

**Untersuchungen zur
Strahlenexposition
des medizinischen
Personals in der
interventionellen
Radiologie**

Untersuchungen zur Strahlenexposition des medizinischen Personals in der interventionellen Radiologie

Abschlussbericht

GRS:

Janis Endres
Annegret Günther
Lorena Hentschel
Markus Mazur
Karsten Spieker

Universitätsklinikum Augsburg:

Tilman Janzen
Gebhard Östreicher

Uniklinik Köln:

Daniel Pinto dos Santos

Mirion Technologies, Dosimetrieservice (AWST):

Johannes Brönnner
Herbert Hödlmoser
Philip Kleinau

September 2023

Anmerkung:

Das diesem Bericht zugrunde liegende Forschungsvorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz, nukleare Sicherheit und Verbraucherschutz (BMUV) unter dem Förderkennzeichen 3620S42371 durchgeführt.

Die Verantwortung für den Inhalt dieser Veröffentlichung liegt bei der GRS.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung der GRS wieder und muss nicht mit der Meinung des BMUV übereinstimmen.

Deskriptoren

Dosimetrie, Interventionelle Maßnahmen, Monte-Carlo Simulationen, Strahlenexposition medizinisches Personal, Strahlenschutz

Kurzfassung

Bei interventionellen Maßnahmen werden Röntgeneinrichtungen in Anwesenheit von medizinischem Personal eingesetzt. Teilweise befindet sich das Personal in unmittelbarer Nähe zum Primärstrahl der Röntgenröhre, weshalb zusätzliche Strahlenschutzmittel eingesetzt werden. Die Strahlenexposition des Personals ist dabei von vielen Faktoren abhängig. Die Frage kommt auf, ob es bei interventionellen Maßnahmen zu Überschreitungen der gesetzlichen Grenzwerte für beruflich exponierte Personen kommen kann und welche Maßnahmen getroffen werden können, um die Einhaltung der Grenzwerte und somit den Schutz des beruflich exponierten medizinischen Personals zu gewährleisten. Aus diesem Grund befasste sich dieses Forschungsvorhaben mit der Untersuchung der Strahlenexposition des medizinischen Personals bei interventionellen Maßnahmen. Dabei wurden am Universitätsklinikum Augsburg sowie an der Uniklinik Köln Messungen an entsprechenden Röntgeneinrichtungen unter Verwendung von Phantomen durchgeführt, um Monte-Carlo Simulationsumgebungen zu validieren, die eine Nachbildung der Interventionsräume erlauben. Anhand dieser Simulationen wurden sowohl 3D-Dosisverteilungen visualisiert und animiert als auch eine Job-Exposure-Matrix erstellt. Basierend auf dieser Matrix können mit Hilfe eines Tools verschiedene Einstellungen ausgewählt und Dosen an bestimmten Positionen im Raum ausgegeben werden. Sowohl das entwickelte Tool als auch die visualisierten 3D-Dosisverteilungen können genutzt werden, um medizinisches Personal zu schulen und für bezüglich des Strahlenschutzes kritische Parameter bei interventionellen Maßnahmen zu sensibilisieren.

Abstract

During interventional measures X-ray tubes are used while medical staff is present and partly near by the primary beam. Therefore, additional radiation protection equipment is applied to reduce the radiation exposure of the medical staff. The question is raised if the limits for occupational exposure can be exhausted, and which radiation protection measures are necessary to prevent exceeding the legal limits. To investigate the radiation exposure of the medical staff this research project has been initiated. Experiments using phantoms have been performed at the University Hospital Augsburg and University Hospital Cologne. A Monte-Carlo simulation has been validated by using the experimental results. By means of these simulations 3D dose distributions have been visualized and animated. Furthermore, a Job-Exposure-Matrix combined with a user-friendly tool has been created. This tool allows for the determination of dose values at certain positions in the room for selected parameters. Both the developed tool and the visualized 3D dose distributions can be used to train medical staff and to raise their awareness for parameters critical to radiation protection during interventional measures.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Stand von Wissenschaft und Technik.....	3
3	Monte-Carlo Simulationen	7
3.1	Sensitivitätsstudien	8
3.2	Weiterentwicklung der Simulationsumgebung.....	23
4	Experimentelle Messungen und Datenerhebung	27
4.1	Messungen am Universitätsklinikum Augsburg.....	27
4.2	Messungen an der Uniklinik Köln	33
4.3	Energieaufgelöste Messungen der Streustrahlung.....	36
4.4	Datenerhebung reeller Interventionen.....	39
5	Die Job-Exposure-Matrix.....	43
5.1	Umfang der Job-Exposure-Matrix	43
5.2	Tool zur Job-Exposure-Matrix	47
5.3	Nutzung der Job-Exposure-Matrix	50
6	Visualisierung von Dosisverteilungen	51
7	Wirksamkeit von Strahlenschutzmitteln und weitere Analysen	55
7.1	Wirksamkeit von Abschirmungen	55
7.2	Erreichen von gesetzlichen Grenzwerten.....	59
8	Zusammenfassung	65
	Literaturverzeichnis.....	69
	Abbildungsverzeichnis.....	73
	Tabellenverzeichnis.....	75
	Abkürzungsverzeichnis.....	77

1 Einleitung

In einem Vorgängerforschungsvorhaben mit dem Förderkennzeichen 3616S42335 und dem Titel „Generische Studie zur Strahlenexposition des medizinischen Personals infolge von interventionellen radiologischen Maßnahmen“ /GRS 19/ wurde die Strahlenexposition des medizinischen Personals bei interventionellen Maßnahmen untersucht. Bei interventionellen Maßnahmen, z. B. unter Verwendung eines C-Bogens, befindet sich das medizinische Personal teilweise im Interventionsraum und wird durch ionisierende Strahlung exponiert. Dabei handelt es sich nicht um den Primärstrahl der Röntgeneinrichtung, der auf den Patienten gerichtet ist, sondern um die am Patienten gestreute Strahlung, die sich zu einem gewissen Anteil im Raum verbreitet und nicht absorbiert wird. Diese sogenannte Streustrahlung kann zu Überschreitungen der Grenzwerte für beruflich exponierte Personen aber auch zu gesundheitlichen Langzeitschäden bei den exponierten Personen führen.

Zur Untersuchung der Strahlenexposition wurden in dem Vorgängerforschungsvorhaben sowohl experimentelle Daten erhoben als auch Monte-Carlo Simulationen durchgeführt. Die Monte-Carlo Simulationen wurden im Wesentlichen mit dem C++-Framework Geant4 /AGO 03/ durchgeführt und wiesen am Ende des Forschungsvorhabens gute Übereinstimmungen mit den experimentellen Messungen auf. Auch wenn teilweise Abweichungen bis ca. 80 % auftraten, lagen die meisten Abweichungen bei bis zu 30 %. Systematische Abweichungen zeigten sich insbesondere unter Rückwärtsstreuung, weshalb für dieses Forschungsvorhaben Messungen bei einer 90° Angulation des C-Bogens angestrebt wurden, bei denen der Primärstrahl nicht die Patientenliege durchdringen muss. Weiterhin stellten sich Fragen nach komplexeren Messaufbauten, weiteren Sensitivitätsstudien und auch energieaufgelösten Messungen.

Basierend auf der im Vorgängerforschungsvorhaben validierten Simulationsumgebung wurde dieses Nachfolgeforschungsvorhaben initiiert, um die Gültigkeit der Simulationen für komplexere Messungen zu validieren und finale Erkenntnisse abzuleiten. Dabei wurde einerseits eine 3D-Darstellung der Dosisverteilung im Interventionsraum angestrebt, nach Möglichkeiten in Form von Animationen, und andererseits die Erstellung einer Job-Exposure-Matrix. Diese Matrix sollte Dosiswerte für diverse Einstellungen des C-Bogens für verschiedene Punkte im Raum enthalten und idealerweise in einem Tool abrufbar sein.

Wie im Vorgängerforschungsvorhaben wurden die Messkampagnen dieses Forschungsvorhabens in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Augsburg, der Uniklinik Köln, sowie dem Mirion Technologies Dosimetrieservice (AWST) durchgeführt.

Für eine detaillierte Einführung zum Thema interventionelle Maßnahmen und eine Erläuterung zu medizinischen und physikalischen Fachbegriffen sei hier auf den Abschlussbericht des Vorgängerforschungsvorhabens /GRS 19/ verwiesen.

Der vorliegende Abschlussbericht knüpft an die Arbeiten im Vorgängerforschungsvorhaben an. Demnach wird in Kapitel 2 zunächst der aktuelle Stand von Wissenschaft und Technik dargestellt.

In Kapitel 0 wird auf die Monte-Carlo Simulationen eingegangen. Dort werden die durchgeführten Sensitivitätsanalysen vorgestellt und diskutiert. Außerdem werden die Weiterentwicklungen der Simulationsumgebung präsentiert.

Die experimentellen Messungen sowie eine Datenerhebung werden in Kapitel 4 behandelt. Die Setups und die Durchführung der Messreihen werden beschrieben und die erhobenen Daten werden mit den Simulationen verglichen. Eine Erhebung einer Datensammlung, die aus realen Dosisberichten extrahiert wurde, wird ebenfalls vorgestellt. Der Hintergrund der Datenerhebung und die Nutzbarkeit der Daten wird beschrieben.

Kapitel 5 behandelt die Erstellung der Job-Exposure-Matrix und gibt einen Einblick in das entwickelte Tool, das Dosisberechnungen ermöglicht und diverse Analysen erlaubt. Die Nutzungsmöglichkeiten des Tools werden in einem eigenen Abschnitt beschrieben.

Die Visualisierung von 3D-Dosisverteilungen ist in Kapitel 6 zusammengefasst. Ein Großteil der Ergebnisse ist in einem Video, welches im Internet veröffentlicht wurde, anzusehen. Die Entwicklung des Videos ist in diesem Bericht jedoch beschrieben.

In Kapitel 7 wird die Wirksamkeit von Strahlenschutzmitteln und das Erreichen von gesetzlichen Dosisgrenzwerten diskutiert. Weiterhin werden Erkenntnisse und Werte aus der Job-Exposure-Matrix präsentiert.

Der Bericht wird inhaltlich mit einer Zusammenfassung in Kapitel 8 abgeschlossen.

2 Stand von Wissenschaft und Technik

Der Stand von Wissenschaft und Technik wurde im Abschlussbericht des Vorgängerforschungsvorhabens /GRS 19/ im Detail erarbeitet und deckt Publikationen bis 2019 ab. Aus diesem Grund bezieht sich dieser Abschnitt auf neuere Veröffentlichungen, die seit Ende des Vorgängerforschungsvorhabens erschienen sind.

Aufgrund der Pandemie, die nahezu das gesamte Forschungsvorhaben andauerte, sind die Fallzahlen von durchgeführten Interventionen nicht aussagekräftig und ein Vergleich zu den Vorjahren wird daher hier nicht präsentiert. Der Deutsche Herzbericht 2021 /DEU 22/ berichtet von den sehr unterschiedlichen Einschränkungen der Kliniken durch die Pandemie und der Zurückhaltung der Patienten bezüglich stationärer Aufenthalte, wodurch ein Rückgang der diagnostischen als auch interventionellen Eingriffe zu verzeichnen ist.

Das im Vorgängervorhaben vorgestellte PODIUM-Projekt (Personal Online Dosimetry Using computational Methods), ein Forschungsprogramm im Rahmen von CONCERT (European Joint Programme for the Integration of Radiation Protection Research), dem gemeinsamen europäischen Programm zur Integration der Strahlenschutzforschung, veröffentlichte im Januar 2020 seinen Abschlussbericht /VAN 20/. In einer weiteren Publikation in einer begutachteten Fachzeitschrift /ABD 20a/ wurden die wesentlichen Ergebnisse veröffentlicht und in /ABD 20b/ wurden zusätzlich systematische Studien zu Abhängigkeiten von verschiedenen Parametern der Röntgeneinrichtung vorgestellt. Das Ziel von PODIUM war, eine Online-Dosimetrie zu entwickeln, die auf Computersimulationen basiert und die individuelle Dosis von beruflich strahlenexponierten Personen berechnet, ohne dafür physikalische Dosimeter zu verwenden. Durch den Einsatz von Kameras wurde die Position und die Bewegung des Personals erfasst. Anhand der Dosis-Reports der Röntgeneinrichtung wurde eine Dosisberechnung auf Basis von Monte-Carlo Simulationen ermöglicht. Die Autoren berichten von einer Abweichung von ca. 50 % zwischen den gemessenen und simulierten $H_p(10)$ -Werten und bewerten zusammenfassend, dass eine simulierte betriebliche Dosimetrie unter bestimmten Gegebenheiten möglich sei.

In den letzten Jahren sind weitere wissenschaftliche Publikationen erschienen, die sich mit der Simulation von Dosen bei interventionellen Maßnahmen beschäftigen. Eine Forschergruppe der italienischen National Agency for New Technologies, Energy and Sustainable Economic Development (ENEA) Radiation Protection Institute (ENEA-IRP)

veröffentlichte beispielsweise eine Studie zur Strahlenexposition des medizinischen Personals bei einigen ausgewählten Verfahren der interventionellen Radiologie /FER 19/. Die Monte-Carlo Simulationen wurden mit anthropomorphen mathematischen Phantomen durchgeführt, die das Bestrahlungsszenario des medizinischen Personals mit zwei Operateuren und dem Patienten wiedergeben.

Eine Monte-Carlo Studie mit Geant4 zur interventionellen Kardiologie wurde 2021 veröffentlicht /BHA 21/. Hierbei wurden weibliche und männliche anthropomorphe Referenzphantome der ICRP 110 Publikation /ICRP 09/ verwendet um die Exposition der Patienten und des medizinischen Personals zu untersuchen. Es wurden Äquivalent- und Effektivdosen der Phantome in unterschiedlichen Positionierungen in Abhängigkeit der Röhrenspannung, der Ausleuchtung und verschiedener Projektionsebenen des C-Bogens betrachtet. Des Weiteren wurde die Effektivität verschiedener Strahlenschutzmittel insbesondere einer mobilen Strahlenschutzkabine untersucht.

Eine zukunftsorientierte Entwicklung zeichnet sich bei Ansätzen mit VR-basierten Modellen ab. Die Veröffentlichung /GUO 20/ beschreibt ein virtuelles Sicherheitstraining, um Operateuren das Verständnis für die komplexen Dosisverteilungen im Interventionsraum zu vermitteln. Einen ähnlichen Ansatz verfolgt ein Projekt in Deutschland, das mit dem Thema „Simulation von interventionellen Strahlenanwendungen in virtueller Realität zur Optimierung des Strahlenschutzes von Personal und Patienten“ und dem Förderkennzeichen 3621S42350 bearbeitet wird. Hier soll ein Schulungstool entwickelt werden, mit dem strahlenschutzoptimiertes Verhalten bei interventionellen Maßnahmen trainiert werden kann.

Weitere Publikationen befassen sich mit Kampagnen zur Bestimmung der Dosen von medizinischem Personal bei interventionellen Maßnahmen. Bei einer Datenerhebung der berufsbedingten Strahlenexposition von 32 Mitarbeitern (6 Frauen und 26 Männer) wurde über 2 Jahre in einer Abteilung für interventionelle Radiologie in Riad, Saudi-Arabien, gemessen /ALK 21/. Dabei erhielten 16 % des Personals effektive Dosen, die über dem jährlichen Dosisgrenzwert lagen. Laut der Autoren sind Schwankungen in der Personaldosis auf die Arbeitsbelastung und die Art des Verfahrens zurückzuführen.

Untersuchungen zu Organ-Äquivalentdosen der Augenlinsen wurden beispielsweise in Japan durchgeführt /MAT 20/. Hierzu wurden Messungen mit 34 Ärzten und 29 weiteren medizinischen Mitarbeitern in der nicht-vaskulären Bildgebung und der interventionellen Radiologie an 18 japanischen medizinischen Einrichtungen durchgeführt. Dabei lagen

die $H_p(3)$ -Werte der Ärzte in einem Bereich von $25,5 \pm 38,3$ mSv/Jahr (Bereich: 0,4 - 166,8 mSv/Jahr) auf der linken Seite und $9,3 \pm 16,6$ mSv/Jahr (Bereich: 0,3 - 82,4 mSv/Jahr) auf der rechten Seite. Die entsprechenden Werte für das übrige medizinische Personal lagen bei $3,7 \pm 3,1$ mSv/Jahr (Bereich: 0,4 - 10,4 mSv/Jahr) bzw. $3,2 \pm 2,7$ mSv/Jahr (Bereich: 0,5 - 11,5 mSv/Jahr). Es wird daher empfohlen, dass Ärzte eine Strahlenschutzbrille tragen und zusätzliche Strahlenschutzvorrichtungen verwenden sollten, um die Augenlinsendosen zu reduzieren.

Einer Studie aus Kanada zufolge überschreiten 56 % der untersuchten Radiologen den jährlichen Grenzwert der Organ-Äquivalentdosis für die Augenlinse von 20 mSv /MER 21/. Vollzeitbeschäftigte interventionelle Radiologen würden demnach wahrscheinlich unter Strahlenschäden der Augenlinse, insb. auf der linken Seite, leiden. Im Rahmen der Studie wurde eine Quantifizierung der Augenlinsendosis in der interventionellen Radiologie und Beurteilung, ob Halsdosimeter ein gutes Mittel für die Bewertung der Augenlinsendosimetrie sind, durchgeführt. Die Hals-Dosimeter überschätzen die Augenlinsendosis erheblich. Die Augenlinsendosis korreliert jedoch in hohem Maß mit der Halsdosis und kann anhand der Hals-Dosiswerte vorhergesagt werden.

Eine weitere Studie zur Exposition der Augenlinse erfolgte in Spanien /MOR 21/. Dabei fand eine Bewertung der berufsbedingten Linsenexposition in einer gemischten Abteilung für interventionelle Radiologie statt, wobei pädiatrische und erwachsene Verfahren verglichen wurden. Weiterhin wurde die Korrelation zwischen Augenlinsendosis und den auf Brust- und Kragenhöhe gemessenen Dosen analysiert. Bei allen überwachten Radiologen lag die kumulative Jahresdosis für das linke Auge (ohne Strahlenschutzmittel) über 20 mSv/a (21 - 61 mSv/a). Unter Berücksichtigung des Schutzes durch Bleiglasbrillen lag die jährliche Dosis beider Augen bei über 6 mSv/a (13 - 48 mSv/a). Es wurde kein wesentlicher Unterschied zwischen pädiatrischen und erwachsenen Eingriffen bezüglich der Augenlinsendosis gefunden. Die Augenlinsendosis korrelierte in hohem Maß mit den gemessenen Dosiswerten in Kragenhöhe (Pearson-Koeffizient zw. 0,86 und 0,98).

3 Monte-Carlo Simulationen

In diesem Kapitel wird die Weiterentwicklung der Simulationsumgebung für das Forschungsvorhaben beschrieben. Wie im Abschlussbericht des Vorgängerforschungsvorhabens /GRS 19/ erläutert, wird der Simulationscode Geant4 /AGO 03/ verwendet. Obwohl die Übereinstimmungen zwischen experimentellen Messwerten und simulierten Dosen im Allgemeinen hoch waren, konnten systematische Abweichungen identifiziert werden. Insbesondere Messwerte unter Rückwärtsstreuung (s. Dosimetrieplätze 5 bis 7 in Abb. 3.1) wiesen höhere Abweichungen (bis ca. 80 %) auf als unter Vorwärtsstreuung (bis ca. 20 % für DIS-1 und bis ca. 30 % für OSL-Dosimeter). In systematischen Studien wurden diese Abweichungen im Rahmen dieses Forschungsvorhabens weiter im Detail untersucht. Diese werden im Folgenden beschrieben. Außerdem werden die Weiterentwicklungen des Codes präsentiert.

Das Setup, das sowohl in den vorangegangenen Experimenten und damit auch in der Simulationsumgebung verwendet wurde, ist schematisch in Abb. 3.1 skizziert. Ein Quaderphantom dient als Streukörper und sieben Dosimeter sind im C-Bogen platziert. In jeweils 15°-Schritten befinden sich die Dosimeter voneinander entfernt, sodass zwischen Dosimeterposition 1 und 4 ein Winkel von 45° entsteht. Bei dem ISO-Quaderphantom nach DIN 6815 /DIN 13/ handelt es sich um einen mit Wasser gefüllten Plexiglas-Quader (PMMA) mit den Abmessungen 25 x 25 x 15 cm³ und einer Wandstärke von 10 mm. Weitere Erläuterungen zum experimentellen Messaufbau finden sich in /GRS 19/.

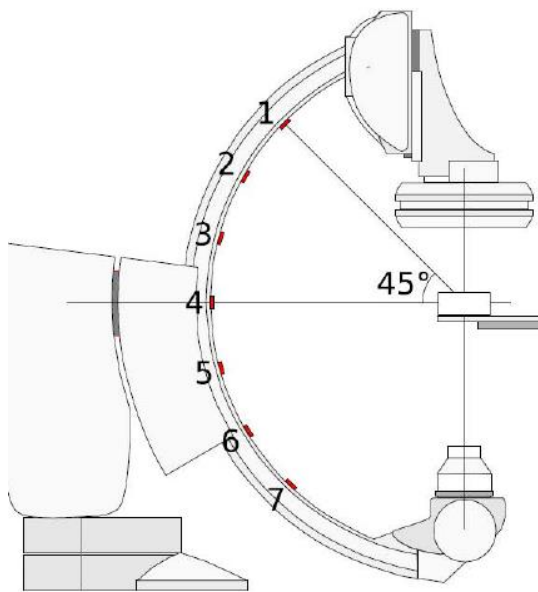


Abb. 3.1 Dosimetriepunkte im C-Bogen

3.1 Sensitivitätsstudien

Die durchgeführten Sensitivitätsstudien der MC-Simulationen umfassen folgende Untersuchungen:

- Die Verwendung verschiedener Wechselwirkungsdatenbanken innerhalb der MC-Simulationen (s. Abschnitt 3.1.1),
- die Strahlaufweitung und die Ausleuchtung des Phantoms (s. Abschnitt 3.1.2),
- die Geometrie des verwendeten Phantoms (s. Abschnitt 3.1.3),
- die Röhrenspannung und Filterung (s. Abschnitt 3.1.4).

3.1.1 Wechselwirkungsdatenbanken

Um auszuschließen, dass die Ergebnisse der Simulationen sensitiv auf die verwendeten physikalischen Wechselwirkungsdatenbanken sind, wurde eine Studie unter Verwendung verschiedener verfügbaren Datenbanken durchgeführt.

3.1.1.1 Elektromagnetische Wechselwirkungen

In einem ersten Schritt werden physikalische Klassen verglichen, welche sich lediglich in ihrer Beschreibung der elektromagnetischen Wechselwirkung unterscheiden. Dieser erste Schritt ist damit zu begründen, dass die Interaktionen von Röntgenstrahlung primär durch elektromagnetische Wechselwirkungen gegeben sind. Diese umfassen Streueffekte, wie durch klassische Streuung und dem Compton-Effekt, und Absorptionseffekte, wie durch den Photoeffekt oder Paarbildung. Für Röntgenstrahlung, und insbesondere in dem betrachteten Energiebereich bis 125 keV sind dabei nur der Compton-Effekt und der Photoeffekt entscheidend.

Es wurden zwei unterschiedliche physikalische Klassen im Simulationscode eingebaut, einmal basierend auf der in Geant4 implementierten PhysicsClass *G4EmStandardPhysics* und andererseits auf *G4EmStandardPhysics_option4*. Der zentrale Unterschied beider physikalischer Klassen ist die Handhabung des Compton-Effekts unterhalb von 20 MeV und des Ionisationseffektes erzeugter Elektronen unterhalb von 100 keV.

Zur Beschreibung des Compton-Effektes nutzt *G4EmStandardPhysics_option4* das Monarsh University model (*G4LowEPComptonModel*) unterhalb von 100 keV [BRO 14], während *G4EmStandardPhysics* im kompletten Energiebereich auf einem Modell basiert, welches auf dem Klein-Nishina Wirkungsquerschnitts aufbaut. Einer der Merkmale des Monarsh University model ist, dass die Genauigkeit der Richtungsänderung des gestoßenen Elektrons unterhalb 5 MeV im Vergleich zu anderen Modellen verbessert wurde. Allgemein ist die physikalische Klasse *G4EmStandardPhysics_option4* insbesondere zum genaueren Rekonstruieren von Elektronenwechselwirkungen geeignet. Abb. 3.2 und Abb. 3.3 zeigen den Vergleich der Simulationsergebnisse für die im Experiment verwendeten Röhrensparnungen für beide physikalische Klassen (*G4EmStandardPhysics* und *G4EmStandardPhysics_option4*). Über den komplett betrachteten Energiebereich zeigt sich, dass in Vorwärtsrichtung die Simulationen mit *G4EmStandardPhysics* eine höhere Dosis aufweist als die Simulationen mit *G4EmStandardPhysics_option4*. Da die detektierten Photonen in Vorwärtsrichtung das Phantom durchlaufen müssen, ist dieser Unterschied höchstwahrscheinlich auf die unterschiedliche Handhabung des Compton-Effektes in Verbindung mit dem Streuwinkel des Photons zurückzuführen. Da der Effekt jedoch nur in der Größenordnung von 3 % liegt und dieser entsprechend nicht die Abweichungen zu den experimentellen Daten erklären kann, wurde keine vertiefte Untersuchung durchgeführt, ob Ionisationseffekte auch einen entscheidenden Einfluss haben. In Rückwärtsrichtung müssen die detektieren Photonen

nicht zwangsmäßig das Phantom passieren, sondern können von der Patientenliege absorbiert und gestreut werden. Hier zeigt sich, dass die Simulationsdosen mit *G4EmStandardPhysics* geringer ausfallen als die von *G4EmStandardPhysics_option4*. Dies könnte auf die bessere Rekonstruktion von Elektronenwechselwirkungen hindeuten. Da aber die Abweichung beider Simulationen lediglich in der Größenordnung von wenigen Prozenten sind, wurde auch hier keine tiefergehenden Untersuchungen durchgeführt.

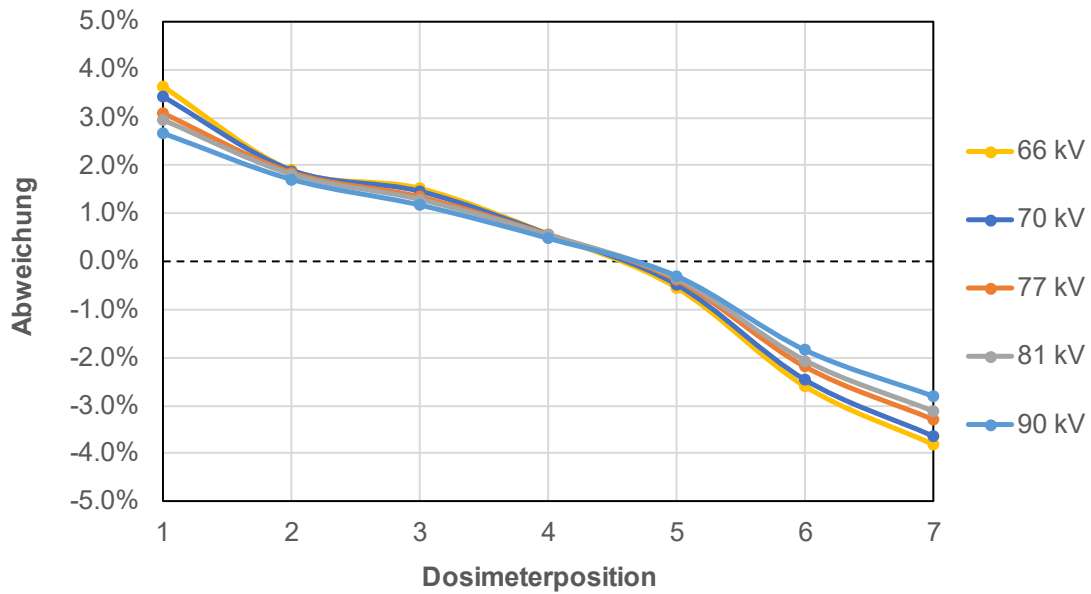


Abb. 3.2 Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen mit den physikalischen Klassen *G4EmStandardPhysics* und *G4EmStandardPhysics_option4* für Röhrensparnungen von 66 kV bis 90 kV

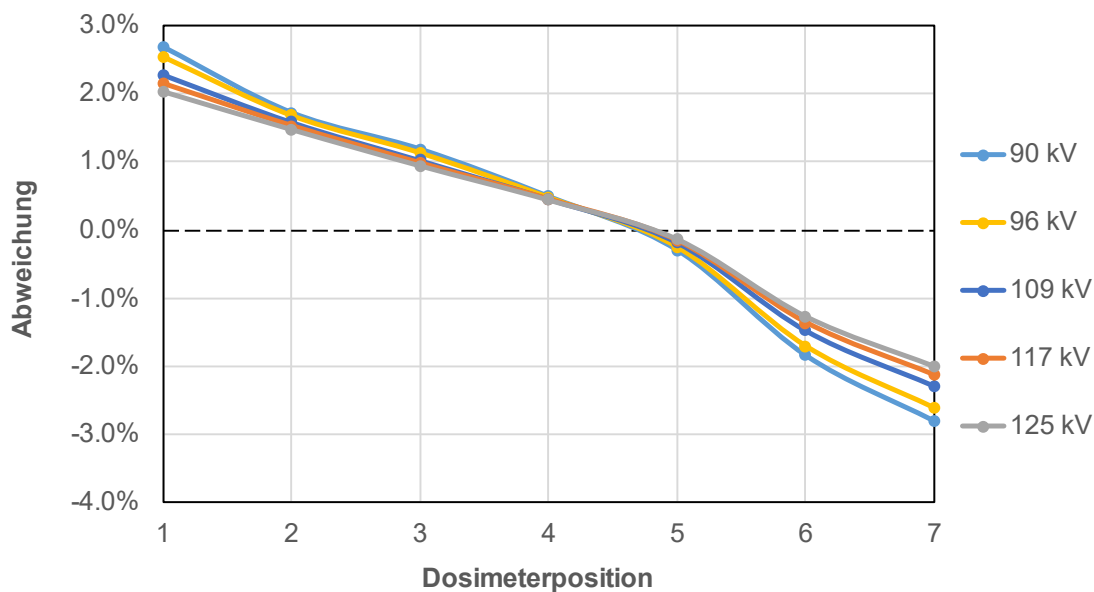


Abb. 3.3 Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen mit den physikalischen Klassen *G4EmStandardPhysics* und *G4EmStandardPhysics_option4* für Röhrenspannungen von 90 kV bis 125 kV

3.1.1.2 Hadronische Wechselwirkungen

Da die elektromagnetischen Wechselwirkungen die Unterschiede zu den experimentellen Daten nicht beschreiben konnten, wurden im nächsten Schritt physikalische Klassen untersucht, die zusätzlich zu den elektromagnetischen auch hadronische Prozesse berücksichtigen. Für den hier betrachteten Fall bieten sich dafür die physikalische Klassen *QGSP_BERT_HP* und *QGSP_BIC_HP* an. Beim Vergleich der Ergebnisse beider Simulationen in Abb. 3.4 und Abb. 3.5 wird deutlich, dass die Abweichungen lediglich in der Größenordnung von wenigen Prozenten liegen. Sie können demnach die Abweichungen zu den experimentellen Daten ebenfalls nicht erklären. Tatsächlich ist die Abweichung beider physikalischer Klassen größten Teils darauf zurückzuführen, dass *QGSP_BERT_HP* die elektromagnetische Wechselwirkung durch *G4EmStandardPhysics* beschreibt, während *QGSP_BIC_HP* die Wechselwirkung durch *G4EmStandardPhysics_option4* beschreibt. Die hadronischen Prozesse spielen in dem hier betrachteten Energiebereich bis 125 keV nahezu keine Rolle.

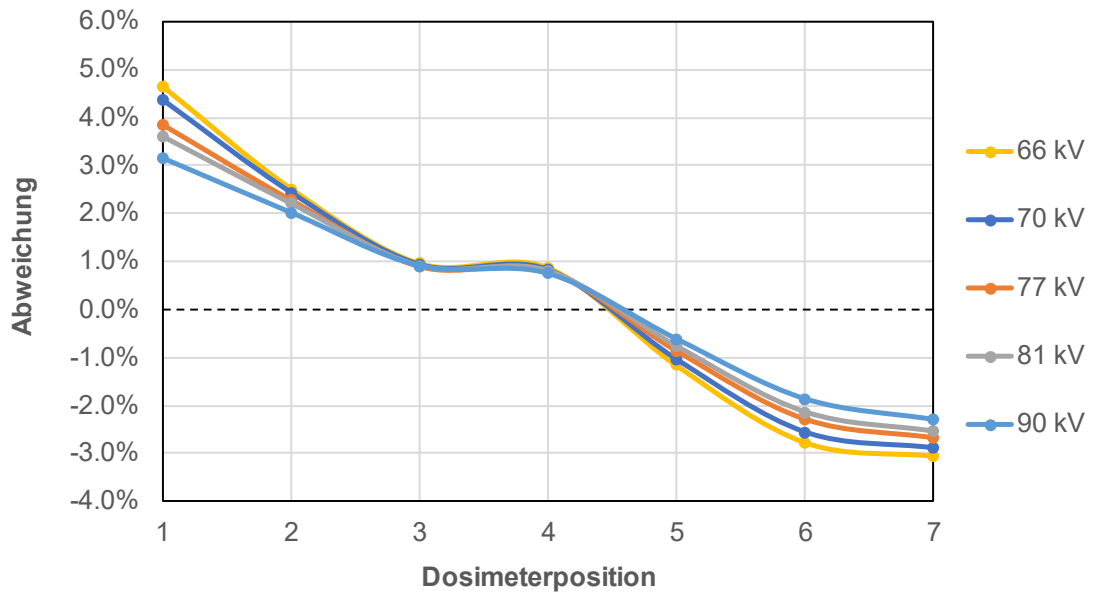


Abb. 3.4 Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen mit den physikalischen Klassen QGSP_BERT_HP und QGSP_BIC_HP für Röhrensparnungen von 66 kV bis 90 kV

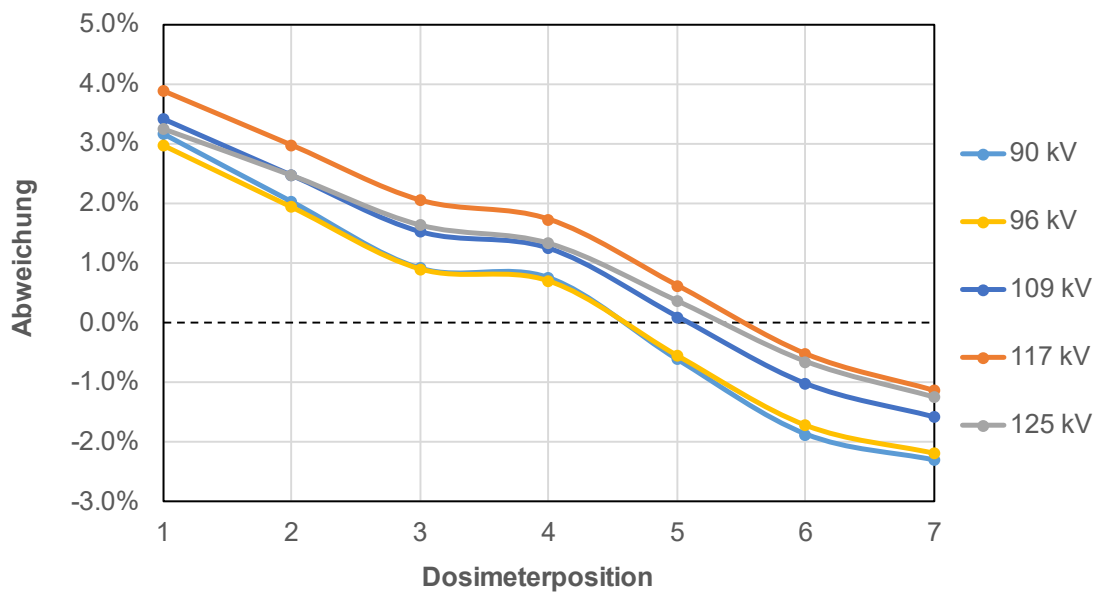


Abb. 3.5 Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen mit den physikalischen Klassen QGSP_BERT_HP und QGSP_BIC_HP für Röhrensparnungen von 90 kV bis 125 kV

3.1.1.3 Zusammenfassung der Studie zu Wechselwirkungsdatenbanken

Die Simulationen im Vorgängerforschungsvorhaben 3616S42335 haben keine hadronischen Prozesse betrachtet und die elektromagnetischen Wechselwirkungen wurde durch die physikalische Klasse *G4EmStandardPhysics* beschrieben. Innerhalb der Sensitivitätsstudie hat sich gezeigt, dass die Abweichungen zwischen den verschiedenen physikalischen Klassen abhängig von Energie und Dosimeterposition maximal 5 % betragen. Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass weder eine andere physikalische Klasse zur Beschreibung der elektromagnetischen Wechselwirkungen noch die Einbindung von hadronischen Wechselwirkungen die Abweichungen zu den experimentellen Daten beschreiben kann.

3.1.2 Ausleuchtung des Phantoms

3.1.2.1 Heel-Effekt

Bereits im Vorgängerforschungsvorhaben wurde die Möglichkeit implementiert, den Heel-Effekt in den Simulationen abzubilden (s. /GRS 19/). Dazu wurden Messwerte an der Uniklinik Augsburg erhoben. Anhand der gemessenen örtlichen Dosisverteilung des Primärstrahls wurde eine Intensitätsverteilung rekonstruiert und in den Simulationscode übertragen.

In den Abb. 3.6 und Abb. 3.7 sind die prozentualen Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen ohne und mit Berücksichtigung des Heel-Effekts dargestellt. Der Heel-Effekt ist auf die unterschiedlichen Weglängen der Photonen, die in der Kathode emittiert werden, zurückzuführen und bewirkt einen Intensitätsabfall. Dieser ist mit einer inhomogenen und nicht kompletten Ausleuchtung des Phantoms gleichzusetzen. Der Heel-Effekt bewirkt, dass innerhalb des Phantoms weniger in Richtung der Dosimeter gestreut wird. Dabei ist der Effekt in Vorwärtsrichtung stärker ausgeprägt als in Rückwärtsrichtung.

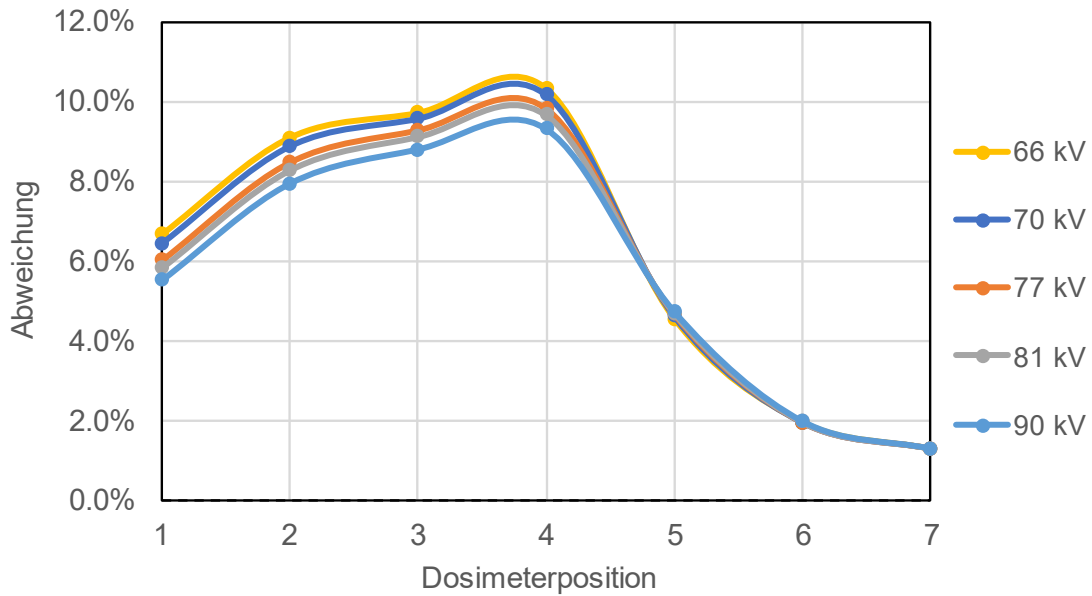


Abb. 3.6 Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen ohne und mit Heel-Effekt für Röhrenspannungen von 66 kV bis 90 kV

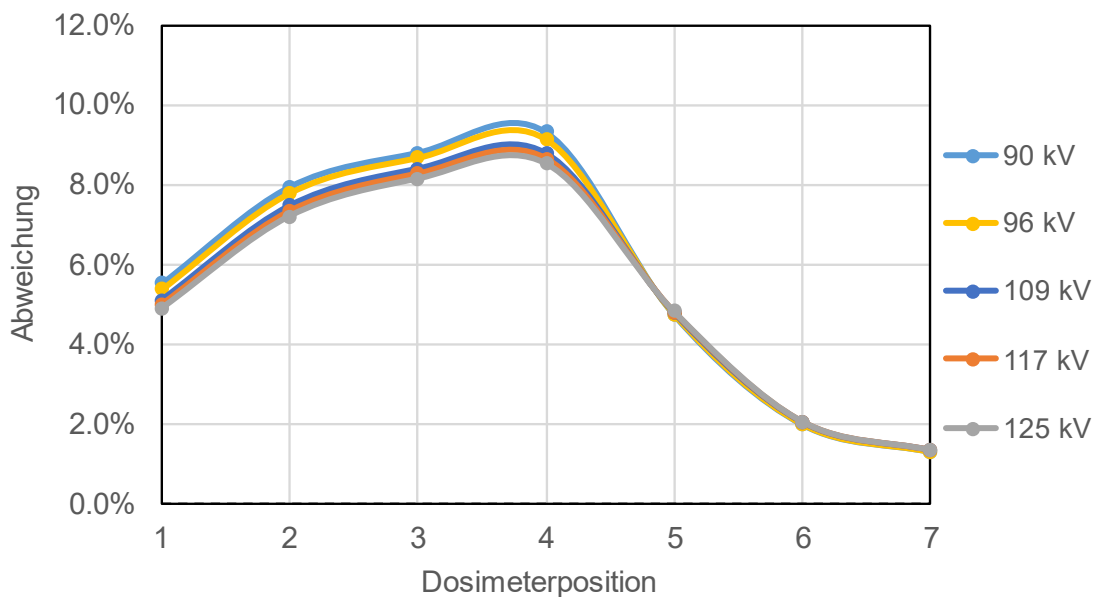


Abb. 3.7 Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen ohne und mit Heel-Effekt für Röhrenspannungen von 90 kV bis 125 kV

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass eine inhomogene Intensitätsverteilung des Primärstrahls zu Abweichungen von bis zu ca. 10 % führen kann. Die Sensitivität ist jedoch für Streuungen in Vorwärtsrichtung höher als in Rückwärtsrichtung, weshalb der Heel-Effekt alleine nicht die Erklärung für die höheren Abweichungen unter Rückwärts-

streuung zu sein scheint. Dennoch gibt der Effekt einen Hinweis auf die Sensitivität der Ausleuchtung des Phantoms.

3.1.2.2 Einblendung des Primärstrahls

Um die Sensitivität auf die Ausleuchtung des Phantoms weiter zu untersuchen, wurde der Primärstrahl durch Blenden eingeschränkt und somit die Ausleuchtung verringert. In einer Simulation wurde die Kantenlänge der Strahlausdehnung an der Unterseite des Phantoms halbiert. Somit wurde die ausgeleuchtete Fläche an der Unterseite des Phantoms geviertelt.

Die Graphen in Abb. 3.8 und Abb. 3.9 zeigen die Abweichung der Dosen mit kleiner Ausleuchtung im Verhältnis zur größeren Ausleuchtung in Abhängigkeit der Dosimeterpositionen und der Röhrenspannung. Der Trend der Verläufe ist vergleichbar zu den Ergebnissen bezüglich des Heel-Effekts, lediglich stärker ausgeprägt. Während die Sensitivität zu stärker rückwärtsgerichteten Dosimetern hin abnimmt und auch die Energieabhängigkeit an Relevanz verliert, fächern die Verläufe für Vorwärtsstreuung in Abhängigkeit der Energie auf und zeigen eine starke Sensitivität auf die ausgeleuchtete Fläche. Für die niedrigste gewählte Spannung wurden bis nahezu 35 % kleinere Dosen für die kleinere Ausleuchtung simuliert.

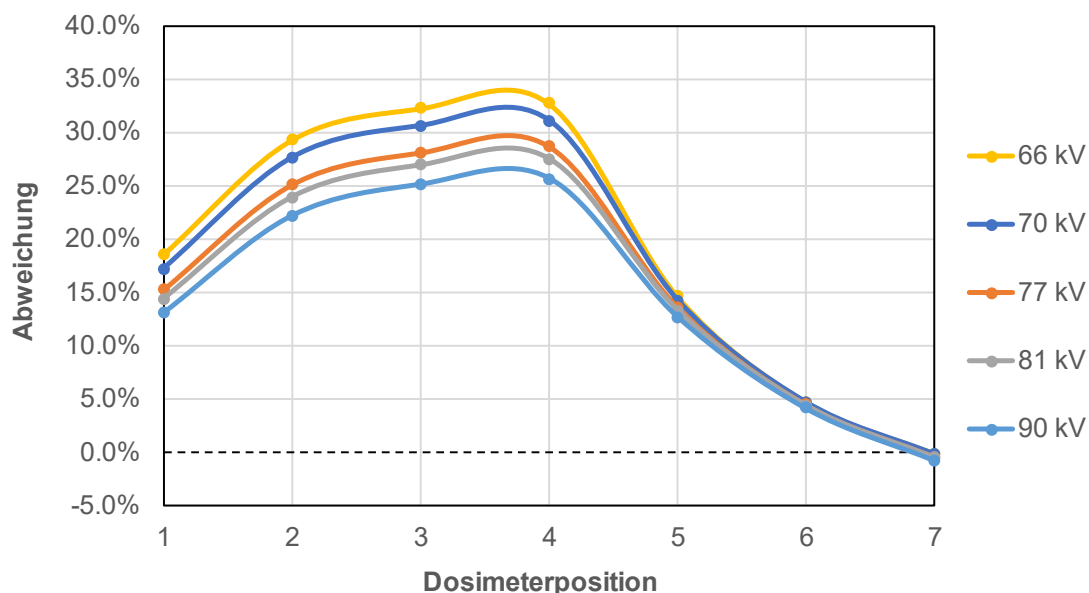


Abb. 3.8 Abhängigkeit der Strahleinblendung für Röhrenspannungen von 66 kV bis 90 kV

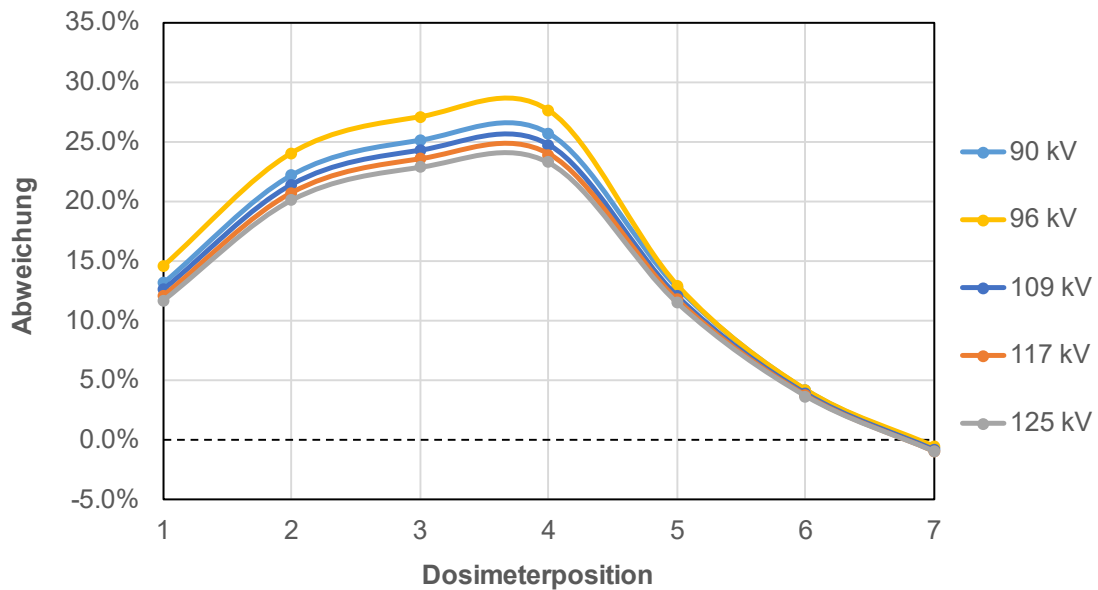


Abb. 3.9 Abhängigkeit der Strahleinblendung für Röhrenspannungen von 90 kV bis 125 kV

3.1.3 Geometrie des Phantoms

Die Frage nach dem Einfluss der Geometrie des Phantoms führte zur Simulation von zwei verschiedenen Dicken des Phantoms. Dies spiegelt Patienten unterschiedlicher Körperkonstitution wider, z. B. Kinder im Vergleich zu Erwachsenen oder adipösen Patienten. Zum einen wurde die Standard-Dicke von 15 cm simuliert und zum anderen eine halbe Dicke von 7,5 cm bei gleicher Grundfläche.

Die Graphen in den Abbildungen Abb. 3.10 und Abb. 3.11 zeigen die Abweichung zwischen dem dünnen und dem Standard-Phantom in Abhängigkeit verschiedener Spannungen und den Dosimeterpositionen. Für seitliche Streuung und Rückwärtsstreuung wurden höhere Dosen für das dickere Phantom von bis zu 10 % bzw. 20 % simuliert, wohingegen die Dosimeter unter Vorwärtsstreuung bei der niedrigsten Spannung fast um einen Faktor 2 geringere Dosen bei dem dickeren Phantom erfasst haben.

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass die Veränderung der Phantomdicke nicht generell zu einer Erhöhung oder Verringerung der Dosen führt. Die Dosisveränderung ist abhängig von der Position der Messung im Raum in Relation zur Strahlrichtung, also der Angulation des C-Bogens. Folgende Systematiken können abgeleitet werden:

- Unter Rückwärtswinkeln erhöht sich die Dosis mit zunehmender Dicke des Phantoms.
- Unter Vorwärtswinkeln verringert sich die Dosis mit zunehmender Dicke des Phantoms.

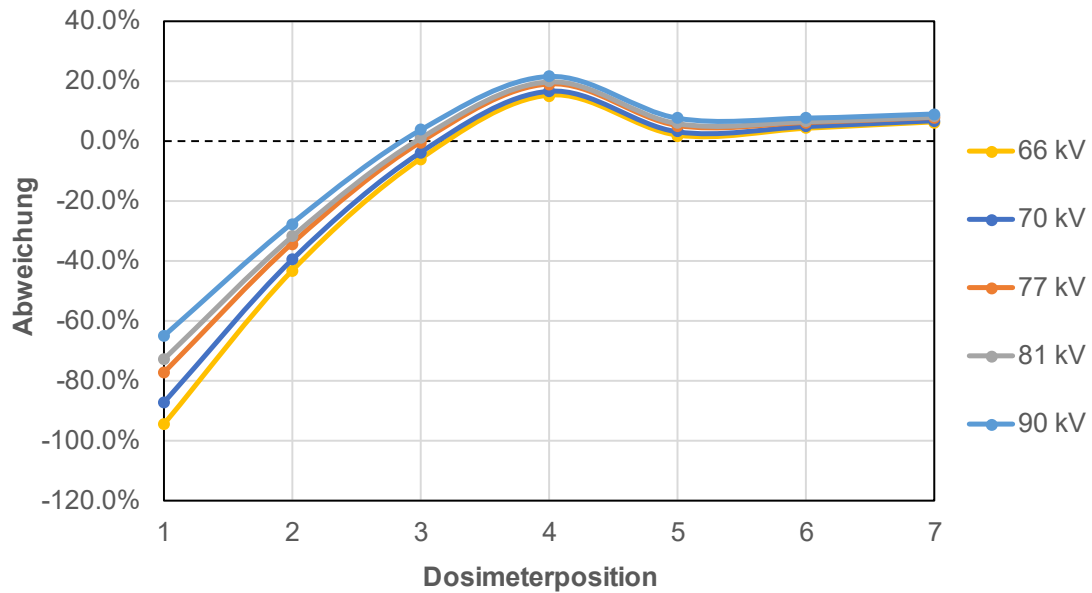


Abb. 3.10 Sensitivität der Phantomdicke für Röhrenspannungen von 66 kV bis 90 kV

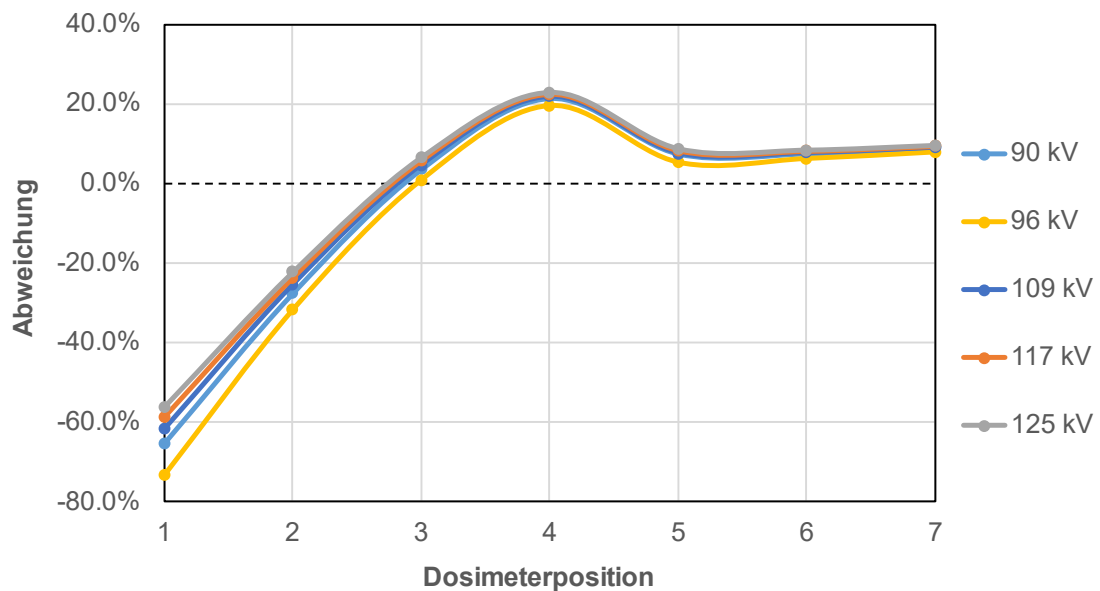


Abb. 3.11 Sensitivität der Phantomdicke für Röhrenspannungen von 90 kV bis 125 kV

Neben der Dicke des Phantoms ist die Ausdehnung eines realen Körpers in die beiden anderen Dimensionen ebenfalls sehr variabel. Um die Sensitivität der Dosisverteilungen im Raum auf weitere Körperteile, die sich nicht im Primärstrahl befinden, zu untersuchen,

wurde sukzessive ein menschliches Phantom nachgebildet. Dafür wurden anhand einfacher geometrischer Formen ein Kopf, Arme, Beine und ein entsprechend langer Oberkörper gebildet. Eine Darstellung ist in Abb. 3.12 gezeigt. Eine Simulation der Durchleuchtung des Oberkörpers in einer Untertisch-Anordnung des C-Bogens wurde durchgeführt und mit dem ISO-Quaderphantom verglichen. Das Ergebnis ist in Abb. 3.13 dargestellt und zeigt das Verhältnis der Dosen des Quaderphantoms und des menschlichen Phantoms in Abhängigkeit der Dosimeterpositionen für verschiedene Röhrenspannung. Auch hier ist eine vernachlässigbare Abhängigkeit bei Rückwärtsstreuung zu erkennen, die sich sowohl auf die zusätzlichen Körperteile als auch auf die Röhrenspannung bezieht. Für Dosimeter unter Vorwärtsstreuung ist eine starke Abhängigkeit zu erkennen. Einerseits ist die Abhängigkeit stärker, je niedriger die Röhrenspannung ist, andererseits werden Faktoren von über einer Größenordnung für die verschiedenen Dosimeterpositionen erreicht. Um fast einen Faktor 12 verringert sich die Dosis an der Dosimeterposition 3 bei 55 kV, wenn die zusätzlichen Körperteile hinzugefügt werden. Da sich die zusätzliche Materie nicht im Primärstrahl befindet, wirkt sie aus Gesichtspunkten des Strahlenschutzes als abschirmendes Material und reduziert die Dosis an den Messpunkten. Da die Strahlung bei der Rückwärtsstreuung dieses Gewebe jedoch nicht durchqueren muss, bleiben die Daten davon unberührt.

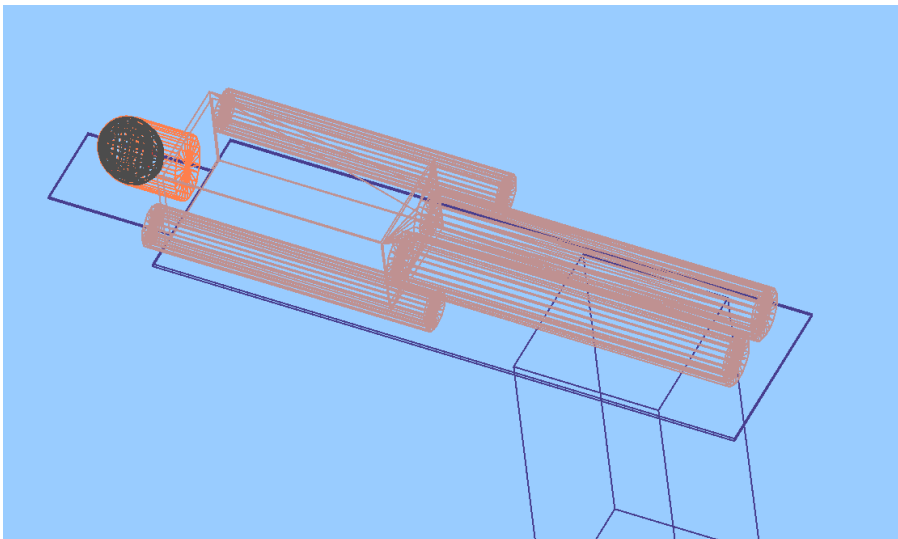


Abb. 3.12 Darstellung eines vereinfachten menschlichen Phantoms

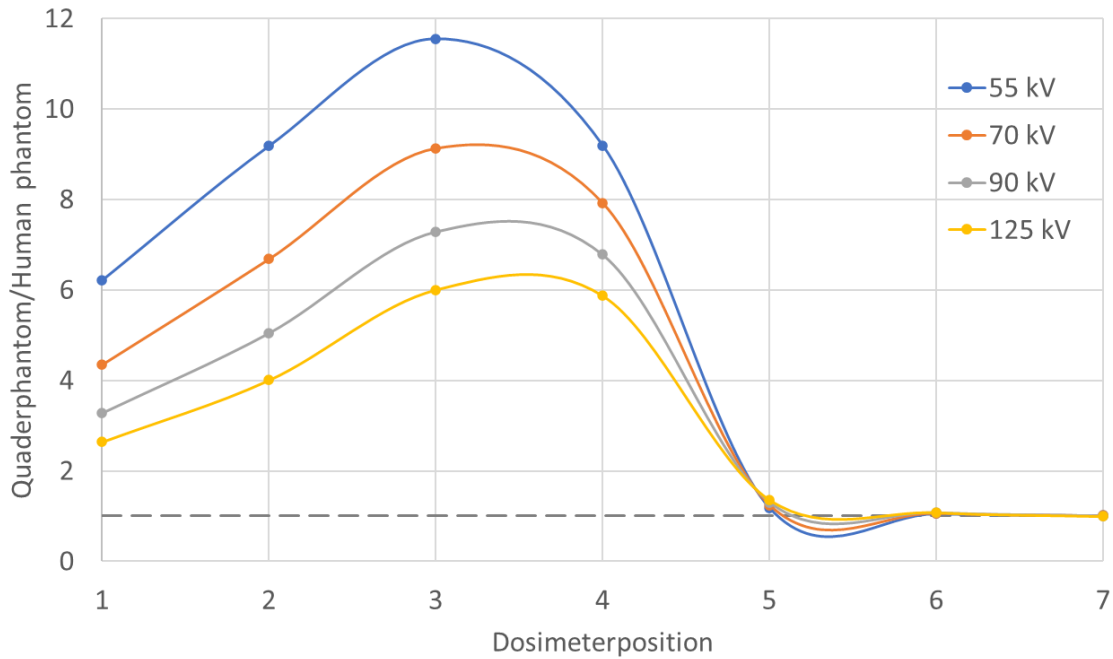


Abb. 3.13 Sensitivität der Ausdehnung des Phantoms

3.1.4 Abhängigkeit von Röhrenspannung und Filterung

Um die Sensitivität bezüglich weiterer Größen wie z. B. der Röhrenspannung und der Filterung zu untersuchen, wurde ebenfalls eine Analyse durchgeführt. Ein Beispiel für die Abhängigkeit von der Röhrenspannung ist in Abb. 3.14 gezeigt. Für eine Spannung von 100 kV wurden für alle Dosimeterpositionen im C-Bogen die Dosiswerte bestimmt. In der Graphik sind nun die Abweichungen zu diesem Referenzwert für Röhrenspannungen von 95 kV bis 105 kV dargestellt. Die stärksten Einflüsse sind für die vorwärts gerichteten Dosimeter zu erkennen, die sich auf ca. -6 % bis ca. +5 % belaufen. Je weiter rückwärts gerichtet die Streuung ist, desto geringer ist die Sensitivität. Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass geringe Schwankungen in der Röhrenspannung keinen signifikanten Einfluss auf die Dosiswerte haben. Generell gilt, dass aufgrund der Strahlaufhärtung die Dosen sich mit steigender Röhrenspannung vergrößern. In dem gezeigten Energiebereich ergibt sich etwa eine Steigerung der Dosis von ca. 1 % pro kV.

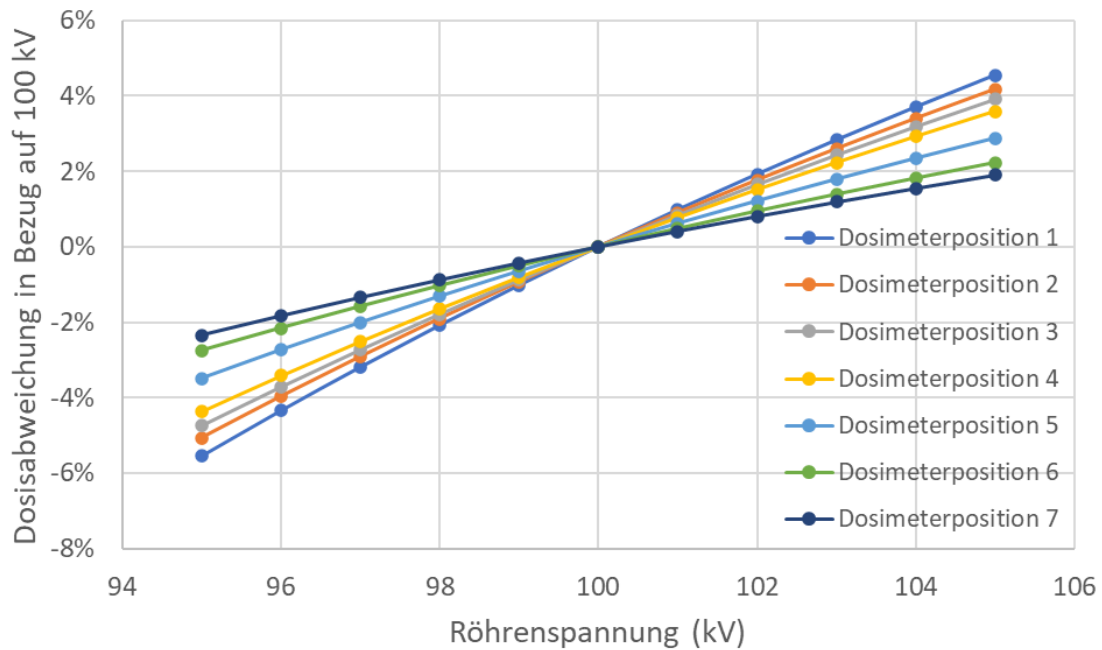


Abb. 3.14 Abhängigkeit von der Röhrenspannung

Eine weitere Strahlaufhärtung wird durch das Einbringen von Filtern in den Primärstrahl erreicht. Typischerweise wird Aluminium und/oder Kupfer eingefahren. Die Abhängigkeit der Dosen an den Dosimeterpositionen im C-Bogen wurde exemplarisch für eine Röhrenspannung von 85 kV untersucht. Dabei zeigte sich aufgrund der geringen Dichte und Ordnungszahl von Aluminium (Al), dass sich durch das Einbringen von 3,5 mm Al die Dosen in den Dosimeterpositionen im C-Bogen im Vergleich zu keinem Al-Filter um 4 % bis 7 % vergrößern. Demnach ist die Sensitivität auf Aluminium-Filter gering und nahezu vernachlässigbar. Im Vergleich dazu weist Kupfer (Cu) eine höhere Dichte und Ordnungszahl auf, was sich in der Absorptionsfähigkeit und somit in der Strahlaufhärtung bemerklich macht. Das Einbringen von 0,1 mm Kupfer erhöht die Dosen in den Dosimeterpositionen im C-Bogen bei 85 kV bereits um ca. 23 % bis ca. 36 %. Bei 0,5 mm Kupfer ist bereits ein Faktor 2 erreicht. Die Dosis-Werte sind daher stark abhängig von den verwendeten Kuper-Filtern.

3.1.5 Fazit der Sensitivitätsstudien

Die durchgeführten Sensitivitätsstudien dienten einerseits dazu, die Abweichungen zwischen Experiment und Simulation nachzuvollziehen, andererseits sollten Parameter identifiziert werden, auf die die Dosen sensitiv sind, und welche Parameter-Variationen robuste Dosis-Werte erzeugen. Letzteres ist insbesondere für die Erstellung der Job-

Exposure-Matrix relevant, da sie keine Auswahlmöglichkeit eines nicht-sensitiven Parameters enthalten muss (s. Kapitel 5).

Ein zentrales Ergebnis der Variation der Röhrenspannung und der Filter ist, dass die Aluminium-Filterung lediglich einen geringen Einfluss auf die Dosis-Werte hat. Daher kann in der Job-Exposure-Matrix ein fester Wert für den Aluminium-Filter angenommen und eine Auswahlmöglichkeit für Filter auf Kupfer beschränkt werden. Weiterhin zeigt die Abhängigkeit der Röhrenspannung einen winkelabhängigen und stetigen, nahezu linearen Verlauf geringer Steigung. Bei einer Abweichung von ca. 1 % des Dosiswerts pro 1 kV Änderung der Röhrenspannung sind geringe Unsicherheiten in der Spannung nicht relevant für die Ergebnisse. Daher sind auch in der Job-Exposure-Matrix moderate Schritte zwischen den Spannungs-Werten akzeptabel.

Die Studien zur Geometrie und Ausleuchtung des Streukörpers zeigen deutliche Abhängigkeiten in Vorwärtsstreuung und geringe unter Rückwärtswinkeln. Erklärt werden können alle Ergebnisse durch eine Betrachtung der Wechselwirkungen zwischen Röntgenquanten und Materie. Im Gegensatz zu geladenen Teilchen haben elektromagnetische Wellen eine größere mittlere Reichweite. Geladene Teilchen führen auf ihrem Weg durch Materie eine Vielzahl an Wechselwirkungen durch und ändern pro Stoß häufig nur geringfügig ihre Richtung. Röntgenquanten hingegen unterliegen seltener einer Wechselwirkung und wenn, dann ist sie häufig mit einer großen Richtungsänderung verbunden. In Bezug auf die Röntgenröhre bedeutet das, dass eine Wechselwirkung eines Röntgenquants mit Materie wahrscheinlich eine so große Richtungsänderung hervorruft, dass das Quant nicht den Detektor erreicht, sondern im Material verbleibt oder in den Raum gestreut wird. Diese Streustrahlung führt zur Strahlenexposition des Personals im Raum. Je mehr Material sich im Weg des Röntgenstrahls befindet, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit für einen oder mehrere Streuprozesse. Dieselben physikalischen Prozesse führen aus radiologischer Sicht jedoch zu unterschiedlichen gegenläufigen Effekten. Einerseits wirkt die Materie im Primärstrahl als Streukörper, um grundsätzlich Strahlung vom Primärstrahl in den Raum zu lenken. Andererseits wirkt Materie als Abschirmung und reduziert die Dosis am Messpunkt. Bezogen auf das Phantom muss nun unter Vorwärts- und Rückwärtsstreuung unterschieden werden. Unter Vorwärtsstreuung muss ein Röntgenquant das gesamte Phantom durchdringen und somit wirkt ein dickeres Phantom tendenziell hier eher als Abschirmung und die Dosis wird geringer. Der Effekt ist für niedrige Energien stärker ausgeprägt, da die mittlere freie Weglänge geringer ist und die Eindringtiefe bis zur ersten Wechselwirkung kleiner ist. Bei sehr kleinen

Streukörpern und hohen Energien, bei der die Photonen mit hoher Wahrscheinlichkeit das gesamte Gewebe ohne Wechselwirkung durchqueren, würde ein dickerer Streukörper bis zu einer gewissen Dicke erst einmal die Dosis auch unter Vorwärtswinkeln erhöhen, da die Wahrscheinlichkeit für eine Streuung überhaupt erst gegeben sein muss. Unter Rückwärtswinkeln muss ein Röntgenquant bis zum Wechselwirkungspunkt in das Phantom eindringen und dieselbe Wegstrecke wieder zurücklegen. Durch das Vergrößern der Dicke ändert sich daran nichts, sondern es kommen lediglich mehr Wechselwirkungspartner hinzu. Je dicker das Phantom, desto weniger ausgeprägt ist jedoch die Zunahme der Dosis.

Nur Materie, die sich im Primärstrahl befindet, trägt in erster Näherung zur Dosiserhöhung des Personals bei, da sie für die Streuung der Photonen in den Raum verantwortlich ist. Materie, die sich bereits auf dem Weg in Richtung Personal befindet, wirkt im Folgenden primär als Abschirmung, obwohl wie erwähnt, dieselben physikalischen Prozesse zugrunde liegen. Daher wirken sich zusätzliche Körperteile des Patienten reduzierend auf die Dosis des Personals aus.

In gleicher Weise sind die Ergebnisse zur Ausleuchtung des Phantoms zu erklären. Je kleiner die Ausleuchtung, desto mehr Material liegt außerhalb des Primärstrahls und wirkt daher tendenziell eher als Abschirmung, insofern sie durchdrungen werden muss.

Die Interpretation der Daten erklärt zusätzlich, warum das Verhalten zwischen Vorwärts- und Rückwärtsstreuung unterschiedlich ist und die Sensitivität unter Rückwärtsstreuung geringer ausfällt. Unter Rückwärtsstreuung muss nur die Strecke der Eindringtiefe wieder zurückgelegt werden, unabhängig davon wie dick das Phantom dahinter noch ist. Das Phantom muss nicht vollständig durchquert werden. Bei Vorwärtsstreuung muss hingegen das gesamte Phantom durchquert werden und somit ist das restliche zu durchquerende Material, z. B. die Dicke, entscheidend. Verstärkt wird dieser Effekt durch Verringerung der Photonenenergie. Je geringer die Energie, desto geringer ist die Eindringtiefe und desto größer ist das restliche zu durchquerende Material unter Vorwärtsrichtung.

Einen hohen Einfluss haben daher unter Rückwärtswinkeln eher die ersten Millimeter des Materials. Im hier betrachteten Fall ist das die Patientenliege. Geometrie und Material der Patientenliege sind für die Rückwärtswinkel entscheidend.

Die Ergebnisse der Sensitivitätsstudien zeigen klare Abhängigkeiten und Trends, die auch in ihrer Größenordnung die Abweichungen zwischen Experiment und Simulation erklären können. Jedoch sind in Realität die Maße der Patienten dermaßen unterschiedlich, dass eine Verallgemeinerung, wie sie für eine Job-Exposure-Matrix angestrebt wird, nur eingeschränkt möglich ist. Eine noch detailliertere Abbildung der Realität in der Simulation würde somit zwar voraussichtlich eine Verbesserung der Abweichungen herbeiführen, hätte aber keinen Mehrwert für die Ziele des Vorhabens, da diese Details nicht allgemeingültig sind. Außerdem konnte bereits eine ausreichend hohe Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation erreicht werden, sodass keine zwingende Notwendigkeit für Verbesserungen vorliegt. Die Erkenntnisse der Sensitivitätsstudien sind in jedem Fall für das allgemeine Verständnis der Prozesse im Interventionsraum entscheidend und helfen, die Zusammenhänge nachzuvollziehen.

3.2 Weiterentwicklung der Simulationsumgebung

Basierend auf der im Vorgängerforschungsvorhaben entwickelten Simulationsumgebung wurden im Rahmen dieses Forschungsvorhabens verschiedene Aspekte weiterentwickelt, die im Folgenden vorgestellt werden.

3.2.1 Implementierung der Angulation des C-Bogens

Die Orientierung des C-Bogens im Interventionsraum ist ein zentraler Einflussfaktor auf die Dosisverteilung im Raum. Daher war es essenziell, die Angulation des C-Bogens auch in der Simulationsumgebung zu implementieren. Sowohl die Angulation um den Patienten herum, RAO (right anterior oblique) und LAO (left anterior oblique), als auch das Kippen der Röhre nach vorne und hinten, genauer gesagt cranial und caudal (s. /GRS 19/), ist in die Simulation programmiert worden. Die Angabe des Winkels wurde dabei nicht hart in den Code implementiert, sondern wird über ein Makro übergeben. Daher muss der Code nicht bei jeder Angulation neu kompiliert werden.

3.2.2 Anpassung der Patientenliege

Die Sensitivitätsstudien, siehe Abschnitt 3.1, zeigen, dass diverse Parameter großen Einfluss auf die Ergebnisse unter Vorwärtsstreuung haben. Die Rückwärtsstreuung wird hingegen wesentlich durch die ersten Millimeter des durchstrahlten Mediums beeinflusst. Für Untertisch-Anordnungen des C-Bogens betrifft dies insbesondere die Patientenliege.

In Abb. 3.15 sind vier verschiedene monoenergetische Primärstrahlen abgebildet. Die Energien sind 10 keV, 20 keV, 40 keV und 100 keV. Für 10 keV ist deutlich zu sehen, dass die Photonen nicht genügend Energie aufweisen, um die Patientenliege zu durchdringen. Erst ab 20 keV gelingt es einem geringen Anteil an Photonen einige Millimeter in das Gewebe des Patienten einzudringen. Diese Energien eignen sich demnach nicht für eine Bildgebung, da keine Photonen bis zum Detektor vordringen würden. Daher ist die Einblendung von Filtern zur Strahlaufhärtung von großer Bedeutung, denn hier werden insbesondere niederenergetische Photonen absorbiert. Bei 40 keV, was in vielen Röntgenspektren in der Nähe des Maximums des kontinuierlichen Anteils liegt, ist erkennbar, dass ein geringer Anteil gestreuter Photonen das Phantom durchqueren, im Vergleich dazu der Anteil an rückgestreuten Photonen jedoch deutlich größer ist. Die mittlere Eindringtiefe dieser Photonen liegt bei wenigen Zentimetern und verdeutlicht, dass die Photonen bereits mit hoher Wahrscheinlichkeit im ersten Drittel des Torsos wechselwirken. Die Situation ändert sich bei noch höheren Energien. Bei 100 keV ist ersichtlich, dass zum einen der Anteil an Streustrahlung insgesamt erhöht ist. Zum anderen durchschlagen mehr Photonen das Phantom und auch die mittlere Eindringtiefe hat sich stark erhöht. Die Graphik verdeutlicht auch, wie gering der Anteil an Photonen ist, die den Detektor für die Bildgebung überhaupt erreichen und wie sich der Anteil an Streustrahlung im Vergleich dazu verhält. Der Einfluss der Patientenliege für die Rückwärtsstreuung wird ebenfalls erkennbar, da hier ein Großteil der ersten Wechselwirkung stattfindet, insbesondere für den niederenergetischen Anteil des Röntgenspektrums.

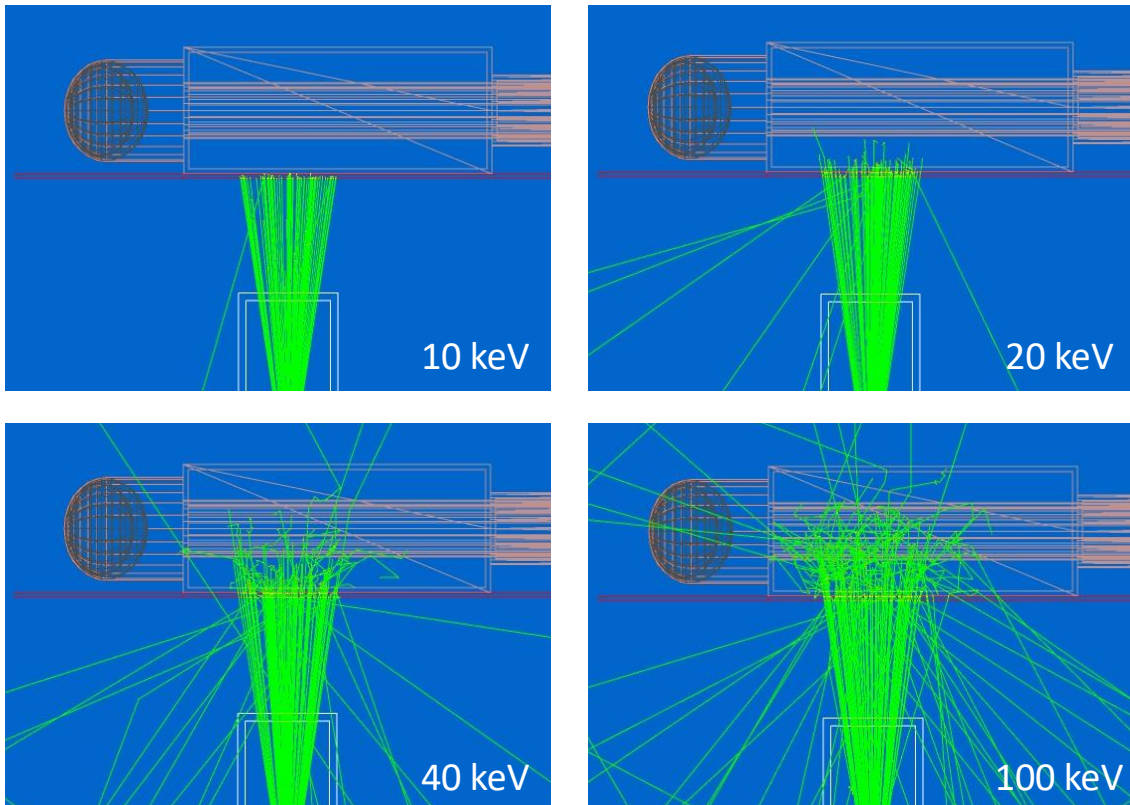


Abb. 3.15 Eindringtiefe von Photonen bei verschiedenen Energien

Das Design der Liege ist je nach Modell und Hersteller unterschiedlich und kann nicht verallgemeinert in einer Simulation abgebildet werden. Dennoch wurde während Messungen an der Uniklinik Köln eine seitliche Röntgenaufnahme der Liege erstellt, siehe Abb. 3.16, und eine detaillierte Vermessung der Geometrie durchgeführt. Das Röntgenbild zeigt deutlich, dass die oberste Platte massiv und der untere Teil der Liege innen hohl ist. Entsprechend dieser Geometrie wurde die Liege in einer Simulation aus dem Material CFK nachgebildet.



Abb. 3.16 Röntgenaufnahme der Patientenliege

3.2.3 Implementierung des MIRD-Phantoms

Um die Komplexität von Simulationen zu erhöhen, wurde anstatt des ISO-Quaderphantoms ein menschenähnliches Phantom implementiert. Aufgrund der Verfügbarkeit von den Geometrien des MIRD-Phantoms (Medical Internal Radiation Dose) in Geant4 wurde entschieden, hierauf zurückzugreifen. Dieses Phantom wurde am Oak Ridge National Laboratory (ORNL) in den 1960er Jahren entwickelt und enthält diverse Organe. Der Torso besteht aus weichem Gewebe. Organe, die sich innerhalb des Torsos befinden und ebenfalls aus weichem Gewebe bestehen, überlappen lediglich mit dem Torso und wurden nicht extra implementiert. Sie sind nur notwendig, wenn Dosimetrie innerhalb des Patienten von Interesse ist. Eine Darstellung des implementierten Phantoms ist in Abb. 3.17 gezeigt.

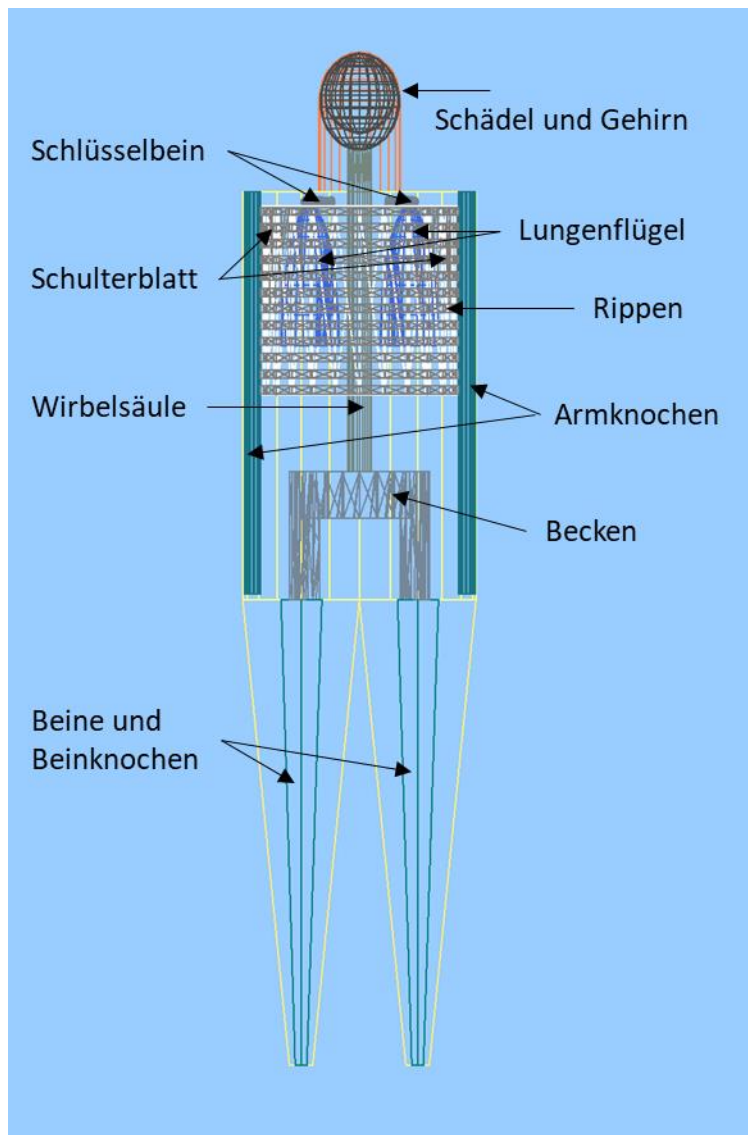


Abb. 3.17 Implementiertes MIRD-Phantom in der Geant4 Simulationsumgebung

4 Experimentelle Messungen und Datenerhebung

Dieses Forschungsvorhaben wurde durch experimentelle Messungen an zwei Unikliniken begleitet. Wie im Vorgängerforschungsvorhaben wurde mit dem Universitätsklinikum Augsburg sowie mit der Uniklinik Köln kollaboriert. Dabei stand im Vordergrund, die Komplexität der Messprogramme zu erweitern, um die Nähe zur Realität zu verbessern und die Simulationen auf deren Robustheit zu prüfen. Weiterhin wurde eine Datenerhebung vereinbart, um Dosisreports realer Interventionen anonymisiert zu sammeln, um daran diverse Auswertungen zu ermöglichen.

4.1 Messungen am Universitätsklinikum Augsburg

Am Universitätsklinikum Augsburg stand ein C-Bogen der Firma Siemens des Typs Artis zee für die Messungen zur Verfügung. Für die Dosimetrie wurden zwei verschiedene Typen an Dosimetern verwendet: Ein PTW Diados und Dis-1 Dosimeter von Mirion. Nähere Erläuterungen zu den Dosimetertypen finden sich in /GRS 19/. Gewählt wurden die bereits diskutierten sieben Dosimeterpositionen im C-Bogen, siehe auch Abb. 3.1. Insgesamt wurden drei Messreihen durchgeführt. Zum einen wurde eine Spannungsreihe bei einer Angulation von 90° vermessen und - zur Erhöhung der Komplexität - wurde zum anderen das Alderson-Phantom verwendet. In einer dritten Messreihe wurde der Heel-Effekt vermessen.

4.1.1 Messungen bei 90° Angulation

Der in den Abschnitten 3.1.5 und 3.2.2 diskutierte Einfluss der Patientenliege lässt sich bei einer Angulation des C-Bogens und gleichzeitigem Aufrichten des Quaderphantoms ausschließen, da der Primärstrahl in dieser Anordnung die Liege nicht durchstrahlt. Ein Foto des Setups ist in Abb. 4.1 gezeigt. Die Abweichungen zwischen Experiment und Simulation sind in Abb. 4.2 dargestellt und reichen von -15 % bis maximal 35 %. Im Vergleich zu den hohen Abweichungen unter Rückwärtswinkeln der früheren Messkampagnen von bis zu -80 % ist hier eine deutliche Verbesserung der Übereinstimmung zu erkennen. Somit konnte bestätigt werden, dass der Einfluss der Patientenliege die Ergebnisse unter Rückwärtswinkeln stark beeinflusst.



Abb. 4.1 Messaufbau bei 90° Angulation des C-Bogens

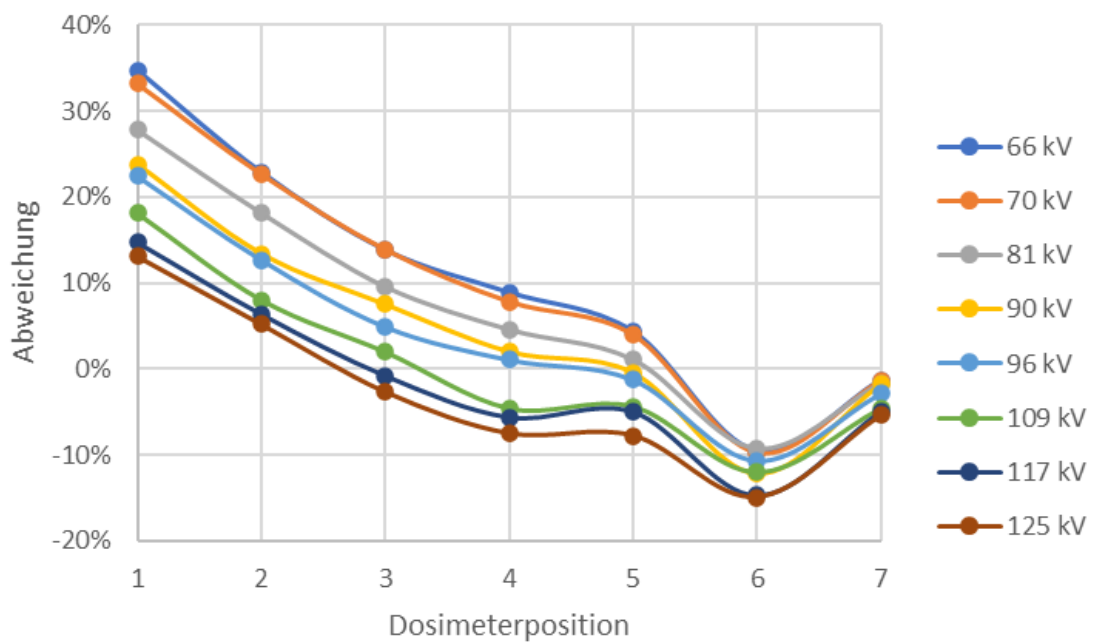


Abb. 4.2 Abweichungen der Messreihe bei 90° Angulation des C-Bogens

4.1.2 Messreihe am Alderson-Phantom

Bei der Messreihe mit dem Alderson-Phantom wurde der Kopf des Phantoms durchleuchtet. Das Phantom wurde wie in Abb. 4.3 dargestellt auf der Liege positioniert. Der C-Bogen wurde in einer Untertisch-Anordnung mit 0° Angulation verwendet und der Kopf des Alderson-Phantoms eingebildet. Zwei Röntgenaufnahmen des Kopfes sind in Abb. 4.4 gezeigt.

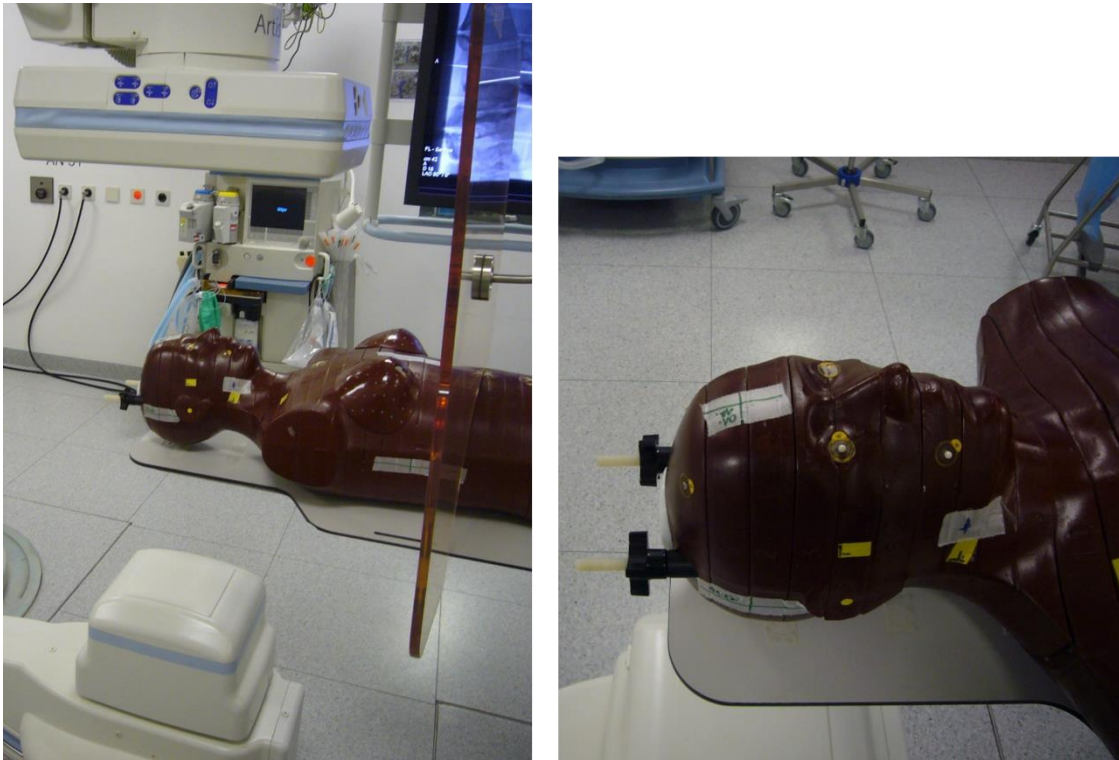


Abb. 4.3 Positionierung des Alderson-Phantoms

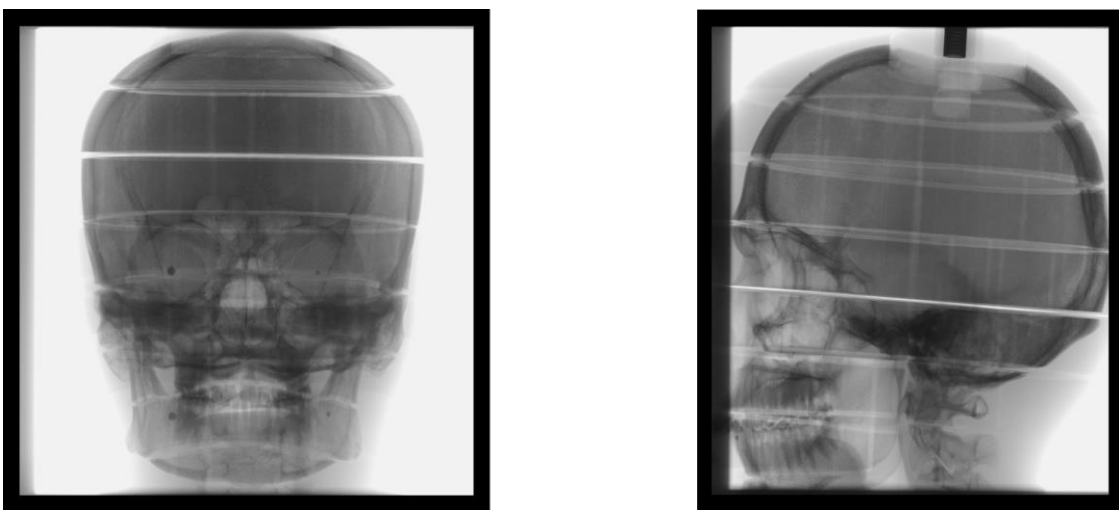


Abb. 4.4 Röntgenaufnahmen des Kopfes des Alderson-Phantoms

An allen sieben Dosimeterpositionen wurde sowohl mit dem PTW Diados als auch mit den DIS-1 Dosimetern eine Spannungsreihe zwischen 66 kV und 125 kV vermessen. Dabei wurden 8 verschiedene Spannungen eingestellt. In Summe wurden demnach 112 Dosiswerte erfasst. Für die Simulationen wurde der Kopf des MIRD-Phantoms verwendet, wodurch erstmalig gewisse Abweichungen zwischen dem experimentell verwendeten und dem simulierten Phantom zugelassen wurden. Die Abweichungen zwischen Experiment und Simulation sind in Abb. 4.5 dargestellt und liegen zwischen -23 % und 26 %. Diese Abweichungen sind sehr gering und entsprechen den typischen Werten aus dem Vorgängerforschungsvorhaben. Obwohl die Abweichungen der Messungen des Diados Dosimeters, siehe Abb. 4.6, mit -25 % bis 38 % etwas größer ausfallen, sind die Übereinstimmungen mit den Simulationen dennoch sehr gut. Außerdem zeigt sich bei den Diados-Messungen eine deutlichere Energieabhängigkeit. Dieser Effekt ist auf die Statistik zurückzuführen. Während das Diados bereits bei wenigen μGy präzise Messwerte liefert, ist die statistische Unsicherheit bei den Dis-1 Dosimetern bei den vorhandenen Messwerten zwischen ca. $30 \mu\text{Sv}$ und $100 \mu\text{Sv}$ sichtbar größer. Die Messungen am Universitätsklinikum Augsburg zeigen somit, dass eine komplexere Geometrie nicht zwangsweise zu einer Verschlechterung der Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation führt, sondern dass die Simulationsergebnisse weiterhin vertrauenswürdig sind.

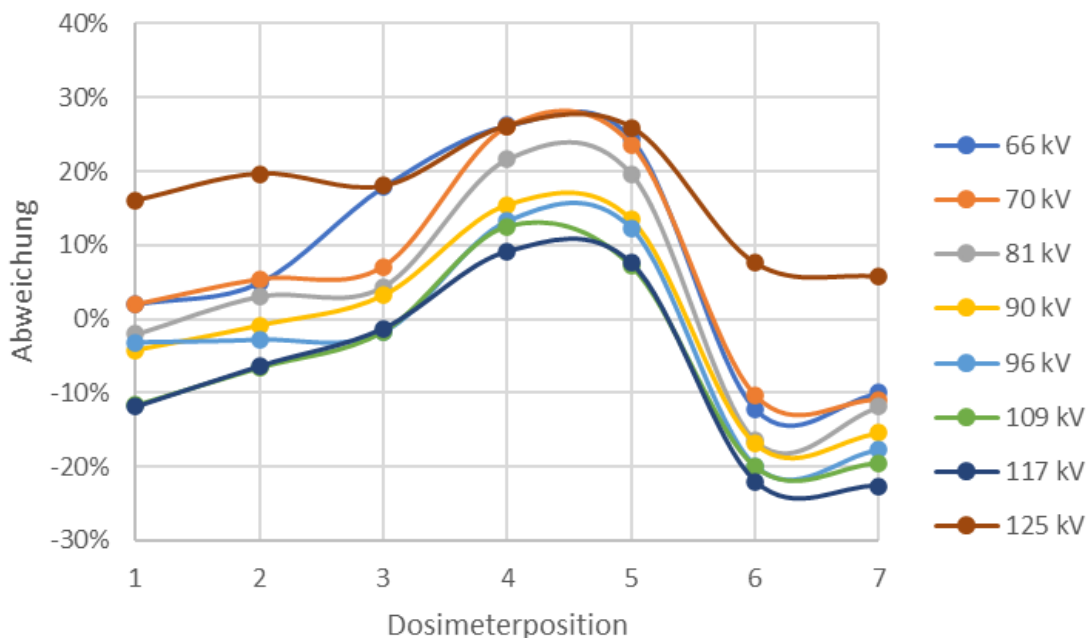


Abb. 4.5 Abweichung zwischen Experiment und Simulation für die Dis-1 Dosimeter

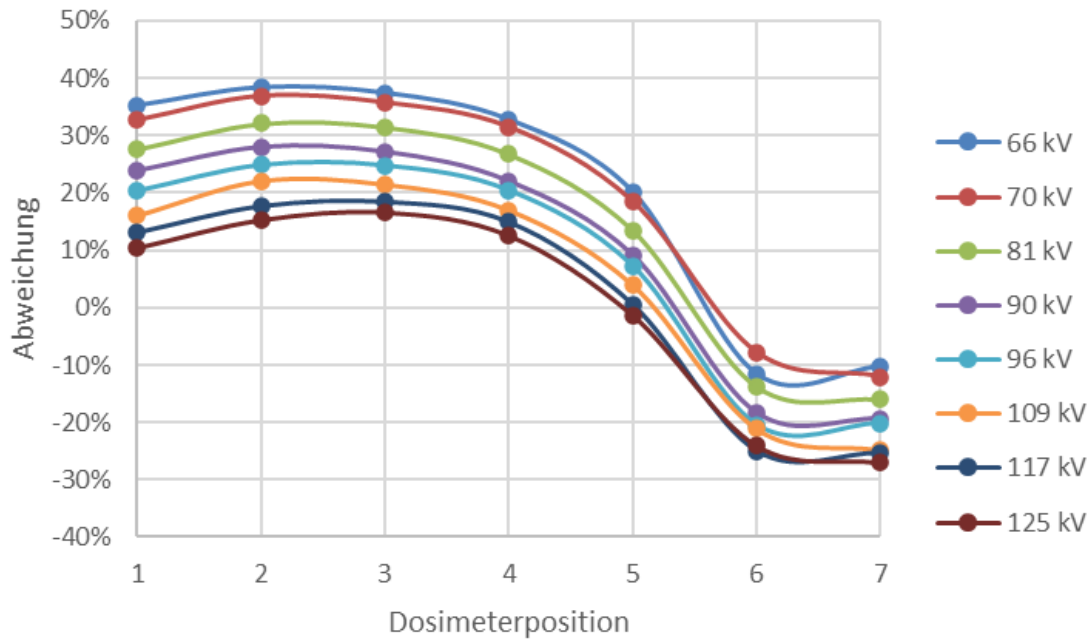
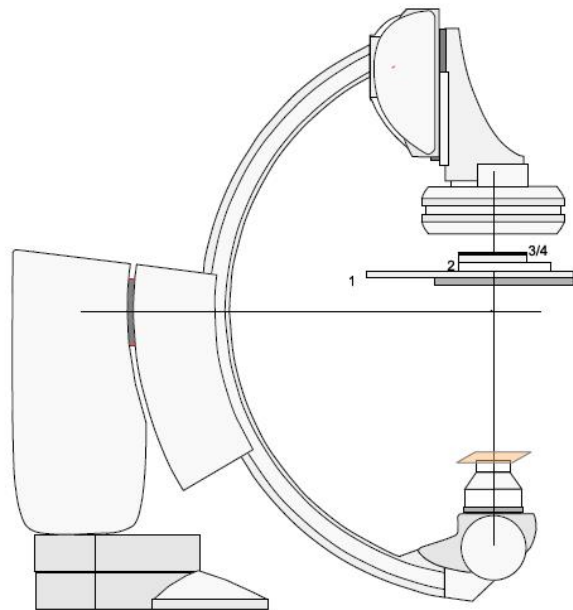


Abb. 4.6 Abweichung zwischen Experiment und Simulation für die Diados Dosimeter

4.1.3 Vermessung des Heel-Effekts

Um den Einfluss des Heel-Effekts detaillierter zu vermessen, wurde das PTW 2D-Array Octavius 729 (s. /GRS 19/) verwendet und im Primärstrahl eingesetzt. Der Detektor besteht aus 729 Ionisationskammern auf einer Fläche von 27 x 27 cm². Ein Foto sowie eine schematische Zeichnung sind in Abb. 4.7 gezeigt. Für eine Spannungsreihe von 66 kV bis 125 kV wurden Dosen mit dem 2D-Array vermessen, die in Abb. 4.8 dargestellt sind. Für jede Spannung sind mit Isodosislinien und Intensitätsverteilungen zwei verschiedene Arten der Darstellung gewählt. Bei den Graphiken befindet sich der C-Bogen rechts im Bild und der Fuß der Liege links, sowie die Anode oben und die Kathode unten. Niedrige Dosen sind in Blautönen, hohe Dosen sind als rote Isodosen bzw. gelbe Farbverläufe dargestellt. Zu höheren Spannungen werden leicht diagonale periodische Strukturen sichtbar. Die Streifen aus Dosismaxima und -minima werden zu 125 kV immer ausgeprägter. Der größte Unterschied zwischen dem Dosismaximum und -minimum bei 96 kV beträgt 25 % und bei 125 kV sogar 45 %. Dabei handelt es sich um signifikante Inhomogenitäten im Primärstrahl und die Struktur zeigt mit seinem periodischen Muster eine unerwartete Komplexität auf. Es ist zu erwarten, dass der Alterungsprozess einer Röntgenröhre sowie das Hersteller- und Typ-spezifische Design zu unterschiedlichen Ausprägungen der Dosisverteilung führt. Daher legen die Messungen nahe, dass eine Implementierung des Heel-Effekts nicht allgemeingültig wäre. Die Dosisverteilung des

Primärstrahl bleibt somit eine systematische Unsicherheitsquelle bei der Ermittlung von Dosiswerten.



Hinweise

Aufbau Messanordnung von Strahler Richtung Detektor:
 (bei Messung 08 und 09: zusätzlich **Cu-Platte** ca. 0,3-0,35mm direkt auf Röhre positioniert)
 1. Tisch
 2. Messarray mit „Eintrittsfenster unten“
 3/4. 30mm Acryl und 1mm Cu gemäß DIN6868-4

Abb. 4.7 Setup zur Vermessung des Heel-Effekts

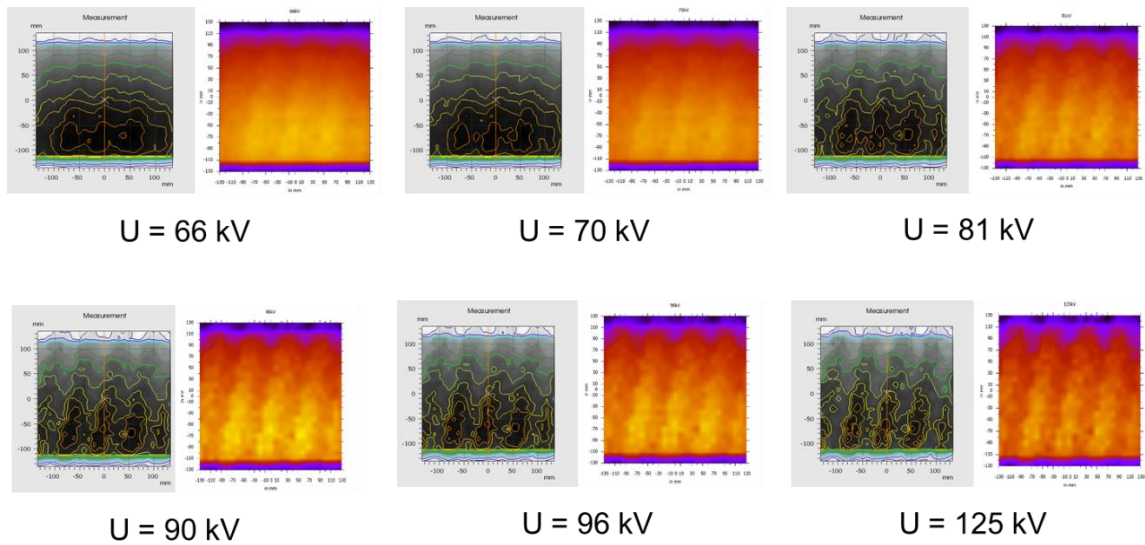


Abb. 4.8 Messergebnisse des Heel-Effekts für verschiedene Spannungen

4.2 Messungen an der Uniklinik Köln

In Kooperation mit dem Mirion Technologies Dosimetrieservice (AWST) wurden Messungen an der Uniklinik Köln durchgeführt. Die AWST stellte OSL-Ganzkörperdosimeter (s. /GRS 19/) inklusive einer detaillierten Auswertung für die Messkampagnen zur Verfügung. An der Uniklinik Köln stand ein C-Bogen der Firma Philips des Typs Azurion FlexArm ClarityIQ für die Messungen zur Verfügung. Ziel der Messkampagne war es, sowohl verschiedene Phantomdicken zu vermessen als auch die Dosimetrie an einer möglichen Position des Arztes durchzuführen. Eine Darstellung der verschiedenen Setups mit den Dosimeterpositionen des Arztes (Brust, Hand, Bein) ist in Abb. 4.9 dargestellt. Alle Positionen wurden mit OSL-Ganzkörperdosimetern bestückt, um die Personendosis $H_p(10)$ zu ermitteln. Setup a) in Abb. 4.9 zeigt die Positionierung eines ISO-Quaderphantoms nach DIN 6815 /DIN 13/. Hierbei handelt es sich um einen mit Wasser gefüllten Plexiglas-Quader (PMMA) mit den Abmessungen $25 \times 25 \times 15 \text{ cm}^3$ und einer Wandstärke von 10 mm. Dieser Streukörper ist auch Standardmessmittel bei Sachverständigenprüfungen, z. B. um den baulichen Strahlenschutz zu verifizieren. In Abb. 4.9 b) wurden zwei Quaderphantome nebeneinandergelegt und in Abb. 4.9 c) übereinander. Der zweite Quader ist ein mit Wasser gefüllter PMMA Quader nach DIN ISO 4037-3 /DIN 17/ mit den Maßen $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$. In Setup d) in Abb. 4.9 wurde ca. $1/3$ des Wassers aus dem Phantom abgelassen, sodass der Streukörper dünner wird. In Abb. 4.9 a) sind die Abstände der Dosimeterpositionen (rote Vierecke) vertikal vom Boden aus und horizontal vom Isozentrum aus angegeben. Zusätzlich wurde an den sieben Dosimeterpositionen im C-Bogen gemessen (s. Abb. 3.1).

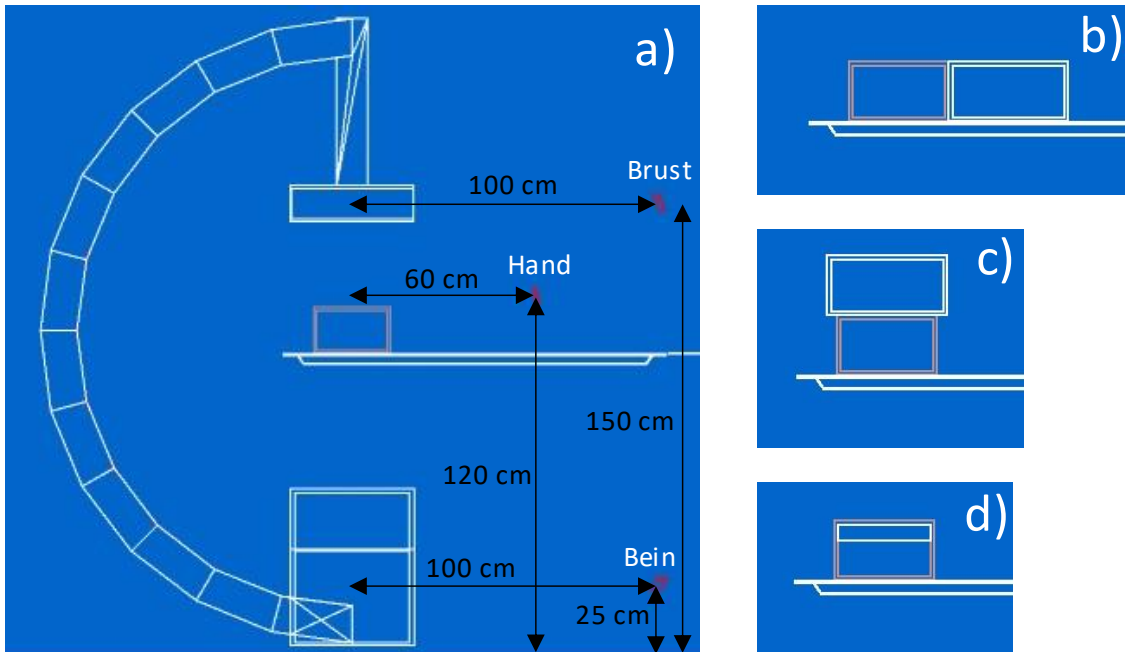


Abb. 4.9 Schematische Setups zur Vermessung verschiedener Phantomgrößen

Jede Dosimeterposition wurde mit zwei OSL-Dosimetern, die von der AWST zur Verfügung gestellt und ausgewertet wurden, sowie einem DIS-1 Dosimeter bestückt. Eine Übersicht über die gewählten Parameter der Röntgenröhre und Geometrie ist in Tab. 4.1 gelistet. Bei den gewählten Programmen der Röntgeneinrichtung war eine automatische Regulierung nicht abzuschalten, sodass die Anlage bei der Messung-ID 3 die Spannung hochregelt hat, um den dickeren Streukörper aufgrund der Geometrie c) effektiv durchleuchten zu können. Umgekehrt regelte die Anlage die Spannung bei Messung-ID 9 herunter, da die Geometrie d) einen dünneren Streukörper aufwies. Auch ist darauf hinzuweisen, dass die Einblendung unterschiedlich ist. Teilweise wurde mit einer FD von 42 cm und teilweise mit einer FD von 27 cm gemessen. Daher sind direkte Vergleiche der gemessenen normierten Dosen nur bedingt aussagekräftig. Entscheidend ist jedoch der Vergleich mit der Simulation.

Tab. 4.1 Übersicht über die Messkampagne an der Uniklinik Köln

Messung-ID	Gewähltes Programm	kV	DAP (Gycm ²)	Gewählter Fluoro-Vorfilter (mm)	SID (cm)	FD (cm)	Geometrie
1	Peripherie-Hand/Fuß 4 B/s	65	45.4	0.1 Cu + 1 Al	119	42	a)
2	Peripherie-Hand/Fuß 4 B/s	65	42	0.1 Cu + 1 Al	119	42	b)
3	Peripherie-Hand/Fuß 4 B/s	92	51.3	0.1 Cu + 1 Al	119	42	c)
4	Spinal -Wirbelsäule 4 B/s	85	46.78	0.1 Cu + 1 Al	119	27	b)
5	Spinal -Wirbelsäule 4 B/s	85	49.97	0.1 Cu + 1 Al	119	27	a)
6	Abdomen CO2 2B/s	100	20.01	0.4 Cu + 1 Al	119	42	a)
7	Abdomen CO2 2B/s	100	39.9	0.4 Cu + 1 Al	119	42	b)
8	Abdomen CO2 2B/s	100	40.1	0.4 Cu + 1 Al	119	42	c)
9	Abdomen CO2 2B/s	87	18.5	0.4 Cu + 1 Al	119	42	d)

Jede Messung wurde mit einer Simulation nachgebildet und die Abweichungen zum Experiment ermittelt. Die Ergebnisse sind in tabellarischer Form dargestellt, da die optische Vergleichbarkeit nicht wie üblich gegeben ist, da es sich nicht um die typischen Spannungsreihen handelt. Die Ergebnisse für die DIS-1-Dosimeter sind in Tab. 4.2 und die der OSL-Dosimeter in Tab. 4.3 angegeben. In Rot markiert sind Ergebnisse, deren Statistik nicht ausreichend ist, da die Messwerte unter 100 μ Sv lagen. Die Unterschiede zwischen den Werten der DIS-1 und den OSL-Dosimetern liegt bei bis zu 20 % und in Einzelfällen sogar bei bis zu 30 %. Die Unsicherheit der Messwerte erklärt bereits einen Großteil der tabellierten Abweichungen zwischen Simulation und Experiment. Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass zufriedenstellende Übereinstimmungen zwischen Experiment und Simulation trotz erhöhter Komplexität der Setups erzielt werden konnten und die Simulationen zuverlässige quantitative Dosisberechnungen ermöglichen.

Tab. 4.2 Abweichung zwischen Simulation und Experiment für die DIS-1-Dosimeter

Dosimeter- position	Messung-ID								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	9 %	8 %	2 %	-16 %	-16 %	-8 %	-7 %	5 %	-22 %
2	1 %	0 %	-10 %	-33 %	-31 %	-14 %	-13 %	-11 %	-24 %
3	-10 %	-13 %	-21 %	-44 %	-43 %	-27 %	-27 %	-25 %	-41 %
4	-5 %	-9 %	-17 %	-38 %	-30 %	-23 %	-25 %	-23 %	-36 %
5	-25 %	-26 %	-31 %	-40 %	-42 %	-37 %	-37 %	-37 %	-50 %
6	-34 %	-36 %	-38 %	-42 %	-42 %	-43 %	-43 %	-42 %	-58 %
7	-31 %	-31 %	-33 %	-34 %	-32 %	-41 %	-42 %	-41 %	-48 %
Brust	-30 %	38 %	-11 %	24 %	-18 %	-14 %	-21 %	-13 %	-24 %
Hand	/	58 %	-20 %	39 %	-36 %	-40 %	15 %	-35 %	-57 %
Bein	-41 %	-17 %	-20 %	-9 %	-16 %	-21 %	-15 %	-29 %	-34 %

Tab. 4.3 Abweichung zwischen Simulation und Experiment für die OSL-Dosimeter

Dosimeter- position	Messung-ID								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	22 %	6 %	16 %	-10 %	-6 %	-10 %	0 %	13 %	-13 %
2	13 %	8 %	11 %	-18 %	-18 %	2 %	-4 %	0 %	-23 %
3	5 %	6 %	-2 %	-25 %	-45 %	-26 %	-27 %	-15 %	-33 %
4	-3 %	0 %	-22 %	-23 %	-33 %	-27 %	-16 %	-14 %	-44 %
5	-19 %	-11 %	-22 %	-32 %	-35 %	-30 %	-33 %	-30 %	-32 %
6	-16 %	-14 %	-20 %	-20 %	-29 %	-19 %	-28 %	-27 %	-48 %
7	-21 %	-13 %	-20 %	-29 %	-33 %	-36 %	-31 %	-28 %	-28 %
Brust	4 %	51 %	19 %	37 %	12 %	11 %	-5 %	14 %	13 %
Hand	/	73 %	0 %	57 %	-17 %	-18 %	35 %	-14 %	-29 %
Bein	-16 %	6 %	2 %	2 %	0 %	-6 %	-9 %	-10 %	-7 %

4.3 Energieaufgelöste Messungen der Streustrahlung

Im Rahmen des Forschungsvorhabens wurde angestrebt, ein energieaufgelöstes Spektrum der Streustrahlung zu vermessen, um Rückschlüsse auf den Primärstrahl zu erhalten und vergleichen zu können, wie gut die Streuspektren simuliert sind. Somit wäre eine weitere Vergleichsgröße neben den Dosiswerten verfügbar geworden. Da dieser Bestandteil des Forschungsvorhabens einen hohen wissenschaftlichen Anspruch aufwies und eine große Herausforderung darstellte, andererseits das Ergebnis nicht

entscheidend für den Erfolg der Gesamtziele war, wurde nur ein begrenzter Zeit- und Budgetrahmen angesetzt.

Es gelang, im Rahmen eines Kollaborationsvertrags mit dem Detektorhersteller Mirion Technologies (Canberra) GmbH einen passenden Detektor auszuwählen und für einen Zeitraum von zwei Wochen kostenlos auszuleihen. Dabei handelte es sich um einen „MicroGe Ultra-Compact HPGe Detector“ /MIR 23a/, einen portablen hochreinen Germanium-Detektor. Der Germanium-Kristall weist mit 10 mm Länge und 10 mm Durchmesser eine relative Effizienz von 0,1 % auf. Die Signalverarbeitung und Digitalisierung erfolgte durch einen DSA-LX Digital Signal Analyzer /MIR 23b/. Die Energiekalibrierung erfolgte über eine Ba-133 Eichquelle, ebenso wie die Bestimmung der Energieauflösung. Die gemessene Energieauflösung (FWHM) betrug 1,1 keV @ 30 keV und 1,5 keV @ 380 keV. Nach zeitaufwändiger Einrichtung des Systems stand ein Messtag an der Uniklinik Köln zur Verfügung. Anhand eines Oszilloskops wurde das Vorverstärkersignal des Detektors beobachtet und sowohl das Setup als auch die Einstellungen der Röntgenröhre angepasst, um den Photonenfluss zu minimieren. Halbleiterdetektoren haben in Bezug auf die maximale Zählrate einen Nachteil gegenüber schnellen Szintillatoren. Um einzelne Photonen zu detektieren und auszuwerten, muss ein Pileup minimiert werden. Bei den ersten Tests lief der Vorverstärker jedoch in Sättigung. Daher wurde der Abstand des Detektors zum Streukörper auf 200 cm erweitert, die Blenden der Anlage möglichst weit zugefahren, alle verfügbaren Strahlenschutzmittel zwischen Streukörper und Detektor eingebracht und der Strom der Röntgeneinrichtung minimiert. Nach Optimierung aller Maßnahmen wurde der Photonenfluss im Detektor so weit reduziert, dass einzelne Signale sichtbar wurden. Unter einem Winkel von 90° (seitliche Streuung) und ca. 300° (rückwärtsgerichtete Streuung) wurde der Detektor platziert und jeweils ein Spektrum bei einer Röhrenspannung von 125 kV aufgenommen. Ein Foto des Setups ist in Abb. 4.10 gezeigt. Durch MC-Simulationen von Detektorantwortspektren konnte eine Entfaltung der Spektren durchgeführt werden. In Abb. 4.11 ist das entfaltete Spektrum unter Rückwärtswinkeln abgebildet. Das Spektrum unter 90° weist eine vergleichbare Struktur auf, hat jedoch wesentlich weniger Statistik. Daher wird auf dessen Darstellung verzichtet.

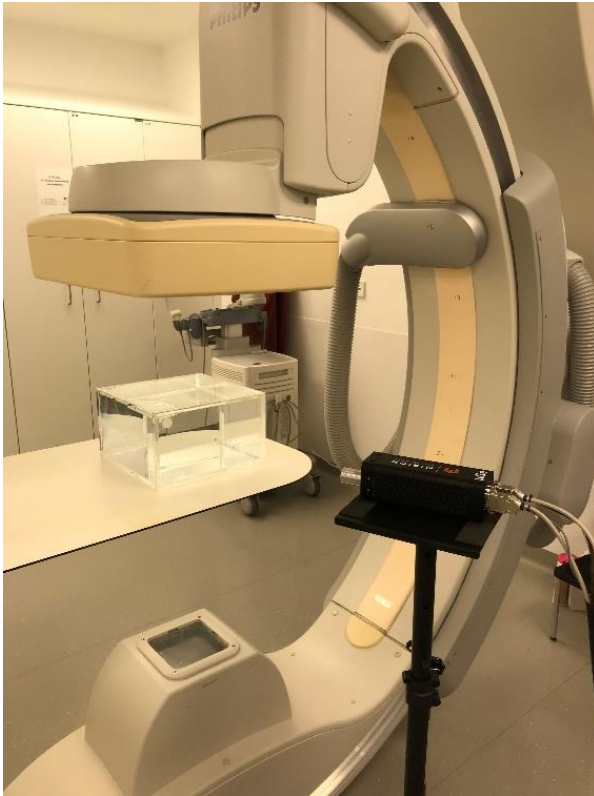


Abb. 4.10 Setup der HpGe-Detektor Messungen

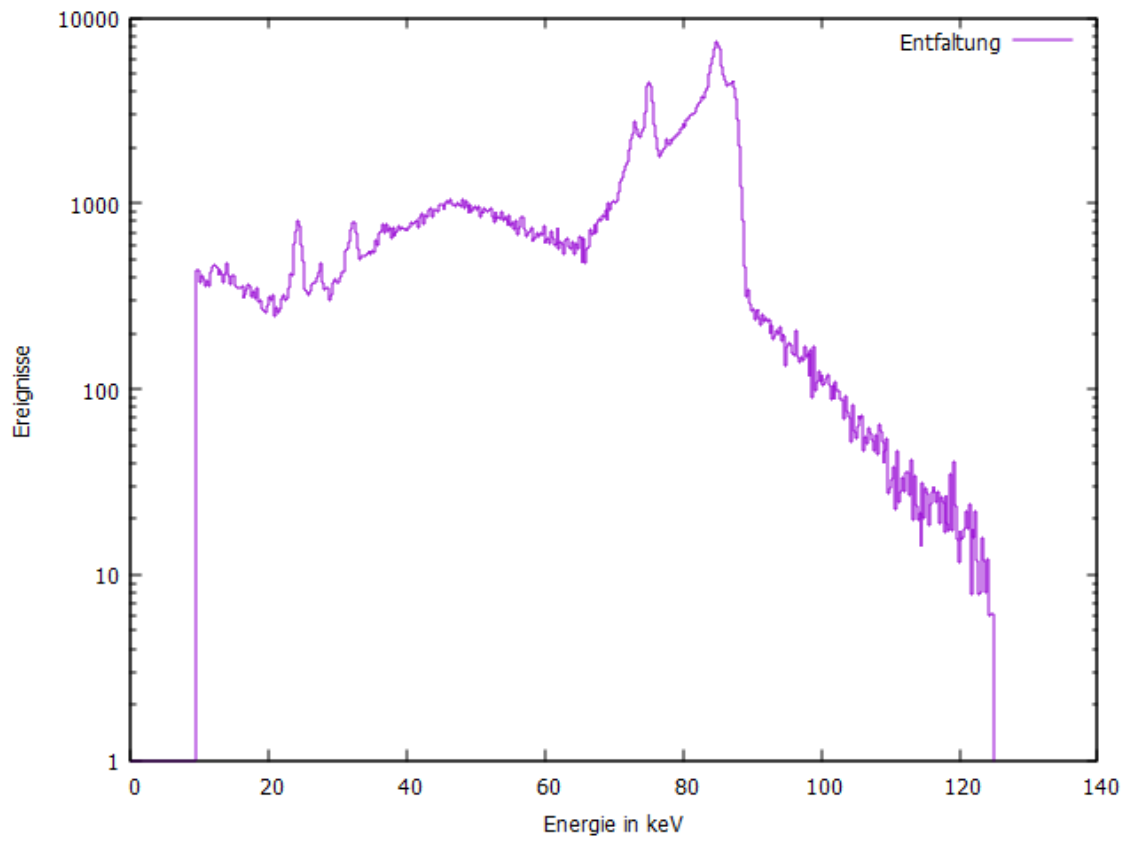


Abb. 4.11 Entfaltetes Spektrum des HpGe-Detektors

Bei der Analyse des Spektrums bestätigte sich die Tatsache, dass der Photonenfluss weit genug reduziert werden konnte, um einzelne Photonen zu messen. Das ist einerseits an der gleichgebliebenen Energieauflösung des Detektors zu erkennen, andererseits durch die abfallende Flanke des Spektrums bei hohen Energien. Diese Flanke reicht bis ca. 125 keV, was der maximalen Photonenenergie bei einer Röhrenspannung von 125 kV entspricht. Wären die Signale des Detektors nicht einzeln aufgelöst, wären deutlich mehr höherenergetische Ereignisse zugeordnet worden. Aus messtechnischer Sicht konnten somit erfolgreich Spektren aufgenommen werden.

Das Spektrum weist sowohl charakteristische Linien als auch ein Kontinuum auf. Dominiert wird das Spektrum durch charakteristische Linien zwischen ca. 65 keV und 90 keV. Auch zwischen ca. 20 keV und 40 keV sind einzelne Linien sichtbar. Eine Analyse zeigt, dass es sich dabei jedoch nicht um die charakteristischen Röntgenlinien des Primärstrahls handelt, sondern um Röntgenfluoreszenz-Linien von Blei. Das Blei stammt aus der Abschirmung, die zwischen dem Streukörper und dem Detektor eingebracht wurde, um die Zählrate zu reduzieren. Diese Dominanz im Spektrum erlaubt keinen Vergleich zwischen Simulation und Experiment, sodass auch keine Rückschlüsse auf den Primärstrahl möglich sind. Um eine Verbesserung herbeizuführen, müsste auf die Abschirmung verzichtet werden. Zur Verringerung der Zählrate könnte hingegen hilfreich sein, einen Kollimator zu verwenden. Ein entsprechendes Design zu erstellen, die Herstellung durchzuführen, sowie die Anwendung im Experiment war im Rahmen des Forschungsvorhabens oder gar in der zweiwöchigen Leihdauer des Detektors nicht möglich.

4.4 Datenerhebung reeller Interventionen

Bei der Datenerhebung reeller Interventionen war das Ziel, gemeinsam mit den Kooperationspartnern anonymisierte Datensätze (unter Berücksichtigung des geltenden Datenschutzrechts) zu extrahieren, die die jährliche Nutzung der Röntgeneinrichtungen einzelner, nicht namentlich benannter Ärzte, dokumentiert. Für die Datensätze eignen sich die Radiation Dose Structured Reports (RDSR). Dabei handelt es sich um einen Bericht der Röntgeneinrichtung, der automatisch erzeugt wird und im Patientensystem der Klinik, dem Picture Archiving and Communication System (PACS), gespeichert wird. Dieser Bericht enthält je nach Modell der Röntgeneinrichtung unterschiedliche Parameter, aber generell werden dort die verwendeten Einstellungen der Röntgeneinrichtung abgelegt. Darunter fallen insbesondere das DAP, die Röhrenspannung, das Strom-Zeit-Produkt, die Angulation, etc. Ein Ausschnitt eines solchen Berichts ist in Abb. 4.12 gezeigt. Die

Berichte enthalten eigentlich auch Patientendaten und Daten des behandelnden Arztes, die im Rahmen der Anonymisierung jedoch gelöscht wurden.

X-Ray Radiation Dose Report		
Irradiation Event X-Ray Data		
Concept Modifier: Acquisition Plane = Plane A (113620, DCM)	X-Ray Filters	Exposure Time:
Irradiation Event Type: Fluoroscopy (P5-06000, SRT)	X-Ray Filter Type: Strip Filter (113650, DCM)	65.6 ms
Acquisition Protocol: FL - Service	X-Ray Filter Material: Copper or Copper compound (C-127F9, SRT)	Pulse Width: 8.2 ms
Reference Point Definition: 15cm from Isocenter toward Source (113860, DCM)	X-Ray Filter Thickness Minimum: 0.2 mm	Exposure: 7681 uAs
Dose Area Product: 2.77e-006 Gy ²	X-Ray Filter Thickness Maximum: 0.2 mm	Focal Spot Size: 0.6 mm
Dose (RP): 0.00023 Gy	Fluoro Mode: Pulsed (113631, DCM)	Distance Source to Detector: 1200 mm
Positioner Primary Angle: 0.1 deg	Pulse Rate: 7.5 {pulse}/s	Distance Source to Isocenter: 750 mm
Positioner Secondary Angle: -0.2 deg	Number of Pulses: 8 1	Table Longitudinal Position: 6.9 mm
Collimated Field Area: 0.04798284 m ²	KVP: 70 kV	Table Lateral Position: 156.2 mm
	X-Ray Tube Current: 117.1 mA	Table Height Position: 154.6 mm
		Target Region: Entire body (T-D0010, SRT)

Abb. 4.12 Ausschnitt eines RDSR

Um die Datensammlung möglichst umfangreich zu gestalten, wurden Berichte aus verschiedenen Bereichen erfasst. Aus dem Universitätsklinikum Augsburg wurden Berichte aus der Kardiologie erhoben und aus der Uniklinik Köln sowohl aus dem Bereich Bauch/Beine sowie Eingriffe am Gehirn. Die Daten aus Augsburg wurden mit ca. 10.000 Reports sehr umfangreich erhoben. Dagegen wurden die Daten aus der Uniklinik Köln selektiv erhoben, wobei 369 Berichte erfasst wurden. Für zwei Ärzte pro Bereich wurden sämtliche Berichte für jeweils drei Monate ausgewählt. Zusätzlich wurden alle Berichte innerhalb eines Monats für jede der beiden Anlagen bereitgestellt.

Zwei verschiedene Analysen konnten mit den Datensätzen durchgeführt werden. Zum einen dienen sie der Erfassung von häufig verwendeten Einstellungen, um damit die Job-Exposure-Matrix entsprechend zu erstellen. Außerdem wurden Parameter identifiziert, die generell selten und in geringem Maße variieren, um sie aus der Job-Exposure-Matrix als variierenden Parameter auszuschließen. Zum anderen dienen die Datensätze zur Abschätzung einer Jahresdosis des Arztes, bzw. zur Abschätzung wie viele dieser Interventionen durchgeführt werden könnten, um einen gesetzlichen Dosisgrenzwert zu erreichen. Alternativ kann der Benutzer die verschiedenen Dosen betrachten, die mit oder ohne Strahlenschutzmittel an verschiedenen Punkten im Raum auftreten würden.

In Abb. 4.13 sind für die zur Verfügung gestellten RDSR beider Kliniken die Häufigkeitsverteilungen der Primär- und Sekundärwinkel des C-Bogens sowie der Röhrenspannung gezeigt. Es wird deutlich, dass die Winkel des C-Bogens am häufigsten auf 0° eingestellt werden. Die Abbildung des Primärwinkels zeigt außerdem klare Peak-Strukturen, also Häufungen bei bestimmten Werten, z. B. bei $\pm 90^\circ$. Aus diesen Daten kann abgeleitet werden, dass die Job-Exposure-Matrix bezüglich des Primärwinkels mindestens in 90° -Schritten erstellt werden sollte. In geringem Maße wurden in Augsburg auch von 0° verschiedene Sekundärwinkel eingesetzt, wobei der Anteil in Köln deutlich geringer ist. Daher könnte abgeleitet werden, dass der Sekundärwinkel für die Job-Exposure-Matrix vernachlässigt werden kann. Die Peak-Strukturen der Röhrenspannungen sind in Augsburg deutlich ausgeprägter. In Köln ist eine zusätzlich zugrundeliegende Kontinuität sichtbar. Die Daten zeigen, dass die Job-Exposure-Matrix erst ab einer Röhrenspannung von 60 kV generiert werden muss, nach Möglichkeit aber einige häufig verwendete Spannungen zur Auswahl verfügbar sein sollten.

Weitere Analysen zu den erhobenen Daten finden sich im Kapitel 5 zur Job-Exposure-Matrix.

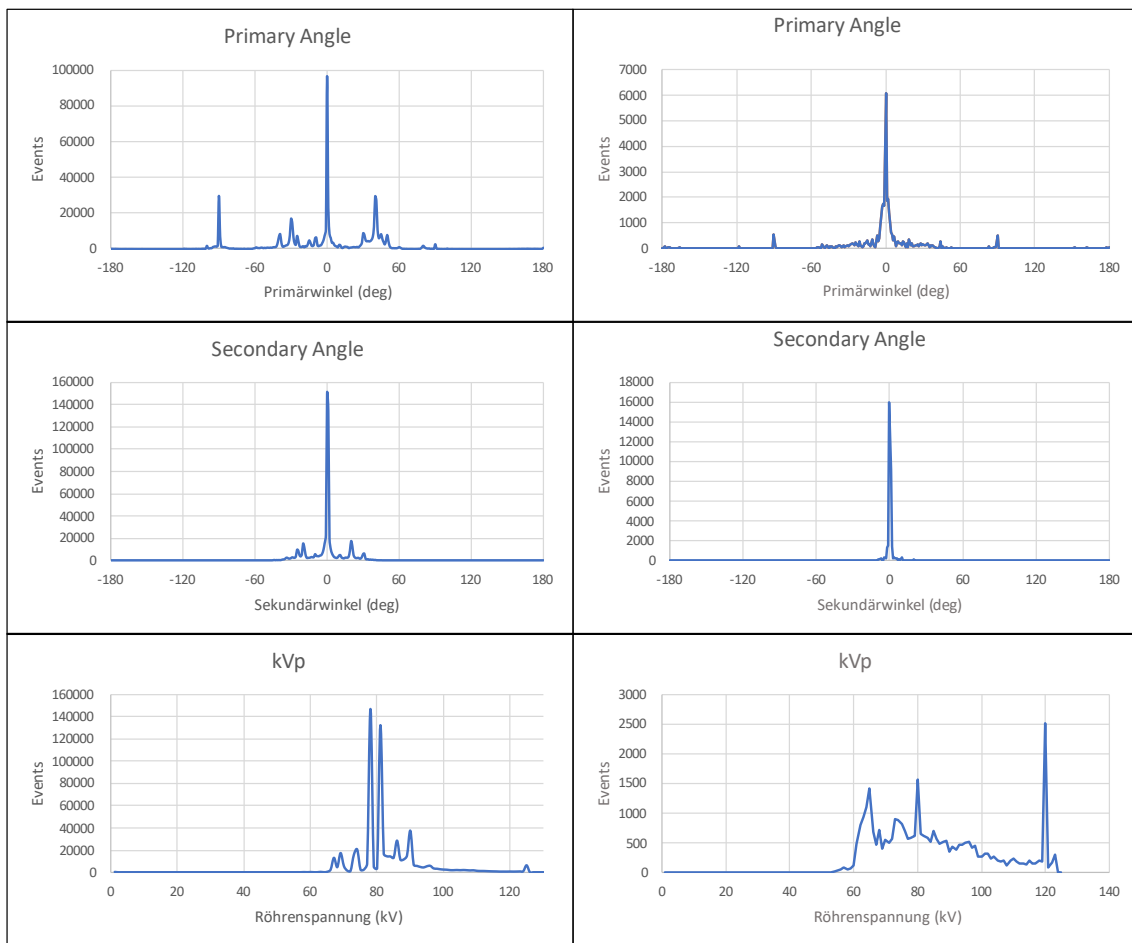


Abb. 4.13 Analyse von tatsächlich verwendeten Parametern aus den erhobenen RDSR

5 Die Job-Exposure-Matrix

5.1 Umfang der Job-Exposure-Matrix

Eines der Primärziele des Forschungsvorhabens war die Erstellung einer Job-Exposure-Matrix (JEM). Diese soll die Möglichkeit liefern, anhand festzulegender/auswählbarer Parameter für bestimmte Punkte im Raum eine Dosis zu ermitteln. Dazu musste eine Datenbank simuliert und das Post-Processing angepasst werden, um aus den Simulationsdaten die gewünschten Dosen zu berechnen.

Anhand der verschiedenen Sensitivitätsstudien siehe Abschnitt 3.1, und der Auswertung der erhobenen Daten, siehe Abschnitt 4.4, wurde die Größe der Job-Exposure-Matrix festgelegt. Ein weiterer Aspekt war die Rechenzeit der Simulationen auf dem Cluster der GRS. Die verschiedenen Parameter wurden dahingehend unterschieden, ob deren Variation innerhalb der Simulationsumgebung oder innerhalb des Post-Processings stattfindet. Alle Parameter, die sich auf die Geometrie des Setups beziehen, z. B. die Angulationswinkel des C-Bogens oder die verwendeten Strahlenschutzmittel (StrlSchM), müssen innerhalb der Simulation variiert werden. Diese Simulationen sind zeitaufwändig und limitieren die Größe der Matrix.

Nach Abwägung aller Aspekte wurden die zu variierenden Parameter sowie deren auswählbaren Werte festgelegt. Eine Übersicht über alle Parameter ist in Tab. 5.1 gegeben. Als erstes wurde in der Simulation der Primärstrahl auf verschiedene Körperteile des MIRD-Phantoms gerichtet (Kopf, Thorax, Abdomen), wobei die Ausleuchtung mit $14 \times 14 \text{ cm}^2$ an der Unterkante des Phantoms festgelegt ist. Dies entspricht etwa einer Flächendiagonale am Detektor (FD) von 35 cm. Weiterhin wurden alle Simulationen sowohl mit als auch ohne Strahlenschutzmittel durchgeführt. Dabei bedeutet das Einschalten der Strahlenschutzmittel, dass sowohl eine deckenhängende Bleiglasscheibe, eine mobile Bleiglaswand und der Untertisch-Schutz aktiviert wird. Die dritte Spalte weist die verfügbaren Primärwinkel in 90° -Schritten auf. Spalte vier zeigt die Auswahl der Röhrenspannungen (kVp) und Spalte fünf die Cu-Filter der Röntgeneinrichtung. Im Post-Processing werden außerdem verschiedene Dosisgrößen ermöglicht. Die Auswahl der erzeugten Größen ist in der sechsten Spalte zu finden. Zusätzlich zu den baulichen Strahlenschutzmitteln wurden persönliche Schutzausrüstungen (PSA) hinzugefügt, siehe Spalte sieben. Dafür wurden die Bleigleichwerte von typischer Schutzkleidung gewählt. Typische dünne Röntgenschutz-Handschuhe haben ein Bleiäquivalent von

0,03 mm bis 0,04 mm. Der Bleigleichwert für Schürzen liegt bei 0,25 mm, 0,35 mm oder 0,5 mm. Der Bleigleichwert beim Schilddrüsenschutz liegt oft bei 0,5 mm. Röntgen-schutzbrillen weisen häufig Bleigleichwerte von 0,5 mm, 0,75 mm oder 1 mm auf. Abschließend sind in Spalte 8 Positionsnummern der Dosimetriepunkte angegeben. Insgesamt wurden 12 Positionen im Raum festgelegt, an denen Dosen ermittelt wurden. Eine Beschreibung der Positionen ist in Tab. 5.2 zusammengefasst. In Abb. 5.1 bis Abb. 5.3 sind die Positionen graphisch dargestellt. Die Positionen der Dosimetriepunkte orientieren sich an typischen Aufenthaltsorten von Personal im Interventionsraum. Ein Operateur befindet sich auf der rechten Seite des Patienten, 30 cm hinter einer mobilen Bleiglaswand, die auf Hüfthöhe des Patienten angebracht ist. Es gibt dabei für den Operateur folgende Dosimetriepunkte:

- Auge in 170 cm Höhe (Position 8),
- Brust in 140 cm Höhe (Position 9),
- Hand in 120 cm Höhe sowohl anliegend (Position 7) als auch vorgestreckt (Position 10) und
- Bein in 50 cm Höhe (Position 11).

Weiterhin gibt es auf Brusthöhe (140 cm Höhe) weitere Dosimetriepunkte für z. B. Assistenzpersonal oder Ärzte:

- Neben dem Kopf des Patienten (20 cm vom Kopf entfernt, Position 1),
- gegenüber dem Operateur (Position 2),
- neben dem Operateur (80 cm neben dem Operateur, Position 6),
- gegenüber der Person neben dem Operateur (Position 3),
- am Fußende der Patientenliege (3 m entfernt vom Isozentrum, Position 5) und
- in den beiden Raumecken fußseitig der Patientenliege (Positionen 4 und 12).

Tab. 5.1 Übersicht über die Parameter der Job-Exposure-Matrix

Körperteil	StrlSchM	Primärwinkel (Deg)	kVp (kV)	Cu-Filter (mm)	Dosisgröße	PSA Blei (mm)	Position
Kopf	mit	0	65	0	H _p (10)	0	1
Thorax	ohne	90	68	0,1	H _p (3)	0,03	2
Abdomen		180	70	0,2	H _p (0,07)	0,04	3
		270	75	0,3		0,25	4
			80	0,4		0,35	5
			85	0,5		0,5	6
			90	0,6		0,75	7
			100	0,7		1	8
			120	0,8			9
			125	0,9			10
							11
							12

Tab. 5.2 Kurzbeschreibung der Dosimeterpositionen

Position	Kurzbeschreibung Position
1	Am Kopf des Patienten
2	Assistenz gegenüber Operateur
3	Assistenz gegenüber Operateur, seitlich versetzt
4	Assistenz in Ecke des Raums im Dosisschatten
5	Assistenz am Ende der Liege
6	Zweiter Arzt/Assistenz neben Operateur
7	Operateur: Hand anliegend
8	Operateur: Auge
9	Operateur: Brust
10	Operateur: mit vorgestreckter Hand
11	Operateur: Bein
12	Assistenz in Ecke des Raums ohne StrlSchM

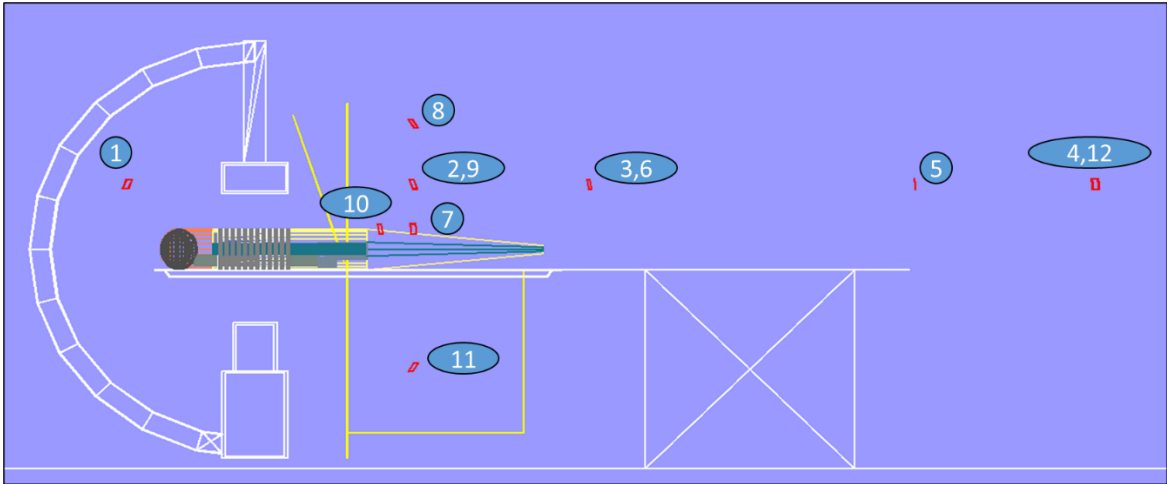


Abb. 5.1 Seitenansicht der Dosimeterpositionen

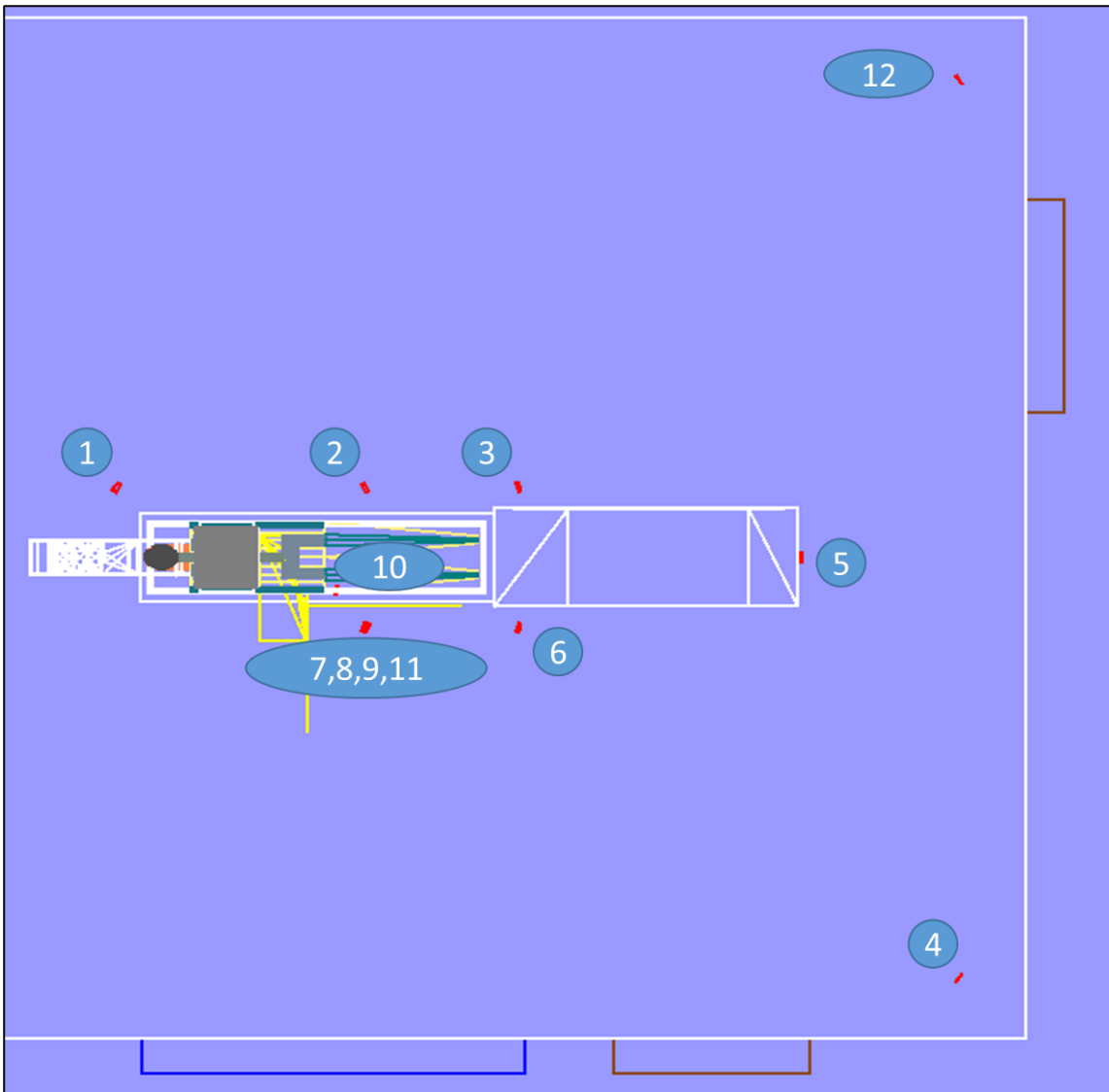


Abb. 5.2 Vogelperspektive der Dosimeterpositionen

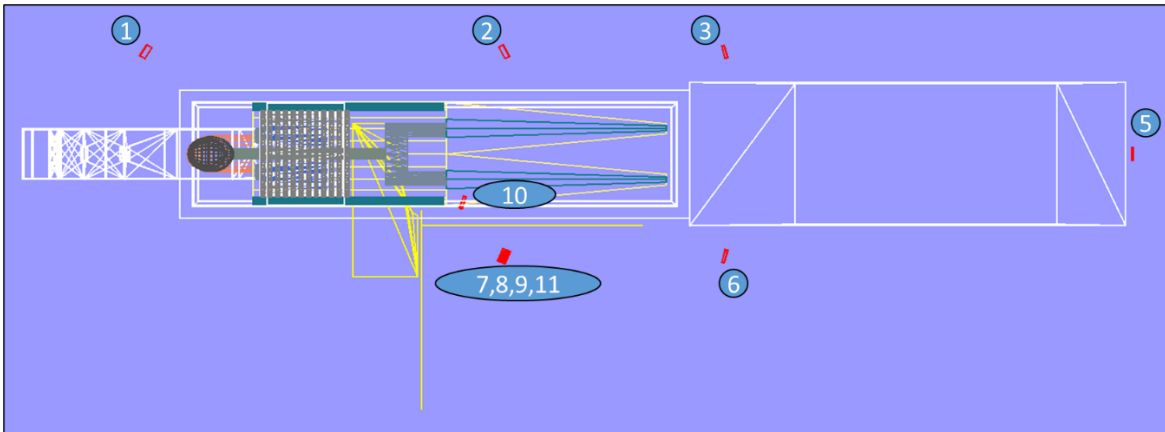


Abb. 5.3 Zoom der Vogelperspektive der Dosimeterpositionen

Daraufhin wurde jede Kombination aller Werte aus Tab. 5.1 erstellt. Insgesamt besteht die Job-Exposure-Matrix aus über 1,3 Millionen Dosiswerten. Die Rechenzeit der Simulationen betrug über 65.000 CPU-Stunden. Das entspricht über 7,5 CPU-Jahre. Dabei wurden teilweise bis zu 100 Kerne des GRS-Clusters parallel genutzt.

5.2 Tool zur Job-Exposure-Matrix

Zur Verwaltung der großen Anzahl an Dosiswerten der JEM wurde ein Excel-Tool unter Verwendung von Excel-VBA entwickelt. Eine graphische Oberfläche, siehe Abb. 5.4, dient als Startbildschirm. Von dort kann der Nutzer durch das Tool navigieren. Zur Verfügung stehen vier Bereiche:

- Anleitung
- Parameterübersicht
- Eingabe Datensatz
- Berechnung

Die Anleitung ist eine Dokumentation über die Verwendung des Tools und gibt dem Anwender nützliche Hinweise. In der Parameterübersicht sind alle auswählbaren Parameter samt deren verfügbaren Werten aufgelistet. Das Tool greift bei einer Berechnung auf die Datenbank der Dosiswerte zu und ermittelt die gewünschte Dosis. Dabei gibt es zwei Berechnungsmodi, die Einzelberechnung und die Berechnung eines Datensatzes, siehe Abb. 5.5.

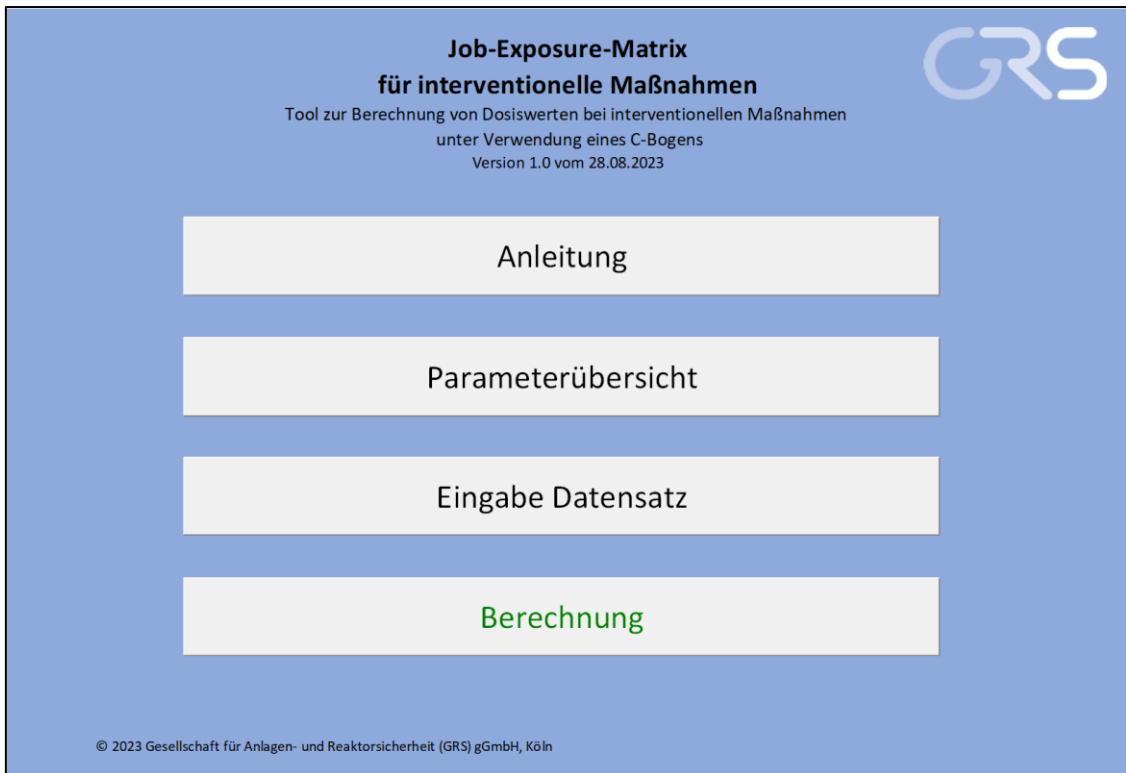


Abb. 5.4 Graphische Oberfläche des JEM-Tools

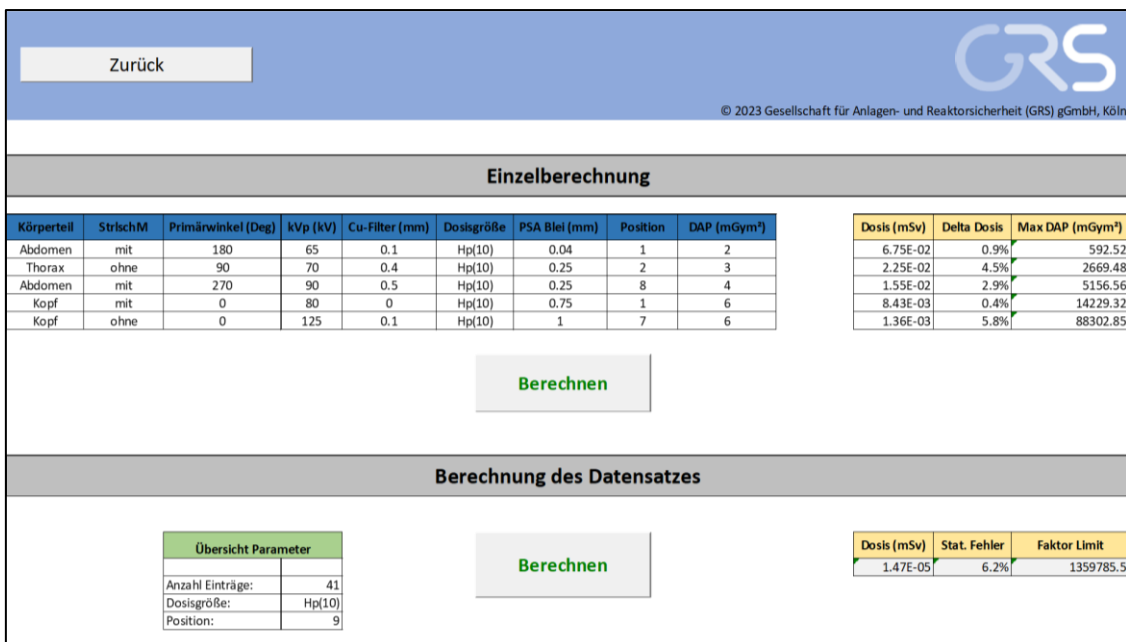


Abb. 5.5 Berechnungs-Bereich des JEM-Tools

Bei der Einzelberechnung können bis zu fünf verschiedene Fälle anhand von Drop-Down-Feldern zusammengestellt werden. Das DAP ist frei eintragbar. Durch Betätigen des „Berechnen“-Buttons wird die Berechnung durchgeführt. Die Ergebnisse erscheinen

im rechten Bereich des Tabellenblatts (gelbe Überschrift). Ausgegeben wird die Dosis in mSv, der statistische Fehler in % sowie ein maximales DAP in mGym². Das maximale DAP gibt an, wie groß das DAP bei den gewählten Einstellungen sein dürfte, um den gesetzlichen Grenzwert für die gewählte Dosisgröße zu erreichen. Somit kann ein Anwender durch Auswahl einer seiner typischen Anwendungen und seiner Position berechnen, welches DAP pro Jahr er maximal verwenden kann.

Die Berechnung eines Datensatzes erfolgt im unteren Bereich des Tabellenblatts. Hier erfolgt keine Eingabe, sondern lediglich die Berechnung und die Ausgabe der Ergebnisse. Die Eingabe des Datensatzes erfolgt im Tabellenblatt „Eingabe_Datensatz“, siehe Abb. 5.6. Hier kann eine beliebig große Anzahl an Daten, z. B. aus einem oder mehreren RDSR angegeben werden. Um eine Vermischung von verschiedenen Dosisgrößen und Positionen zu verhindern, wird für diese Parameter immer der erste Eintrag verwendet.

Körperteil	StrlschM	Primärwinkel (Deg)	kVp (kV)	Cu-Filter (mm)	Dosisgröße	PSA Blei (mm)	Position	DAP (mGym ²)	Dosis (mSv)	Delta Dosis
Kopf	mit	0	80	0	Hp(10)	0.5	9	0.049285958	7.27079E-07	4.66997E-08
Kopf	mit	0	85	0	Hp(10)	0.5	9	0.000110315	2.37602E-09	1.51029E-10
Kopf	mit	0	120	0	Hp(10)	0.5	9	0.003798584	2.05249E-07	1.2544E-08
Kopf	mit	0	125	0	Hp(10)	0.5	9	0.000831	4.77132E-08	2.8925E-09
Kopf	mit	0	65	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.000465933	1.72704E-08	1.12704E-09
Kopf	mit	0	68	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.000495136	1.23434E-08	8.153E-10
Kopf	mit	0	70	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.000354867	1.65037E-08	1.07066E-09
Kopf	mit	0	75	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.031436804	1.96694E-06	1.26137E-07
Kopf	mit	0	80	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.03414461	2.8427E-06	1.80482E-07
Kopf	mit	0	85	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.00302734	3.27516E-07	2.05822E-08
Kopf	mit	0	90	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.002971167	4.07786E-07	2.53297E-08
Kopf	mit	0	100	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.001289219	1.93387E-07	1.18897E-08
Kopf	mit	0	120	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.002622609	3.76335E-07	2.25666E-08
Kopf	mit	0	125	0.1	Hp(10)	0.5	9	0.004096614	5.94519E-07	3.52504E-08
Kopf	mit	0	65	0.4	Hp(10)	0.5	9	7.10293E-06	1.06824E-09	6.8552E-11
Kopf	mit	0	68	0.4	Hp(10)	0.5	9	0.000112705	6.78264E-09	4.38339E-10
Kopf	mit	0	70	0.4	Hp(10)	0.5	9	0.000716053	1.09677E-07	7.01082E-09
Kopf	mit	0	75	0.4	Hp(10)	0.5	9	0.002512634	4.26733E-07	2.69737E-08
Kopf	mit	0	80	0.4	Hp(10)	0.5	9	0.003395363	6.82943E-07	4.26945E-08
Kopf	mit	0	85	0.4	Hp(10)	0.5	9	0.002987702	7.30412E-07	4.51462E-08
Kopf	mit	0	90	0.4	Hp(10)	0.5	9	0.002965806	8.82264E-07	5.38028E-08

Abb. 5.6 Tabellenblatt zur Eingabe eines Datensatzes

Durch das Betätigen des „Berechnen“-Buttons im Berechnungs-Bereich des Tools wird die Dosis in mSv, der statistische Fehler in % sowie ein Faktor berechnet und im rechten Bereich ausgegeben. Der Faktor ist eine Analogie zur Angabe eines maximalen DAPs bei den Einzelberechnungen. Dieser gibt an, wie oft der Anwender die angegebenen Prozeduren durchführen könnte, um den gesetzlichen Dosisgrenzwert zu erreichen.

5.3 Nutzung der Job-Exposure-Matrix

Anhand des JEM-Tools können verschiedene Analysen durchgeführt werden. Eine Möglichkeit ist die Betrachtung der persönlichen Dosen von medizinischem Personal im Interventionsraum. Dies kann anhand eigener RDSRs oder typischer Anwendungen erfolgen. Somit kann das Tool für persönliche Einsätze aber auch bis hin zur Personalplanung genutzt werden.

Eine weitere Möglichkeit der Nutzung ist die Analyse von Dosen unter Verwendung verschiedener Strahlenschutzmittel und PSA an bestimmten Positionen im Raum. Die Wirksamkeit der Abschirmungen kann anhand des Tools quantitativ für individuelle Situationen bestimmt werden.

Wichtig für den Anwender ist auch die Unsicherheit der Ergebnisse. Angegeben sind die statistischen Fehler der Simulationen. Diese schwanken typischerweise zwischen 1 % und 10 %, aber es treten vereinzelt auch Konstellationen bis zu 20 % Fehler auf. Die Unterschiede liegen in der Statistik der einzelnen Positionen und Simulationen. Während weiter entfernte Positionen naturgemäß eine geringere Statistik haben als nahe Positionen, wurden die Simulationen zusätzlich mit unterschiedlich vielen Primärteilchen durchgeführt. Das liegt insbesondere an den Strahlenschutzmitteln, denn sobald diese aktiv sind, absorbieren sie einen Großteil der Strahlung und somit müssen mehr Primärteilchen simuliert werden. Zusätzlich zu den statistischen Fehlern kommen systematische Fehler. Diese liegen generell für die Simulationen bei ca. 20 % bis 30 %. Jedoch bieten die Abweichungen des realen Patienten zum Phantom, z. B. bei Kindern oder adipösen Patienten eine deutlich höhere Unsicherheit. Als letzter Aspekt sei die Größe der Matrix genannt, denn nicht alle Parameter oder alle Werte sind verfügbar. Die gewünschten Werte müssen gegebenenfalls zum nächsten verfügbaren Wert gerundet werden. Die Sensitivitätsstudien geben eine Übersicht über die Abweichungen und während viele Parameter im Rahmen von wenigen Prozent bis maximal einen Faktor 2 ausmachen können, weist die Ausdehnung des Patienten insbesondere bei niedrigen Spannungen den größten Einfluss auf. Hier wurden Unterschiede von bis zu einer Größenordnung sichtbar. Unter Einschränkung der Gültigkeit der Job-Exposure-Matrix auf die verfügbaren durchstrahlten Körperteile und Patienten, deren Maße nicht zu stark vom MIRD-Phantom abweichen, kann die Unsicherheit der Ergebnisse generell auf unter einem Faktor zwei abgeschätzt werden. Somit ist eine Robustheit und quantitative Aussagekraft der Ergebnisse gewährleistet.

6 Visualisierung von Dosisverteilungen

Sowohl das Vorgängerforschungsvorhaben als auch das aktuelle Forschungsvorhaben haben eine inhaltliche Detailtiefe erreicht, die ein hohes Maß an wissenschaftlichem Fachwissen voraussetzt und nicht direkt in allgemeinverständlicher Form darstellbar ist. Die diskutierten Aspekte sind so komplex, dass sie für das medizinische Personal nicht im Detail nachvollziehbar und relevant sind. Daher ist es sinnvoll, die wesentlichen Ergebnisse und Erkenntnisse auf eine allgemeinverständliche Form zu reduzieren und zur Verfügung zu stellen.

Aus diesem Grund wurde im Rahmen dieses Forschungsvorhabens angestrebt, Dosisverteilungen zu visualisieren. Basierend auf den 3D-Matrizen des Vorgängerforschungsvorhabens, bei denen der Interventionsraum in Voxel von ca. $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ unterteilt wurde, sollten Animationen von einzelnen Situationen erstellt werden, um die Dosisverteilung im Raum visuell darzustellen.

Zum Erreichen dieses Ziels wurde die Software „Virtuelles Untertagelabor im Steinsalz“ (VIRTUS) verwendet /GRS 14/. In einem Gemeinschaftsprojekt mit BGR, BGE Technology GmbH (ehemals DBE Technology GmbH) und Fraunhofer IFF hat die GRS diese Software entwickelt, um eine anschauliche Visualisierung der Ergebnisse numerischer Simulationen in den drei-dimensionalen geologischen Strukturen eines Endlagers zu realisieren, die sowohl dem forschenden Wissenschaftler als auch der interessierten Öffentlichkeit helfen soll, die komplexen Prozessabläufe in einem Endlager besser verstehen und bewerten zu können /GRS 14/.

VIRTUS ist jedoch nicht auf geologische Fragestellungen beschränkt. Es ist eine Vielzahl an Visualisierungen möglich, insofern die Datenformate kompatibel sind. In Abstimmung mit den Programmierern der Software VIRTUS wurde die Geometrie aus der Geant4 Simulationsumgebung in VIRTUS übertragen. Dabei wurden computer-aided design (CAD) Schnittstellen verwendet. Weiterhin wurden die 3D-Matrizen des Interventionsraums in ein für VIRTUS lesbares Format angepasst und eingelesen. Somit wurde ein mit Dosisdaten gefülltes 3D-Modell des Interventionsraums erstellt. Die Dosisdaten sind farblich dargestellt. Innerhalb von VIRTUS ist es nun möglich, die Darstellung innerhalb des Raums zu verändern, hindurchzufahren, die Dosisdaten von oben nach unten oder von einer Seite zur anderen durchlaufen zu lassen, hinein oder hinaus zu zoomen, und die Bewegungen im Videoformat zu speichern. Somit ist es gelungen, einzelne Videosequenzen zu erzeugen.

Es wurden verschiedene Simulationsdaten eingelesen, z. B. für verschiedene Angulationswinkel des C-Bogens, Röhrensparnungen oder Strahlenschutzmittel. Die Abb. 6.1 und Abb. 6.2 zeigen Beispiele für Dosisverteilungen für verschiedene Angulationswinkel und Röhrensparnungen. Eine Legende des Dosis-Farbverlaufs ist in Abb. 6.1 mit abgebildet. Die Dosis ist auf das DAP normiert.

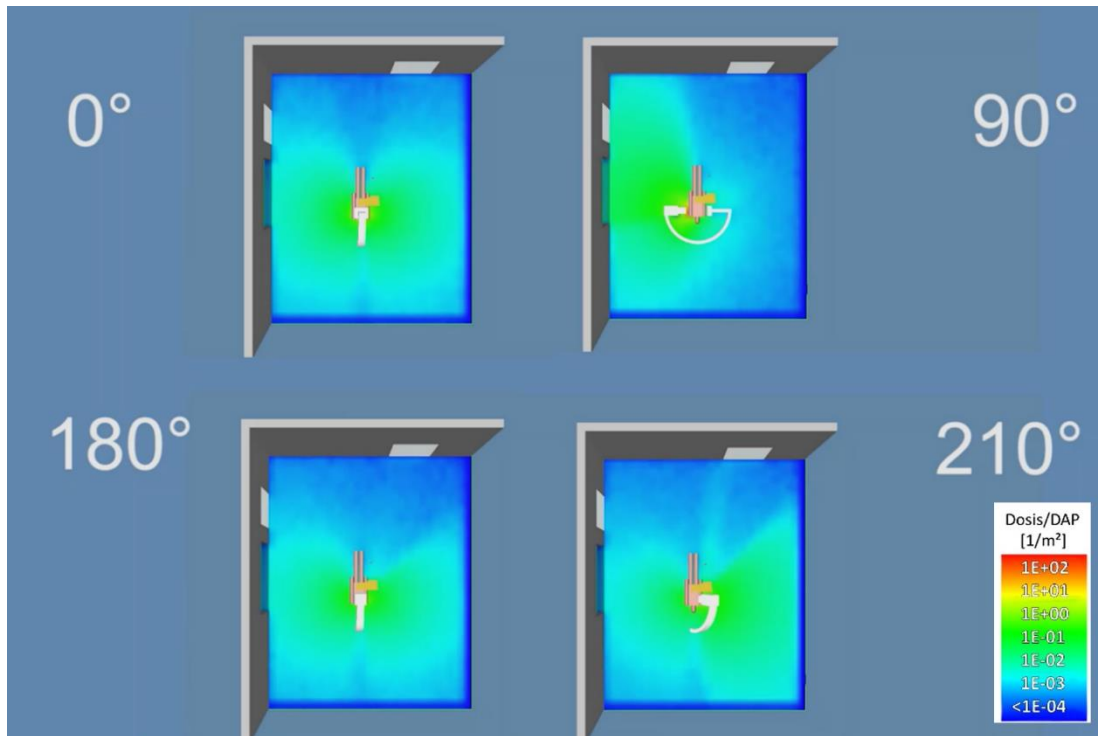


Abb. 6.1 Dosisverteilung für verschiedene Angulationswinkel

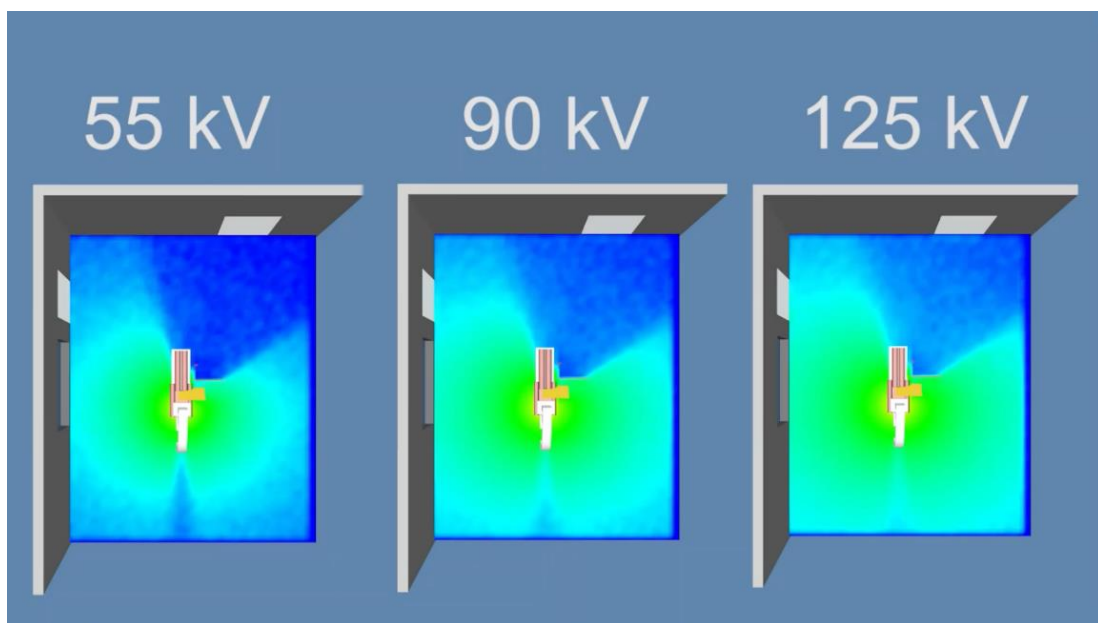


Abb. 6.2 Dosisverteilung für verschiedene Röhrensparnungen

Die Darstellung mit VIRTUS erlaubt es, die Dosisverteilung im Raum visuell zu studieren und die Ergebnisse einprägsam wahrzunehmen. Die Farbverläufe zeigen dosisintensive Bereiche im Raum und ebenfalls Dosis-Schatten, in denen eine gute Abschirmung vorliegt. Die Vergleiche von verschiedenen Einstellungen in einem Bild erlauben Vergleiche von günstigen und ungünstigen Aufenthaltsorten in unterschiedlichen Situationen.

Da die Sequenzen erfolgreich erstellt werden konnten und die Darstellung die ursprünglichen Erwartungen übertraf, wurde beschlossen, ein vollständiges Video zu produzieren und zu veröffentlichen. Dafür wurde ein Skript mit verschiedenen abzudeckenden Themen samt Sprechertext erstellt. Zusätzlich wurden Informationsboxen in die einzelnen Sequenzen eingebracht oder weiteres Videomaterial erstellt oder herangezogen. Die finale Version hat eine Länge von ca. 12 Minuten und eignet sich als Informations- und Schulungsmaterial für medizinisches Personal, Strahlenschützer, Medizinphysiker und andere interessierte Personengruppen. Einzelne Szenen können im Rahmen von Strahlenschutzunterweisungen oder innerhalb eines Teams besprochen werden, um Verhaltensmuster zu optimieren und das allgemeine Verständnis für die Dosisverteilung im Raum zu verbessern.

Das Video wurde am 12. Juli 2023 zum Beispiel auf YouTube veröffentlicht und ist über folgenden Link erreichbar: <https://www.youtube.com/watch?v=UtbC1QbEE04> (Stand 12.07.2023).

7 Wirksamkeit von Strahlenschutzmitteln und weitere Analysen

Anhand der 3D-Matrizen und des JEM-Tools wurden diverse Analysen in Hinblick auf die Wirksamkeit von Strahlenschutzmitteln und PSA sowie auf Strahlenschutzmaßnahmen durchgeführt. Einschlägige Ergebnisse wurden im Video, siehe Kapitel 6, bereits veröffentlicht. Ziel der Analysen war es einerseits, dosisintensive Aufenthaltsorte und deren Abhängigkeit von bestimmten Einstellungen der Röntgeneinrichtung zu identifizieren und andererseits, Hinweise darauf zu finden, welche Körperregionen durch welche Strahlenschutzmittel gut zu schützen sind, bzw. deren Schutz eine Herausforderung ist.

7.1 Wirksamkeit von Abschirmungen

Die Wirksamkeit W von baulichen Strahlenschutzmitteln und PSA wird im Folgenden in % angegeben und beschreibt den Anteil an Strahlung, der abgeschirmt wird:

$$W = 1 - (\text{Dosis mit Strahlenschutzmittel} / \text{Dosis ohne Strahlenschutzmittel}).$$

Je größer die Wirksamkeit, desto geringer ist die Dosis am Dosimeter. Die Wirksamkeit ist von verschiedenen Faktoren abhängig, basiert wissenschaftlich jedoch lediglich auf der Wechselwirkung von Photonen mit Materie. Je größer die Dichte und Ordnungszahl des Absorbers, desto höher ist die Wechselwirkungswahrscheinlichkeit und somit die Wirksamkeit. Hier wird lediglich Blei als Material für die Strahlenschutzmittel und PSA betrachtet. Ein zweites wichtiges Kriterium ist die Energie der Photonen. In dem hier vorliegenden Energiebereich sinkt die Wechselwirkungswahrscheinlichkeit mit steigender Energie. Somit ist die Wirksamkeit geringer, je höher die Photonenenergie steigt. Das bedeutet, dass mit höherer Röhrenspannung und mit mehr Cu-Filter eine Aufhärtung des Röntgenstrahls erreicht werden kann und somit die mittlere Photonenenergie größer wird. Entsprechend sinkt die Wirksamkeit von Abschirmungen.

Durch Nutzung des JEM-Tools (s. Kapitel 5) können Dosen und somit Wirksamkeiten sowohl für extreme Einstellungen mit den Einzelberechnungen als auch für die realen erhobenen Datensätze berechnet werden. Die realen Datensätze geben aufgrund ihrer Vielfältigkeit von Einstellungen eine bessere Abbildung eines realistischen Mittelwertes wieder.

7.1.1 Wirksamkeit von baulichen Strahlenschutzmitteln

Wie bereits erwähnt, können die baulichen Strahlenschutzmittel entweder gemeinsam ausgewählt oder ausgeschaltet werden, jedoch nicht einzeln aktiviert werden. Dabei handelt es sich um eine deckenhängende Bleiglasscheibe, eine mobile Bleiglaswand und einen Untertisch-Schutz. Im Folgenden wird der Operateur betrachtet, dessen Dosimetriepunkte (Positionen 7 – 11, s. Abschnitt 5.1 und Abb. 5.1 bis Abb. 5.3) besonders von diesen Strahlenschutzmitteln geschützt sind. In Tab. 7.1 ist eine Übersicht über die Ergebnisse gegeben. Für die fünf Dosimetriepunkte des Operateurs sind die minimalen und maximalen Wirksamkeiten bei einer Angulation von 0° angegeben. Es ist jeweils das durchleuchtete Körperteil des Patienten mit angegeben, das zum Minimum oder Maximum führte. Zusätzlich wurden die Werte für die realen Datensätze von vier Ärzten ermittelt. Die Ärzte zeigen jeweils für Auge (92 % - 93 %), Brust (87 % - 90 %) und Bein (99 %) Werte mit geringen Abweichungen. Auch die Minimal- und Maximalwerte für diese Dosimetriepunkte liegen lediglich 5 bis ca. 10 Prozentpunkte auseinander.

Die Situation bei den Händen weicht hier jedoch deutlich ab. Einerseits sind die maximalen und minimalen Wirksamkeiten in ihren Absolutwerten deutlich geringer, in Position 7 zwischen 60 % und 91 % und in Position 10 sogar nur zwischen 38 % und 83 %. Andererseits die Abweichung zwischen den durchleuchteten Körperteilen stärker ausgeprägt. Auch bei den vier Ärzten ist dieser Trend zu erkennen. Während die Ärzte 1 und 2 primär den Kopf durchleuchtet haben, waren die Eingriffe der Ärzte 3 und 4 im Abdomen-Bereich. Hier zeigt sich deutlich, dass der Bereich auf Höhe der Hände, egal ob vorgestreckt oder anliegend, sehr sensitiv und inhomogen ist. Dies liegt einerseits daran, dass die Hände höher sind als der Untertisch-Schutz, der somit nicht zum Tragen kommt. Die mobile Bleiglaswand wirkt zwar bei der zurückgezogenen Hand (Position 7), aber in Position 10 verlässt die Hand den Schutzbereich dieser Abschirmung. Auch die deckenhängende Bleiglasscheibe entfaltet auf dieser Höhe noch nicht seine volle Wirkung, da es erst ab der Patientenoberfläche beginnt. Hier ist somit eine entscheidende Lücke und die Positionierung der deckenhängenden Bleiglasscheibe kann den Schutz der Hände stark verbessern. Je nach Modell verfügen die Strahlenschutz-Scheiben über zusätzliche Lamellen an den Patienten-Aussparungen. Diese können die Lücken zwischen Patienten und Scheibe flexibel minimieren und den Schutz des sensiblen Bereichs der Hände erhöhen.

Herausragend ist der Schutz der Beine (Position 11). Auch wenn bei Untertisch-Anordnungen an dieser Position die höchste Dosis zu erwarten ist, ändert sich das Bild, wenn

die Strahlenschutzmittel verwendet werden. Die Wirksamkeit ist bei den vier Ärzten im Mittel größer als auf Höhe der Brust. Während das Verhältnis zwischen Dosis ohne und mit Strahlenschutzmittel auf Höhe der Brust bei den vier Ärzten im Mittel bei 8,8 ist, liegt es bei den Beinen im Mittel bei 88. Der Untertisch-Schutz reduziert die Dosis an den Beinen somit um einen Faktor 10 mehr als die Strahlenschutzmittel, die die Brust schützen.

Wie groß der Einfluss der Strahlenschutzmittel auf weiter entfernte Positionen im Raum ist, kann beispielsweise anhand der Assistenzen in den Raumecken (Positionen 4 und 12) untersucht werden. Während sich erwartungsgemäß im Rahmen der statistischen Fehler an Position 12 keine Änderungen ergibt, wenn die Strahlenschutzmittel eingebracht sind, wurde an Position 4 für die Ärzte 1 und 2 ca. 70 % und für die Ärzte 3 und 4 ca. 50 % Wirksamkeit ermittelt. Auch hier liegt der Unterschied wieder an dem durchleuchteten Körperteil, genauer gesagt an den Körperteilen, die sich zwischen Isozentrum und Dosimeter befinden und somit die Streustrahlung weiter beeinflussen.

Tab. 7.1 Wirksamkeit von Strahlenschutzmitteln

Dosimetrieplatz		max. Wirksamkeit		min. Wirksamkeit		Arzt-Nr.			
Nr.	Beschreibung	65 kV (0 mm Cu)		125 kV (0,9 mm Cu)		1	2	3	4
7	Hand	91 %	Kopf	60 %	Abdomen	86 %	87 %	75 %	76 %
8	Auge	96 %	Thorax	88 %	Kopf	92 %	92 %	92 %	93 %
9	Brust	93 %	Thorax	82 %	Abdomen	90 %	89 %	87 %	88 %
10	Hand vorgestreckt	83 %	Kopf	38 %	Abdomen	75 %	77 %	53 %	55 %
11	Bein	99,8 %	Abdomen	95 %	Abdomen	99 %	99 %	99 %	99 %

7.1.2 Wirksamkeit von PSA

Verschiedene Bleigleichwerte können als PSA im JEM-Tool unabhängig von den Strahlenschutzmitteln ausgewählt werden. Es stehen typische Bleigleichwerte von Schürzen, Brillen etc. zur Verfügung, siehe Tab. 5.1. Durch den Vergleich von Dosiswerten mit und ohne Bleigleichwert können an den verschiedenen Dosimeterpositionen die Wirksamkeiten der PSA ermittelt werden.

An der Position des Auges des Operateurs (Position 8) kann durch Strahlenschutzbrillen mit typischen Bleigleichwerten von 0,5 mm bis 1 mm anhand der Dosisgröße $H_p(3)$ die Wirksamkeit bestimmt werden, siehe Tab. 7.2. Dabei wurden die Werte anhand verschiedener Röhrenspannungen (bei Angulation von 0° und ohne zusätzlichen Cu-Filter) und der erhobenen RDSR des Arztes Nr. 1 bestimmt (s. Abschnitt 7.1.1). Die

Wirksamkeiten reichen von 90 % bis 99 %. Das bedeutet, dass die Brillen die Dosis um einen Faktor 10 bis 100 reduzieren. Hierbei ist zu betonen, dass das Dosimeter auf das Isozentrum ausgerichtet ist und die Strahlung nahezu senkrecht auf das Dosimeter und somit auch auf die Brille auftrifft. Aktuelle Publikationen, in denen Messergebnisse zur Dosimetrie der Augenlinse veröffentlicht wurden, weisen mit Dosisreduktionen von 2 – 6 (siehe /STR 21/) bzw. 2 – 10 (siehe /BAN 20/) geringere Werte auf. In den Studien wird berichtet, dass die genaue Geometrie einen großen Einfluss auf die Messergebnisse hat. Somit ist in einer realen Anwendung durch die Bewegungen der Personen eine große Bandbreite an verschiedenen Abschwächungen zu erwarten. Weiterhin weisen die Studien darauf hin, dass bei bestimmten Geometrien Teile der Streustrahlung die Brille, z. B. durch erneute Streuung an Körperteilen des Anwenders, umgehen kann und ungehindert auf die Augenlinse trifft. Diese Effekte tragen entsprechend zur Reduktion der Wirksamkeit bei.

In den hier präsentierten Simulationen weist die Brille mit 0,5 mm Bleigleichwert bereits entsprechend hohe Werte auf, sodass für viele Anwender der Schutz ausreichend sein kann. Dies gilt insbesondere für Personen, die sich hinter baulichen Strahlenschutzmitteln befinden. Für Personen, die sich nicht hinter baulichen Strahlenschutzmitteln befinden, können höhere Bleigleichwerte sinnvoll sein. Entscheidend ist, dass ein seitlicher Schutz an der Brille vorhanden ist, denn je nach Orientierung im Raum und Blickrichtung kann ein Großteil der Streustrahlung seitlich auf die Personen treffen. Am Beispiel von Arzt Nr. 1 ist außerdem zu erkennen, dass zusätzliche Cu-Filter, die Arzt 1 genutzt hat, den Strahl insofern aufhärten, dass die Wirksamkeiten noch weiter reduziert werden.

Tab. 7.2 Wirksamkeit von Strahlenschutzbrillen

Bleigleichwert	Röhrenspannung						
	65 kV	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	120 kV	Arzt 1
0,5 mm	98 %	97 %	95 %	92 %	91 %	91 %	90 %
0,75 mm	99 %	99 %	98 %	97 %	96 %	96 %	95 %
1 mm	99 %	99 %	99 %	98 %	98 %	98 %	97 %

Die Wirksamkeit von Strahlenschutz-Schürzen wurde an der Brust des Operators (Position 9) für verschiedene Röhrenspannungen (bei Angulation von 0° und ohne zusätzlichen Cu-Filter) und für die erhobenen RDSR des Arztes Nr. 1 untersucht. Die Ergebnisse sind in Tab. 7.3 zusammengefasst. Für die niedrigste Spannung von 65 kV weisen die Schürzen aller Klassen (Bleigleichwerte von 0,25 mm, 0,35 mm sowie 0,5 mm) einen guten Schutz von ≥ 90 % Wirksamkeit auf. Zu höheren Spannungen hin verlieren insbesondere die Klassen mit geringerem Bleigleichwert deutlich an Wirksamkeit. Hier können

zusätzliche bauliche Strahlenschutzmaßnahmen in vielen Fällen sinnvoll sein. Für den Operateur, der sich hinter den baulichen Strahlenschutzmaßnahmen befindet, bringt das zusätzliche Gewicht einer schwereren Schürze wenig zusätzlichen Schutz. Hier kann in vielen Fällen die leichte Schürze ausreichend sein, denn die Kombination aus baulichen Strahlenschutzmitteln und einer 0,25 mm Schürze hat im Vergleich zur 0,5 mm Schürze innerhalb dieses Modells für den Arzt Nr. 1 keinen signifikanten Nachteil. Am Beispiel von Arzt Nr. 1 ist wieder zu erkennen, dass zusätzliche Cu-Filter, die genutzt wurden, den Strahl insofern aufhärten, dass die Wirksamkeiten noch weiter reduziert werden.

Tab. 7.3 Wirksamkeit von Strahlenschutz-Schürzen

Bleigleichwert	Röhrenspannung						
	65 kV	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	120 kV	Arzt 1
0,25 mm	90 %	88 %	82 %	76 %	75 %	74 %	72 %
0,35 mm	95 %	93 %	89 %	85 %	83 %	83 %	81 %
0,5 mm	98 %	97 %	95 %	92 %	91 %	91 %	89 %

Die Wirksamkeit von dünnen Strahlenschutz-Handschuhen mit einem Bleigleichwert von 0,04 mm ist sehr eingeschränkt und reicht von ca. 20 % bis 34 %, siehe Tab. 7.4. Schwereere Typen an Schutzhandschuhen sind verfügbar und weisen höhere Wirksamkeiten auf, jedoch steht der Einsatz im Widerspruch zur Bewegungsfreiheit und dem notwendigen Gefühl in den Händen des Operateurs.

Tab. 7.4 Wirksamkeit von dünnen Strahlenschutz-Handschuhen

Bleigleichwert	Röhrenspannung						
	65 kV	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	120 kV	Arzt 1
0,04 mm	34 %	30 %	25 %	22 %	21 %	20 %	22 %

7.2 Erreichen von gesetzlichen Grenzwerten

In diesem Abschnitt soll ein Überblick generiert werden, in welchem Rahmen die Röntgeneinrichtung genutzt werden kann, bis die gesetzlichen Dosisgrenzwerte erreicht werden. Dazu wurden die Einstellungen der Röntgeneinrichtung in der Simulation dahingehend optimiert, dass die minimalen und maximalen Dosen bestimmt werden konnten. Dabei wurde auf das durchleuchtete Körperteil des Patienten, den Angulationswinkel des C-Bogens und die Strahlaufhärtung (Röhrenspannung und Cu-Filter) optimiert. Betrachtet wurden sowohl die Augen (Position 8), die Brust (Position 9) sowie die vorgestreckte Hand (Position 10) des Operateurs, um zu bestimmen, welches Körperteil bei welchen Abschirmungsmaßnahmen den gesetzlichen Grenzwert zuerst erreicht.

Für Tab. 7.5 sind Berechnungen ohne Strahlenschutzmittel durchgeführt worden. Angegeben sind die minimalen und maximalen DAP, die zum jeweiligen Grenzwert für Augenlinsen ($H_p(3)$), effektive Dosis (Brust, $H_p(10)$) und der Haut (Hand, $H_p(0,07)$) bei der entsprechenden Einstellung führen. Der geringste DAP-Wert wird durch die Bestimmung von $H_p(10)$ auf Brusthöhe des Operators erreicht und beträgt 63 mGym^2 . Dabei wurde das Abdomen bei einer Angulation von 90° und maximaler Strahlaufhärtung (125 kV, 0,9 mm Cu-Filter) durchleuchtet. Diese Einstellung repräsentiert somit die höchste Dosis, die der Operator für diese drei Messpunkte im hier simulierten Modell ohne Strahlenschutzmittel pro DAP erhalten kann. Die geringste Dosis auf Brusthöhe ist unter 0° bei minimaler Strahlaufhärtung (65 kV, 0 mm Cu-Filter) und Durchleuchtung des Kopfes errechnet worden. Das DAP zum Erreichen des gesetzlichen Grenzwertes beläuft sich dabei auf ca. 13.000 mGym^2 . Somit liegt ca. ein Faktor 200 zwischen dem minimalen und dem maximalen DAP-Wert und eine große Spannweite der möglichen Dosiswerte ist ersichtlich. Das sehr dynamische Feld im Bereich der Hände weist sogar einen Faktor über 500 zwischen dem minimalen und dem maximalen DAP-Wert auf.

In Tab. 7.6 sind schließlich die Strahlenschutzmittel eingebracht und zusätzlich verschiedene PSA aktiv. Wieder sind die minimalen und maximalen DAP für alle verfügbaren Einstellungen angegeben. Bei der Betrachtung der Minima fällt auf, dass die Dosis der Augenlinse dominierend sein kann, wenn keine Schutzbrille getragen wird. Hier liegt ein Minimum von 1.300 mGym^2 vor. Bei Tragen einer Schutzbrille mit einem Bleigleichwert von mindestens 0,5 mm liegen die minimalen DAP, die zum Erreichen des Grenzwertes für die Augenlinse führen, deutlich über den Werten auf Brusthöhe. Dies bedeutet, dass bei den vorliegenden Simulationen keine Einstellung vorhanden ist, bei der der Grenzwert für die Augenlinse vor dem Grenzwert für die effektive Dosis erreicht werden kann, insofern eine Schutzbrille getragen wird. Wie bereits in Abschnitt 7.1.2 erwähnt, stellt die Simulation hier für die Augenlinse und deren Abschirmung eine optimierte Geometrie dar, während Publikationen, siehe beispielsweise /BAN 20/ oder /STR 21/, zeigen, dass eine hohe Dynamik und weitere Rückstreuungseffekte zu einer Reduktion der Wirksamkeit von Schutzbrillen führen können.

Davon ausgehend, dass eine Schutzbrille getragen wird, kann die Dosis der Hand dominierend sein. Bei dem Tragen einer 0,35 mm Schürze sind die minimalen DAP für die Brust und die Hand nahezu gleich, wobei davon ausgegangen wird, dass der Operator keine Handschuhe trägt. Daraus folgt, dass die Dosen an der Hand unter Umständen unterschätzt werden und die Dosismessungen an der Brust nicht abdeckend und somit

nicht ausreichend sind. In diesem Fall ist die Dosimetrie mittels Fingerringdosimeter sinnvoll.

Tab. 7.5 Minimale und Maximale DAP ohne Strahlenschutzmittel

	Auge	Brust	Hand
Minimum DAP (mGym ²)	1,1E+02	6,3E+01	1,3E+03
Maximum DAP (mGym ²)	1,1E+04	1,3E+04	6,4E+05
Verhältnis Max/Min	95	213	514

Tab. 7.6 Minimale und Maximale DAP mit Strahlenschutzmittel

Dosimeter	Auge				Brust			Hand
	0	0,5	0,75	1	0,25	0,35	0,5	0
Minimum DAP (mGym ²)	1,3E+03	1,4E+04	3,4E+04	6,2E+04	2,0E+03	3,2E+03	6,2E+03	3,2E+03
Maximum DAP (mGym ²)	1,1E+05	5,7E+06	1,0E+07	1,2E+07	1,3E+06	2,5E+06	5,2E+06	3,1E+06
Verhältnis Max/Min	83	403	293	188	657	787	829	967

Unabhängig von den dominierenden Werten zeigen die Tabellen eine grobe Übersicht über mögliche Werte an DAP, die zum Erreichen der gesetzlichen Grenzwerte führen können. Um eine grobe Orientierung zu geben, kann abgeleitet werden, dass ohne Strahlenschutzmittel der Grenzwert je nach Einstellung zwischen ca. 60 mGym² und ca. 10.000 mGym² erreicht wird. Unter korrekter Verwendung der Strahlenschutzmittel und beim zusätzlichen Tragen einer 0,35 mm Schürze liegen die anwendbaren DAP zwischen ca. 3.000 mGym² und 2.500.000 mGym². Die hohe Bandbreite an DAP-Werten zeigt erneut deutlich, dass verschiedene Parameter einen großen Einfluss auf die Dosisverteilung im Raum haben und dass eine hohe Komplexität vorliegt, sodass ein einzelner Parameter wie z. B. die Angabe des DAP nicht ausreichend ist, um eine Dosis zu bestimmen.

Als Extrembeispiel wurde eine weitere Simulation durchgeführt und der H_p(10)-Wert direkt am Kopf des Patienten bei Durchleuchtung des Kopfes mit einem Angulationswinkel von 180° bestimmt. In Abb. 7.1 ist die Situation abgebildet, bei dem das Dosimeter (in Rot) knapp außerhalb des Primärstrahls liegt, und ca. 6 mSv/(mGym²) bei maximaler Strahlaufhärtung (125 kV, 0,9 mm Cu-Filter) aufweist. Somit würde ein DAP von ca. 3,3 mGym² ausreichen, um den gesetzlichen Grenzwert für die effektive Dosis zu erreichen.

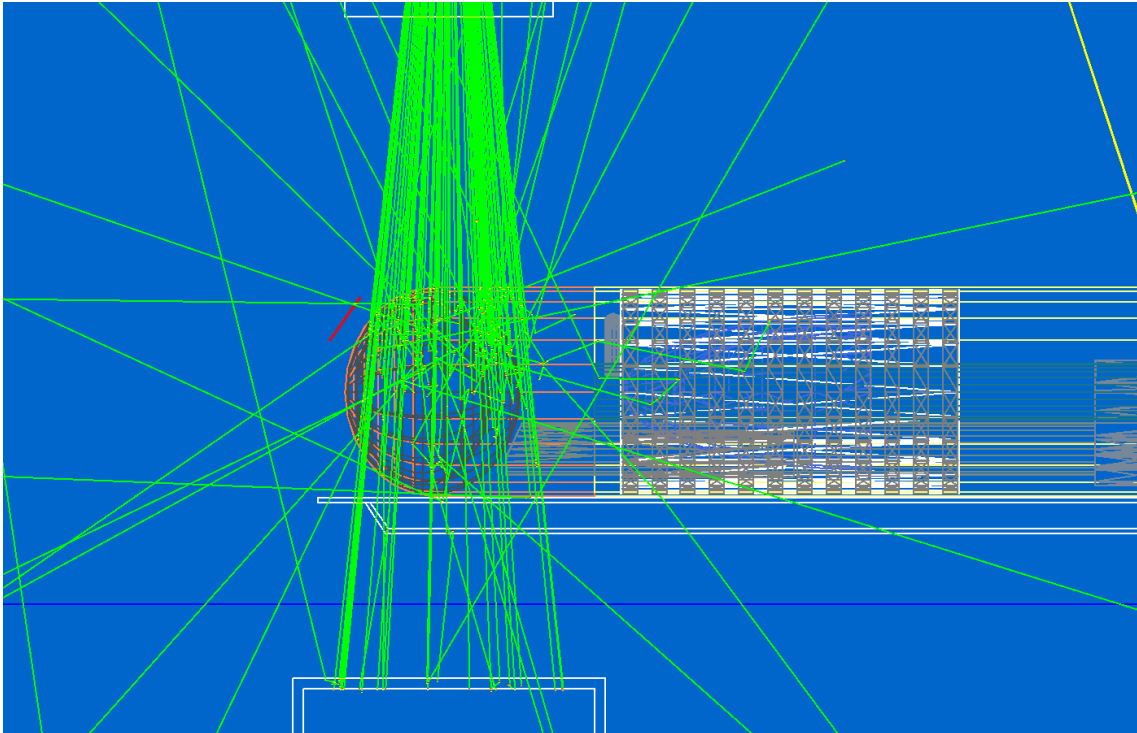


Abb. 7.1 Simulation eines Dosimeters in Kopfnähe eines Patienten

Um diese DAP in Relation zur Realität zu setzen, können Übersichtswerte oder die diagnostischen Referenzwerte herangezogen werden. Beispielsweise wird in /NAD 21/ von der Strahlenexposition bei häufigen interventionellen Eingriffen der Leber berichtet, wobei über 7.000 Datensätze aus der Registerdatenbank der Deutschen Gesellschaft für Interventionelle Radiologie und minimal-invasive Therapie (DeGIR) ausgewertet wurden. Während der Median der DAP bei Gallenganginterventionen bei ca. 2,6 mGym² mit einem Interquartilbereich (IQR) von 1,2 – 5,8 mGym² liegt, wurde bei der transarteriellen Chemoembolisation (TACE) ein Median von 11,6 (IQR = 5,5 – 22,8) mGym² ermittelt. Bei einem reinen Vergleich der simulierten Zahlenwerte zum Erreichen der gesetzlichen Grenzwerte könnten diese demnach bereits nach einer bzw. schon während einer Intervention an der Leber erreicht werden. Wie erwähnt, ist die Spannweite der möglichen DAP zum Erreichen der gesetzlichen Grenzwerte sehr groß und ebenso ist die Spannweite der typischen DAP pro Eingriff stark unterschiedlich. Eine Übersicht geben die diagnostischen Referenzwerte /BFS 22/. Während hier Referenzwerte für diagnostische Durchleuchtungsuntersuchungen am Erwachsenen von ca. 0,4 mGym² bis 3,5 mGym² genannt werden, weisen die Referenzwerte für interventionelle Eingriffe am Erwachsenen Werte von 1,8 mGym² (perkutane transluminare Angioplastie (PTA) Unterschenkel-Fuß) bis 20 mGym² (TACE) oder sogar 30 mGym² (endovaskuläre Aneurysma-Therapie (EVAR)) auf. Im Vergleich zu dem theoretisch ermittelten Wert an der Position des Arztes

ohne Strahlenschutzmittel von 60 mGym^2 , der zum Erreichen des gesetzlichen Grenzwertes führen könnte, entspräche das gerade einmal zwei EVAR-Interventionen. Allein durch die Anwendung der Strahlenschutzmittel und dem Tragen einer $0,35 \text{ mm}$ Schürze würde die Anzahl an Anwendungen auf über 30 ansteigen, bis der gesetzliche Dosisgrenzwert erreicht werden würde.

Obwohl diese Vergleiche nicht direkt übertragbar sind und die als Extrembeispiel simulierten Szenarien nicht der Realität entsprechen, zeigen diese, dass das Erreichen der gesetzlichen Grenzwerte nicht unrealistisch ist. Die Vergleiche geben einen Hinweis auf die zu erwartenden Größenordnungen an DAP, bei welchen das Erreichen eines gesetzlichen Grenzwertes möglich ist. Insbesondere zeigen die Daten auf, welchen Stellenwert die korrekte Anwendung von Strahlenschutzmitteln hat und wie sie die Anzahl an durchführbaren Interventionen erhöhen kann, bis ein gesetzlicher Dosisgrenzwert erreicht sein kann.

Neben den dosisintensiven Interventionen weisen jedoch wie erwähnt eine Vielzahl an Eingriffen um Größenordnungen geringere DAP auf. Diese Standardeingriffe können insbesondere unter Verwendung von Strahlenschutzmitteln und PSA in einer Anzahl pro Jahr durchgeführt werden, bei der das Erreichen der gesetzlichen Grenzwerte unrealistisch wird. Entscheidend ist hierbei die Positionierung des Personals im Raum und die korrekte Nutzung der Strahlenschutzmittel und der PSA.

8 Zusammenfassung

Im Rahmen dieses Forschungsvorhabens wurde die Strahlenexposition des medizinischen Personals bei interventionellen Maßnahmen unter Verwendung eines C-Bogens basierend auf den Ergebnissen des Vorgängerforschungsvorhabens /GRS 19/ untersucht.

In Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Augsburg, der Uniklinik Köln, sowie dem Mirion Technologies Dosimetrieservice (AWST) wurden experimentelle Daten erhoben. Dabei wurde die Komplexität der Messungen im Vergleich zu den Messreihen im Vorgängerforschungsvorhaben erhöht, bei dem insbesondere ein Quaderphantom durchleuchtet wurde. Das aktuelle Vorhaben beinhaltet Messreihen am Alderson-Phantom sowie mehreren Streukörpern und der Dosimetrie an verschiedenen Punkten im Raum, die einer möglichen Positionierung des Operators entsprechen. Weiterhin wurden energieaufgelöste Streuspektren vermessen.

Neben den Messungen wurde die Monte-Carlo Simulationsumgebung entsprechend weiterentwickelt. Unter anderem wurde die Angulation des C-Bogens eingeführt und automatisiert. Die Simulationsergebnisse wurden mit den experimentell erhobenen Daten verglichen und generell wurde eine zufriedenstellende Übereinstimmung trotz erhöhter Komplexität erreicht. Außerdem konnten anhand von Sensitivitätsstudien in den Simulationen die sensitiven Parameter ermittelt und deren Einfluss auf die Ergebnisse bestimmt werden. Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass die Simulationen die Realität trotz systematischer Abweichungen besser als einen Faktor 2 abbilden können. In vielen Fällen ist die Übereinstimmung deutlich besser. Die größten Einflussfaktoren zu dynamischen realen Fällen sind die Maße des Patienten und die Gültigkeit der Simulationen ist daher auf einen Erwachsenen beschränkt.

Zwei Hauptergebnisse konnten im Rahmen des Forschungsvorhabens erzielt werden. Zum einen ist es gelungen, die Geometrie der Simulationsumgebung zu extrahieren und in die Software VIRTUS zu übertragen. Zusätzlich wurden 3D-Dosismatrizen erzeugt und in VIRTUS zusammen mit der Geometrie dargestellt. Daraus wurden Video-Sequenzen erzeugt und anhand eines Drehbuchs und einer Tonspur zu einem vollständigen Video zusammengeführt. Die finale Version des Videos hat eine Länge von ca. 12 Minuten und eignet sich als Informations- und Schulungsmaterial für medizinisches Personal, Strahlenschützer, Medizinphysiker und andere interessierte Personengruppen. Einzelne Szenen können im Rahmen von Strahlenschutzunterweisungen oder innerhalb eines

Teams besprochen werden, um Verhaltensmuster zu optimieren und das allgemeine Verständnis für die Dosisverteilung im Raum zu verbessern. Das Video wurde am 12. Juli 2023 auf YouTube veröffentlicht und ist über folgenden Link erreichbar: <https://www.youtube.com/watch?v=UtbC1QbEE04> (Stand 12.07.2023).

Das zweite Hauptergebnis des Forschungsvorhabens ist die Erstellung einer Job-Exposure-Matrix und einem entsprechenden Tool zur Anwendung. Für die Simulation der Job-Exposure-Matrix wurde das MIRD-Phantom als Streukörper verwendet und an drei verschiedenen Körperteilen durchleuchtet (Kopf, Thorax, Abdomen). An 12 verschiedenen Dosimeterpositionen im Raum wurde die Streustrahlung simuliert und anhand eines Post-Processing-Tools konnten verschiedene Dosisgrößen (z. B. $H_p(10)$ oder $H_p(3)$) berechnet werden. Insgesamt besteht die Job-Exposure-Matrix aus über 1,3 Millionen Dosiswerten. Die Rechenzeit der Simulationen betrug über 65.000 CPU-Stunden. Das entspricht über 7,5 CPU-Jahre.

Zur Verwaltung der großen Anzahl an Dosiswerten wurde ein Excel-Tool unter Verwendung von Excel-VBA entwickelt. Eine graphische Oberfläche dient als Startbildschirm. Von dort kann der Nutzer durch das Tool navigieren und Berechnungen für Einzelfälle oder für einen größeren Datensatz, z. B. erstellt aus einem oder mehreren RDSR, durchführen. Der Vergleich von verschiedenen Einstellungen oder der Verwendung von Strahlenschutzmitteln bzw. PSA erlaubt verschiedene Analysen zu Dosiswerten, der Wirksamkeit von Abschirmungen, der Optimierung von Aufenthaltsorten etc. Das Tool gibt außerdem die möglichen DAP an, die zum Erreichen der gesetzlichen Dosisgrenzwerte führen würden und somit könnte das Tool bis hin zur Personalplanung eingesetzt werden.

Die Analysen zeigen, dass sowohl die verschiedenen Arten an Interventionen stark unterschiedliche DAP produzieren, und andererseits die verschiedenen Positionen im Raum stark unterschiedlichen Dosen ausgesetzt sind. Entsprechende Spannweiten wurden diskutiert und die Wirksamkeit von Strahlenschutzmitteln mit einbezogen. Die verschiedenen präsentierten Daten, insbesondere das JEM-Tool sowie das Video, können dafür eingesetzt werden, medizinisches Personal zu sensibilisieren, die Aufenthaltsbereiche insbesondere in Bezug auf die Angulation der Röntgenröhre zu hinterfragen. Eine signifikante Minimierung der Exposition ist durch korrekte und spezifische Abschirmungen zu erreichen. Entsprechende Hinweise und Anhaltspunkte wurden im Bericht diskutiert.

Durch optimiertes Verhalten des medizinischen Personals ist es möglich, die Strahlenexposition zu minimieren und unnötige Exposition zu vermeiden. Hier können innerhalb von Teams anhand dieser Forschungsergebnisse die eigenen Einsätze besprochen und Verhaltensregeln abgeleitet werden. Auch für Standardeingriffe werden an verschiedenen Einrichtungen stark unterschiedliche Verhaltensmuster gelebt. Durch Sensibilisierung der Thematik und Aufarbeiten des eigenen Verhaltens anhand der Forschungsergebnisse kann es möglich sein, die Verhaltensmuster in Bezug auf Aufenthaltsorte, den Einsatz von PSA und Strahlenschutzmitteln, der Verwendung von Parametern des C-Bogens oder auch dem Verlassen des Raums während dem Einsatz von Röntgenstrahlung zu optimieren.

Literaturverzeichnis

- /ABD 20a/ Abdelrahman, M., Lombardo, P., Vanhavere, F., Seret, A., Phillips, C., Covens, P.: First steps towards online personal dosimetry using computational methods in interventional radiology: Operator's position tracking and simulation input generation. *Radiation Physics and Chemistry*, Bd. 171, S. 108702, DOI 10.1016/j.radphyschem.2020.108702, 2020.
- /ABD 20b/ Abdelrahman, M., Lombardo, P., Camp, A., Duch, M. A., Phillips, C., Seret, A., Vanhavere, F.: A parametric study of occupational radiation dose in interventional radiology by Monte-Carlo simulations. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, Bd. 78, S. 58–70, DOI 10.1016/j.ejmp.2020.08.016, 2020.
- /AGO 03/ Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J., Araujo, H., Arce, P., Asai, M., Axen, D., Banerjee, S., Barrand, G., Behner, F., Bellagamba, L., Boudreau, J., Broglia, L., et al.: Geant4, A simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Bd. 506, Nr. 3, S. 250–303, DOI 10.1016/S0168-9002(03)01368-8, 2003.
- /ALK 21/ Alkhorayef, M., Al-Mohammed, H. I., Mayhoub, F. H., Sulieman, A., Salah, H., Yousef, M., Alomair, O. I., Bradley, D. A.: Staff radiation dose and estimated risk in an interventional radiology department. *Radiation Physics and Chemistry*, Bd. 178, S. 108999, DOI 10.1016/j.radphyschem.2020.108999, 2021.
- /BAN 20/ Bandalo, V., Figel, M., Greiter, M. B., Brönner, J., Kleinau, P., Haninger, T., Strobel, I., Mende, E., Scheubert, P., Eßer, R., Furlan, M., Schmid, M., Hoedlmoser, H.: Performance of the BeOSL eye lens dosimeter with radiation protection glasses. *Radiation Measurements*, Bd. 131, S. 106235, DOI 10.1016/j.radmeas.2019.106235, 2020.
- /BFS 22/ Bundesamt für Strahlenschutz (BfS): Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. 17. November 2022.

- /BHA 21/ Bhar, M., Mora, S., Kadri, O., Zein, S., Manai, K., Incerti, S.: Monte Carlo study of patient and medical staff radiation exposures during interventional cardiology. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, Bd. 82, S. 200–210, DOI 10.1016/j.ejmp.2021.01.065, 2021.
- /BRO 14/ Brown, J., Dimmock, M. R., Gillam, J. E., Paganin, D. M.: A low energy bound atomic electron Compton scattering model for Geant4. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, Bd. 338, S. 77–88, DOI 10.1016/j.nimb.2014.07.042, 2014.
- /DEU 22/ Deutsche Herzstiftung e.V., D. H. (Hrsg.): *Deutscher Herzbericht 2021*, 33. Deutscher Herzbericht - Sektorenübergreifende Versorgungsanalyse zur Kardiologie, Herzchirurgie und Kinderherzmedizin in Deutschland, 2021. Juli 2022.
- /DIN 13/ Deutsches Institut für Normung e. V. (DIN): *Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV - Regeln für die Prüfung des Strahlenschutzes nach Errichtung, Instandsetzung und wesentlicher Änderung*. DIN 6815:2013-06:2013, Beuth Verlag GmbH: Berlin, 2013.
- /DIN 17/ Deutsche Kommission Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik im DIN und VDE: *Strahlenschutz – Röntgen- und Gamma-Referenzstrahlung für die Kalibrierung von Dosimetern und Dosisleistungsmessgeräten und die Bestimmung ihrer Energieabhängigkeit - Teil 3: Kalibrierung von Orts- und Personendosimetern und Messung ihres Ansprechvermögens als Funktion von Energie und Einfallswinkel*. DIN ISO 4037-3:2017-08, VDE Verlag GmbH, 2017.
- /FER 19/ Ferrari, P., Becker, F., Jovanovic, Z., Khan, S., Bakhanova, E., Principi, S., Kristic, D., Pierotti, L., Mariotti, F., Faj, D., Turk, T., Nikezic, D., Bertolini, M.: Simulation of H p (10) and effective dose received by the medical staff in interventional radiology procedures. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, Bd. 39, Nr. 3, S. 809–824, DOI 10.1088/1361-6498/ab2c42, 2019.

- /GRS 14/ Wieczorek, K., Behlau, J., Heemann, U., Masik, S., Müller, Christian: Raab, Michael, Simo, E. K.: VIRTUS, Virtuelles Untertagelabor im Steinsalz. Hrsg.: GRS, Gesellschaft für Anlagen- und Reaktorsicherheit (GRS) gGmbH, GRS, BGR, DBETec, Fraunhofer IFF, GRS-354, ISBN 978-3-944161-34-1, Dezember 2014.
- /GRS 19/ Christ, H., Endres, J., Günther, A., Jopen, M., Janzen, T., Kopp, J., Östreich, G., Pinto dos Santos, D., Brönnner, J., Hödlmoser, H., Kleinau, P.: Generische Studie zur Strahlenexposition des medizinischen Personals infolge von interventionellen radiologischen Maßnahmen. Hrsg.: GRS, Gesellschaft für Anlagen- und Reaktorsicherheit (GRS) gGmbH, GRS, Universitätsklinikum Augsburg, Uniklinik Köln, Helmholtz Zentrum München Auswertungsstelle, GRS-552, ISBN 978-3-947685-37-0, Oktober 2019.
- /GUO 20/ Guo, Y., Mao, L., Zhang, G., Chen, Z., Pei, X., Xu, X. G.: CONCEPTUAL DESIGN AND PRELIMINARY RESULTS OF A VR-BASED RADIATION SAFETY TRAINING SYSTEM FOR INTERVENTIONAL RADIOLOGISTS. Radiation Protection Dosimetry, Bd. 190, Nr. 1, S. 58–65, DOI 10.1093/rpd/ncaa082, 2020.
- /ICRP 09/ International Commission on Radiological Protection (ICRP): Adult Reference Computational Phantoms, ICRP Publication 110. Annals of the ICRP, Bd. 39, Nr. 2, 2009.
- /MAT 20/ Matsubara, K., Takei, Y., Mori, H., Kobayashi, I., Noto, K., Igarashi, T., Suzuki, S., Akahane, K.: A multicenter study of radiation doses to the eye lenses of medical staff performing non-vascular imaging and interventional radiology procedures in Japan. Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB), Bd. 74, S. 83–91, DOI 10.1016/j.ejmp.2020.05.004, 2020.
- /MER 21/ Merrachi, N.-A., Bouchard-Bellavance, R., Perreault, P., Gilbert, P., Soulez, G., Bouchard, L., Oliva, V. L., Giroux, M.-F., Normandeau, L., Therasse, E.: Eye Lens Dosimetry in Interventional Radiology: Assessment With Dedicated Hp(3) Dosimeters. Canadian Association of Radiologists journal, Bd. 72, Nr. 2, S. 317–323, DOI 10.1177/0846537120911755, 2021.

- /MIR 23a/ Mirion Technologies: MicroGe, A novel ultra-compact HPGe detector for high flux and confined environments, Datenblatt. SPC-221-EN-C_DMD, Juni 2023.
- /MIR 23b/ Mirion Technologies: DSA-LX, Digital Signal Analyzer, Datenblatt. SPC-360_DMD_EN-A, März 2023.
- /MOR 21/ Morcillo, A. B., Alejo, L., Huerga, C., Bayón, J., Marín, A., Corredoira, E., Novo, J. R., Hernández, T., Ponce, M. D., Garzón, G., Vañó, E., Guibelalde, E.: Occupational doses to the eye lens in pediatric and adult noncardiac interventional radiology procedures. *Medical physics*, Bd. 48, Nr. 4, S. 1956–1966, DOI 10.1002/mp.14753, 2021.
- /NAD 21/ Nadjiri, J., Geith, T., Wagershauser, T., Heuser, L., Morhard, D., Bücken, A., Paprottka, P. M.: Strahlenexposition bei häufigen interventionellen Eingriffen der Leber im Vergleich : Retrospektive Analyse von DeGIR-Registrierdaten. *Der Radiologe*, Bd. 61, Nr. 1, S. 80–86, DOI 10.1007/s00117-020-00737-8, 2021.
- /STR 21/ Strobel, I., Bandalo, V., Herz, K., Fehrenbacher, G., Grözinger, G., Artzner, C., Brönnner, J., Kleinau, P., Hoedlmoser, H.: Eye lens dosimetry with Be-OSL H(3) dosimeters in interventional angiography and neuroradiology. *Radiation Measurements*, Bd. 143, S. 106570, DOI 10.1016/j.rad-meas.2021.106570, 2021.
- /VAN 20/ Vanhavere, F., Duch, M. A., Zankl, M., van Hoey, O., Almèn, A., O'Connor, U., Tanner, R., Carinou, E.: D9.121 –Final Report of the PODIUM project, European Joint Programme for the Integration of Radiation Protection Research. Januar 2020.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1	Dosimetripunkte im C-Bogen	8
Abb. 3.2	Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen mit den physikalischen Klassen <i>G4EmStandardPhysics</i> und <i>G4EmStandardPhysics_option4</i> für Röhrensparnungen von 66 kV bis 90 kV.....	10
Abb. 3.3	Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen mit den physikalischen Klassen <i>G4EmStandardPhysics</i> und <i>G4EmStandardPhysics_option4</i> für Röhrensparnungen von 90 kV bis 125 kV.....	11
Abb. 3.4	Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen mit den physikalischen Klassen <i>QGSP_BERT_HP</i> und <i>QGSP_BIC_HP</i> für Röhrensparnungen von 66 kV bis 90 kV	12
Abb. 3.5	Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen mit den physikalischen Klassen <i>QGSP_BERT_HP</i> und <i>QGSP_BIC_HP</i> für Röhrensparnungen von 90 kV bis 125 kV	12
Abb. 3.6	Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen ohne und mit Heel-Effekt für Röhrensparnungen von 66 kV bis 90 kV	14
Abb. 3.7	Abweichungen zwischen Simulationsergebnissen ohne und mit Heel-Effekt für Röhrensparnungen von 90 kV bis 125 kV	14
Abb. 3.8	Abhängigkeit der Strahleinblendung für Röhrensparnungen von 66 kV bis 90 kV.....	15
Abb. 3.9	Abhängigkeit der Strahleinblendung für Röhrensparnungen von 90 kV bis 125 kV.....	16
Abb. 3.10	Sensitivität der Phantomdicke für Röhrensparnungen von 66 kV bis 90 kV	17
Abb. 3.11	Sensitivität der Phantomdicke für Röhrensparnungen von 90 kV bis 125 kV	17
Abb. 3.12	Darstellung eines vereinfachten menschlichen Phantoms	18
Abb. 3.13	Sensitivität der Ausdehnung des Phantoms.....	19
Abb. 3.14	Abhängigkeit von der Röhrensparnung	20
Abb. 3.15	Eindringtiefe von Photonen bei verschiedenen Energien	25
Abb. 3.16	Röntgenaufnahme der Patientenliege.....	25

Abb. 3.17	Implementiertes MIRD-Phantom in der Geant4 Simulationsumgebung	26
Abb. 4.1	Messaufbau bei 90° Angulation des C-Bogens	28
Abb. 4.2	Abweichungen der Messreihe bei 90° Angulation des C-Bogens	28
Abb. 4.3	Positionierung des Alderson-Phantoms	29
Abb. 4.4	Röntgenaufnahmen des Kopfes des Alderson-Phantoms	29
Abb. 4.5	Abweichung zwischen Experiment und Simulation für die Dis-1 Dosimeter	30
Abb. 4.6	Abweichung zwischen Experiment und Simulation für die Diados Dosimeter	31
Abb. 4.7	Setup zur Vermessung des Heel-Effekts	32
Abb. 4.8	Messergebnisse des Heel-Effekts für verschiedene Spannungen.....	32
Abb. 4.9	Schematische Setups zur Vermessung verschiedener Phantomgrößen	34
Abb. 4.10	Setup der HpGe-Detektor Messungen	38
Abb. 4.11	Entfaltetes Spektrum des HpGe-Detektors	38
Abb. 4.12	Ausschnitt eines RDSR.....	40
Abb. 4.13	Analyse von tatsächlich verwendeten Parametern aus den erhobenen RDSR	42
Abb. 5.1	Seitenansicht der Dosimeterpositionen.....	46
Abb. 5.2	Vogelperspektive der Dosimeterpositionen.....	46
Abb. 5.3	Zoom der Vogelperspektive der Dosimeterpositionen	47
Abb. 5.4	Graphische Oberfläche des JEM-Tools	48
Abb. 5.5	Berechnungs-Bereich des JEM-Tools.....	48
Abb. 5.6	Tabellenblatt zur Eingabe eines Datensatzes	49
Abb. 6.1	Dosisverteilung für verschiedene Angulationswinkel.....	52
Abb. 6.2	Dosisverteilung für verschiedene Röhrensparnungen	52
Abb. 7.1	Simulation eines Dosimeters in Kopfnähe eines Patienten	62

Tabellenverzeichnis

Tab. 4.1	Übersicht über die Messkampagne an der Uniklinik Köln.....	35
Tab. 4.2	Abweichung zwischen Simulation und Experiment für die DIS-1-Dosimeter	36
Tab. 4.3	Abweichung zwischen Simulation und Experiment für die OSL-Dosimeter	36
Tab. 5.1	Übersicht über die Parameter der Job-Exposure-Matrix.....	45
Tab. 5.2	Kurzbeschreibung der Dosimeterpositionen.....	45
Tab. 7.1	Wirksamkeit von Strahlenschutzmitteln.....	57
Tab. 7.2	Wirksamkeit von Strahlenschutzbrillen.....	58
Tab. 7.3	Wirksamkeit von Strahlenschutz-Schürzen.....	59
Tab. 7.4	Wirksamkeit von dünnen Strahlenschutz-Handschuhen	59
Tab. 7.5	Minimale und Maximale DAP ohne Strahlenschutzmittel	61
Tab. 7.6	Minimale und Maximale DAP mit Strahlenschutzmittel.....	61

Abkürzungsverzeichnis

BGE	Bundesgesellschaft für Endlagerung
BGR	Bundesanstalt für Geowissenschaften und Rohstoffe
CAD	computer-aided design
CFK	kohlenstoffverstärkter Kunststoff
DAP	Dosisflächenprodukt
DBE	Deutsche Gesellschaft zum Bau und Betrieb von Endlagern für Abfallstoffe mbH
DeGIR	Deutschen Gesellschaft für Interventionelle Radiologie und minimal-invasive Therapie
DIS	Direct Ion Storage
EVAR	endovaskuläre Aneurysma-Therapie
FD	Flächendiagonale der am Detektor ausgeleuchteten Fläche
IFF	(Fraunhofer-)Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung
FWHM	Full Width at Half Maximum
GRS	Gesellschaft für Anlagen- und Reaktorsicherheit gGmbH
IQR	Interquartilbereich
JEM	Job-Exposure-Matrix
kVp	Spitzenkilovoltspannung
MC	Monte-Carlo
OSL	Optisch stimulierte Lumineszenz
PACS	Picture Archiving and Communication System
PODIUM	Personal Online Dosimetry Using computational Methods – Forschungsprogramm im Rahmen von CONCERT
PSA	persönliche Schutzausrüstung
PTA	perkutane transluminare Angioplastie – Gefäßerweiterung/-wiederöffnung
RDSR	Radiation Dose Structured Report

StriSchM	Strahlenschutzmittel
TACE	transarterielle Chemoembolisation – Behandlung von Leberkrebs
VIRTUS	Virtuelles Untertagelabor im Steinsalz
VR	Virtuelle Realität
W	Wirksamkeit Strahlenschutzmittel/PSA

**Gesellschaft für Anlagen-
und Reaktorsicherheit
(GRS) gGmbH**

Schwertnergasse 1
50667 Köln

Telefon +49 221 2068-0

Telefax +49 221 2068-888

Boltzmannstraße 14

85748 Garching b. München

Telefon +49 89 32004-0

Telefax +49 89 32004-300

Kurfürstendamm 200

10719 Berlin

Telefon +49 30 88589-0

Telefax +49 30 88589-111

Theodor-Heuss-Straße 4

38122 Braunschweig

Telefon +49 531 8012-0

Telefax +49 531 8012-200

www.grs.de