Zusammenfassung
Mit Hilfe des etablierten QS Programms konnten alle relevanten bildgebungsspezifischen Parameter bestimmt werden. Die Messungen zeigten, dass für unser System lediglich die B0-Homogenität nicht den ersteller definierten Spezifikationen entsprachen, wobei sich letzteres durch einen Gantrywinkel-abhängigen B0-Shim verbessern ließe, der durch den Hersteller in Zukunft implementiert werden soll.

V 95 Evaluierung der Tracking Genauigkeit eines Niedrigfeld MR-Linacs mittels eines 4D MRT Bewegungsphantoms

S. Schneider[1,2], K. Dolde[3,4,5], S. Rothlübbers[6,7], J. Jenne[6,7], C. K. Spindeldreier[4,8], A. Pfaffenberger[3,4], A. L. Hoffmann[1,9,2], S. Klüter[4,8]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[2]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[3]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[4]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland
[5]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[6]Fraunhofer-Institut für Digitale Medizin MEVIS, Bremen, Deutschland
[7]Mediri, Heidelberg, Deutschland
[8]Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie & Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[9]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

Einleitung
Mit der Entwicklung von hybriden Magnetresonanz-geführten Linearbeschleunigern (MR-Linac) wurde die Möglichkeit der MR-Echtzeitbildgebung während der Strahlentherapie klinische Realität. Gerade Patienten mit bewegten Tumoren könnten davon profitieren, da die Tumorbewegung durch Gating- oder Tracking-Verfahren kompensiert werden kann. Ziel dieser Studie war die Evaluierung der Genauigkeit der implementierten online Echtzeit Tracking-Verfahren eines 0.35 T MR-Linac, sowie der Vergleich zu alternativen offline Tracking-Verfahren. Letztere dienten der Untersuchung der auf Basis der vom Scanner erreichten Bildqualität erreichbaren Tracking Genauigkeit.

Material & Methoden
Ein MRT-Bewegungsphantom wurde mit klinisch verwendeter sagittaler cine-MR Bildgebung gescannt. Das bewegbare Hoch-Kontrast Target des Phantoms vollführte dabei verschiedene sinusförmige 1D, 2D, und 3D Trajektorien unterschiedlicher Amplituden (4.5-40 mm) bei einer Frequenz von 0.2 Hz. Die Genauigkeit der im MR-Scanner implementierten, auf deformierbarer Registrierung basierenden, online Tracking Verfahren (TM-1, TM-2) wurde evaluiert. Diese wurde mit einer offline Schwellenwert-basierten Tracking Analyse (TM-3) und einem Echtzeit-fähigen auf einem *Particle Filter* Algorithmus basierenden Tracking Verfahren verglichen.

Ergebnisse
Die online Tracking Methoden TM-1 und TM-2 beschrieben die vorgegebene Bewegung mit einer durchschnittlichen Abweichung der Schwerpunktsbewegung von der vorgegebenen Trajektorie von $\Delta_{mittel,TM\text{-}1} \leq 1.5$ mm und $\Delta_{mittel,TM\text{-}2} \leq 2.7$ mm und einer maximalen Abweichung von $\Delta_{max,TM\text{-}1} \leq 5.1$ mm und $\Delta_{max,TM\text{-}2} \leq 5.4$ mm. TM-3 resultierte in $\Delta_{mittel,TM\text{-}3} \leq 0.4$ mm und $\Delta_{max,TM\text{-}3} \leq 3.1$ mm, während TM-4 die Bewegung teilweise akkurater beschrieb mit $\Delta_{mittel,TM\text{-}4} \leq 0.4$ mm und $\Delta_{max,TM\text{-}4} \leq 2.4$ mm.

Zusammenfassung
Wenn auch das klinisch verwendete Tracking Verfahren TM-1 für Gating zufriedenstellende Genauigkeiten erreicht, erlaubt die Bildgebung des Hoch-Kontrast Targets des Phantoms am MR-Linacs höhere Genauigkeiten. Mit entsprechend entwickelten Tracking-Algorithmen lässt sich diese Genauigkeit prinzipiell auch in Echtzeit erreichen.

Anhang

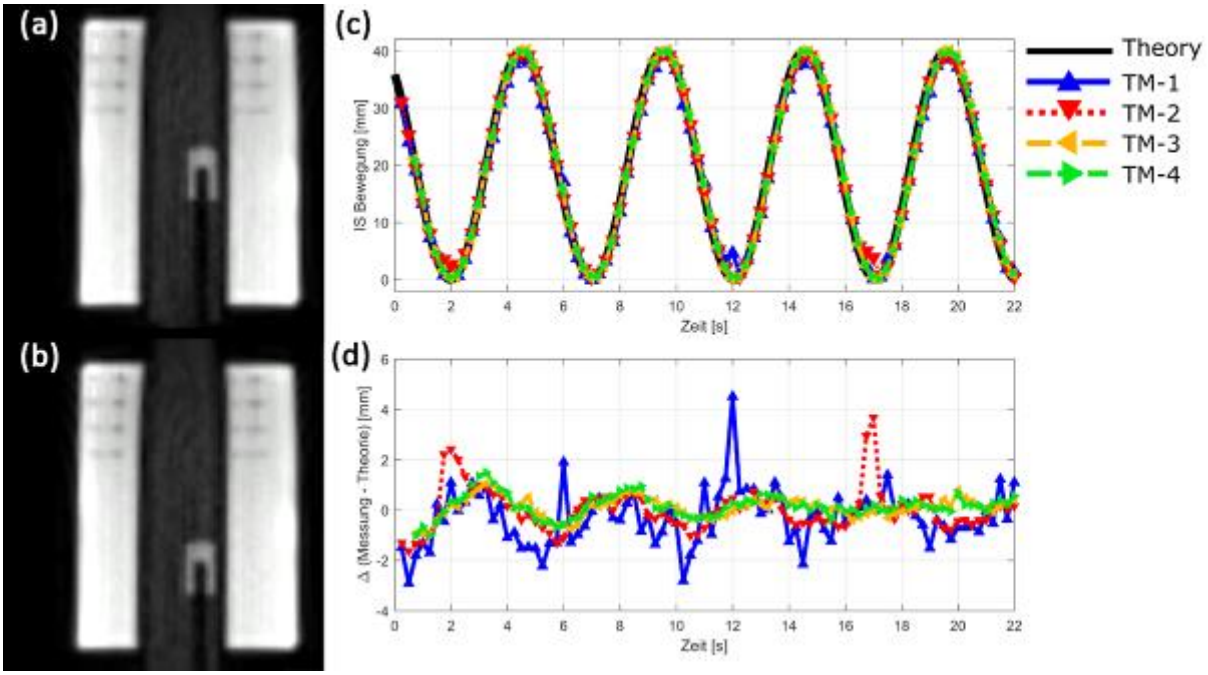


Abb. 1: (a-b) Maximale und minimale Position der vom Phantom durchgeführten 1D inferior-superior Trajektorie in der 2D cine-MR Bildgebung. (c) Ergebnisse der 4 Tracking Methoden sowie (d) Differenz der zur eingestellten Phantom-Trajektorie.

Postersession 1

Chair: Dieter Oetzel (Heidelberg)

P 1 Vergleich von PENH, FLUKA und Geant4/TOPAS für Strahlungstransportrechnungen in klinischen Protonenfeldern

K. S. Baumann[1,2], F. Horst[1,3], K. Zink[2,4,5], C. Gomà[6,7]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Giessen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland
[3]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland
[4]Frankfurt Institute for Advanced Studies (FIAS), Frankfurt a. M., Deutschland
[5]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[6]KU Leuven, Department of Oncology, Leuven, Belgien
[7]University Hospital Leuven, Department of Radiation Oncology, Leuven, Belgien

Einleitung
Zurzeit wird das IAEA TRS-398 Protokoll überarbeitet. Das zugehörige RTNORM Projekt unterstützt das Vorhaben mit experimentellen sowie Monte Carlo berechneten Strahlqualitätsfaktoren für verschiedene Ionisationskammern und Strahlqualitäten wie Photonen und Protonen.
Während die Verwendung von Monte Carlo Codes wie EGSnrc und PENELOPE für Simulationen mit hochenergetischen Photonen Standard ist, sind Daten für Protonen nur spärlich vorhanden.
Diese Studie vergleicht die Verwendbarkeit der Monte Carlo Codes PENH, FLUKA und Geant4/TOPAS für die Berechnung von Strahlqualitätsfaktoren in therapeutischen Protonenstrahlen.

Material & Methoden
Es wurde die Wasserenergiedosis (D_{w}) in einem Referenzvolumen innerhalb eines Wasserphantoms mit den Monte Carlo Codes PENH, FLUKA und Geant4/TOPAS für die Strahlqualitäten Q_0 (1,25 MeV monoenergetische Photonen) und Q (150 MeV Protonen) berechnet. Anschließend wurde die Dosis (D_{air}) in zwei luftgefüllten Kavitäten – die zylindrische und plan-parallele Ionisationskammern repräsentieren – berechnet.
Zusätzlich wurde EGSnrc verwendet, um D_{w} und D_{air} im Photonenfeld zu berechnen.
Anschließend wurden die Verhältnisse $f_Q = (D_{\mathrm{w}}/D_{\mathrm{air}})_Q$ und f_Q/f_{Q_0} für beide Stahlqualitäten berechnet. Das Verhältnis f_Q/f_{Q_0} ist die Basis der Strahlqualitätsfaktoren.
Teilchentransportparamter und verwendete physics lists wurden in jedem Code angepasst, sodass der Strahlungstransport so detailliert wie möglich berechnet wurde.

Ergebnisse
In Abb. 1 sind die Dosiswerte im Referenzvolumen sowie in den luftgefüllten Kavitäten für beide Strahlqualitäten ((a) Photonen und (b) Protonen) für die verschiedenen Monte Carlo Codes gezeigt. In der unteren Grafik sind die Abweichungen relativ zu den Ergebnissen von PENH gezeigt. Die maximale Abweichung zwischen den Codes beträgt 1,4% für Photonen und 1,3% für Protonen.
In Abb. 2 sind die Verhältnisse f_Q/f_{Q_0} für die beiden luftgefüllten Kavitäten und die verschiedenen Monte Carlo Codes gezeigt. Die maximale Abweichung zwischen den Codes beträgt 0,7%.

Zusammenfassung
Die Monte Carlo Codes PENH, FLUKA und Geant4/TOPAS sind geeignet, um f_Q/f_{Q_0}-Verhältnisse in Protonenfeldern zu berechnen. Die Abweichungen zwischen den Codes sind kleiner als 1%.

Anhang 1

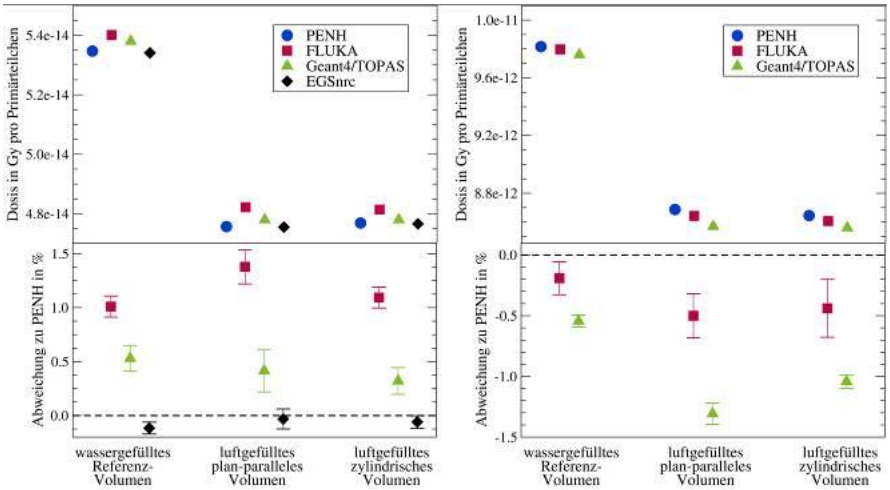


Abb. 1: Dosiswerte (gegebene Unsicherheit: 1σ)

Anhang 2

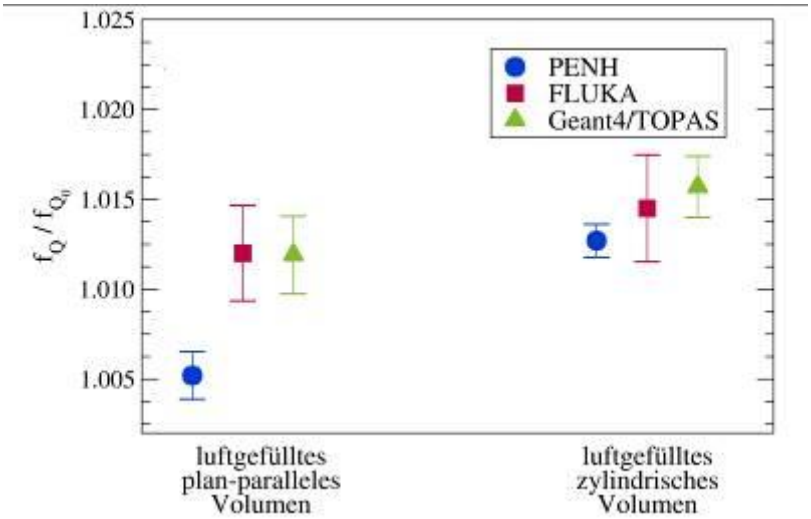


Abb. 2: f_Q/f_{Q_0}-Verhältnisse (gegebene Unsicherheit: 1σ)

P 2 Determination of the effective collection volumes of ionization chambers using the PTB proton microbeam

B. Delfs[1], D. Poppinga[2], R. Kranzer[2], B. Poppe[1], L. Hui Khee[1]
[1]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland
[2]PTW Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

Introduction
The air cavity of ionization chambers is often assumed to be the detector's sensitive volume. However, the effective collection volume is potentially smaller due to the distribution of the electric field lines within the detector. In this work, the effective collection volumes of several commercially available ionization chambers were measured using a highly-focussed 15 MeV proton beam.

Materials & Methods
The microbeam system at the PTB in Braunschweig was used to focus a 15 MeV proton beam to a spot size of approximately 10 µm. Two-dimensional response maps were measured for five different chambers, namely Semiflex 31021 and PinPoint 31022 (PTW-Freiburg, Germany), Razor chamber CC01-G and Razor Nano-chamber CC003 (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) and SNC125c (Sun Nuclear, Melbourne, Florida, USA) by scanning the chambers two-dimensionally below the exit nozzle in the focal plane of the beam. Additionally, the electric field distributions within the air cavities were computed using the finite element analysis software QuickField (Tera Analysis Ltd., Denmark). Hereby, the detector's outer, central and guard electrodes were modelled following manufacturer's blueprints.

Results
The measured two-dimensional response maps show insensitive regions near the chamber stem where created charges are not collected by the central electrode. This observation is supported by the calculated electric field distribution. In the insensitive volumes, the electric field lines run from the outer electrode towards the guard electrode, while the field lines run from the outer to the inner electrode in the effective collection volume.

Summary
In this work, the effective collection volumes of five ionization chambers were determined. The difference between the geometric air cavity and the effective collection volume near the chamber stem was measured for the first time using a highly-focussed proton beam. This knowledge is essential for the correct simulation of detector's dose response, especially in magnetic fields.

P 3 Einfluss von Ersatzmaterialien des Kammerstiels bei Monte-Carlo-Simulationen auf das Ansprechvermögen von Ionisationskammern in hochenergetischen Photonenfeldern

T. Pretzsch[1], P. von Voigts-Rhetz[1], D. Czarnecki[1], K. Zink[1,2,3]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]Frankfurt Institute for Advanced Studies (FIAS), Frankfurt a. M., Deutschland
[3]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Gießen, Marburg, Deutschland

Einleitung
Für Dosismessverfahren werden nach nationalen und internationalen Dosimetrieprotokollen (DIN 6800-2, TRS-398) Ionisationskammern verwendet. Um das Verhalten von Ionisationskammern zu untersuchen bzw. Korrektionsfaktoren zu bestimmen, werden unter anderem Monte-Carlo-Simulationen verwendet. Dabei werden oft vereinfachte Ionisationskammermodelle genutzt, die ein verändertes Ansprechvermögen, im Gegensatz zu detaillierten Modellen, aufweisen können. Dabei ist das Ersatzmaterial im Kammerstiel auch von Bedeutung. Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss von unterschiedlichen Materialien von vereinfachten Ionisationskammermodellen auf das Ansprechvermögen und somit auf den Korrektionsfaktor k_Q zu untersuchen.

Material & Methoden
Die Monte-Carlo-Simulationen wurden mit dem Programmpaket EGSnrc unter Referenzbedingungen nach DIN 6800-2 durchgeführt. Als Referenzstrahlungsqualität wurde ein ^{60}Co-Spektrum und als Strahlungsqualitäten Q wurden Photonenspektren (6 bis 18 MV) eines Varian Clinac Linearbeschleunigers genutzt.
Mit dem Programmcode egs_chamber wurden drei verschiedene Ionisationskammern mit unterschiedlichem sensitiven Volumen (0,125cm³, 0,016cm³, 0,7cm³) nach detaillierten Herstellerangaben modelliert. In mehreren Schritten wurden die Ionisationskammern vereinfacht, indem der Kammerstiel durch homogenes Material ersetzt wurde (s. Abb. 1). Die Ionisationskammern mit den sensitiven Volumen 0,125cm³ und 0,016cm³ wurden mit PMMA bzw. C552, die Farmerkammer mit PTFE bzw. Kohlenstoff (1,7g/cm³) vereinfacht.

Ergebnisse
Die Abweichungen der Korrektionsfaktoren k_Q des detaillierten und der 0,125cm³ Ionisationskammermodells mit vereinfachten PMMA-Kammerstiels betrugen 0,5% und 0,7% bei 6 MV respektive 18 MV – für die 0,016cm³-Ionisationskammer betrugen die Abweichungen 0,7% bzw. 1,0%. Wurde der Kammerstiel mit C552 vereinfacht betrugen die Abweichungen für beide Ionisationskammern 0,3% (6 MV) bzw. 0,5% (18 MV).
Wurde PTFE oder Kohlenstoff zur Vereinfachung des Kammerstiels der Farmerkammer verwendet, ergaben sich Abweichungen von bis zu 0,06% respektive 0,2% zum detaillierten Ionisationskammermodell.

Zusammenfassung
Bei Monte-Carlo-Simulationen von Ionisationskammermodellen mit vereinfachtem Kammerstiel hat die Wahl des Kammerstielmaterials einen Einfluss auf die berechnete Detektordosis und somit auf den Korrektionsfaktor k_Q.

Anhang

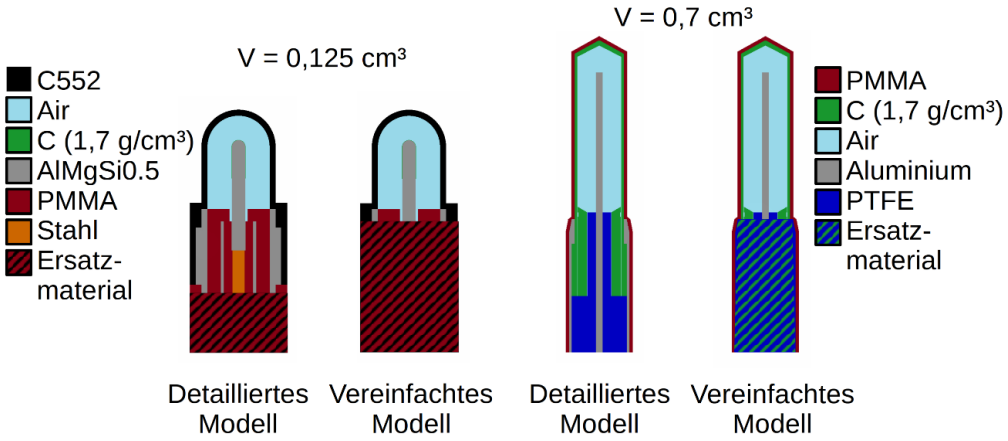


Abb. 4: Detaillierte und vereinfachte Ionisationskammermodelle mit den Volumina 0,125cm³ und 0,7cm³. Das Auffüllmaterial befindet sich im unteren Teil des Kammerstiels

P 4 Einfluss des Polaritätseffekts auf Messungen von Tiefendosiskurven und Profilen mit kleinvolumigen Ionisationskammern

I. Büsing[1], T. Lange[1], B. Poppe[1], H. K. Looe[1]
[1]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

Einleitung
Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht darin den Einfluss des Polaritätseffekts auf die Messung von Tiefendosiskurven und Profilen mit kleinvolumigen Ionisationskammern zu untersuchen.
Material & Methoden
Untersucht wurden drei Ionisationskammern vom Hersteller PTW-Freiburg (Deutschland): Semiflex 3D (Typ 31021), PinPoint 3D (Typ 31022) und PinPoint (Typ 31023). Alle Messungen wurden an einem Siemens Primus Beschleuniger bei 6 MV und 10 MV Photonenstrahlung durchgeführt. Tiefendosiskurven wurden für die Feldgrößen 2 cm x 2 cm, 10 cm x 10 cm und 40 cm x 40 cm gemessen. Dosisprofile wurden für die Feldgrößen 2 cm x 2 cm, 10 cm x 10 cm und 30 cm x 30 cm in einer Tiefe von 10 cm gemessen. Der Abstand von der Quelle zur Wasseroberfläche betrug bei beiden Messaufbauten 100 cm. Alle Messungen wurden bei positiver und negativer Kammerspannung durchgeführt und anschließend die Korrektur des Polaritätseffekts P_{pol} nach TG-51 berechnet.

Ergebnisse
Die gemessenen Tiefendosiskurven zeigen einen tiefenabhängigen Polaritätseffekt. Im Aufbaubereich beträgt die Korrektur des Polaritätseffekts für die Semiflex 3D maximal 3 % und für die PinPoint 3D sowie PinPoint Kammer maximal 7 % bei 10 MV. Bei den Dosisprofilen ist der Polaritätseffekt im Bereich des Halbschattens und bei kleinen Feldern am größten. Bei einem 2 cm x 2 cm großen Feld und 10 MV liegt die maximale Korrektur der Semiflex 3D bei 10 %, bei beiden anderen Kammern beträgt die Korrektur maximal 13 %. Sowohl bei den Tiefendosiskurven als auch bei den Profilmessungen nimmt der Polaritätseffektes mit zunehmender Energie zu.

Zusammenfassung
Bei der Messung von Tiefendosiskurven mit kleinvolumigen Ionisationskammern hat die Polarität der Kammerspannung besonders im Aufbaubereich einen Einfluss auf das Signal. Bei der Messung von Profilen wirkt sich die Polarität besonders im Halbschatten aus. In beiden Fällen ist der Polaritätseffekt energieabhängig, feldgrößenabhängig und abhängig von der Größe des sensitiven Volumen der verwendeten Ionisationskammer.

P 5 Comparison of dose stability between the Siemens Artiste and Varian TrueBeam Linac

S. Papaioannou[1], N. Milickovic-Skalonja[1]
[1]Sana Klinikum Offenbach, Medizinische Physik und Engineering, Offenbach a. Main, Deutschland

Introduction
The aim of this study is to present the comparison of dosimetric stability between the Siemens Artiste and Varian TrueBeam Linac. For both Linacs we took the data measured for one year long starting 6 months after the commissioning.

Materials and Methods
The following parameters were compared over time: dose, dose rate, monitor 2, fluctuation of dose during one day, within one week and fluctuation of dose before (3 hours in standby) and after delivery of 100Gy.
Analysis is based on our collected daily QA data (*Quick Check Webline by PTW*) and absolute dosimetry (measured using ionization chamber: 0,3cm^3 rigid chamber for photons and advanced Markus chamber for electrons, PMMA Phantom and UNIDOS Webline by PTW).

Results
Fluctuation of dose, dose rate and monitor 2 within a year is given in Table 1. Table 2 presents the dose fluctuations measured at the time of Linacs commissioning during the day, during the week and before and after the 100Gy are irradiated.

Discussion and conclusions
The dose presented one year dose measurements that started six months after the Linac commissioning was significantly more stable for Artiste compared to TrueBeam Linac. The dose rate and monitor 2 were very stable for TrueBeam and more stable that on Artiste.
The fluctuations of dose during a day and before and after 100Gy delivery are very stable for both machines. The dose stability during a week was found to be significantly better for Artiste.

Appendix

Linac		Fluctuation (%) within a year (6 months after commissioning)		
		Dose	Dose rate	Monitor 2
ARTISTE	photons electrons	1,2 1,8	0,1 4,0	1,0 (2,0*) 4,0
TrueBeam	photons electrons	5,7** 5,3**	0,1 0,2	0,001 0,002

Tab. 1: Fluctuation of dose, dose rate and monitor 2 within a year
*Where: * for low dose rate and ** is cumulative fluctuation. The dose on TrueBeam is corrected 3 times for photons and 2 times for electrons within a year. The dose fluctuation is calculated as if the dose would not be corrected. The maximal dose deviation from reference value must remain under 2%. If the deviation is near to this limit, dose is corrected.*

Linac		Fluctuation (%) measured during the Linac commissioning		
		During a day	During a week	Bevor & after 100Gy
ARTISTE	photons electrons	0,20 0,02	0,002 0,015	0,10 0,02
TrueBeam	photons electrons	0,20 0,20	1,25 1,90	0,20 0,20

Tab. 2: The dose fluctuation during the day, during the week and before and after the 100Gy are irradiated

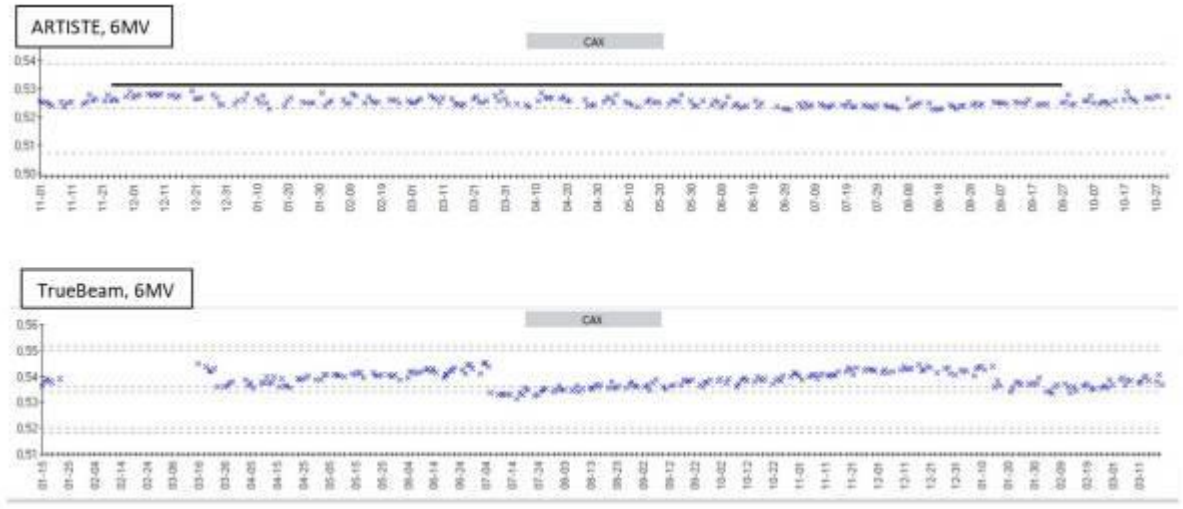


Fig. 1: The daily dose measurements for 6MV with Quick Check by PTW for Artiste and TrueBeam. The dose on TrueBeam is corrected 3 times during this time.

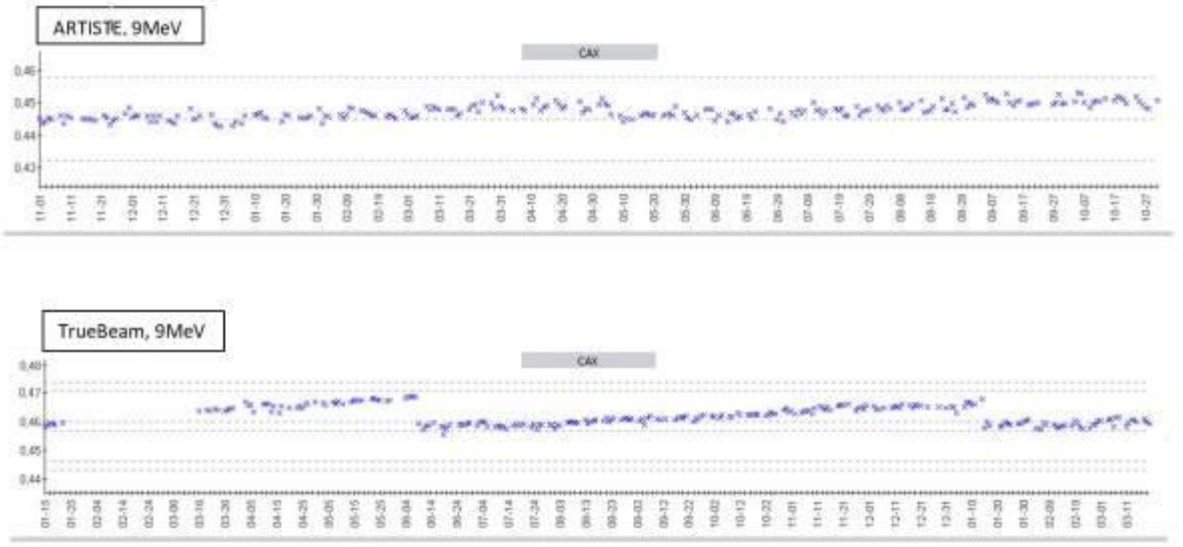


Fig. 2: The daily dose measurements for 9MeV with Quick Check by PTW for Artiste and TrueBeam. The dose on TrueBeam is corrected 2 times during this time.

P 6 Radiation therapy of patients with pacemaker or implantable cardioverter defibrillator

T. Helfmann[1], N. Milickovic-Skalonja[1]
[1]Sana Klinikum Offenbach, Medizinische Physik und Engineering, Offenbach a. Main, Deutschland

Introduction
Number of Patients which receive pacemakers (PM) or implantable cardioverter defibrillators (ICD) implanted is constantly increasing. Same happens among the patients which receive radiation therapy for their cancer decease. The proper functionality of those devices depends on accurate detection of heart electric signals. For this reason, these devices may be vulnerable to external disturbing signals.

Materials and Methods
As the malfunction of PM/ICD can be caused by radiation, it is very important to be able to predict the complete dose that these devices receive during the patient irradiation.
Calculation from the planning system: In the case that the PM/ICD lies within the scanned area, we get this dose calculated from CT data set by planning system. A Bolus is generated on the patient skin, covering the region were the PM/ICD is situated (Figure 1). The device and measurement volume within the lower layer of the bolus are contoured. The quotient of the PM/ICD dose and the dose in the measuring volume is used as a correction factor. If the pacemaker is not included in the CT, the correction factor is set to 1.

Measurements (Figure 2) are done with help of: Unidos Webline (PTW-Freiburg), Semiflex Ionization Chamber 0,3ccm (PTW-Freiburg) and Silicone Bolus material (10mm thickness, 2 layers of 5mm with a cut out in the lower one for the Ionization Chamber). The Bolus containing the Ionization Chamber is fixed on the patient skin, with the measuring volume placed upon the pacemaker. The measuring tools are at the beginning calibrated for pressure and temperature.
The dose to the pacemaker per fraction is then the measuring value multiplied with the correction factor and the number of fractions.

Our standard Operating Procedure (SOP) requests the measurement of the dose delivered to pacemakers (PM) and implantable cardioverter defibrillators (ICD) during the first fraction that is delivered to patient. Patients are visiting cardiologist regularly from the beginning to the end of irradiation.

Results and discussion
The measured PM/ICD dose normalized per prescribed Gy for pelvis region is 1.8±0.9mGy, for thorax area 12.1±11.4mGy, limbs 12.1±19.7mGy, head and neck 27.0±20.4mGy and head 4.7±3.1mGy.
The limit dose that PM can receive is 2.0Gy and ICD 0.5Gy if it is not defined in other way by producer. Some of them see even the scatter radiation as problematic giving no dose limit to be regarded as safe. We avoid the use of photon energies higher than 10MV by patients with PM/ICD, as producers often emphasize the damaging effects of secondary produced neutrons on PM/ICD.

Appendix 1

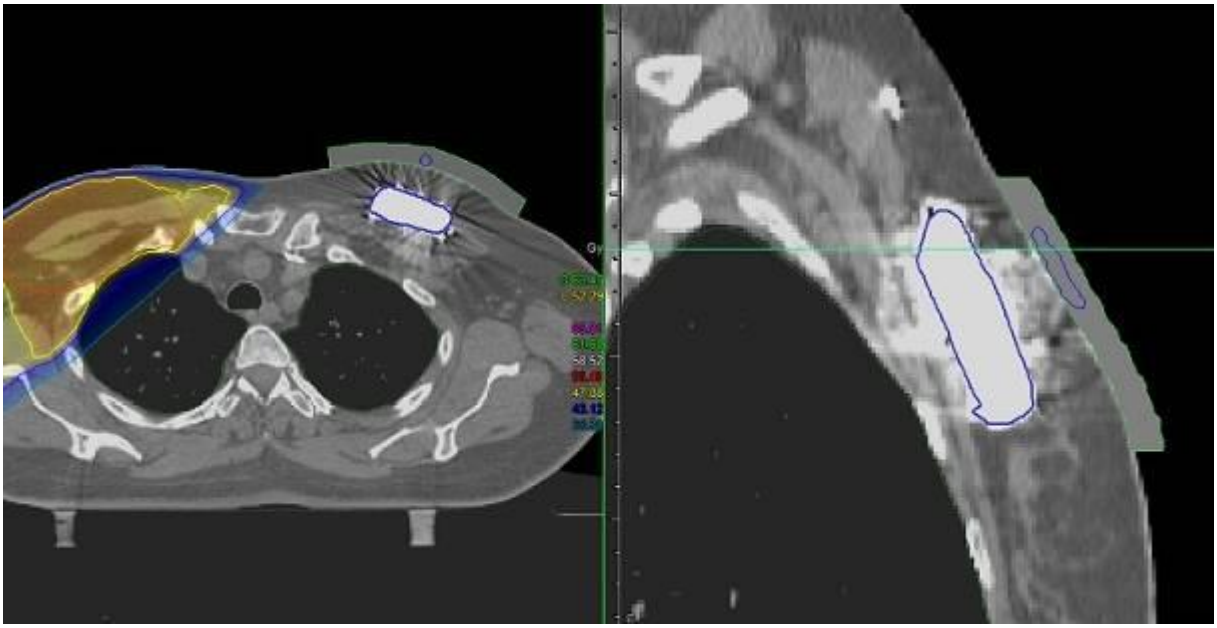


Fig. 1: Calculation of PM/ICD dose by TPS.

Appendix 2



Fig. 2: PM/ICD dose measurement.

References

[1] Hudson F et al. Effect of radiation therapy on the latest generation of pacemakers and implantable cardioverter defibrillators: a systematic review. J Med Imaging Radiat Oncol 2010; 54:53–61.

[2] Munshi A et al. Radiation therapy planning of a breast cancer patient with in situ pacemaker-challenges and lessons. *Acta Oncol* 2008; 47:255–60.

[3] Zaremba T et al. Radiotherapy in patients with pacemakers and implantable cardioverter defibrillators: a literature review. *EP Europace*, Volume 18, Issue 4, April 2016, Pages 479–491.

Postersession 2

Chair: Dr. Ulla Ramm (Frankfurt)

P 7 Untersuchung der erzielbaren Dosisreduktion in Risikoorganen bei Bestrahlung von PatientInnen mit linksseitigem Brustkrebs mittels tiefer Inspiration

J. Reinalter[1,2,3], A. Cascajo[1,2,3], T. Rothe[1,2,3], J. Lübke[1,2,3], A. L. Grosu[2,3,4], N. H. Nicolay[2,3,4], D. Baltas[1,2,3]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Physik, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg i. Br., Deutschland
[2]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland
[3]Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg i. Br., Deutschland
[4]Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung
Evaluiert wurden die Bestrahlungspläne in tiefer Inspiration (DIBH) für PatientInnen mit linksseitigem Mammakarzinom in Hinblick auf eine potenzielle Dosisreduktion in Risikoorganen.

Material & Methoden
Betrachtet wurden 102 PatientInnen mit einem mittleren Alter von 59,6 Jahren, die seit Einführung der DIBH-Technik im Dezember 2017 eine Bestrahlung der linksseitigen Mamma erhielten. Für alle PatientInnen wurden CT-Aufnahmen in freier Atmung (FB) und in tiefer Inspiration (DIBH) unter Verwendung eines 3D-Oberflächen-Scansystems erstellt. Die Bestrahlungsplanung erfolgte auf beiden CT-Datensätzen. Es wurde jeweils die mittlere Herzdosis, die maximale Herzdosis und V20Gy der ipsilateralen Lunge der beiden Pläne verglichen. Zur Abschätzung der statistischen Signifikanz wurde ein Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test mit einem Signifikanzniveau von 5% verwendet.

Ergebnisse
Für 88 PatientInnen (86,3 %) konnte die Bestrahlung in tiefer Inspiration durchgeführt werden, 10 (9,8 %) wurden in freier Atmung bestrahlt. Bei 4 PatientInnen fand eine Umstellung der Technik statt. Ein dosimetrischer Vergleich wurde für alle mit 3D-Bestrahlungstechnik geplanten Fälle für folgende zwei Untergruppen durchgeführt: Bestrahlung mit und ohne SIB (MC, N=83) sowie zusätzliche Bestrahlung der Lymphabflusswege (MC+LAW, N=8). Für MC war die mittlere Herzdosis im Mittel 1,29±0,42 Gy (DIBH) bzw. 2,19±1,01 Gy (FB) ($p<0,01$). Die maximale Herzdosis lag im Mittel bei 16,38±13,21 Gy (DIBH) bzw. 36,21±13,11 Gy (FB) ($p<0,01$). Der Mittelwert für V20Gy der ipsilateralen Lunge betrug 9,64±3,69% (DIBH) bzw. 11,07±4,67% (FB) ($p<0,01$). Für MC+LAW war die mittlere Herzdosis im Mittel 1,88±0,50 Gy (DIBH) bzw. 3,13±1,21 Gy (FB) ($p=0,014$). Die maximale Herzdosis lag bei 26,83±17,63 Gy (DIBH) bzw. 44,05±9,14 Gy (FB) ($p=0,021$). Der Mittelwert für V20Gy der ipsilateralen Lunge betrug 14,37±5,54% (DIBH) bzw. 18,44±8,34% (FB) ($p=0,042$).

Zusammenfassung
Für alle untersuchten dosimetrischen Parameter konnte in den betrachteten Risikoorganen im Mittel eine signifikante Dosisreduktion bei Bestrahlung in tiefer Inspiration festgestellt werden.

P 8 Linksseitige Brustbestrahlung inklusive lokoregionärer Lymphknotenregionen in tiefer Inspiration – auf dem Weg zu robusteren 3D-konformalen Plänen

T. Teichmann[1], S. Howitz[1], T. Wiezorek[1], A. Wittig[1], M. N. Duma[1]
[1]Universitätsklinikum Jena, Strahlentherapie/Medizinphysik, Jena, Deutschland

Einleitung
Die Bestrahlung (RT) in tiefer Inspiration (DIBH) ist in vielen Kliniken Standard bei der Behandlung des linksseitigen Mammakarzinoms. Wird zusätzlich die Indikation zur Bestrahlung der Lymphabflusswege (LAW) analog AMAROS, EORTC 10981-22023 oder MA-20 gestellt, können bei konventioneller 3D-konfomaler–Planung in DIBH durch ein Abfallen der Thorax während eines oder mehrerer Bestrahlungsfelder Überschneidungen bzw. Lücken an den "harten" Feldanschlüssen zwischen Brustwandfeldern und paraklavikulären Feldern (pkF) entstehen. Ziel war, durch robuste Planungsansätze hierdurch bedingte potenzielle Über- bzw. Unterdosierungen zu reduzieren.

Material & Methoden
Die Zielvolumina (PTV Brust und LAW LII+III+IV) wurden in 10 DIBH-Schnittbilddatensätzen konturiert. Eine 3D-Planung (50,4Gy/1,8Gy) je eines regulären (rTP) sowie eines modifizierten Tangentenplanes (mTP) mit pkF erfolgte in Oncentra (v.4.5.3, Elekta, SWE). Für die mTP wurde die Feldlänge eines **pkF-Feldes** kaudal um 5mm gekürzt und Länge eines oder mehrerer Brustwandfelder kranial um 5mm verlängert, um ein Dosisverschmierung im Feldansatz zu erzielen. Zur Simulation der Überschneidung bzw. Lückenbildung an den Feldanschlüssen wurden die pkF um 5mm gegenüber den Brustwandfeldern verschoben (gewöhnliche Breite eines Gatingfensters bei DIBH). Evaluiert wurden die mediane Dosis $D_{50\%}$, die Dosis nahe dem Maximum $D_{1\%}$ und dem Minimum $D_{99\%}$ im PTV und einem PTV-Subvolumen nahe der Anschlussregion (AR: ±2cm kranio-kaudal um den Feldanschluss).

Ergebnisse
Die AR $D_{50\%}$ ist nicht signifikant unterschiedlich zwischen mTP und rTP. Bei atembedingter Überschneidung steigt die AR $D_{1\%}$ im rTP auf 161,78% (158,94%–166,89%), im mTP nur auf 144,57% (139,87%–147,92%) der verschriebenen Dosis. Bei atembedingter Lückenbildung ist die AR $D_{99\%}$ im rTP auf 38,84% (36,23% –42,41%), im mTP jedoch nur auf 50,99% (40,95% –57,30%) der verschriebenen Dosis reduziert.

Zusammenfassung
Die gezeigte Modifikation der Tangentenpläne reduziert Über- und Unterdosierungen in der Feldanschlussregion. Da die resultierenden Dosen jedoch noch nicht klinisch-kurativen Anforderungen entsprechen, wird die Technik in einem nächsten Schritt nochmals robuster gestaltet.

Anhang

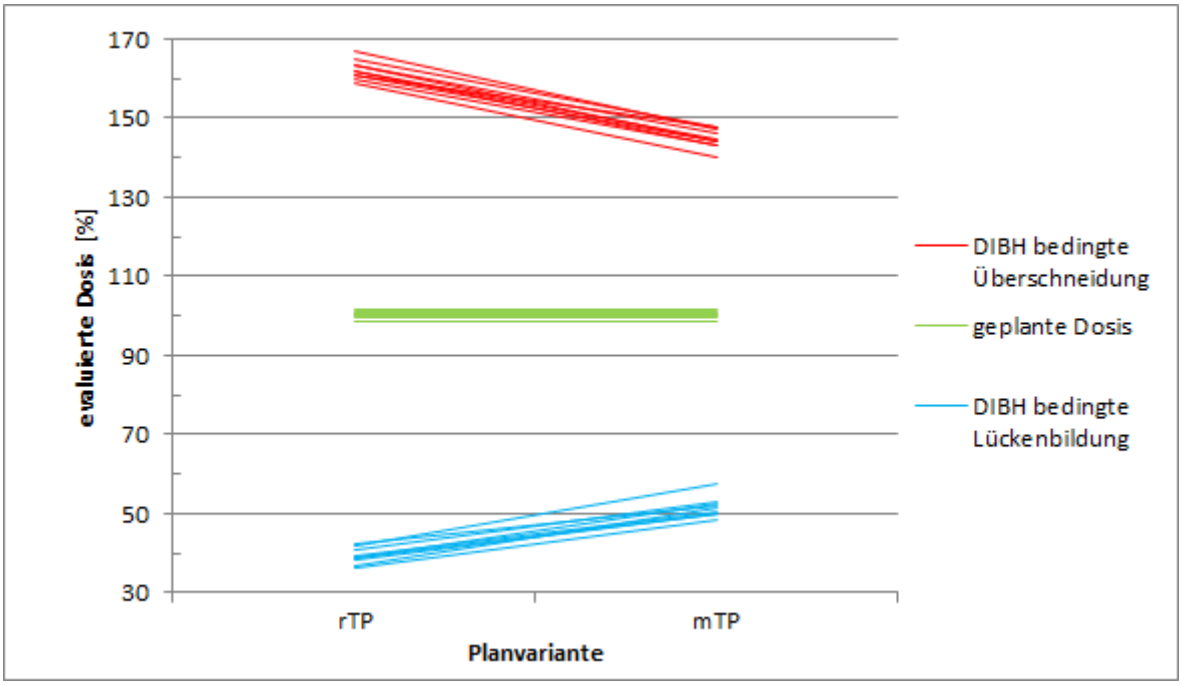


Abb.1: Änderungen der Dosis für alle Patienten

P 9 Pinnacle³ Auto-Planning bei der Bestrahlungsplanung des linksseitigen Mammakarzinoms inklusive der A. mammaria interna Lymphknoten

F. Bärenfänger[1], Y. Hedayat Pour[1], I. A. Adamietz[1], M. Budde[1]
[1]Marienhospital Herne, Universitätsklinikum der Ruhr-Universität Bochum, Klinik für Strahlentherapie und Radio-Onkologie, Herne, Deutschland

Einleitung
Aufgrund der durch klinische Studien belegten erhöhten Gesamtüberlebensrate (OS) wird der Einschluss der A. mammaria interna Lymphknoten (Internal Mammary Node Irradiation, kurz IMNI) bei der Radiatio des Mammakarzinoms, gemäß der S3-Leitlinie, bei gegebener Indikation empfohlen. Die Erweiterung der Bestrahlungsachse bei der IMNI resultiert jedoch insbesondere bei linksseitiger Bestrahlung häufig in einer erhöhten Dosisbelastung des Herzens und des ipsilateralen Lungenflügels. Dies stellt den planenden Physiker vor eine große Herausforderung und führt abhängig von der Planungstechnik und -erfahrung zu großen Unterschieden in der Planqualität. Bei der inversen Planung bietet das Pinnacle³ Auto-Planning-Modul (AP) eine Vereinfachung, Beschleunigung und Standardisierung des Planungsprozesses. Zur Überprüfung der Planqualität und der Anwendbarkeit des AP-Moduls bei der IMNI-Planung wurde eine Planungsstudie durchgeführt.

Material & Methoden
Es wurden zehn unterschiedliche linksseitige IMNI-Planungen von mehreren Physikern sowohl invers mit einer 14- bzw. 10-Felder Technik unter Verwendung von AP als auch mit einer tangential basierten Feld-in-Feld Vorwärtsplanung durchgeführt. Die Ergebnisse wurden bezüglich der Dosiskonformität und -homogenität des Brustgewebes sowie der A. mammaria interna Lymphknoten, der OAR-Schonung und der effektiven Planungsgeschwindigkeit verglichen.

Ergebnisse
Bei allen Techniken konnte eine zufriedenstellende Dosisabdeckung des Brustgewebes erreicht werden. Bezüglich der Dosisauslastung der A. mammaria interna Lymphknoten waren die mit AP invers durchgeführten Planungen überlegen. Ebenso konnte bei den AP-Plänen die Dosisbelastung des ipsilateralen Lungenflügels deutlich und die des Herzens minimal reduziert werden. Zudem zeigte sich bei den AP-Plänen eine insgesamt geringere Variabilität in der Planungsqualität zwischen den planenden Physikern und eine erhöhte Planungsgeschwindigkeit.

Zusammenfassung
In Übereinstimmung mit anderen Publikationen konnte mithilfe invers geplanter IMRT gegenüber tangential basierter Feld-in-Feld Vorwärtsplanung eine höhere Planqualität erreicht werden. Zudem konnte die Anwendbarkeit des Pinnacle³ Auto-Planning-Moduls auf die Bestrahlungsplanung der IMNI gezeigt werden. Wie in ähnlich durchgeführten Studien bei der Bestrahlungsplanung von Kopf-Hals- und Prostatatumoren wurde eine erhöhte Planungseffizienz durch die Verwendung von AP nachgewiesen.

P 10 Einfluss von Optimierungsparametern auf die dosimetrische Planqualität

S. Wegener[1], O. A. Sauer[1]
[1]Universitätsklinikum Würzburg, Strahlentherapie, Würzburg, Deutschland

Einleitung
Geplante und applizierte Dosis unterscheiden sich auf Grund von Berechnungsgenauigkeit und Beschleunigereigenschaften, insbesondere bei dynamischen Bestrahlungstechniken. Hier wurde untersucht, wie sich die Übereinstimmung durch Wahl der Winkelauflösung sowie Interpolation beeinflussen lässt.

Material & Methoden
Für jeweils drei klinische VMAT-Pläne der Entitäten Prostata, Prostata mit Lymphabflusswegen, HNO, Analregion und Wirbelkörper wurden Planvarianten erstellt. Diese wurden im Bestrahlungsplanungssystem Pinnacle (Philips) mit gleichen Dosisvorgaben und Gantryschritten von 2°, 3° und 4° optimiert. Der mit 4° optimierte Plan wurde zusätzlich auf 2° interpoliert. Zusätzlich wurden, für 4° optimierte und interpolierte Pläne, Varianten ohne oder mit verschiedenen Beschränkungen der Leafgeschwindigkeit erstellt.
Die Pläne wurden an einem Synergy-Beschleuniger mit Agility MLC (Elekta) mit einem ArcCHECK-Zylinderphantom (Sun Nuclear) gemessen und mittels Gammaanalyse ausgewertet, sowie Logfiles betrachtet.

Ergebnisse
Die Übereinstimmung zwischen Messung und Rechnung erhöhte sich mit sinkender Gantryschrittweite (Abb. 1). Die mit 4° optimierten und anschließend interpolierten Pläne zeigten durchgehend die höchsten Passraten, da eine geringe Modulation durch weniger Kontrollpunkte bei der Optimierung aber dennoch eine hohe Rechengenauigkeit durch zusätzliche Stützstellen für die Berechnung vorlag. In einem Fall (Wirbelkörper) fand der Optimierer mit 4° keine Lösung, ansonsten zeigten alle Pläne sehr ähnliche DVH-Verläufe.
Die Übereinstimmung bei verschiedenen Beschränkungen der Leafgeschwindigkeit war stark planabhängig (Abb. 2). Ohne Beschränkung der Leafgeschwindigkeit traten die größten Abweichungen auf. Je nach maximaler Leafgeschwindigkeit moduliert der Beschleuniger stattdessen Dosisleistung und Gantrygeschwindigkeit. Deshalb führen geringere Leafgeschwindigkeiten bei der Planung nicht zwangsläufig zu besseren dosimetrischen Ergebnissen bei gleichzeitig schlechterer Dosisverteilung.

Zusammenfassung
Mit Wahl der Winkelauflösung und der zulässigen Leafgeschwindigkeit nehmen Planungsparameter Einfluss auf die Übereinstimmung zwischen berechneter und applizierter Dosis. Die höchste Übereinstimmung wurde für 4° optimierte und dann interpolierte Pläne gefunden. Die zulässige Leafgeschwindigkeit sollte beschränkt werden.

Anhang 1

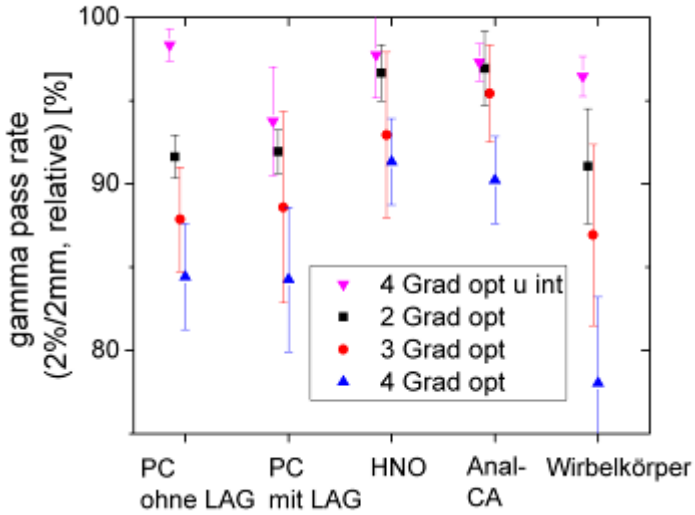


Abb. 1: Gammapassrates (2%/2mm relativ) in Abhängigkeit von der Gantryschrittweite.

Anhang 2

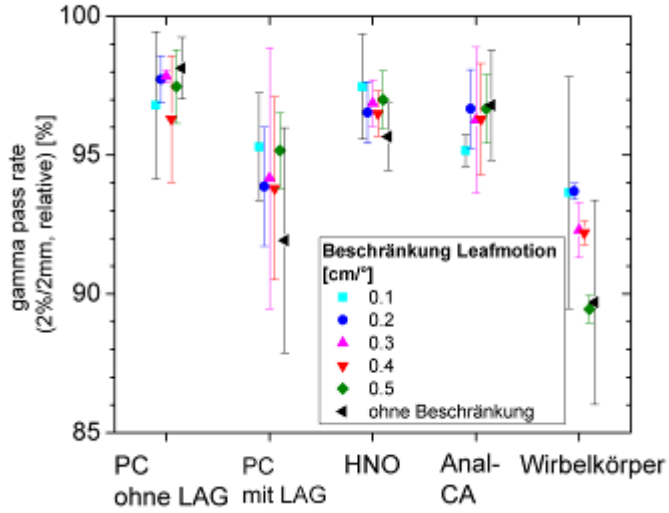


Abb. 2: Gammapassrates (2%/2mm relativ) in Abhängigkeit von der Leafgeschwindigkeit.

P 11 Einfluss im Bestrahlungsplanungssystem veränderter Outputfaktoren auf die Dosisverteilung bei der inversen Bestrahlungsplanung

N. Stille[1], V. Flatten[1,2], K. Zink[1,2,3]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland
[3]Frankfurt Institute for Advance Studies (FIAS), Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung
Durch Bestrahlungstechniken wie IMRT und VMAT lässt sich die Dosisverteilung konformal an komplexe Strukturen anpassen. Die entstehenden Feld-Segmente können mitunter sehr klein sein. Deshalb ist die genaue Messung von kleinen Feldern für die Basisdaten wichtig für die Dosisberechnung im Bestrahlungsplanungssystem. Im Folgenden soll der Einfluss von systematisch veränderten Outputfaktoren kleiner Felder auf die Dosiskalkulation im Bestrahlungsplanungssystem untersucht werden.

Material & Methoden
Es wurden drei identische Beschleunigermaschinen im Bestrahlungsplanungssystem erstellt, bei denen die hinterlegte Outputfaktorentabelle systematisch im Bereich der kleinen Feldabmessungen (bei 1x1cm² bis zu -29,12%, bei 5x5cm² bis zu -2,11%) verändert wurde. Mit den veränderten Outputfaktorwerten wurden dann Bestrahlungspläne erstellt, die für alle drei erstellten Beschleuniger identisch gehalten wurden, um die Dosisverteilung in PTV und den Risikoorganen zu vergleichen.

Ergebnisse
In Abb.1 ist das Dosis-Volumen-Histogramm im Hochdosisbereich für einen VMAT-Bestrahlungsplan der Prostata für die 3 Maschinen dargestellt. Es ist deutlich zu erkennen, dass die Dosisverteilung im Hochdosisbereich aufgefächert wird. Die Unterschiede im Hochdosisbereich zeigen sich auch in den Dosis-Parametern (Tab.1). Dort beträgt die Differenz zwischen *„Outputfaktoren_Referenz“* und *„Outputfaktoren_halbe Abweichung“* bei allen Werten ca. 0,25 Gy (0,39%) und die Differenz zwischen *„Outputfaktoren_Referenz“* und *„Outputfaktoren_maximale Abweichung“* bei allen Werten ca. 0,41 Gy (0,64%).

Zusammenfassung
Die Ergebnisse zeigen, dass Änderungen an den Outputfaktoren auch zu Änderungen in den Dosisverteilungen bei einer VMAT-Bestrahlung führen können. Das genaue Messen der Outputfaktoren für die Basisdaten eines Bestrahlungsplanungssystems ist von enormer Wichtigkeit, da bei der inversen Bestrahlungsplanung von großen Zielvolumen wie der Prostata durch die MLC-Konfiguration auch kleine Segmente vorkommen können.

Anhang 1

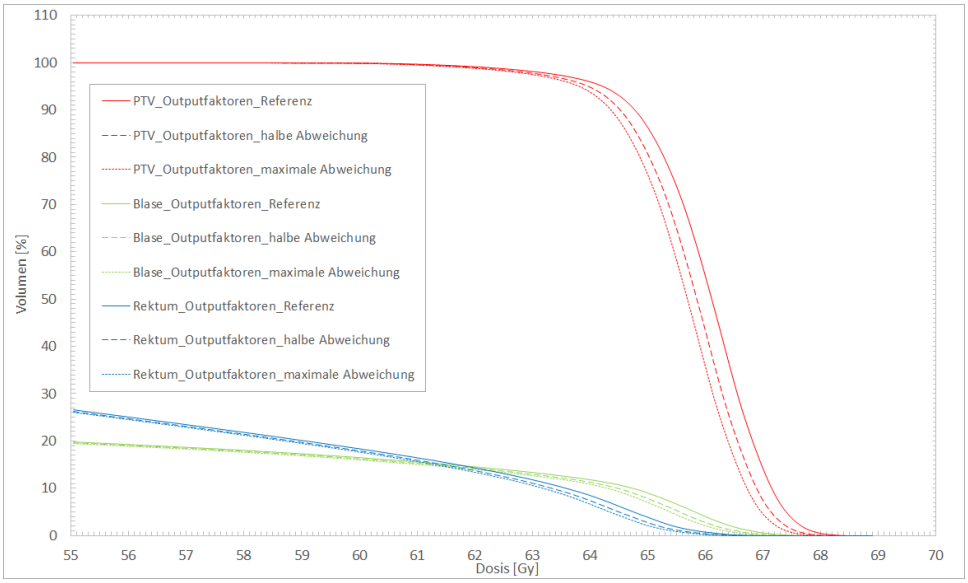


Abb. 1: Vergrößerte Ansicht des Hochdosisbereiches des Dosis-Volumen-Histogramms von dem VMAT-Bestrahlungsplan der Prostata der drei Maschinen

Anhang 2

		„Outputfaktoren_Referenz“	„Outputfaktoren_halbe Abweichung“	„Outputfaktoren_maximale Abweichung“
PTV	D_{95} (Gy)	64,24	63,99	63,83
	D_{50} (Gy)	66,12	65,86	65,69
Blase	D_{10} (Gy)	63,60	63,35	63,19
Rektum	D_{10} (Gy)	64,74	64,49	64,33

Tab. 1: Vergleich von Dosis-Parametern bei dem VMAT-Bestrahlungsplan der Prostata

Postersession 3

Chairs: Dr. Tilo Wiezorek (Jena), Prof. Ulrich Wolf (Leipzig)

P 12 Abhängigkeit der elastischen Volumenregistrierung von der Scanenergie

F. Vogt[1], M. Schwedas[1], S. Howitz[1], T. Wiezorek[1], A. Wittig[1]
[1]Universitätsklinikum Jena, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Jena, Deutschland

Einleitung
Die Elastische Bildregistrierung von Verifikationsbildgebung und Planungs-Computertomografie (CT) ist Grundlage für die adaptive Strahlentherapie, insbesondere für eine Dosisakkumulation der einzelnen Fraktionen. Voraussetzung dafür sind genaue Deformierungen der Bilddatensätze und damit verbundene Adaptionen der Strukturen von Zielgebiet und Risikoorganen.
Die Energien der in der Strahlentherapie eingesetzten bildgebenden Systeme, wie Planungs-CT oder Verifikationssystem am Bestrahlungsgerät, unterscheiden sich sehr stark. In dieser Arbeit wurde der Einfluss der Scanenergie auf die automatische Adaption der Strukturen untersucht.

Material & Methoden
Das Cheesephantom (Gammex) wurde mit unterschiedlichen Dichte-Inserts (Durchmesser: 3 cm, Dichtebereich: 0,3-1,82 g/cm^3) bei Energien von 80 kV, 120 kV, 140 kV am LightSpeed VCT (GE) und mit 3,5 MV am TomoTherapy HD (Accuray) gescannt.
An der RayStation (Raysearch) wurde die 120kV-CT als Referenz-CT eingelesen und die Inserts manuell konturiert. Die Bilddatensätze der anderen Energien wurden elastisch auf das Referenz-CT fusioniert, um anschließend die eingezeichneten Strukturen auf die Verifikationsbildgebung zu deformieren. Um die Genauigkeit der Deformierung des Struktursets zu untersuchen, wurden die Volumina der konturierten und deformierten Strukturen aller Dichten ausgelesen.
Um den energieabhängigen Kontrastunterschied darzustellen, wurden die Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit der Dichte für alle verwendeten Energien ausgelesen.

Ergebnisse
Im MVCT werden die Volumina mit steigender physikalischer Dichte kleiner abgebildet. Dagegen vergrößert sich die Abbildung der Volumina im 80kV-CT in Abhängigkeit von der physikalischen Dichte. Die elastische Volumenregistrierung zwischen zwei 120kV-Scans resultiert in gleich großer Abbildung der Strukturvolumina. Je geringer der HE-Kontrast, besonders bei großen Dichten, desto kleiner die Abbildung der adaptierten Strukturen (Abb.1). Die Volumenunterschiede resultieren nicht aus den unterschiedlichen Bildgebungsmodalitäten, da alle Grauwertprofile kongruent waren.

Zusammenfassung
Die Ergebnisse zeigen eine Abhängigkeit der Güte der DIR von der Energie des Verifikationsscans. Um Unsicherheiten in der elastischen Bildregistrierung zu minimieren, sollten Verifikationsbildgebung und Referenz-CT mit der gleichen Energie erfolgen.

Anhang

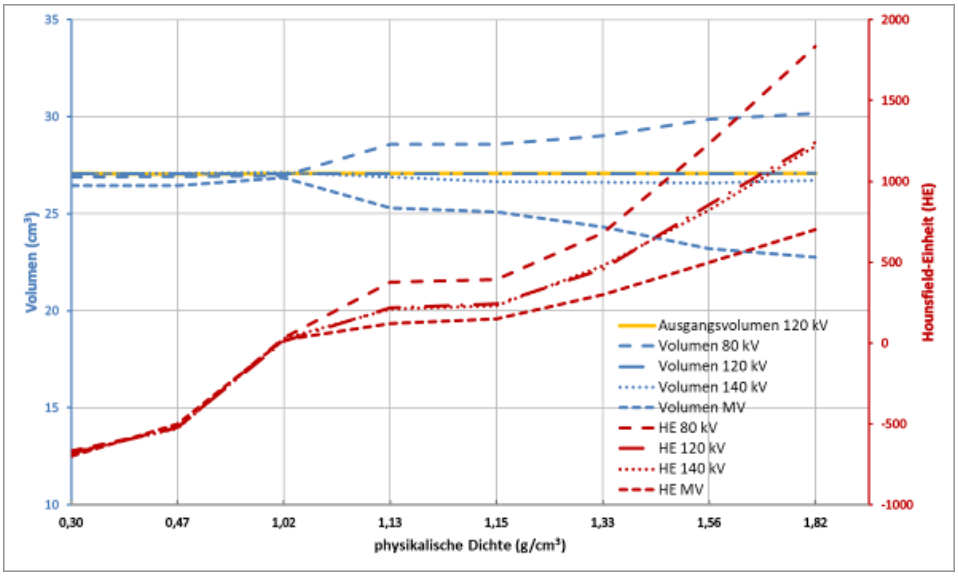


Abb.1: Abhängigkeit der elastischen Volumenregistrierung von der physikalischen Dichte (blau), rot= HE-Kalibrierkurve

P 13 Analyse der zusätzlichen Arbeitsschritte und deren personellen/zeitlichen Mehraufwand bei verschiedenen Planadaptionsszenarien bei Prostata-Ca Bestrahlungen

M. Splinter[1], P. Häring[1], C. Lang[1], O. Jäkel[1], N. H. Nicolay[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Während der Bestrahlung der Prostata ändert sich deren Lage und Form sowie der Füllzustande der Blase und des Rektums. Um diese Geometrie- und Volumenänderungen zu berücksichtigen, kommt die adaptive Strahlentherapie (ART) zum Einsatz.

Material & Methoden
Bei der ART von Prostata-Ca-Patienten gibt es verschiedene Ansätze. Eine Möglichkeit stellt die tägliche Adaption durch Verwendung einer Plandatenbank dar, bei der für jeden Patienten eine Plandatenbank, die drei Bestrahlungspläne (BP) für drei verschiedene Blasenvolumenbereiche umfasst, angelegt wird. Nach täglicher Blasenvolumenbestimmung wird der entsprechende BP appliziert. Eine weitere Möglichkeit der Adaption ist die wöchentliche Offline-Adaption. Hier wird für fünf Fraktionen der gleiche BP genutzt, danach die applizierte Dosis aufsummiert und für die sechste Fraktion ein neuer BP, der die zuvor applizierte Dosis berücksichtigt, berechnet und appliziert. Danach wiederholen sich diese Schritte. Die dritte Möglichkeit ist die tägliche Online-Adaption, bei der täglich ein BP, der ebenfalls die zuvor applizierte Dosis berücksichtigt, berechnet und appliziert wird. Der personelle und zeitliche Mehraufwand durch zusätzliche/aufwändigere Arbeitsschritte ist für jede Methode unterschiedlich.

Ergebnisse
Der größte Mehraufwand ergibt sich bei der Online-Adaption. Hierbei müssen täglich Arzt und MPE zur Überprüfung der ZV/OAR-Segmentierung, BP-Generierung, -Bewertung und –Abnahme Vorort sein. Durch Offline-Adaption kann der Mehraufwand auf etwa 20% reduziert werden. Zudem können die Arbeitsschritte nach/parallel zum Patientenbetrieb stattfinden, was die Liegezeit der Patienten und den Zeitdruck des Personals minimiert. Adaptiert man täglich durch Verwenden einer Plandatenbank, ist der personelle und zeitliche Mehraufwand am geringsten und entspricht etwa 5%. Die zusätzlichen Arbeitsschritte können mit Ausnahme der Blasenvolumenbestimmung nahezu alle offline ablaufen.

Zusammenfassung
Ein personeller und zeitlicher Mehraufwand ist aufgrund von zusätzlichen/aufwändigeren Arbeitsschritten bei Prostata-Ca-Patienten sowohl für eine Online-, Offline-Adaption als auch bei Adaption durch Verwenden einer Plandatenbank zu erwarten und sehr unterschiedlich. Durch Automatisierung von Arbeitsschritten kann dieser zukünftig noch reduziert werden, dennoch sind bestimmte Abläufe nicht beliebig weit komprimierbar.

P 14 Entwicklung einer robotergestützten und ultraschallbasierten Lokalisationskontrolle für die Strahlentherapie

P. Seitz[1,2], A. Schwahofer[1], B. Baumann[2], R. Bendl[2]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[2]Hochschule Heilbronn, Medizinische Informatik , Heilbronn, Deutschland

Einleitung
Eines der zentralen Probleme der Strahlentherapie ist die Positionsüberwachung von Tumoren während der Bestrahlung. Es werden daher bildgebende Verfahren gesucht, um die Tumorposition auch während der Bestrahlung zu detektieren. Ein Ansatz hierfür ist Ultraschall, wofür ein konstanter Anpressdruck auf die Patientenoberfläche benötigt wird. Ziel dieser Arbeit ist, eine Roboterapplikation für die Atem- und Bewegungskompensation bei konstantem Anpressdruck zu entwickeln. Diese soll in ein medizinisches Bildverarbeitungsprogramm für die Registrierung der Ultraschallbilder mit Planungsdatenintegriert werden.

Material & Methoden
Der verwendete Leichtgewicht-Roboter (Kuka lbr iwa 7800) wurde über eine neu entwickelte Schnittstelle in das Bildverarbeitungsprogramm Medical Interaction Toolkit (MITK)[1] integriert. Die Erkennung der Schallkopf-Position erfolgte über ein optisches Trackingsystem (Spectra, Polaris).
Hauptkomponente bildet eine feinfühlige Atem- und Bewegungskompensationsbewegung, die aufbauend auf der Roboter API von KUKA programmiert wurde. Die Bewegung wurde für unterschiedliche Schallpositionen und Atemmuster an Probanden getestet.
MITK wurde um Filter für die räumliche Zuordnung von Koordinaten und die Darstellung von Ultraschallbildern erweitert, u.a. zum Erstellen von 3D Ultraschallvolumen mittels Scanbewegungen eines 2D Ultraschallkopfes.

Ergebnisse
Die Bildakquisition war durch die Atembewegungskompensation störungsfrei und der Schallkopf konnte per Fernbedienung neu ausgerichtet und positioniert werden. Die aufgebrachte und die daraus resultierende, gemessene Kraft am Schallkopf waren jeweils konstant. Steuerkonzept und Bilddarstellung sind in einer GUI vereint, wobei die entwickelte Filterpipeline das simultane Darstellen von registrierten Ultraschallbildern und Planungsdaten in Echtzeit erlaubt.

Zusammenfassung
Eine zuverlässige, universelle Methode für Bewegungskompensation bei robotergeführter Ultraschall-Bildaufnahme wurde entwickelt und erfolgreich getestet. Das ist ein erster Schritt in Richtung einer sicheren, autonomen Roboterpositionierung am Patienten. Außerdem konnten die Bilddaten mit Positionszuweisung in ein System integriert, was die Grundlage für die Bildregistrierung für eine ultraschallbasierte Strahlentherapie darstellt.

Literatur
[1] Nolden, M., e. al.: The medical imaging interaction toolkit: challenges and advances. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 8(4), 607–620 (2013). DOI 10.1007/s11548-013-0840-8

P 15 A novel method for dose accumulation in the rectal wall of prostate cancer patient

F. Kamp[1], H. Liu[1], L. Ermoschkin[1,2], M. Di Biase[1,3], C. Kurz[1,4], G. Landry[1,4], K. Parodi[4], C. Belka[1,5], M. Li[1]
[1]University hospital, LMU Munich, Department of Radiation Oncology, München, Deutschland
[2]HELIOS Hospital Krefeld, Radioonkologie, Krefeld, Deutschland
[3]University of Chieti, SS. Annunziata Hospital, Department of Radiation Oncology, Chieti, Deutschland
[4]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[5]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland

Purpose/Objective
Due to inter-fractional changes in rectum and bladder filling, accurate dose estimation for the rectal wall (RW) over all fractions of a prostate treatment remains a major challenge. We developed a dose accumulation (DA) workflow for RW dose, explicitly accounting for the daily changing geometry as well as physiological properties of this elastic organ, without the need for deformable image registration (DIR).

Material/Methods
Daily cone beam CTs (CBCTs) intensities were corrected using a previously published method which exploits the planning CT (pCT) as a prior to correct the projections yielding corrected $CBCT_{cor}$. The dose of the day is calculated accounting for the clinical IGRT table shift. The accumulated RW dose is obtained following several steps:

1) Contour RW
2) Number axial slices starting at the caudal end at the tuber ischiadicum
3) Transfer rectum wall contour in every slice to polar coordinates (around the center of mass "CoM", fig.1) and subdivide into 1° angles
4) Retrieve dose for every arc length element (for all slices and fractions)
5) Perform DA for every arc length element and transfer back to corresponding pCT element

Results
In fig.1 resulting dose-volume-histograms (DVH) are shown for an exemplary patient case irradiated with 37 fractions of 2Gy. For this particular patient the dose to the RW was higher in the pCT than in the single fractions. Differences between the mean DVH over all fractions ("non-spatially-resolved DA") and the accumulated DVH indicate the effect of the improved geometrical accuracy of the novel method.

Conclusion
The developed DA has the potential to improve dose estimation to the RW since it can account for changes in daily geometry without the need for DIR.

Appendix

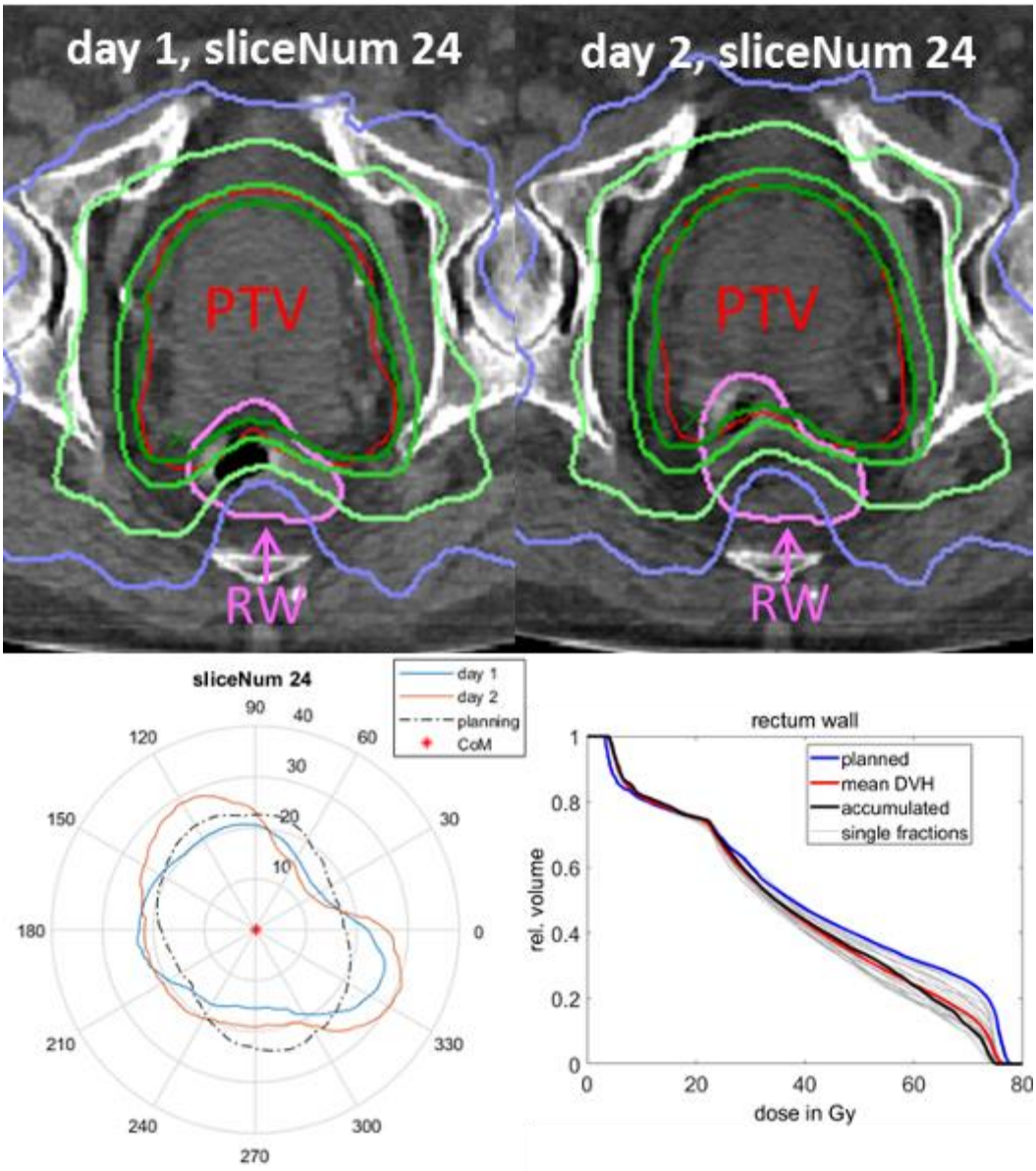


Fig. 1: Axial slices through $CBCTs_{cor}$ of an exemplary patient. The second row depicts the corresponding RW in polar coordinates and resulting DVHs.

P 16 Dosimetrischer Einfluss residualer intrafraktioneller Organbewegung bei stereotaktischer Bestrahlung der Leber in Atemanhalt

L. Mertens[1], D. S. K. Sihono[1], L. Vogel[1], L. Streb[1], F. A. Giordano[1], J. Boda-Heggemann[1], J. Fleckenstein[1]
[1]Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Universitätsmedizin Mannheim, Medizinische Fakultät Mannheim, Mannheim, Deutschland

Einleitung
Um Bewegungsunsicherheiten bei der stereotaktischen Bestrahlung der Leber zu reduzieren, kann die Leber in Atemanhalt bestrahlt werden. Jedoch muss auch in diesem Szenario mit einer Restbewegung der Leber gerechnet werden. Ziel dieser Arbeit ist die Bestimmung der dosimetrischen Konsequenzen einer solchen Restbewegung.

Material & Methode
Die Leberbewegung von 17 Patienten wurde patientenspezifisch mittels transabdomineller Ultraschallbildgebung während der Behandlung ermittelt und wie folgt in das Bestrahlungsplanungsprogramm eingearbeitet:

- Der zeitabhängige Bewegungsvektor des Zielvolumens wurde in eine normale und eine radiale Komponente in Bezug auf den Kollimator zerlegt.
- Die radiale Komponente der Tumorbewegung wurde durch entsprechende Verschiebung der MLC-Lamellen bzw. Blenden in Gegenrichtung simuliert, die normale Komponente wurde vernachlässigt (Verschiebung entlang der Tiefendosiskurve).
- Die Dosisverteilung des modifizierten Bestrahlungsplanes wurde berechnet und mit der statischen Dosisverteilung verglichen.

Die Auswertung erfolgte für jeweils einen Behandlungsplan mit homogener (ICRU50) und einen Behandlungsplan mit inhomogener Dosisverteilung (ICRU91) im Zielvolumen.

Ergebnisse
In Tabelle 1 sind die resultierenden bewegungsinduzierten dosimetrischen Veränderungen der Dosisverteilungen ohne Bewegung (Stat.) und mit Bewegung (Dyn.) dargestellt. Die residuale Leberbewegung in Atemanhalt bei einer möglichst homogenen Bestrahlung (hom. Plan) des Zielvolumens führte im Mittel sowohl zu einer 0,5% niedrigeren minimalen Dosis D_{98} im makroskopischen Tumorvolumen (GTV), als auch zu einer 0,5% höheren maximalen Dosis D_2. Bei der Erstellung eines inhomogenen Bestrahlungsplanes (inh. Plan) sanken die minimale Dosis D_{98} um 1,8% und die maximale Dosis D_2 um 0,4%. Die Gefahr einer Unterdosierung des GTVs ist auf Grund der höheren Gesamtdosis im GTV bei inhomogener Verschreibung jedoch geringer als bei homogener Verschreibung. Allerdings besteht bei inhomogener Verschreibung die Gefahr, dass das gesunde Lebervolumen bei einer nicht beachteten Leberbewegung eine höhere Dosis (höhere V10 und V20) erhält.

Anhang

Metrik Struktur	D_{98} PTV	D_{50} PTV	D_2 PTV	D_{98} GTV	D_{50} GTV	D_2 GTV	D_{max} Leber	V_{10} Leber	V_{20} Leber
	D in % der Verschreibungsdosis							V in % des Strukturvolumens	
Stat. hom.	90.9	100.0	104.6	95.7	101.2	105.0	103.4	46.2	32.4
Plan	±1.9	±0.0	±0.5	±1.8	±0.3	±0.6	±2.0	±5.6	±4.2
Dyn. hom.	86.2	99.8	105.1	95.2	101	105.5	103.1	46.7	32.7
Plan	±3.0	±0.2	±0.6	±1.5	±0.4	±0.6	±2.0	±5.7	±4.2
Stat. Inh.	87.9	113.6	134.2	106.4	122.0	135.7	108.7	44.9	29.2
Plan	±2.5	±1.7	±3.9	±2.8	±2.5	±4.2	±9.0	±6.1	±4.5
Dyn. inh.	84.2	112.7	134.1	104.6	121.4	135.3	109.1	45.3	29.4
Plan	±2.8	±1.6	±4.3	±2.7	±2.5	±4.5	±9.1	±5.9	±4.3

Tabelle 1

Zusammenfassung

Im Mittel reichen GTV-PTV Sicherheitssäume von 5 mm radial und 10 mm kranio-kaudal, um klinisch relevante Unterdosierungen im GTV durch intrafraktionelle Bewegungsunsicherheiten bei stereotaktischer Strahlentherapie im Atemanhalt zu vermeiden.

P 17 Voruntersuchungen einer maskenlosen Ganzhirnbestrahlung durch Oberflächenbildgebung

E. Semioshkina[1], D. Popp[1], T. O. Sauer[1], R. Fietkau[1], C. Bert[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Medizinische Strahlenphysik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Die Bestrahlung von Patienten mit Tumoren im Kopf- und Halsbereich ohne Maske könnte eine Option für Patienten sein, die eine Maske nicht tolerieren und gleichzeitig den Komfort der Behandlung erhöhen. Das Erhalten der hohen Behandlungspräzision einer Maske kann mit permanenter Oberflächenüberwachung vom Behandlungsbereich realisiert werden. Um die Machbarkeit dieser Methode zu evaluieren, wurde die Kopfbewegung von Patienten registriert, die im Thorax behandelt wurden.

Material & Methoden
Die Bestrahlung der Patienten erfolgte an einem Elekta Versa HD Linearbeschleuniger. Dieses Patientenkollektiv wird i.d.R. mittels einer Kopfschale mit Armschiene (Unger Medizintechnik, Mülheim-Kärlich) gelagert und vor der Röntgenbildgebung mittels Oberflächenbildgebung (AlignRT, VisionRT, London, UK) positioniert. Da bislang in der Routine das Oberflächenmonitoring (5 Bilder/s) nicht mit der Gating-Schnittstelle des Beschleunigers gekoppelt ist, konnte die für das Monitoring benutzte Region of Interest (ROI) auf den Kopf erweitert werden. Nach der Behandlung wurde die Änderung der Position des Kopfes getrennt von der gesamten ROI ausgewertet.

Ergebnisse
Die Messungen der ersten 4 Patienten ergaben im Median Abweichungen von 2.78/1.17/2.33 mm und Rotationen von 1.70/0.51/0.62°. Der erkennbare Trend ist, dass Abweichungen am Ende der Behandlung zunehmen (Abb.1). Aktuell erfolgt eine dosimetrische Bewertung solcher Abweichungen für Patienten mit einer Ganzhirn-Bestrahlung.

Zusammenfassung
Ohne dedizierte Anweisungen und Lagerungshilfsmittel ergeben sich während der Bestrahlung Abweichungen in der Kopfposition, die im Median vielversprechend gering sind, aber vereinzelt große Maxima zeigen. Eine dosimetrische Bewertung dieser Abweichungen steht aus. Durch Kombination mit der Gating Schnittstelle des Beschleunigers könnten die Abweichungen auf ein dosimetrisch vertretbares Maß reduziert werden.

Anhang 1

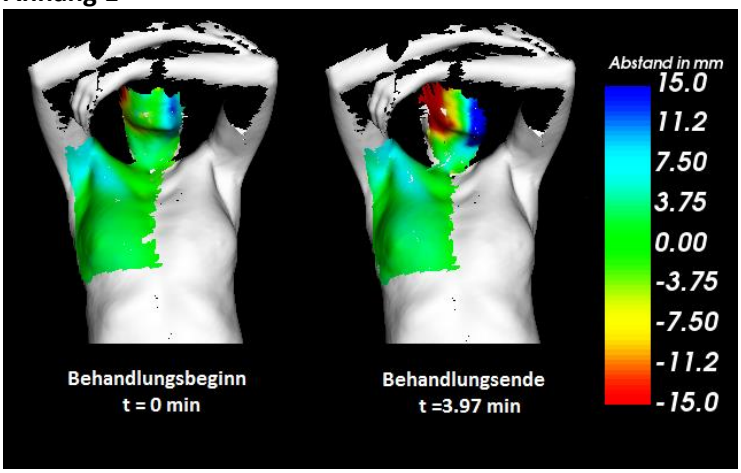


Abb. 1: Abweichung zur Referenzoberfläche, welcher mit einem Nearest Neighbor-Algorithmus bestimmt wurde

P 18 Surface guided radiation therapy on example of left breast treatment in deep inspiration based on AlignRT System

N. Milickovic-Skalonja[1], S. Hey-Koch[2]
[1]Sana Klinikum Offenbach, Medizinische Physik und Engineering, Offenbach a. Main, Deutschland
[2]Sana Klinikum Offenbach, Strahlenklinik, Offenbach a. Main, Deutschland

Introduction
Our aim is to present the implementation of AlignRT System (Vision RT Ltd., London, Great Britain**)** for accurate patient positioning and radiation monitoring in our daily clinical routine. The first application of this Surface Guided RT System in our clinic was applied for the irradiation of left breast patients. Beside of significantly lower dose delivered to volume of lungs, our aim is to protect the heart and so reduce the risk of long-term cardiac complications.

Materials and Methods
Irradiation of all patients with left breasts-ca. which are able and willing to follow the instructions of MTRAs and can hold the breath for ca. 20s is done with help of AlignRT System.
We make one CT-Scan of patient in Deep Inspiration. Inspiration is so deep that the Patient can repeat it constantly till the end of irradiation. Patients are instructed how the *RTC Monitor by VisionRT* can help them to repeat the deep inspiration to the correct level. They can take an active part in their treatment and see exactly when they move/inhale within the tolerance window. The treatment plan and contours are sent from the planning system to AlignRT.
Patient positioning is done with a help of AlignRT system to the position possibly same to one from the CT.
For all patients irradiated in deep inspiration, we need to be sure they reach the inspiration level at which the CT-Scan of patient was done. To ensure that, the table height must be set to the same position that was measured from the CT-Scan and remain constant till the last fraction is delivered. Adjustment of longitudinal and lateral table position is done during the patient deep Inspiration based on CT-DICOM body contours.
As the positioning is completed, the kV/MV patient verification images are done in DIBH. If necessary, the longitudinal and lateral table movements are applied.
The 0° and 270° Setup DRR images are prepared so that (Figure 1):

- at the 0° image Thorax wall, cervical spine (in the case that supraclavicular lymph nodes are also irradiated), diaphragm, and rest of spine should be clearly visible and contoured;
- by 270° Setup image should diaphragm and sternum be good visible and contoured.

The contoured anatomical features from DRR images are to be compared with their position on kV/MV setups images.

After the image verification is finished, the new AlignRT reference images can be done. We proceed to irradiation.
The patient monitoring during the radiation is done with high accuracy of under 1mm. Radiation Beam is ON, only when the patient position corresponds within the specified limit to the reference one. In our case, the defined limit is 3mm. Otherwise; the radiation is automatically paused until the patient again inhales to the right level.
We can use more than one region-of-interest for the patient positioning and for the control of irradiation.

Discussion and Conclusions

Radiation exposure increases the risk of cardiac long-term problems. In addition to reducing the dose delivered to hearth, the relative dose delivered to ipsilateral lung is also reduced by using the DIBH technique for treatment, Figure 2.

Patient positioning based on AlignRT is at least as accurate as the one based on patient markers. It provides control over the translation and rotation of patient over the whole selected surface which leads the MTRA colleagues faster and intuitive to the required patient position.

The AlignRT enables high accuracy tracking of the patient motion in six degrees of freedom during the treatment. Radiation is automatically stopped if patient moves out of the intended position. The reproducibility of correct inhalation level is improved for the whole length of radiation.

Appendix 1

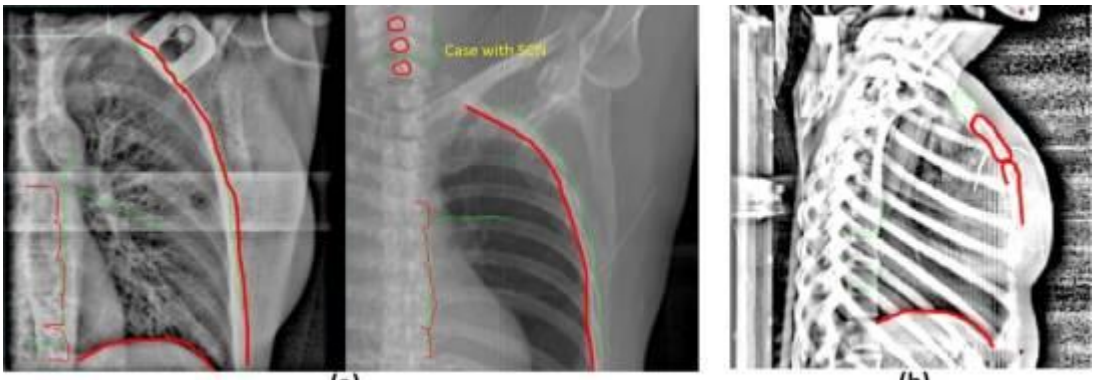


Fig. 1: (a) 0° setup image; thorax wall, diaphragm, spine and cervical spine (bei SCN) and (b) 270° setup image; diaphragm, spine and sternum

Appendix 2

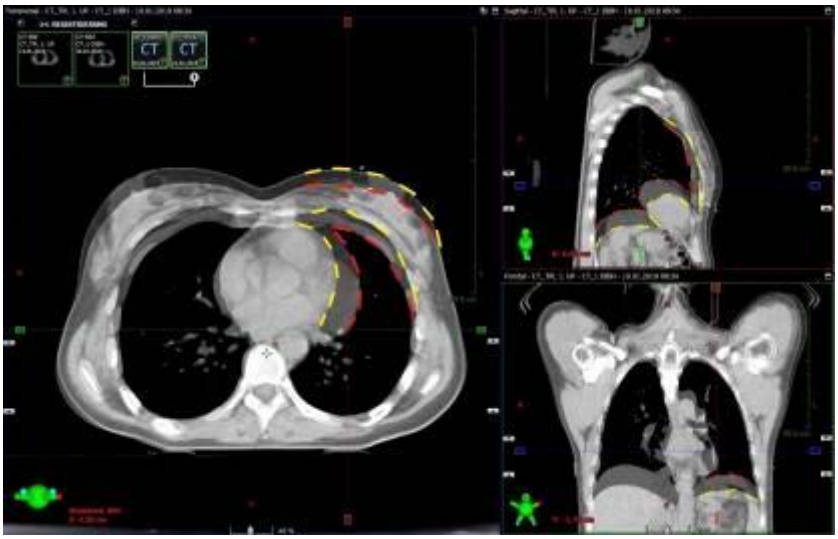


Fig. 2: Fused CT image set of patient in free breathing (red lines) with the set in DIBH (yellow lines).

Postersession 4

Chair: Prof. Christoph Bert (Erlangen)

P 19 Untersuchung der Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens verschiedener Detektoren für Dosismessungen in der HDR-Brachytherapie

E. Hofmann[1,2,3], G. Rossi[1,2,3], M. Kollefrath[1,2,3], M. Gainey[1,2,3], D. Baltas[1,2,3]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Physik, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg i. Br., Deutschland
[2]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland
[3]Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung
Für präzise dosimetrische Messungen in der HDR-Brachytherapie sollte das Ansprechvermögen eines Detektors möglichst richtungsunabhängig sein. Ziel dieser Arbeit war es, in der Nähe einer HDR-^{192}Ir-Quelle verschiedene Detektoren auf ihr richtungsabhängiges Ansprechvermögen zu untersuchen.

Material & Methoden
Alle Messungen fanden mit einem microSelectron Afterloader v3 (Elekta, Niederlande) und einer mHDR-v2r ^{192}Ir-Quelle (Elekta, Niederlande) statt. Die Quelle wurde für die Messungen computergesteuert in einem MP3 Wasserphantom (PTW, Freiburg) innerhalb eines Katheters positioniert. Untersucht wurden ein Mikrodiamant-Detektor (MDD) PTW 60019, eine Si-Diode PTW 60017 und eine PinPoint 3D Ionisationskammer PTW 31022. Die Detektoren wurden jeweils vorbestrahlt und mittels Aufnahme von Dosisprofilen entlang aller drei Raumrichtungen und anschließender Analyse des Maximums in Bezug auf die Quellenmitte positioniert. Die Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens der drei Detektoren wurde in festgelegten radialen Abständen (r = 1cm, 2cm, 3cm und 5cm) und für verschiedene Winkel φ untersucht (vgl. Abb. 1). Die Messergebnisse wurden auf φ = 0° normiert. Aus fünf Messungen wurden die statistischen Unsicherheiten (k=1) berechnet.

Ergebnisse
Die normierten Messwerte liegen in einem Abstand von 1cm für den MDD, die Si-Diode und die PinPoint 3D in einem Bereich zwischen (0,996 ± 0,002) und (1,036 ± 0,002), (0,842 ± 0,002) und (0,976 ± 0,002) sowie (0,802 ± 0,001) und (0,984 ± 0,001). Das größte richtungsabhängige Ansprechvermögen wurde für alle Detektoren für Winkel $90° \leq \phi \leq 150°$ sowie $210° \leq \phi \leq 270°$ gemessen. Für die restlichen Winkel zeigt besonders das Ansprechvermögen des MDDs eine geringe Richtungsabhängigkeit.

Zusammenfassung
Im vorgestellten Vergleich weist der MDD für alle Winkel die geringste Richtungsabhängigkeit im Ansprechvermögen auf. Sowohl die Diode als auch die PinPoint 3D Ionisationskammer zeigen eine ausgeprägte Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens.

Anhang

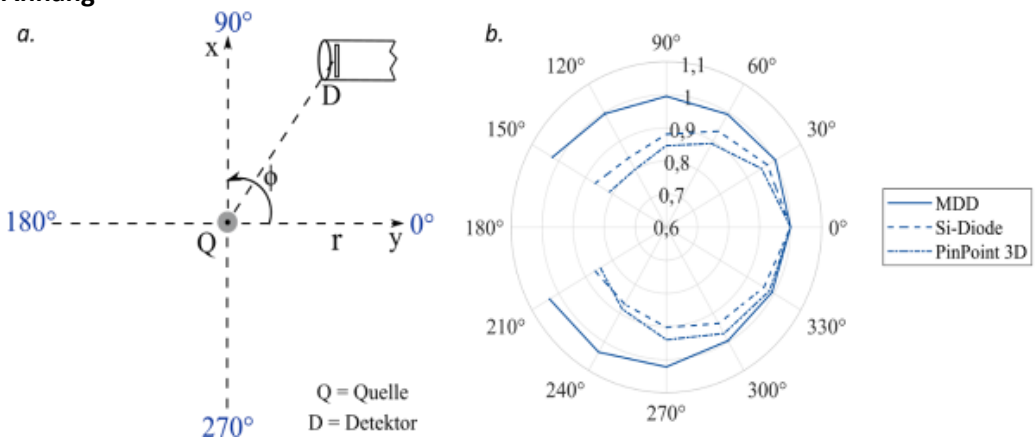


Abb. 1: Anordnung für die Messungen (a.) und Ergebnis für 1cm (b.)

P 20 Monte-Carlo-Simulationen zur Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens verschiedener Detektoren an einem ^{192}Ir-Brachytherapiestrahler

K. Büsing [1], A. Schönfeld[1], B. Poppe[1]
[1]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

Einleitung
Aufgrund des steilen Dosisgradienten und dem Volumeneffekt ist mit Ionisationskammern eine Messung in der Brachytherapie nur bei ausreichendem Abstand zum Strahler verlässlich. Außerdem ist bei geringen Strahlerabständen eine genaue Detektorpositionierung wichtig. Bei Messungen radialer Daten ist die Orientierung des Detektors zum Strahler unveränderlich. Um räumliche Dosisverteilungen messen zu können, sollen daher die Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens sowie die Einflüsse verschiedener Bestandteile der Kammern untersucht werden.

Material & Methoden
Das radiale Dosisprofil und die Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens an einem 192Ir-Strahler wurden für die Ionisationskammern PinPoint3D 31016 und PinPoint3D 31022, sowie den mircoDiamond 60019 und die Siliziumdiode 60017 (alle PTW) simuliert und mit Messdaten verglichen. Die Detektorlängsachse wurde senkrecht zu der Symmetrieachse des mittig im Phantom platzierten Strahlers ($\alpha = 0°$) positioniert. Die radialen Daten wurden bis zu einem Strahlerabstand von R = 150 mm aufgenommen. Der Einfluss unterschiedlicher Streustrahlanteile und des Dosisgradienten auf die Winkelabhängigkeit wurde durch Untersuchung des Winkelbereichs $-110° < \alpha < 110°$ bei verschiedenen radialen Abständen R berücksichtigt. Dabei wurden die Auswirkung verschiedener Kammerbestandteile betrachtet.

Ergebnisse
Die radialen Dosisverläufe passen im klinisch relevanten Abstandsbereich zu den Messungen von [1]. Mit steigendem radialen Abstand nahm der Einfluss der Winkelanhängigkeit des Ansprechvermögens auf das Messignal ab. Relativ zum Referenzwert $\alpha = 0°$ zeigten die Siliziumdiode 60017 und die PinPoint3D 31022 die deutlichsten Abweichungen. Beim microDiamond 60019 und der PinPoint3D 31016 lagen diese wesentlich niedriger. Es konnte gezeigt werden, dass bei den Ionisationskammern die Geometrie des zum Signal beitragenden Luftvolumen einen Einfluss auf deren Winkelabhängigkeiten hat.

Zusammenfassung
Um die räumliche Dosisverteilung eines 192Ir-Strahlers weiter zu untersuchen, könnten sich aufgrund der geringen Winkelabhängigkeiten des Ansprechvermögens der microDiamond 60019 und die PinPoint3D 31016 eignen. Zusätzlich werden weitere Korrektionsfaktoren benötigt.

Literatur
[1] Schoenfeld et al.: Reference conditions for ion-chamber based HDR brachytherapy dosimetry and for the calibration of high-resolution solid detectors. ZMP, 2017

P 21 Thin-Plate Spline basierte Registrierung von CT Aufnahmen für die adaptive Planung in der interstitiellen multi-katheter HDR Brachytherapie

M. Schulz[1], K. Kallis[1], T. Geimer[2], N. Abu-Hossin[1], V. Strnad[1], R. Fietkau[1], C. Bert[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland
[2]Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Interstitielle multi-katheter HDR Brachytherapie ist eine Therapiemethode für Brustkrebspatientinnen nach brusterhaltender Operation. Um eine optimale Abdeckung des Zielvolumens mit der geplanten Dosis zu gewährleisten, ist es wichtig, dass dosisrelevante interfraktionelle anatomische Veränderungen in der Brust erkannt und korrigiert werden. Die Arbeit beschäftigt sich damit, ausgehend vom Planungs-CT (PCT) ein Tages-CT (TCT) für einen spezifischen Behandlungstag zu berechnen, um zu beurteilen, ob der bestehende Bestrahlungsplan adaptiert werden muss.

Material und Methoden
In einer retrospektiven Auswertung klinischer Routinedaten, wurde von bislang 5 Patientinnen das PCT mit dem zwei Tage später aufgenommenen Verlaufs-CT (VCT) rigide registriert, um die Kathetergeometrie zu überprüfen. Die Katheterspuren wurden jeweils manuell rekonstruiert, um mit Hilfe von Thin-Plate Splines (TPS) ein Deformationsfeld zu berechnen, das auf den Veränderungen der Kathetergeometrie zwischen PCT und VCT basiert. TPS ist eine Spline-basierte Methode für die Interpolation von diskreten Datenpunkten und kann nicht-affine Transformationen abbilden. Anwendung des Deformationsfeldes auf das PCT ergibt das TCT, welches die Kathetergeometrie, die im VCT festgestellt wurde, abbilden soll.
Um die Qualität der Verformung zu beurteilen, wurde der voxelweise, absolute Fehler im Median zwischen diesem Deformationsfeld (D-TPS) und dem Deformationsfeld eines grauwertbasierten B-spline Registrierungsalgorithmus (D-BSP) verglichen. Zum anderen wurde der Grauwertunterschied zwischen dem VCT und dem TCT berechnet, um feststellen zu können, ob das VCT durch das verformte PCT gut abgeschätzt wird.

Ergebnisse
Die Deformationsfelder über das ganze CT gerechnet unterscheiden sich im Median um 15.7 mm, bei einer medianen Länge der Deformationsvektoren des D-BSP von 7.8 mm und des D-TPS von 13.4 mm. Im PTV liegt der Unterschied bei 4.8 mm bei einer medianen Länge von 4.1 mm für das D-BSP und 5.6 mm für das D-TPS. Der Grauwertunterschied im Zielvolumen zwischen VCT und TCT beträgt im Median 26.0 HU verglichen zu 34.2 HU zwischen VCT und PCT.

Zusammenfassung
Erste Berechnungen der Deformationsfelder weisen darauf hin, dass das D-BSP nicht direkt mit dem D-TPS verglichen werden kann, da die Berechnung des D-BSP nur auf Grauwerten und nicht wie das D-TPS auf direkten Informationen über die Kathetergeometrie basiert. Um die Qualität der TPS Registrierung besser abschätzen zu können, sollen zusätzlich landmarkbasierte Fehlermaße ausgewertet werden, z.B.: Registrierung von OP-Clips oder Mikroverkalkungen. Die geringeren Grauwertunterschiede zwischen VCT und TCT zeigen, dass durch TPS eine gute Registrierung im Zielvolumen erreicht werden kann.

P 22 HIPO inverse optimization with interstitial ring tandem applicator treatment plans – a retrospective comparison of different strategies

M. Gainey[1,2,3], M. Kollefrath[1,2,3], D. Baltas[1,2,3]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Physik, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg i. Br., Deutschland
[2]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland
[3]Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg i. Br., Deutschland

Introduction
A ring tandem applicator with interstitial needles provides additional possibilities to optimize the dose distribution in HDR-brachytherapy treatment plans for cervical cancer, following 45-50.4 Gy EBRT. The Hybrid Inverse Planning Optimisation (HIPO) algorithm was used to standardize treatment planning and reduce treatment planning time: planning aim dose 4 x 7Gy in 2 implants.

Materials and Methods
The treatment planning system Oncentra Brachy v4.5 was employed with a microSelectron v3 afterloader. All plans (n=5) were calculated for a ^{192}Ir source (v2r). The HIPO algorithm was used to optimize dwell time distributions (DTD) according to two strategies: HIPO1 (sequential applicator and needle DTD optimization) and HIPO2 (simultaneous applicator and needle DTD optimization) [1]. These were compared retrospectively to the respective clinically delivered plans (graphical optimization, GrO).

Conclusions
Preliminary results demonstrate that HIPO1 reproduces the pear-shaped (Point A) dose distribution of ring-tandem plans (Figure 1b). HIPO1 significantly reduces large dwell times within the interstitial needles: 28±10% (HIPO1), 57±13% (HIPO2) and 44±10% (GrO).
Subsequent GrO may be required with both HIPO strategies to constrain the dose within the OARs. Our experience indicates that no single general class solution for HIPO exists for cervix carcinoma. However HIPO optimization allows treatment planning to be standardized, allowing clinically acceptable plans to be generated expediently by inexperienced planners.

Appendix 1

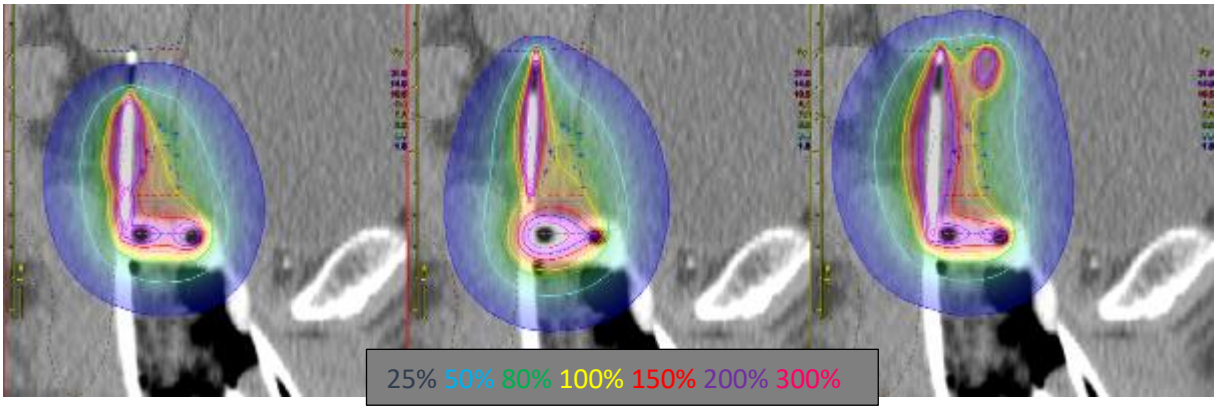


Fig. 1: Sagittal slice of dose distribution a) left panel GrO method (clinical); b) centre panel HIPO1 and c) right panel HIPO2.

Appendix 2

Optimisation method	Ring tandem	Needles
GrO	0.56±0.09	0.44±0.10
HIPO1	0.72±0.14	0.28±0.14
HIPO2	0.43±0.13	0.57±0.13

Tab. 1: Fraction of total irradiation time for applicator and needles.

References

[1] Trnkova P, Pötter R, Baltas D et al. New inverse planning technology for image-guided cervical cancer brachytherapy: Description and evaluation within a clinical frame Radiation and Oncology 331-340 (2009).

P 23 Treatment planning system for robotic LDR-Brachytherapy

P. Aumüller[1], P. Mayer[2], A. Rothfuss[2], O. Oesterle[2], F. A. Giordano[1], S. Clausen[1]
[1]Universitätsmedizin Mannheim, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Mannheim, Deutschland
[2]Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung, Mannheim, Deutschland

Low-Dose Rate (LDR) brachytherapy is an established treatment for early stage prostate cancer. The method relies on placement of radioactive emitters (seeds) in the prostate through a mounted grid under guidance with transrectal ultrasound (TRUS). Commercially available treatment planning systems (TPS) are used to contour the prostate and organs at risk on the basis of 3D ultrasound. Following inverse treatment planning and optimization of conformality, the various injection points on the grid and the number of seeds placed in each needle is given. Novel strategies to implant seeds include replacement of the fixed grid with robotic positioning (LBR iiwa, KUKA AG, Augsburg, Germany) of a template for extraprostatic LDR brachytherapy as well as combined MRI-guided robotic biopsy-seed implantation (RCM, Sorteria Medical BV, Arnhem, The Netherlands) for prostatic LDR brachytherapy.
To facilitate treatment planning for both methods, we developed a novel inverse TPS system that optimizes needle placement in a way, that more possible injection points become available which will be only limited to path planning around risk structures.

P 24 Filmdosimetrische Planverifikation für die interstitielle HDR-Brachytherapie in einem Phantom-Prototyp

A. Almaci[1], G. Altenstein[1], W. Baus[1]
[1]Universitätsklinikum Köln, Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Einleitung
Während in der Teletherapie verschiedenste Möglichkeiten der Planverifikation etabliert sind, verlässt man sich in der Brachytherapie trotz teilweise sehr komplexer Dosisverteilungen gewöhnlich auf eine Kombination aus Referenz- und In-Vivo-Dosimetrie. Deshalb entwickelten wir Phantome zur filmdosimetrischen Planverifikation als qualitätssichernde Maßnahme (QA) für die interstitielle Bestrahlung mit einer HDR-^{192}Ir-Quelle.

Material & Methoden
Es wurde ein wasserbefüllbares Zylinderphantom aus Plexiglas (PMMA) entwickelt, in das zwei zueinander orthogonale Filme positioniert werden können. Der Zylinderdeckel besteht aus einer besonderen Gummimembran, die eine quasi beliebige Anordnung von Nadeln im Phantom ermöglicht. Ein CT-gestützter Brachytherapieplan mit drei Nadeln wurde mit Oncentra Brachy (Elekta) erstellt und die 2D-Dosis in der Sagittalebene gemessen.
Zur Kalibrierung wurden Gafchromic EBT3 Filme (Ashland) mithilfe eines Aufbaus aus Polystyrol entsprechend [1] in Stufen von 0.25 bis 24.0 Gy bestrahlt und am selben Messort anschließend mit einer PinPoint-Kammer (31016; PTW) die Absolutdosis bestimmt. Die Kalibrierung und ein qualitativer Vergleich der Dosisverteilung, Dosisprofile, sowie eine Gamma-Analyse (3mm/3%) wurden mit der Software FilmQA Pro (Ashland) realisiert.

Ergebnisse
Die Dosisantwort der einzelnen RGB-Kanäle wurde in Form einer Kalibrierkurve veranschaulicht. Die ersten Kalibriermessungen haben eine gemittelte Dosisabweichung von 3.4% zwischen PinPoint und durchschnittlichen RGB-Werten ergeben, wobei die höheren Abweichungen im Niedrigdosisbereich liegen.
Die Gamma-Analyse des Vergleichs Planung-Messung lieferte eine passing rate von 95.8%. Abb. 1 zeigt den Phantom-Prototyp mit drei Nadeln, Abb. 2 einen Vergleich der Isodosenlinien von Planung und Messung.

Anhang 1

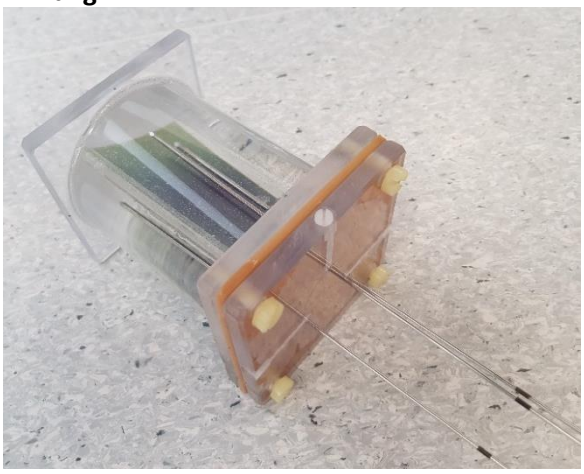


Abb. 1: Prototyp des Zyl.-phantoms mit drei Nadeln

Anhang 2

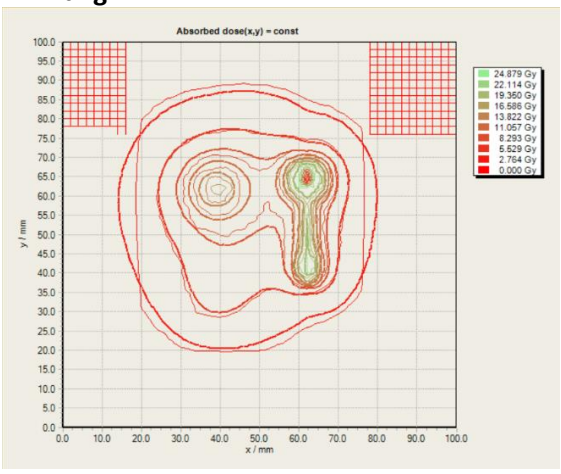


Abb.2: Vergleich der Isodosenlinien Plan-Messung

Literatur
[1] Aldelaijan, S., Med.Phys. 2011, S. 6074-6083

P 25 Dosimetrische Verifikation ophthalmologischer Betastrahler mittels dünnschichtiger MCP-Thermolumineszenzdetektoren

F. Krause[1], M. Möller[1], F. A. Siebert[1]
[1]Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, Klinik für Strahlentherapie, Kiel, Deutschland

Einleitung
Bei der Verwendung ophthalmologischer Betastrahler in der Brachytherapie kommen häufig sphärische Ru-106 Applikatoren, sogenannten Augenkalotten, zum Einsatz. Für etwaige Dosisberechnungen respektive Berechnungen der Liegezeiten werden die vom Hersteller angegeben Daten herangezogen. Eine zusätzliche Überprüfung der Applikatoren ist in der Regel nicht vorgesehen. Da der Medizinphysiker für die korrekte Dosimetrie in der Klinik jedoch die Verantwortung trägt, ist eine dosimetrische Verifikation wünschenswert (Kaulich et al., 2004). Zur Betrachtung dieser Fragestellung wird im Folgenden ein Messverfahren basierend auf der Verwendung von dünnschichtigen MCP-Thermolumineszenzdetektoren (TLD Poland, Krakau) beschrieben.

Material & Methoden
Mit einem selbstgefertigtem PMMA-Phantom, welches in seiner Applikator-Aufnahme an die sphärische Fläche der Augenkalotte (Typ CCA, Bebig GbmH, Berlin) angepasst ist, werden mittels dünnschichtigen MCP-Thermolumineszenzdetektoren Dosiswerte in unterschiedlichen Abständen zur Oberfläche des Applikators ermittelt und mit den Herstellerangaben verglichen. Die Kalibrierung der Thermolumineszenzdetektoren findet zuvor in einem Wasserphantom mittels 6MV Photonen eines Linearbeschleunigers statt. Die dabei erzeugten Sekundärelektronen entsprechen im Mittel etwa der durchschnittlichen Energie der Beta-Partikel von Ru-106.

Ergebnisse
Ein Vergleich der Ergebnisse der Messreihen, welche zuvor anhand von MCP-Dünnschichtdetektoren ermittelt wurden, mit den Werten des Strahlerzertifikates (Abb. 1) zeigt, dass die Dosiswerte aus dem Zertifikat mit einer maximalen Abweichung von 6,5% bestätigt werden können. Des Weiteren ist zu konstatieren, dass Unsicherheiten in der Dosimetrie durch die unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften der bei der Kalibrierung verwandten Strahlqualität durch den Einsatz von MCP-Dünnschicht-Detektoren gegenüber herkömmlichen Thermolumineszenzdosimetern reduziert werden können (siehe Abb. 1, Vergleich mit TLD-100-Messreihe).

Zusammenfassung
Das im Zuge dieser Arbeit vorgeschlagene Messverfahren ermöglicht im Hinblick auf die Verifikation von Strahlerzertifikaten eine unabhängige sowie praxisnahe Umsetzung der Überprüfung von ophthalmologischen Betastrahlern in der Brachytherapie. Durch die Verwendung von MCP-Dünnschichtdetektoren kann die dosimetrische Genauigkeit bei der Kalibrierung mittels 6MV Photonen gegenüber konventionellen Thermolumineszenzdetektoren gesteigert werden.

Anhang

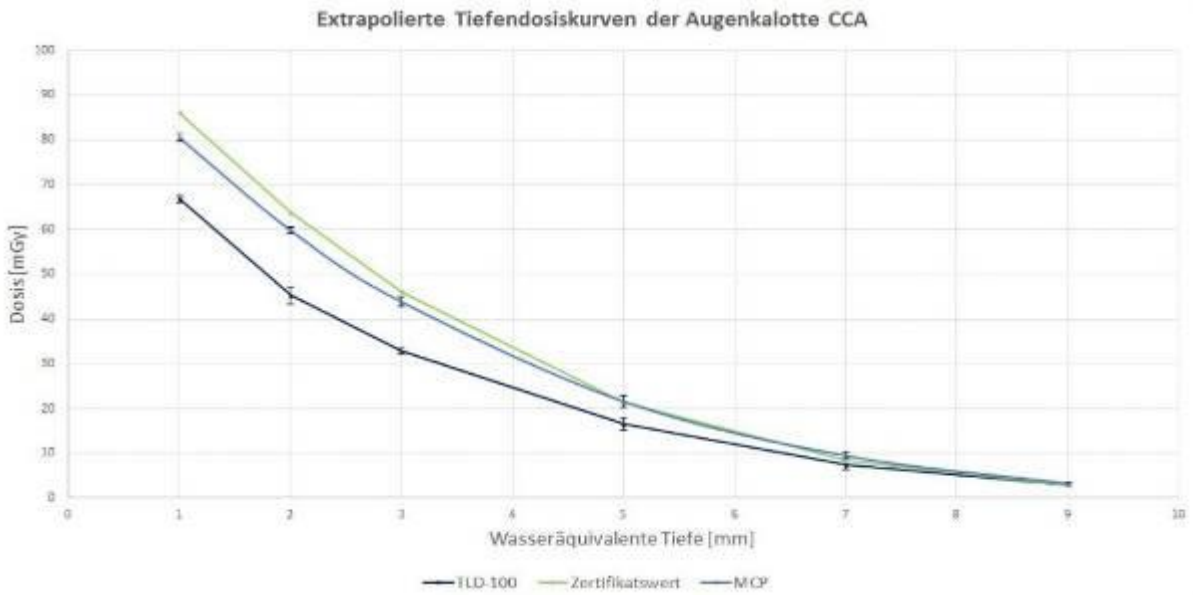


Abb.1: Extrapolierte Tiefendosiskurven der Augenkalotte CCA

P 26 Commissioning of the Venezia Cervix Hybrid Applicator

N. Milickovic-Skalonja[1], S. Ahmet Butt[1]
[1]Sana Klinikum Offenbach, Medizinische Physik und Engineering, Offenbach a. Main, Deutschland

Introduction
The aim of this study is to present the commissioning of the hybrid Venezia Applicator (Elekta Instrument AB Stockholm) used in our Clinic for Brachy-Treatment of Cervix-Ca. The goal is to verify the source position within the applicator compared to that given by model provided in treatment planning system (TPS).

Materials and Methods
Venetia applicator is a rigid applicator with predefined geometry for all selected parts, Figure 1. The model is provided by TPS.

Along with three channels of Venezia Applicator, it is possible to insert additional needles through the holes on two applicator ovoids (they form ring) and in addition through the attached template.

First we check the position of first dwell position within the applicator tubes compared to one of model. Next the reconstruction of real source position and the source path was done with the help of paired X-Ray images. We made the pairs of images for different source position, imported them to TPS and reconstructed the central source points from those images. The “real” source path corresponding to the center of source at different stops was reconstructed. This process was repeated for all three channels; intrauterine tube and left and right interstitial lunar-shaped ovoid tubes. After that, we loaded the applicator model in Oncentra-Brachy and compared the source stop positions from the model with ones coming reconstructed from X-Ray images, Figure 2.

The first source dwell position of the plastic needles we use along with the applicator is compared to one provided by producer.

Results and Conclusions
The highest difference between the model and reconstructed positions remained in our case for all tested applicator parts under 0.7mm, which we consider as acceptable for the ring applicator.

Appendix 1

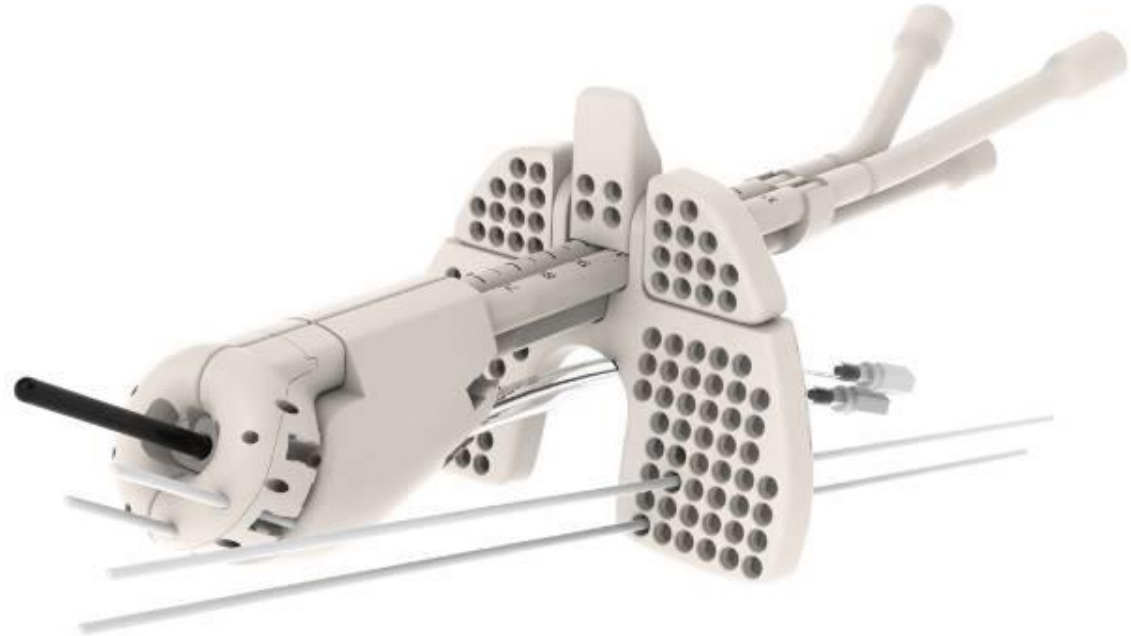


Fig. 1: Venezia applicator (photo by Elekta)

Appendix 2

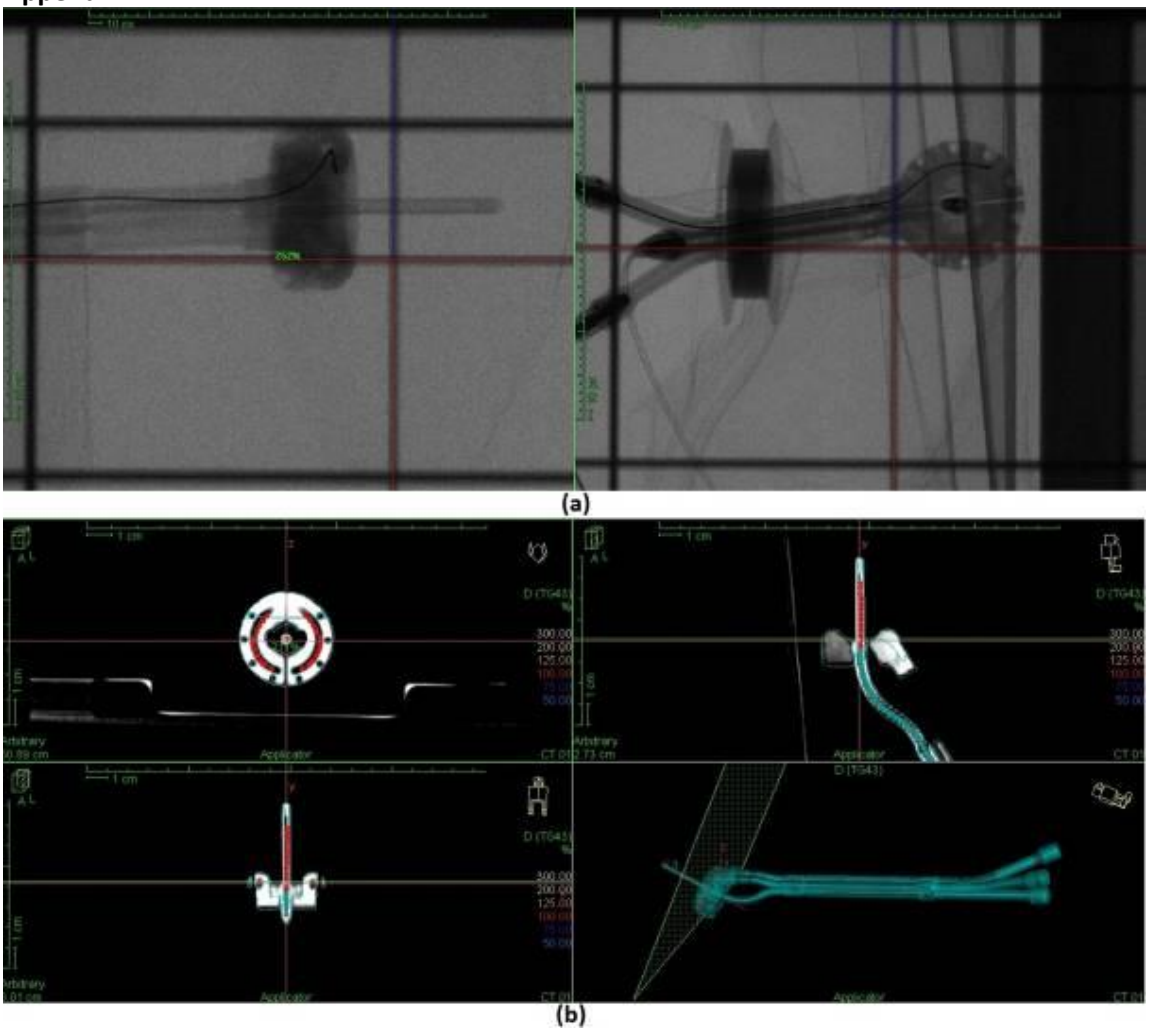


Fig. 2: Reconstruction from paired X-Rays

Postersession 5

Chair: Markus Alber (Heidelberg)

P 27 Projekt GlioMath – Anisotrope Ausbreitung von Gliom-Zellen

S. Knobe[1], M. Wenske[2], C. Engwer[3], C. Berdel[4], A. Klar[5], C. Surulescu[6], M. Ohlberger[7], C. Rübe[4], Y. Dzierma[1]
[1]Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie Universitätsklinikum des Saarlandes, Medizinische Physik, Homburg a. d. Saar, Deutschland
[2]WWU Münster, Fachbereich Mathematik und Informatik, Münster, Deutschland
[3]WWU Münster, Fachbereich Mathematik, Angewandte Mathematik, Münster, Deutschland
[4]Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg a. d. Saar, Deutschland
[5]Technische Universität Kaiserslautern, Fachbereich Mathematik, Technomathematik, Kaiserslautern, Deutschland
[6]Technische Universität Kaiserslautern, Fachbereich Mathematik, Biomathematik, Kaiserslautern, Deutschland
[7]WWU Münster, Fachbereich Mathematik, Angewandte Mathematik, Münster, Deutschland

Einleitung
Glioblastome sind die am häufigsten auftretenden malignen Hirntumoren, deren aggressivste Form (Glioblastoma Multiforme) schnell infiltratives Wachstum zeigt. Im Rahmen des BMBF-Projekts GlioMath soll versucht werden, die Ausbreitung von Gliomzellen im Gehirn patienten-individuell auf der Basis von Diffusions-Tensor MRT-Daten mathematisch zu modellieren. Um die mathematische Modellierung in eine eventuelle klinische Anwendung zu übertragen, sind verschiedene Schritte notwendig, zunächst die Erstellung eines praktikablen, reproduzierbaren und möglichst automatisierbaren Workflows.

Material & Methode
Von mathematischer Seite ist ein mehrskaliger Modellierungsansatz vorhanden, wobei DTI-Daten als Input verwendet werden [1-3]. Aufgabe der medizinischen Physik war zunächst, den oben angesprochenen Workflow zu erstellen.
Initial wird auf 4 MR-Sequenzen eine automatische Segmentierung angefertigt, die der Wachstumssimulation als Startwert dient. Zur Evaluation der Simulationsergebnisse, werden auf regulären Verlaufs-MRTs des Patienten weitere automatische und somit reproduzierbar objektive Segmentierungen angefertigt; die Strukturen werden volumetrisch und geometrisch (Dice-Koeffizient) verglichen. In der Regel finden zwischen initialer Segmentierung und Evaluationssegmentierung eine Operation sowie eine Radio-Chemotherapie statt. Die Auswirkungen der Operation wurden auf Grundlage entsprechender MR-Daten ausgewertet.

Ergebnisse
Es wird gezeigt, dass der Workflow von initialer Segmentierung über die Tumorsimulation bis hin zur Evaluation der Simulationsergebnisse funktioniert. Die Ergebnisse der Segmentierungen wurden von ärztlicher Seite aus verifiziert. In einer Analyse der Segmentierung auf prä- und postoperativen MR-Daten wurde gezeigt, dass die automatischen Segmentierungen als Evaluationswerkzeug tauglich sind. Der nächste Schritt wird sein, sich sukzessive an Modellparameter, wie z.B. die Tumorzelldichte der Tumorsubkompartimente, im Abgleich mit realen Patientendaten anzunähern.

Literatur
[1] C. Engwer, et al.: Glioma follow white matter tracts: a multiscale DTI-based model, J. of Math. Biol. (2014)
[2] C. Engwer et al.: Effective equations for anisotropic glioma spread with proliferation: a multiscale approach, Mathematical Medicine & Biology, 33 (2016), 435-459.

[3] Meier R. et al.: Clinical Evaluation of a Fully-automatic Segmentation Method for Longitudinal Brain Tumor Volumetry. Nature Scientific Reports, 6, 2016.

P 28 Fitting a tumour control probability model to recurrence data based on MRI-delineated GTVs of radiotherapy prostate cancer patients

I. Sachpazidis[1,2,3], I. E. Wibowo[1,2,3], C. Zamboglou[2,3,4], B. Thomann[1,2,3], T. Fechter[1,2,3], C. M. Klein[2,3,4], A. L. Grosu[2,3,4], P. Mavroidis[5], D. Baltas[1,2,3]
[1]Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Physik, Klinik für Strahlenheilkunde, Freiburg i. Br., Deutschland
[2]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland
[3]Universität Freiburg, Medizinische Fakultät, Freiburg i. Br., Deutschland
[4]Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland
[5]University of North Carolina, Department of Radiation Oncology, Chapel Hill, NC, Vereinigte Staaten

Introduction
Aim of this study was to fit a tumour control probability (TCP) model to clinical data in terms of PSA relapse after primary radiation therapy for prostate cancer.

Methods and Material
We included 129 intermediate and high-risk prostate cancer patients with primary radiation therapy. A GTV was delineated retrospectively based on a pre-treatment multi-parametric MRI imaging (mpMRI), co-registered to the planning CT. The mpMRI-based GTV was considered as the dominant lesion (DIL) defining the response to treatment. The median clinical follow-up was 4 years and the Phoenix definition for PSA relapse has been used. The differential DVHs for the mpMRI-GTV have been used for TCP calculations by the mechanistic Poisson model:

$$TCP(\{D\},V) = \prod_{i=1}^{M}\left[\exp\left(-e^{e\,\gamma-\left(\frac{EQD2_i}{D_{50}}\right)*(e\,\gamma-\ln\ln 2)}\right)\right]^{\Delta v_i}, \quad \text{with} \quad EQD2_i = \frac{D_i\left(1+\frac{d_i}{\alpha/\beta}\right)}{1+\frac{2\,Gy}{\alpha/\beta}}$$

D_{50} is the EQD2 resulting to 50% response, and γ is the maximum value of the normalized dose-response gradient. M is the total number of DVH-bins, D_i and d_i are total dose and dose per fraction for the i-th bin. Δv_i is the volume for the i-th dose bin and V the volume of GTV. α/β was 1.93 Gy.
The TCP model was fitted using the maximum likelihood estimation technique. The likelihood function L for the binomial model (response r = 1 for relapse-free and 0 for relapse) is:

$$L(P) = L\left(\left(D_{50},\gamma,\frac{\alpha}{\beta}\right),(\{D\},V)\right) = \prod_{j=1}^{N} P_j^{r_j}.(1-P_j)^{(1-r_j)}$$

with P_j the TCP prediction, r_j the clinical response for the j-th patient and N the total number of patients in the study.
The best parameter estimation for D_{50} and γ are those maximizing the L(P) estimator or equivalently minimizing the –ln(L(P)):

$$minimize - \ln\big(L(P)\big) = minimize \sum_{j=1}^{M}\{r_j \ln\big(P_j\big) + (1-r_j)\ln(1-P_j)\}$$

For the minimization we used simulated annealing (SA), a stochastic solver.

Results
The best estimated solution was D_{50} = 67.29 Gy with 95% CI [65.20, 69.20] and γ = 4.69 with 95%CI [3.27, 6.33]. These results are compared to other published data.

P 29 Statistical analysis of TEMPOL kinetics by DCE-MRI in ex-vivo porcine vascular wall

M. Pali[1], A. Schröder[2], F. Veit[2], S. Kress[2], H. Walles[2,3], M. Terekhov[1], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsklinikum Würzburg, Comprehensive Heart Failure Center (CHFC), Würzburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Würzburg, Tissue Engineering and Regenerative Medicine (TERM), Würzburg, Deutschland
[3]Forschungszentrum Dynamische Systeme, Magdeburg, Deutschland

Introduction
Nitroxide radicals (NR) have been used as a redox-sensitive T1 contrast agent in MRI. Previous results[1] have demonstrated the qualitative assessment of exogenous induced redox state changes by dynamic contrast-enhanced MRI (DCE-MRI) in ex-vivo aortic tissue. In this study, we focus on the statistical assessment of NR-generated T1 contrast kinetics within the ex-vivo porcine vascular wall compartments.

Material & Methods
Segments of descending aorta were obtained from German Landrace piglets (n=12). 5mm thick rings were exposed to 10/30mmol TEMPOL. Single sample MRI scans were with a Bruker PharmaScan 7T scanner (Bruker BioSpin, Ettlingen, Germany) and a dual channel TX/RX ^{1}H-Cryoprobe.
The kinetics of the NR-induced T1 contrast was assessed by manually centrally set ROIs. The relative image contrast ratio was calculated between the aortic layers as follows: m1(t1)-m2(t2)/t2-t1, where m1=adventitia/media, m2=intima/media at four timepoints (t1-t4) after exposure.

Results
Figure 1 shows a TEMPOL-exposed aortic sample. B1-field inhomogeneity hotspots result from to the limited capacity of the surface coil elements. **Figure 2** reveals highly homogenous distribution of NR within the vascular wall by lower TEMPOL concentrations independent of the thickness of the vascular wall.

Conclusion
We have performed the statistical assessment of nitroxide radical kinetics within the ex-vivo porcine vascular wall by using T1-weighted DCE-MRI. Key results will be implemented in a future quantitative study.

Appendix 1

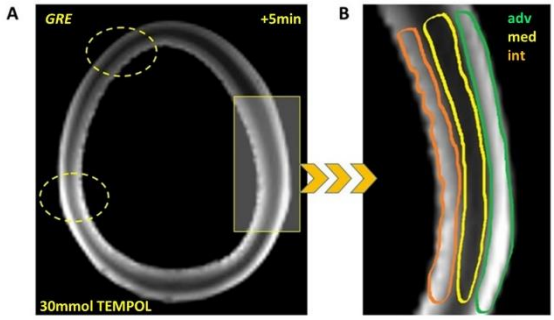


Fig. 1: T1-weighted image of a TEMPOL-exposed aortic sample. GRE parameters: TR/TE/FA=90/2.6ms/90°, TA=46sec, matrix size=128x128. (A) Dotted spheres indicate B1-field inhomogeneities. (B) Manually adjusted ROIs for each aortic layer: adventitia/media/intima.

Appendix 2

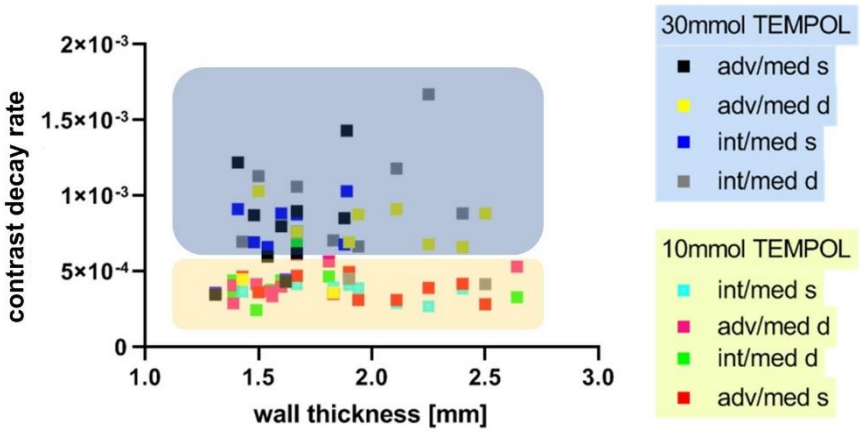


Fig. 2: TEMPOL kinetics assessed by oppositely (d-right/s-left) set ROIs. Contrast decay rate shows higher distribution homogeneity within the vascular wall in low nitroxides concentrations and it is not influenced by the wall thickness.

Acknowledgements: Financial support: German Ministry of Education and Research (BMBF), grant#01E1O1504.

References

[1] Pali M et al.: High-resolution and Semidynamic Vessel Wall Imaging Kinetics obtained From Stable Radical MRI in ex-vivo Porcine Aorta. Abstract #62012, ESC, Vienna, Austria, 2018.

P 30 MPS-MOUSE – Mobiles Messinstrument für die Detektion erkrankter Wächterlymphknoten

P. Vogel[1,2], S. Herz[2], M. Rückert[1], T. Kampf[1,3], T. A. Bley[2], V. Behr[1]
[1]Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

Einleitung
Das Auffinden erkrankter Lymphknoten ist für die diagnostische Aussage maligner Erkrankungen ein wichtiges Indiz. Durch die intravenöse Gabe eines eisenhaltigen Markers kann mit Hilfe von Magnetic Particle Spectroscopy (MPS) [1] dessen Anreicherung in gesunden Lymphknoten nachgewiesen und erkrankte Lymphknoten detektiert werden.
In dieser Arbeit wird erstmals ein der Prototyp eines mobilen und kostengünstigen Oberflächendetektors für die Detektion von eisenhaltigen Substanzen vorgestellt.

Material & Methoden
Die MPS-MOUSE (MObile Universal Surface Explorer) ist ein kleine kompaktes, handgroßes Messgerät (siehe Abb. 1 links). Mit Hilfe von veränderlichen Magnetfeldern kann die Anwesenheit von superparamagnetischen Eisenoxidnanopartikeln (SPIONs) mit hinreichender Sensitivität nachgewiesen werden.
Der Fokus dieses Gerätes liegt auf der Mobilität, der einfachen Handhabung und einer kostengünstigen Umsetzung der Hardware [2].

Ergebnisse
In ersten initialen Messungen an Phantomen konnte gezeigt werden, dass eine Detektion von punktförmigen Proben bis in eine Tiefe von mehreren Zentimeter möglich ist. Darüber hinaus ist durch punktweises Abrastern eines flächigen Bereiches eine zweidimensionale Abbildung der SPION-Verteilung bis in mehrere Zentimeter möglich (siehe Abb. 1 rechts).

Zusammenfassung
Die MPS-MOUSE hat das Potential zum einfachen und kostengünstigen Screening von malignen Erkrankungen. Dabei ist neben den Vorteilen der einfachen Handhabung und geringen Sicherheitsanforderungen auch die strahlungsfreie Messmethode hilfreich.

Anhang

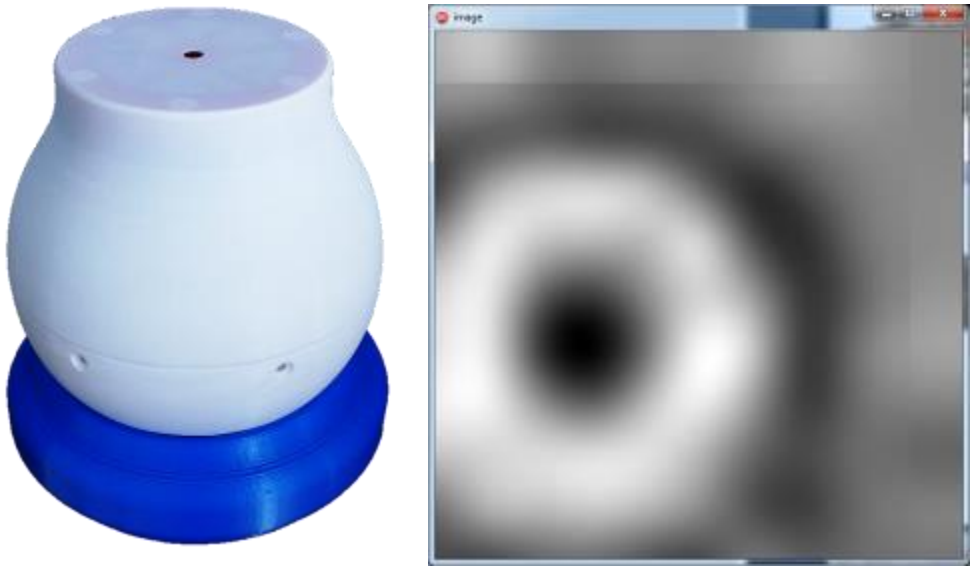


Abb.1: Links: Bild des handtellergroßen Messsystems. Rechts: Darstellung einer ringförmigen Verteilung von SPIONs.

Literatur

[1] Biederer S, Knopp T., *J. Phys. D.*, 42, 1-7, 2009.
[2] Rückert M.A., et al., *Proc. on IWMPI #8*, P36, Hamburg, 2018.

Postersession 6

Chair: Andreas Block (Dortmund)

P 31 COMPASS-NRW – Gamma-Kriterium vs. DVH-Analyse in der Patienten-QA

K. Jurianz[1], T. Meurs[2], A. Zwiener[2], A. Block[3], I. Brück[4], S. Garbe[5], L. Günther[6], U. Heinrichs[4], S. Ibisi[7], M. Kühne[8], K. Loot[3], L. Müller[9], A. Röser[6], E. Beckers[1]
[1]MVZ Gamma Knife GmbH, Gamma Knife Zentrum Krefeld, Krefeld, Deutschland
[2]Hochschule Hamm-Lippstadt, Hamm, Deutschland
[3]Klinikum Dortmund, Institut für Medizinische Strahlenphysik und Strahlenschutz, Dortmund, Deutschland
[4]Universitätsklinikum RWTH Aachen, Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie, Aachen, Deutschland
[5]Universitätsklinikum Bonn, Radiologische Klinik, Bonn, Deutschland
[6]Helios Universitätsklinikum Wuppertal, Klinik für Strahlentherapie und Radio-Onkologie, Wuppertal, Deutschland
[7]Technische Universität Dortmund, Experimentelle Physik 5, Dortmund, Deutschland
[8]Kliniken der Stadt Köln gGmb, Klinik für Strahlentherapie Köln-Merheim, Köln, Deutschland
[9]iba Dosimetry, International Competence Center , Schwarzenbruck, Deutschland

Einleitung
Dynamischen Bestrahlungstechniken bei der Behandlung maligner Tumore steigern die Bedeutung der patientenbezogen QA. Zur Beurteilung für die Qualität von Patientenplänen hat sich das Gamma-Kriterium etabliert. Dies lässt jedoch keine Rückschlüsse auf die tatsächliche Dosisverteilung zu. In den letzten Jahren wurden Methoden entwickelt, die den vom Beschleuniger gelieferten Plan auf das Patienten-CT zurückrechnen und somit eine DVH-Analyse zur Planbeurteilung ermöglichen.
Im Rahmen des Projektes Compass-NRW, einer Dosimetrie-Initiative der Regionalsektion West der DGMP zur Verifikation von dynamischen Bestrahlungstechniken, wurden Patientenpläne bei verschiedenen Linac-Kalibrierungen mit dem Dolphin/Compass-System getestet und mit dem praxiseigenen QA-System verglichen.

Material & Methoden
Das MVZ Gamma Knife GmbH verfügt über einen Linearbeschleuniger Axesse mit Beammodulatorkopf (Elekta). Zur Patienten-QA wird jeder Bestrahlungsplan mit dem ArcCHECK-Phantom (SunNuclear) unter Verwendung des Gamma-Kriteriums (Passing Rate [3%, 2mm] >90%) verifiziert. In der vorliegenden Studie wurden beispielhaft Patientenpläne bei unterschiedlichen Maschinenkonfigurationen (Standard, Leaf-Offsets und/oder Dosisvariation) abgestrahlt und sowohl mit dem praxisinternen QA-System als auch mit dem Dolphin/Compass-System (IBA Dosimetry) gemessen. Die Beurteilung der Pläne erfolgte mittels Gamma-Kriterium und DVH-Analyse.

Ergebnisse

Die durch gezielt eingefügte Fehler in der Linac-Konfiguration veränderten Bestrahlungen wurden von beiden Systemen detektiert und hätten in einigen Konstellationen zum Verwerfen des Bestrahlungsplans geführt. Besonders die Vergrößerung der Segmente durch Einfügen von Leaf-Offsets führte zur Ablehnung von Plänen aufgrund der erhöhten Belastung der Risikostrukturen.
Die zusätzliche Untersuchung mit einer Passing Rate von [3%, 3mm] bei der Gamma-Analyse war deutlich weniger sensitiv und hätte zur Akzeptanz von Plänen geführt, die bei Betrachtung in der DVH-Analyse verworfen worden wären.
Inwieweit der Modulierungsgrad eines Bestrahlungsplanes die Sensitivität der Verifikationssysteme beeinflusst ist Gegenstand aktueller Untersuchungen.

Zusammenfassung

Die DVH-Analyse erlaubt im Gegensatz zur Bewertung von Bestrahlungsplänen mittels Gamma-Kriterium detaillierte Rückschlüsse über den Einfluss von Fehlern auf die Dosisvolumenverteilung. Eine wichtige zusätzliche Information bei der Betrachtung mittels DVH-Analyse ist die tatsächliche Dosisbelastung von Risikoorganen, insbesondere in Bezug auf Re-Bestrahlungen.

P 32 Maschinenspezifische Qualitätssicherung für die Inbetriebnahme eines elektromagnetisch getrackten Lokalisierungssystems am Linearbeschleuniger

G. Kunz[1], P. Pemler[2], I. Pytko[3], C. Erckes[2], S. Caride[2], R. Walter[1], J. Kopp[1]
[1]Universitätsklinikum Augsburg, Medizinische Physik und Strahlenschutz, Augsburg, Deutschland
[2]Stadtspital, Klinik für Radio-Onkologie, Zürich, Schweiz
[3]Universitätsspital Zürich, Klinik für Radio-Onkologie, Zürich, Schweiz

Einleitung
Mit dem Calypso®-System (Varian) kann die für die Strahlentherapie unerwünschte Bewegung von Organen auch während der Bestrahlung elektromagnetisch detektiert werden [1-3]. In dieser Arbeit werden die Maßnahmen zur maschinenspezifischen Qualitätssicherung für die Inbetriebnahme von Calypso am TrueBeam (Varian) beschrieben.

Material & Methoden
Es wurden zuerst die Schwerpunktskoordinaten von 3 Transponderpositionen eines Phantoms, welche das Calypso-Isozentrum festlegen, in Abhängigkeit der CT-Schichtdicke (1-2 mm) untersucht. Zusätzlich wurden die dosimetrischen Eigenschaften des Kevlar-Couchtops und des Sender-Empfänger-Arrays bei unterschiedlichen Bestrahlungsparametern gemessen. Das entwickelte Protokoll zur maschinenspezifischen Qualitätssicherung beinhaltet Aspekte zur geometrischen Genauigkeit, Funktionalität und Sicherheit.

Ergebnisse
Der Unterschied der Schwerpunktskoordinaten der 3 Transponderpositionen in Abhängigkeit von der CT-Schichtdicke ist im gemessenen Bereich vernachlässigbar. Die Absorption des Kevlar-Couchtops entspricht ausreichend genau den Eigenschaften eines konventionellen Carbon-Couchtops gleicher Geometrie. Die Absorption des Arrays hängt vorwiegend von der Tiefe des Messortes im Gewebe und der Energie der Strahlung ab und liegt bei 1-2%, dagegen ist an der Oberfläche die Dosis durch das Array erhöht. Das Calypso-Isozentrum konnte mit einer Genauigkeit besser als 1 mm auf das Strahlisozentrum gelegt werden. Die Calypso-Translationsachsen sind genauer als 1 mm, die Rotationsachsen zeigen eine Genauigkeit von 1°. Die automatischen Couchtranslationen konnten in allen drei Raumrichtungen mit einer Genauigkeit von besser als 1 mm reproduziert werden.

Zusammenfassung
Für das Calypso-System wurde eine maschinenspezifische Qualitätssicherung erfolgreich etabliert. Calypso ermöglicht eine genaue und sichere Strahlentherapie.

Literatur
[1] Calypso System Operator's Manual Version 3.0. Varian Medical Systems, Palo Alto, LBL0008-010, 2016-09-15.
[2] Muralidhar KR, Komanduri K, Rout BK, Ramesh K. Commissioning and quality assurance of Calypso fourdimensional target localization system in linear accelerator facility. J Med Phys. 2013, 38, 143-147.
[3] Franz AM, Haidegger T, Birkfellner W, Cleary K, Peters TM, and Maier-Hein L. Electromagnetic Tracking in Medicine—A Review of Technology, Validation, and Applications. IEEE Trans Med Imag. 2014, 33 (8), 1702-1725.

P 33 Inbetriebnahmeprüfung eines Bestrahlungsplanungssystems anhand E DIN 6873 Teil 1

M. Spießhofer[1], C. Gromoll[1]
[1]Marienhospital Stuttgart, Medizinische Physik, Stuttgart, Deutschland

Einleitung
Vor der Verwendung eines neuen Bestrahlungsplanungssystems (RTPS) in der klinischen Routine muss gewährleistet werden, dass das RTPS gemäß seinen Spezifikationen sicher und zuverlässig arbeitet. Hierzu wurde das RTPS Monaco® (Version 5.11.02, Elekta) einer E DIN 6873-1 [1] konformen Inbetriebnahmeprüfung unterzogen. Ziel war die Bestätigung, dass das RTPS den Anforderungen der strahlentherapeutischen Organisation entspricht und eine Personengefährdung durch fehlerhafte Arbeitsweise des RTPS ausgeschlossen werden kann.

Material & Methoden
Alle in das RTPS eingegangenen geometrischen und dosimetrischen Basisdaten wurden verifiziert. Ebenso die Bildgebung und das Patientenanatomiemodell. Die Prüfung der Planevaluation, der Plandokumentation sowie die Prüfung der Peripheriegeräte waren ebenfalls Teil der Arbeit. Die Kontrolle der physikalischen Bestrahlungsplanung und des Exports war nicht Inhalt der Arbeit und wurde gesondert geprüft.

Ergebnisse
Die Prüfungen zeigten, welche Limitationen das RTPS aufweist. Delikatere Planungssituationen wurden aufgezeigt und neue Fragen aufgeworfen, welche in weiterführenden Untersuchungen zu klären sind. Ebenfalls wurden Fehler des RTPS festgestellt. Diese müssen behoben werden, um eine sichere Anwendung des RTPS in der klinischen Routine zu gewährleisten. Ein Verständnis für die Arbeitsweise des RTPS und für festzulegende Berechnungsparameter wurde erlangt.

Zusammenfassung
Obwohl die E DIN 6873-1 [1], verglichen mit anderen Empfehlungen, eine reduzierte Anzahl an Tests für die Inbetriebnahme eines RTPS vorsieht, ist die Verifikation der Daten sehr zeitintensiv. Dennoch lohnt sich die Investition. Zum einen reduziert sich die Wahrscheinlichkeit einer fehlerhaften Arbeitsweise des RTPS erheblich, zum anderen, ein ebenso wichtiger Aspekt, lernt der RTPS-Nutzer die Begrenzungen und Möglichkeiten des RTPS genau kennen.

Literatur
[1] DIN-Normausschuss Radiologie, E DIN 6873-1: Unveröffentlichter Normentwurf zu Prüfmerkmale und Prüfverfahren für die Inbetriebnahme von Bestrahlungsplanungssystemen (Frankfurt (Deutschland), September 2017).

P 34 Evaluierung eines Beam-Modells für die Stereotaxie mit einem 2D-Halbleiterarray

E. Ulmer[1], A. Röser[2]
[1]Helios Universitätsklinikum Wuppertal, Strahlentherapie, Soest, Deutschland
[2]Helios Universitätsklinikum Wuppertal, Wuppertal, Deutschland

Einleitung
Die stereotaktische Bestrahlung erfordert hohe Präzision sowohl bei der Bildgebung als auch bei der Dosimetrie. Zur Qualitätssicherung dieser Anforderungen hat Sun Nuclear das Kammerarray SRS MapCheck zusammen mit dem Phantom StereoPHAN entwickelt. Das StereoPhan ist ein aus PMMA gefertigtes „Multi Purpos Phantom", zu dem verschiedene Einsätze gehören, die der Bestimmung der geometrischen und dosimetrischen Genauigkeit dienen.[1] Es wurde die Übereinstimmung der mit dem Stereotaxie Beam Modell geplanten Dosis mit der mittels des im StereoPHAN eingesetzten SRS MapCHECKs gemessenen Dosis verglichen.

Material & Methoden
Zur Messung der Dosis wurde das SRS MapCHECK verwendet, welches ein 2D-Array mit 1013 Halbleiterdetektoren ist.[1] Es wurden Absolut- und Profilmessungen der Outputfaktoren quadratischer Felder, sowie für verschiedene MLC-Felder bei unterschiedlichen Feldgrößen durchgeführt. Zudem wurden Conformal-Arc Pläne, Rapid-Arc Pläne und VMAT-Pläne eines Patienten verifiziert.

Ergebnisse
Die Messungen der Output-Faktoren für quadratische Felder ($1x1cm^2$ bis $8x8cm^2$) ergaben im Vergleich zu den errechneten Werten eine hohe Übereinstimmung (siehe Abbildung 1). Die Messungen bei fester Feldgröße ($2x2cm^2$, $3x3cm^2$, $4x4cm^2$ und $8x8cm^2$) und unterschiedlichen MLC-Feldern ergab ebenfalls eine hohe Übereinstimmung mit einer mittleren Abweichung von 1,2% (siehe Abbildung 2). Die Verifikation des Conformal-Arcs (Gamma-Kriterien 1%/ 1mm) ergab eine Passing Rate von 98,8%, die Rapid-Arc Pläne eine Passing Rate von 98,4% und der VMAT-Plan des Patienten eine Passing Rate von 99%.

Zusammenfassung
Die mit dem SRS MapCHECK ermittelten Messergebnisse weisen eine hohe Übereinstimmung mit den errechneten Dosiswerten mittels der Gamma-Analyse (1%/1mm) auf. Die Messungen bei fester Feldgröße und unterschiedlichen MLC-Feldern weisen systematisch höhere Messwerte auf als vom Planungssystem errechnet. Diese Abweichung liegt bei 1,2%. Insgesamt stellt das StereoPHAN mit dem SRS MapCHECK ein geeignetes Messmittel für die Dosimetrie bei Stereotaxien dar.

Anhang 1

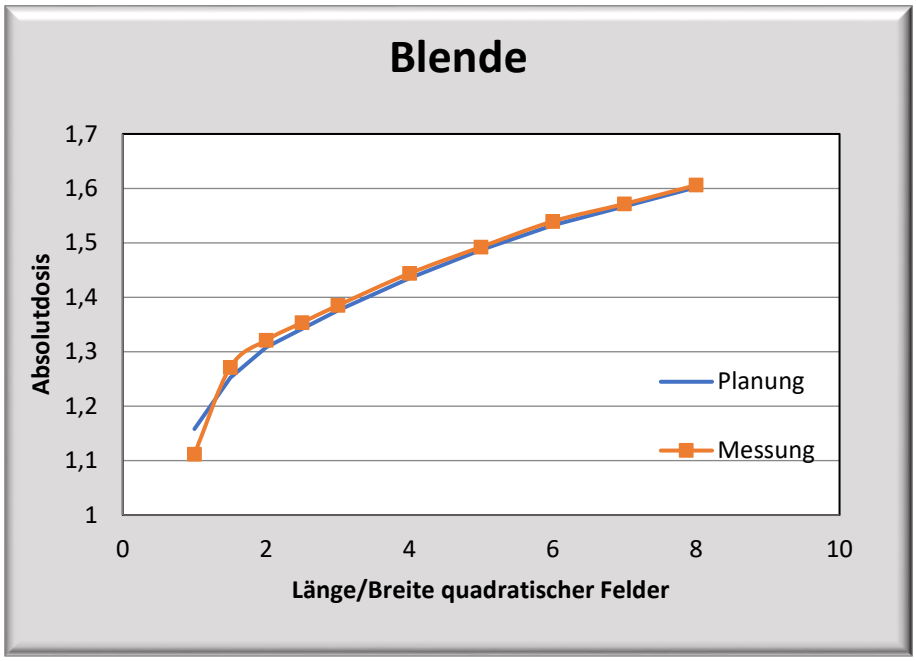


Abb. 1: Messergebnisse quadratischer Felder bei Feldgrößen von 1x1cm² bis 8x8cm²

Anhang 2

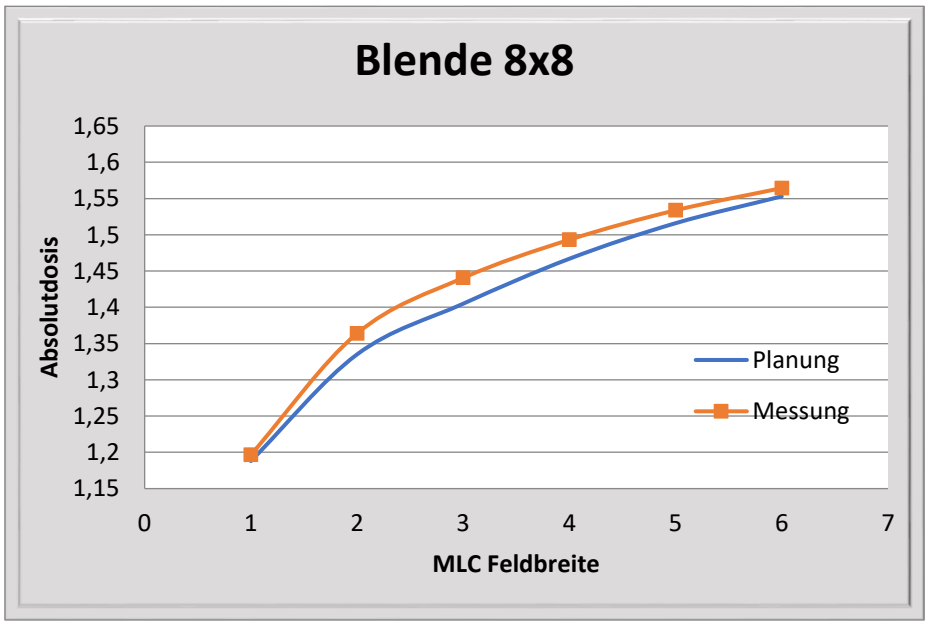


Abb. 2: Messergebnisse bei fester Feldgröße (8x8cm²) und variablen MLC-Feldern

Literatur

[1] https://www.sunnuclear.com/solutions/machineqa/stereophan; Stand: 24.03.2019 17:17 Uhr

P 35 Dosimetrischer und strahlenbiologischer Vergleich von CyberKnife und Trubeam-STx Prostata-SBRT-Bestrahlungspläne

R. Fouassi[1], W. Baus[1]
[1]Universitätsklinikum Köln, Strahlentherapie, Köln, Deutschland

Einleitung
Stereotaktische Strahlentherapie, bzw. Körperstereotaxie (SBRT), ist eine auf das Zielvolumen hochfokussierte Strahlentherapie, bei gleichzeitiger Begrenzung der Dosis für das umgebende Normalgewebe. Ziel dieser Arbeit ist ein retrospektiver rechnerischer Vergleich zweier Bestrahlungsverfahren der SBRT für Patienten mit Prostatakarzinom, einmal in robotischer Bestrahlungstechnik mit dem Cyberknife-System und alternativ mit dem C-Arm Beschleuniger Truebeam-STx. Es werden strahlenbiologische Bewertungsparameter wie EUD, NTCP und TCP berechnet und dosimetrische Planvergleichsparameter wie Konformitäts- (CI), normalisierter Konformitäts- (nCI), Gradienten- (GI) und Hetorogenitätsindex (HI), nebst Abdeckung (Co), herangezogen. Außerdem wird ein quantitativer Vergleich der Risikoorganschonung anhand von Max/Min- und Dosismittelwert, u.a. durchgeführt.

Material und Methoden
Für 14 Patienten mit Prostatakarzinom wurden retrospektiv zum Vergleich sowohl Pläne für den Truebeam-STx und für das Cyberknife-System mit Eclipse (13.6, Varian Medical Systems) bzw. Multiplan (4.6, Accuray) geplant. Die Truebeam-Pläne waren in Arc-Technik (VMAT), die Cyberknife Bestrahlungspläne wurden mit IRISstatt Fix-Kollimatoren erstellt, um einen Kollimatorwechsel zu vermeiden. Die Verschreibungsdosis für das PTV betrug 35.0 Gy in fünf Fraktionen, bezogen auf die umschließende 80% Isodose (gelb) mit einer Abdeckung von mindestens 95%. Für die numerischen Berechnungen von EUD, TCP und NTCP wurde die Software Matlab (MathWorks) verwendet.

Ergebnisse
Der Hauptunterschied der Pläne der beiden Bestrahlungsmethoden ist der für das CyberKnife steilere Dosisabfall außerhalb des Zielvolumens. Die durchschnittlichen maximalen Dosen (Dmax) der Blase, des Rektums sowie der Femur Köpfe von Cyberknife-Pläne sind niedriger als bei Truebeam-Plänen. Die geschätzte Gesamtbehandlungszeit, die Anzahl der Monitoreinheiten (MU) und der CI waren niedriger für die Truebeam-Pläne, Die Durchschnittswerte der Tumor-EUDs, der TCPs und der EUD des Rektums sind in beiden Plänen ähnlich.

Zusammenfassung
Zusammenfassend kann man sagen, dass man für den Truebeam-STx mit dem Cyberknife-Sytem dosimetrisch vergleichbare Pläne für Prostata-SBRT erstellen konnte. Im Vergleich zum Cyberknife zeigten Prostata-Pläne für den Truebeam eine signifikante Reduktion der gesamten MUs, der geschätzten Behandlungszeit und eine Verbesserung des Konformitätsindexes.

P 36 Untersuchung der Reproduzierbarkeit des Lungenvolumens bei DIBH-Bestrahlung der linken Brust mit Atemkommandos

S. Hentschel[1], A. Jehlicka[2], R. Lösch[1]
[1]Klinikum St. Marien, Strahlentherapie, Amberg, Deutschland
[2]OTH Amberg-Weiden, Medizintechnik, Weiden i. d. Opf., Deutschland

Die Deep-Inspiration-Breathhold-Technik (DIBH) zur Schonung des Herzens und der Herzkranzgefäße bei der perkutanen Bestrahlung der linken Brust etabliert sich zunehmend in der klinischen Routine. Dabei gilt es, durch tiefes Einatmen und Luftanhalten den Thorax weit zu dehnen um die zu bestrahlende Brust möglichst weit vom Herzen zu entfernen und das Herz nach caudal zu verlagern. Dadurch lässt sich eine bessere Herzschonung erzeugen. Auf dem Markt sind viele Techniken vorhanden, die den Patienten und das Personal unterstützen, das Lungenvolumen, das im Planungs-CT erreicht wurde wieder zu reproduzieren.

Mangels einer technischen Unterstützung wird eine DIBH-Bestrahlung in unserem Haus durch Atemkommandos durchgeführt. Beim Planungs-CT wird auf eine Brustatmung. Zeigt sich dann im CT ein Vorteil des CTs in DIBH gegenüber dem CT in normaler Atemlage wird eine DIBH-Bestrahlung geplant. Während der Bestrahlung wird der Patientin über eine Sprechanlage angesagt, tief einzuatmen und die Luft anzuhalten. In der Anhalten-Phase wird die Bestrahlung gestartet und nach ca. 20 Sekunden die Bestrahlung unterbrochen um der Patientin das Kommando zum Ausatmen geben zu können. Durch Kameras im Raum wird die Patientin beobachtet und bei unkontrollierter Ausatmung die Bestrahlung gestoppt.

Um die Qualität der Behandlung mit DIBH mit diesem Verfahren überprüfen zu können wurde das Lungenvolumen von „Inspi-Patientinnen“ an Conbeam-CTs ermittelt, die Varianz bestimmt und mit dem Ausgangsvolumen im Planungs-CT verglichen. Um einen Vergleich zu haben, wird die Schwankungsbreite des Lungenvolumens von „Nicht-Inspi-Patientinnen“, die ebenfalls an der linken Brust bestrahlt wurden überprüft. Für eine zusätzliche Verifikation wurden die Lungenvolumen einer Klinik, die AlignRT zur DIBH-Bestrahlung bei der linken Brust verwendet, ausgewertet.

Voruntersuchungen haben Veranlassung dazu gegeben, die DIBH-Bestrahlung der linken Brust mit Atemkommandos durchzuführen. Die quantitative Auswertung soll weitere Sicherheit geben. Es wird jedoch davon ausgegangen, dass die Verwendung von unterstützenden Systemen eine DIBH-Bestrahlung deutlich verbessert und damit ein reproduzierbares Lungenvolumen besser erreicht werden kann.

Postersession 7

Chair: Prof. Wolfgang Enghardt (Dresden)

P 37 Eine Machbarkeitsstudie zur Bestrahlung von Zebrafischembryonen mit Laser-beschleunigten Protonen

T. F. Rösch[1], Z. Szabó[2], D. Haffa[1], J. Bin[3], S. Brunner[2], F. S. Englbrecht[1], A. A. Friedl[4], Y. Gao[1], J. Hartmann[1], P. Hilz[1], F. H. Lindner[1], T. M. Ostermayr[1], R. Polanek[2], M. Speicher[1], E. R. Szabó[2], D. Taray[1], T. Tőkés[2], M. Würl[1], K. Parodi[1], K. Hideghéty[2,5], J. Schreiber[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]Extreme Light Infrastructure - Attosecond Light Pulse Source, Szeged, Ungarn
[3]Lawrence Berkeley National Laboratory, Accelerator Technology and Applied Physics Division, Berkeley, CA, Vereinigte Staaten
[4]Klinikum der Universität München, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland
[5]University Szeged, Oncotherapy Department, Szeged, Ungarn

Einleitung
Herausforderungen bei der Anwendung Laser-beschleunigter Protonen für radiobiologische Experimente sind die niedrige Repetitionsrate von Hochintensitätslaser- und der Targetsystemen, sowie das breite Energiespektrum und die hohe Divergenz des erzeugten Protonenpulses. Technologische Entwicklungen in den Bereichen Targetpositionierung, Transport und Diagnostik der Protonen sowie Handhabung der biologischen Proben ermöglichten nun die in-vivo Bestrahlung von Zebrafischembryonen. Ziel der hier vorgestellten proof-of-principle Experimente war die Tauglichkeit dieses biologischen Modells für Laser-getriebene Bestrahlung zu zeigen und die aktuellen Möglichkeiten des Beschleunigersystems praktisch zu erproben.

Material & Methoden
Die Zebrafischembryonen wurden am Ionenbeschleunigungs-Strahlplatz eines 300 TW Lasersystems bestrahlt. 250 nm dünne Goldfolien wurde mit 0.5 Hz Repetitionsrate im Laserfokus positioniert und beschossen. Die emittierten Protonen wurden dann mittels eines Paars Permanentmagnet Quadrupole gebündelt und aus der Vakuumkammer geleitet. Über Schüsse auf EBT-3-Filme wurde eine mittlere Dosis pro Schuss ermittelt. Die Embryonen wurden entweder zu zehnt in Plastiktaschen oder individuell in einer modifizierten 96-Lochplatte mit einzelnen oder mehreren Protonenpaketen bestrahlt. Zur Auswertung des Experiments wurde die Morphologie der Larve über mehrere Tage hinweg beobachtet, insbesondere hinsichtlich der Entwicklung von Körperlänge und Missbildung der Augen.

Ergebnisse
Es wurden insgesamt 72 Embryonen mit 20-60 Schüssen bestrahlt, was zu einer Bestrahlungsdauer von 40-120 s pro Probe führte. Beide getestete Bestrahlungsgefäße erwiesen sich als brauchbar. Missbildungen konnten bei den Larven beobachtet werden. Für quantitative Aussagen war allerdings die Stichprobe zu gering und die Dosimetrie noch zu ungenau, jedoch entsprachen Anzahl an Missbildungen einer Halbkörper-Photonendosis von ≥15 Gy.

Zusammenfassung
Erste in-vivo Experimente ermöglichten die Bestrahlung von biologischen Proben mit vergleichsweise hoher Schusszahl in angemessener Zeit an Luft. Dabei zeigten sich die Zebrafischembryonen als gut handhabbares und robustes Modell zur Bestrahlung an Laser-getriebenen Beschleunigeranlagen. Derzeit noch nicht etablierte Dosimetrie-Methoden mit Ortsauflösung im Einzelschuss repräsentieren eine der wesentlichsten Limitationen, werden aber voraussichtlich für kommende Experimente zur Verfügung stehen.

P 38 Optimierung einer neuartigen Strahlführung für Kleintierbestrahlungen an einem klinischen Protonen-Therapiezentrum

S. Kundel[1], M. Pinto[1], N. Kurichiyanil[1], M. Würl[1], F. S. Englbrecht[1], M. Hillbrand[2], D. Köpl[2], M. Schippers[3], J. Schreiber[1], K. Parodi[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für medizinische Physik , München, Deutschland
[2]Rinecker Proton Therapy Center, Medizinische Physik, München, Deutschland
[3]Paul-Scherrer-Institut, Zentrum für Protonentherapie, Villigen, Schweiz

Einleitung
Krebstherapie durch Protonenstrahlung gewinnt zunehmend an Interesse. Zugleich sind die biologischen Auswirkungen der Wechselwirkungen von Protonen mit menschlichem Gewebe noch nicht vollständig verstanden. Präklinische Studien können bedeutend dabei helfen, offene Fragen zu beantworten. Allerdings sind die Eigenschaften von Protonenstrahlen in klinischen Therapiezentren in der Regel nicht soweit variabel, dass eine präzise Kleintierbestrahlung möglich wäre. Die Konstruktion eines neuen oder das Anpassen eines bestehenden **Therapiezentrums** ausschließlich für derartige Studien wäre kostenintensiv und umständlich. Das SIRMIO (Small animal proton Irradiator for Research in Molecular Image-guided radiation-Oncology) Projekt strebt die Entwicklung einer mobilen Kleintierbestrahlungsplattform zur Verwendung in einem klinischen Protonen-Therapiezentrum an.

Material & Methoden
In dieser Studie wird die Strahlführung mit Monte Carlo Simulationen unter Benutzung experimentell bestimmter Strahlparameter untersucht. Es werden verschiedene passive Elemente zur Strahldegradierung und Kollimierung untersucht. Diese werden mit verschiedenen aktiven Elementen kombiniert: Permanent- oder Elektromagnete als Duplett, Triplett oder Quadruplett. Dabei werden Strahleigenschaften wie Protonenenergie und Energieunschärfe, Größe und Form des Strahlflecks sowie die Strahlemittanz hinsichtlich ihrer Eignung für Kleintierbestrahlung untersucht. Zusätzlich werden Dosishomogenität und Abstrahlzeiten für typische Kleintierbestrahlungen abgeschätzt.

Ergebnisse
Protonenenergien zwischen 20 und 75 MeV werden erzeugt. Dabei ist es möglich, die Größe des Strahlflecks auf unter 1 mm Halbwertsbreite zu reduzieren. Für das Beispiel eines 30 MeV Protonenstrahl beträgt die Eingangs- bzw. Plateaudosis im Verhältnis zur Peakdosis ~40 % bzw. ~52 %. Im Vergleich zu einer Strahlführung mit ausschließlich passiven Elementen kann die Flussdichte sekundärer Neutronen um bis zu 90 % reduziert werden.

Zusammenfassung
Die Studie zeigt die Möglichkeit, einen klinischen Protonenstrahl für Kleintierbestrahlungen zu adaptieren. Durch aktive Elemente in der Strahlführung können die Strahlparameter angepasst werden. Dadurch sind Kleintierbestrahlungen unter vergleichbarer Genauigkeit wie klinische Bestrahlungen möglich.
Unterstützt durch ERC Förderung 72553.

Anhang

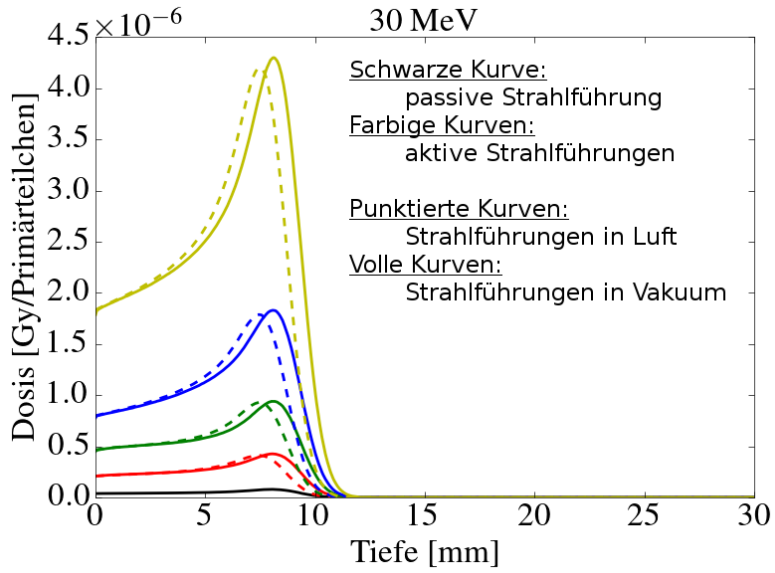


Abb. 1: Simulierte Tiefendosiskurven in Wasser. Der 30 MeV Protonenstrahl wird aus einem klinischem 75 MeV Strahl erzeugt.

P 39 Experimentelle Untersuchung der Strahlqualität für MR integrierten Protonentherapie

S. Gantz[1,2], S. M. Schellhammer[1,2], J. Smeets[3], A. L. Hoffmann[1,2,4]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[2]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[3]Ion Beam Applications SA, Louvain-la-Neuve, Belgien
[4]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

Einleitung
In ersten Untersuchungen zur Integration von MR-Bildgebung und Protonentherapie (MRiPT) konnte deren prinzipielle Machbarkeit an einer statischen Strahlführung gezeigt werden. Als weiterer Schritt zu einem klinischen Prototyp wurde nun der MR-Scanner mit einer Pencil-Beam-Scanning (PBS) Strahlführung integriert. Ziel dieser Arbeit ist die Charakterisierung der Strahlqualität im magnetischen Isozentrum des in-beam MR-Scanners.

Material & Methoden
Ein offener 0.22 T MR-Scanner (MrJ2200, ASG Superconductors) wurde nächstmöglich an eine horizontale PBS Protonenstrahlführung installiert. Strahlprofilmessungen wurden sowohl mit als auch ohne den MR-Scanner an der Position des magnetisches Isozentrums des MR-Scanners (39 cm strahlabwärts des nominalen PBS Isozentrums) durchgeführt. Strahlprofile wurden ohne MRT mithilfe eines Szintillatordetektors (Lynx, IBA Dosimetry) sowie im Untersuchungsfeld des MRT mittels radiochromen Filmen (GAFchromic EBT3, Ashland) vermessen (Abb. 1). Für beide Konfigurationen wurden für 3 verschiedene Protonenenergien(70, 125 und 220 MeV) Punktraster bis zur maximalen nominalen Feldgröße von 400x200 mm^2 vermessen. Aus diesen Messungen wurden Spotgrößen, -position und -symmetrie sowie durch das Magnetfeld verursachte Strahlablenkungen und Feldverzerrungen ermittelt.

Ergebnisse
Spotgrößen mit und ohne Magnetfeld sind in Tabelle 1 zusammengefasst. Spotgrößen im Magnetfeld stimmen auf ±0.3 mm mit Ergebnissen ohne Magnetfeld überein. Die horizontale Strahlablenkung des Zentralspots beträgt 26, 19 und 15 mm für 70, 125 und 220 MeV. Durch das Magnetfeld tritt eine energieabhängige, trapezoidale Verzerrung des Bestrahlungsfeldes auf, mit vertikalen Höhenunterscheiden zwischen 10 und 16 mm, sowie einer energieabhängigen Rotation der achsfernen Punkte bis zu 45°.

Zusammenfassung
Erstmals konnte die experimentelle Charakterisierung eines PBS-Strahls im Isozentrum des in-beam MR-Scanner erfolgen. Die Ergebnisse zeigen die Notwendigkeit weiterer präziser Messungen im Untersuchungsfeld des MR-Scanners, sowie für die Bestrahlungsplanung den Bedarf der Entwicklung eines dedizierten Strahlmodells unter Berücksichtigung des gesamten Magnetfeldes.

Anhang 1

Energie / MeV	1-Sigma Spotgröße / mm horizontal/ vertikal	
	ohne Magnetfeld	im Magnetfeld
70	8.1 / 9.0	8.0 / 9.3
125	5.2 / 5.8	5.2 / 5.9
220	3.3 / 3.5	3.0 / 3.5

Tab. 1: 1-Sigma Spotgrößen des zentralen Spots ohne sowie mit Magnetfeldeinfluss.

Anhang 2

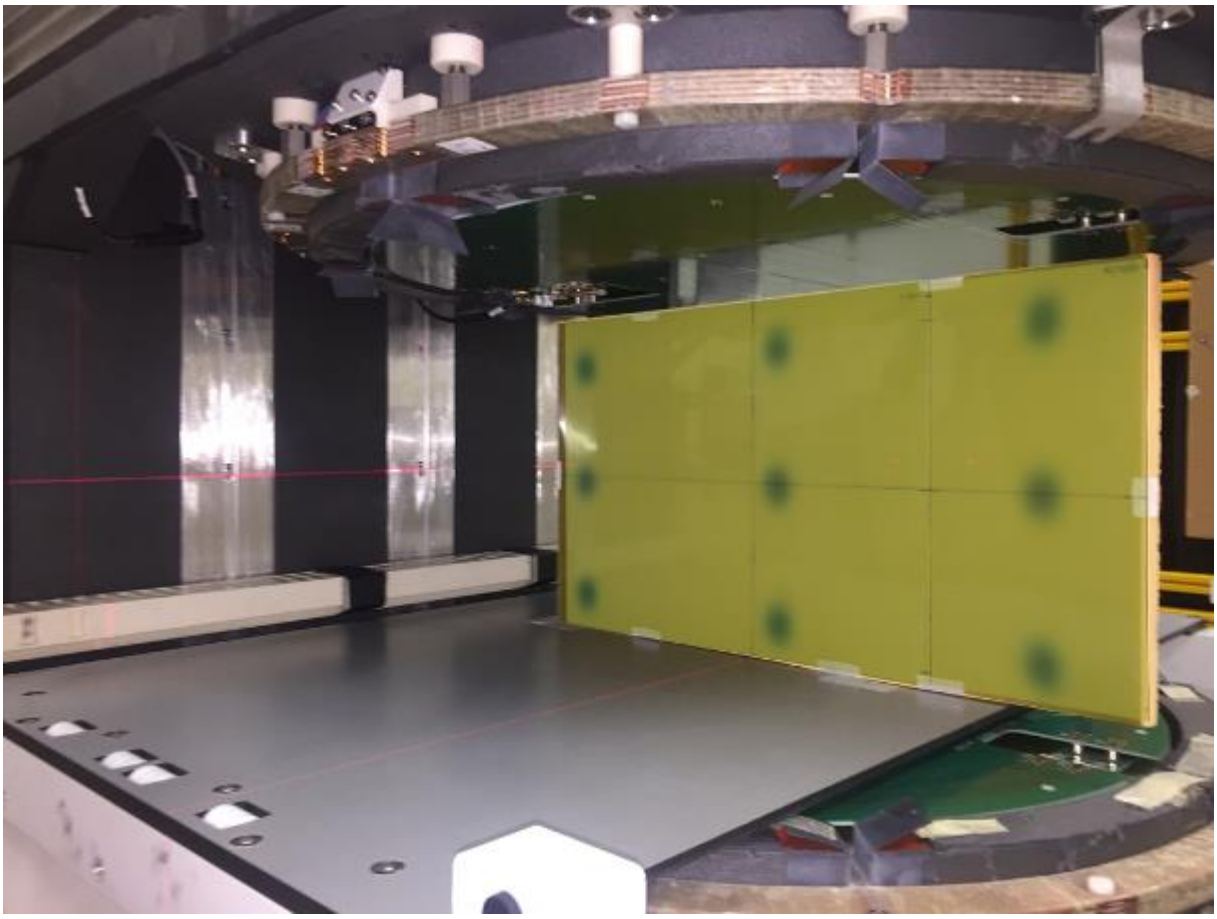


Abb. 1: EBT3 Filmmessung der Strahlprofile für 70 MeV im magnetischen Isozentrum des in-beam MR-Scanners.

P 40 Modellbasierter Vergleich der Risikoorganschonung zwischen VMAT- und robust optimierten IMPT-Plänen

C. Behrends[1], P. H. Kramer[1], J. Haussmann[2], H. Gottschlag[2], J. A. Langendijk[3], D. Geismar[1], W. Budach[2], B. Timmermann[1]
[1]Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen, Essen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Düsseldorf, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Düsseldorf, Deutschland
[3]University Medical Center Groningen (UMCG), University of Groningen, Department of Radiotherapy, Groningen, Niederlande

Einleitung
Intensitätsmodulierte Protonentherapie (IMPT) und volumenmodulierte Strahlentherapie (VMAT) bieten gute Möglichkeiten zur Schonung von Risikoorganen bei der Behandlung von Kopf-Hals-Tumoren. Der Vergleich zwischen IMPT- und VMAT-Plänen anhand von Modellen zu Normalgewebskomplikations-Wahrscheinlichkeiten (NTCP) kann neben Dosis-Volumen-Histogrammen eine Entscheidungshilfe zur Wahl der Bestrahlungstechnik liefern.

Material & Methoden
Es wurden IMPT-Bestrahlungspläne für 50 Patienten aus der Photonentherapie mit Kopf-Hals-Tumoren im Planungssystem RayStation (V7) robust gegen Dichte- und Setup-Unsicherheiten optimiert. Die Dosisberechnung erfolgte mit dem Monte-Carlo-Algorithmus. Diese wurden mit den existierenden VMAT-Bestrahlungsplänen verglichen, welche im Planungssystem Eclipse (V13.6) mit dem Acuros-Algorithmus berechnet wurden. Die Optimierungsvorgaben und Dosiskonzepte waren im Vorfeld für beide Techniken identisch vorgegeben worden: Planungszielvolumina sollten zu mindestens 95% mit 95% der verschriebenen Dosis abgedeckt sein; die Gesamtdosis war 66 oder 70Gy in 33 Fraktionen.
Eine Evaluierung der Pläne erfolgte anhand der Dosis-Volumen-Parameter in Risikoorganen sowie NTCP-Berechnungen für Xerostomie, klebrigen Speichel, Dysphagie und PEG-Ernährung. Anhand des Langendijkschen NTCP-Modells wurde geprüft, ob definierte Schwellenwerte für die Wahl einer Protonentherapie erreicht wurden [1].

Ergebnisse
Durch die endliche Reichweite im Gewebe zeigte die Protonentherapie die zu erwartende höhere Konformalität, während die Risikoorgane meist besser geschont werden konnten (Abb.1).
Nach dem Langendijkschen NTCP-Modell bringt diese Dosisreduktion nicht immer klinisch signifikante Vorteile für den Patienten. Etwa ein Drittel der untersuchten Patienten würde analog des Modells im Hinblick auf mögliche Spätnebenwirkungen signifikant von der Protonentherapie profitieren (Abb.2).

Zusammenfassung
Beim direkten Vergleich von VMAT- und IMPT-Plänen profitiert ca. jeder dritte Patient gemäß dem NTCP-Modell [1] deutlich von der Protonentherapie. Klinische Daten müssen die modellbasierten Berechnungen bestätigen.

Anhang 1

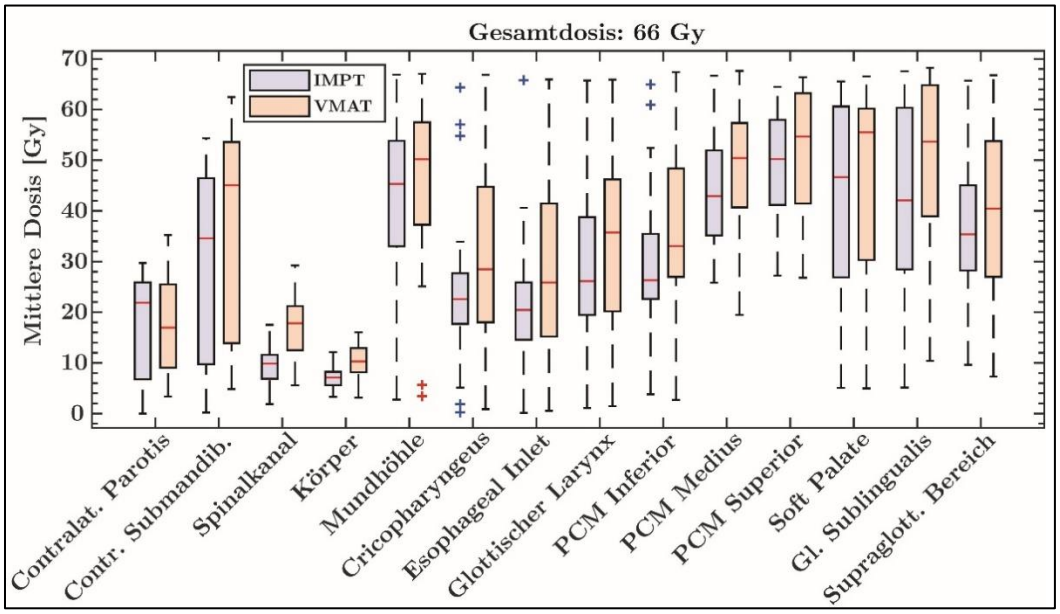


Abb. 1: Die mittlere Dosisapplizierung aller OAR im Vergleich von VMAT- und IMPT-Plänen.

Anhang 2

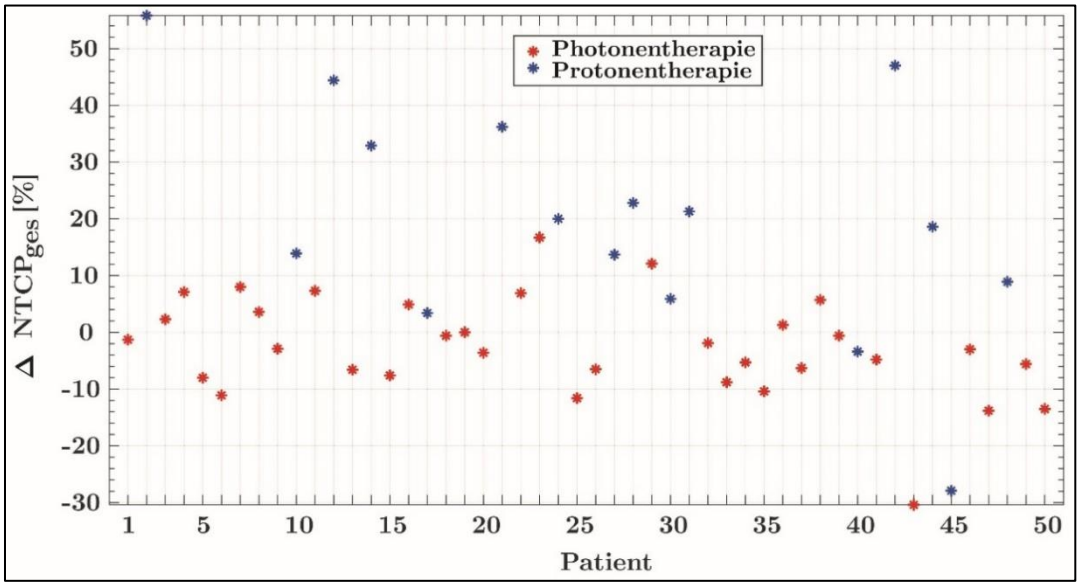


Abb.2: Ergebnis des Modell-basierten Ansatzes anhand von NTCP-Berechnungen (nach [1]).

Literatur

[1] J. Langendijk et al.: Selection of patients for radiotherapy with protons aiming at reduction of side effects: The model-based approach. Radiotherapy and Oncology, 107(3):267-273, 2013.

P 41 Single-event particle imaging without a front tracker

L. Volz[1,2], J. Rambo Sølie[3,4], H. E. S. Pettersen[5], P. Piersimoni[4], O. H. Odland[5], D. Röhrich[4], I. Meric[3], J. Seco[1,2]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland
[2]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[3]Western Norway University of Applied Science, Department of Electrical Engineering, Bergen, Norwegen
[4]University of Bergen, Department of Physics and Technology, Bergen, Norwegen
[5]Haukeland University Hospital, Department of Oncology and Medical Physics, Bergen, Norwegen

Introduction
Particle CT (pCT) has gained increasing interest over the last decades as a promising modality for relative stopping power (RSP) reconstruction in particle therapy treatment planning. However, the spatial resolution in pCT is limited, due to multiple Coulomb scattering resulting in deflected particle trajectories. Current efforts in single-event particle imaging therefore rely on two sets of position sensitive detectors placed before (front) and after the object (rear tracker) to be imaged in order to retrieve the particle's most likely path (MLP) through the object. For a clinical environment, however, it could be beneficial to have a system that uses only a rear tracking detector. In this work, we propose a new reconstruction algorithm to optimize the image quality of such a system.

Materials & Methods
The MLP takes as input the particle position and direction both at the entrance and exit of the object. However, for a scanning beam delivery system, it is possible to estimate the particles entrance position/direction using the known beam parameters. This, however, results in a somewhat reduced accuracy of the most likely path, especially close to the particle's entrance position, limiting the image resolution. To overcome this issue, we propose to combine two opposing projections in the CT reconstruction. From each of the projections only the more accurate half of the MLP – the one closer to the rear tracker - is used in the reconstruction.

Results and Discussion
With the new projection reconstruction algorithm, we were able improve visibly the image quality for pCT setups without front tracking detector, affirming the practicability of such a system. This comes at no cost: the required opposing projection would be contained already in the pCT scan acquisition. Furthermore, we were able to show that a similar technique can also improve the image quality of pCT with two tracker systems.

P 42 Bestimmung der Wasserenergiedosis im SOBP eines Kohlenstoffstrahls – Optimierung des Bestrahlungsfeldes

K. Holm[1,2], U. Weber[3], Y. Simeonov[4], S. Brons[5], O. Jäkel[1,5], S. Greilich[1], A. Krauss[2]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[2]Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB), Dosimetrie für Strahlentherapie und Röntgendiagnostik, Braunschweig, Deutschland
[3]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland
[4]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[5]Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Die Ionisationskammer-basierte Dosimetrie in der Ionenstrahltherapie weist derzeit noch eine deutlich höhere Unsicherheit auf als in der Photonentherapie. Dies ist vor allem auf einen Mangel an experimentellen Daten und der hohen Unsicherheit (ca. 3%) der daher theoretisch berechneten Korrektionsfaktoren k_Q zurückzuführen.

In einer früheren Arbeit [1] wurden k_Q-Faktoren erstmals experimentell im Eingangskanal eines Kohlenstoffstrahls bestimmt. Über Kreuzkalibrierung wurden k_Q-Faktoren für weitere Kammern ermittelt [2].

Die Standardunsicherheiten betrugen 0,8% bzw. 1,1%, was eine Reduzierung der Unsicherheit um einen Faktor drei verglichen mit berechneten Werten bedeutet.
In einer Fortsetzung dieses Projekts werden nun k_Q-Faktoren im Spread-Out Bragg Peak (SOBP) eines Kohlenstoffstrahls bestimmt.
Die dazu erforderliche Absolutbestimmung der Wasser-Energiedosis wird mit Hilfe eines Wasserkalorimeters durchgeführt.

Material und Methoden
Für die Wasserkalorimetrie ist ein homogenes und zeitlich stabiles Strahlungsfeld mit kurzer Scanzeit notwendig, um Unsicherheiten durch Wärmeleitungseffekte gering zu halten.
Um dies bei gescanntem Strahlungsfeld zu gewährleisten, wird der SOPB mit Hilfe eines Reichweitenmodulators bestehend aus pyramidenförmigen Pins [3] erzeugt. Der Einfluss der Geometrie der Pins des Modulators auf das resultierende Strahlungsfeld wurde untersucht.

Ergebnisse
Tiefendosiskurven eines Kohlenstoffstrahls in Wasser mit Reichweitenmodulatoren im Strahlgang wurden aufgezeichnet. Eine axiale Homogenität mit einer relativen Standardabweichung von 0,2-0,5% im Plateaubereich des 6 cm beiten SOBPs wurde erreicht.
Es zeigt sich, dass mit zunehmender Pin-Grundfläche die axiale Homogenität zunimmt, jedoch die laterale abnimmt. Dabei liegt die Standardabweichung der lateralen Dosisverteilung im Plateau bei 1,3-1,5%.

Ausblick
Mit Hilfe eines in einem Wasserphantom verschiebbaren Ionisationskammer-Arrays werden zunächst Reproduzierbarkeit und Zeitstabilität der Bestrahlungsparameter untersucht, bevor mit dem Wasserkalorimeter die k_Q-Bestimmung der Ionisationskammern erfolgt.

Anhang

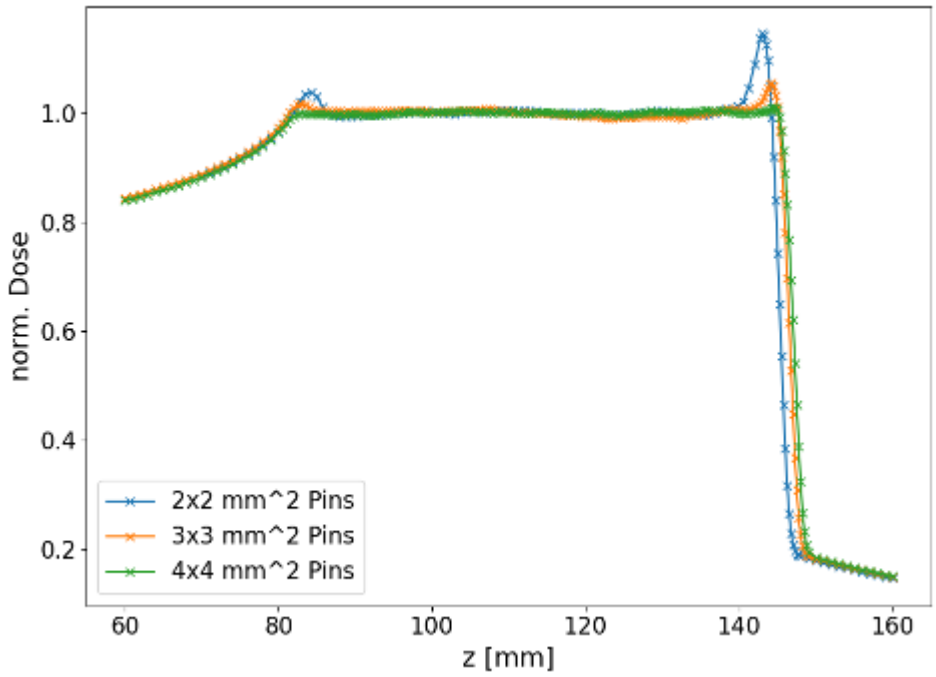


Abb. 1: Tiefendosiskurve eines Kohlenstoffstrahls moduliert mit Reichweitenmodulatoren mit verschiedener Pin-Grundfläche

Literatur

[1] Osinga-Blättermann et al, Phys. Med. Biol. 62 (2017) 2033–2054
[2] Osinga-Blättermann, Krauss, Phys. Med. Biol. 107683.R1 (2018)
[3] Simeonov et al, Phys. Med. Biol. 62 (2017), 7075-7096

P 43 Experimentelle Untersuchung der Protonenreichweite in Wasser mittels MR-Bildgebung

S. Uber[1,2], S. M. Schellhammer[1,2], S. Gantz[1,2], E. van der Kraaij[3], J. Smeets[3], A. Carrozzi[4], A. Serra[4], L. Karsch[1,2], J. Pawelke[1,2], A. L. Hoffmann[1,2,5]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[2]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[3]Ion Beam Applications SA, Louvain-la-Neuve, Belgien
[4]ASG Superconductors, Paramed MRI Unit, Genova, Italien
[5]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

Einleitung
Eine gleichzeitige MR-Bildgebung während der Bestrahlung könnte die geometrische Präzision der Protonentherapie verbessern. Die Kombination von anatomischer Bildgebung und Echtzeit-Visualisierung eines Protonenstrahls, sowie die Bestimmung der Protonenreichweite, ist wünschenswert. Ziel dieser Studie ist der Nachweis der Möglichkeit der Visualisierung eines Protonenstrahls mittels MR-Bildgebung und die damit verbundene Verifikation seiner Reichweite.

Material & Methoden
Ein offener 0.22 T MR-Scanner (MrJ2200, ASG Superconductors, Paramed MRI Unit) wurde an einer horizontalen Protonenstrahlführung (IBA Proton Therapy) installiert, um Effekte gleichzeitiger Bestrahlung und MR-Bildgebung zu untersuchen. Eine zylindrische Plastikflasche gefüllt mit deionisiertem Wasser dient als Phantom. 45 mm vor dem Phantom befindet sich 17 cm PMMA zur Reichweitemodulation. Es werden eine Gradientenecho-Sequenz (GE) und eine Inversionserholungs-Gradientenecho-Sequenz (IR-GE) verwendet. Für jede Sequenz werden Referenzbilder ohne Bestrahlung aufgenommen, dann werden Bestrahlung und MR-Bildaufnahme gleichzeitig durchgeführt. Die Sequenzen nehmen eine horizontale Schicht in der zentralen Ebene des Strahls auf. Es werden Strahlenergien von 190, 200, 210 und 225 MeV und damit Wasserrestreichweiten von 4.2, 6.4, 8.6 und 12.2 cm sowie Strahlstromstärken von 1, 3, 9, 27 und 43 nA untersucht. Die Dosisleistung am Strahleintritt im Phantom beträgt etwa 100 Gy/min pro nA.

Ergebnisse
Für beide Sequenzen sind eindeutig strahlinduzierte Effekte in den MR-Bildern zu beobachten, die von Energie und Strahlstrom abhängen. Die GE-Sequenz entwickelt ein hyperintensives, vertikales, zentrales Linienartefakt, welches unter Bestrahlung eine Krümmung bei der erwarteten Protonenreichweite zeigt (Abb. 1). In der IR-GE-Sequenz ist während der Bestrahlung eine hypointensive Region in der Form der Protonendosisverteilung zu erkennen. Die Intensität der Effekte ist abhängig vom Strahlstrom und damit der Dosis. Die Protonenreichweite ist in den MR-Aufnahmen ermittelbar und entspricht innerhalb der Messunsicherheiten der erwarteten Protonenreichweite.

Zusammenfassung
Mittels MRT sind strahlinduzierte Effekte eines Protonenstrahls in Wasser beobachtbar und die Protonenreichweite verifizierbar. Die zugrundeliegenden physikalischen Prinzipien und die Übertragung auf andere, nicht flüssige Materialien müssen weiter untersucht werden.

Anhang

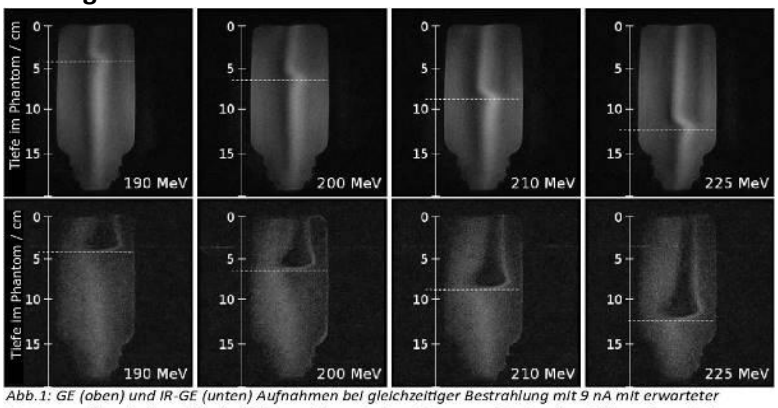


Abb.1: GE (oben) und IR-GE (unten) Aufnahmen bei gleichzeitiger Bestrahlung mit 9 nA mit erwarteter Protonenreichweite (gestrichelte Linie) von 4.2 cm, 6.4 cm, 8.6 cm und 12.2 cm (von links nach rechts).

P 44 Stochastic behavior of the Origin-Ensemble Algorithm – effect on range verification in proton therapy using Compton-Cameras

T. Wegener[1], N. Kohlhase[1], M. Schaar[1], A. Bolke[1], M. Rafecas[1]
[1]Universität zu Lübeck, Institut für Medizintechnik, Lübeck, Deutschland

Introduction
Origin-Ensemble (OE) image reconstruction recently attracted interest for Compton-camera (CC)-based range verification (RV). OE samples a Markov-chain (MC) to estimate the expected value of the gamma emission distribution. Additionally, it allows to calculate standard deviation values, which depict the intrinsic uncertainty affecting the reconstruction (intra-chain-variability). Considering the low statistics in RV, it is crucial to investigate the effect of intra-chain-variability and initialization of the MC (inter-chain-variability) on reconstructions and range shift detection.

Material & Methods
A CC [1] and five-line-sources phantom are simulated in GATE and 10^4, 10^5 and 10^6 events are reconstructed using 10.000 and 100.000 iterations. OE is implemented following [2,3]. Intra- and inter-chain variation-coefficient images are calculated from the MC during equilibrium and from 20 reconstructions with different initializations of the random number generator, respectively. Range shifts between a modified phantom are calculated for 25 samples [4].

Results
The inter-chain variation-coefficient is approximately one order of magnitude smaller than the intra-chain-variability (Fig.1,2). Variation-coefficients behave inversely with different numbers of events-per-voxel. For high events-per-voxel the inter-chain-variability is greater and intra-chain-variability smaller and vice versa. Accurate range shift detection with our methods is only possible for 10^6 events, while it is not for lower statistics due to intra-chain-variability. Inter-chain-variability is reduced by more iterations and intra-chain-variability by better statistics. However, neither is a practical solution for RV.

Conclusion
Our experiments indicate that the initialization of the MC has less effect on reconstructions and RV than the MC's intrinsic variation. Future work focusses on improving OE for low statistics. Additionally, intra-chain-variability obtained by OE could be integrated into RV.

Appendix 1

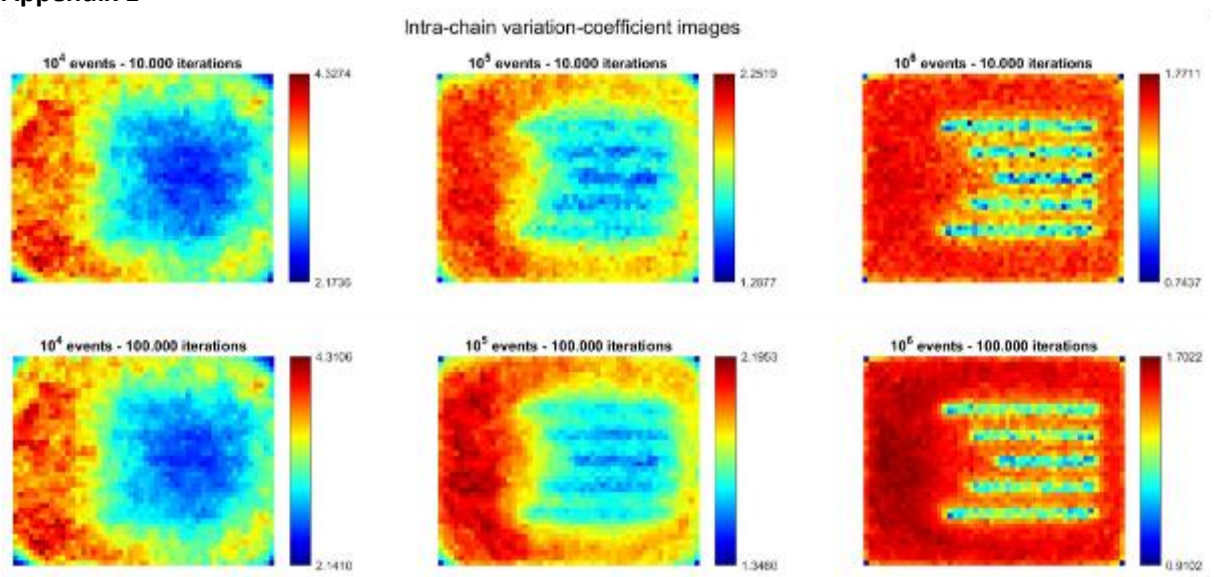


Fig. 1: Intra-chain-variability

Appendix 2

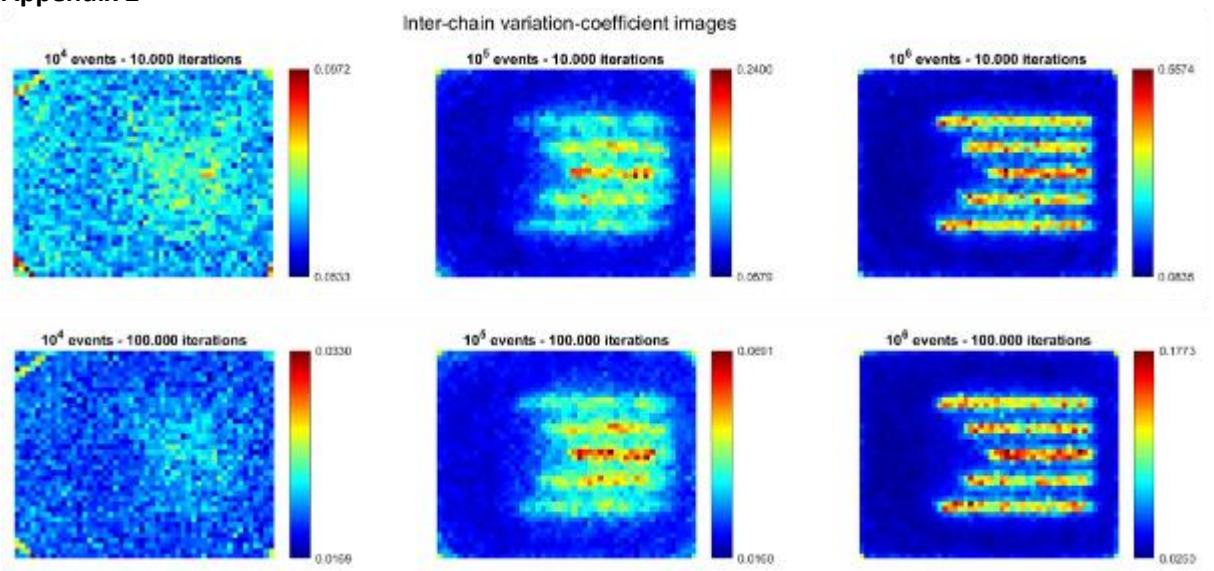


Fig. 2: Inter-chain-variability

References

[1] M. Fontana et al., Phys.Med.Biol., 62.23, 8794-8812, 2017.
[2] A. Sitek, Phys.Med.Biol., 53, 3201-3216, 2008.
[3] A. Andreyev et al., Med.Phys., 38, 429–438, 2011.
[4] C. H. Min et al., TRCT-14.3, 320-325, 2015.

Postersession 8

Chairs: Prof. Oliver Jäkel (Heidelberg), C. P. Karger (Heidelberg)

P 45 Experimentelle Bestimmung von Aktivierungswirkungsquerschnitten von Titan im Hinblick auf Dosis- und Reichweitenverifikation

C. M. Bäcker[1,2,3,4], C. Bäumer[2,3,4], A. Bley[1], P. Fragoso Costa[3,4,5], M. Gerhardt[1], K. Herrmann[3,4,5], S. Kauer[1,2,3,4], K. Kröninger[1], C. Nitsch[1], H. M. Siregar[1], B. Timmermann[2,3,4,6], A. Yazgan[1,2,3,4]
[1]Technische Universität Dortmund, Experimentelle Physik 4, Dortmund, Deutschland
[2]Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen, Essen, Deutschland
[3]Westdeutsches Tumorzentrum, Essen, Deutschland
[4]Universitätsklinikum Essen, Essen, Deutschland
[5]Universitätsklinikum Essen, Klinik für Nuklearmedizin, Essen, Deutschland
[6]Universitätsklinikum Essen, Klinik für Partikeltherapie, Essen, Deutschland

Einleitung
Bei der Protonentherapie können sich Implantate im Strahlenfeld befinden, wodurch diese aktiviert werden können. Aufgrund der Oberflächeneigenschaften wird in medizinischen Implantaten häufig Titan verwendet. Da sich die Implantate an festen Positionen im Körper befinden, bietet das eine neue Möglichkeit der Dosis- und Reichweitenverifikation [1] mittels Positronenemissionstomographie (PET). Die dafür benötigten Aktivierungswirkungsquerschnitte sollen verifiziert, ergänzt und präzisiert werden.

Material & Methoden
Zur Bestimmung der Aktivierungswirkungsquerschnitte wird eine dünne und reine Titanprobe verwendet, welche mit Protonen aus einer Protonentherapieeinrichtung bestrahlt wird. Anschließend wird diese an einer Gammaspektrometrieanlange mit niedrigem Untergrund analysiert [2], woraus sich die Aktivierungswirkungsquerschnitte der entsprechenden Reaktion berechnen lassen.
Zum Vergleich wird eine dickere Titanlegierung, welche häufig für Implantate verwendet wird, bestrahlt und gammaspektrometrisch untersucht.
Abschließend wird die Produktion von Positronen in einer vereinfachten Titanprobe mit einem präklinischen PET/CT ortsaufgelöst untersucht.

Ergebnisse
Es können die Aktivierungswirkungsquerschnitte aus der Literatur mit dem Experiment reproduziert werden. Im Vergleich zu der reinen Titanprobe, zeigt die Titanlegierung eine höhere Aktivität.
Mit dem PET/CT kann eine Aktivitätsverteilung aufgenommen werden, die mit der Tiefendosiskurve verglichen wird.

Zusammenfassung
Mit reinen und dünnen Titanproben können, die in den einschlägigen Datenbanken angegebenen, Wirkungsquerschnitte nachvollzogen und mit geringen Unsicherheiten ergänzt werden [3]. Außerdem bietet Titan eine Möglichkeit der Protonenreichweitenverifikation mittels sekundärer Gammastrahlung.

Literatur
[1] K. Parodi et al., Patient study of in vivo verification of beam delivery and range, using proton emission tomography and computed tomography imaging after proton therapy, International Journal of Radiation Oncology * Biology * Physics **68**, 920 (2007).
[2] H. Gastrich et al., The Dortmund Low Background Facility – Low-Background gamma ray spectrometry with an artificial overburden, Applied Radiation and Isotopes **112**, 165 (2016).

[3] N. Otuka et al., Towards a More Complete and Accurate Experimental Nuclear Reaction Data Library (EXFOR): International Collaboration Between Nuclear Reaction Data Centres (NRDC), Nuclear Data Sheets **120**, 272 (2014).

P 46 Investigation of prompt gamma spectroscopy for range control in synchrotron based facilities – preliminary results from ^{1}p, ^{4}He, ^{12}C, ^{16}O beams

R. Dal Bello[1,2], P. Magalhaes Martins[2,3], G. Hermann[4], T. Kihm[4], M. Seimetz[5], S. Brons[6], J. Seco[1,2]
[1]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[2]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Biomedizinische Physik in der Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland
[3]Universidade de Lisboa, Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências, Lissabon, Portugal
[4]Max-Planck-Institute für Kernphysik, Heidelberg, Deutschland
[5]CSIC-Universitat Politècnica de València, Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular (I3M), Valencia, Spanien
[6]Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland

Introduction
We aim to retrieve the position of the Bragg peak in-vivo and online to mitigate the limitations caused by the range uncertainties. This critical issue applies to all the beam species used in ion beam therapy. We propose the use of Prompt Gamma Spectroscopy (PGS) for ^{1}p, ^{4}He, ^{12}C and ^{16}O beams accelerated by synchrotrons.

Materials and Methods
We investigated the applicability of $CeBr_3$ scintillators for this purpose. These crystals combine a good energy and time resolution. The low intrinsic activity allows the detection of the prompt gamma radiation over a wide energy spectrum [1]. We optimized with Monte Carlo simulations our spectroscopic unit [2]. We retrieve the arrival time of the beam with a dedicated trigger. The data acquisition is based on an advanced FADC/FPGA system for high speed digitalization [3]. The development of the system focusses on the application of PGS in synchrotron based facilities. Such system is applicable to the clinical (^{1}p and ^{12}C) and to the research (^{4}He and ^{16}O) beam species.

Results
The preliminary results show excellent performances in the detection of the gamma radiation over the full energy spectrum (Figure 1). Up to twenty independent spectral lines were identified for the interaction of ^{1}p, ^{4}He, ^{12}C and ^{16}O beams on ^{16}O, ^{12}C or metal targets.

Outlook
Future work will include a complete characterization of the system and the systematic measurement of the energy dependent cross sections.

Appendix

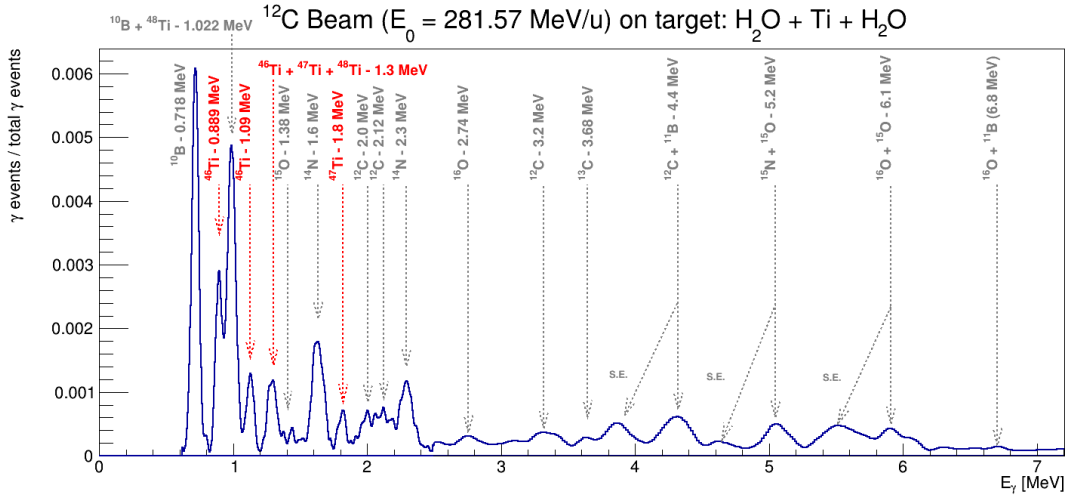


Fig. 1: Prompt Gamma radiation detected with the optimized spectroscopic unit in presence of a ^{12}C beam impinging on a water target with a thin titanium insert.

References

[1] P. Magalhaes Martins et al, "*Current Directions in Biomedical Engineering*, 2017; 3, 113-117
[2] R. Dal Bello et al, *Med Phys*, 2018; 45:4, 1622-1630
[3] F. Werner et al, *Nucl Instrum Meth A,* 2016; 876, 31-34

P 47 Monte-Carlo-Simulationen und Dosismessungen eines patientenindividuellen 3D-Reichweitenmodulators für die Protonentherapie

Y. Simeonov[1], C. Schuy[2], P. Penchev[3], R. Engenhart-Cabillic[4], U. Weber[2], K. Zink[3,5]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland
[3]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Gießen, Deutschland
[4]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland
[5]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Marburg, Deutschland

Einleitung
Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung und Validierung eines neuartigen 3D-Reichweitenmodulators für die sehr schnelle Bestrahlung bewegter Tumore. Im Gegensatz zum Rasterscan-Verfahren, bei dem die hohe Anzahl von Iso-Energie-Schichten mit relativ langen Bestrahlungszeiten verbunden ist, braucht der 3D-Modulator nur eine einzige Energie, um eine homogene und hochkonformale 3D-Dosisverteilung zu erzeugen. Dadurch wird die Bestrahlungszeit extrem verkürzt.

Material & Methoden
Ausgehend von den bisherigen umfangreichen Forschungsarbeiten auf diesem Gebiet wurde nun ein 3D-Modulator aus echten CT-Patientendaten entwickelt. Ein Lungentumor mit komplexer 3D-Kontur und irregulären distalen und proximalen Kanten wurde bewusst gewählt, um ein Worst-Case-Szenario zu simulieren und die Grenzen des neu entwickelten Verfahrens zu untersuchen.

Der 3D-Modulator besteht aus vielen feinen pyramidenförmigen Strukturen (Pins) mit ~ 4 mm^2 Grundfläche und unterschiedlichen Längen (Abb. 1). Der 3D-Reichweitenmodulator erzeugt bei der Bestrahlung ein quasistatisches, konformales Bestrahlungsfeld.
Der Modulator wurde für 151,77 MeV Protonen optimiert, anschließend trianguliert und mit einem 3D-Drucker im hochqualitativen Rapid-Prototyping-Verfahren hergestellt. Die modulierenden Eigenschaften des Reichweitenmodulators und die resultierende Dosisverteilung wurden mit dem FLUKA Monte Carlo (MC) Code untersucht.

Um die Ergebnisse der MC-Simulationen zu validieren wurden im Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT) Dosismessungen (2D-Ionisationskammer-Array, 977 ICs, 2,5 mm lateraler Auflösung) durchgeführt. Ein binärer Range Shifter mit verfahrbaren Polyethylenplatten wurde benutzt um die gewünschte Messtiefe zu variieren.

Ergebnisse
Die am Beschleuniger gemessenen und mit FLUKA simulierten Dosisverteilungen stimmen sehr gut überein und bestätigen den theoretisch zu erwartenden Modulationseffekt. Die Dosisverteilung ist homogen und umschließt den Tumorform hochkonform sowohl an der distalen, als auch an der proximalen Kante.

Zusammenfassung
Der Einsatz modernster 3D-Drucktechnik zur Herstellung komplexer Modulatoren ist möglich. Der 3D-Reichweitenmodulator könnte aufgrund der sehr kurzen Bestrahlungsszeiten eine Alternative zur Behandlung von Lungentumoren mit der gleichen Konformität wie das Rasterscan-Verfahren sein.

Anhang

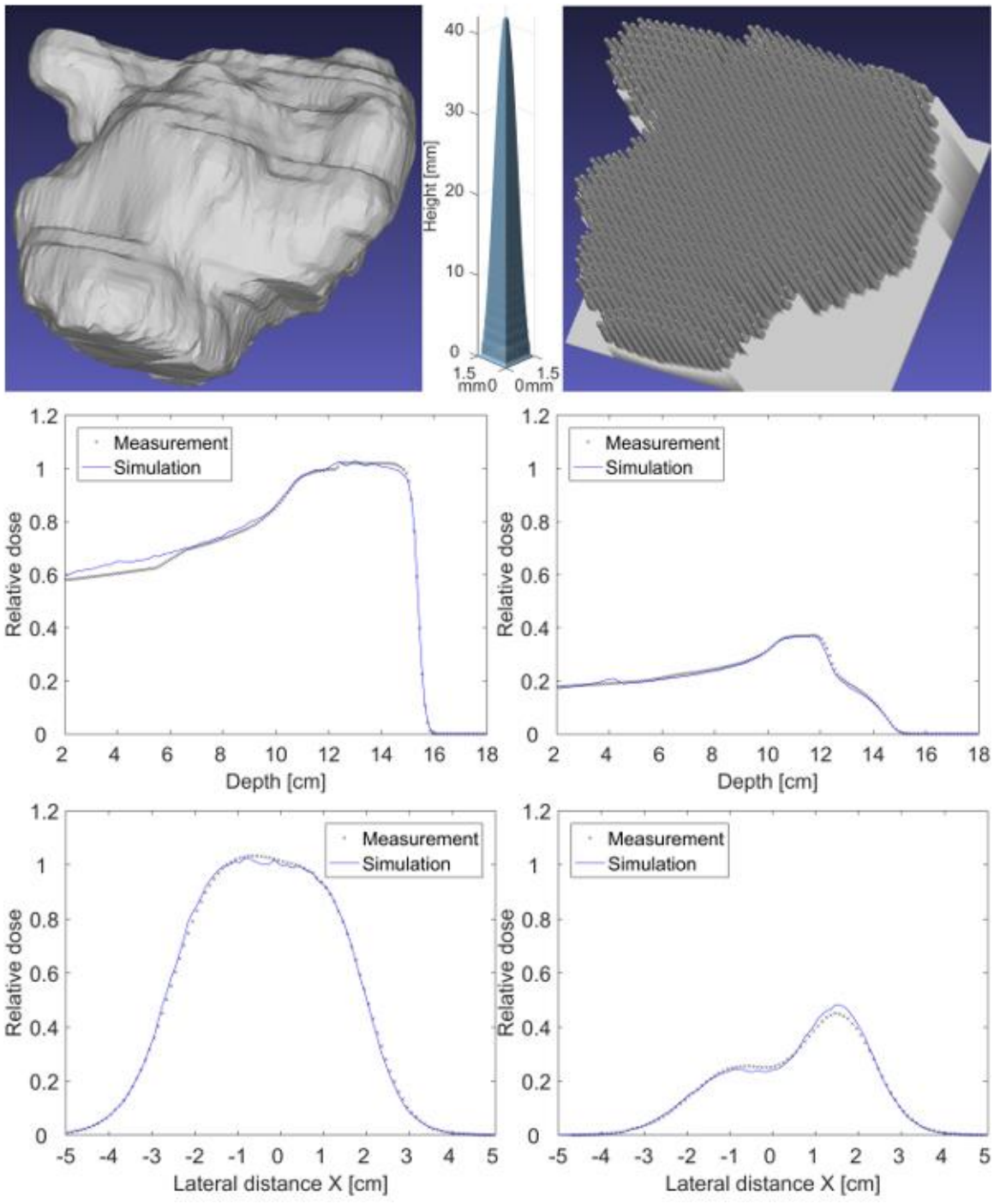


Abb. 1: 3D-Tumorkontur, ein einzelner Pin und der entsprechende 3D-Reichweitenmodulator (oberes Panel); gemessene vs. simulierte Dosisverteilungen (mittleres/unteres Panel).

P 48 Monte Carlo characterization of prompt gamma detection with HPGe

L. Huang[1,2], R. Dal Bello[1,2], P. Magalhaes Martins[2,3], J. Seco[1,2]
[1]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[2]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Biomedizinische Physik in der Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland
[3]Universidade de Lisboa, Instituto de Biofisica e Engenharia Biomedica, Faculdade de Ciencias, Lissabon, Portugal

Introduction
Range uncertainties have been limiting the exploitation of the proton's sharp distal dose falloff in radiation therapy. Prompt Gamma Spectroscopy (PGS) has been proposed to verify the beam particle range online and in-vivo. Its accuracy is highly dependent on the geometry of the system as well as the detector material.

Materials and Methods
Monte-Carlo simulations were implemented to study the secondary particles produced in nuclear interactions, leaving the target and reaching a detector. We simulated a 200 MeV proton beam impinging on a water phantom. The time-of-flight (ToF) spectra for photons and neutrons were scored and analysed. We compared the performances of a high-purity germanium detector (HPGe) to that of a cerium-bromide ($CeBr_3$).

Results
An exemplary ToF spectrum of the photons and neutrons arriving at the detector is shown in Figure 1. The photon contribution is dominant between 1-2 ns and the neutron one between 2-10 ns, which in turn can then be removed for PGS analysis. The ToF separation, along with the ability to separate the two, is dependent on the distance between the beam axis and the detector, as well as the time resolution of the detector itself. The HPGe shows a vastly superior energy resolution, but poorer time resolution compared to $CeBr_3$. The former could potentially allow PGS even with limited statistics, while the latter is more efficient in ToF background rejection.

Summary
Differentiation between the photon and neutron contribution is crucial in PGS. Increasing the distance between phantom and detector resulted in clearer ToF separations, but a decrease in statistics. We present the comparison between HPGe and $CeBr_3$, the optimal geometry for their operation in PGS and their limitations.

Appendix

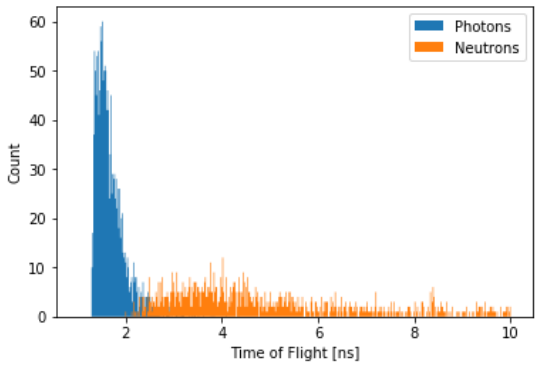


Fig. 1: Monte-Carlo ToF spectra of the photons and neutrons produced by 200 MeV protons impinging on a water target, arriving at the detector

P 49 Modellierung eines 3D-druckbaren flexiblen Lungenphantoms mit realistischen Modulationseigenschaften für die Partikeltherapie

J. Rautenberg[1], K. S. Baumann[1,2], K. Zink[1,2,3], U. Mäder[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klink für Strahlentherapie, Marburg, Deutschland
[3]Frankfurt Institute for Advanced Studies (FIAS), Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung
Heterogenes Lungengewebe verursacht eine Bragg-Peak Verbreiterung, die für die präzise Bestrahlungsplanung von Lungentumoren in der Partikeltherapie berücksichtigt werden sollte. Die mathematische Beschreibung dieser Verbreiterung ist durch die Modulationsstärke [1] möglich. Um die Bragg-Peak Verbreiterung messtechnisch zu untersuchen, wurde in dieser Arbeit eine Methode zur Erstellung von Phantomen entwickelt, die die modulierenden Eigenschaften der Lunge besitzen. Durch den flexiblen Aufbau können unterschiedliche anatomische Strukturen integriert und mittels geeigneten 3D-Druckern eine Strukturgröße nahe der realen Lungenstrukturen erreicht werden.

Material & Methoden
Das Phantom ist schichtweise aufgebaut. Jede Schicht wird zufällig mit Linien aus 3D-Druckmaterial so gefüllt, dass Zwischenräume aus Luft bestehen bleiben (Abbildung 1 oben). Durch dieses Vorgehen wird jede einzelne Schicht in 3D-Druckern stabil druckbar. Die einzelnen Schichten übereinander bilden anschließend das modulare und flexible Lungenphantom (Abbildung 1 unten), dessen Modulationsstärke mit der Dicke der Schichten korreliert.
In dieser Arbeit wurden Phantome erstellt, die vorgegebene Modulationsstärken von 190 µm, 350 µm bzw. 600 µm aufweisen sollten. Die tatsächliche Modulationsstärke der Phantome wurde anschließend durch Monte-Carlo-Simulationen ermittelt.

Ergebnisse
Die Simulationen bestätigten die vorgegebenen Modulationsstärken der erstellten Phantome und validierten so die entwickelte Methode. Aus den einzelnen Schichten konnten digitale Modelle generiert werden, die für den 3D-Druck geeignet sind.

Zusammenfassung
Mit Hilfe der entwickelten Methode lassen sich Phantome mit den gewünschten Modulationsstärken generieren. Diese Phantome können 3D-gedruckt werden, um in technischen Messungen Lungengewebe zu simulieren. Durch den flexiblen Schichtaufbau bieten sie darüber hinaus die Möglichkeit verschiedene anatomische Szenarien zu realisieren.

Anhang 1

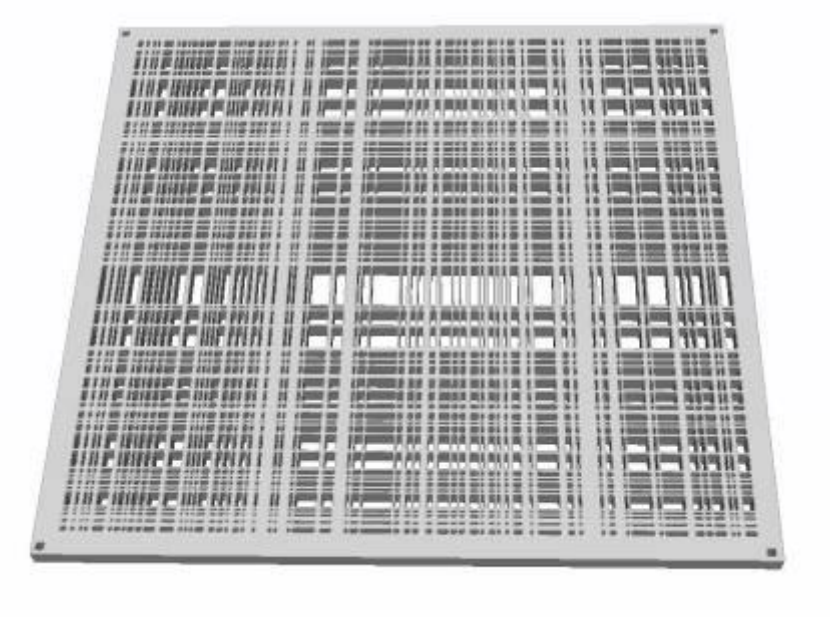


Abb. 1: Modell einer 3D-druckbaren Schicht mit Rahmen (oben)

Anhang 2

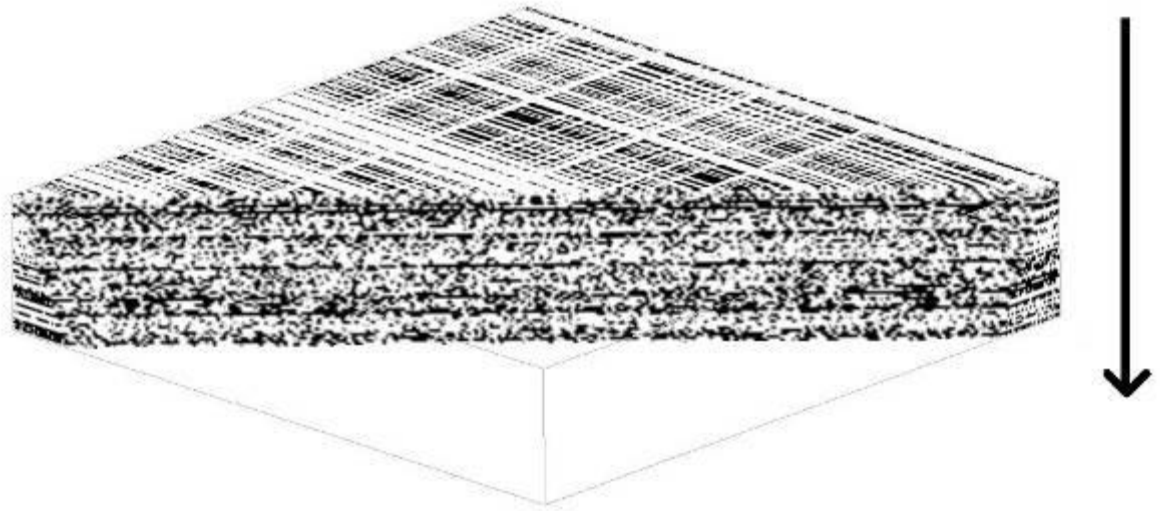


Abb. 2: Schnitt durch den kompletten 3D-Datensatz (Strahlrichtung entlang des Pfeiles).

Literatur

[1] Baumann, K-S. et al. (2017): An efficient method to predict and include Bragg curve degradation due to lung-equivalent materials in Monte Carlo codes by applying a density modulation. In: *Physics in Medicine and Biology* (62), S. 3997–4016.

P 50 Exploration of proton bunch monitoring for in vivo range verification in proton therapy

F. F. Permatasari[1], K. Römer[2], T. Werner[1,3], A. Wagner[2], G. Pausch[1,3], T. Kögler[1,3]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[2]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, FWMP - Medizinische Strahlenphysik, Dresden, Deutschland
[3]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland

Introduction
The accuracy of proton therapy is basically delimited by range uncertainties. In order to fully exploit the benefit of proton therapy, real-time range verification is needed. Prompt gamma rays, produced during the deceleration of protons in tissue, allow assessing the proton range indirectly. Prompt gamma-ray timing (PGT) utilizes measured time distributions of prompt gamma rays for estimating the beam range [1-4]. At the given therapy facility, however, the accuracy of range determination is affected by drifts of the proton bunch timing (or phase) with respect to the cyclotron radiofrequency, and by the proton bunch width. To counter this limitation, a proton bunch monitor (PBM) has to be introduced.

Materials & Methods
The coincident detection of protons elastically scattered out of a thin target allows measuring phase and width of the proton micro-bunches [3]. Two $CeBr_3$ scintillation detectors coupled with PGT electronics [4] were employed for these measurements. Alternatively, scintillating fibers placed in the beam halo have also been studied.

Results
The applicability of standard PGT detectors and electronics [4] for accurate bunch phase and width measurements has been demonstrated. The detection of beam-halo protons with scintillating fibers seems to be a feasible alternative for bunch phase monitoring at higher sampling rates. Quantitative analysis are still ongoing.

Summary
Alternative proton bunch monitoring approaches have been investigated to assess beam parameters necessary for range verification by means of the PGT method. An appropriate PBM would complete the current PGT detection system.

Acknowledgement
This work has been supported by StrahlenSchutzSeminar in Thüringen e.V.

References
[1] C. Golnik *et al.*, Phys. Med. Biol. 59 (2014) 5399
[2] F. Hueso-González *et al.*, Phys. Med. Biol. 60 (2015) 6247
[3] J. Petzoldt *et al.*, Phys. Med. Biol. 61 (2016) 2432
[4] T. Werner *et al.*, Phys. Med. Biol. accepted (2019)

P 51 Random voxel subsampling enables large scale robust optimization in heavy ion therapy

M. Wolf[1], K. Anderle[1], M. Prall[1], C. Graeff[1]
[1]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

Introduction
In order to reduce computational load during robust plan optimization we propose to combine random voxel subsampling and separation of the CTV into boundary shell and residual interior volume. We also suggest to preserve more boundary voxels than interior voxels, as the highest dose gradients are expected at the boundary shell.

Methods
Separation into boundary and interior volumes is done by applying an Euclidean distance transformation to the binary representation of a CTV and defining a threshold of e.g. 2mm. Both subvolumes are assigned with a randomization parameter, which describes the probability of the voxels ($P_x = 1/x \cdot 100\%$) to be considered in plan optimization (fig. 1).
The method is tested on a lung cancer patient with a tumor volume of 138.5cm^3. Treatment planning is done by using a *worst-case* robust optimizer using 9 uncertainty scenarios. A robustness analysis (RA) on 21 uncertainty scenarios is used to assess robustness of the average D99 values.

Results
The highest average D99 value of 100.1% of target dose is achieved for a boundary width of 2mm and considering 100% of boundary voxels and ≈3% of interior voxels (fig 2). Compared to the default case of taking into account all target voxels, the optimization time is reduced by a factor of about 30 from 317min to 10.6min. The size of the optimization matrix is reduced by a factor of ≈8 from 91.1Gb to 11.3Gb.

Conclusion
The described method enables increased robust target coverage while simultaneously cutting down calculation time and memory consumption significantly. The massive down sampling of interior voxels is facilitated by the higher relevance of boundary voxels for plan optimization.

Appendix 1

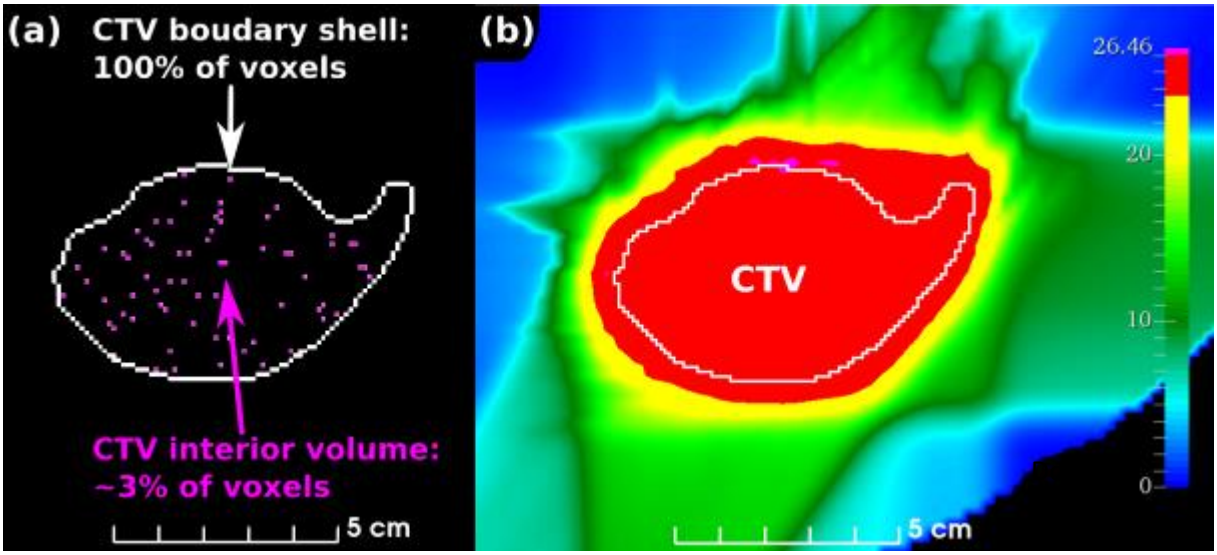


Fig. 1: Randomly sampled voxels assigned for optimization (a). Resulting nominal dose distribution (b).

Appendix 2

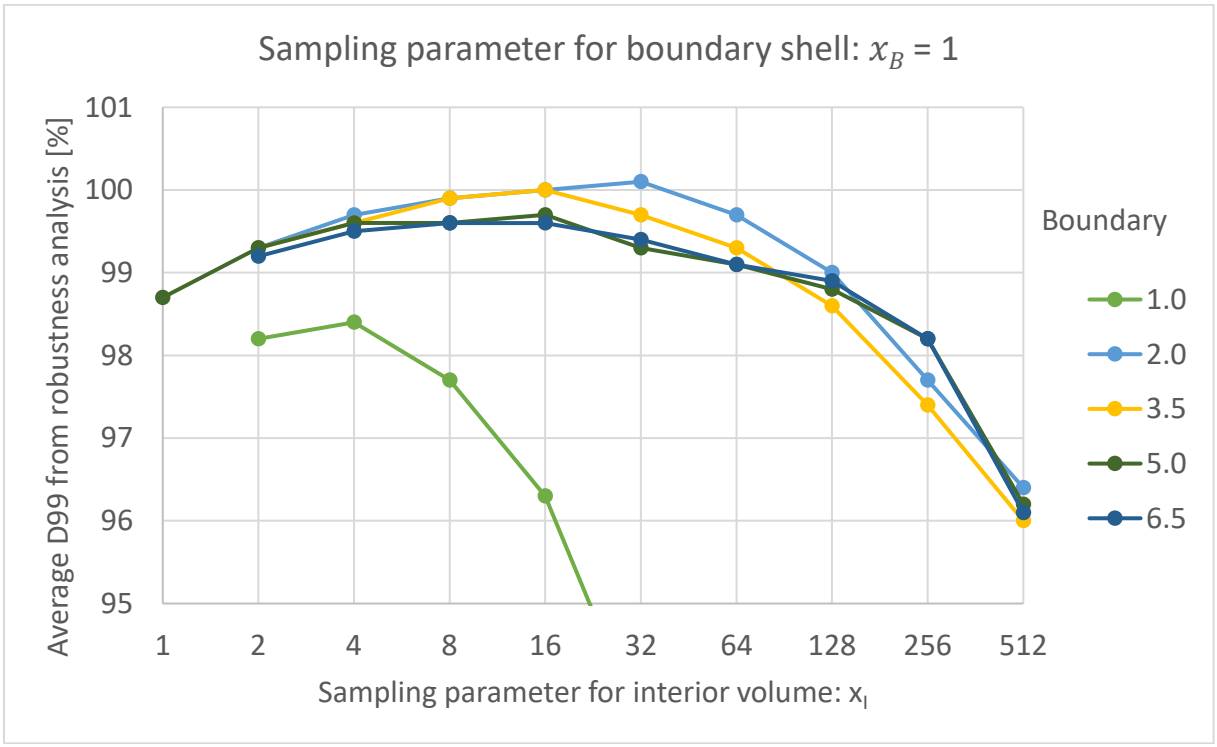


Fig. 2: Average D99 values from RA for constant boundary parameter x_B=1 and varying x_I and varying boundary widths.

Postersession 1

Chair: Prof. Björn Popp (Oldenburg)

P 52 Vergleichen von berechneten Dosis-Volumen-Histogrammen in einem Planverifikationssystem gegen Berechnungen in einem Bestrahlungsplanungssystem

S. Winnemöller[1,2], T. S. Stelljes[2], K. Brinkmann[1], P. Niermann[1], B. Poppe[2]
[1]Zentrum für Strahlentherapie Rheine-Osnabrück, Standort Rheine, Rheine, Deutschland
[2]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Physik, Oldenburg, Deutschland

Einleitung
Diese Arbeit untersucht die Übereinstimmung berechneter DVHs aus Planverifikationsmessdaten in VeriSoft 7.1 (PTW-Freiburg, Freiburg, Deutschland) gegen berechnete DVHS aus einem Bestrahlungsplanungssystem.

Material & Methoden
Im Planungssystem Varian Eclipse (Varian, Palo Alto, USA) wurden in der CT Geometrie des OCTAVIUS4D Messphantoms um das Isozentrum konzentrisch angeordnete Kugeln mit verschiedenen Durchmessern konturiert.
Auf diesem CT Datensatz wurden die Dosisverteilungen für ein 10x10 cm² Feld von 0° und ein 10x10 cm² 360°-VMAT-ARC mit 200 MU bei 15 MV berechnet. Anschließend wurde für beide Feldgeometrien die Feldgröße in 1 mm Schritten von 9,5x9,5 cm² bis 10,5x10,5 cm² geändert und die mit VeriSoft aus Messungen im OCTAVIUS 4D berechneten DVHs gegen die berechneten DVHs aus dem Planungssystem verglichen.
In einem weiteren Schritt wurden 15 Prostata VMAT Pläne im OCTAVIUS 4D mit dem OCTAVIUS 729-Array an einem Varian TrueBeam Beschleuniger gemessen. Die DVHs der PTVs und des Rektums wurden mit Hilfe der Dosismetriken Dmax und Dmean verglichen.

Ergebnisse
Für die konzentrischen Kugeln im OCTAVIUS 4D Phantom zeigte sich bei den quadratischen VMAT-Plänen eine mittlere Abweichung für Dmean von 1,7 % ± 1,1 % zwischen den VeriSoft und Eclipse DVHs. Bei quadratischen Stehfeldern betrug die mittlere Abweichung von Dmean 1,7 % ± 1,2 %. Die mittlere Abweichung von Dmax lag für die VMAT-Pläne bei 0,4 % ± 0,6 % und für die Stehfelder bei 11,3 % ± 1,4 %.
Für die Prostata VMAT-Pläne ergab sich im PTV eine Abweichung von 0,1 % **±** 1,7 % für Dmean und 1 % **±** 2,9 % für Dmax. Die Abweichungen für das Rektum Dmean und Dmax waren kleiner als 4,1 %.

Zusammenfassung
Die untersuchten Feldkonfigurationen zeigten eine gute Übereinstimmung der DVH-Berechnungen, wobei die größten Abweichungen für statische Felder auftraten. Weitere Untersuchungen in komplexeren Feldgeometrien und für mehr Risiko-Organe sind für eine abschließende Beurteilung nötig.

P 53 Bestimmung der Strahlenqualität am Linearbeschleuniger mit einer Pb-Aufbaukappe

K. J. Dörner[1]
[1]Allgemeines Krankenhaus Celle, Strahlentherapie, Celle, Deutschland

Einleitung
Die gängigen Dosimetrie-Protokolle beziehen sich auf Messungen unter Referenzbedingungen. Mit der Verbreitung moderner Bestrahlungstechniken wie z.B. IMRT nimmt die Bedeutung von Dosismessungen unter „Nicht-Referenzbedingungen“ zu. Hierfür werden Korrekturfaktoren benötigt, die z.B. eine Veränderung des Spektrums der Photonenstrahlung mit der Feldgröße berücksichtigen können.

Material & Methoden
Am Linearbeschleuniger (ARTISTE / Siemens) wird in einem Wasserphantom (MP3/PTW) mit einer wasserdichten Ionisationskammer (Semiflex M 31002-0538 / PTW) mit und ohne Aufbaukappe gemessen. Die Blei-Aufbaukappe umschließt das sensitive Kammervolumen mit einer Wandstärke von 3 mm, und verdrängt das umgebende Wasser. Durch die Wechselwirkung des Bleis mit dem Photonenstrahl entstehende Streustrahlung und freigesetzte Sekundärelektronen treten in das Kammervolumen ein. Wird am gleichen Ort im Strahlenfeld der Quotient der beiden Messungen (mit Pb-Kappe dividiert durch ohne PB-Kappe) gebildet, ergibt das eine von der Strahlenqualität abhängige Größe.

Ergebnisse
Durch die Variation der angelegten Kammerspannung in 50 Volt-Schritten von -400 V bis +400 V zeigt sich, dass die Pb-Kappe keinen Einfluss auf die Sättigungs- oder die Polaritätskorrektur der Kammer hat.
Messungen unter Referenzbedingungen ergeben eine stetige, streng monotone Abhängigkeit des Quotienten (mit/ohne Pb-Kappe) von der Energie der eingestrahlten Photonen (Abb.:1).
Auf Strahl-Querprofile angewandt zeigt sich eine geringe Variation des Quotienten innerhalb des Strahlenfeldes. Außerhalb des Strahlenfeldes wird, in Übereinstimmung mit der Theorie, eine deutlich niedrigere Energie der herausgestreuten Photonen angezeigt (Abb.:2).
Messungen bei virtuellen Keilfiltern und an ausgleichfilterfreien Strahlenfeldern (FFF) rechtfertigen die bisherige Verwendung desselben Strahlenqualitätskorrekturfaktors *kq* im gesamten Feldbereich.
Spannend sind Untersuchungen der Feldgrößenabhängigkeit und daraus erwachsende Impulse für die Klein-Feld-Dosimetrie.

Zusammenfassung
Alternativ zu Monte Carlo berechneten detektorspezifischen Korrekturfaktoren, wird ein Verfahren vorgestellt, bei dem die spektrumsabhängige Störung der Dosismessung durch eine Blei-Aufbaukappe genutzt wird.

Anhang 1

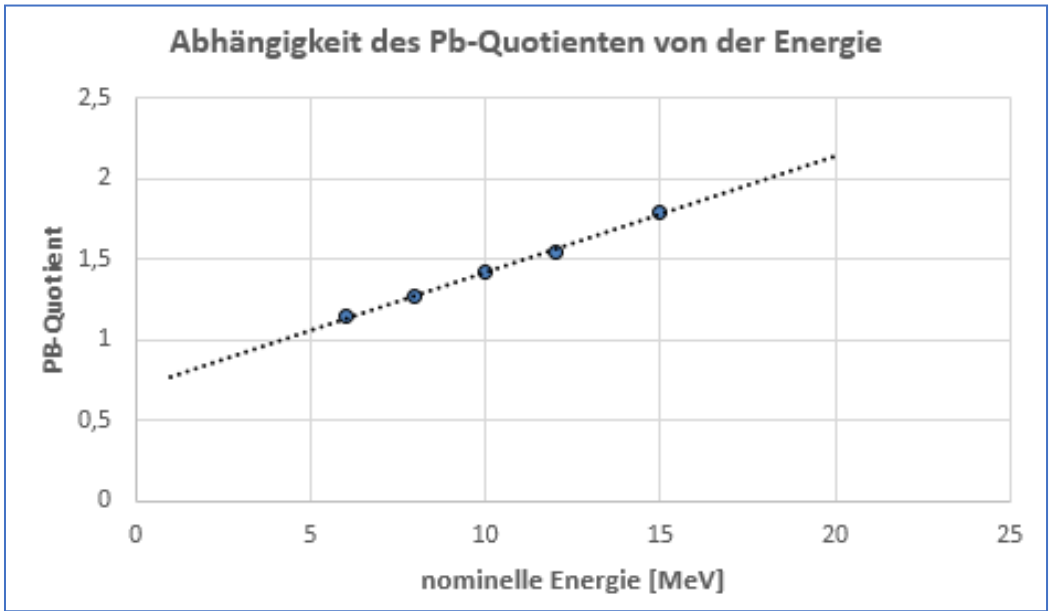


Abb. 1: Energie-Abhängigkeit des Quotienten (Messwert mit Pb-Kappe durch Messwert ohne Pb-Kappe)

Anhang 2

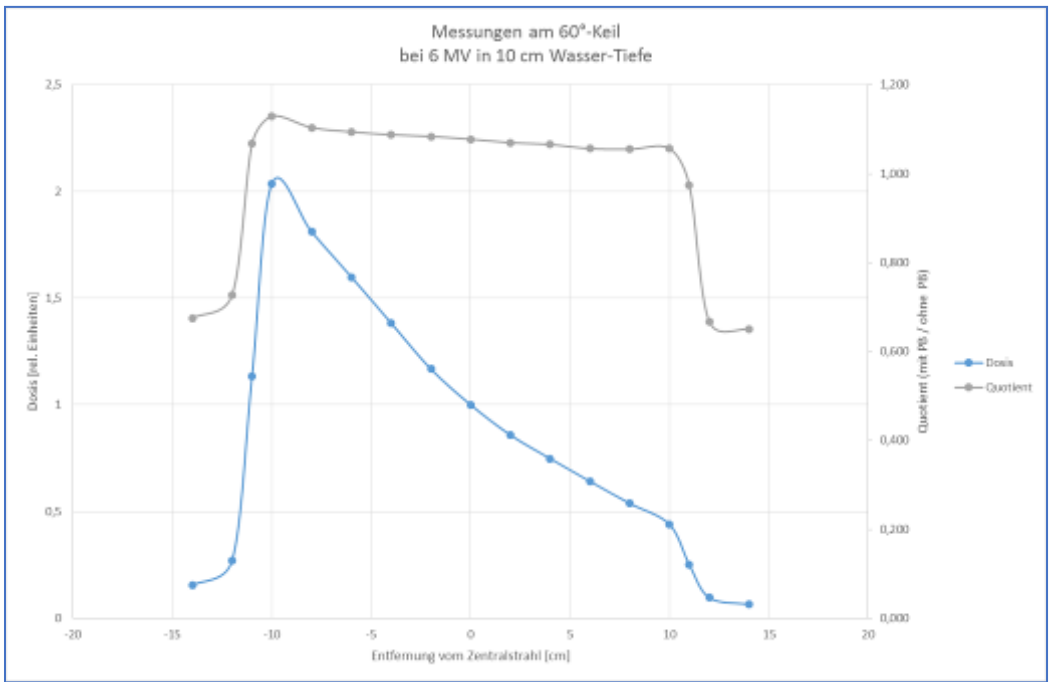


Abb. 2: Dosis und Quotient am Virtuellen Keil (60°) im 6 MV-Strahl

P 54 Messung zur Abschätzung der fetalen Dosis bei Bestrahlung der Hirnmetastase einer schwangeren Patientin

R. Walter[1], G. Kunz[1], S. Schill[1], G. Stüben[2], J. Kopp[1]
[1]Universitätsklinikum Augsburg, Medizinische Physik und Strahlenschutz, Augsburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Augsburg, Medizinische Physik und Strahlenschutz, Augsburg, Deutschland

Einleitung
Eine Hirnmetastase kann unbehandelt in kurzer Zeit zum Tod führen. Mit adäquater Behandlung können Patienten jedoch deutlich an Lebenszeit gewinnen. Als Behandlungsmethode der Wahl stellt sich die Strahlentherapie dar. Ist diese Behandlung auch für schwangere Patientinnen in Hinblick auf das ungeborene Kind geeignet?

Material & Methoden
Um die fetale Dosis im Falle einer Bestrahlung abzuschätzen, wurden am Alderson-Phantom und an einem RW3-PMMA-Plattenphantom (PTW) Messungen außerhalb des Bestrahlungsfeldes an Linearbeschleunigern unterschiedlichen Typs (Elekta Synergy und Varian Truebeam) durchgeführt.
Nach Fusion des Alderson-CT-Datensatzes mit dem MRT der Patientin konnte ein realistisches Zielvolumen erzeugt werden. Darauf wurden potenzielle Bestrahlungspläne in verschiedenen Techniken berechnet und auf das Phantom appliziert. Mittels oberflächlich positionierten Ionisationskammern (0,3 ccm Semiflex bzw. große Weichstrahlkammer, PTW) wurde die periphere Dosis gemessen. Dabei wurden auch unterschiedliche Bestrahlungstechniken eingesetzt, um den Einfluss der Technik auf die periphere Dosis zu untersuchen.
Weiterhin wurde mit dem RW3-PMMA-Plattenphantom in drei verschiedenen Abständen zum Isozentrum und in drei verschiedenen Gewebetiefen an beiden Beschleunigertypen mit einer Ionisationskammer (0,3 ccm Semiflex) die Dosis gemessen.

Ergebnisse
Trotz der sehr niedrigen Dosismesswerte in 30-48 cm Abstand vom Isozentrum ließen sich die Messwerte gut reproduzieren. Die Messergebnisse stimmen mit den publizierten Daten [1-2] überein. Auswahl von Linearbeschleunigertyp, Photonenenergie, Einsatz eines Ausgleichsfilters, Bestrahlungstechnik beeinflussen die fetale Dosis, die minimiert werden soll.

Zusammenfassung
Die abgeschätzte fetale Dosis liegt in einem Bereich, der bei einer gründlichen Abwägung von Nutzen und Risiken die Strahlentherapie als realistische Therapieoption zulässt. Der FFF-Modus trägt signifikant zur Dosisreduktion bei.

Literatur
[1] Stovall M, Blackwell CR, Cundiff J, et al. Fetal dose from radiotherapy with photon beams: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 36. Med Phys. 1995; 22(1):63-82.
[2] Owrangi A, et al. Revisiting fetal dose during radiation therapy: Journal of Applied Medical Physics, Volume 17 Number 5, 2016

P 55 Comparison of small field output correction factors of high resolution diode-based detectors in small field conditions

A. B. Ulrichs[1], D. Poppinga[2], R. Kranzer[2], B. Poppe[1], H. K. Looe[1]
[1]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Oldenburg, Deutschland
[2]PTW Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

Introduction
In small fields, the role of volume-averaging effect and density perturbation on the detector's response is reflected in the output factors (OF) measurements, where diode-based detectors usually over-respond. The corresponding output correction factors, k, of two commercial detectors (PTW Diode E 60017 and microDiamond 60019) and one new silicon diode detector (PTW microSilicon 60023) are analyzed.

Materials and Methods
k were obtained at a Siemens Artiste linac with 6 MV photon beam at nominal field sizes from 5 x 5 mm² to 40 x 40 mm² using a plastic scintillation detector W1 as reference. Two-dimensional dose profiles were measured using EBT3-films. The volume-averaging correction factors, k_{vol}, were computed by averaging the 2D dose values within the detector's sensitive area, which are all circular with diameter of 1.1 mm (60017), 2.2 mm (60019) and 1.5 mm (60023).

Results
k at field sizes below effective field side length, s_{eff}, of 20 mm show an over-response for all detectors. The Diode E requires the largest corrections (k = 0.929 at s_{eff} = 5.5 mm), whereas the corrections of microSilicon (k = 0.960 at s_{eff} = 5.5 mm) and microDiamond (k = 0.956 at s_{eff} = 5.5 mm) are comparable. Both the Diode E and microSilicon are only minimally perturbed by the volume-averaging effect with k_{vol} less than 1% at the smallest field size. The k_{vol} of microDiamond increases sharply at small field sizes. The remaining correction factors, k/k_{vol}, are dominated by the density effect with values less than unity. Diode E and microDiamond show similar k/k_{vol}, while microSilicon exhibits the least density perturbation mainly due to the reduced epoxy layers' density.

Conclusion
Detailed analysis of the correction factors for three diode-based detectors were performed revealing the role of the different perturbation effects on the output correction factors at small field sizes.

P 56 Dosimetrische Charakterisierung von zwei neuartigen luftgefüllten Ionisationskammern für die Kommissionierung von Linearbeschleuniger

B. Poppe[1], H. K. Looe[1], T. Tekin [1]
[1]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

Einleitung
Luftgefüllte Kompaktkammern werden häufig für Relativmessungen bei der Kommissionierung von Linearbeschleuniger eingesetzt, insbesondere unter den Bedingungen hoher Dosisgradienten wie bei Outputfaktoren- und Profil-Messungen von kleinen Feldern. In dieser Arbeit wurden die klinischen Eigenschaften von zwei neuartigen luftgefüllten Ionisationskammern für unterschiedliche Messbedingungen hinsichtlich ihres Sättigungsverhaltens, Polaritätseffekts, Volumeneffekts und Energieabhängigkeit bewertet.

Material und Methoden
Die Messungen wurden mit den Ionisationskammern IBA Razor CC01-G und Razor Nano CC003-S (IBA Dosimetry, Schwarzenbrück, Deutschland) durchgeführt. Es wurden Jaffé Diagramme für verschiedene Dosis pro Puls (DPP)-Werte aufgenommen, um die optimale Betriebsspannung und die entsprechenden Sättigungskorrektionsfaktoren zu bestimmen. Der Polaritätseffekt wurde für quadratische Feldgrößen von 0.5 cm bis 40 cm näher untersucht. Mit einer schmalen Strahlgeometrie wurden die laterale Dosisansprechfunktionen K(x) gemessen und durch Gaußfunktionen für drei Kammerausrichtungen angenähert. Das energieabhängige Ansprechverhalten der Kammern wurde durch Variation der Feldgröße und der Messtiefe erforscht.

Ergebnisse
Aufgrund ihrer kompakten Bauform sollten die Kammern mit Spannungen zwischen 100 und 200 V betrieben werden. Bei kleinen Feldgrößen (effektive Feldseitenlänge < 15 mm) zeigen sie in axialer Kammerorientierung einen feldgrößenabhängigen Polaritätseffekt, wobei der Effekt bei der CC003-S Kammer aufgrund ihres geringen sensitiven Volumens stärker ist. Die sphärisch geformte CC003-S Kammer weist eine 3D symmetrische räumliche Auflösung auf, wobei die lateralen Ansprechfunktionen keine Orientierungsabhängigkeit zeigen. Es wurden bei beiden untersuchten Kammern eine geringfügige Energieabhängigkeit festgestellt, die allerdings bei der Kommissionierung vernachlässig werden könnte.

Zusammenfassung
Für IBA Razor CC01-G und Razor Nano CC003-S wurden Korrektionsfaktoren für verschiedene Messbedingungen ermittelt. Aufgrund der kompakten Bauform sollte der Polaritätseffekt insbesondere bei fehlendem Sekundärelektronengleichgewicht berücksichtigt werden, wie z.B. bei kleinen Feldgrößen und an den Feldgrenzen bei Profilmessungen.

P 57 Implementierung eines dynamischen Lungenphantoms für die Untersuchung des Interplay-Effekts bei stereotaktischen Bestrahlungen

P. Saße[1], L. Brettschneider[1], T. S. Stelljes[1], B. Poppe[1], H. K. Looe[1]
[1]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Physik, Oldenburg, Deutschland

Einleitung
Ziel dieser Arbeit ist es, ein 4D-Thoraxphantom in den klinischen Betrieb als Mittel zur Qualitätssicherung von stereotaktischen Bestrahlungen einzuführen. Hierzu wird der Einfluss des Interplay-Effekts, der durch das zeitliche und geometrische Zusammenspiel von Atembewegung und Planmodulation entstehen könnte, auf die Dosisverteilung in Tumorvolumen analysiert.

Material & Methoden
Das Dynamic Thorax Phantom (Modell 008A, CIRS, Virginia, USA) wird benutzt um realistische Atembewegung von Tumorvolumen (GTV) unterschiedlicher Durchmesser zu simulieren. CT-Aufnahmen werden in statischer Position des Targets in Exspiration und Inspiration aufgenommen. Danach werden die GTVs auf den Planungs-CTs konturiert. Das ITV wird aus den GTVs der Exspirations- und Inspirationsphase zuzüglich eines 5 mm Sicherheitssaumens erstellt. Für die untersuchten Atembewegungen und Targetvolumen wurden VMAT-Pläne unterschiedlicher Komplexität für einen Synergy Linac (Elekta, Stockholm, Schweden) mit 6 MV Photonenenergie erstellt. Vor der Messung wurde das Phantom anhand eines CBCT ausgerichtet. Dosimetrische Messungen mit EBT3-Filmen wurden für den statischen und dynamischen Fall durchgeführt und mit den geplanten Dosisverteilungen verglichen.

Ergebnisse
Das Phantom bietet die Möglichkeit, die dosimetrische Auswirkung des Interplay-Effekts unter realistischen anatomischen Bedingungen zu untersuchen. Die Bewegung des Targetvolumens weist hohe mechanische Reproduzierbarkeit auf und kann beliebig programmiert werden. Damit eignet es sich für die dosimetrischen Messungen unter klinischen Bedingungen. Messungen mit EBT3 Filmen (1 cm Amplitude in craniocaudaler Richtung, 2 cm Targetdurchmesser) haben gezeigt (Abb. 1), dass durch Zuschalten der Atembewegung ein klinisch signifikanter Unterschied der Dosisverteilung im Targetvolumen und eine Verschmierung der Dosis im umliegenden Lungengewebe zu beobachten sind.

Zusammenfassung
Die bisherigen Ergebnisse geben Anlass zur ausführlicheren Betrachtung eines möglichen Einflusses der Zielvolumenbewegung auf die Dosisverteilung bei stereotaktischen Bestrahlungen. Die Erkenntnisse würden eine Optimierung der Planungsstrategien ermöglichen, um den Interplay-Effekt bei stereotaktischen Bestrahlungen zu minimieren.

Anhang 1

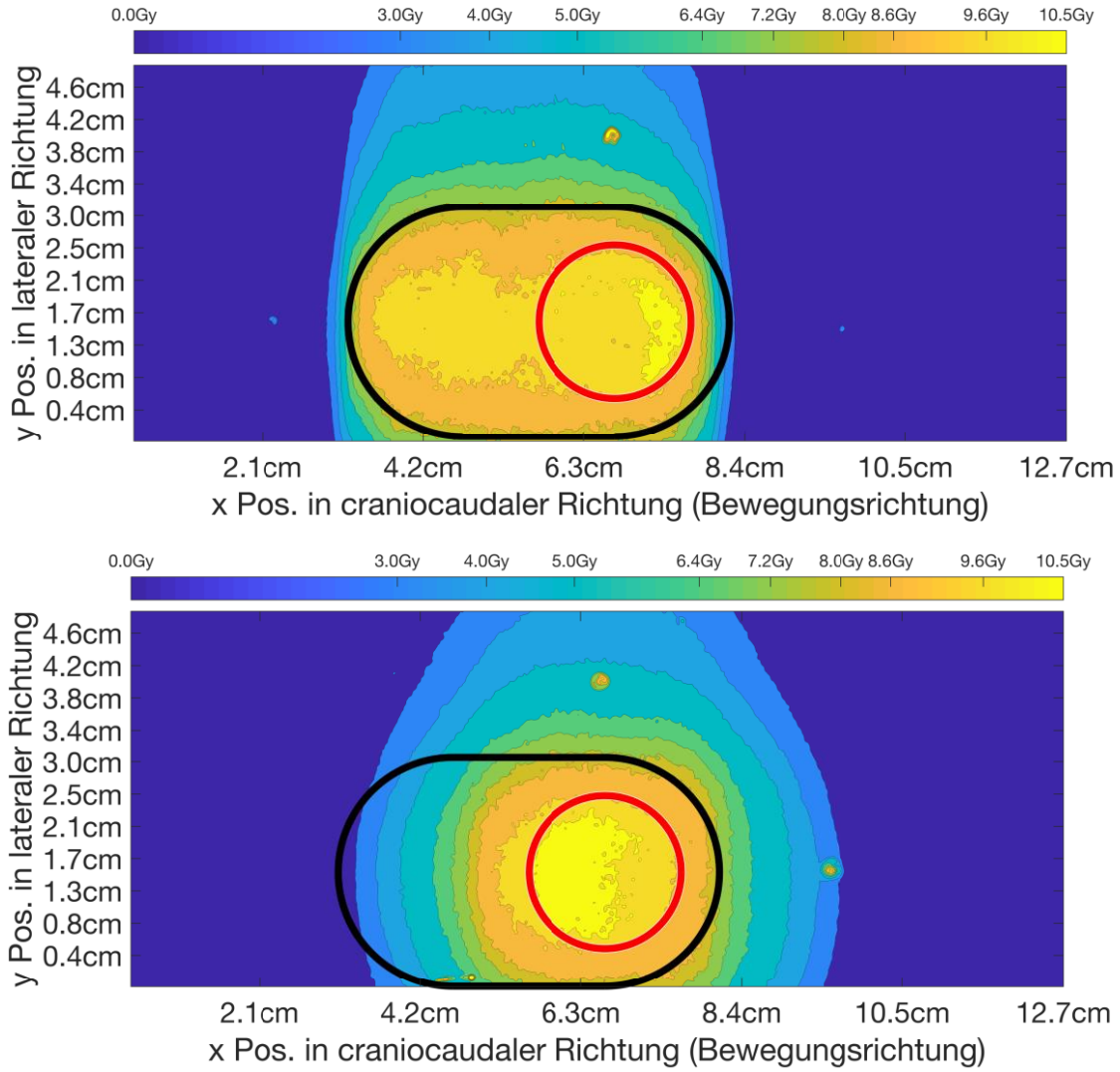


Abb. 1: Dosisverteilung aus Filmmessung für: Exspiration (oben) und dynamischen Fall (unten). GTV (rot), PTV (schwarz)

Postersession 2

Chair: Florian Kamp (München)

P 58 Varianzbasierte Sensitivitätsanalyse von Monte-Carlo Dosisberechnungseinstellungen und Patientenpositionierung in der intensitätsmodulierten Strahlentherapie

A. Kamp[1], J. Hofmaier[2], M. Söhn[2], M. Alber[3], C. Belka[2,4], G. Landry[2,5], F. Kamp[2]
[1]Bundesamt für Strahlenschutz, Externe und interne Dosimetrie, Biokinetik, Oberschleißheim, Deutschland
[2]Klinikum der Universität München, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, München, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Heidelberg, Sektion für Medizinische Physik, Abteilung für Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland
[4]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland
[5]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland

Einleitung
Bei der Bestrahlungsplanung mit Monte-Carlo (MC) Dosisberechnungsalgorithmen gibt es Einstellungen, die eine höhere Genauigkeit versprechen, allerdings mit teils erheblich längeren Rechenzeiten verbunden sind. Der Einfluss der Dosisgridauflösung, der MC-Varianz sowie der erreichbaren Patientenlagerungsgenauigkeit auf die Qualität des Bestrahlungsplans sollen untersucht und verglichen werden.

Material & Methode
Die varianzbasierte Sensitivitätsanalyse ermöglicht eine globale statistische Auswertung von Ergebnissen und Einflüssen der Inputparameter auf die zugehörige Varianz bzw. Unsicherheit der Ergebnisse, unter der Annahme von Verteilungsfunktionen der Inputparameter. Bei der vorgestellten Anwendung auf die Strahlentherapie wird eine große Anzahl an Bestrahlungsplänen mit zufälligen Sätzen von Inputparametern nachgerechnet. Hierbei werden alle Parameter unabhängig innerhalb ihrer angenommenen Verteilungsfunktionen variiert. Die Genauigkeit der Patientenpositionierung wird durch zufällige Isozentrumsverschiebungen „x,y,z“ (normalverteilt, Standardabweichung $\sigma_x=\sigma_y=\sigma_z=1$mm) simuliert und parallel die Dosisgridauflösung „dens“ (1,2 oder 3mm) und die MC-Varianz „var“ (2,3 oder 4%) zufällig verändert. Der Inputparameter „rand“ ist nicht in die Dosisberechnung einbezogen und somit ein Indikator für numerische Stabilität. Die errechneten Sensitivitätsindices ($S_{T,i}$) von Inputparameter i, nehmen Werte zwischen $S_{T,i}=0$ („kein Einfluss“) und $S_{T,i}=1$ („einziger Input mit Einfluss“) an. Die Dosisberechnungen wurden mit MCverify, der Forschungsversion des Monaco 3.2 (Elekta, Schweden) Dosisengines, durchgeführt.

Ergebnisse
Die Sensitivitätsanalyse für einen Meningeompatienten ist in Abb.1 zusammengefasst. 1024 Dosisberechnungen waren ausreichend, um Konvergenz der $S_{T,i}$ zu erreichen (a). Die zum Teil große Varianz (b) in den resultierenden Dosis-Volumen-Histogrammen (DVHs) wird in (c) in den relativen Einfluss der Inputparameter auf diese Varianz zerlegt. Die gewählte Verteilung der MC-Varianz hat keinen Einfluss, die Veränderung in der Dosisgridauflösung hat einen relativ geringen Einfluss auf die $D_{50\%}$ des Chiasma. Die Sensitivitätsanalyse ist numerisch stabil ($S_{T,rand}\approx 0$). Die Isozentrumsverschiebungen haben den größten Einfluss.

Zusammenfassung
Wir zeigen eine flexible Möglichkeit, den Einfluss von MC-Einstellungen auf die Varianz der Bestrahlungsplanqualitätsindikatoren unter der Berücksichtigung der Patientenlagerungsunsicherheit auszuwerten.

Anhang

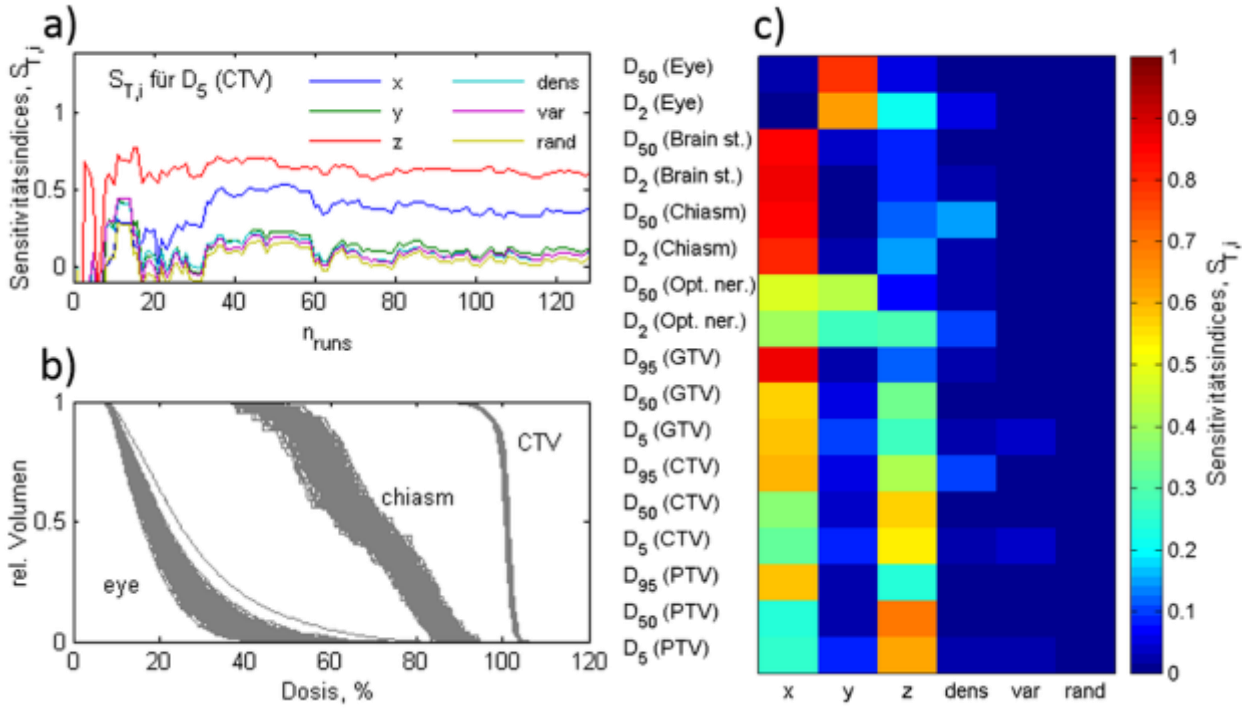


Abb. 1: Ergebnis der Sensitivitätsanalyse: a) Konvergenzplots, b) DVHs mit Varianzen c) Sensitivitätsindices für Bestrahlungsplanqualitätsindikatoren.

P 59 Monte-Carlo-Simulation zur Untersuchung des Einflusses von Zahnersatzmaterialien auf Dosisverteilungen bei Photonenbestrahlungen im Kopf-Hals-Bereich

A. Ott[1], M. Budde[2], M. Gerhardt[1], F. Bärenfänger[2], J. Weingarten[1], I. A. Adamietz[2], K. Kröninger[1]
[1]Technische Universität Dortmund, Experimentelle Physik 4, Dortmund, Deutschland
[2]Marienhospital Herne, Universitätsklinikum der Ruhr-Universität Bochum, Klinik für Strahlentherapie und Radio-Onkologie, Herne, Deutschland

Einleitung
Mit steigendem Anspruch an die eigene Zahnästhetik werden moderne zahnärztliche Materialien immer populärer. In Computertomographien können solche Materialien jedoch Artefakte hervorrufen, die sich nicht gänzlich durch Algorithmen korrigieren lassen [1]. Dies kann sich insbesondere auf die Photonentherapie auswirken. Da die Bestrahlungsplanung auf den Daten der Computertomographie beruht, können im Bestrahlungsplanungsprogramm Dosisabweichungen auftreten, die den Therapieerfolg beeinflussen können [2]. Daher soll der Einfluss verschiedener zahnärztlicher Materialien auf die Dosisverteilung bei Photonenbestrahlung untersucht werden.

Material & Methoden
Unter Verwendung von Geant4 wird ein Modell eines Linearbeschleunigers im Photonenbetrieb erstellt, das mithilfe von Tiefendosiskurven und Querprofilen, die im Rahmen der klinischen Qualitätskontrollen aufgenommen wurden, verifiziert wird. Mittels Monte-Carlo-Simulationen wird die Bestrahlung eines Kiefers simuliert, wobei die Zähne Füllungen, Kronen und Brücken aus verschiedenen Materialien enthalten. Im Einzelnen werden dabei die Materialien Amalgam, Komposite, Nicht-Edelmetalle und Zirkon verwendet. Als Referenzzahn dient ein unbehandelter Zahn. Die Simulationen werden mit Messungen, die mithilfe kleiner TLD-Chips an einem Kieferphantom durchgeführt werden, verglichen.

Ergebnisse
Im Rahmen der Unsicherheiten entspricht das simulierte Beschleunigermodell dem realen Linearbeschleuniger. Die Ergebnisse der Monte-Carlo-Simulationen können mit den experimentellen Messungen verglichen werden.

Zusammenfassung
Zahnärztliche Materialien führen bei Photonenbestrahlung zu einer Änderung in der Dosisverteilung und müssen daher für den Therapieerfolg berücksichtigt werden. In einem nächsten Schritt sollen die Dosiswerte mit den berechneten Werten aus dem Bestrahlungsplanungsprogramm verglichen werden.

Literatur
[1] Huang, J. et al., Approaches to reducing photon dose calculation errors near metal implants, Med. Phys. 43, 9 (2016)
[2] Mail, N. et al., The impact of dental filling materials on RapidArc treatment planning and dose delivery: Challenges and solution, Med. Phys. 40, 8 (2013)

P 60 Planning hybrid intensity modulation radiation technique for the irradiation of whole breast with/without integrated boost

N. Milickovic-Skalonja[1]
[1]Sana Klinikum Offenbach, Medizinische Physik und Engineering, Offenbach a. Main, Deutschland

Introduction
Our aim was to present the hybrid treatment planning technique that we developed and use successfully for last few years now for the treatment planning of breast cancer. As the treatment concepts which included the simultaneous integrated boost (SIB) in planning for irradiation of breast cancer became standard technique in our institution, we needed to move from the typical conventional plans and develop new method which would enable the breast irradiation with 28x1.8Gy and simultaneously cover the boost with 28x2.2Gy up to 61.6Gy. The new technique at the same time had to ensure treatment, which would be robust to breathing movement and still spare effectively the heart and ipsilateral lung from the unnecessary dose.

Materials and Methods
The treatment plans for breast that we use consist of two standard opened tangential fields weighted with ca. 50% of total dose and additional 2-4 modulated fields that cover boost and breast adding the rest dose and reaching good overall homogeneity. Our method enabled us to achieve the very good and homogeny PTV dose coverage with very good sparing of organs at risk (OAR): ipsilateral lung and hearth and low dose to contralateral breast, which is considered to increase the probability of secondary induced tumors especially for younger patients.
The added modulated fields covering whole breast are placed within +/-10° from the opened static ones. The position of additional field(s) covering SIB only is depending on its position.

Results and Conclusions
Compared to other treatment planning methods for breast such as combination of conventional fields with partial arcs or vmat plans alone, our method enables much lower dose delivered to OARs. In combination with surface guided radiation therapy (SGRT) supported by AlignRT (by VisionRT) and DIBH, we reached the average doses for hearth of as low as 1.5Gy and lesser for the treatment plans of left breast. At the same time is the dose to ipsilateral lung significantly lower. The regions of ipsilateral lung receiving low dose to ipsilateral lung are re almost as low as when using only the tangential fields and no integrated boost.
There is tendency last few years to better sparing of heart by breast-cancer patients to reduce the risk of long-term cardiac complications. At the same time, the method with simultaneous integrated boost irradiation was established in lot of institutions to standard irradiation concept. Our method is proofed to be very robust satisfying all settled limits for OARs. We apply it in combination with therapy in DIBH supported with SGRT system AlignRT.

References
[1] Stovall M et al. Dose to the Contralateral Breast from Radiation Therapy and Risk of Second Primary Breast Cancer in the WECARE Study. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008 Nov 15; 72(4): 1021–1030
[2] Prosnitz et al. Prospective assessment of radiotherapy-associated cardiac toxicity in breast cancer patients: analysis of data 3 to 6 years after treatment. Cancer. 2007 Oct 15;110(8):1840-50.
[3] Zellars R et al. SPECT analysis of cardiac perfusion changes after whole-breast/chest wall radiation therapy with or without active breathing coordinator: results of a randomized phase 3 trial. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2014 Mar 15;88(4):778-85
[4] Zagar T, et al. Utility of Deep Inspiration Breath Hold for Left-Sided Breast Radiation Therapy in Preventing Early Cardiac Perfusion Defects: A Prospective Study. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2017;97 (5):903-909.
[5] Darby et al. Risk of Ischemic Heart Disease in Women after Radiotherapy for Breast Cancer. N Engl J Med 2013; 368:987-998

P 61 Integration der Dichtewerte eines Patiententisches in ein Bestrahlungsplanungssystem

M. Kranick[1], M. Janich[2], M. Schaks[2], P. Hübsch[2]
[1]Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Halle a. d. Saale, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Halle (Saale), Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Halle a. d. Saale, Deutschland

Einleitung
Bestrahlungstechniken wie VMAT und Rapid ARC machen mittlerweile einen erheblichen Anteil der Bestrahlungen von Patienten aus. Bei diesen Techniken gibt es vermehrt Einstrahlrichtungen durch den Tisch, die nicht vernachlässigt werden können. Moderne Bestrahlungsplanungsprogramme können die Absorption des Tisches berücksichtigen und ermöglichen somit genauere Dosisberechnungen. Um die Tische in diesen Planungssystemen optimal anzupassen, bedarf es der Eingabe von passenden Dichtewerten, da diese Programme nur die Außenkonturen der Tische erfassen, aber nicht deren HU – Werte.

Material & Methoden
Grundlage der Betrachtung ist die Transmission der Photonenstrahlung. Zunächst fand eine Simulation der Tischabsorption mit einem in der täglichen Routine verwendeten Bestrahlungsplanungssystem *(Oncentra® External Beam*) statt. In die Software ist die Struktur des Tisches, mit den entsprechenden HU – Werten aus dem CT, eingebettet. Anschließend wurde eine reale Transmissionskurve aufgenommen (Feldgröße: 6x8 cm, 100 MU, 6 und 15 MV).
Danach wurde die Simulation für ein neues Bestrahlungsplanungssystem (*RayStation*) wiederholt, um hier Dichtewerte einzupflegen und etwaige Abweichungen festzustellen. Der Tisch wird aus zwei Teilen (Tisch innen / Tisch außen) bestehend betrachtet.
Für die Auswertung wurde die mittlere quadratische Abweichung der simulierten von den realen Transmissionen ermittelt, um für deren Minimum den idealen Dichtewert für die Planungssysteme zu bestimmen: $\sum_{\mathrm{E}} \quad \sum_{\mathrm{n}}^{5} \quad (\mathrm{T}_{\mathrm{sim}} - \mathrm{T}_{\mathrm{real}})_{\mathrm{n}}^{2}$

Ergebnisse
Mit beiden Programmen konnte sich der realen Transmissionskurve gut angenähert werden (Anhang 1 und 2). Die quadratischen Abweichungen differenzieren sich für beide Programme etwas, womit sich ähnliche, aber nicht die gleichen Tischdichtewerte ergeben.

Zusammenfassung
Mit Hilfe der Arbeit ist es gelungen, einen Anhaltspunkt für den Tischdichtewert zu finden und auf dessen Grundlage eine zukünftige Integration in das neue Bestrahlungsplanungssystem zu vollziehen.

Anhang 1

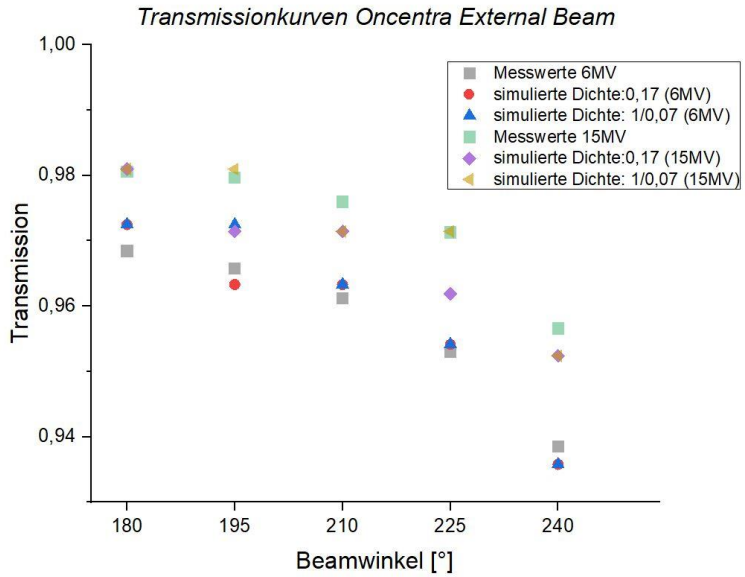


Abb. 5: Transmissionskurven Oncentra®External Beam

Anhang 2

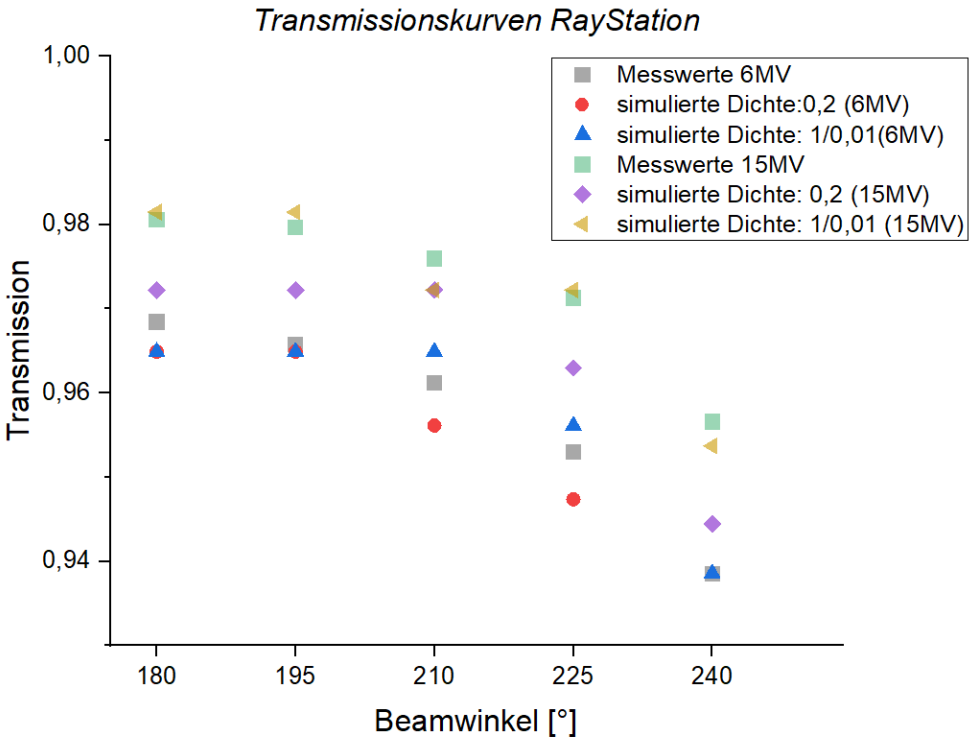


Abb. 2: Tramsiossionskurven RayStation

P 62 Einfluss des Dosisberechnungsalgorithmus' und des Planungssystems auf die Qualität von Verifikationsplänen mit fluenzmodulierter Technik beim Prostatakarzinom

M. Treutwein[1], M. Hipp[2], O. Kölbl[1], B. Dobler[1]
[1]Universitätsklinikum Regensburg UKR, Klinik für Strahlentherapie, Regensburg, Deutschland
[2]Klinikum St. Marien, Strahlentherapie, Amberg, Deutschland

Einführung
Die Qualität berechneter Dosisverteilungen von Verifikationsplänen hängt vom Algorithmus ab. In dieser Arbeit soll der Einfluss zweier Algorithmen - Monte Carlo-Algorithmus und Collapsed Cone - auf diese Qualität untersucht werden.

Material und Methoden
Für diese Untersuchung wurden IMRT- und VMAT- Pläne mit und ohne Ausgleichskörper für zehn Patienten mit lokalisiertem Prostatakarzinom erstellt. Im primären Plannungssystem (Oncentra, Fa. Elekta) wurden die Pläne optimiert und auf ein Phantom übertragen, das ein 2D-Array (Matrixx Evolution, Fa. IBA) enthielt. In diesem Phantom wurden die Verifikationspläne mit einem Collapsed Cone-Algorithmus berechnet. Anschließend wurden diese Pläne auf ein sekundäres Planungssystem übertragen (Monaco, Fa. Elekta) und dort unverändert mit einem Monte Carlo-Algorithmus nachgerechnet. Die berechneten Dosisverteilungen wurden mit den Messungen in diesem Phantom per Gamma-Index verglichen. Die Prozentsätze der positiv ausgewerteten Messpunkte wurden statistisch mit dem Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben ausgewertet

Ergebnisse
Die Unterschiede zwischen beiden Algorithmen waren sehr klein. Ohne Ausgleichskörper gab es keinen signifikanten Unterschied, mit Ausgleichskörper war der Collapsed Cone-Algorithmus geringfügig besser bei IMRT, während bei VMAT ein ähnlich kleiner Vorteil beim Monte Carlo-Algorithmus lag. Ein IMRT-Plan konnte nicht nachgerechnet werden, da ein Feld nur aus einem Segment bestand, was vom sekundären System als unerlaubte Mischtechnik abgelehnt wurde.

Diskussion und Schlussfolgerung
Beide Planungssysteme stammen vom selben Hersteller; deshalb kann ein äquivalentes Qualitätsniveau angenommen werden. Das weitgehend homogene Phantom stellt nur eine kleine Herausforderung für beide Algorithmen dar. Mit kleien Einschränkungen kann das sekundäre System für Nachrechnungen und damit als Verifikationssystem des primären Systems angewendet werden.

Postersession 3

Chair: Dr. Uwe Heinrichs (Aachen)

P 63 Digitale Prozesslandschaft in der Strahlentherapie 4.0

A. Engbert[1], R. J. Schmidt [1,2], H. Wirtz[3], M. Reuter-Oppermann[2], R. Müller-Polyzou[1]
[1]LAP GmbH Laser Applikationen, Healthcare, Lüneburg, Deutschland
[2]Karlsruhe Institut für Technologie, Health Care Lab, Karlsruhe, Deutschland
[3]Gemeinschaftspraxis für Strahlentherapie Singen - Friedrichshafen, Singen, Deutschland

Einleitung
In Analogie zur Industrie 4.0 schreitet die Digitalisierung des Gesundheitswesens unter dem Begriff Krankenhaus 4.0 voran [1,2]. Die digitale Transformation zur Strahlentherapie 4.0 verspricht eine Steigerung der Effizienz und umfassende Kontrolle der Risiken. Dabei steht die Strahlentherapie 4.0 für integrierte Systeme und Dienste in digitalisierten Therapiezentren. [3] Voraussetzung für die erfolgreiche Transformation ist ein umfangreiches Verständnis der Arbeits- und Qualitätsmanagementprozesse, der vorhandenen Systeminfrastruktur und deren Vernetzung. Die Arbeit erhöht das Verständnis für Potentiale und Anforderungen für die Digitalisierung in der Strahlentherapie und unterstütz damit die Transformation zur Strahlentherapie 4.0.

Material & Methoden
In dieser Arbeit wird der Stand der Technik durch eine umfangreiche Literaturrecherche untersucht und systematisch dargestellt. Dabei werden besonders die IT-Systeme in der Strahlentherapie und deren Vernetzung betrachtet. In strukturierten Interviews mit Medizinphysikexperten werden die Arbeits- und Qualitätsmanagementprozesse detailliert hergeleitet und mit MS Visio modelliert.

Ergebnisse
Es ist eine umfassende Übersicht der digitalen Prozesslandschaft in der Strahlentherapie erstellt worden. Basierend darauf werden potentielle Barrieren für die Digitalisierung der Strahlentherapie und die Transformation zur Strahlentherapie 4.0 identifiziert. Des Weiteren werden Zugangswege für Assistenz- und Informationssysteme dargestellt.

Zusammenfassung
Die Arbeit untersucht systematisch den Stand der Technik und Digitalisierung in der Strahlentherapie. Die Ergebnisse unterstützen eine Transformation zur Strahlentherapie 4.0 mit existierenden und neuen Möglichkeiten für Assistenz- und Informationssysteme.

Literatur
[1] BMBF Medizintechnik 4.0. Innovationsforum Krankenhaus 4.0 UniTransferKlinik Lübeck. Quelle: https://www.if-krankenhaus.de/fokusthemen/medizintechnik-4-0.html (letzte Einsicht 16.02.2019).
[2] Wibbeling S, Hintze M, Deiters W (2018). Positionspapier Krankenhaus 4.0 – Industrie 4.0 im Gesundheitswesen. Fraunhofer.
[3] Digitale Transformation im Krankenhaus, Thesen Potentiale Anwendungen. Hrsg.: Stoffers, C; Krämer, N; Heitmann, C. KU Gesundheitsmanagement, 2019

P 64 iMPI – Dedizierter Magnetic Particle Imaging Scanner für kardiovaskuläre Intervention

P. Vogel[1,2], S. Herz[2], M. Rückert[1], T. Kampf[1,3], T. A. Bley[2], V. Behr[1]
[1]Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Würzburg, Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

Einleitung
Die Intervention kardiovaskulärer Erkrankungen bedarf oftmals einer Visualisierung in Echtzeit. Neben Röntgen stehen Computertomographie sowie Magnetresonanztomographie zur Verfügung, wobei die permanente Strahlenbelastung (Röntgen, CT) sowie die schwierige Handhabung (MRT) Patient und Personal belastet.
In diesem Abstract wird ein erstes Konzept für einen dedizierten Magnetic Particle Imaging (MPI) Scanner für die Durchführung einer perkutanen transluminalen Angioplastie (PTA) am menschlichen Bein vorgestellt.

Material & Methoden
MPI ist eine schnelle und sensitive Methode zur direkten Darstellung von superparamagnetischen Eisenoxidnanopartikeln (SPIONs) [1]. In ersten Studien konnte die erfolgreiche Durchführung einer MPI-geführten PTA in einem präklinischen MPI-Scanner gezeigt werden [2,3,4].
MPI basiert auf der nichtlinearen Antwort von SPIONs auf veränderliche Magnetfelder [1]. Für die Kodierung werden starke Magnetfeldgradienten in Form von feldfreien Punkten (FFP) oder feldfreien Linien (FFL) erzeugt, welche dann sukzessive das Field-of-View (FOV) abtasten.
Für die Intervention ist oftmals eine reine Projektion durch das betroffene Gewebe ausreichend, was die Hardwareanforderungen an dedizierte MPI-Scanner drastisch verringert.
In Abbildung 1 ist ein erster Entwurf eines offenen MPI Scanners für die Intervention am Bein gezeigt. Zur Kodierung wird mittels zweier Spulenarrays eine feldfreie Linie im Zentrum erzeugt, welche schließlich nach dem Traveling Wave Prinzip [4] durch das FOV gesteuert werden kann. Als Ergebnis erhält man eine Projektion durch das Bein und ist in der Lage mit geeigneten MPI-sichtbaren Instrumenten [2,3] eine MPI-geführte PTA am Menschen durchführen zu können.

Zusammenfassung
Erste Simulationsstudien zeigen die Machbarkeit eines MPI-Scanners für die kardiovaskuläre Intervention am Menschen und eröffnet neue Wege in der strahlungsfreien Intervention.

Anhang

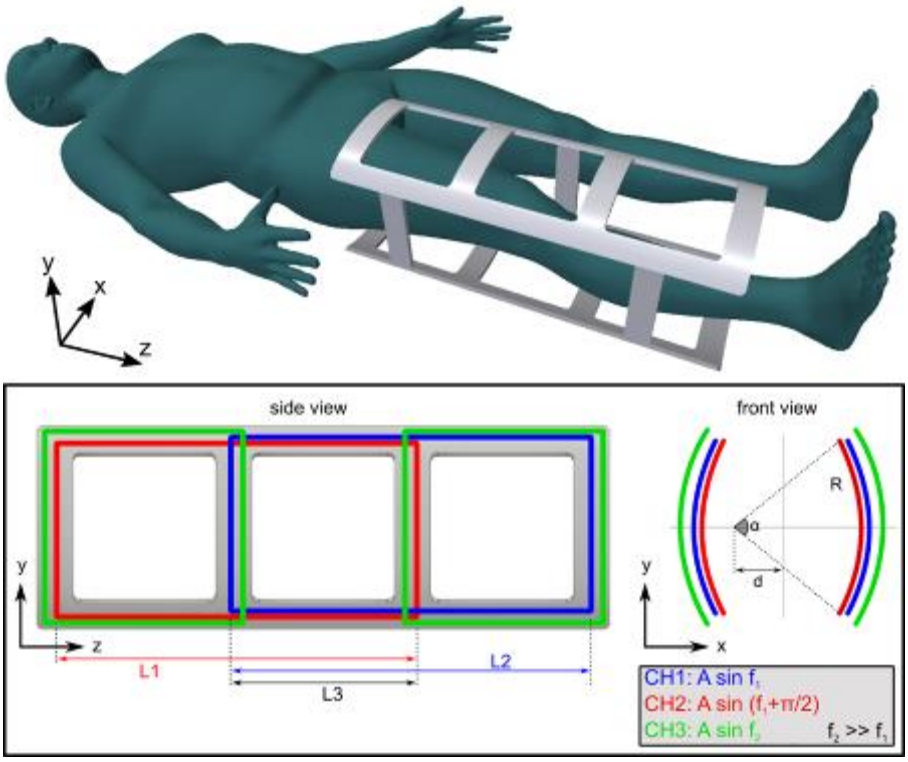


Abb. 1: Designstudie eines dedizierten MPI Scanners für die Intervention am Bein.

Literatur

[1] Gleich and Weizenecker, *Nature*, 435:1214-7, 2005.
[2] Herz et al., *Card. Intevent. Radiol.*, 41(7):1100-5, 2018.
[3] Herz et al., *JEVT*, (in press)
[4] Vogel, et al., *IEEE TMI*, 33(2):400-7, 2015.

P 65 Dosisprofilmessungen mit einem flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammer-Array an einem ultra-hoch energetischen Bleiionen Strahl

V. Wyrwoll[1,2,3], B. Delfs[3], M. Lapp[4], D. Poppinga[4], H. K. Looe[3], R. García Alía[1], B. Poppe[3]
[1]CERN, Genf, Schweiz
[2]University of Oslo, Oslo, Norwegen
[3]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland
[4]PTW Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

Einleitung
Experimente mit ultra-hoch energetischen (UHE) Schwerionen sind von besonderem Interesse bei der Untersuchung von Strahlungstoleranzen von elektronischen Bauteilen, der Beschreibung und Messung von LET Spektren, sowie für den Strahlenschutz bei bemannten und unbemannten Raumfahrtmissionen. In dieser Studie wurde die Anwendbarkeit eines klinisch genutzten flüssigkeitsgefüllten Ionisationskammer-Arrays als Überwachungsmonitor des Strahls bei einem solchen UHE Experiment getestet.

Material & Methoden
Die Messungen wurden an einem 150 GeV/n Bleiionen Strahl in der North-Experimental Area des CERN (Schweiz) durchgeführt. Zwei-dimensionale Dosisprofile sind dort bisher lediglich durch Filmmessungen verfügbar. Dabei ist für ausreichende Filmschwärzung aufgrund der geringen Strahlintensität eine lange Bestrahlungsdauer nötig, durch den Scanprozess und die Datenauswertung fällt weitere Zeit an, was den Bedarf nach einer alternativen Messmethode aufkommen lässt. Als ein geeigneter Kandidat dafür erscheint das flüssigkeitsgefüllte Ionisationskammer-Array Octavius 1000SRS (PTW-Freiburg, Deutschland), da es in der Lage ist zwei-dimensionale Dosisverteilung mit hoher Ortsauflösung und minimale Energieabhängigkeit zu messen und während der Bestrahlung ausgelesen werden kann. Das Gerät wurde an unterschiedlichen Positionen in dem Strahl platziert und mit 150 GeV/n Bleiionen bestrahlt. Als Vergleich wurden Filmmessungen mit Gafchromic XR-QA2 Filme (Ashland Specialty Ingredients, Bridgewater, NJ) durchgeführt.

Ergebnisse
Das Octavius 1000SRS zeigt sich als geeigneter Überwachungsmonitor des UHE Bleistrahls und ist hierbei in der Lage einzelne Ionenspills zu detektieren. Die gemessenen zwei-dimensionalen Dosisprofile geben die Größe und Form des Bleisstrahls wieder und zeigen eine sehr gute Übereinstimmung zu den aufgenommenen Filmmessungen. Eine signifikante Strahldivergenz konnte durch das Messen an unterschiedlichen Positionen ausgeschlossen werden.

Zusammenfassung
In dieser Arbeit wurde die Anwendbarkeit des Octavius 1000SRS als Detektor in einer UHE Schwerionen Umgebung getestet und bestätigt. Es repräsentiert somit eine exzellente Möglichkeit zur Überwachung solcher Strahlungsumgebungen und Anlagen während der Messung.

P 66 Entwicklung von Gewebe-Surrogaten für ein anthropomorphes multi-modales Beckenphantom für PET/MRT- und CT-basierte RT-Planung

N. Homolka[1,2,3], A. Pfaffenberger[1,2], B. Beuthien-Baumann[2,4,5], P. Mann[1,2], V. Schneider[2], W. Johnen[1,2], A. Runz[1,2], G. Echner[1,2], A. L. Hoffmann[6,7,8], E. G. C. Troost[6,7,8,9,10], S. A. Koerber[2,5,11], J. Seco[3,12], C. Gillmann[1,2,12]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[2]Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberger Institut für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland
[3]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[4]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland
[5]Nationales Zentrum für Tumorerkrankungen (NCT), Heidelberg, Deutschland
[6]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[7]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Dresden, Deutschland
[8]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland
[9]Nationales Zentrum für Tumorerkrankungen (NCT) , Dresden, Deutschland
[10]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), Partnerstandort Dresden, Dresden, Deutschland
[11]Universitätsklinikum Heidelberg, Radioonkologie & Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland
[12]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland

Einleitung
Ziel ist es, gewebeäquivalente Gele auf Agarosebasis zu entwickeln, welche sowohl im MRT, als auch im CT realistische Charakteristika aufweisen. Die Gele sollen zusätzlich mit Aktivität versetzt werden, um Tumore in der Positronen-Emmissions-Tomographie (PET) zu simulieren. Dies wurde erfolgreich an einem neu entwickelten Beckenphantom getestet.

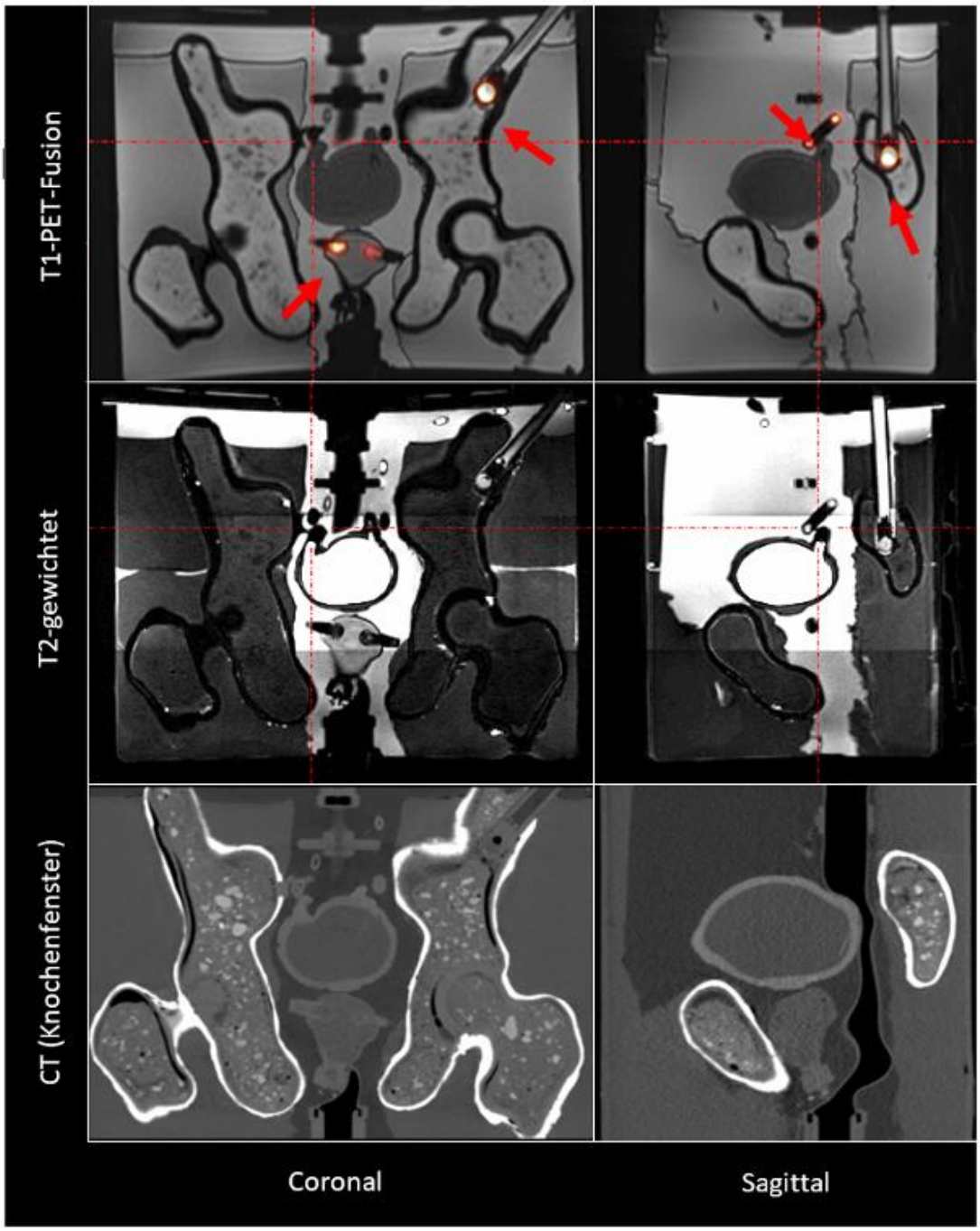
Material & Methoden
Zur Simulation verschiedener Gewebe in Hinsicht auf CT- und 3T-MRT Charakteristika, werden Agarosegele verwendet, welche mit verschiedenen Konzentrationen von Gadolinium und Natriumfluorid versetzt werden. T1- und T2-Relaxationszeiten wurden an einem 3T PET/MR (Biograph mMR, Siemens Healthineers, Erlangen), mithilfe spezieller Sequenzen bestimmt. CT-Zahlen wurden an einem Dual Energy CT (Somatom Definition Flash, Siemens Healthineers) gemessen und daraus die effektiven Ladungen sowie relativen Elektronendichten berechnet. Durch systematische Variierung der Komponenten wurden diese an Literaturwerte von 5 typischen Geweben angepasst.
Die Gele wurden für eine proof-of-concept Messung mit patienten- und organ-spezifischen Aktivitätskonzentrationen ^{18}F (FDG, 11-22 kBq/mL) gemischt, um so Tumore im PET zu simulieren. Die Aktivität wurde in flüssigem Zustand eingemischt und die Gele anschließend in speziell dafür vorgesehene Hohlkugeln im Phantom gefüllt. CT und PET/MR Aufnahmen (PET Aufnahmezeit: 10 min) des kompletten Phantoms wurden durchgeführt und quantitativ in Hinsicht auf MRT und CT ausgewertet

Ergebnisse
Die Zusammensetzung der Agarosegele ist wie folgt (Massenanteil von Agarose/NaF/Gd): Muskel (4%/1%/0.027%), Prostata (1.35%/4.2%/0.011%), Primärtumor (2.25%/4.2%/0.0085%), Metastasen (1.4%/4.2%/0.025%). Im Phantom gemessene T1- und T2-Relaxationszeiten, sowie CT-Charakteristika passen gut zu den Referenzwerten (Tab. 1). Exemplarische CT- und PET/MR-Schichten des mit den Gelen gefüllten Phantoms sind in Abb. 1 zu sehen. Die radioaktiven Foki sind gut abgrenzbar und die anatomischen Strukturen zeigen typischen Kontrast.

Zusammenfassung
Agarosegele mit organspezifischen MR-Relaxationszeiten bei 3T und CT-Charakteristika wurden entwickelt und mit radioaktiven Markern versetzt. Auch mit Aktivität erhält man Messwerte, welche mit der Literatur gut übereinstimmen.

Anhang 1

Abbildung 1: Coronaler und sagittaler Schnitt des Phantoms. Obere Reihe: T1-gewichtete PET-Fusion; mittlere Reihe: T2-Wichtung. Die anatomischen Strukturen zeigen in T1- und T2-Wichtung typische Kontraste. Die ^{18}F-gefüllten Tumore sind im Fusionsbild gut abgrenzbar (Pfeile); untere Reihe: CT-Schnitte. Der Weichteilkontrast ist hier wie beim Patienten minimal.



Anhang 2

Tabelle 1: Vergleich gemessener T1- und T2-Relaxationszeiten sowie CT-Charakteristika der entwickelten Agarosegele im Phantom mit Literaturwerten (nach [1-4]).

	Phantom		Literatur	
	T1 [ms]	T2 [ms]	T1 [ms]	T2 [ms]
Muskel	893 ± 22	48 ± 2	898 ± 33	29 ± 4
Prostata	1525 ± 10	78 ± 1	1597 ± 42	74 ± 9
Prim. Tumor[a]	1555 ± 161	52 ± 2		~ 50
LK met.[a]	883 ± 113	70 ± 2	935 ± 122	~ 70
Knochenmet.[a]	889 ± 13	67 ± 1		

	Phantom			Literatur		
	CT#	ρ_e	Z_{eff}	CT#	ρ_e	Z_{eff}
Muskel[b]	25 ± 9	1.023	7.4 ± 0.1	54 ± 7	~ 1.04	~ 7.5-7.6
Prostata	40 ± 14	1.029	7.6 ± 0.2	45 ± 4	~ 1.03	~ 7.5
Prim. Tumor[a]	36 ± 10	1.035	7.4 ± 0.2	Ungefähr wie Prostata[c]		
LK met.[a]	46 ± 9	1.049	7.1 ± 0.1	Gewählt wie Prostata[c]		
Knochenmet.[a]	46 ± 12	1.045	7.4 ± 0.3			

[a] Mit Aktivität versetzt
[b] NaF Konzentration beschränkt auf 1% aufgrund von Abschwächungsphänomenen im MRT
[c] Gerechtfertigt durch niedrigen CT Weichteilkontrast

Literatur

[1] Niebuhr; PMB 2019;64(4)
[2] de Bazelaire; Radiol. 2004;230(3)
[3] Wagner-Manslau; Eur. Radiol. 1994;4(4)
[4] Schneider; PMB 2000;45(459)
[5] Bottomley; Med. Phys. 1984;11(4)

P 67 Softwarebasierte Optimierung eines Maus-Hyperthermie-Aufbaus

R. Holfeld[1], R. Fietkau[1], B. Frey[1], C. Bert[1]
[1]Universitätsklinikum Erlangen, Strahlenklinik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Hyperthermie ist auch in vorklinischen Studien am Maus-Modell eine wichtige Therapiemodalität. Das Ziel dieser Arbeit ist es, einen optimierten Maus-Hyperthermie-Aufbau zu entwickeln und die Wärmeapplikation zu simulieren.

Material & Methoden
Die Hyperthermie erfolgt durch das System BSD-50, an das eine Mikrowellenquelle (Modell MU-100, je Dr. Sennewald Medizintechnik GmbH, München) mit f= 915MHz angeschlossen ist. Zunächst wurden zur Validierung der Simulationsergebnisse Messungen in einem aus Agarose bestehenden Phantom (gemäß der Qualitätssicherungsleitlinien in [1]) durchgeführt. Dazu wurde mit Bowman-Sonden [2] ein Temperaturverlauf gemessen, welcher anschließend mit einer in der Simulationsumgebung Sim4Life (ZMT Zürich MedTech AG, Zürich, Schweiz) erstellten Simulation verglichen wurde.
Die Software errechnet dabei zuerst die auf den Voxeln abfallende Leistung, indem die entsprechenden Maxwell-Gleichungen mit dem Yee-Verfahren [3] gelöst werden. Darauf basierend wird die Pennes-Bio-Wärme-Gleichung gelöst, um den Temperaturverlauf zu erhalten.

Ergebnisse
Es zeigt sich eine gute Übereinstimmung zwischen der simulierten Vorhersage und der Messung. Dies ist sowohl für den zeitlichen Verlauf in einem 15-minütigen Versuch (Anhang 1), als auch für den räumlichen Verlauf nach 50min gegeben (Anhang 2).

Zusammenfassung
Sim4Life eignet sich zur Modellierung und Optimierung des Maus-Hyperthermie-Aufbaus. Als nächstes werden Versuche mit komplexeren Systemen, wie einem Maus-äquivalenten Phantom, unternommen.

Anhang 1

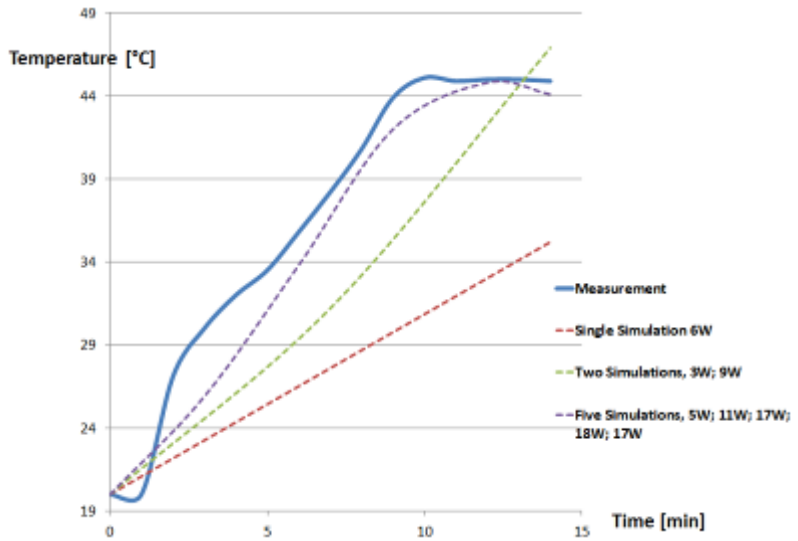


Abb. 1: 14-minütige Hyperthermie eines Muskel-Phantoms. Vergleich zwischen Messreihe und Simulation mit unterschiedlicher Simulationsanzahl.

Anhang 2

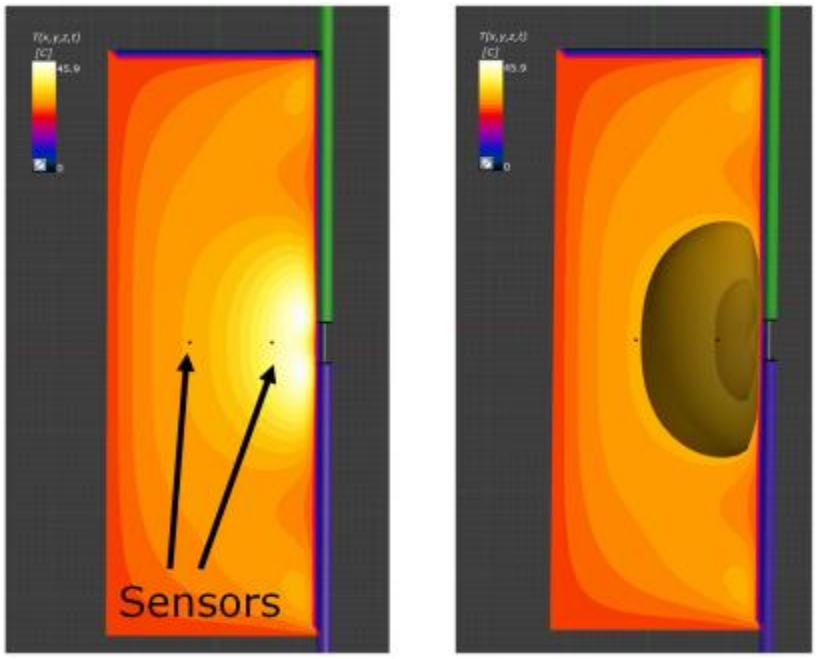


Abb. 2: Flächen-Visualisierung des Temperaturprofils nach 50-minütiger Hyperthermie eines Phantoms (links). Rechts die selbe Konfiguration mit den vorhergesagten Iso-Oberflächen 30,7°C und 39°C, welche an den Sensoren gemessen wurden (schwarze Punkte). Die Übereinstimmung beträgt respektive 0,3% und 2,2%.

Literatur

[1] Trefná, H.D., et al., „Leitlinien zur Qualitätssicherung der lokalen Hyperthermie in klinischen Studien“, Springer Berlin Heidelberg, 2017

[2] Bowman, R.R. “*A Probe for Measuring Temperature in Radio-Frequency-Heated Material (Short Papers)*.” IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 24, no. 1, 1976, pp. 43–45.

[3] Taflove, A. et. al., “*Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method”*, 3rd ed. Norwood, MA: Artech House, 2005

P 68 Konzept zur Bewertung der Dosiseffizienz klinischer CT-Systeme

H. de las Heras Gala[1], A. Giussani[1], G. Brix[2]
[1]Bundesamt für Strahlenschutz, Externe und interne Dosimetrie, Biokinetik, Oberschleißheim, Deutschland
[2]Bundesamt für Strahlenschutz, Medizinischer und Beruflicher Strahlenschutz, Oberschleißheim, Deutschland

Einleitung
Bei Strahlenanwendungen am Menschen ist die diagnostisch erforderliche Bildqualität gemäß § 14 Strahlenschutzgesetz mit möglichst geringer Strahlenexposition zu erreichen. Für die Computertomographie (CT) stand hierfür bislang kein allgemein akzeptiertes Verfahren zur Verfügung. Auf Basis eines vom BfS initiierten Forschungsvorhabens [1] wird in diesem Beitrag ein Konzept zur Bewertung der Dosiseffizienz klinischer CT-Systeme vorgestellt.

Material & Methoden
Die Bestimmung eines Dosiseffizienzparameters (DEI) basiert auf der Detektion von Niedrigkontrast-Strukturen in CT-Bildern mittels eines modellbasierten Beobachters. Die einzelnen Schritte der Analyse sind in Abb. 1 im Detail dargestellt. Die Bestimmung ist durch den Hersteller eines CT-Systems für eine Basis- und eine High-End-Ausstattung bei jeweils mehreren $CTDI_{vol}$-Werten durchzuführen. Auf Basis dieser Messungen wird neben dem DEI auch ein optimaler $CTDI_{vol}$-Wert ermittelt und für diesen am Standard-CT-Dosimetrie-Phantom das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) bestimmt. Bei der Abnahmeprüfung eines neu installierten CT-Systems ist dann nur zu prüfen, ob das SNR beim vorgegebenen optimalen $CTDI_{vol}$ erreicht wird.

Ergebnisse
Die Ergebnisse aktueller Studien haben gezeigt, dass ein DEI für die Detektion von Niedrig-Kontrast-Strukturen mit vertretbarem Aufwand ermittelt werden kann. Die Wiederholung der Typprüfung für 5 verschiedene Geräte des gleichen Typs ergab eine Unsicherheit von etwa 5% (DEI zwischen 0,91 und 0,96).

Zusammenfassung
Durch aktuelle wissenschaftliche Entwicklungen wurden die methodischen Grundlagen geschaffen, CT-Systeme bezüglich ihrer Dosiseffizienz zu bewerten [2]. Sie wurden vom BfS aufgegriffen und im Sinne eines konkreten Umsetzungsvorschlags weiter entwickelt. Ziel ist es, die Dosiseffizienz von CT-Systemen im Datenblatt zu dokumentieren und so für potentielle Käufer transparent zu machen.

Anhang

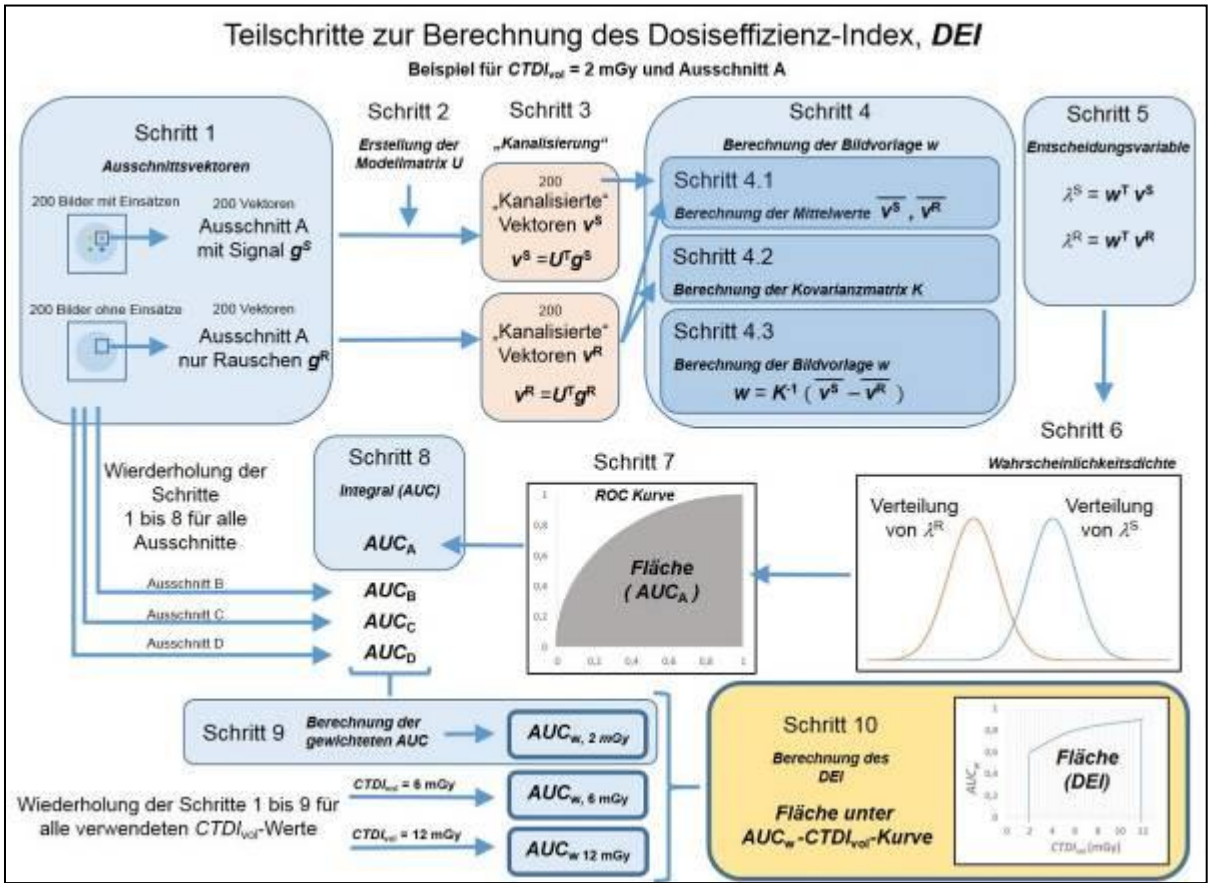


Abb. 1: Überblick über die Einzelschritte der DEI-Bestimmung mittels eines modellbasierten Beobachters.

Literatur

[1] Racine et al. Characterization of clinical CT systems using a dose efficiency index (DEI); Ressortforschungsberichte zum Strahlenschutz; 128/17.
Kennung: http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2017092214413.

[2] Racine et al. Objective comparison of high-contrast spatial resolution and low-contrast detectability for various clinical protocols on multiple CT scanners. Med Phys 2017;44(9).

P 69 Messungen der Linsendosis in mehreren Abteilungen mit $H_p(3)$ OSL- und TLD-Dosimetern

A. Petermeier[1], H. Ostermeier[1], J. Scherer[1]
[1]Krankenhaus Barmherzige Brüder Regensburg, Strahlentherapie - Medizinphysik, Regensburg, Deutschland

Einleitung
Mit Inkrafttreten des Strahlenschutzgesetzes durch die Umsetzung der Euratom-Richtlinie [2] muss für beruflich exponierte Personen der neue Grenzwert der Augenlinse von 15mSv bzw. 20mSv im Jahr eingehalten werden [1,3]. In Bereichen mit dosisintensiven Interventionen können Dosen nahe dem Grenzwert auftreten. Linsendosismessungen werden mit Dosimetern der Messgröße Hp(3) durchgeführt.

Material & Methoden
Es wurden in acht verschiedenen Abteilungen Messungen über Zeiträume von 1-2 Monaten mit Hp(3)-TLD bzw. Hp(3)-OSL Dosimetern einer Auswertungsstelle an Mitarbeitern durchgeführt. Zusätzlich wurden in einigen Abteilungen hauseigene TLDs zu Vergleichsmessungen verwendet. Außerdem wurden Dosisflächenprodukt, Durchleuchtungszeit und teilweise der BMI des untersuchten Patienten bzw. die verwendeten Aktivitäten in der Nuklearmedizin dokumentiert.

Ergebnisse
Die Jahresaugenlinsendosis liegt in den Abteilungen EPU-Labor, Unfallchirurgie, Hand-/Plastische Chirurgie, OP-Gefäßchirurgie und Nuklearmedizin unterhalb des Grenzwertes. Auch in der Urologie mit Übertischröhre konnten die Grenzwerte der Augenlinsendosis eingehalten werden. Das Tragen einer Bleiglasbrille konnte die Linsendosis um einen Faktor von bis zu 5 reduzieren. Im Herzkatheterlabor konnte nach Verbesserung der Strahlenschutzmaßnahmen eine Reduktion der Augenlinsendosis um den Faktor ~4 erzielt werden und liegt deutlich unterhalb der Grenzwerte. In der interventionellen Radiologie können die Grenzwerte gegebenenfalls erreicht werden. Ein Zusammenhang zwischen Linsendosis und DFP bzw. DL-Zeit kann nicht pauschal gegeben werden. Einfluss nimmt zusätzlich noch die Körpergröße des Personals sowie der BMI des Patienten.

Zusammenfassung
Es ist in den meisten Abteilungen für das Einhalten der Grenzwerte ausreichend, wenn bei den aktuellen Patientenzahlen die Rotation des Personals und der ortsgebundene Strahlenschutz inkl. Bleiglaswände (soweit vorhanden) verwendet werden. Außerdem reduziert die Verwendung der Bleiglasbrille die Strahlenexposition der Linsen nochmals deutlich. In den interventionellen Abteilungen ist es daher für Personal, das direkt am Patienten arbeitet, notwendig diese zu tragen. Auch in den anderen Abteilungen ist eine Verwendung zum Teil empfehlenswert.

Anhang

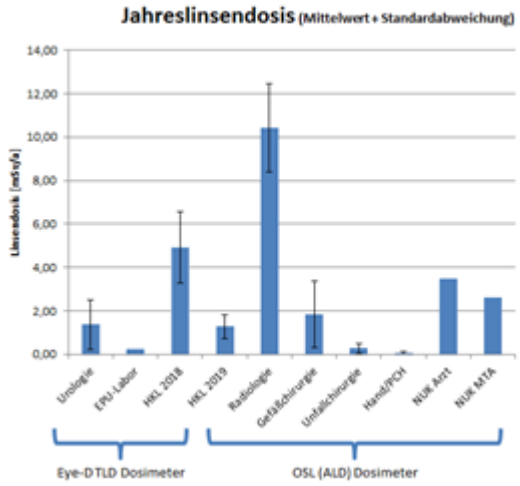


Abb. 1: Jahreslinsendosis der verschiedenen Abteilungen

Literatur

[1] Strahlenschutzgesetz (27.06.2017)
[2] Richtlinie 2013/59/Euratom
[3] Verordnung zur weiteren Modernisierung des Strahlenschutzrechts (29.11.2018)

P 70 Zur Strahlenexposition eines Patienten bei Ganzbeinaufnahmen

S. Mühle[1]
[1]vorm. Klinikum Nürnberg, Nürnberg, Deutschland

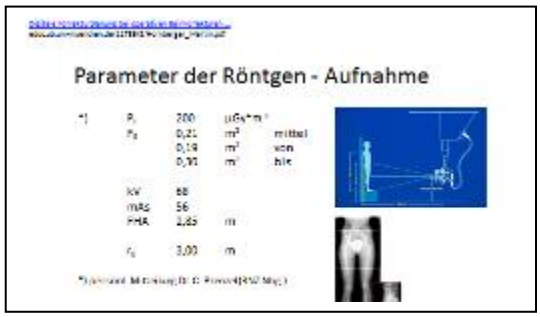
Einleitung
Zur Vorbereitung, Planung, Durchführung sowie postoperativen Kontrolle von Knie-Prothesen-Operation wurden bisher konventionelle Röntgen - Ganzbeinaufnahmen im Stehen angefertigt (Abb. 1) und vermessen, die im Gegensatz zur CT-Bildgebung keine Rotationsmessung erlaubt. Als Nachteil der CT-Bildgebung wird die erhöhte Strahlenexposition des Patienten gesehen.

Material & Methoden
Die Effektive Dosis sowie die Gonaden- bzw. Uterusdosis werden für die konventionelle Ganzbein – Röntgen – Aufnahme mit einem Excel - Programm /2/ auf Basis des Verfahrens von DIN 6869 /1/ und für CT – Ganzbeinaufnahmen nach /3/ für repräsentative Geräte und Aufnahme bzw. Scan-Parameter berechnet.

Ergebnisse
Die Effektive Dosis, Gonaden- bzw. Uterusdosis betragen für CT-Untersuchungen je nach Untersuchungsprotokoll und CT – Gerät (gemäß ICRP 103) etwa 0,1 bis 3 mSv und für konventionelle Ganzbein-Aufnahmen 0,1 bis 0,4 mSv pro Untersuchung. Nur bei Rö-Aufnahmen können Strahlenschutzmittel die Strahlenexposition senken.

Zusammenfassung
Die Vorteile einer CT-gestützten Knie-Prothesen-Operation sollten trotz höherer Strahlenexposition genutzt werden.

Anhang 1



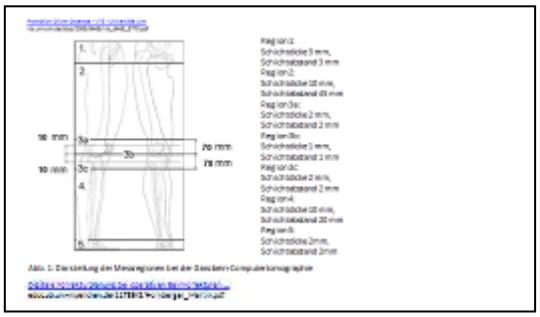


Abb. 1: Konventionelle Ganzbeinaufnahme *Abb.2: Ganzbein - CT-Scan*

Anhang 2

Tab. 1.1. Effektive Dosis in mSv pro konventioneller Röntgen - Ganzbeinaufnahme (im Stehen)		
ICRP 103 (2007)	**♂**	**♀**
55 - 60 kV	**0,4**	**0,3**
70 kV	**0,2**	**0,2**
80 - 90 kV	**0,1**	**0,1**

Tab. 1.2. Effektive Dosis in mSv pro Ganzbein - CT - Untersuchung		
ICRP 103 (2007)	**♂**	**♀**
100 kV, 85 mAs	**0,3* … 3,0** [1)]	**0,2* … 3,0**** [1)]
-, extented hip scan	**0,3* → 0,7**	**0,2* → 0,4**
100 kV → 130 kV, 85 mAs	**0,3* → 0,7****	**0,2* → 0,5****
-,reduced pitch: 4,5→1,0	**0,7** → 3,0*****	**0,5**→ 2,0*****
-,reduced sclice: 5,0 mm→1,0 mm	**0,7** → 3,0*****	**0,5**→ 2,0*****
-, ICRP 103 (2007) → ICRP 60 (1990)	**0,7**→ 1,2**	**0,5**→ 0,6**
	3,0* → 6,0**	**2,0***→ 3,0**

[1)] *abhängig vom CT-Hersteller u. -typ und Scan-Programm*

***Tab. 1.3. Effektive Dosis* in mSv pro *konventioneller Röntgen - Ganzbeinaufnahme* (im Stehen) bei Anwendung von *Strahlenschutzmitteln* (Ovarialschutz; Hodenschutzkapsel; Bleigummiabdeckung Prostata)**		
ICRP 103 (2007)	**♂**	**♀**
55 - 60 kV	**0,2**	**0,1**
70 kV	**0,1**	**0,1**
80 - 90 kV	**0,04**	**0,1**

Tab. 2.1. Gonadendosis in mSv pro konventioneller Röntgen - Ganzbeinaufnahme (im Stehen)	
	♂ / ♀
55 - 60 kV	**0,6**
70 kV	**0,3**
80 - 90 kV	**0,15**

Tab. 2.2. Gonadendosissis in mSv pro Ganzbein - CT - Untersuchung [2)]	
	♂ / ♀
100 kV, 85 mAs	**0,2 / 0,1 … 0,2** [3)]

[2)] *Hüft-Scan - Dosis als Surrogat für die Gonadendosis*

[3)] *abh. von cranialer Scan-Grenze im Bereich des Acetabulumdaches*

***Tab. 2.3. Gonadendosis* in mSv pro *konventioneller Röntgen - Ganzbeinaufnahme* (im Stehen) bei *Anwendung von Strahlenschutzmitteln* (Ovarialschutz; Hodenschutzkapsel; Bleigummiabdeckung Prostata)**	
	♂ / ♀
55 - 60 kV	0,013
70 kV	0,006
80 - 90 kV	0,003

Tab. 3.1. Uterusdosis in mSv pro konventioneller Röntgen - Ganzbeinaufnahme (im Stehen)	
55 - 60 kV	1,0
70 kV	0,5
80 - 90 kV	0,2

Tab. 3.2. Uterusdosis in mSv pro Ganzbein - CT - Untersuchung	
100 kV, 85 mAs	0,4*
-, extented hip scan	0,4* → 1,3
100 kV → 130 kV, 85 mAs	0,4* → 0,9**
-, reduced pitch: 4,5 → 1,0	0,9** → 3,6
-, reduced sclice: 5,0 mm →1,0 mm	0,9** → 3,5

Tab. 3.3. Uterusdosis in mSv pro konventioneller Röntgen - Ganzbeinaufnahme (im Stehen) bei Anwendung von Strahlenschutzmitteln (Ovarialschutz)	
55 - 60 kV	0,02
70 kV	0,01
80 - 90 kV	0,004

Literatur

[1] DIN 6869. Teil 7. Klinische Dosimetrie. Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik

[2] Dosiskalkulationsprogramm Röntgen – Ganzbeinaufnahme. Dr. S. Mühle. V1.0. Nürnberg 2014.07

[3] CT – Dosiskalkulationsprogramm. CT-Expo v.2.0.1. G. Stamm u. H.-D. Nagel.

Postersession 4

Chair: Prof. Martin Fiebich (Gießen)

P 71 Messunsicherheiten und Fertigungstoleranzen in der Prozesskette zur Herstellung patientenindividuell gefertigter dentaler Bohrschablonen für den intraoperativen Einsatz

L. Pirl[1], A. Lehmberg[2], F. Borges de Oliveira[3], M. Borowski[1]
[1]Städtisches Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland
[2]Praxis am Sande, Lüneburg, Deutschland
[3]Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Deutschland

Einleitung
Um ein dentales Implantat zu platzieren, ist eine präzise durchgeführte Bohrung in den Kieferknochen erforderlich, welche bislang häufig frei Hand und mit geringer Sicht durchgeführt wurde. Um Komplikationen, wie Fehlstellungen oder Nervenverletzungen zu vermeiden, kommen neuerdings in einigen Einrichtungen virtuelle Planungsverfahren zum Einsatz. Basierend auf einem DVT-Satz und einem optischen Oberflächenscan des verbliebenen Gebisses planen Oralchirurgen die Implantatpositionen im Detail. Dentallabore konstruieren dann anhand der Planung Bohrschablonen, die im Anschluss gefräst oder 3D-gedruckt werden. Die Schablone bildet hierbei ein exaktes Gegenstück zu den verbliebenen Zähnen und verfügt über mit Metallhülsen verstärkte Löcher, durch die der Bohrer geführt wird. Der Oralchirurg kann so die zuvor geplanten Bohrungen mit großer Sicherheit aber auch Zeiteffizienz am Patienten vornehmen.
Allerdings unterliegt die Planungs- und Fertigungspräzision solcher Bohrschablonen gewissen Grenzen. Je nach Bildakquise -, Planungs- und Herstellungsverfahren sind ganz unterschiedliche Unsicherheiten zu erwarten. Die Kenntnis der Präzision ist jedoch für den planenden Chirurgen bedeutend, da z.B. Sicherheitsabstände entsprechend ausgelegt werden müssen. Eine systematische Analyse der Planungs- und Fertigungstoleranzen der zahlreichen Prozessschritte ist aber auch entscheidend für die technische Optimierung der Schablonenfertigung.

Material & Methoden
Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde der Herstellungsprozess, bestehend aus DVT, Abformung + Gipsausguss + optischem Scan bzw. alternativ Intraoralscan, Fusion, Planung, Fertigung und Applikation hinsichtlich Messunsicherheiten und Ungenauigkeiten Schritt für Schritt mit industrieller CT überprüft. Um die Fortpflanzung der Unsicherheiten im Gesamtprozess zu quantifizieren, wurde dieser zusätzlich in vitro anhand dentaler Übungsmodelle per industrieller CT nachvollzogen.

Ergebnisse
Prominente Abweichungen entstanden insbesondere bei der konventionellen Abformung des Restgebisses und der Fertigung. Hingegen spielten Präzision und Reproduzierbarkeit der optischen Scans eine untergeordnete Rolle. Verglichen mit freihändig durchgeführten Bohrungen ist die Komplikationsrate mit Bohrschablonen insgesamt deutlich reduziert worden.

Zusammenfassung
Die vorliegende Studie analysiert die Messunsicherheiten und Fertigungstoleranzen bei der Planung und Herstellung von dentalen intraoperativ nutzbaren Bohrschablonen.

P 72 Realistisches 3D-Modell des Handgelenkes für die Qualitätssicherung und Ausbildung in der Projektionsradiographie

K. Stöffler[1], B. Merz[1], J. Verbe[2], A. Mahnken[2], M. Fiebich[1,2], U. Mäder[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Marburg, Deutschland

Einleitung
Mit Hilfe des 3D-Drucks können aus realen Patientenaufnahmen anthropomorphe Phantome erstellt werden, die für Projektionsaufnahmen reale Schwächungsprofile erzeugen. Fiebich et al. hat das Verfahren zur Phantomerstellung in der Mammographie beschrieben. [1]. In der hier vorliegenden Arbeit wird das Verfahren auf die Projektionsradiographie übertragen und am Beispiel einer Handgelenkaufnahme ein 3D-druckbares Modell erstellt. Mit Hilfe der Phantome kann der Einfluss von verschiedenen Aufnahmeparametern und der Bildverarbeitung auf die Aufnahmen untersucht werden.

Material & Methoden
Das Verfahren zur Phantomerstellung beruht auf der Umrechnung der Bildintensitäten einer Patientenaufnahme in ein zugehöriges Dickenprofil eines 3D-Druckmaterials. Die notwendige Materialkalibrierung wurde an einem Projektionsarbeitsplatz (Siemens Axiom Multix M, Erlangen) durchgeführt. Dazu wurden 5x5cm Platten aus 3D-Druckmaterial „VeroClear“ (Stratasys, Eden Prairie, MN, USA) schrittweise bis zu einer Dicke von 88 mm aufgebaut und für jede Höhe zwei Aufnahmen (50kV, 1,8mAs) erstellt. Aus dem auf diese Art ermittelten Zusammenhang der Materialdicke und der Bildintensität wurde eine Aufnahme des Handgelenkes in zugehörige Materialhöhen umgerechnet. Mit Hilfe eines MATLAB-Skriptes wurde aus diesem Höhenprofil ein 3D-Modell des Handgelenkes generiert.

Ergebnisse
Abbildung 1 zeigt die verwendete lineare Kalibrationsfunktion zur Erzeugung des druckbaren 3D-Modells des Phantoms. Die originale Patientenaufnahme ist in Abbildung 2 dargestellt. Das Phantom in zwei verschiedenen Ansichten ist in Abbildung 3 dargestellt.

Zusammenfassung
Es wurde ein 3D-druckbares Modells eines Handgelenkphantoms zur Untersuchung des Einflusses verschiedener Aufnahmeparameter und der Bildverarbeitung bei Projektionsradiographien erstellt. Dieses Modell kann mittels 3D-Drucker hergestellt und für die Qualitätssicherung und in der Ausbildung zur Veranschaulichung des Einflusses der verschiedenen Aufnahmeparameter verwendet werden.

Anhang 1

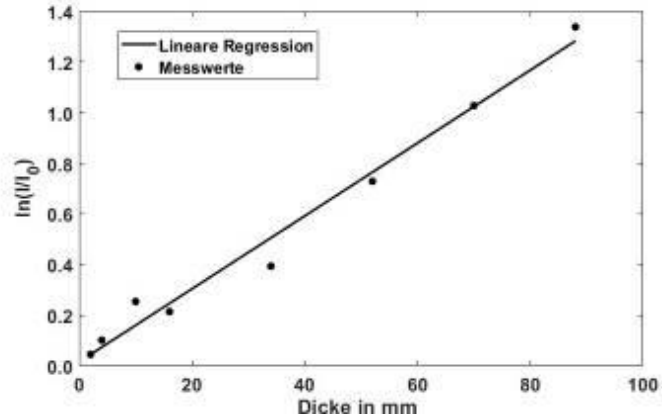


Abb. 1: Kalibrationsfunktion zur Umrechnung von Bildintensitäten in Dicken des Druckmaterials

Anhang 2



Abb. 2: Originale Patientenaufnahme

Anhang 3

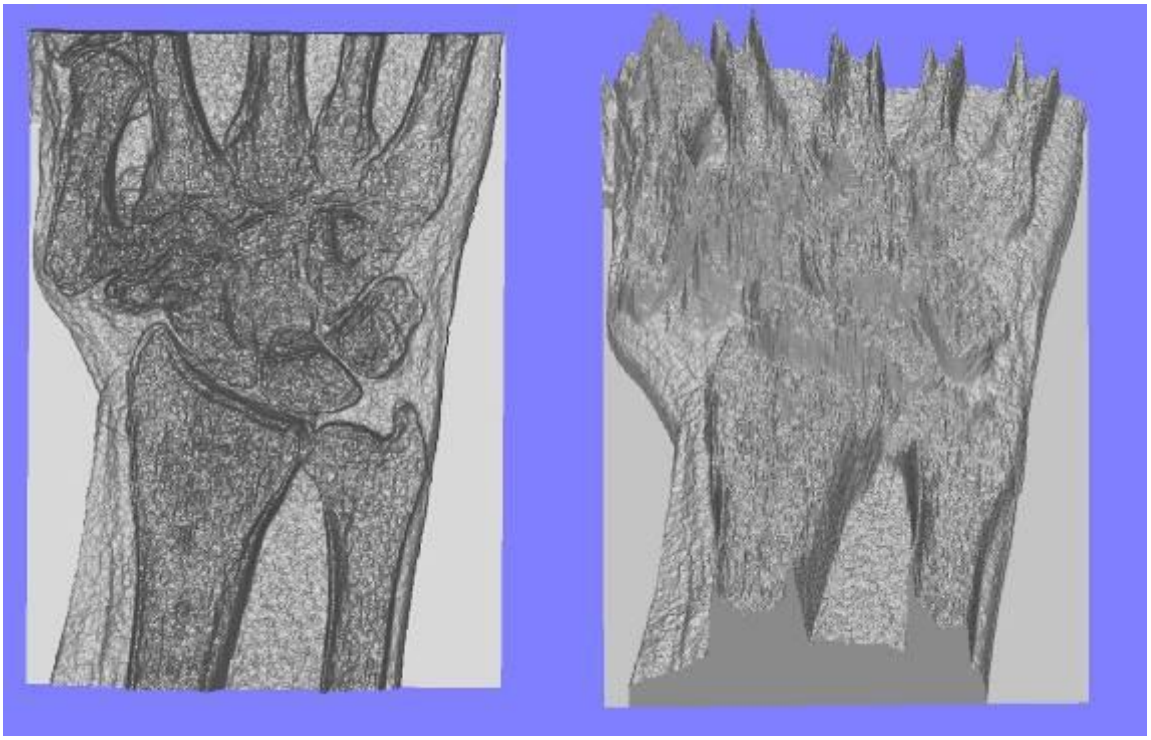


Abb. 3: 3D-druckbares Modell des Handgelenks in schräger Ansicht in Draufsicht (links) und in Schrägansicht (rechts)

Literatur

[1] Fiebich M, Rühl D, Schopphoven S, Mäder U. Creation of patient-mimicking phantoms using a 3D printer. Medical Physics International 2013;1(2):366.

P 73 Praktische Anwendung realistischer anthropomorpher Prüfkörper für die Fortbildung medizinischen Fachpersonals in der Mammographie

U. Mäder[1], C. Abou Jaoude[2], M. Fiebich[1,3], K. Bock[2], S. Schopphoven[2]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[2]Referenzzentrum Mammographie Südwest, Marburg, Deutschland
[3]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Marburg, Deutschland

Einleitung
Ein wichtiges Aufgabengebiet der Referenzzentren ist die Fortbildung des im Mammographie-Screening-Programm (MSP) tätigen medizinischen Fachpersonals. Aufgrund der komplexen Bildverarbeitung in der digitalen Mammographie ist der Einfluss physikalisch-technischer Aufnahmeparameter auf die Bildqualität und die Strahlenexposition gegenüber analogen Systemen weniger intuitiv verständlich. Realistische anthropomorphe Prüfkörper [1] können einen wichtigen Beitrag für die Vermittlung der Zusammenhänge leisten. Im Folgenden werden exemplarisch zwei entsprechende Anwendungen vorgestellt.

Material & Methoden
Zwei Messreihen mit variierenden physikalisch-technischen Aufnahmeparametern wurden mit Hilfe eines anthropomorphen Prüfkörpers durchgeführt. Bei der ersten Messreihe wurden 16 Aufnahmen mit der Strahlenqualität W/Rh, 27 kVp und aufsteigendem Röhrenstrom-Zeit-Produkt (Q) von 10 mAs bis 200 mAs erstellt. Die Abhängigkeit des Rauschens von Q konnte aufgrund exakt übereinstimmender Positionierung des Prüfkörpers durch Subtraktion der 200 mAs Aufnahme von den restlichen Aufnahmen untersucht werden (siehe Abb.1).
In der zweiten Messreihe wurden 11 Aufnahmen bei aufsteigenden Röhrenspannungen von 25 kVp bis 35 kVp im Halbautomatikmodus erstellt. Mit dieser Messreihe wurde der Einfluss unterschiedlicher Röhrenspannungen auf Q und die mittlere Parenchymdosis (AGD) untersucht.

Ergebnisse
Abb.2 zeigt, dass das Rauschen, auch unter Berücksichtigung der Bildverarbeitung, die erwartete exponentielle Abhängigkeit von Q aufweist und demonstriert weiterhin die Abhängigkeit der AGD von der Röhrenspannung. Begleitend konnten auch die Einflüsse auf die Bilder in den zugehörigen Aufnahmen betrachtet werden.

Zusammenfassung
Mit Hilfe von realistischen anthropomorphen Prüfkörpern lassen sich in der Mammographie wichtige Einflüsse physikalisch-technischer Aufnahmeparameter auf die Bildqualität unter Berücksichtigung der komplexen Bildverarbeitung und auf die Strahlenexposition demonstrieren. Die Prüfkörper können somit anschaulich zum praktischen Verständnis beitragen.

Anhang

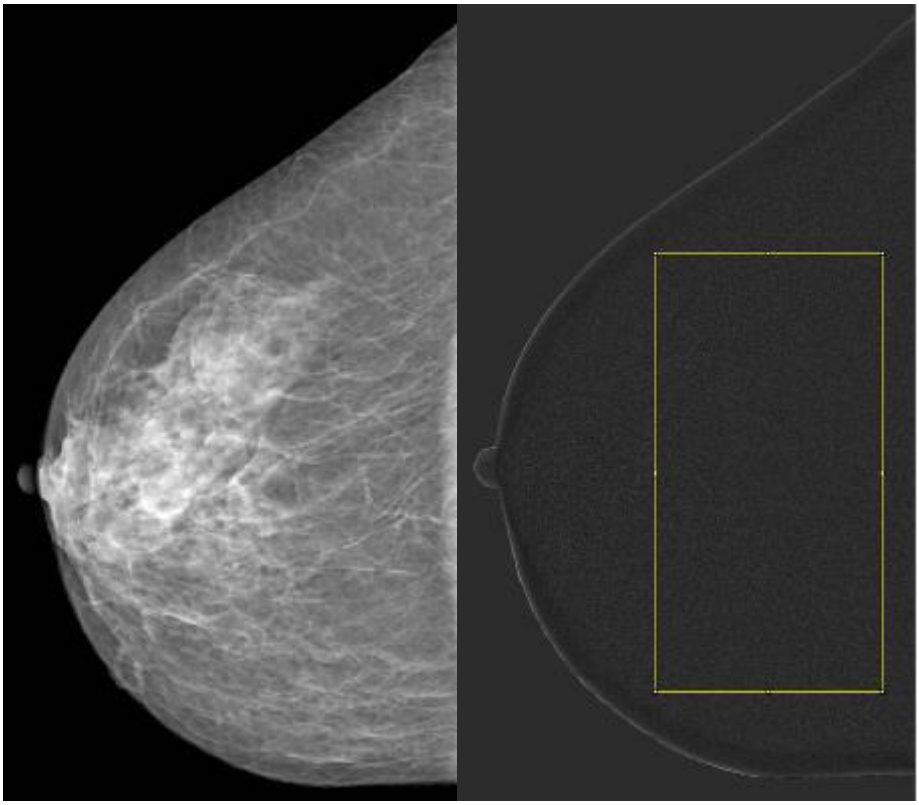


Abb. 1: Darstellung der Prüfkörperaufnahme (links) und der Subtraktionsaufnahme (rechts) zur Auswertung des Rauschens in der eingezeichneten Region

Anhang 2

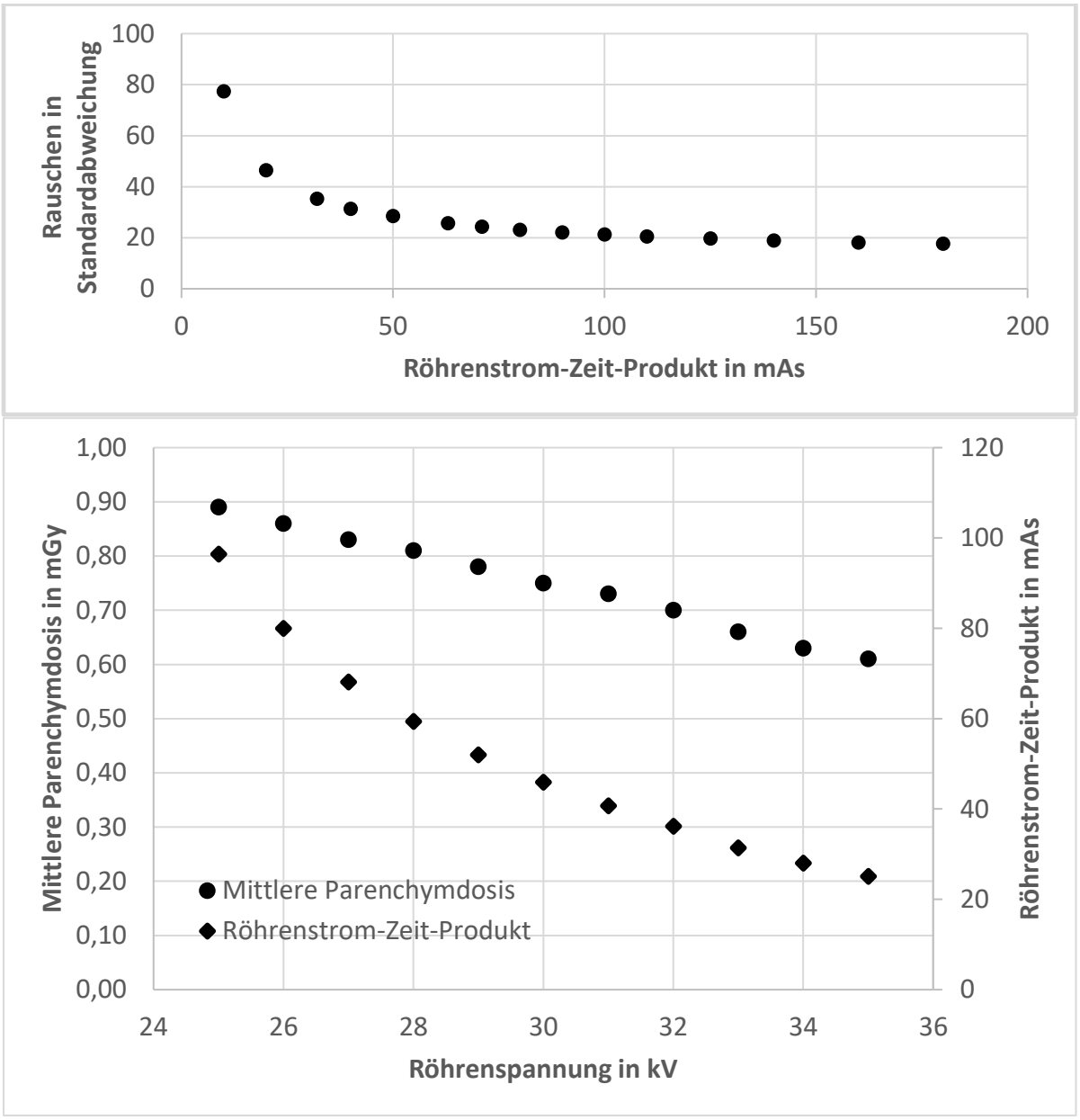


Abb. 2: Abhängigkeit von Rauschen zum Röhrenstrom-Zeit-Produkt (oben) und Röhrenspannung zur Parenchymdosis sowie Röhrenstrom-Zeit-Produkt (unten).

Literatur

[1] Mäder et al. Praktische Anwendung eines realistischen anthropomorphen Prüfkörpers für die Optimierung der Bildverarbeitung in der Mammographie. Jahrestagung der DGMP 2018, Nürnberg

P 74 Metrologisch rückführbare Analyse von geometrischen Messunsicherheiten in Bilddaten klinischer (CB)CT- und DVT-Systeme

L. Pirl[1], F. Borges de Oliveira[2], P. Zippert[3], T. Hausotte[3], M. Borowski[1]
[1]Städtisches Klinikum Braunschweig, Institut für Röntgendiagnostik und Nuklearmedizin, Braunschweig, Deutschland
[2]Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Deutschland
[3]Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Diagnostische Computertomographie und digitale Volumentomographie werden in der klinischen Routine unter Anderem zur Vorbereitung patientenindividueller Maßnahmen immer bedeutender. Insbesondere ist z.B. zur Planung von individuellen Implantaten, minimalinvasiven bildgestützten Eingriffen oder auch zur Strahlentherapie eine vermeintlich einfache Längenmessung essentiell, damit anatomische Geometrien korrekt berücksichtigt werden. Dennoch werden konkret quantifizierte Messunsicherheiten aufgrund der Bildverzerrung klinischer CT/DVT-Systeme in der klinischen Praxis kaum berücksichtigt. Die meisten Prüfkörper zur Qualitätskontrolle klinischer CT/DVT-Anlagen beinhalten hauptsächlich Elemente für einfache quantitative oder visuelle Prüfungen der Bildqualität. Es ist in der klinischen Anwendung jedoch kein Prüfkörper bekannt, der ein vollständig metrologisch rückführbar kalibriertes Distanznormal zur Verfügung stellt.

Material & Methoden
In dieser Studie wurde ein metrologisch rückführbar charakterisiertes Kugelflächennormal aus der industriellen Computertomographie an klinischen ConeBeam-CTs, konventionellen CTs und dentalen DVT-Systemen eingesetzt, um die geometrische Präzision des Bildresultates genauer zu analysieren. Zur Anwendung kamen dabei nicht nur klinische Standardprotokolle, sondern es wurde auch der übrige Protokollparameterraum systematisch überprüft.

Ergebnisse
Die Resultate zeigen deutliche Präzisionsunterschiede zwischen den einzelnen Modalitätenklassen. Insbesondere haben aber auch geometrische Parameter, wie die Patientenzentrierung im Isozentrum oder der Pitch-Faktor einen negativen Einfluss auf die geometrische Präzision. In der vorliegenden Studie stellen wir die erzielten Resultate im Detail dar und bewerten ihre Bedeutung im Kontext der dahinterstehenden diagnostischen Fragestellung bzw. klinischen Bedürfnisse.

Zusammenfassung
Die vorliegende Studie untersucht anhand eines metrologisch rückführbar kalibrierten Kugelflächennormals systematisch die geometrische Präzision klinischer (CB)CT und DVT-Systeme und bewertet sie vor dem Hintergrund der jeweiligen klinischen Fragestellungen.

P 75 Einfluss des FOV auf Bildqualität und Strahlenexposition bei CBCTs des pädiatrischen Schädels

B. Steiniger[1], J. R. Reichenbach[2], M. Fiebich[3], H. J. Mentzel[4], A. Lindenlaub[1], U. Lechel[5], U. Teichgräber[1]
[1]Universitätsklinikum Jena, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Jena, Deutschland
[2]Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie , Universitätsklinikum Jena, Jena, Deutschland
[3]Technische Hochschule Mittelhessen, Fachbereich Life Science Engineering, Gießen, Deutschland
[4]Universitätsklinikum Jena, Sektion Pädiatrische Radiologie, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Jena, Deutschland
[5]Bundesamt für Strahlenschutz, Externe und interne Dosimetrie, Biokinetik, Oberschleißheim, Deutschland

Einleitung
Die 3D-Bildgebung mittels Flachdetektoren gewinnt durch den Einsatz in der Angiographie und im Operationssaal zunehmend an Bedeutung. Einfache Änderungen der Programmkonfigurationen können erhebliche Unterschiede der Strahlenexposition hervorrufen, was gerade in der pädiatrischen Bildgebung besondere Beachtung finden sollte. Ein häufig variierter Parameter für diese 3D-Aufnahmen ist das Field of View (FOV). In der vorliegenden Arbeit wurde dessen Einfluss auf die Bildqualität und die Strahlenexposition untersucht.

Material & Methode
Mit einer Angiographieanlage Siemens Artis Q Zeego wurde das Phantom eines 1-jährigen Kindes im Bereich des Kopfes mit den drei möglichen Größen des FOV gescannt, alle anderen Einstellungen blieben konstant. Anschließend wurden alle Scans als axiale Serie rekonstruiert und mit Hilfe des Contrast to Noise Ratio (CNR) zwischen Knochen und umgebendem Gewebe sowie anhand eines Einsatzes mit Linienpaaren (6, 8, 10, 11 & 12 LP/cm) die Bildqualität der Aufnahmen verglichen.

Ergebnisse
Eine Vergrößerung des Bildausschnittes durch Verkleinerung des FOV um ca. 24 % bzw. 48 % bewirkt gleichzeitig eine Verkleinerung des Dosisflächenproduktes um ca. 14 % bzw. 31 %. Im Gegensatz dazu erhöht sich jedoch die lokal in den bestrahlten Hautabschnitten applizierte Dosis (PSD) um 52 % bzw. 144 %. Das CNR reduziert sich um 20 % bzw. um 59 %, das visuelle Auflösungsvermögen verbessert sich von 10 LP/cm auf 12 LP/cm für beide Vergrößerungen.

Zusammenfassung
Der Vorteil einer verbesserten Auflösung bei kleinerem FOV ist mit dem Nachteil einer erhöhten Strahlenexposition vor allem bei Kindern sorgfältig abzuwägen.

Anhang 1

FOV	Bild-fläche	Röhren-spannung	Röhren-strom	DFP	PSD
cm	cm²	kV	mA	cGycm²	mGy
42	1764	109	188	2067,7	88,7
32	1024	109	231	1786,6	135
22	484	109	277	1435,1	216

Tab. 1: FOV und die durch die Änderung resultierenden Scanparameter

Anhang 2

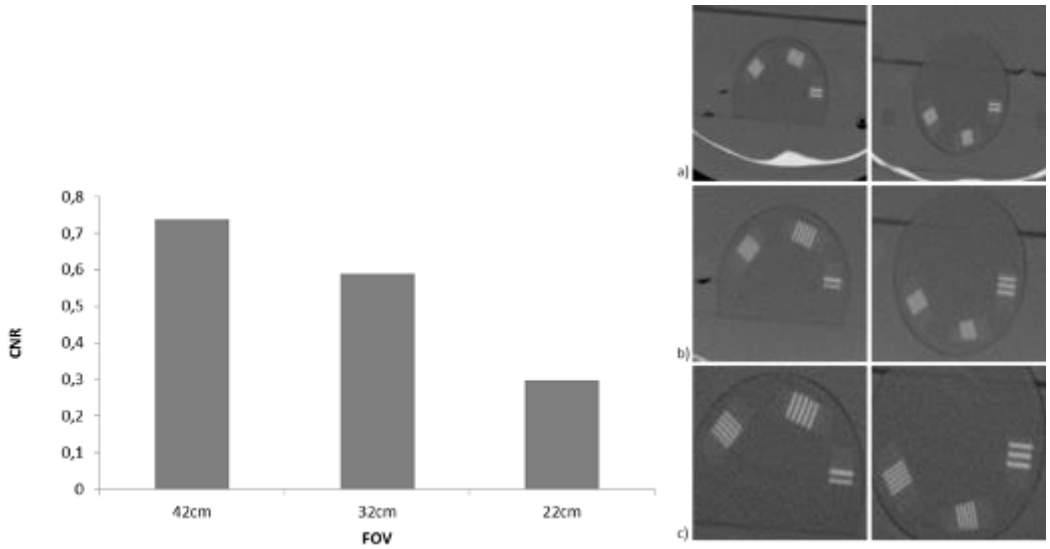


Abb. 1: Links: Das CNR wird mit abnehmendem FOV deutlich kleiner. Rechts: Darstellung der Linien-paare mit unterschiedlichem FOV, die räumliche Auflösung kann durch ein kleineres FOV verbessert werden: a) 42 cm - hier wurden Linienpaare bis 10 LP/cm aufgelöst; b) 32 cm - Auflösung bis 12 LP/cm und c) 22 cm - Auflösung ebenfalls bis 12 LP/cm

P 76 Determine MTF as an objective image quality metric for spatial resolution in patient images on relevant structures in chest CT

C. Hoeschen[1], Z. Passand[1], M. Pech[2], C. March[2]
[1]Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Institut für Medizintechnik, Magdeburg, Deutschland
[2]Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin, Magdeburg, Deutschland

Medical imaging procedures show a need for continuous optimization. This is, especially following the new radiation protection laws and rules in Germany, a dedicated task with respect to dose and image quality. While there are already many different approaches to document used doses like e.g. the dose documentation systems provided by various vendors, there is no real solution available to document the image quality achieved in a single examination or even in a certain type of examinations.

In addition, there are very often large discrepancies between results of objective image quality measurements and subjective image quality evaluations based on reader studies. Therefore within the European project MEDIRAD one task is to try to find ways to correlate the physical image quality assessment and the subjective one. As an interesting relevant investigation chest-CT was chosen.
After a definition of relevant clinical indications and corresponding image quality describing structures relevant for diagnosis, more than 450 cases have been collected. These will be evaluated by a subjective visual grading analysis reader study by 10 experienced radiologists in the future. In parallel, the same set of imaging data needs to be evaluated in terms of physical image quality parameters. It was decided to do the evaluation regarding the spatial resolution achieved in the clinical images using the same structures as it will be used for the subjective image quality analysis. This is the first time to our knowledge, that it is tried to use the same structures in real patient images for subjective and objective image quality analysis. A much coarser approach by Duke university is trying to measure spatial resolution on the patient surface, avoiding many problems inside the body-region imaging thus limiting the value of the investigations. The approach, which was developed within the MEDIRAD project and will be presented here, consist of a number of steps to be performed to be able to determine a function similar to an modulation transfer function for a real clinical structure. It consists of various steps,

- starting with a rough localisiation of the structure to be investigated,
- an automated edge detection for the structure,
- determination of the gradients along the structure
- for optimal averaging perpendicular to the structure in every point
- building ESF and LSF from such averaged structures and
- finally derive the “MTF”

All this has been implemented and are being performed on the set of images mentioned above after some test on normal chest radiographs, which is more complicated due to the larger number of overlaying structures.

In figure 1 we show a scheme of the procedure to determine the “structure MTF” and in figure 2 we show an example of the derived ESF, LSF and MTF for the major fissure of the left lung.
With the developed methodology there is for the first time a tool available to determine in a physically objective manner the image quality of a single investigation with respect to spatial resolution in a relevant structure, which can be used for documentation, but also for image quality assurance and optimization. We hope that we will be able in the future to correlate such objective image quality parameters with the results of the subjective study to prove the predictability of diagnostic outcome from such objective image quality parameters.

Appendix 1

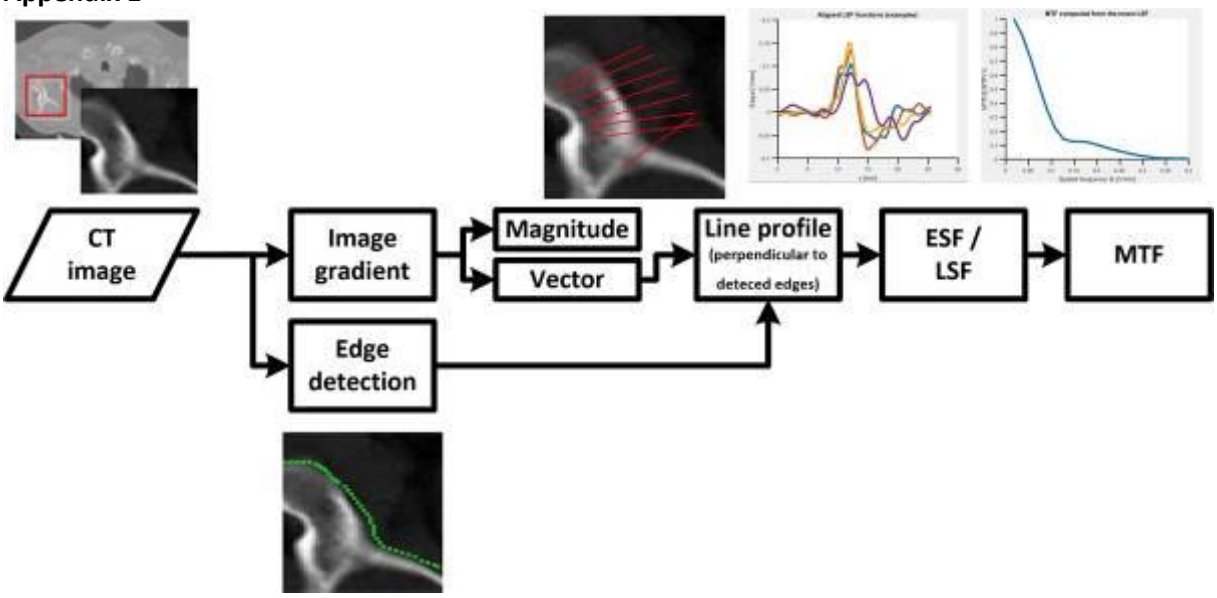
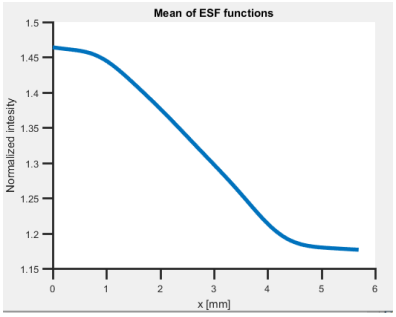


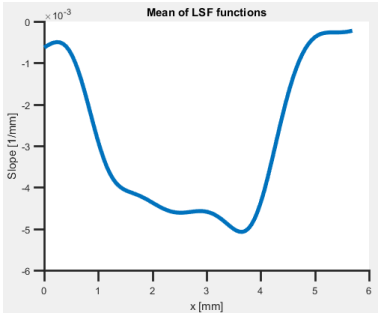
Fig. 1: Scheme to derive a "structured MTF"

Appendix 2

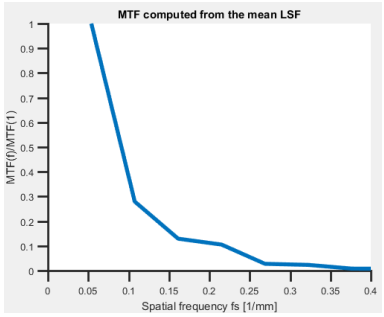
Detailed CT example (major fissure of the left lung)



Mean ESF of the fissure



Exemplary LSF of the fissure



MTF of the fissure

- ESF of the fissure has very low slope → resulting LSF has no clear peak but is very broad

P 77 Optimierte Intensitätsmodulation für einen dynamischen Formfilter in CTs

S. M. Huck[1,2], G. Fung[3,4], K. Parodi[1], K. Stierstorfer[2]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]Siemens Healthcare GmbH, Forchheim, Deutschland
[3]Siemens Medical Solutions USA, Inc., Malvern, PA, Vereinigte Staaten
[4]Johns Hopkins University, Baltimore, MD, Vereinigte Staaten

Einleitung
In unserer vorangegangenen Arbeit haben wir ein neuartiges Konzept eines lamellenbasierten, dynamischen Formfilters für Röntgen-CTs – bezeichnet als *sbDBA* (*sheet-based Dynamic Beam Attenuator*) – vorgestellt. Für den Einsatz dieses Filters wird eine pragmatische, ausreichend präzise Optimierung vorgestellt, die die Röntgentransmission des *sbDBA* an die Schwächung eines gegebenen Objektes anpasst.

Material & Methoden
In unseren Simulationen wird Röhrenstrommodulation (*TCM*) [1] berücksichtigt und die Dosis als Differenz zwischen emittiertem und detektiertem Photonenfluss angenähert.

A) Ausgehend von einem optimalen Primärfluss, der die mittlere Varianz im rekonstruierten Bild minimiert [2], wird das am besten übereinstimmende Transmissionsprofil des *sbDBA* pro Projektion bestimmt und dadurch die optimale *sbDBA*-Trajektorie für eine Rotation festgelegt.
B) Die Dosiseffizienz wird für verschiedene Filterszenarien verglichen (Tabelle 1). Hierfür wird die Bildvarianz, unser Kriterium für Bildqualität, bei konstant bleibender Dosis ermittelt, indem aus 100 Rauschrealisierungen in jedem Pixel die Varianz berechnet wird. Zusätzlich zu den daraus resultierenden Varianzkarten (Abbildung 1) wird die Dosiseffizienz anhand der gemittelten Bildvarianz innerhalb des Objektquerschnittes evaluiert.

Ergebnisse
Entsprechend unserer Metrik wird die Dosiseffizienz deutlich durch Einsatz von *TCM* gesteigert. Die vorgestellte Optimierung liefert sinnvolle *sbDBA* Trajektorien, so dass der *sbDBA* (Szenario 4) dem statischen Formfilter (Szenario 3) leicht überlegen ist. Das Bildrauschen im Objekt kann folglich reduziert werden.

Zusammenfassung
Für ein beliebiges Scanobjekt definiert die vorgestellte Optimierung eine Trajektorie des *sbDBA*, so dass mit der resultierenden Intensitätsverteilung bestmögliche Bildqualität bei gegebener Dosis erreicht wird.
Zukünftige Arbeiten könnten die Bildqualität umfangreicher (Isotropie des *NPS*) und die Dosis präziser bestimmen sowie *ROI-Bildgebung* mittels *sbDBA* untersuchen.

Anhang 1

Szenario	TCM	Filter
1	nein	nein
2	ja	nein
3	ja	*Bowtie* (statisch)
4	ja	*sbDBA* (dynamisch)
5	ja	idealer *DBA* (dynamisch)

Tab. 1: Filterszenarien

Anhang 2

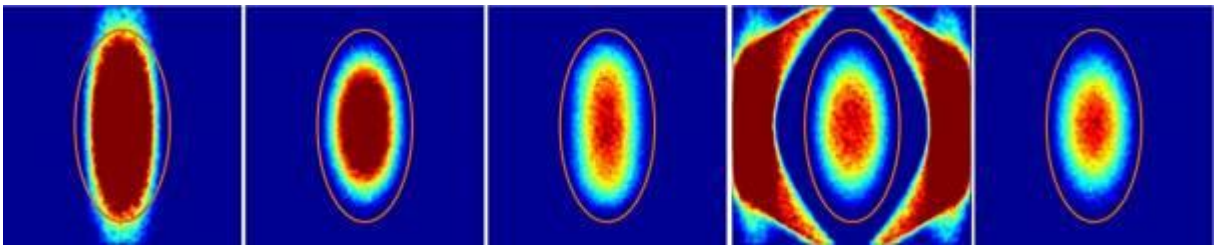


Abb. 6: Varianzkarten Filterszenario 1-5.

Literatur:

[1] Gies et al., Medical Physics, 1999, S. 2235.
[2] Harpen, Medical Physics, 1999, S. 2231.

P 78 Task based image quality analysis as a tool for image quality comparison of various CT approaches (new imaging geometies)

C. Hoeschen[1], K. Kumar[1], N. Saeid Nezhad[1]
[1]Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Institut für Medizintechnik, Magdeburg, Deutschland

To describe the image quality achievable with new imaging approaches in medical imaging in relation to the patient exposure is a very important task to verify or falsify the benefit of a newly developed technique. This is true for completely new imaging modalities (like a few years ago for cone beam CT for example), but also for new imaging geometries e.g. in CT, where there are e.g. robot driven systems or c-arm based interventional CTs, but also just for reconstruction or image processing solutions. The most meaningful evaluation is always the one where a large clinical reader study evaluating the diagnostic performance of the new system and a reference system is performed. However, such studies are often very complicated, time consuming and expensive. In addition, most often the results are only conclusive for the diagnostic task evaluated and not for the variety of tasks to be performed with the system. Thus, physical measurements of image quality are often performed, in many cases based on imaging of phantoms. The most often used approach for such physical imaging quality description is evaluating the modulation transfer function and the noise power spectrum to derive the detective quantum efficiency or the noise equivalent quanta. All these figures of merit are functions derived in the Fourier domain representing values over the spatial frequency. There are two major problems with such evaluations:

- Since the values are derived from images of physical test phantoms it is very unclear what is the relation to the clinical task in question, therefore, deriving a meaningful figure of merit taking into account the human observer and the task in question is very difficult. In addition, since physical objects are often not having as many overlaying structures as human beings, the results for example for AI based image reconstruction or denoising algorithms can be very misleading.
- In general, for digital medical imaging systems, the preconditions for working in the Fourier domain like spatial invariance are not met, so there will always be problems related to the accuracy and meaning of the derived measurements.

There is since some years a description of another approach to describe the image quality of such systems. This is the so called task-based image quality evaluation. This task-based evaluation is performed in the spatial domain. It has been mainly developed in general theory by Barrett and Myers. A few years ago, a first measurement was conducted using a cone beam Ct with a very simple task.

The work presented here, is to derive an approach for a more meaningful task, which is quite a bit more complicated and demanding and use this task to perform a comparison between a new CT geometry , developed a few years ago, called WATCH-CT, and a standard CT configuration with the same technical parameters. This was done on simulated data and as well on data collected at our in-house test system. It was determined, that as we use more realistic tasks, the description of the scatter in the imaging process gets important for the generation of meaningful results. This is embedded in such simulations for the first time. In general, the predicted advantages of the new systems could at least partially be demonstrated.

Postersession 5

Chairs: Prof. Jürgen R. Reichenbach (Jena)

P 79 FullHD CEST Bildgebung des Gehirns bei 7T

J. E. Meissner[1], J. Breitling[1], F. Zimmermann[1], S. Goerke[1], A. Korzowski[1], M. Zaiss[2], M. E. Ladd[1], P. Bachert[1]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland
[2]Max-Planck-Institut für biologische Kybernetik, Tübingen, Deutschland

Einleitung
Spektral hochaufgelöste in vivo Z-Spektren können zu einer besseren Identifizierung von CEST Substrukturen, aber auch für quantitative CEST Evaluierungen oder Machine-Learning Ansätze genutzt werden. Die zusätzlich benötigte Messzeit konnten wir durch die Anwendung der neuesten Entwicklungen in der 3D-Bilderfassung und -nachbearbeitung deutlich reduzieren.

Material und Methoden
Z-Spektren wurden bei 7T mittels der Snap-shot Sequenz[1] (18 Schichten, 1.72x1.72x3mm^3) aufgenommen. Die CEST Sättigung bestand aus gaussförmigen Pulsen (t_{sat}=1.875s, t_p=100ms, DC=80%) und verschiedenen Sättigungsamplituden B_1. Jedes Z-Spektrum wurde mit 328 Frequenzoffsets aufgenommen. Die WASABI-Methode[2] ermöglichte die B_0- und B_1-Korrektur[3]. Eine zusätzliche Kalibrierungsmessung ermöglichte es Steady-State Z-Spektren zu errechnen[4], welche mittels Denoising nachbearbeitet wurden. Insgesamt wurden 1080 3D Volumen, d.h. FullHD, in ca. 90min aufgenommen. Die Isolierung der CEST Peaks wurde durch eine Multipool Lorentzfit erreicht[3].

Ergebnisse
Im repräsentativen Z-Spektrum aus der Weißen Hirnsubstanz (Abbildung 1) sind die bekannten Peaks der Amide, Amine und dem rNOE bei 3.5, 2.0 und -3.3ppm sichtbar. In Übereinstimmung mit kürzlich publizierten Z-Spektren bei 9.4T[5] sind zusätzliche Peaks bei 2.7, 1.3 und -1.7ppm zu erkennen. Das verwendete Protokoll ermöglicht es, im Vergleich zu unserem Standardprotokoll, sechsmal so viele Daten in der gleichen Zeit aufzunehmen.

Zusammenfassung
Wir sind in der Lage in vivo Z-Spektren mit erheblich vergrößerter spektraler Auflösung in annehmbarer Zeit für einen Großteil des Gehirns aufzunehmen. Das FullHD CEST Protokoll könnte in Zukunft als *Ground-Truth* Messung für Machine-Learning Ansätze oder als Benchmark- und Optimierungsgrundlage für Sequenz- oder Auswertungsparameter dienen.

Anhang

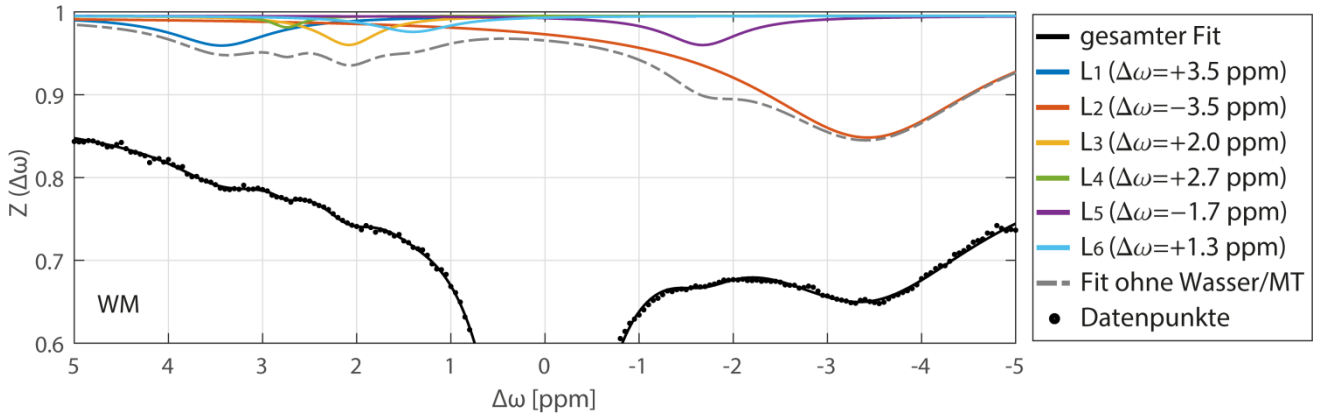


Abb. 7: B1-korrigiertes Z-Spektrum aus der Weißen Hirnsubstanz mit dem Ergebnis des Multipool Lorentzfits.

Literatur

[1] Zaiss et al. *NMR Biomed.* (2018) 31
[2] Schuenke et al. *Magn Reson Med.* (2016) 77
[3] Breitling. et al. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* (2018) 2240
[4] Windschuh et al. *NMR Biomed.* (2015) 28
[5] Zaiss et al. *Neuroimage* (2018) 179

P 80 Kontinuierliche MR-basierte Bewegungsdetektion und -korrektur für die hybride PET/MRT

L. J. Frohwein[1], F. Büther[2], K. P. Schäfers[1]
[1]Universität Münster, European Institute for Molecular Imaging (EIMI), Münster, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Münster, Klinik für Nuklearmedizin, Münster, Deutschland

Einleitung
Patientenbewegung während einer PET Akquisition kann die diagnostische Qualität der Daten stark beeinflussen. Dabei spielen vor allem die Atem- und Herzbewegung eine entscheidende Rolle. Der Nachteil der in der PET/MR häufig angewandten Modell-basierten Bewegungskorrektur ist, dass Änderungen im Bewegungsschema des Patienten während der PET-Messung nicht oder nur unzureichend korrigiert werden können. In dieser Arbeit werden eine MR-Sequenz und ein Verarbeitungsschema vorgestellt, mit denen es möglich ist, zeitlich sehr gut aufgelöst und kontinuierlich Bewegungen in 3D aufzunehmen und zu korrigieren.

Material & Methoden
Für die Akquisition wird eine *single shot* TurboFLASH-Sequenz genutzt. Vorteil dieser Sequenz ist die sehr kurze Akquisitionszeit von 35 ms/Schicht, so dass neben der Atem- auch Herzbewegung aufgelöst werden kann. Es werden 20 Schichten im *interleaved* Modus akquiriert. Anschließend wird die Atembewegung mithilfe der *principal component analysis* für alle Schichtpositionen bestimmt. Die Schichten werden danach auf Basis dieser Atemkurven in zeitlich zusammenpassende Volumen umsortiert. Die neu entstandenen Volumen werden genutzt, um Bewegungsfelder mithilfe einer hyperelastischen Registrierung zu erzeugen. Die Methoden werden mit einem dynamischen Thorax-Phantom validiert.

Ergebnisse
Für eine Aufnahmedauer von 10 Min. werden mit dem Sortierungsschema durchschnittlich 31 passende Schichten gefunden. Die zeitliche Zusammengehörigkeit der Schichten im Volumen wurde durch die Sortierung visuell verbessert. Die voreingestellten 20 mm Atemhub des Phantoms wurden durch die Registrierung zu 20.28 mm (Vektorlänge) bestimmt. Eine Korrektur der MR-Daten selbst von End-Inspiration zu End-Exspiration (maximaler Hub) zeigt im Vergleich zu einem statischen Scan in End-Exspiration eine Verbesserung der bildbasierten Korrelation von R=0.83 zu R=0.99.

Zusammenfassung
Die vorgestellte Sequenz und das Verarbeitungsschema können genutzt werden, um eine exakte, zeitlich sehr hoch aufgelöste Bewegungskorrektur von PET Daten zu erzeugen, wodurch bei einer Anwendung auf PET Daten die Tumordetektion verbessert werden kann. Potenziell lassen sich dadurch auch irreguläre Bewegungen wie Körperbewegungen des Patienten, sowie *baseline drift* korrigieren.

Anhang 1



Abb. 1: TurboFLASH Daten des Phantoms

P 81 Computational Fluid Dynamics (CFD)-Analyse von systematischen Fehlern bei quantitativen MRT-Messungen des myokardialen Blutflusses (MBF) in den myokardialen Segmenten

J. Martens[1], S. Panzer[1], J. P. van den Wijngaard[2], M. Siebes[3], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsklinikum Würzburg, Deutsches Zentrum für Herzinsuffizienz, Lehrstuhl für Zelluläre und Molekulare Bildgebung, Würzburg, Deutschland
[2]Diakonessenhuis, Dept. of Clinical Chemistry and Hematology, Utrecht, Niederlande
[3]Amsterdam University Medical Center, Department of Biomedical Engineering & Physics, Amsterdam, Niederlande

Einleitung
Systematische Fehler bei MBF-Quantifizierung mittels Kontrastmittel (KM)-gestützten MRT-Perfusionsmessungen wegen KM-Dispersion in Herzkranzgefäßen werden untersucht. KM-Transport-Simulationen werden auf 3D-Modellen des linken und rechten Koronarbaums einschließlich präarteriolarer Gefäße durchgeführt und hinsichtlich erwarteter Quantifizierungsfehler (ΔMBF) analysiert.

Material & Methoden
Mithilfe der Software SimVascular wurden 3D-Gefäßgeometrien aus Imaging-Kryomikrotom-Daten eines gesunden Schweineherzens extrahiert (Abb.1a) und für CFD-Simulationen vorbereitet. Anschließend wurden mit der Software OpenFOAM Navier-Stokes-Gleichungen für Ruhe- und Stress-Blutfluss berechnet und die physikalischen Felder eines Herzzyklus‘ abgespeichert. Diese Dateien wurden anschließend wiederholt eingelesen um KM-Transport in den Gefäßgeometrien zu simulieren. Unter Verwendung des Gewebetransportmodells MMID4 wurden die generierten Outlet-KM-Zeitkurven genutzt um ΔMBF_{Ruhe} und ΔMBF_{Stress} abzuschätzen. So kann zusätzlich der Fehler ΔMPR der myokardialen Perfusionsreserve, $MPR=MBF_{Stress}/MBF_{Ruhe}$ beurteilt werden. Um regionale Quantifizierungsfehler zu analysieren, wurden die Gefäßmodell-Outlets myokardialen Segmenten zugeordnet (Abb.1b). Die Segment-Mittelwerte wurden anschließend hinsichtlich der zurückgelegten Distanz zum Modell-Inlet verglichen.

Ergebnisse
Die ermittelten $\Delta MBF_{Ruhe,Stress}$ und ΔMPR besitzen sehr heterogene Verteilungen (Abb.1b). In allen Segmenten ist die Unterschätzung von ΔMBF_{Ruhe} ausgeprägter als ΔMBF_{Stress}, was in MPR-Überschätzung resultiert. Mit größerer Entfernung vom Modell-Inlet ist außerdem eine klare Tendenz zu verstärkten Quantifizierungsfehlern erkennbar. Generell sind MBF-Unterschätzung und MPR-Überschätzung zu beobachten. In den Segmenten 4,10 und 18-21, welche teilweise oder ausschließlich vom rechten Hauptstamm mit seinen niedrigeren Blutflussgeschwindigkeiten versorgt werden, sind die systematischen Fehler höher als in vergleichbar weit vom Hauptstamm entfernten Segmenten des linken Stromgebietes. Bei gleichem absolutem ΔMBF_{Stress} führt zudem die geringere MPR im rechten Hauptstamm (2,3) zu zusätzlicher Erhöhung von relativem ΔMBF_{Stress} und ΔMPR im Vergleich zum linken Gefäßbaum (MPR=2,7).

Zusammenfassung
Die Simulationen lassen eine systematische Unterschätzung des MBF bei KM-gestützten quantitativen MRT-Perfusionsmessungen erwarten. Der relative Fehler steigt mit zurückgelegtem Weg des KMs in den Herzkranzgefäßen und mit abnehmender Flussgeschwindigkeit. Insbesondere hinsichtlich der MPR-Quantifizierung besitzen die Ergebnisse klinische Relevanz, ihre systematische Validierung mit einem Perfusions-Goldstandard steht jedoch noch aus.
Unterstützt durch das BMBF, Förderkennzeichen:01EO1504.

Literatur
[1] Case courtesy: Dr.Elnur Mehdi, Radiopaedia.org,rID:52808

Anhang 1

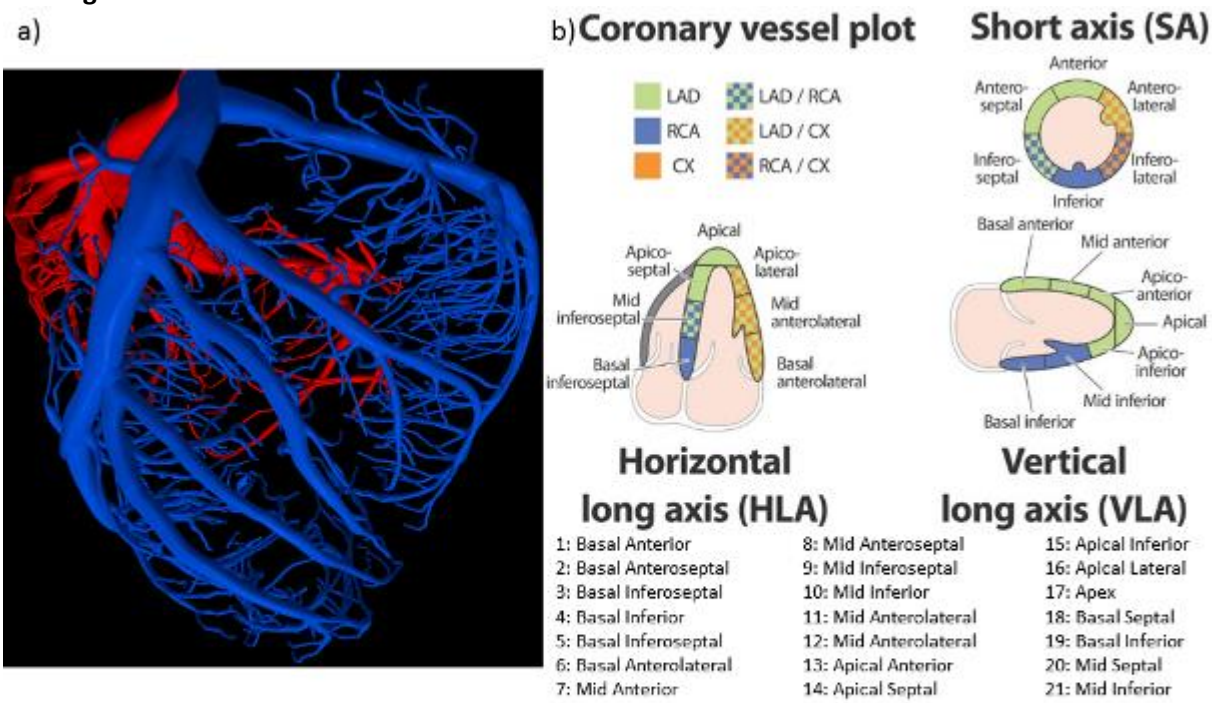
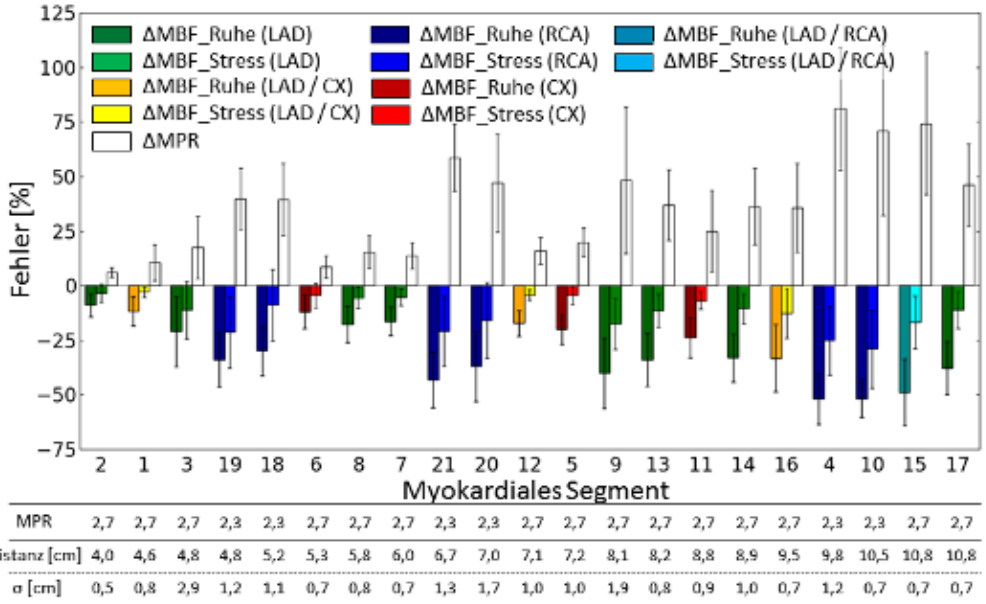


Abb.1: Abbildung a) zeigt die segmentierten 3D-Modelle der rechten und linken Koronarbäume mit den Hauptstämmen RCA (Hintergrund, rot), LAD und CX (blau). Abbildung b) (angepasst aus [1]) zeigt die allgemeinübliche Unterteilung der linksventrikulären myokardialen Territorien sowie deren gewöhnliche Versorgung durch die koronaren Hauptstämme (RCA, LAD und CX). Für bessere Übersichtlichkeit werden die Segmente durchnummeriert von 1-17 (linker Ventrikel) und 18-21 (rechter Ventrikel). Aufgrund von Unreinheiten im zugrundeliegenden Datensatz war eine detailliertere Segmentierung des rechten Koronarbaums in distalen (apicalen) Bereichen nicht möglich (vgl. Abb.1 a)) und der rechte Ventrikel wird nur in vier Segmente unterteilt.

Anhang 2



MPR	2,7	2,7	2,7	2,3	2,3	2,7	2,7	2,7	2,3	2,3	2,7	2,7	2,7	2,7	2,7	2,7	2,7	2,3	2,3	2,7	2,7
Distanz [cm]	4,0	4,6	4,8	4,8	5,2	5,3	5,8	6,0	6,7	7,0	7,1	7,2	8,1	8,2	8,8	8,9	9,5	9,8	10,5	10,8	10,8
σ [cm]	0,5	0,8	2,9	1,2	1,1	0,7	0,8	0,7	1,3	1,7	1,0	1,0	1,9	0,8	0,9	1,0	0,7	1,2	0,7	0,7	0,7

Abb.2: Mittlere relative Fehler der MRT-Perfusionsmessungen in den myokardialen Segmenten aus Abb.1b) unter Annahme homogener MPR in den Segmenten (2,7 und 2,3 in Gefäßen des linken bzw. rechten Hauptstamms, entsprechend der Erhöhung des Gesamtblutflusses unter Stress im Vergleich zur Simulation bei Ruhe). Die Fehlerbalken entsprechen der Standarabweichung vom Mittelwert. Die Segmente sind sortiert nach aufsteigender mittlerer Entfernung der Outlets im betrachteten myokardialen Segment zum Modell-Inlet. Der Parameter σ bezeichnet die arithmetische Standardabweichung. Der systematische Fehler der Quantifizierung von MBF und MPR innerhalb eines Perfusionsgebietes nimmt mit größerer Entfernung zu und ist ausgeprägter in Segmenten die im Territorium der RCA liegen (z. B. 4, 10, 18-21), im Vergleich zu ähnlich weit entfernten Segmenten im Verlauf des linken Koronarbaums. Die Farbgebung der Segmente ist entsprechend der Simulationsergebnisse gewählt und weicht leicht von den in Abb.1 dargestellten Territorien ab.

P 82 4D-Flussbildgebung mit UNFOLD im reduzierten FOV – Analyse im Flussphantom und in-vivo bei 7T

C. Wink[1], S. Schmitter[1]
[1]Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Berlin, Deutschland

Einleitung
Lange Messzeiten der 4D-Flussbildgebung[1] können mit 2D-selektiver Anregung verkürzt werden[2] und UNFOLD[3-4] kann die nominelle zeitliche Auflösung verdoppeln. Um das SNR zu erhöhen wird hier 2D-selektive Anregung mit UNFOLD bei 7T untersucht.

Methoden
Ein 2D-selektiver RF-Puls 2DRF wurde mit spiralförmiger k-Raumtrajektorie[5,2] basierend auf gemessenen Gradiententrajektorien generiert, um ein $(3.6 \times 3.6 \times \infty)\mathrm{cm}^3$-Volumen anzuregen, und in eine Gradientenecho-4D-Flusssequenz[1] integriert.
Flussphantommessung (3T, Siemens Verio):
4D-Fluss wurde mit 2DRF sowie einer und zwei k-Raumlinien pro Herzphase (Segmente) aufgenommen. 2-Segment-Flussdaten wurden zusätzlich mit UNFOLD[3-4] rekonstruiert, wobei für den Fermi-Filter $f(E)=(1+\exp(\beta(|E|-E_f))^{-1}$ ($\beta^{-1}=0.022N_y$, N_y Nyquistfrequenz) $E_f=0.5N_y$ oder $E_f=0.8N_y$ verwendet wurden. Bei den resultierenden 4 Datensätzen wurde der Volumenstrom quantifiziert.
In-vivo, zwei Probanden 42.5±26.2 Jahre (7T, Siemens Magnetom):
Die Unterdrückung des Unterhautfettgewebes bei 2DRF-Anregung im Großhirn wurde ohne und mit Fettunterdrückung (alle acht TRs) im vollen FOV quantifiziert.
Der zeitaufgelöste Volumenstrom und der Maximalfluss wurden in 2-Segment-4D-Flussdaten mit 2DRF, Fettunterdrückung und mit/ohne UNFOLD-Rekonstruktion, sowie 1D-schichtselektiver Anregung quantifiziert.

Ergebnis
Die 2-Segment- gleicht der 1-Segment-Phantomflusskurve am meisten bei UNFOLD-Rekonstruktion mit $E_f=0.8N_y$. Gleichzeitig erscheinen dynamische Alias-Effekte am FOV-Rand für $E_f=0.8N_y$ (Abb.1).
Fettunterdrückungspulse reduzieren die Anregung von Unterhautfettgewebe außerhalb des Zielvolumens um (60±11)% (Abb.2a).
Bei UNFOLD-rekonstruierten 2DRF-Daten ($E_f=0.8N_y$), wird ein (9.5±10.1)% höherer Peakflow detektiert als bei 1DRF-Daten (Abb.2c).

Zusammenfassung
Wir demonstrieren 4D-Flussbildgebung bei 7T mit Fettunterdrückung und (72±4)% reduziertem FOV und Aufnahmezeitraum. Die zeitliche Bandbreite wird unter UNFOLD, $E_f=0.8N_y$ verglichen mit 1DRF um 13% verringert und die nominelle zeitliche Auflösung um 9% erhöht. Das erlaubt eine (9.5±10.1)% höhere Peakflowdetektion.

Anhang 1

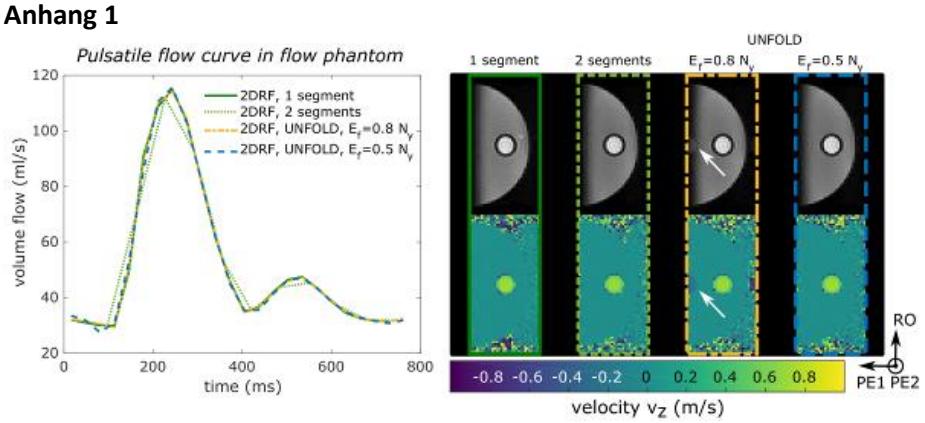
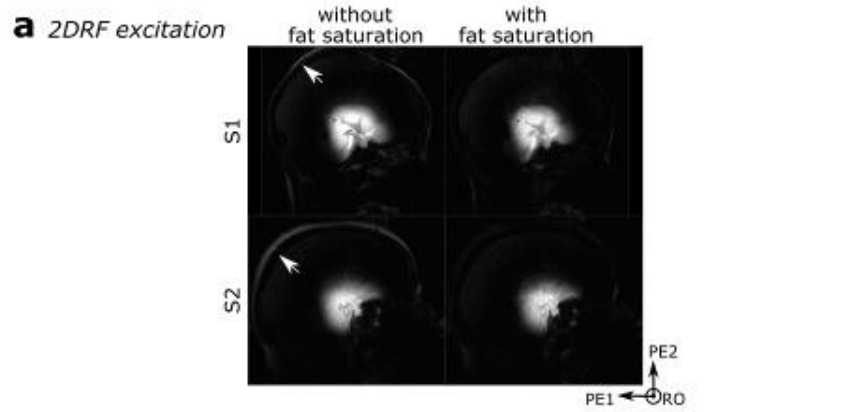
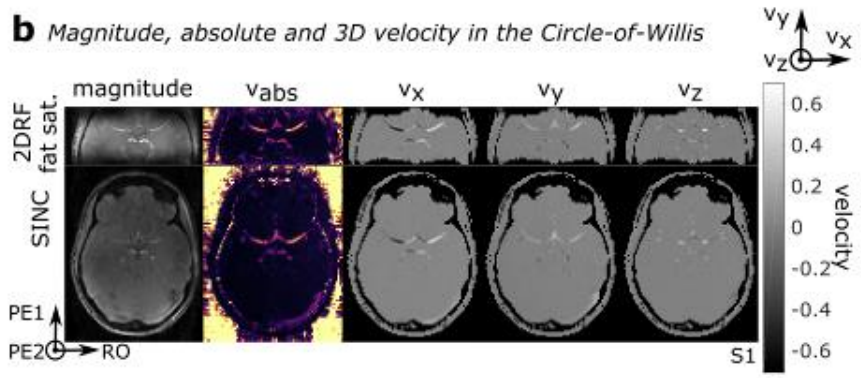
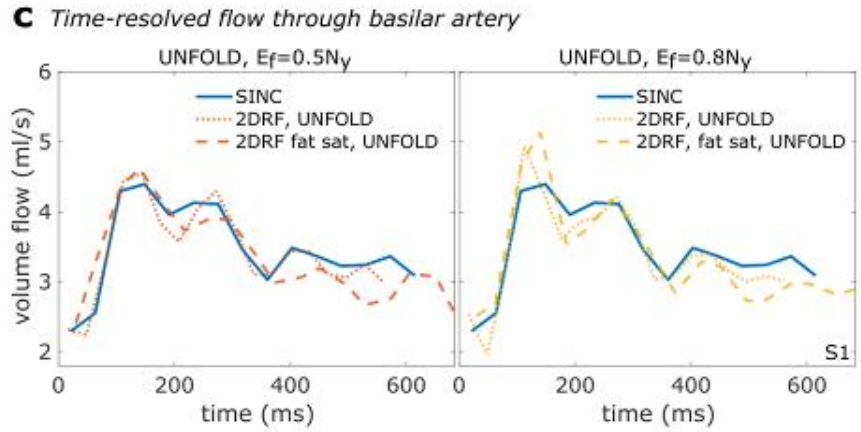


Abb. 1: Zeitaufgelöster Fluss, Magnituden und Geschwindigkeiten im Flussphantom.

Anhang 2







d *Dynamic acquisition parameter*

	RF Pulse	TE/TR (ms)	Δt (ms)	Matrix	Cardiac Phases	Acq. Time (min)
A	SINC	3.0/5.3	42.4	(128x108±6x32)	15	18.32±0.97
B	2DRF	2.6/8	77.7	(128x 32 x32)	9.5±0.7	5.19±0.39

Abb.2: (a) 2DRF-Anregung ohne und mit Fettunterdrückung. (b) Magnituden und Geschwindigkeiten mit 2DRF und Fettunterdrückung, sowie 1DRF. (c) Fluss durch die Arteria basilaris.

Literatur

1. Markl, ea. JMRI, 2012;36(5):1015–1036.
2. Wink, ea. Proc. ISMRM. 2018:2929.
3. Madore, ea. MRM 1999;42:813-82.
4. Zhao, ea. MRM 2005;53:1118-112.
5. Pauly, ea. JMR, 1989;81(1):43–56.

P 83 Reduzierung von lokalen B_0-Inhomogenitäten in der kardialen MRT bei 7 T durch Shimming der dritten Ordnung

M. Hock[1], M. Terekhov[1], M. R. Stefanescu[1], D. Lohr[1], S. Herz[1,2], C. Juchem[3], L. M. Schreiber[1]
[1]Universitätsklinikum Würzburg, Deutsches Zentrum für Herzinsuffizienz, Lehrstuhl für Zelluläre und Molekulare Bildgebung, Würzburg, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Würzburg, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland
[3]Columbia University, Departments of Biomedical Engineering and Radiology, New York, NY, Vereinigte Staaten

Einleitung
Inhomogenitäten des statischen magnetischen (B_0-) Feldes sind ein limitierender Faktor in der kardialen Magnetresonanztomographie bei 7 T. Räumliche B_0-Inhomogenitäten treten dabei aufgrund der unterschiedlichen magnetischen Suszeptibilitäten verschiedener Gewebetypen auf. Zusätzlich haben Herzschlag und Atembewegung zeitliche Variationen des B_0-Feldes zur Folge. Das Ziel dieser Arbeit ist die Charakterisierung der lokalen Extremwerte der B_0-Inhomogenitäten im Herzen sowie deren Korrektur durch Shimming der dritten Ordnung.

Material & Methoden
Eine Gradientenecho-Sequenz wurde zur Messung der für die Rekonstruktion der B_0-Karten nötigen Phasenkarten in sechs gesunden Probanden gemäß den Bestimmungen der lokalen Ethikkommission (7/17-sc) verwendet. Die Sequenz-Parameter waren dabei: TE1/TE2/TE3/TE4/TE5 = 1.7/2.8/4.0/6.0/9.7 ms, 3 Schichten, Schichtdicke = 6 mm, FOV = 300×300 mm^2, Matrixgröße = 128×128. Mit Hilfe von akustischem kardialem Triggern wurden Phasenkarten zu unterschiedlichen Herzphasen gemessen, und die B_0-Karten wurden daraus in der B0DETOX Shim Software [1] rekonstruiert. Räumliche Phasensprünge wurde mit Hilfe eines FSL-Algorithmus korrigiert. Basierend auf einer Kalibrierung des im MR-Scanner integrierten Shim-Systems wurde simuliert, inwieweit der Shim der dritten Ordnung von Kugelflächenfunktionen die Homogenität des B_0-Feldes im Vergleich zum Shim der zweiten Ordnung verbessert

Ergebnisse
Histogramme der gemessenen B_0-Verteilungen innerhalb des gesamten linken Ventrikels, links-ventrikulären Myokardiums sowie vier verschiedenen Segmenten des links-ventrikulären Myokardiums zeigen die Lage der extremen Werte in lokalisierten Regionen, innerhalb des links-ventrikulären Myokardiums ändern sich diese um 10±5 Hz zwischen systolischen und diastolischen Herzphasen. Der Shim der dritten Ordnung reduziert die lokalen B_0-Inhomogenitäten im Vergleich zur zweiten Ordnung (Abb. 1).

Zusammenfassung
Die Ergebnisse dieser Studie unterstützten die Verwendung einer getriggerten Messung der B_0-Karten für den Shim und demonstrieren den Vorteil des Shims der dritten Ordnung für die kardiale Magnetresonanztomographie bei 7 T.

Anmerkung
Das Projekt wird unterstützt durch das BMBF, Förderkennzeichen #01EO1504.

Anhang

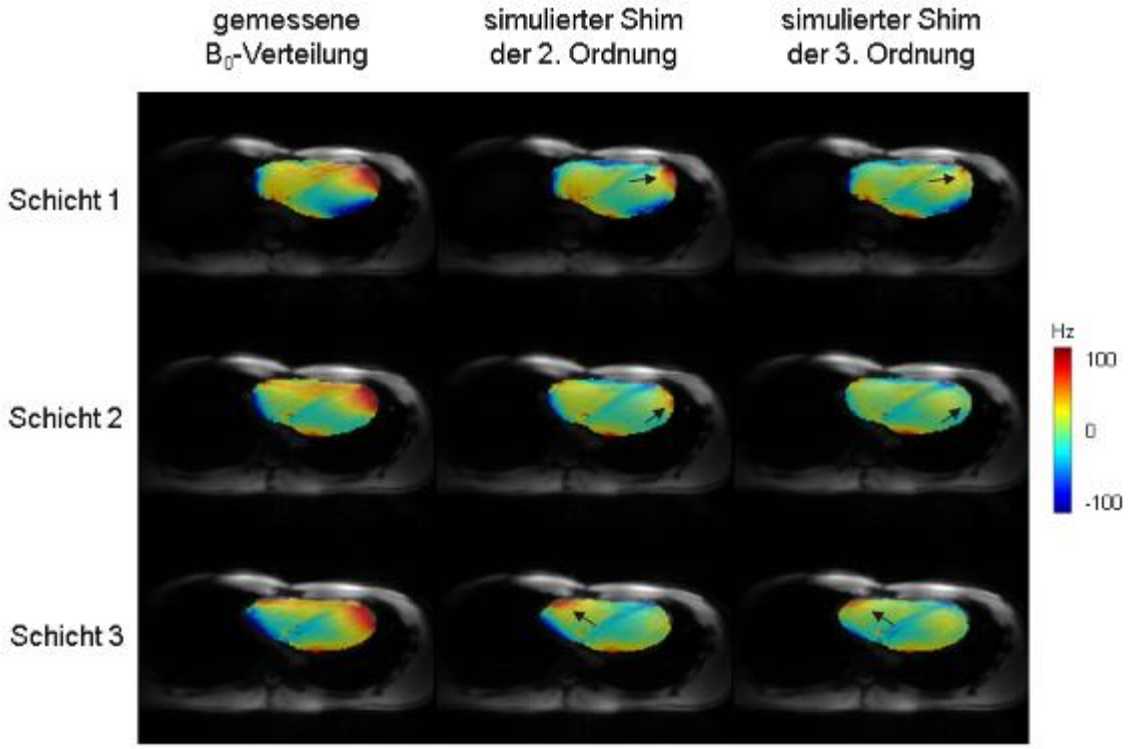


Abb. 1: Vergleich der Shims zweiter und dritter Ordnung für einen gesunden Probanden. Die gemessenen B_0-Karten („gemessene B_0-Verteilung") für drei mitt-ventrikuläre transversale Schichten weisen große B_0-Inhomogenitäten auf. Basierend auf einer Kalibrierung des im MR-System integrierten Shim-Systems wurde die erwartete B_0-Verteilung nach dem optimale Shim bis zur zweiten Ordnung ermittelt („simulierter Shim der 2. Ordnung"). Der optimale Shim der dritten Ordnung reduziert die stark lokalisierten B_0-Inhomogenitäten im Myokardium deutlich.

Literatur

[1] Juchem C. B0DETOX – B0 Detoxification Software for Magnetic Field Shimming. innovation.columbia.edu/technologies/cu17326_b0detox (2017). Columbia Tech Venture (CTV), license CU17326.

P 84 Teststruktur zur quantitativen Bestimmung der Ortsauflösung für die schichtselektive 2D-Magnetresonanz-Mikroskopie mit Hilfe von Synchrotronstrahlung gestützter Röntgenlithographie (XRL)

A. G. Berg[1], M. Börner[2]
[1]Medizinische Universität Wien, Zentrum für Medizinische Physik, Hochfeld MR , Wien, Österreich
[2]KIT, KNMF, Eggenstein-Leopoldshafen, Deutschland

Einleitung
Die tatsächliche erzielte Ortsauflösung in der Magnetresonanz-Mikroskopie (MRM) ist durch die Pixelgröße begrenzt, jedoch von vielen anderen Messparametern, z.B. Signal/Rausch-Verhältnis, Frequenz-Bandbreite/pixel, Gradienten-Schaltverhalten, aber auch Probeneigenschaften (magnetische Suszeptibilität, chemische Verschiebung) abhängig. Für optisch-mikroskopische Verfahren werden zur Erfassung der Auflösung orthogonale Gitterstrukturen mit definierter aufsteigender Wellenzahl verwendet. Derartige Teststrukturen existieren für Human-Scanner [1] und als Prototypen mit einer Periode bis a=64µm für den MR-Mikroskopiebereich [2]. Damit lassen sich jedoch die prinzipiell erreichbaren höheren Auflösungen auf speziellen MR-Mikroskopiesystemen nicht mehr einfach quantifizieren.
Wir stellen im Rahmen dieses Beitrags den Prototypen eines Auflösungsphantoms für schichtselektive 2DFT-MR-Mikroskopie-Verfahren vor, mit denen 1.) einfach qualitativ die Ortsauflösung von a_1=256 bis a_5=16µm in zwei unabhängig orts-kodierenden Raumrichtungen z.B. Phasen- und Frequenzkodierung, überprüft werden kann und 2.) auch die quantitative Bestimmung der Modulationstransferfunktion (MTF) möglich ist.

Material & Methoden
Das vorgeschlagene Phantom-Design mit 2 orthogonalen Gitterstrukturen für die Schicht-selektive 2DFT-MRI (Abb.1_rechts) für Perioden zwischen a_1=256 bis a_8=2µm erfordert aufgrund der meist-verwendeten hohen Schichtdicken eine stark anisotrope Struktur mit großen Lamellenhöhen und kleinen -Dicken. Solche Strukturen lassen sich nur mit speziellen Mikro-Stukturierungsverfahren für sehr hohe Aspektverhältnisse (laterale Strukturbreite/Strukturtiefe) generieren. Die Synchrotronstrahlungs-gestützte Röntgenlithographie (XRL) ermöglicht aufgrund der hohen Brillanz und geringen Strahl-Divergenz entsprechend hohe Aspektverhältnisse.

Ergebnisse
Bei 120µm Strukturtiefe konnte eine Prototyp mit stabiler Lamellenbreite zwischen $a_1/2$=128 bis $a_5/2$=8µm erstellt und mit REM-Aufnahmen dokumentiert werden (Aspekt-Verhältnis:15; Abb.1_links). Eine schichtselektive 2DFT-MR-mikroskopische Pulssequenz an einem Hochfeld-MR-scanner (B=7T) erlaubt die Auflösung der Gitterstrukturen a/2=64µm, zeigt aber auch die fehlende Intensitätsmodulation für a/2=32µm in Frequenz- (l-r) und Phasenkodierungsrichtung (o-u, Abb.1_rechts). Die MTF lässt sich anhand von Intensitätsprofil-Auswertungen bestimmen.

Zusammenfassung
Im Rahmen dieses Beitrags wird das prinzipielle Herstellungs-Konzept und ein Prototyp für die qualitative und quantitative Bestimmung der Ortsauflösung in schichtselektiven MR-mikroskopischen Verfahren bis a/2=8µm vorgestellt. Mit solchen Auflösungsphantomen lassen sich systematische Qualitätskontrollen sowie Hard- und Software-gestützte Verbesserungen in der MR-Mikroskopie durchführen.

Anhang

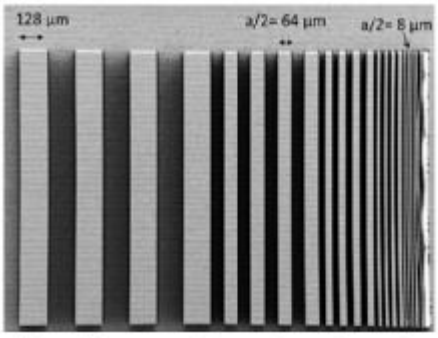


Abb.1a links: REM-Bild eines der orthogonalen Gitter-Auflösungsphantome; Periode a≥16 µm;

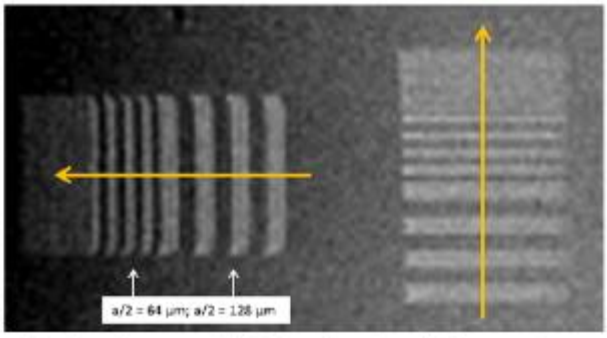


Abb.1b rechts: MR-Schichtbild in der Ebene (slth=120µm) der orthogonalen Gitterstrukturen; Pixel: 39x39 µm².

Literatur

[1] C Fellner, W Muller, J Georgia, U Taubenreuther, FA Fellner, WA Kalender; *A high-resolution phantom for MIR*, Magnetic Resonance Imaging 19 (2001), S. 899-904.

[2] AG Berg, A Potthast, P Starewicz; *MR-Microscopy on a human 7T-scanner*; Proc. ISMRM/ESMRMB 2010, progr nr. 1048, Stockholm, Sweden, 01.-07.05.2010.

Postersession 6

Chair: Prof. Daniela Thorwarth (Tübingen)

P 85 Schnelle online Monte-Carlo-Planverifikation für MR-Linac-Bestrahlungspläne

M. Nachbar[1], D. Mönnich[1,2], J. Winter[1,2], O. Dohm[2], D. Thorwarth[1,2]
[1]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland

Einleitung
Bei der online-adaptiven Strahlentherapie am Unity MR-Linac (Elekta AB, Stockholm, Schweden) wird für jede Fraktion eine neue Kalkulation oder Optimierung des Bestrahlungsplans ausgeführt. Um die neu berechneten Segmente und Monitoreinheiten mit einem sekundären, unabhängigen Dosisberechnungssystem zu kontrollieren wird hier eine Methode zur schnellen Überprüfung vorgestellt.

Material & Methoden
Zur unabhängigen Dosisberechnung wurde ein Beschleunigermodell des Unity im Bestrahlungsplanungssytem Hyperion implementiert, welches den Einfluss des 1.5 T Magnetfeldes vernachlässigt. Dieses Modell wurde basierend auf Messungen des Unity mit den dazugehörigen Charakteristika modelliert. Die simulierten Dosisverteilungen (Monte-Carlo-Unsicherheit: 5%; Voxelgröße: 3 mm) werden anschließend automatisiert mit den im verwendeten TPS Monaco (Elekta AB, Stockholm, Schweden) berechneten Plänen mittels γ-Analyse verglichen.
Bislang wurden n=175 Patientenpläne vier verschiedener Tumorentitäten automatisch verglichen (Tabelle 1). Die Patientenpläne wurden mit Originalvoxelgröße und einem 6mm/3%-Gammakriterium verglichen. Zusätzlich wurden die Dosisverteilungen aus Monaco und aus Hyperion auf eine Voxelgröße von 1 mm interpoliert und mit einem 3mm/3%-Gammakriterium verglichen. Das Gammakriterium wurde mit Bezug auf die D_{max} in Monaco in Bereichen >40%D_{max} ausgewertet.

Ergebnisse
Der Vergleich von Dosisverteilungen, berechnet mit dem implementierten Unity-Kopfmodell wurden zu Originalberechnungen mit Monaco zeigte eine mittlere Gamma-Bestehensrate von 97,5% (94,8-99,1%) für das 6mm/3%-Kriterium, und 93,8% (86,6-97,2%) für 3mm/3%. Detaillierte Resultate der γ-Analyse inklusive medianer Berechnungszeiten sind in Tabelle 1 dargestellt. In Abbildung 1 ist der Vergleich zwischen der mit Monaco (B=1.5 T) und mit Hyperion (B=0 T) berechneten Dosisverteilung inklusive der Gamma-Verteilung für einen exemplarischen Patientenfalls dargestellt.

Zusammenfassung:
In dieser Arbeit haben wir eine schnelle, automatisierte Dosisreberechnung implementiert, mit welcher Patientenpläne des MR-Linacs Monte-Carlo-basiert online unabhängig verifiziert werden können. In weiteren Studien werden die Grenzen dieser Verifikation analysiert.
COI: Forschungskooperation mit Elekta.

Anhang 1

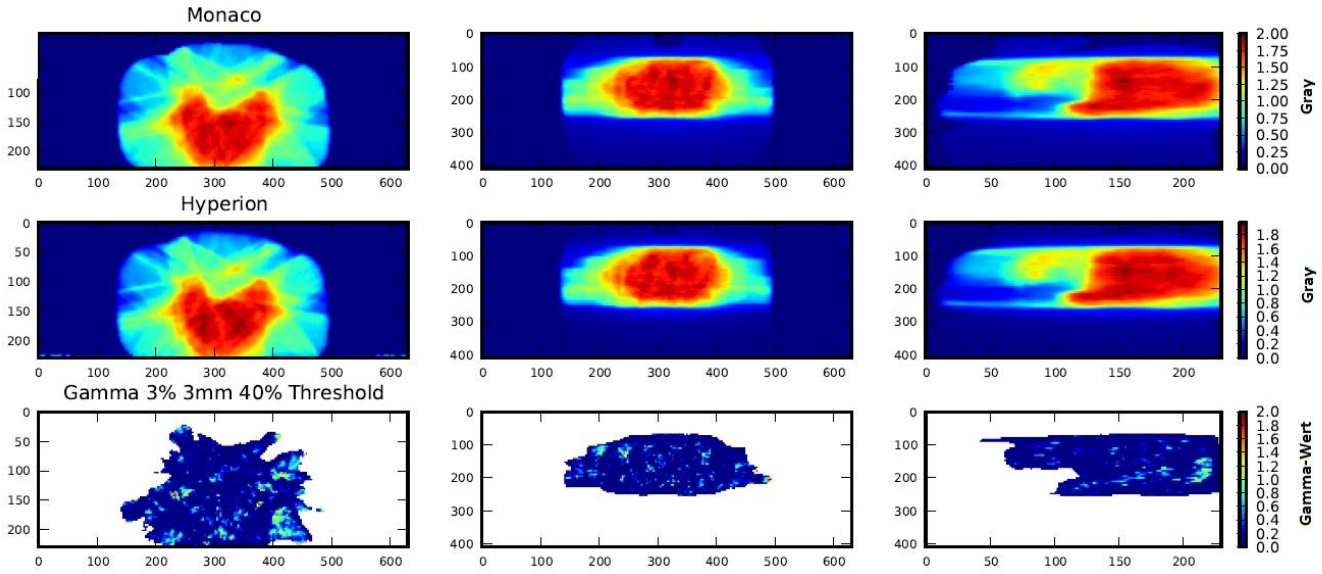


Abb. 1: Exemplarische Dosisverteilung in drei Ebenen (tra/cor/sag) für Monaco und Hyperion, sowie den Vergleich durch ein Gammakriterium. Die Gamma-Bestehensrate beträgt 98,2%.

Anhang 2

Entität	Anzahl an evaluierten Plänen	Gammakriterium 6mm/3%		Gammakriterium 3mm/3%
		Voxelgröße 3 mm	Mediane Kalkulationsdauer	Voxelgröße 1 mm
Prostata	52	99,1 +/- 0,5 %	01:46 min	97,2 +/- 1,65 %
Rektum	54	98,5 +/- 1,1 %	03:17 min	96,7 +/- 1,8 %
Abdomen	21	97,5 +/- 1,9 %	02:45 min	95,0 +/- 4,2%
Brust	48	94,8 +/- 1,8 %	00:52 min	86,6 +/- 2,8 %

Tab. 1: Charakteristika der verglichenen Patientenpläne und der mittleren Gamma-Bestehensrate.

P 86 Implementierung der Verifikation von klinischen IMRT-Plänen am 1,5 T MR-Linac

J. Winter[1,2], D. Mönnich[1,2], M. Nachbar[1], O. Dohm[2], D. Thorwarth[1]
[1]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Radioonkologie, Sektion für Biomedizinische Physik, Tübingen, Deutschland

Einleitung
Das Ziel der Arbeit war es, einen geeigneten Messaufbau für die Patientenplanverifikation am 1,5 T MR-Linac zu finden und diesen zu optimieren.

Material & Methoden
Die experimentelle Durchführung der Planverifikationen im 1,5 T MR-Linac Unity (Elekta AB, Stockholm, Schweden) erfolge mit dem Ionisationskammer-Array 1500^{MR} (PTW Freiburg, Deutschland) in dem achteckigen Festkörperphantom Octavius (PTW Freiburg, Deutschland). Insgesamt wurde der Aufbau für vier verschiedene Orientierungen des Arrays zur Horizontalen getestet: 0°, 90°, 180°, 270°. Alle Phantomorientierungen wurden zunächst mit einem quadratischen 10x10 cm^2 Feld aus Gantrywinkeln zwischen 0° und 340° (20°-Schritte) bestrahlt, die Positionen 0° zusätzlich mit einem 4x4 cm^2 Feld.
Alle Bestrahlungsfelder bzw. -pläne wurden im Bestrahlungsplanungssystem Monaco 5.40 (Elekta AB, Schweden) simuliert und in der Software VeriSoft 6.20 (PTW Freiburg, Deutschland) mit der gemessenen Dosisverteilung mittels *γ*-Analyse verglichen. Dabei wurde ein Gammakriterium von 3 mm und 3% bezogen auf die Maximaldosis (D_{max}) für Dosiswerte > 30%D_{max} verwendet.
Die so ermittelten optimalen Detektorpositionen bezogen auf die jeweiligen Einstrahlrichtungen wurden bei 160 Planverifikationen klinisch angewendet.

Ergebnisse
Für die untersuchten Experimentalsetups zeigte sich ein winkelabhängiges Ansprechvermögen des Detektorarrays. Die optimalen Detektorpositionen für jeden Einstrahlwinkel wurden entsprechend nach maximalen Gamma-Bestehensraten ausgewählt (Tab. 1). Die 160 ausgewerteten Planverifikationen ergaben eine mittlere Gamma-Bestehensrate von (98,80 ± 3,28)%. Abb. 1 links zeigt eine Planverifikation aus zwei Einstrahlrichtungen mit optimalen Detektorpositionen bei einer Bestehensrate von 100 %. Rechts ist ein Querprofil senkrecht zur Magnetfeldrichtung (crossplane) dargestellt.

Zusammenfassung
Mit den optimierten Detektorpositionen lassen sich bei der Verifikation von IMRT-Plänen sehr gute Ergebnisse erzielen. Die einzelnen Einstrahlrichtungen des Bestrahlungsplans können nach Detektorposition gruppiert gemessen und ausgewertet werden.

Anhang 1

Gantrywinkel [°]	Phantom-Orientierung	Bestehensrate [%]	Gantrywinkel [°]	Phantom-Orientierung	Bestehensrate [%]
0	0	97,30	200	180	90,57
20	0	95,77	220	180	92,63
40	0	96,93	240	180	94,33
60	0	98,53	260	270	95,43
80	90	98,47	280	270	96,57
100	90	95,27	300	270	95,47
120	90	89,73	320	270	98,50
140	90	95,60	340	270	98,10
160	90	94,63	350	0	97,30
180	180	92,37	-	-	-

Tab. 1: Optimale Zuordnung von Detektorposition in Abhängigkeit der Gantrywinkel für ein 10x10 cm² Feld am MR-Linac.

Anhang 2

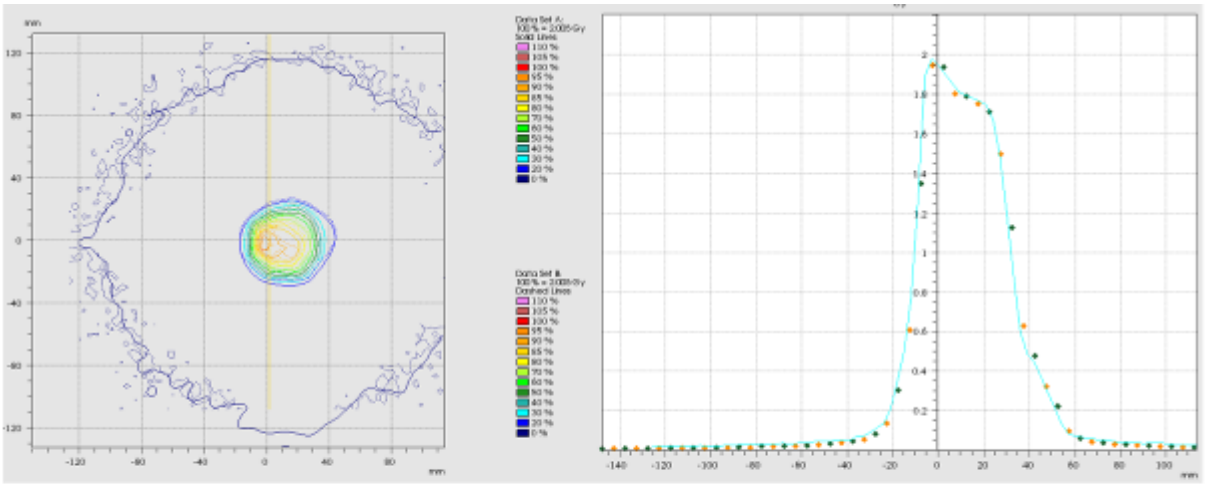


Abb.1: Planverifikation in VeriSoft aus zwei Einstrahlrichtungen bei optimaler Phantomorientierung und einer Bestehensrate von 100%. Links: Darstellung der gemessenen (DataSetA) und simulierten (DataSetB) Dosisverteilung in einer Ebene als Isodosen. Rechts: Querprofil (crossplane) der gemessenen (Punkte) und simulierten (durchgezogene hellblaue Linie) Dosisverteilung.

P 87 Entwicklung einer Positionierhilfe für die Bestrahlung von Weichgewebssarkomen des Unterarms in einem ersten klinischen Prototyp der MR-integrierten Protonentherapie

P. Anders[1], L. Karsch[1,2], A. L. Hoffmann[1,2,3]
[1]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[2]Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland
[3]Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Dresden, Deutschland

Einleitung
Die Machbarkeit von gleichzeitiger Protonentherapie und MR-Bildgebung wurde bereits durch die experimentelle Integration eines Niederfeld-MRTs in eine statische Protonenstrahlführung gezeigt[1]. Als nächster Schritt wurde der MR-Scanner in eine Pencil-Beam-Scanning Strahlführung integriert. Dieser Aufbau soll perspektivisch für eine erste Patientenbestrahlung an Weichgewebssarkomen des Unterarms genutzt werden. Da die geometrischen Randbedingungen im in-beam-MRT lediglich eine Bestrahlung im Sitzen mit seitlich ausgestrecktem Arm zulassen (Abb. 1), das Planungs-CT aber liegend mit über dem Kopf ausgestreckten Armen durchgeführt wird, ist eine neuartige Arm-Positionierhilfe notwendig. Der Beitrag zeigt deren Entwicklung anhand erster Ergebnisse.

Material & Methoden
Die Komponenten der Positionierhilfe (Armschiene, Griffe, Anschlagbolzen) wurden in der hauseigenen Werkstatt aus Polyurethan gefertigt. Diese können je nach Patientenanatomie ausgewechselt werden. Zur Evaluierung der Positioniergenauigkeit wurden wiederholt MRT-Bildserien eines Probanden einerseits in Bestrahlungsposition am 0,22T in-beam-MRT aufgenommen, andererseits an einem 3T-MRT aufgezeichnet (Abb. 2), um die Patientenposition während des Planungs-CTs zu simulieren. Mittels einer selbst programmierten Bildregistrierungssoftware wurden Positionsabweichungen bestimmt.

Ergebnisse
Die Positionierung des Arms konnte am 3T-MRT mit einer Unsicherheit von $(4 \pm 1)\,\mathrm{mm}$ coronal sowie $(4 \pm 1)\,\mathrm{mm}$ sagittal durchgeführt werden. Am 0,22T-MRT betrug die Unsicherheit $(6 \pm 1)\,\mathrm{mm}$ coronal sowie $(4 \pm 1)\,\mathrm{mm}$ transversal. Außerdem zeigte sich, dass die Armschiene für den Übergang aus der liegenden in die sitzende Position geeignet ist.

Zusammenfassung
Eine Arm-Positionierhilfe für die erste Patientenbestrahlung von Weichgewebssarkomen des Unterarms an einem klinischen Prototyp für MR-integrierte Protonentherapie wurde entwickelt und evaluiert. Sie ermöglicht die Immobilisierung des Patientenarms sowohl in der üblichen Liegeposition des Planungs-CTs als auch in der aufgrund geometrischer Randbedingungen während der Bestrahlung nötigen Sitzposition im in-beam-MRT.

Anhang 1



Abb. 2: Positionierhilfe mit umgelegter Empfängerspule innerhalb des 0,22T-MRT in Bestrahlungsposition.

Anhang 2

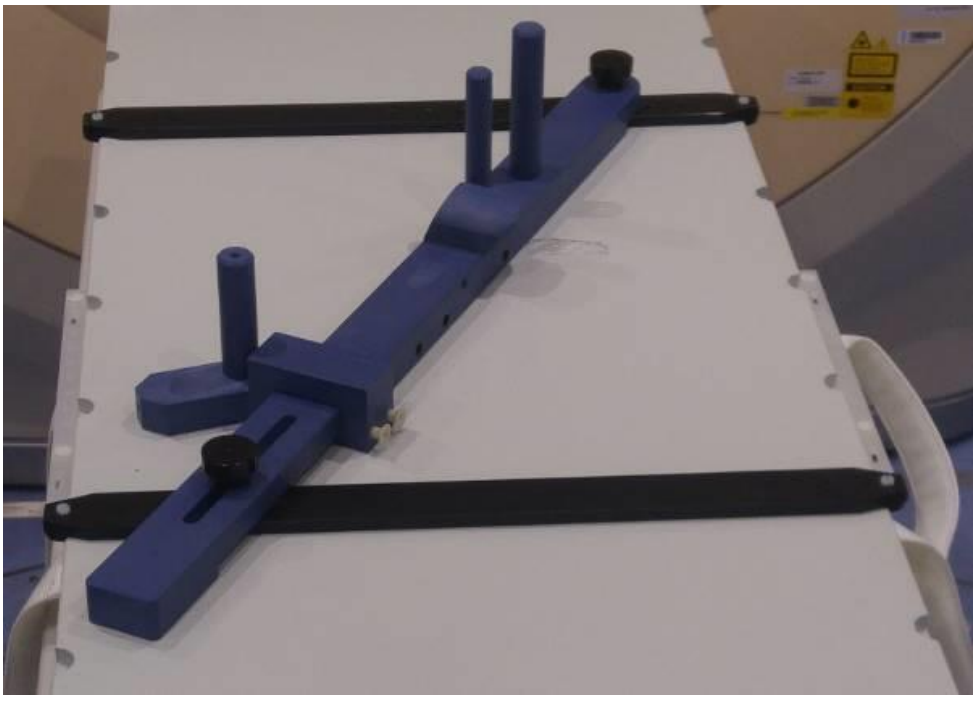


Abb. 3: Positionierhilfe an der Patientenliege des 3T-MRT fixiert.

Literatur

[1] S. Schellhammer et. al.: Integrating a low-field open MR scanner with a static proton research beam line: proof of concept, 2018 Phys. Med. Biol.63 23LT01

Postersession 7

Chair: Prof. Dr. Katia Parodi (Garching b. München)

P 88 Bildrekonstruktion von Compton-Kamera Daten unter Verwendung eines Hodoskops für die Reichweitenverifikation in der Partikeltherapie

N. Kohlhase[1], T. Wegener[1], M. Schaar[1], A. Bolke[1], M. Rafecas[1]
[1]Universität zu Lübeck, Institut für Medizintechnik, Lübeck, Deutschland

Einleitung
Compton-Kameras können in der Partikeltherapie eingesetzt werden, um die Strahlreichweiten zu verifizieren. Dazu wird die sekundäre, prompte Gamma-Strahlung (PG) genutzt [1]. Um nur Daten zu verwenden, welche mit dem Partikelstrahl korrespondieren, wurde ein Hodoskop [2] untersucht, welches die Strahlposition und dessen Ausdehnung in yz-Richtung misst. Das Hodoskop soll durch a-priori Informationen die Qualität der rekonstruierten PG-Emissionen verbessern, um die Reichweitenverifikation zu präzisieren.

Methoden
In GATE v8.0 wurde eine Compton-Kamera mit 7 Silizium-Streuern und einem BGO-Absorber [2] sowie ein fünf-Linienquellenphantom (Abb.2) mit PG-Emissionen im Bereich von $1-14\,\mathrm{MeV}$ simuliert. Zur Reichweitenverifikation wurden zwei Linien-Quellen um $2\,\mathrm{mm}$ verlängert. Für die Rekonstruktion mittels List-Mode Maximum-Likelihood Expectation-Maximization [1] werden nur Daten genutzt, welche in dem durch das Hodoskop beschränkten Bereich liegen. Die somit gewonnenen Strahlausdehnungsinformationen werden auf unterschiedlichen Arten genutzt, z.B. als Information in der Sensitivität oder in der System-Matrix (hier gezeigt). Das Hodoskop wird für unterschiedliche Grade der Datenselektion getestet: für alle Events, Events im Energiebereich $1-14\,\mathrm{MeV}$ und charakteristische Energiepeaks.

Ergebnisse
Es wird gezeigt, dass die Verwendung eines Hodoskops die Genauigkeit der Reichweitenbestimmung quasi-idealer Daten nicht wesentlich verbessert (Abb.2). Allerdings werden auch nur maximal $9\,\%$ der Daten verworfen. In weiteren Studien wird untersucht, ob die Reichweitenbestimmungsgenauigkeit realistischerer Daten verbessert wird, oder ob die reduzierte Statistik das Nadelöhr ist.

Zusammenfassung
Ein Hodoskop sollte durch a-priori Informationen die Qualität der Daten verbessern, während die Statistik reduziert wird. Wir haben in ersten Tests herausgefunden, dass im quasi-idealen Aufbau der Einfluss gering ist. Allerdings erwarten wir für realistischere Szenarien, wie der Simulationen von Proton-Bunches, mehr zufällig zugeordnete Koinzidenzen, und somit einen größeren Einfluss.

Anhang 1

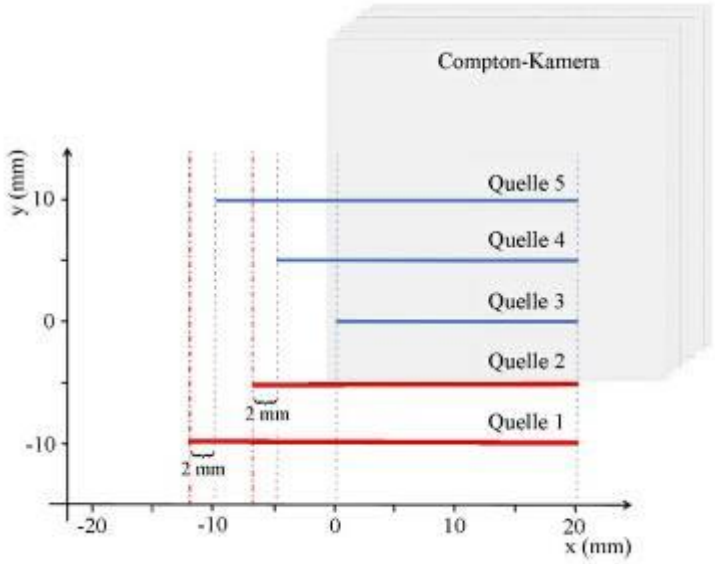


Abb. 4: Positionierung des Linienquellenphantoms zur Compton-Kamera. Zwei Quellen wurden zur Reichweitenverifikation verschoben.

Anhang 2

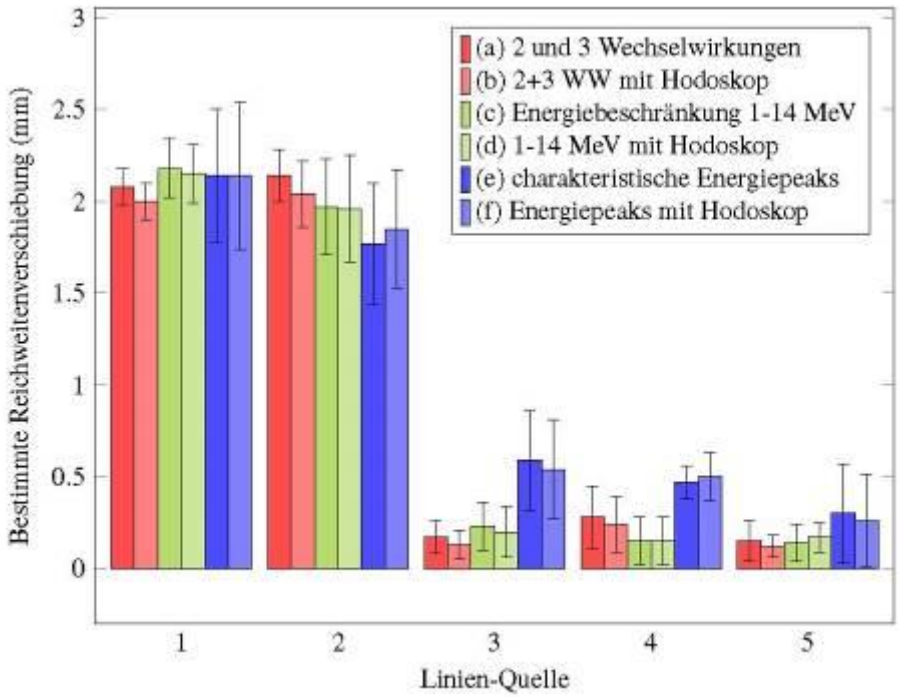


Abb. 5: Ermittelte Reichweiteverschiebung für verschiedene Datenzusammensetzungen.

Literatur

[1] Hilaire, E, et al, Phys.Med.Biol. 61.8 (2016): 3127

[2] Roellinghoff, F, et al, Nucl.Instrum.Methods.Phys.Res.A 648 (2011): S20-23

P 89 Vergleich von monolithischen Compton-Kamera Absorber-Szintillatoren mit PMT- und SiPM-Auslese

T. Binder[1,2], M. Kawula[1], G. P. Vinci[1], F. Schneider[2], K. Parodi[1], P. G. Thirolf[1]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, München, Deutschland
[2]KETEK GmbH, München, Deutschland

Einleitung
Wir entwickeln eine Compton-Kamera zur Reichweitenbestimmung in der Hadronentherapie. Die Kamera erlaubt die ortsaufgelöste Detektion von prompten Gammas, die während der Bestrahlung durch die Abregung von zuvor durch die Bestrahlung des Gewebes angeregten Kernen entstehen. Das potentielle Vorhandensein von magnetischen Streufeldern im klinischen Umfeld motivieren eine SiPM-basierte Szintillator-Auslese und die damit verbundenen Vergleiche mit der Multianoden (MA)-PMT basierten Auslese des Prototyps.

Material & Methoden
Der Compton-Kamera-Prototyp ist aufgebaut aus einem monolithischen $LaBr_3$:Ce- und/oder $CeBr_3$ Absorber-Block mit MA-PMT Auslese und einem sechslagigen Streuer bestehend aus doppelseitigen Silizium-Streifendetektoren. Zukünftig soll alternativ ein GAGG-Szintillator als Streuer eingesetzt werden. Verwendet werden MA-PMTs mit 64 oder 256 Kanälen und NIM-basierter, diskreter Signalverarbeitung. Für die alternative Auslese wird ein SiPM-Array mit 256 Kanälen (zusammengesetzt aus vier Einzel-Arrays mit je 8 x 8 Pixeln mit jeweils 3 x 3 mm^2 aktiver Kanalfläche und 25 □m Mikrozellgrösse) getestet, zusammen mit einer ursprünglich für TOF-PET Anwendungen entwickelten, hochintegrierten Signalauslese.

Ergebnisse
Vorgestellt werden die neuesten Ergebnisse der Charakterisierung eines Absorbers mit SiPM-basierter Auslese, inklusive grundlegender Tests des SiPM-Arrays und dessen Ausleseelektronik bzgl. der Eignung für die Auslese des monolithischen Szintillators (wie z.B. die zeitliche Korrelation der Signale unterschiedlicher Elektronikkanäle bei zeitgleicher Beleuchtung aller SiPM Kanäle, die Dunkelströme vor und nach der Bestrahlung mit prompten Gammas und die Einheitlichkeit des Verstärkungsverhaltens). Weiter werden die finalen Ergebnisse der Charakterisierung des Absorbers mit MA-PMT Auslese bzgl. Energie-, Orts- und Zeitauflösung gezeigt und diese mit dem aktuellen Stand der SiPM-Auslese verglichen.

Zusammenfassung
Der Beitrag zeigt den aktuellen Stand der Evaluation eines alternativen Detektorsystems zur Verwendung als Compton-Kamera-Absorber. Dabei werden zwei verschiedene Szintillatormaterialien ($LaBr_3$(Ce), $CeBr_3$) als Absorberkristall untersucht deren Performance wiederum einmal mit einer SiPM-basierten und einmal mit einer MA-PMT-basierten Auslese evaluiert.
Diese Arbeit wird gefördert durch das DFG Exzellenzcluster München „Center of Advanced Photonics (MAP)“ und die Bayerische Forschungsstiftung.

Anhang

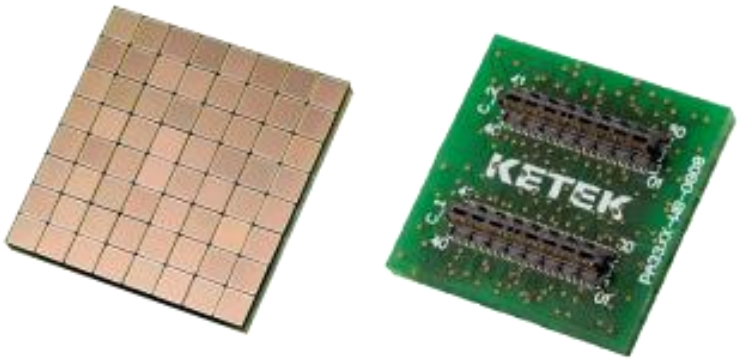


Abb. 1: Bild des zur Auslese des Absorberkristalls verwendeten SiPM-Arraytyps. [1]

Literatur
[1] KETEK GmbH, von https://www.ketek.net/sipm/sipm-products/oem-arrays/, 2019

P 90 Untersuchung der Sensitivität der PET-Verifikationsmethode auf Variation der HU-Konversionstabellen in der Protonentherapie

W. Adi[1], K. T. Brinkmann[1], F. Horst[2,3], K. S. Baumann[3,4], H. G. Zaunick[1], K. Zink[3,4,5]
[1]Justus-Liebig-Universität Gießen, II. Physikalisches Institut, Gießen, Deutschland
[2]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland
[3]THM Gießen Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[4]Unversitätsiklinikum Gießen-Marburg , Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Gießen, Deutschland
[5]Frankfurt Institute for Advanced Studies (FIAS), Frankfurt a. M., Deutschland

Einleitung
Ein großes Problem bei der Protonentherapie sind Reichweiteunsicherheiten, wie sie beispielsweise durch eine fehlerhafte Konversion von HU-Werten zu Bremsvermögen hervorgerufen werden können. In dieser Studie wurde untersucht, ob die durch fehlerhafte HU-Konversionstabellen hervorgerufenen Reichweiteunsicherheiten durch PET-Bildgebung erkannt werden können.

Material & Methoden
Eine Möglichkeit zur Verifikation der Protonenreichweiten bietet die PET-Bildgebung auf Basis der bei der Therapie erzeugten β^+-Emitter (u.A. C-10, C-11, O-15). Neue Messungen der Produktionsquerschnitte [1] für diese Isotope, welche am Marburger Ionenstrahl-Therapiezentrum (MIT) durchgeführt wurden, erlauben eine verbesserte Modellierung (s. Abb.1) der zugrunde liegenden Kernreaktionen. In dieser vorgestellten Arbeit wurden Modelle für die Reaktionsquerschnitte optimiert und gegen PET-Messungen an dicken Targets [2] validiert (z.B. PMMA in Abb.2). Mithilfe von Topas Monte Carlo Simulationssoftware [3] wurde die Empfindlichkeit der PET-Methode auf die Reichweiteunsicherheiten getestet. Dabei wurden die optimierten Modelle der Produktionsquerschnitte sowie verschiedene Umrechnungstabellen von HU zu Bremsvermögen verwendet.

Ergebnisse
Die Ergebnisse der Validierung der optimierten Kernreaktionsmodelle gegen PET-Messungen an dicken Targets werden vorgestellt. β^+-Isotope-Verteilungen in Patienten werden mit verschiedenen HU-Konversionstabellen berechnet und verglichen.

Zusammenfassung
Optimierte Kernreaktions-Modelle werden für Rechnungen von Protonen-Patientenplänen mit unterschiedlichen HU-zu-Bremsvermögen-Tabellen eingesetzt, um die Empfindlichkeit der PET-Methode auf die Reichweiteunsicherheiten zu testen.

Literatur
[1] Horst F et al. Measurement of PET isotope production cross sections for protons and carbon ions for applications in particle therapy range verification. Presented at PTCOG 2019
[2] Parodi K et al. Experimental study on the feasibility of in-beam PET for accurate monitoring of proton therapy. IEEE Transactions on nuclear science. 2005
[3] Perl J et al. TOPAS: an innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications. Med Phys. 2012

Anhang 1

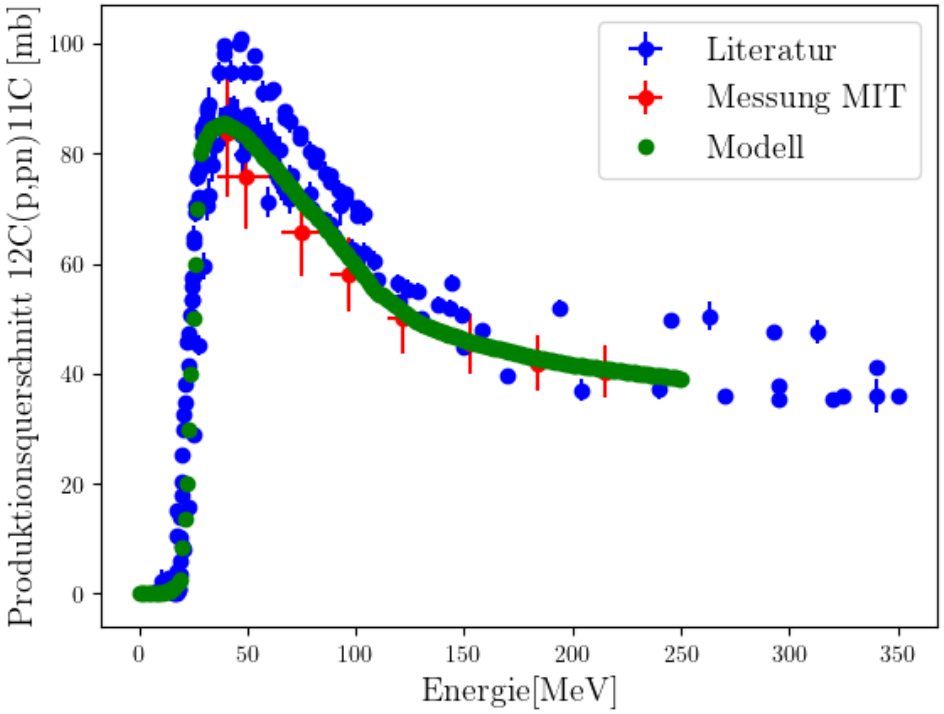


Abb. 1: Energieabhängiger Produktionsquerschnitt 12C(p,pn)11C

Anhang 2

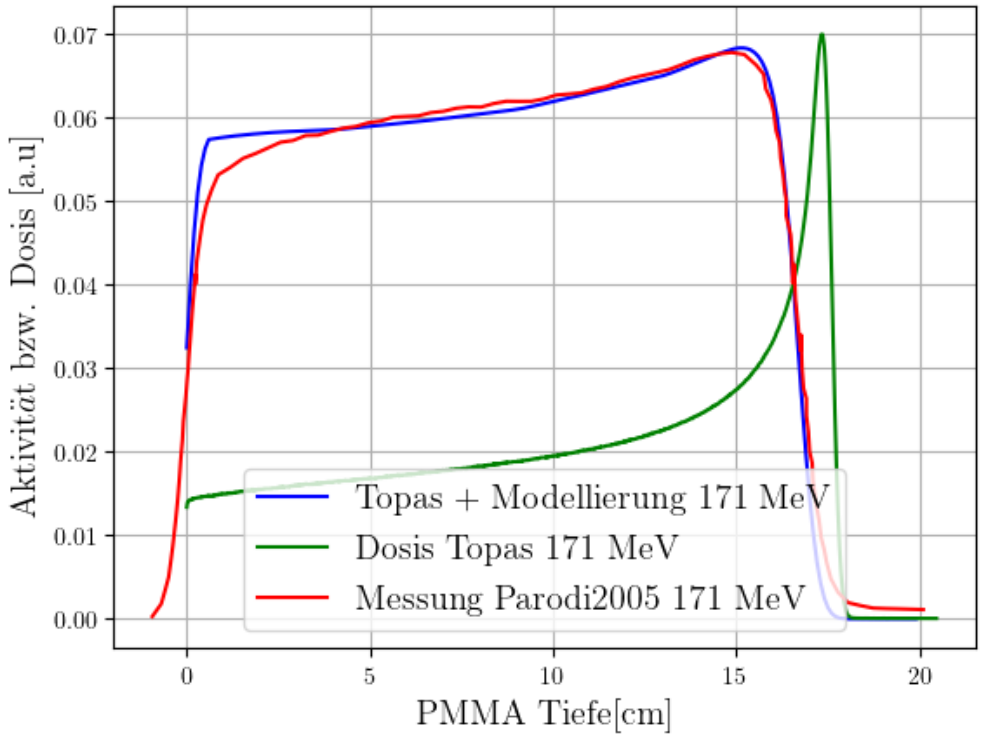


Abb. 2: Validierung des Modells an dicken Targets

P 91 A frequency analysis of scanned intensity modulated proton therapy treatment plans

L. Brodbek[1,2], J. Kretschmer[2], A. Dulkys[2], T. L. T. Le[2], T. Espelage[2], G. Guterres Marmitt[1], T. S. Stelljes[2], H. K. Looe[2], J. A. Langendijk[1], A. Knopf[1], A. Meijers[1], B. Poppe[2]
[1]University Medical Center Groningen (UMCG), University of Groningen, Department of Radiation Oncology, Groningen, Niederlande
[2]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

Purpose
To ensure accurate treatment delivery in intensity modulated proton therapy (IMPT), treatment plans are usually measured with two-dimensional detector arrangements. In this work, the feasibility to reconstruct the dose distribution from measurements of the MatriXX PT (IBA, Schwarzenbruck, Germany) detector array and the OCTAVIUS detector array (OD) 1500XDR (PTW-Freiburg, Germany) was investigated using signal theoretical approach accounting for the detector's size and sampling frequency.

Material & Methods
Measurements of single fields of two head and neck IMPT plans were performed with EBT3 films and the detector arrays at an IBA ProteusPLUS Proton Therapy System. Fourier transforms of the film measurements were performed to obtain the maximum frequencies in these IMPT plans. The results were used to determine the adequate detector sampling frequency by applying the Nyquist theorem. The detector sizes were investigated by comparing the detector's lateral dose response functions with the dose distributions in Fourier domain.

Results
The Fourier transforms of the treatment plans contain only small frequency components above 0.05/mm leading to a minimum required detector sampling frequency of 0.1/mm. This corresponds to a 10 mm sampling distance, which is fulfilled by both arrays. Investigation of the lateral dose response functions show that the volume effect is sufficiently small not to suppress frequency content of the plans during the measurements. Analysis of line profiles across the dose distributions shows good agreement between TPS calculations and measurements. The volume effect and the sampling frequency seem to play an inferior role in measurements of the investigated proton therapy plans due to the absence of high frequency components such that no additional errors are introduced during the measurement process.

Conclusion
It has been shown using signal theoretical approach that the two investigated detector arrays have an adequate detector sampling rate and negligible volume effect for verification of proton treatment plans.

P 92 Vergleich von Monte-Carlo simulierten Fluenzansprechfunktionen einzelner Kammern verschiedener 2D-Detektorarrays

T. L. T. Le[1], L. Brodbek[1], H. K. Looe[1], T. S. Stelljes[1], B. Poppe[1]
[1]Medizinischer Campus Pius Hospital, Carl-von-Ossietzky-Universtät Oldenburg, Universitätsklinik für Medizinische Strahlenphysiknik für Medizinische Strahlenphysik, Oldenburg, Deutschland

Einleitung
Zweidimensionale Detektorarrays werden zur Planverifikation von Patientenplänen in der Photonen- und Protonentherapie genutzt. Um den Einfluss der Detektoren auf die Messung zu untersuchen, werden in dieser Studie die Fluenzansprechfunktionen für unterschiedliche Detektorarrays in Protonen- und Photonenstrahlung Monte-Carlo simuliert. Diese Funktionen dienen als Faltungskerne, welche die Fluenzprofile in die gemessenen Signalprofile überführen.

Material & Methoden
Die Monte-Carlo Simulationen wurden mit der Software GATE V8.0/Geant4 10.04.p01 mit der Physikliste QGSP_BERT_EMZ und 0,001 mm cuts durchgeführt. Die luftgefüllten OCTAVIUS Detektorarrays OD729 und OD1500 und das flüssigkeitsgefüllte OD1000SRS (alle PTW-Freiburg) wurden untersucht. Für die ausgewählten, planparallelen Ionisationskammern ergeben sich folgende Geometrien: OD729 = 5 x 5 x 5 mm^3, OD1500 = 4,4 x 4,4 x 3 mm^3, OD1000SRS = 2,3 x 2,3 x 0,5 mm^3.
Mit einem monoenergetischen 0,1 x 40 mm^2 Protonenschlitz von 150 MeV wurden die einzelnen Kammern in 100µm Schritten lateral abgetastet, um die Fluenzprofile in 1cm Tiefe zu erhalten. Unter gleichen Bedingungen wurden die Simulationen mit einem 6 MV Photonenschlitz wiederholt.

Ergebnisse
Die Halbwertsbreite (FWHM) der simulierten Protonenfluenzprofile stimmen in guter Näherung mit den Kammerbreiten überein. Beim OD729 wurde eine Abweichung von 0,2 mm der FWHM der Protonenfluenzprofile und der Kammerbreite simuliert. Die Differenz sinkt für das OD1500 auf 0,1 mm ab. Beim OD1000SRS entspricht die simulierte Halbwertsbreite exakt der Kammerbreite, was dafürspricht, dass die laterale Streuung der Primär- und Sekundärteilchen sehr gering ist. Bei den Photonenfluenzprofilen hingegen, gibt es teilweise erhebliche Abweichungen aufgrund des stärkeren Einflusses der lateralen Aufstreuung der Sekundärteilchen ($FWHM_{OD729}$= 7,2 mm, $FWHM_{OD1500}$= 5,4 mm, $FWHM_{OD1000SRS}$= 2,4 mm).

Zusammenfassung
Es zeigt sich, dass die Monte-Carlo Software GATE für das Berechnen von Fluenzansprechfunktionen geeignet ist. Die Unterschiede in den simulierten Fluenzansprechfunktionen zwischen Protonen und Photonen lassen sich durch die unterschiedlich starke laterale Aufstreuung erklären. Im nächsten Schritt wird die Energie- und Tiefenabhängigkeit des Ansprechvermögens der 2D-Arrays untersucht.

P 93 Experimental investigation of motion monitoring with a mixed helium/carbon therapy beam

L. Volz[1,2], L. Kelleter[3], R. Radogna[3], S. Jolly[3], S. Brons[4], C. Graeff[5], J. Seco[1,2]
[1]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radioonkologie, Heidelberg, Deutschland
[2]Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland
[3]University College London, Department of Physics and Astronomy, London, Vereinigtes Königreich
[4]Heidelberger Ionenstrahl-Therapiezentrum (HIT), Heidelberg, Deutschland
[5]GSI Helmholtzzentrum für Schwerionenforschung, Biophysik, Darmstadt, Deutschland

Introduction
Adding a percentage of helium ions to a carbon ion therapy beam has recently been proposed for online range monitoring: at the same velocity, the two ions have approximately the same magnetic rigidity which enables their simultaneous acceleration, but helium has approximately 3 times the range of carbon ions. In this work, we investigate this modality for monitoring organ motion with a novel range detector in experiments at the Heidelberg Ion-Beam Therapy Center (HIT).

Materials & Methods
As first step, the feasibility of the method was investigated with simple phantom geometries. Unfortunately, a real mixed beam cannot be generated with the current HIT setup. Hence, the beam was mixed artificially by irradiating a carbon SOBP plan twice - using helium as beam particle in the second run and mixing the runs in data processing. The beam was monitored with a novel range telescope consisting of a stack of thin (2-3mm) scintillator sheets read out by a flat panel CMOS sensor developed at University College London.

Results
Preliminary results indicate that the system can monitor the helium range despite the contamination by carbon fragments when using a factor 10 less helium primaries compared to carbon. In case of air gaps in the treated volume, the system's fast data acquisition enabled online observation of changes in the helium range.

Zusammenfassung
Mixing a small percentage of helium into a carbon therapy beam might enable online motion monitoring. The technique is expected to be useful for generating stop signals in case of random motion, as e.g. bowel gas movements. In upcoming experiments, this promising modality will be further explored with anthropomorphic geometries. The results of these experiments will be reported. The technical feasibility of the simultaneous acceleration of helium and carbon has to be investigated.

P 94 Dosiseinsparung durch fluenzmodulierte Protonen-Computertomographie mit Anwendung zur Bestrahlungsplanung und Dosisverifikation in der Protonentherapie

J. Dickmann[1], P. Wesp[1], S. Rit[2], M. Pankuch[3], R. P. Johnson[4], V. Bashkirov[5], R. W. Schulte[5], K. Parodi[1], G. Dedes[1], G. Landry[1,6,7]
[1]Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Medizinische Physik, München, Deutschland
[2]Université de Lyon, CREATIS, Lyon, Frankreich
[3]Northwestern Medicine Chicago Proton Center, Warrenville, IL, Vereinigte Staaten
[4]U.C. Santa Cruz, Santa Cruz, CA, Vereinigte Staaten
[5]Loma Linda University, Division of Biomedical Engineering Sciences, München, Vereinigte Staaten
[6]Klinikum der Universität München, München, Deutschland
[7]Deutsches Konsortium für Tanslationale Krebsforschung (DKTK), München, Deutschland

Einleitung
Fluenzmodulierte Computertomographie [1] kann definierte und inhomogene Verteilungen des Bildrauschens erzielen. Eine mögliche Anwendung ist die Bestrahlungsplanung und Dosisverifikation in der Protonentherapie, für die nur ein Teil des durch Protonen-CT abgebildeten relativen Bremsvermögens relevant ist. Somit wird das außerhalb des therapeutischen Strahls liegende gesunde Gewebe mit geringerer Bildgebungsdosis und erhöhtem Bildrauschen abgebildet. Zusammen mit der generell geringen Bildgebungsdosis der Protonen-CT kann so eine tägliche Dosisverifikation während der Bestrahlung ermöglicht werden.

Material & Methode
Wir zeigen einen iterativen Algorithmus zur Optimierung von patientenspezifischen Modulationen der Bildgebungsfluenz zum Erreichen von vorgegebenen Rauschverteilungen. Anhand von experimentellen Daten eines Protonen-CT-Prototypenscanners wurden zwei Szenarien untersucht: Zunächst wurde das zum Erreichen eines homogenen Bildrauschens nötige Fluenzprofil errechnet. Außerdem wurde eine Fluenzmodulation für eine zweigeteilte und nicht-konvexe region-of-interest (ROI) mit geringem Bildrauschen umgeben von einem Bereich höheren Bildrauschens gefunden.

Ergebnisse
Abb. 1 (a) zeigt die für ein zylindrisches Wasserphantom nötige Fluenzmodulation zum Erreichen des in Abb. 1 (b) gezeigten homogenen Bildrauschens. Die Fluenz ist niedrig in der Bildmitte und hoch am Rand, wo Vielfachstreuung verstärkt zum Rauschen beiträgt. Dies ist konträr zur Fluenz hinter einem Bowtie-Filter in der Röntgen-CT, die in der Bildmitte hoch ist. Abb. 2 (a) zeigt das Fluenzsinogramm, das die in Abb. 2 (b) gezeigte nicht-konvexe Verteilung des Bildrauschens ermöglicht. Die Übereinstimmung mit der vorgegebenen Varianz war besser als 16% innerhalb der ROI. Die mittlere Fluenz über das gesamte Phantom war $89 mm^{-2}$ im Vergleich zu $130 mm^{-2}$, wenn der gesamte Scan mit geringem Bildrauschen durchgeführt wurde.

Zusammenfassung
Wir zeigen einen Algorithmus zur patientenspezifischen Fluenzmodulation und verwenden diesen zur Berechnung eines Äquivalents des Bowtie-Filters für die Protonen-CT. Darüber hinaus demonstrieren wir die Möglichkeit der Dosisreduktion durch Erzielens einer inhomogenen Verteilung des Bildrauschens.

Anhang 1

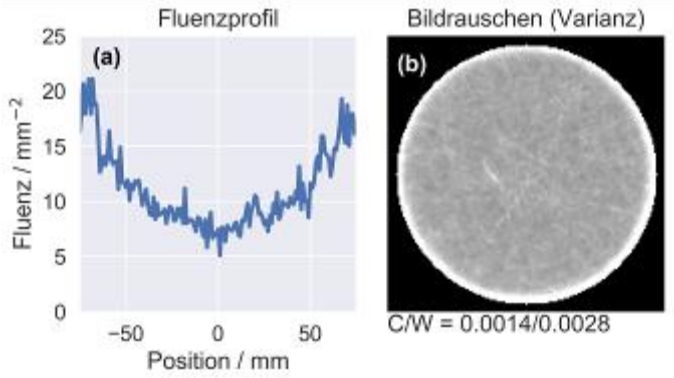


Abb. 1: Fluenzmodulation zum Erreichen eines homogenen Bildrauschens.

Anhang 2

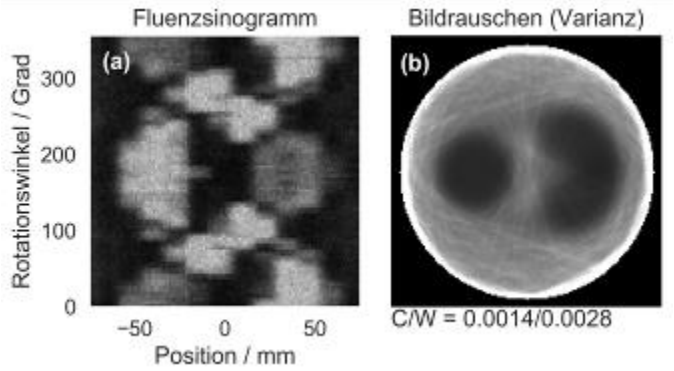


Abb. 2: Fluenzmodulation zum Erreichen eines inhomogenen Bildrauschens.

Literatur

[1] Graham (2007), Proc.SPIE,**6510**(9)

Postersession 8

Chair: Bernhard Renger (München)

P 95 Three-dimensional dose measurement methods for computed tomography

T. Katsuda[1], R. Gotanda[2], T. Gotanda[2], N. Tanki[3], T. Akagawa[4], S. Imai[3], A. Noguchi[3], T. Kuwano[5], K. Yabunaka[6]
[1]Butsuryo College of Osaka, Faculty of Health Sciences, Sakai, Japan
[2]Kawasaki University of Medical Welfare, Kurashiki, Japan
[3]Butsuryo College of Osaka, Faculty of Health Sciences, Sakai, Japan
[4]Tokushima Red Cross Hospital, Tokushima, Japan
[5]Okayama University, Okayama, Japan
[6]The University of Tokyo, Bunkyou-Ku, Japan

Introduction
In a single scan of the computed tomography (CT), the X-ray tube revolves in a 360° circular orbit around the patient. When a cylindrical phantom is scanned, the 360° circular area receives the same dose of X-rays (Fig. 1). Moreover, the X-ray dose varies from the center of the phantom to the penumbra in concentric circles, and the distance from the center is the same and becomes the same dose of X-rays[1)]. This dose distribution is provided on the plane of which angle two-dimensionally (2D) when the radiation sensor is placed along the center of the phantom. Three-dimensional (3D) dose distribution can be obtained from the 2D dose distribution when the sensor is rotated 360°. In this study, we used phantoms and radiochromic films to obtain the 3D dose distribution.

Materials and Methods
We used two half-cylindrical acrylic phantoms for the 3D dose measurements in the head. The diameters of the heads ranging from infants to adults are 8, 10, 12, 14, and 16 cm (WBI Co., Ltd. Neyagawa) and was done with 30 cm for the length. This allows us to use the two half-cylindrical phantoms in combination to sandwich the radiochromic films (Fig. 2). We obtained 2D images of Gafchromic QA2 film (lot#: 07061601, Ashland, Inc., KY) using image scanner ES-10000G (Seiko EPSON Co., Nagoya) and Photoshop CS2 (Adobe Systems Inc., CA).

Conclusion
We have developed a dose measurement procedure to determine the 3D dose distribution by using half-cylindrical acrylic phantoms and radiochromic films. We determine the 3D dose distribution by suitable image processing.

Appendix 1

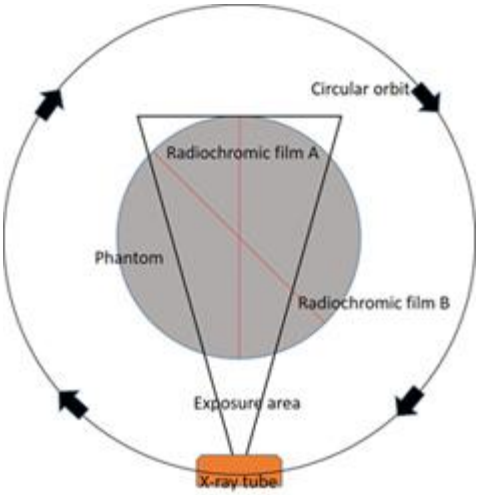


Fig. 1: Principle of 3 dimensional dose measurement. Dose distribution on the radiochromic films A and B were same.

Appendix 2

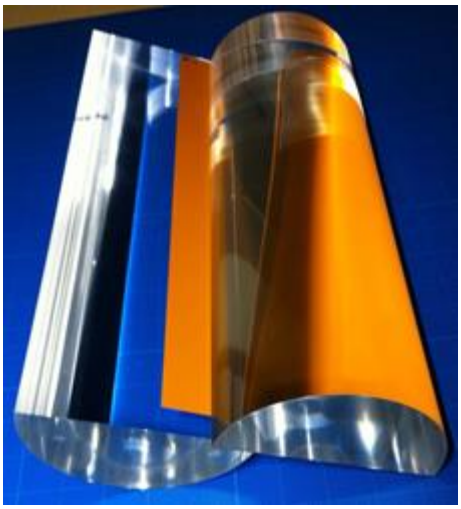


Fig. 2: Half cylindrical phantoms with a radiochromic film.

References

[1] Michael F. McNitt-Gray, AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT, Radiation Dose in CT, RG, Volume 22, Number 6. 1541-1553

P 96 Entwicklung eines kostengünstigen Messphantoms zur Untersuchung von Optimierungsmöglichkeiten in der Computertomographie – erste Ergebnisse

S. Schäfer[1], E. Bohrer[2], G. A. Krombach[1]
[1]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Kinderradiologie, Gießen, Deutschland

Einleitung
Messphantome für die Computertomographie sind meist sehr kostenintensiv und unflexibel. Ziel war es daher, ein kostengünstiges Messphantom zu entwickeln um Optimierungsmöglichkeiten der Aufnahmeparameter am CT zu untersuchen. Es sollte erweiterungsfähig sein um verschiedene Patientengrößen und Untersuchungsregionen berücksichtigen zu können.

Material & Methoden
Für das Phantom wurden Behälter (Lebensmittelverpackungen aus dem Supermarkt) aus Polypropylen (PP) unterschiedlicher Größe verwendet. Um die Behälter zu Verbinden wurde doppelseitiges Verlegeklebeband (Extra Strong, tesa SE, Norderstedt) verwendet. Als Hauptfüllmaterial diente Gelatine vom Schwein (Mischungsverhältnis: 9 g Gelatine auf 250 ml Wasser). Als weitere Füllmaterialien kamen Modellgips, Silikon, ein Tontopf und ein Stück gebogener Strohhalm zum Einsatz. Die Messungen erfolgten am Somatom Definition AS Computertomographen (Siemens Healthcare, Forchheim). Bei einem Abdomen Routine-Untersuchungsprotokoll mit Röhrenstrommodulation (TCM) wurden dabei jeweils die Aufnahmeparameter der Übersichtsaufnhame geändert und die mAs-Werte pro Schicht des CT-Scans ausgelesen.

Ergebnisse
Die Gesamtkosten für das Material lagen unter 20 €. Abb.1 zeigt das Messphantom in der Übersichtsaufnahme. Die mittleren HU-Werte lagen für die Gelatine bei 20, von Silikon bei 150, von Modellgips bei 900 und vom Tontopf 2300. Die mAs-Werte pro Schicht (Abb.2) zeigten einen signifikaten Unterschied bei CT-Scans mit veränderter Röhrenposition (ap = 0°, pa = 180° und lat = 90°) in der Übersichtsaufnahme. Die Veränderung der Röhrenspannung (Übersichtsaufnahme) hatte dagegen einen geringen Einfluss.

Zusammenfassung
Gelatine ist als Füllmaterial für das Messphantom gut geeignet und zeigt gewebeäquivalente HU-Werte. Es lassen sich leicht andere Materialien einbringen und bei erneutem Verflüssigen durch Erwärmen können diese ausgetauscht, oder die Gelatine in andere Behälter umgefüllt werden. Als Nachteil erweist sich die geringe Haltbarkeit der Gelatine. Möglichkeiten für die Verbesserung der Haltbarkeit und weitere Materialien und Geometrien für das Messphantom sind im Fokus weiterer Untersuchungen.

Anhang 1

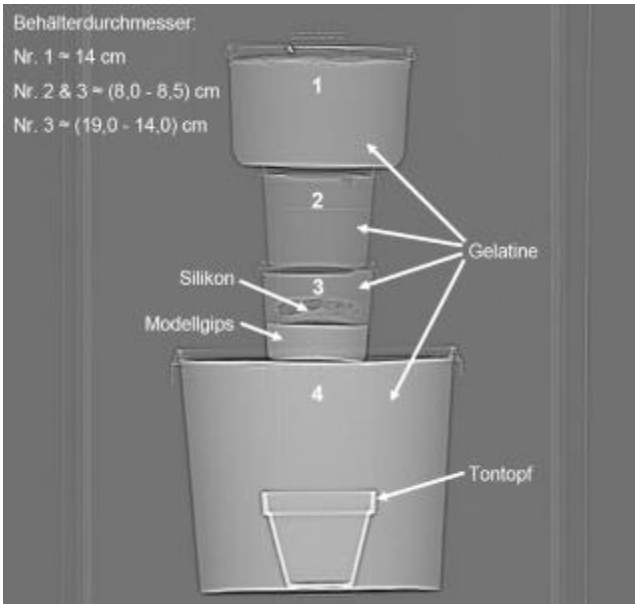


Abb. 1: Messphantom in der Überischtsaufnahme.

Anhang 2

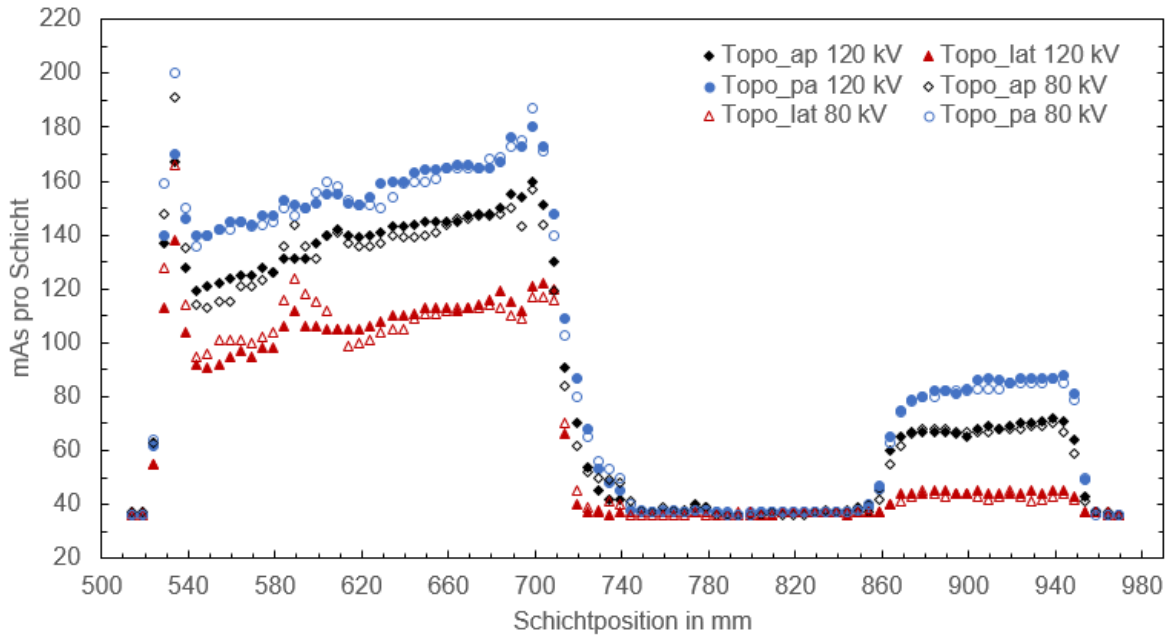


Abb. 2: mAs-Werte pro Schicht (CT-Scan) bei veränderten Aufnahmeparametern für die Übersichtsaufnahme (Röhrenspannung und –position).

P 97 Näherung des SSDE für den CTDIvol: Ist es besser, den BMI des Patienten zu verwenden oder den geschätzten Körperdurchmesser?

B. Steiniger[1], J. Steiniger[2], C. Klippel[1], J. R. Reichenbach[3], U. Teichgräber[1], M. Fiebich[4]
[1]Universitätsklinikum Jena, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Jena, Deutschland
[2]Ernst-Abbe-Hochschule Jena, Fachbereich Medizintechnik und Biotechnologie, Jena, Deutschland
[3]Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie , Universitätsklinikum Jena, Jena, Deutschland
[4]Technische Hochschule Mittelhessen, Fachbereich Life Science Engineering, Gießen, Deutschland

Einleitung
Da der $CTDI_{vol}$ als Angabe zur Strahlenexposition eines Patienten nur eine grobe Näherung der mittleren Dosis in der jeweiligen Schicht bezogen auf ein zylindrisches 32 cm bzw. 16 cm PMMA-Phantom darstellt und nicht die tatsächlichen Körpermaße berücksichtigt, gewinnt der Size Specific Dose Estimate (SSDE) als größenabhängige Dosisabschätzung zunehmend an Bedeutung [1]. Einige Computertomographen (CT) geben diesen Wert bereits an, bei vielen Geräten fehlt diese Abschätzung der größenspezifischen Strahlenexposition jedoch. Es werden zwei Methoden vorgestellt und verglichen, um den SSDE aus Größe und Gewicht des Patienten zu ermitteln. Naheliegend ist dabei eine Näherung mit Hilfe des geschätzten Patientendurchmessers; allerdings ist aber auch eine Abschätzung über den BMI des Patienten denkbar.

Material & Methode
Für jeweils 100 Patienten (50 weiblich, 50 männlich) wurde für 3 Körperregionen (Kopf, Thorax, Abdomen) das Verhältnis aus $SSDE/CTDI_{vol}$ als Funktion des BMI graphisch dargestellt und eine lineare Regressionsgerade berechnet. Durch Einsetzen von BMI und $CTDI_{vol}$ in die Gleichung der Regressionsgeraden wurde dann für jeden Patienten der SSDE(BMI) ermittelt. Der Patientendurchmesser wurde durch eine vereinfachte Annahme als Zylinder mit der Dichte 1,0 g/cm^3 sowie der Körperlänge und des Körpergewichtes geschätzt. Die Ermittlung des SSDE(dia) aus dem geschätzten Patientendurchmesser fand anlog des SSDE(BMI) statt.

Ergebnisse
Betrachtet man das Bestimmtheitsmaß der linearen Regression als Maß für die Qualität der Näherung des SSDE(BMI) bzw. SSDE(dia) an den vom CT berechneten SSDE(CT), so zeigt sich, dass beide Methoden in etwa als gleichwertig angesehen werden können.

Zusammenfassung
Aufgrund der geringen Unterschiede zwischen beiden Methoden können keine eindeutigen Empfehlungen oder Einwände bezüglich der Bestimmung des näherungsweisen SSDE(BMI) oder SSDE(dia) gegeben werden.

Anhang

		SSDE(CT) vs. SSDE(BMI)	SSDE(CT) vs. SSDE(dia)
Kopf	weiblich	0,6114	0,6087
	männlich	0,4408	0,4689
Thorax	weiblich	0,9568	0,9611
	männlich	0,9210	0,9169
Abdomen	weiblich	0,6274	0,6422
	männlich	0,7829	0,7560

Tabelle 2: Bestimmtheitsmaß (R^2) der linearen Annäherung des SSDE(CT) vs. SSDE(BMI) und SSDE(dia)

Literatur

[1] McCollough, C., et al., Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. AAPM Rep, 2014. **2014**: p. 6-23.

P 98 Modifikation der Expositionsparameter an einem Neugeborenen-Thoraxphantom

S. Schäfer[1], S. Pabst[2], M. Fiebich[3], C. Rudolph[2], J. de Laffolie[4], G. A. Krombach[1,2]
[1]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Gießen, Deutschland
[3]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland
[4]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Allgemeine Pädiatrie und Neonatologie, Gießen, Deutschland

Einleitung
Aufgrund des Risikos von Frühgeborenen für das Auftreten des Atemnotsyndroms und des Pneumothorax ist die Anfertigung Röntgenthoraxaufnahmen bei Neugeborenen von entscheidender Bedeutung für die Diagnostik. Ziel dieser Studie war es für Röntgenthoraxuntersuchungen von Neugeborenen eine Dosisreduktion unter Erhaltung einer diagnostischen Bildqualität zu erreichen.

Material & Methoden
Alle Röntgenaufnahmen wurden an einem digitalen Röntgengerät (Axiom Aristos, Siemens, Erlangen) anhand eines Neugeborenen-Thoraxphantoms (Neonatal Chest Phantom Gammex 610, Gammex, Middelton, USA) unter Variation der Röhrenspannung (40-70 kV) und mAs-Werte von (1-10,2 mA) mit und ohne zusätzlichen 0,1 mm Kupfer(Cu)-Filter erstellt. Das Rauchen, der Kontrast und das Kontrast-Rausch-Verhältnis für Bronchien, Herz, Lunge und Gefäße wurden bestimmt. Die visuelle Beurteilung der Bildqualität wurde durch drei Radiologen anhand einer Likert-Skala durchgeführt. Zur Beurteilung einer maximal möglichen Dosisreduktion wurde die Dosis der Röntgenaufnahmen mit noch akzeptabler Bildqualität bei einer minimalen Dosis, mit der Dosis der Röntgenbilder mit den Standardeinstellungen der klinischen Routine verglichen.

Ergebnisse
Mit zunehmender Dosis zeigte das Rauschen abnehmende Werte, während der Kontrast anstieg. Für das Kontrast-Rausch-Verhältnis wurde ein degressiver Verlauf der Werte in Abhängigkeit von der Röhrenspannung gefunden. Bei der visuellen Beurteilung der Bildqualität wiesen die Einstellungen (44 kV, 3,36 mAs) mit Cu-Filter und die Einstellungen (44kV, 1,56 mAs) ohne Zusatzfilter die beste Beurteilbarkeit der anatomischen Strukturen bei möglichst geringer applizierter Dosis auf. Es konnte eine maximale Dosisreduktion von 8,29 µSv auf 2,21 µSv (73,3 %) erzielt werden.

Zusammenfassung
Eine Dosisreduktion unter Erhaltung der diagnostischen Bildqualität ist an einem digitalen Röntgensystem bei Reduzierung der Röhrenspannung und gleichzeitiger Anpassung der mAs-Einstellungen generell möglich.

Anhang

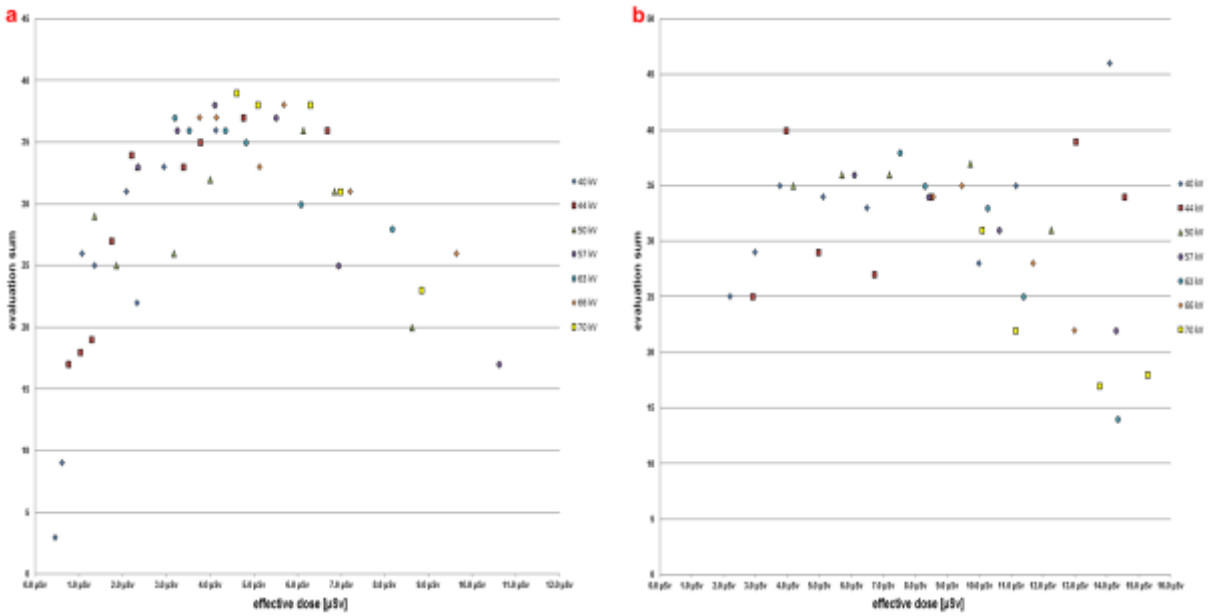


Abb. 1: Grafische Darstellung der visuellen Beurteilung der Bildqualität anhand der Auswertungssumme als Funktion der effektiven Dosis für alle Röntgenaufnahmen mit (a) und ohne (b) zusätzlichen Cu-Filter

Literatur

[1] Alzen G, Benz-Bohm G (2011) Radiation protection in pediatric radiology. Dtsch. Ärzteblatt In 108(24);407-14

P 99 Analyse des Einflusses größerer Bildmatrizen und iterativer Rekonstruktionsalgorithmen auf Dosis und Bildqualität im CT

T. Stein[1], J. Verbe[2], A. Mahnken[2], M. Fiebich[1]
[1]Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz (IMPS), Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Marburg, Deutschland

Einleitung
Bei CT-Untersuchungen hat der verwendete Rekonstruktionsalgorithmus einen großen Einfluss auf die Bildqualität. Die gefilterte Rückprojektion (FBP) als Standard für die Bilderstellung bietet den Vorteil eines vergleichsweise geringen Rechenaufwandes, hat aber Nachteile bei der Bildrekonstruktion bei Metallimplantaten, erhöhtem Rauschen oder ungenügender Abtastung. Iterative Rekonstruktionsalgorithmen (IR) gewinnen an Bedeutung, da sie ein erhöhtes Potenzial zur Dosiseinsparung und Verbesserung der Bildqualität verfügen. Weiterhin steht die Möglichkeit CT-Bilder mit 1024er Matrix zu rekonstruieren zur Verfügung.

Material & Methoden
Ein Kopfphantom wurde mit unterschiedlichen Dosisstufen bei gleichbleibender Röhrenspannung gescannt. Die Rohdaten wurden mittels FBP, sowie mit IR SAFIRE und IRIS jeweils mit einer 512x512 und 1024x1024 Matrix rekonstruiert. Die Bilddaten wurden dabei auf Bildcharakteristika wie Rauschen und Kontrast untersucht. Die Unterschiede in den Bilddaten wurde unter anderem durch Subtraktion der CT-Bilder voneinander analysiert. Weiterhin wurde die Dosisreduktion durch IR im Vergleich zur FBP evaluiert.

Ergebnisse
Die Rekonstruktion in einer 1024x1024 Matrix erzielt eine deutliche Verbesserung des Auflösungsvermögens. Durch die IR wird das Rauschen in den Bildern deutlich gesenkt; man erhält ein besseres Erscheinungsbild und es kommt zu einer Artefaktreduktion.

Zusammenfassung
Die Anwendung von IR ermöglicht eine Dosisreduktion bei konstanter Bildqualität. Die Rekonstruktion in einer größeren Matrix führt zur Verbesserung der Ortsauflösung. Vor der Verwendung von IR sollte das Augenmerk auf die Indikation gelegt werden, da durch die IR Niedrigkontraste evtl. unterdrückt werden. Die Benutzung von IR in der Diagnostik sollte vor der Anwendung genauer untersucht und das Personal darauf geschult werden. Durch die Verwendung von IR bei größerer Bildmatrix erhöht sich die Berechnungszeit der CT-Bilder.

Anhang

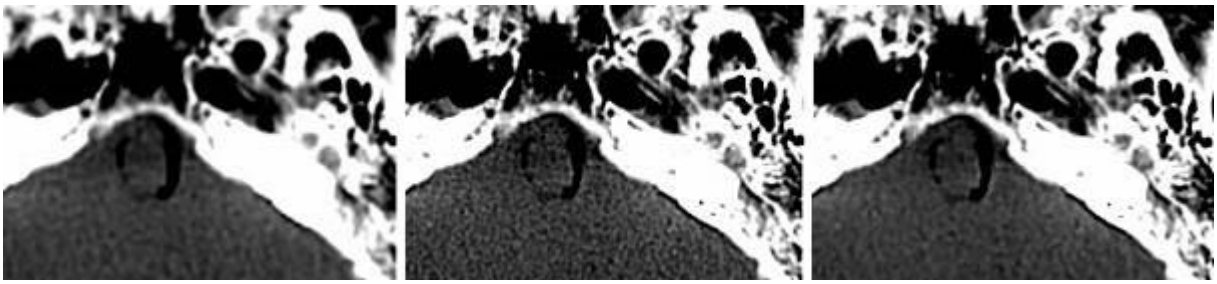


Abb. 8: Schnittbildaufnahme Kopfphantom links: FBP(512x512, 140mAs), mittig: FBP(1024x1024, 140mAs), rchts: SAFIRE(1024x1024, 140mAs)

P 100 Vergleich der Dosiswerte an einem Polytrauma-Ganzkörper-CT mit den alten und neuen diagnostischen Referenzwerten

S. Schäfer[1], C. Rudolph[2], M. Kolodziej[3], F. Mauermann[4], F. Roller[1], G. A. Krombach[1,2]
[1]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Gießen, Deutschland
[2]Universitätsklinikum Gießen-Marburg, Kinderradiologie, Gießen, Deutschland
[3]INFINITT Europe GmbH, Frankfurt a. M., Deutschland
[4]Siemens Healthineers AG, Erlangen, Deutschland

Einleitung
Die diagnostischen Referenzwerte (DRW) wurden 2016 aktualisiert und erweitert. Bezugnehmend darauf, war das Ziel dieser Studie durch einfache Optimierungsschritte (Senkung des mAs-Referenzwertes) die mittleren Expositionswerte an einem in der klinischen Routine betriebenen Polytrauma-Ganzkörper-CT (Siemens, SOMATOM Sensation Open, Erlangen) zu reduzieren.

Material & Methoden
Für je 100 Untersuchungen vor und nach der Dosisoptimierung wurden die ermittelten Expositionswerte mit den alten und aktualisierten DRW verglichen. Für Leber, Aortenbogen und Lunge wurden die Werte der Hounsfield-Einheiten (HE) und das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) bestimmt. Anhand einer Likert-Skala (0 - nicht diagnostisch, 1 - schlecht sichtbar, 2 - moderat sichtbar, 3 - gut sichtbar, 4 - exzellent sichtbar) erfolgte eine visuelle Beurteilung der Bildqualität durch zwei Radiologen.

Ergebnisse
Der Mittelwert der Expositionswerte nach der Dosisoptimierung (1319,98 ± 463,16 mGy·cm) lag unterhalb der alten und neuen DRW, während der Mittelwert vor der Optimierung (1774,96 ± 608,78 mGy·cm) die aktuellen DRW überschritt. Die HE-Werte betrugen (vor vs. nach Senkung des mAs-Referenzwertes) Leber 68 HE vs. 67 HE (p = 0,35), Aortenbogen 341 HE vs. 343 HE (p = 0,70) und Lunge -833 HE vs. -827 HE (p = 0,43). Das SNR war nach der Dosisoptimierung in der Leber und dem Aortenbogen minimal geringer, in der Lunge dagegen minimal höher als vor der Optimierungsmaßnahme. Bei der visuelle Beurteilung der Bildqualität zeigten sich relativ identische Werte (3,85 Bewertungspunkten vs. 3,82 Bewertungspunkten; p = 0,57).

Zusammenfassung
Eine Analyse der eigenen Expositionswerte hinsichtlich der 2016 erfolgten Aktualisierung der DRW ist unumgänglich, um eventuelle Überschreitungen zeitnah erkennen und geeignete Maßnahmen zur Dosisreduktion einleiten zu können. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass in den meisten Fällen eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition, auch bei CT-Geräten der älteren Generationen, bereits durch geeignete Anpassung der Untersuchungsparameter unter Berücksichtigung der erforderlichen Bildqualität möglich ist.

Anhang 1

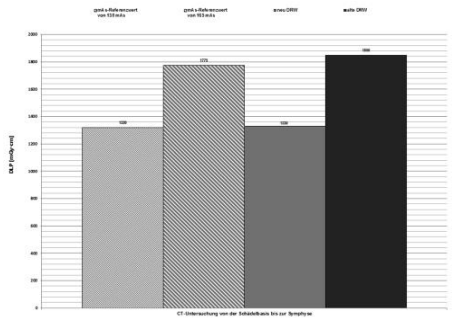


Abb. 1: Mittelwerte des DLPs vor und nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“.

P 101 Analyse unterschiedlicher Nuklidverteilung prätherapeutischer Schilddrüsenszintigraphien mit I-131 und Tc-99m im Vergleich zu intratherapeutischen I-131-Szintigraphien im Rahmen einer Radiojodtherapie bei gutartigen Schilddrüsenfunktionsstörungen mittels parametrischer Auswertung und 3D-Darstellung

S. Meyenburg[1], U. Lützen[1], Y. Zhao[1], M. Jüptner[1], M. Marx[1], M. Zuhayra[1]
[1]Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, Klinik für Nuklearmedizin, Molekulare Bilddiagnostik und Therapie, Kiel, Deutschland

Einleitung
Vor jeder Radiojodtherapie (RIT) wird zur Diagnosestellung gutartiger Schilddrüsenfunktionsstörungen eine Schilddrüsenszintigraphie mit Tc-99m-Pertechnetat (Tc-99m) angefertigt. Das Radiojodstudium mit Jod-131 dient zur individuellen Bestimmung der Therapieaktivität. Wie bekannt unterscheiden sich die beiden Radiopharmaka hinsichtlich ihrer Pharmakokinetik und -dynamik. Ziel dieser Arbeit war es, die Unterschiede in der Intensitätsverteilung der Tracer visuell und durch eine computergestützte Quantifizierung der prä- und intratherapeutischen Szintigraphien anhand einer Subtraktionsanalyse und 3D-Darstellung miteinander zu vergleichen.

Material und Methoden
Bei 48 Patienten (42-94, Median 74 Jahre; 36 Frauen und 12 Männer) wurden prä- und intra-therapeutisch Szintigraphien mit Tc-99m und Jod-131 bei Morbus Basedow (10), disseminierter (5), unifokaler (18) und multifokaler Autonomie (15) durchgeführt. Die Bildmatrix und -größe der Scans wurde normiert und vereinheitlicht. Die Intensitätsverteilung der Tracer wurde parametrisch berechnet und als 3D-Bilder dargestellt. Die bearbeiteten Scans wurden paarweise visuell und computergestützt verglichen.

Ergebnisse
prätherapeutisch Tc-99m gegenüber Jod-131 intratherapeutisch:
Visuell zeigte sich in zwei Fällen (4,2 %) eine vergleichbare Intensitätsverteilung, in 46 Fällen (95,8 %) war die Intensitätsverteilung unterschiedlich. Rechnerischen zeigte sich in 11 Fällen (22,9 %) eine gleiche Intensitätsverteilung, in 37 Fällen (77,1 %) war die Intensitätsverteilung divergent.
prätherapeutisch Jod-131 (Radiojodtestscan) gegenüber Jod-131 intratherapeutisch:
visuell zeigte sich in sieben Fällen (14,6 %) eine gleiche Intensitätsverteilung, in 41 Fällen (85,4 %) war die Intensitätsverteilung ungleich. Rechnerischen zeigte sich in 34 Fällen (70,8 %) eine übereinstimmende Intensitätsverteilung, in 14 Fällen(29,2 %) war die Intensitätsverteilung unterschiedlich.

Schlussfolgerung
Unsere Ergebnisse zeigen sowohl eine etwas bessere visuelle und als auch vor allem rechnerische Vergleichbarkeit der unterschiedlichen I-131 Scans gegenüber Tc-99m und I-131 intratherapeutisch. Die Tc-99m-Szintigraphie bietet eine hilfreiche Orientierung zur Funktionsdarstellung der Schilddrüse, um die Diagnose zu stellen. Eine prätherapeutische I-131-Szintigraphie im Rahmen des Radiojodstudiums bietet wertvolle Zusatzinformationen zur Verifizierung und Anpassung der Diagnose und damit der Optimierung zur Festlegung der individuellen therapeutischen Dosis, die wir daher in der klinischen Routine empfehlen