

**Generische Studie zur
Strahlenexposition des
medizinischen Personals
infolge von interventio-
nellen radiologischen
Maßnahmen**

Generische Studie zur Strahlenexposition des medizinischen Personals infolge von interven- tionellen radiologischen Maßnahmen

Hannah Christ (GRS)
Janis Endres (GRS)
Annegret Günther (GRS)
Manuela Jopen (GRS)
Universitätsklinikum Augsburg:
Tilman Janzen
Jürgen Kopp
Gebhard Östreicher
Uniklinik Köln:
Daniel Pinto dos Santos
Helmholtz Zentrum München
Auswertungsstelle:
Johannes Brönnner
Herbert Hödlmoser
Philip Kleinau

Oktober 2019

Anmerkung:

Das diesem Bericht zugrunde liegende FE-Vorhaben wurde mit Mitteln des BMU (Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit) unter dem Kennzeichen 3616S42335 durchgeführt.

Die Verantwortung für den Inhalt dieser Veröffentlichung liegt beim Auftragnehmer.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung des Auftraggebers 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 und insbesondere Organdosen werden teilweise nicht umfänglich erfasst. Die steigende Anzahl an Interventionen sowie die Senkung des Grenzwertes für die Organ-Äquivalentdosis für die Augenlinse im neuen Strahlenschutzrecht werfen die Frage auf, ob es bei interventionellen Maßnahmen zu Grenzwertüberschreitungen kommen kann und welche Maßnahmen getroffen werden können, um die Einhaltung der Grenzwerte und somit den Schutz des beruflich strahlenexponierten medizinischen Personals zu gewährleisten. Aus diesem Grund befasst 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 standardisierten Phantomen unter definierten, statischen Bedingungen durchgeführt. Diese Messungen wurden hauptsächlich zur Validierung von Monte-Carlo Simulationen herangezogen, die eine Nachbildung der Interventionsräume erlauben. Mit Hilfe dieser Methode wurde eine Simulationsumgebung geschaffen, mit der sowohl die experimentellen Werte nachempfunden werden konnten, als auch in Zukunft komplexere und weiterführende Fragestellungen beantwortet werden können, die teilweise experimentell schwer zugänglich sind und der Optimierung des Strahlenschutzes dienen.

Abstract

Since many years, the importance of interventional measures is increasing. During these medical applications X-ray tubes are used while medical staff is present and partly near by the primary beam. Therefore, additional radiation protection equipment is applied in order to reduce the radiation exposure of the medical staff. Nevertheless, the increasing number of interventions raises the question 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 and static as well as well-defined parameters have been performed at the University Hospital Augsburg and University Hospital Cologne. The experimental results were intended to use for validation of a Monte-Carlo simulation which can reproduce the measured values. In addition, the simulations should allow for predictions of values that are beyond experimental accessibilities. By means of such a simulation environment, complex problems can be investigated, and radiation protection can be optimized.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Interventionelle Maßnahmen.....	5
3	Stand von Wissenschaft und Technik.....	11
4	Physikalische Größen	27
4.1	Deponierte Energie ε	27
4.2	Absorbierte Dosis D	27
4.3	Kerma K.....	27
4.4	Dosisflächenprodukt DAP.....	28
4.5	Äquivalentdosis H	28
4.6	Personendosis $H_p(\dots)$	28
5	Experimentelle Messungen.....	31
5.1	Universitätsklinikum Augsburg	31
5.2	Uniklinik Köln	40
6	Monte-Carlo Simulationen	53
6.1	Vergleich zwischen MCNP6 und Geant4	54
6.2	Teilchenfluss und Teilchenstrom in der Simulation	56
6.3	Simulation einer Röntgenröhre	57
6.4	Generelle Vorgehensweise der Simulationen	60
6.5	Aufbau der Setups in den Kliniken	62
6.6	Untersuchung der Streuspektren	63
6.7	Sensitivitätsstudien	69
6.8	Isodosislinien	71
7	Ergebnisse und Diskussion.....	73
7.1	Augsburg	73
7.2	Köln	88

7.3	Ableitungen von Empfehlungen zur Optimierung des Strahlenschutzes bei interventionellen Maßnahmen	112
8	Zusammenfassung und Ausblick.....	115
	Literaturverzeichnis.....	119
	Abbildungsverzeichnis.....	139
	Tabellenverzeichnis.....	143
	Abkürzungsverzeichnis.....	145

1 Einleitung

Der Einsatz von Röntgenstrahlung zählt in der Medizin zu den am häufigsten verwendeten Verfahren zur bildgebenden Diagnostik. Immer öfter werden aber auch interventionelle Maßnahmen, bei denen Röntgenstrahlung genutzt wird, durchgeführt. Bei diesen Maßnahmen werden Behandlungen, wie z. B. die Erweiterung von Engstellen in Gefäßen, mit Hilfe von Röntgenstrahlung bildgebungsgestützt und minimalinvasiv – d. h. ohne größere, klassische Operation – vorgenommen. Neben den Vorteilen dieser Maßnahmen gegenüber klassischen Operationen, wie z. B. der minimalen Invasivität, den geringeren Risiken und Kosten sowie der hohen Erfolgsrate, hat auch die rasante Weiterentwicklung der Röntengeräte und Bildgebungsverfahren zur wachsenden Anzahl an interventionellen Maßnahmen beigetragen. In vielen Bereichen, darunter auch in der Kardiologie, gewinnen die interventionellen Maßnahmen stetig mehr an Bedeutung. So stieg das Untersuchungsaufkommen in Deutschland im Bereich der invasiven Kardiologie von etwa 670.000 im Jahr 1998 /BUU 10/ auf ca. 1.259.018 im Jahr 2018 /DEU 18/.

Allerdings birgt die Nutzung von Röntgenstrahlung, bei der es sich um ionisierende Strahlung handelt, in der Medizin auch Risiken, da die Anwendung mit einer Strahlenexposition verbunden ist. Primär ist der Patient dabei strahlenexponiert. Aber insbesondere bei interventionellen Maßnahmen ist auch das anwesende Personal einer Strahlenbelastung ausgesetzt, da dieses bei solchen Maßnahmen nur teilweise die Möglichkeit hat, den Raum zu verlassen, wie es bei bildgebenden diagnostischen Verfahren (z. B. einer Computertomographie (CT)) oder auch in der Strahlentherapie der Fall ist.

Die gesetzlichen Grundlagen für den Strahlenschutz des medizinischen Personals bei Interventionen waren in Deutschland bis Ende des Jahres 2018 durch die Röntgenverordnung (RöV) gegeben /RÖV 14/. Mit Inkrafttreten des Strahlenschutzgesetzes (StrlSchG) /SSG 17/ und der neuen Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) /SSV 18/ am 31. Dezember 2018 finden sich die entsprechenden Regeln dort. Demnach sind die Arbeitsbedingungen so zu gestalten, dass die Grenzwerte nach § 78 StrlSchG, insbesondere die an den Händen, der Augenlinse und der Schilddrüse, nicht überschritten werden. Sobald nicht auszuschließen ist, dass in einem Kalenderjahr die Grenzwerte für einzelne Organdosen überschritten werden, ist eine Messung der Teilkörperdosen an diesen Körperteilen nach § 66 Abs. 2 StrlSchV vorgeschrieben. Bei Interventionen erschweren allerdings die Vielfalt und Vielzahl der Maßnahmen, die unterschiedlichen Interventionsdauern und die teils hohe Komplexität der Maßnahmen eine eindeutige Beschreibung der Strahlenbelastung des Personals. Hinzu kommt, dass sich das

medizinische Personal während der Durchführung solcher Maßnahmen bewegt und verschiedene Körperteile und Organe unterschiedlichen Strahlenbelastungen ausgesetzt sind. Es lassen sich daher kaum allgemeingültige Rückschlüsse auf die Strahlenbelastung des Personals ziehen, so dass ein mögliches Überschreiten der Grenzwerte für bestimmte Körperbereiche unter Umständen nicht festgestellt wird. Das Problem liegt u. a. darin begründet, dass bestimmte Körperbereiche, wie z. B. Hände oder Augen, besonders hoch exponiert sein können und gleichzeitig nicht ausreichend geschützt werden. Mit den eingesetzten klassischen Filmdosimetern, die in der Regel am Rumpf unter der Bleischürze getragen werden (§ 66 Abs. 2 StrlSchV und Abs. 4.4 in /BMU 04/), lassen sich diese Teilkörperdosen jedoch nicht vollends erfassen.

Die Datenlage zu Strahlenexpositionen des Personals bei Interventionen war Ende der 2000er Jahre daher sehr beschränkt. Laut Strahlenschutzkommission (SSK) Bericht „Interventionelle Radiologie – Empfehlung der SSK“ aus dem Jahre 2007 /SSK 07/ liegen kaum Informationen über Teilkörperdosen bei interventionellen Maßnahmen vor, da zusätzliche Teilkörperdosimeter kaum im Einsatz sind, bzw. Messungen am Kopf nicht vorgeschrieben sind. Das Fazit der SSK beschreibt eine unbefriedigende Situation, da nicht explizit kontrolliert wird, ob Grenzwerte eingehalten werden. Auch eine aktuellere Studie mit Beteiligung des BfS /HÄU 09/ weist auf die unzureichende Informationsbasis hin. Diverse nationale sowie internationale Studien wurden aufgrund dieser Datenlage in den letzten Jahren durchgeführt, siehe beispielsweise /HÄU 09/, /CAR 10a/, /CHI 13/, /KON 13/, /RAT 15/, /LEY 14/.

Im Hinblick auf die geltenden Grenzwerte der Teilkörperdosen, insbesondere der mit dem neuen Strahlenschutzrecht gesenkte Grenzwert für die Organ-Äquivalentdosis für die Augenlinse, ist die Fragestellung nach einer genauen und vollständigen Erfassung der beruflichen Strahlenexposition des medizinischen Personals – hervorgerufen durch Röntgenstrahlung bei interventionellen Maßnahmen – und ggf. ihrer Reduzierung von besonderem Interesse.

Dies war der Ansatz für das vorliegende Forschungsvorhaben. Um die Strahlenexposition des Personals während interventionellen Maßnahmen systematisch zu untersuchen, wurde diese mit Hilfe von Simulationen mit Monte-Carlo-Modellen berechnet. Um die Simulationsergebnisse zu validieren, wurde die Strahlenbelastung zusätzlich experimentell bestimmt.

Monte-Carlo (MC) Simulationen sind ein mächtiges Werkzeug zur Betrachtung komplexer Fragestellungen im Strahlenschutz. Hierbei können die Wechselwirkungen von verschiedenen Strahlungsarten in detailliert abgebildeten Geometrien mit entsprechenden Materialeigenschaften simuliert werden und durch hohe Statistik diverse physikalische Größen bestimmt werden. In der Vergangenheit war ein Nachteil von Monte-Carlo Simulationen die notwendige Rechenleistung. Dieser Nachteil konnte jedoch in jüngerer Zeit mit der aktuellen Prozessorentwicklung, schnelleren Computersystemen wie z. B. Rechencluster und Entwicklung neuer MC-Techniken zur Varianzreduktion deutlich reduziert werden. Zudem haben sich die Simulationsbibliotheken selbst, auch für die Anwendung in der Medizin, weiterentwickelt. Damit bietet sich erstmals die Möglichkeit komplexe Gegebenheiten und Prozesse, wie sie bei radiologischen Interventionen vorkommen, abzubilden. Es ist jetzt möglich Informationen über die Dosisbelastung des Personals, die im medizinischen Alltag gar nicht oder nur schwer zu erlangen sind, zu simulieren und vorherzusagen.

Um dieses Ziel zu verwirklichen, wurde eine Simulationsgeometrie aufgebaut, die einen realen Interventionsraum abbildet. Die Realitätsnähe konnte hierbei durch einen Unterauftrag gemeinsam mit dem Universitätsklinikum Augsburg erreicht werden, welches zur Validierung der Simulationsergebnisse zusätzlich Messungen durchführte. Dabei wurden die Messungen nicht während der Durchführung einer interventionellen Maßnahme erhoben, sondern in einem wohldefinierten Zustand unter statischen Bedingungen. In einem weiteren Unterauftrag konnte mit der Uniklinik Köln nachgewiesen werden, dass die Simulationsumgebung auf andere Gegebenheiten angepasst werden kann. Zukünftig lässt sich mit der experimentell validierten Simulation zum einen die Durchführung einer realen interventionellen Maßnahme nachbilden und die Strahlenbelastung des Personals berechnen, zum anderen kann die Wirksamkeit und richtige Handhabung von Strahlenschutzmitteln überprüft werden.

Im Rahmen des Forschungsvorhabens ergab sich darüber hinaus eine Kooperation mit der Auswertungsstelle (AWST) für Strahlendosimeter des Helmholtz Zentrums München, Deutsches Forschungszentrum für Gesundheit und Umwelt (GmbH), die u. a. Dosimeter zur Messung der Augenlinsendosis entwickelt /HOE 19a/.

2 Interventionelle Maßnahmen

Interventionen sind ein Teilgebiet der Medizin. Hierbei werden Untersuchungen oder Eingriffe minimalinvasiv mit Hilfe von bildgebenden Verfahren durchgeführt /CAR 11a/. Als bildgebende Verfahren kommen dabei die Röntgenbildgebung, Ultraschall, Magnetresonanztomographie oder optische, endoskopische Verfahren zum Einsatz. Im Folgenden wird sich allerdings auf die Röntgenbildgebung, im Speziellen auf klassische C-Bogen Anlagen aufgrund der hohen Dosisbelastungen des Personals, beschränkt.

Bei minimalinvasiven interventionellen Maßnahmen wird zunächst über eine Punktion ein Zugang zum Patienten geschaffen. Bei den häufigsten und dosisintensivsten radiologischen Interventionen mit Zugang zum Blutgefäß-System kommen je nach geplanter Maßnahme verschiedene Zugangsmöglichkeiten in Frage. Die gängigsten sind dabei der femorale Zugang (über die Leistenarterie), der radiale Zugang (über die Arteria radialis am Handgelenk) und der juguläre Zugang (über die im Halsbereich lokalisierte Vena jugularis). Über einen solchen Zugang wird zunächst ein Führungsdraht in das Blutgefäß oder das Gangsystem eingeführt. Anschließend wird ein Katheter, über den später Medikamente oder medizinisches Material wie z. B. ein Stent transportiert werden kann, über den Führungsdraht geschoben. Der Führungsdraht wird daraufhin entfernt. Mit Hilfe von Durchleuchtungen und/oder Aufnahmen wird der Katheter zur Zielstelle geführt und der eigentliche Eingriff oder die Untersuchung beginnt.

Ein Beispiel für eine dosisintensive Untersuchung ist die digitale Subtraktionsangiographie (DSA). Hierbei handelt es sich um eine Kontrastdarstellung der Blutgefäße, mit der Gefäßerkrankungen wie z. B. Aussackungen (Aneurysmen), Einengungen (Stenosen) und/oder Verschlüsse festgestellt werden. Zunächst wird eine Röntgenaufnahme der zu untersuchenden Blutgefäße ohne Kontrastmittel erstellt. Über den Katheter wird ein Kontrastmittel verabreicht und erneut eine Röntgenaufnahme der zu untersuchenden Blutgefäße erstellt. Eine digitale Subtraktion der beiden Bilder /DÖS 16/ führt zu einer hochaufgelösten Darstellung der fraglichen Blutgefäße, die restliche Anatomie wird hierbei ausgeblendet (subtrahiert). Ein Beispiel ist in Abb. 2.1 gezeigt. Auf der linken Seite der Abbildung ist eine DSA Aufnahme eines Gefäßsystems im Gehirn zu sehen, bei dem ein Verschluss identifiziert werden konnte, der zu einem Schlaganfall geführt hat. Dies wird deutlich, wenn das Gefäßsystem mit dem auf der rechten Seite der Abbildung verglichen wird. Hier wurde der Verschluss behoben und der vorher kaum sichtbare rechte Zweig des Gefäßsystems wird durchgängig vom injizierten Kontrastmittel durchflossen. Dieser Zweig ist im linken Bild nicht zu erkennen.

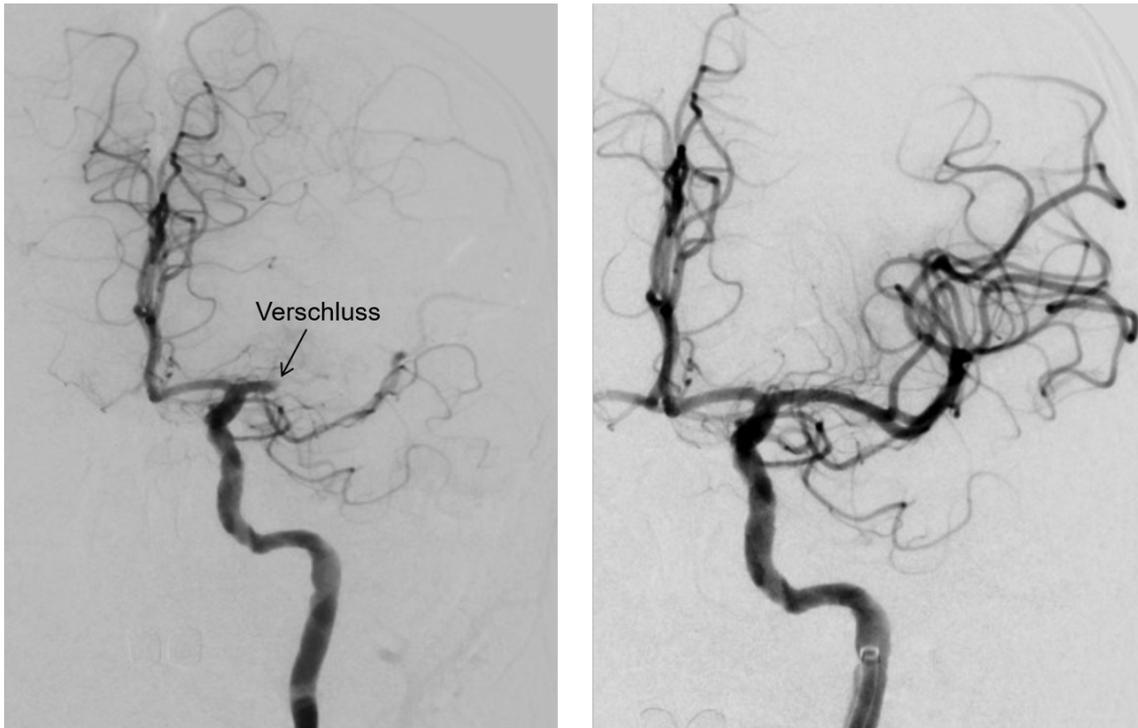


Abb. 2.1 DSA Aufnahme eines Gefäßsystems im Hirn (zur Verfügung gestellt von dem Universitätsklinikum Augsburg). Links: Gefäßsystem mit Verschluss. Rechts: Selbes Gefäßsystem wie links nach Wiederöffnung des Verschlusses

Solche Verschlüsse werden häufig sofort nach der Diagnose mittels DSA mit Hilfe von interventionellen Eingriffen (Stents, Trombektomie) wiedergeöffnet und der Erfolg wiederum diagnostiziert.

Ein weiterer gängiger Eingriff ist auch die perkutane koronare Intervention (PCI). Dabei werden Engstellen in den Koronargefäßen, die durch Ablagerungen von Blutfetten und Kalk an den Gefäßwänden entstehen, behandelt. Solche Engstellen behindern den Blutfluss in den Koronararterien. Werden diese Engstellen nicht frühzeitig behandelt, kann es zu einem Verschluss kommen, ein Herzinfarkt ist die Folge. Werden die Engstellen erkannt, können diese mit Hilfe von Ballons, die über die Spitze des Katheters an die betroffene Stelle geführt werden, geweitet werden. Als vorbeugende Maßnahme, dass das Gefäß geöffnet bleibt, wird häufig zusätzlich ein Stent gesetzt. Diese Prozedur, auch als Links-Herzkatheteruntersuchung mit PCI bezeichnet, ist in Abb. 2.2 schematisch dargestellt.

Solche Maßnahmen werden meist in einem extra dafür vorgesehenen Interventionsraum durchgeführt. Ein typischer Interventionsraum ist in Abb. 2.3 zu sehen. Hierbei handelt

es sich um eine Anlage, an der hauptsächlich Angiographien und damit zusammenhängende interventionelle Eingriffe durchgeführt werden. In der Abbildung ist die Röntgenröhre des C-Bogens unter dem Tisch angeordnet.

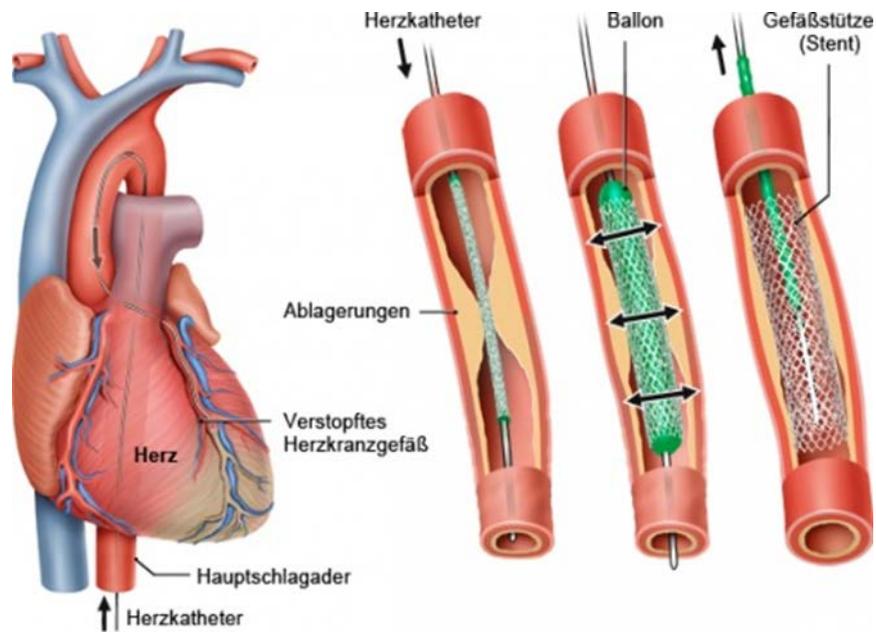


Abb. 2.2 Schematische Darstellung einer Links-Herzkatheteruntersuchung mit PCI (Bild aus /INS 16/)



Abb. 2.3 Typischer Interventionsraum mit C-Bogen, Bildschirm und Patientenliege an der Uniklinik Köln

Diese Angulation des C-Bogens wird in der Medizin als PA Projektion bezeichnet (posterior-anterior (hinterer-vorderer): der Detektor befindet sich auf der Vorderseite des Patienten und der Röntgenstrahl durchläuft den Patienten von hinten (vom Rücken her) und durchquert den Körper in Richtung Vorderseite (Brust)). Allerdings werden bei interventionellen Maßnahmen meist mehrere verschiedene Angulationen des C-Bogens genutzt, um die jeweils bestmöglichen spezifischen Aufnahmen zu erzeugen oder sich Sachverhalte von mehreren Seiten abbilden zu lassen. In Abb. 2.4 ist der C-Bogen z. B. um 90° gedreht.



Abb. 2.4 C-Bogen an der Uniklinik Köln um 90° gedreht

Es kommen viele weitere Angulationen zum Einsatz, deren Bezeichnung sich in der Regel an den anatomischen Lage- und Richtungsbezeichnungen orientieren. Beispiele hierfür sind in Abb. 2.5 gezeigt.

Anhand dieser Abbildung wird deutlich, dass je nach gewähltem Zugang und zu untersuchender Körperpartie des Patienten, der untersuchende Arzt sehr nahe am Direktstrahl der Röntgenröhre steht und sich somit in einem Bereich relativ hoher Streustrahlung, welche vom Patienten ausgeht, befinden kann.

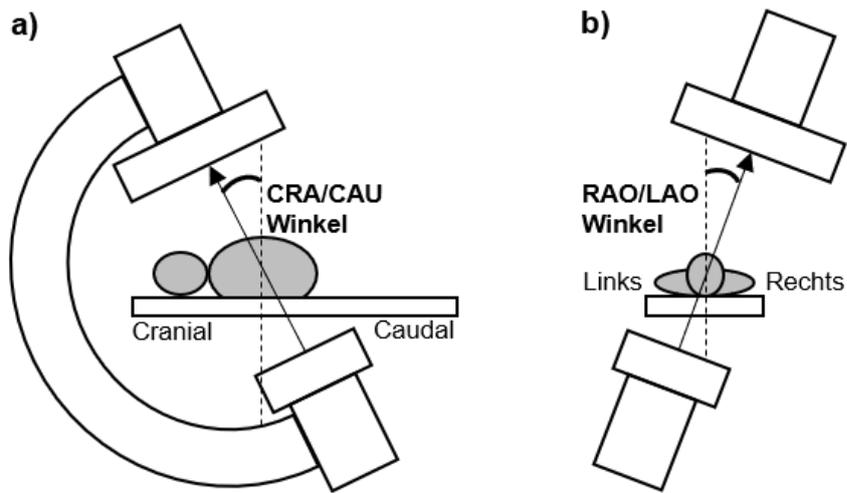


Abb. 2.5 Beispiele für verschiedene Röhrenangulationen. a) Cranial – Detektor zum Schädel hin geneigt, Caudal – Detektor zum Gesäß hin geneigt; in Abbildung Cranial gezeigt; b) RAO: rechts anterior oblique – Detektor zur rechten Vorderseite des Patienten geneigt, LAO: links anterior oblique – Detektor zur linken Vorderseite des Patienten geneigt; in Abbildung RAO gezeigt

3 Stand von Wissenschaft und Technik

Interventionelle Maßnahmen sind seit den 1960er Jahren ein stark wachsendes Teilgebiet der Medizin (/DOT 64/, /MAR 67/). Hierbei werden sowohl diagnostische als auch therapeutische Techniken angewandt, bei denen die Visualisierung und Führung der verwendeten Instrumente (wie z. B. ein Katheter) mit Hilfe von Röntgenbildern bzw. -aufnahmen realisiert werden /DON 11/. Neben den Vorteilen dieser Maßnahmen gegenüber klassischen Operationen, wie z. B. der minimalen Invasivität, den geringeren Risiken und Kosten sowie der hohen Erfolgsrate (/DON 11/, /KAR 16/), hat auch die rasante Weiterentwicklung der Röntgengeräte und Bildgebungsverfahren /BHA 08/ sowie der Katheter, Führungsdrähte und Stents (/MCB 97/, /NOH 99/) zu der wachsenden Anzahl an durchgeführten interventionellen Maßnahmen beigetragen. Diese Maßnahmen umfassen dabei ein sehr weites Anwendungsspektrum, wie in der folgenden Tabelle Tab. 3.1 zu sehen ist.

Tab. 3.1 Auflistung einiger typischer interventioneller radiologischer Maßnahmen

Allgemeine Beschreibung der Maßnahme	Abkürzung/ Fachbegriff	Bedeutung
Wiederöffnung von Koronararterien	PTCA/PCI	perkutane translumianle koronare Angioplastie – Herzkranzgefäßerweiterung/ perkutane koronare Intervention
Wiederöffnung von Gefäßen	PTA	perkutane transluminale Angioplastie – Gefäßerweiterung
Verschluss von Gefäßen	Embolisation	
Erzeugung und Behandlung künstlicher Gefäßverbindungen	z. B. TIP(S)S	transjugulärer intrahepatischer portosystemischer (Stent-)Shunt – Verbindung zwischen Pfortader und Lebervene
kardiale Angiographie	CA	Darstellung von Gefäßen (des Herzens) meist mit Hilfe von Kontrastmitteln
lokale Zerstörung von Gewebe durch Wärmeentwicklung des Hochfrequenzstroms	RFA	Hochfrequenzablation
Implantation eines Herzschrittmachers	PM	

Allgemeine Beschreibung der Maßnahme	Abkürzung/ Fachbegriff	Bedeutung
Implantation eines Kardioverter/Defibrillator	ICD	zur Behandlung von Herzrhythmusstörungen
Darstellung der Gallengänge, der Gallenblase und der Gänge der Bauchspeicheldrüse	ERCP	endoskopisch retrograde Cholangiopankreatikographie; währenddessen auch kleinere Eingriffe möglich sind, wie z. B. die Entfernung von Gallensteinen
Intervention/Angiographie der Blutgefäße um und im Gehirn	CAI	zerebrovaskuläre Intervention/zerebrale Angiographie
in Angiographie durchgeführte Gabe von Medikamenten mit gleichzeitiger gezielter Verstopfung von Arterien (Behandlung von Leberkrebs)	TACE	transarterielle Chemoembolisation

Hierbei sind die interventionellen Maßnahmen in der Kardiologie eine der häufigsten Anwendungen. Die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland werden regelmäßig zusammengestellt. Bis 2010 wurden diese von der Kommission für Klinische Kardiologie in Zusammenarbeit mit der Arbeitsgruppe Interventionelle Kardiologie und Angiologie der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie in einem Fachjournal veröffentlicht. Die Leistungszahlen für die Jahre 1991 bis 2008 finden sich in /BUU 10/. Mittlerweile fließen die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in den Deutschen Herzbericht der Deutschen Herzstiftung ein. Die Daten für das Jahr 2017 beruhen dabei auf den Angaben von 478 Einrichtungen /DEU 18/. Abb. 3.1 zeigt den Anstieg diagnostischer Herzkatheter und Koronarinterventionen von 1991 bis 2017 in Deutschland, wobei in Summe über 1,25 Millionen Anwendungen im Jahr 2017 erfolgten. Eine Erfassung der relativen Häufigkeiten verschiedener Maßnahmen in der interventionellen Radiologie in Deutschland wurde im Auftrag des BMU/BfS von Heuser und Bode-Schnurbus veröffentlicht /HEU 07/.

Auch in anderen europäischen Ländern verzeichnet die Anzahl an interventionellen Maßnahmen einen Anstieg (/FAU 08/, /ICRP 00/). In Abb. 3.2 ist der abgeschätzte, mittlere prozentuale Anstieg pro Jahr an Koronarangioplastien (PTCA) für einige europäische Länder gezeigt (abgeschätzt im Jahr 2007).

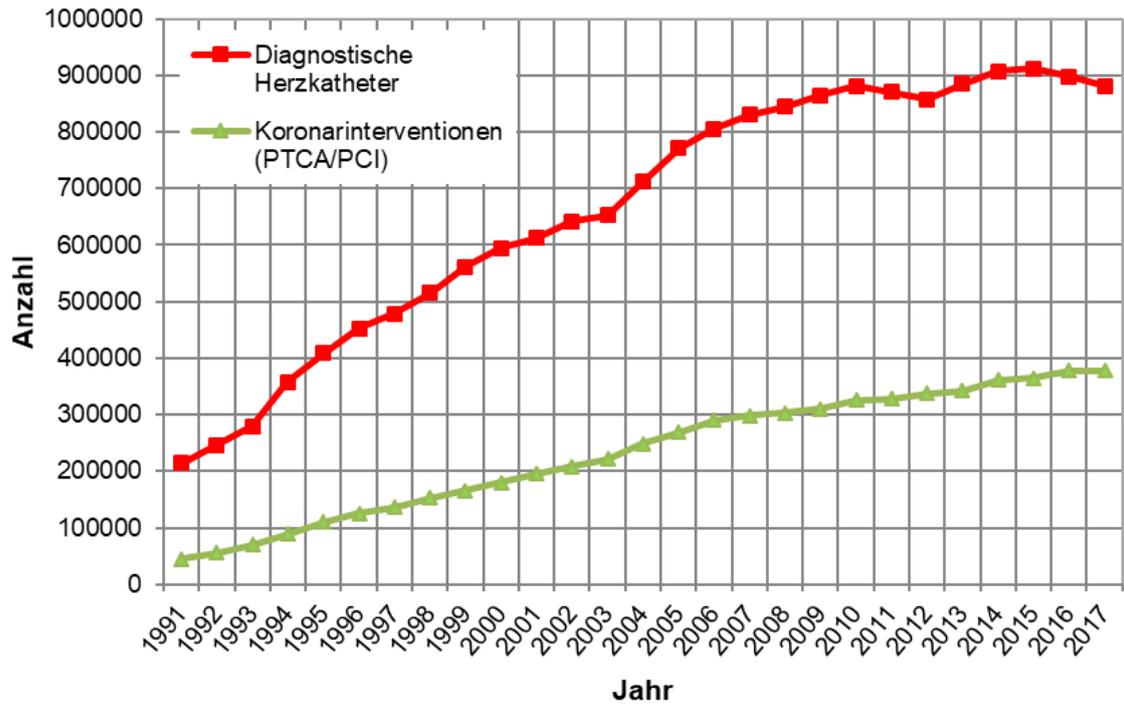


Abb. 3.1 Entwicklung der Leistungszahlen der Herzkatheterlabore für diagnostische Herzkatheter und PTCA (Daten aus /BUU 10/, /BRU 10/, /BRU 11/, /DEU 14/, /DEU 15/, /DEU 16/, /DEU 17/, /DEU 18/)

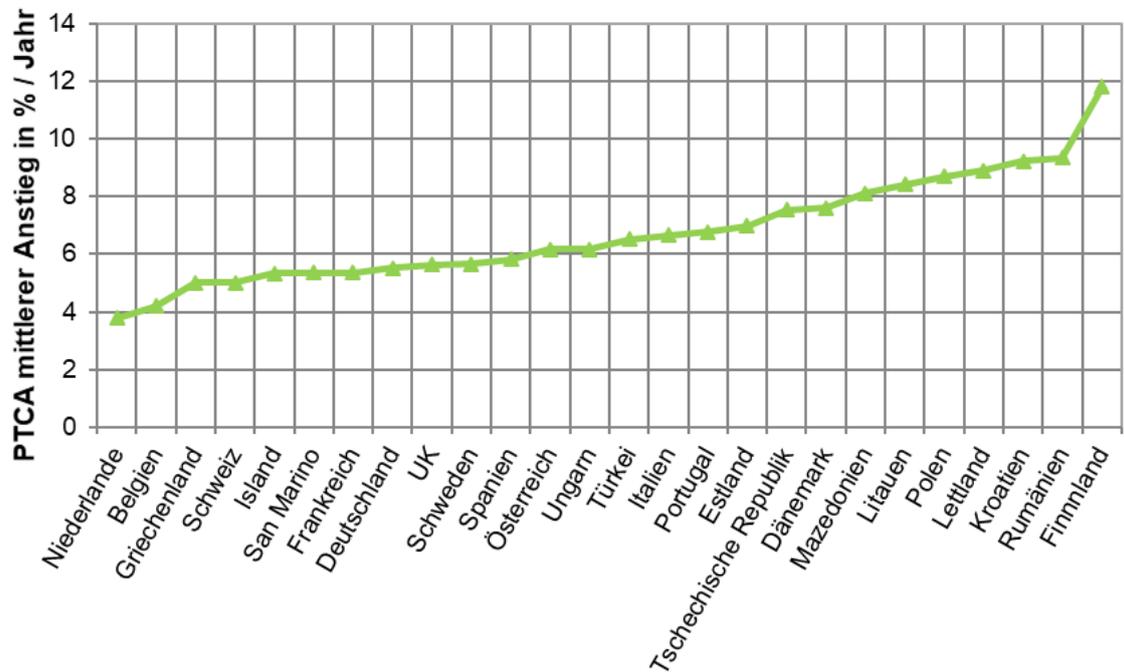


Abb. 3.2 Abgeschätzter, mittlerer jährlicher prozentualer Anstieg von PTCA Eingriffen für einige europäische Länder für das Jahr 2007 (Daten aus /FAU 08/, /ICRP 00/)

Diese steigenden Zahlen zeigen die schnelle Entwicklung der Interventionen und deren stetig wachsende Bedeutung in den medizinischen Anwendungen. Mit diesem Anstieg wächst aber auch die Sorge über die Strahlenbelastung des Personals.

Insbesondere der primäre Untersucher, aber auch das restliche Personal im Interventionsraum, ist über viele Berufsjahre ionisierender (Streu-)Strahlung ausgesetzt /ADA 16/. Mit der steigenden Anzahl der durchgeführten interventionellen Maßnahmen steigt das Arbeitspensum des medizinischen Personals, was gleichzeitig auch eine steigende Strahlenbelastung des Personals zur Folge hat /UNS 10/. Schon früh wurde darauf hingewiesen, dass diese Berufsgruppe teils sehr hohe Teilkörperdosen erhalten kann, insbesondere wenn geeignete Strahlenschutzmaßnahmen nicht oder nicht fachgerecht eingesetzt werden (/WIL 97/, /VAN 98a/). Die daraus resultierenden gesundheitlichen Folgen für interventionelle Radiologen und Kardiologen waren und sind teilweise noch heute unklar, auch wenn es gerade in den letzten Jahren einige Studien gab, die sich mit dieser Frage befassten.

2005 veröffentlichten Andreassi et al. eine Studie über die DNA Schädigung bei interventionellen Kardiologen /AND 05/. Für die Studie wurden 31 interventionelle Kardiologen als exponierte Gruppe und 31 klinische Kardiologen als nicht-exponierte Gruppe ausgewählt. Die Dosiswerte der exponierten Gruppe wurden über die Expositionsdaten eines Jahres ausgewertet, wobei diese mit Hilfe eines passiven Filmdosimeters, welches unter der Bleischürze getragen wurde, ermittelt wurden. Weiterhin wurden von beiden Gruppen Blutproben genommen, und diese dann anonym bezüglich des Auftretens von Mikronuklei während der Zellteilung untersucht. Mikronuklei entstehen durch geschädigte Chromosomen und solche Mikronukleus Tests wurden von der IAEA als biologisches Dosimeter für die Strahlenbelastung und als Methode, um Chromosomenschädigungen nach Strahlenunfällen zu bewerten, empfohlen /IAEA 01/. Als mittlere kumulierte Äquivalentdosis der exponierten Gruppe wurde ein Wert von $(4,06 \pm 0,40)$ mSv ermittelt. Die Auswertung der Mikronukleus Tests ergab, dass die exponierte Gruppe eine signifikant höhere Anzahl an Mikronuklei in binuklearen Zellen aufwies als die nicht-exponierte Gruppe. Weiterhin konnte in der exponierten Gruppe eine signifikante Korrelation zwischen der Anzahl der Mikronuklei und den Arbeitsjahren nachgewiesen werden, während dies bei der nicht-exponierten Gruppe nicht der Fall war. Damit konnte diese Studie zeigen, dass das Arbeiten unter Strahlungsexposition in Katheterlaboren einen genetischen Abdruck an der DNA des interventionellen Kardiologen hinterlässt. Veränderungen bzw. Schäden in der DNA, die durch ionisierende Strahlung verursacht wurden,

werden wiederum als Hauptinitiator für die Entwicklung von Krebs und vererbaren Krankheiten angesehen (/ICRP 89/, /UNS 94/, /AND 05/).

1998 berichtete Finkelstein von zwei Kardiologen in Toronto, die an Hirntumoren erkrankt waren /FIN 98/. Da dieses kumulierte Auftreten ein statistisch sehr unwahrscheinliches Ereignis ist, stellte er die Frage, ob die Erkrankung an Hirntumoren mit der Strahlenbelastung der Kardiologen während den interventionellen Maßnahmen in Zusammenhang gebracht werden könne. Roguin et al. griffen diese Frage 2012 auf und berichteten von vier interventionellen Kardiologen, die an linksseitigen Hirntumoren erkrankt waren /ROG 12/. In einer Literaturrecherche konnte er zusätzlich zu den Fällen aus Kanada /FIN 98/ noch drei weitere interventionelle Mediziner mit Hirntumoren ausmachen. Die Gruppe um Roguin schloss daraus, dass die vorhandenen Indizien darauf hindeuten, dass die chronische Exposition während medizinischen Interventionen einen ungünstigen Einfluss auf die DNA des Personals hat, wobei der Effekt kumulativ über die Zeit sei /ROG 12/. Als Reaktion auf diese Publikation, wurden 22 weitere Fälle von Hirn- und Halstumoren bei interventionellen Medizинern gemeldet /ROG 13/. Bei den damit insgesamt 31 Fällen von Hirn- und Halstumoren bei interventionellen Medizинern traten die Tumore in 22 Fällen linksseitig auf. Da die linke Seite des Operateurs bzw. des Untersuchers während interventionellen Maßnahmen meist am direktesten exponiert und am wenigsten geschützt ist, sah die Gruppe um Roguin ihre in 2012 aufgestellte These /ROG 12/, dass das Tumoraufreten mit der Strahlenexposition dieser Berufsgruppe in Zusammenhang steht, gestärkt.

Eine weitere Erkrankung, die mit der beruflichen Exposition von interventionellen Medizинern in Zusammenhang gebracht wird, ist die beginnende Trübung der Augenlinse bis hin zur Entwicklung einer Katarakt durch ionisierende Strahlung. Gerade die Augenlinse war schon sehr früh als höchst sensibles Organ bezüglich ionisierender Strahlung bekannt (/ROH 29/, /ICRP 91/, /CHA 97/). Vaño et al. berichteten 1998 von Augenlinsenschäden zweier interventioneller Mediziner und zweier Krankenschwestern, die in direktem Zusammenhang mit der beruflichen Strahlenexposition während den interventionellen Maßnahmen gesetzt werden konnten /VAN 98b/. Ausführlichere Studien zu dem Risiko von Augenlinsenschäden bei interventionellen Medizинern folgten.

Chodick et al. veröffentlichten 2008 eine Langzeit-Kohortenstudie unter amerikanischen „radiologic technologists“ /CHO 08/. Diese fand über 20 Jahre von 1983 bis 2004 statt. Die abgefragte Arbeitshistorie wurde zusammen mit Filmdosimeter-Auswertungen genutzt, um die jeweilige individuelle Strahlendosis zu ermitteln. Mit Hilfe von MC

Simulationen wurde weiterhin die Augenlinsendosen pro Jahr abgeschätzt. Am Ende der Studie konnten die Angaben von 35.705 Teilnehmern ausgewertet und berücksichtigt werden. Während der Studienzeit wurde von 2.382 Katarakten und 647 Kataraktextraktionen berichtet. Neben anderen Risikofaktoren für Kataraktbildung, konnte in dieser Studie gezeigt werden, dass schon geringe Dosen an ionisierender Strahlung im Bereich von 5 mGy bis 60 mGy kumuliert über die Berufsjahre langfristig zu einem erhöhten Katarakt-Risiko führen. Dieses Ergebnis stellte die ICRP Annahme, dass beginnende Linsentrübungen (Katarakte) erst ab einem Schwellenwert von 0,5 – 2 Gy (5 Gy) bei einer einzelnen Bestrahlung und einer kumulierten Dosis von 5 Gy (> 8 Gy) über mehrere Behandlungen bzw. über einen längeren Zeitraum auftreten, in Frage /ICRP 91/.

In Ihrer Publikation 103 aus dem Jahr 2007 machte die ICRP darauf aufmerksam, dass die Referenzwerte für die Augenlinsendosis einer Überprüfung unterzogen werden /ICRP 07/. Auf einem Treffen der ICRP im April 2011 wurde dann einem „Statement on Tissue Reactions“ (Stellungnahme zu Gewebe Reaktionen) zugestimmt /ICRP 11/, in der der Schwellenwert für die absorbierte Augenlinsendosis auf 0,5 Gy reduziert wurde. Dieser Wert wurde auf Basis aktueller Studien bezüglich der Kataraktbildung bei den Atombombenüberlebenden von Hiroshima und Nagasaki (/NAK 06;/ /NER 07/), bei Liquidatoren in Tschernobyl (/WOR 07/) sowie bei amerikanischen „radiologic technologists“ (s. oben vorgestellte Studie, /CHO 08/) bestimmt. Weiterhin wurde der Grenzwert für die Äquivalentdosis der Augenlinse eines Kalenderjahres von 150 mSv auf 20 mSv herabgesetzt. Die neuen Grenzwerte wurden im Jahr 2012 in die ICRP Publikation 118 aufgenommen /ICRP 12/. Diese Empfehlungen der ICRP wurden anschließend auch in die internationalen „Basic Safety Standards“ (BSS) der IAEO /IAEA 14a/ sowie in die EURATOM-Richtlinie 2013/59/EURATOM des Rates der Europäischen Union /EuRi 14/ übernommen. In Deutschland wurde im Jahr 2009 von der Strahlenschutzkommission (SSK) ebenfalls eine Reduzierung der Referenzwerte für die Augenlinsendosis empfohlen /SSK 09/. Mit Umsetzung der 2013/59/EURATOM-Richtlinie in nationales Recht wurden die verringerten Referenzwerte für die Augenlinsendosis in das neue deutsche Strahlenschutzgesetz (§ 78 Abs. 2 StrlSchG) aufgenommen.

Neben der Augenlinsendosis des medizinischen Personals sind auch andere Teile des Körpers, die nicht von der obligatorischen Bleischürze abgedeckt werden, während interventionellen Maßnahmen hohen Dosen ausgesetzt, wenn keine geeigneten zusätzlichen Strahlenschutzmittel eingesetzt werden. Zu diesen Körperteilen gehören insbesondere die Schilddrüse, die Hände bzw. Finger sowie die Unterschenkel und Füße. Dies

rührt daher, dass der Operateur bei interventionellen Maßnahmen sehr nah am Patienten stehen muss. Damit kann er sich, je nach Maßnahme, mit manchen Körperteilen in unmittelbarer Nähe des Primärstrahls der Röntgenröhre befinden und steht in der Regel mit dem kompletten Körper im Streufeld, welches vom durchleuchteten Patienten ausgeht. Zusätzlich finden sich Beispiele von „bad practice“, bei denen die Hand des Operateurs auf den Röntgenaufnahmen des Patienten zu sehen ist und sich die Hand somit im Primärstrahl befand (/WAG 98/, /ICRP 00/, /CAR 11b/).

Auch wenn es schon früh einige Studien über die Teilkörperdosen des Personals bei interventionellen Maßnahmen gab (/WIL 97/, /PAD 01/, /TSA 05/), wurde in der Empfehlung der SSK 2007 /SSK 07/ darauf hingewiesen, dass die Datenlage insbesondere über Teilkörperdosen nicht ausreichend ist, was die Überwachung des medizinischen Personals erschwert. Dies führt dazu, dass eine mögliche Überschreitung von Grenzwerten unter Umständen nicht festgestellt wird. Die SSK stellt diese Situation als unbefriedigend dar und empfiehlt entsprechende Strahlenschutzmaßnahmen zur Dosisreduzierung. Dabei handelt es sich um organisatorische und technische Empfehlungen sowie um Verbesserungsvorschläge für den Strahlenschutz des Personals. Auch andere Studien befassten sich mit der Frage der tatsächlichen Teilkörperdosen des Personals in der interventionellen Radiologie und entwickelten weitere Empfehlungen, Leitlinien und Trainingsmaterialien (/ICRP 18/, /RÜH 18/, /IAEA 14b/, /STR 17/).

Die ORAMED (Optimization of Radiation Protection for Medical Staff) Studie (02/2008 – 02/2011) stellt eine durch das „7th EU Framework Programme“ der Europäischen Kommission (EC) geförderte, europaweit durchgeführte Untersuchung dar /ORA 08/. Das Konsortium bestand aus 12 Partnern in neun europäischen Ländern, die sich aus Laboren, Forschungszentren, Krankenhäusern, Behörden und Herstellern zusammensetzten. Die Studie befasste sich u. a. mit der Extremitäten- und Augenlinsendosimetrie in der interventionellen Radiologie und Kardiologie (/CAR 10a/, /CAR 10b/, /DOM 11/, /DON 11/, /KRI 11/, /NIK 11/, /CAR 11c/, /CAR 11b/, /VAN 11/). Hierbei wurden 1.329 Messreihen in sechs europäischen Ländern in über 40 Krankenhäusern bzw. Interventionsräumen realisiert. Die Messreihen wurden während den verschiedensten interventionellen Maßnahmen mit unterschiedlichen oder ohne Strahlenschutzmitteln durchgeführt. Um die Teilkörperdosen als Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ des Personals zu erfassen, wurden Thermolumineszenzdosimeter (TLD) an bestimmte Körperregionen des medizinischen Personals angebracht. Maximalwerte der Teilkörperdosen wurden

dabei insbesondere für die Eingriffe Embolisation und ERCP gemessen /CAR 10a/, /CAR 10b/, bei denen die Röntgenröhre über dem Patiententisch angeordnet war.

Allerdings haben die Messungen auch gezeigt, dass sie starken Schwankungen unterliegen. Bei Embolisationen und ERCP können die relativen Standardabweichungen der Mittelwerte von $H_p(0,07)$ über 300 % erreichen. Diese starken Schwankungen können auf eine Vielzahl von Parametern zurückgeführt werden, u. a., wie in der Einleitung schon erwähnt, die unterschiedliche Nutzung von Strahlenschutzmaßnahmen, die Komplexität der Maßnahmen, die Anordnung der Röntgenröhre oder auch die Erfahrung des Operateurs. Um die Komplexität und Dauer der Maßnahmen in den Messungen zu berücksichtigen, wurden die gemessenen Dosen auf das sogenannte Kerma-Flächenprodukt (KAP) normiert. Dieses ist proportional zu dem Dosisflächenprodukt (DAP), welches Auskunft über die während einer Maßnahme erzeugte Dosis gibt und daher auch benutzt wird, um die Strahlenexposition des Patienten abzuschätzen (s. hierzu auch Kapitel 4). Heutzutage wird das DAP bei Röntgengeräten über eine installierte Ionisationskammer, die sich hinter der Röntgenröhre und vor Austritt der Röntgenstrahlung aus dem Gehäuse befindet, automatisch mitgemessen oder aus spezifischen Parametern (u. a. Spannung, Stromzeitprodukt usw.) berechnet und angezeigt. Damit ist das DAP/KAP eine Größe, die die Dauer und/oder Komplexität einer Maßnahme oder aber auch besondere Gegebenheiten des Patienten wie z. B. Adipositas widerspiegelt. Nach dieser Normierung wurden Maximalwerte für die Größe $H_p(0,07)/KAP$ bei den DSA (digitale Subtraktionsangiographie), ERCP und PM Untersuchungen/Eingriffen beobachtet.

Weiterhin wurden auch die jährlichen Teilkörperdosen der Operateure auf Grundlage der gemessenen Dosen und dem jährlichen Arbeitspensum abgeschätzt /CAR 10a/. Hierbei hat sich gezeigt, dass bei drei Operateuren die zulässige jährliche Organdosis für die Finger von 500 mSv überschritten wurde. Weitere vier Fälle zeigten eine jährliche Fingerdosis von > 150 mSv, bei der nach deutscher Strahlenschutzverordnung § 66 Abs. 2 die Dosis auch an diesen Körperteilen durch weitere Dosimeter festzustellen wäre. In drei Fällen wurde der Wert von 150 mSv an den Beinen überschritten und an den Handgelenken in vier Fällen. Auch hier sollte eine Organdosisüberwachung stattfinden. Zu der Zeit, in der diese Studie durchgeführt wurde (2008 – 2011), lag der jährliche Grenzwert für die Organdosis der Augenlinse noch bei 150 mSv, so dass hier keine Grenzwertüberschreitungen protokolliert wurden. Legt man aber den durch die 2013/59/EURATOM-Richtlinie eingeführten Grenzwert von 20 mSv pro Kalenderjahr für

die Augenlinsendosis zu Grunde, so wären in dieser Studie bei 20 Operateuren Grenzwertüberschreitungen festzustellen gewesen.

Die Untersuchung des Einflusses von Strahlenschutzmaßnahmen ergab Reduzierungen der normierten Median-Dosiswerte $H_p(0,07)/KAP$ von bis zu 95 %. Der Reduzierungsfaktor ($((\text{Median-}H_p(0,07)/KAP \text{ ohne Strahlenschutz})/(\text{Median-}H_p(0,07)/KAP \text{ mit Strahlenschutz}))$) konnte unter Berücksichtigung aller Körperteile und aller Maßnahmenarten zu einem Maximalwert von 19,35 bestimmt werden.

Auch die Korrelationen der Dosen untereinander und mit anderen Parametern wurden eingehend untersucht (/KRI 11/, /CAR 10a/). Allerdings war es auf Grund der Vielzahl an Einflussgrößen relativ schwierig Korrelationen zu finden. Die anfängliche Annahme, dass die Dosisbelastung des Operateurs mit der Dosisbelastung des Patienten (KAP/DAP) zusammenhängt, konnte nicht generell bestätigt werden.

Aus all diesen Ergebnissen wurden schließlich Empfehlungen für Strahlenschutzmaßnahmen abgeleitet /CAR 11b/, wie z. B. dass die deckenmontierte Bleiglasscheibe und die Tischabschirmung insbesondere in Bezug auf deren Positionierung korrekt genutzt werden sollten. Weiterhin sollte aus strahlenhygienischen Gründen (wenn es aus medizinischer Sicht möglich ist) die Untertisch-Anordnung der Röntgenröhre verwendet werden. Abschließend wurde auch Trainingsmaterial erarbeitet, welches auf der ORAMED Webseite zu finden ist /ORA 08/.

Zusammenfassend konnte in der ORAMED Studie gezeigt werden, dass es bei interventionellen Maßnahmen zu Grenzwertüberschreitungen von Teilkörperdosen kommen kann. Weiterhin konnten Empfehlungen zu dem richtigen Einsatz von Strahlenschutzmitteln abgeleitet werden. Allerdings hat sich auch gezeigt, dass die Strahlenexposition des medizinischen Personals selbst bei der gleichen Maßnahme von so vielen verschiedenen Parametern beeinflusst wird, dass es nahezu unmöglich ist, generelle Schlüsse auf die tatsächlich erhaltenen Teilkörperdosen zu ziehen.

Auch Häusler et al. untersuchten die Teilkörperdosen des medizinischen Personals während interventionellen Maßnahmen /HÄU 09/. Die Teilkörperdosen von 39 Ärzten und 9 Assistenten in 14 Krankenhäusern in Deutschland wurden hierfür mit Hilfe von TLD während insgesamt 73 interventionellen Maßnahmen gemessen. Hierbei wurden 9 unterschiedliche interventionelle Maßnahmen durchgeführt, nämlich Angiographien (ANG), neuroradiologische Eingriffe (NRAD), elektrophysiologische Eingriffe (EP), PTA, PTCA,

Computertomographien, Cholangioskopien, Katheteruntersuchungen und TIPS. Die TLD waren an verschiedenen Körperpartien (u. a. Augen, Schilddrüse, Finger) angebracht, wobei alle TLD über der Schutzkleidung getragen wurden. Zusätzlich wurde auch die Durchleuchtungszeit sowie das DAP während den einzelnen Maßnahmen protokolliert. Es wurden verschiedene räumliche Strahlenschutzmittel eingesetzt, wie z. B. ein Bleischutzvorhang unter dem Patiententisch und deckenmontierte, bewegliche Bleiacrylglasplatten.

Die gemessenen Dosen an verschiedenen Körperteilen der Ärzte und Assistenten wurden über alle durchgeführten Maßnahmen gemittelt. Auch in dieser Studie weisen sowohl die gemessenen Teilkörperdosen als auch die DAP Werte große Differenzen bei gleichen Prozeduren auf. Es konnte gezeigt werden, dass in der Regel die Ärzte einer höheren Strahlenbelastung ausgesetzt sind als die Assistenten, die meist eine höhere Distanz zu der Röntgenröhre und dem Patienten haben. Die höchsten Dosen traten dabei an den Händen der Ärzte auf und während der Durchführung von PTA und PTCA. Legt man die gemessenen Medianwerte für die Teilkörperdosen der jeweiligen Maßnahmen zu Grunde, um die maximale Anzahl an Maßnahmen zu berechnen, die ein Arzt/Assistent in einem Kalenderjahr durchführen könnte ohne die jeweiligen Grenzwerte im Kalenderjahr zu überschreiten, gäbe es für keines der Körperteile und für keine Prozedur eine Beschränkung. Wird die Berechnung jedoch mit den gemessenen Maximalwerten der jeweiligen Teilkörperdosis durchgeführt, so wären fast alle Prozeduren auf eine gewisse Anzahl beschränkt. Insbesondere die Handdosis (gemessene Maximaldosen) reduziert die maximal zulässige Anzahl an Maßnahmen pro Jahr. So könnten nach dieser Berechnung nur 340 ANG, 360 PTA und 640 PTCA in einem Kalenderjahr von einer Person durchgeführt werden. Für diese Berechnung wurden als Grenzwerte der Augenlinsendosis 150 mSv/a (Studie von 2009, heutiger Grenzwert: 20 mSv/a) und für Hände und Füße jeweils 500 mSv zu Grunde gelegt wurden.

Die Autoren /HÄU 09/ empfehlen daher abschließend zum einen alle verfügbaren Strahlenschutzmaßnahmen fachgerecht einzusetzen, da so eine Grenzwertüberschreitung der effektiven Dosis im Allgemeinen vermieden werden könne. Zum anderen weisen sie drauf hin, dass, auf Grund der teilweise sehr hohen Handdosen und der ungenügenden Möglichkeiten diese zu schützen, Fingerringdosimeter getragen werden sollten. Nur so könne eine etwaige Grenzwertüberschreitung der Teilkörperdosis festgestellt werden, und gegebenenfalls das Arbeitspensum des Arztes gesenkt werden.

Zu ganz ähnlichen Ergebnissen kommen Efstathopoulos et al. /EFS 11/, die die Strahlenbelastung der Extremitäten und Augen von Ärzten und Krankenschwestern während interventionellen radiologischen und kardiologischen Maßnahmen an der Universitätsklinik von Athen untersuchten. Das Personal trug während sieben IC und 18 IR Maßnahmen unterschiedlichster Art jeweils acht TLD und es wurden unterschiedliche Strahlenschutzmittel genutzt. Die über alle durchgeführten Maßnahmen gemittelten spezifischen Teilkörperdosen wiesen bei den Ärzten eine wesentlich höhere Exposition auf als bei den Krankenschwestern, was wiederum auf die Positionen dieser Personalgruppen während der Durchführung einer Maßnahme zurückgeführt werden kann (s. oben /HÄU 09/). Zusätzlich zu dem höheren Abstand der Krankenschwestern zu Röhre und Patient haben sich diese während den Röntgenaufnahmen meist hinter eine mobile Strahlenschutzwand begeben. Ähnlich wie bei der Studie von Häusler et al. /HÄU 09/ ergaben sich insbesondere für Finger und Handgelenk der linken Hand während IR Maßnahmen Maximalwerte der Teilkörperdosis. Eine Extrapolation der Teilkörperdosen auf die Strahlenbelastung im Kalenderjahr ergab keine Grenzwertüberschreitungen, wobei für die Extremitäten ein Grenzwert von 500 mSv/a und für die Augenlinse ein Grenzwert von 150 mSv/a (Studie von 2011, heutiger Grenzwert: 20 mSv/a) zu Grunde gelegt wurde. Allerdings weisen die Autoren auch hier darauf hin, dass es Ausnahmefälle gibt, in denen sehr hohe Teilkörperdosen auftreten können, so dass die Grenzwerte überschritten werden. Meist können diese Fälle auf „bad practice“ und nicht fachgemäßen Einsatz von Strahlenschutzmitteln zurückgeführt werden.

Eine Möglichkeit die in den vorherigen Studien beschriebenen Probleme auf Grund der Komplexität der interventionellen Maßnahmen und der Vielzahl an Einflussparametern bei der Dosisbestimmung des Personals in einem Interventionsraum zu verringern, ist eine systematische Bestimmung der Strahlenbelastung mit Hilfe von Phantomen. Hierbei wird anstelle eines Patienten ein Phantom genutzt. Weiterhin kann man dabei die Röhrenspannung, die Angulation des C-Bogens, den Einsatz von Strahlenschutzmitteln etc. systematisch variieren und die dabei jeweilige Strahlenbelastung an repräsentativen Stellen im Raum bestimmen, wie z. B. in der Höhe der Augenpartie, der Hand oder der Schilddrüse eines Arztes oder des helfenden Personals.

Auf diese Weise wurde der explizite Einfluss verschiedener Strahlenschutzmaßnahmen auf die Dosisbelastung des Personals von Fetterly et al. untersucht /FET 11/. In dieser Studie wurde nicht unter realen Bedingungen gemessen, sondern mit einem Phantom als Patient. Die Streuintensitäten wurden systematisch mit Hilfe von Ionisationskammern

bestimmt, die an repräsentativen Stellen im Raum verteilt waren. So konnte die in den vorherigen Studien beschriebene Komplexität und die Anzahl an Einflussparametern bei Messungen unter realen Bedingungen reduziert werden. Dabei wurden insbesondere drei Zugangsarten bei interventionellen Maßnahmen nachgebildet, nämlich der femorale Zugang (über die Leistenarterie des Patienten), der juguläre Zugang (über die im Halsbereich lokalisierte Vena jugularis) und der anteriore Zugang in Höhe des Brustkorbs des Patienten. Es wurden Messungen einmal ohne und einmal mit verschiedenen Strahlenschutzmitteln durchgeführt und daraus der relative Schutz vor Streustrahlung, den die Strahlenschutzmittel bieten, bestimmt. Auch die korrekte Positionierung der Strahlenschutzmittel wurde dabei untersucht, indem z. B. eine Messung mit der deckenmontierten, beweglichen Bleiglasscheibe durchgeführt wurde, wenn diese mit der Phantomoberfläche bündig abschließt, und wenn zwischen Phantomoberfläche und Scheibe eine Lücke gelassen wird. Je nach gewähltem Strahlenschutzmittel bzw. der Kombination der Strahlenschutzmittel konnte ein relativer Schutz vor der Streustrahlung von über 90 % erreicht werden. Aus all diesen Messergebnissen leiteten die Autoren /FET 11/ Empfehlungen für den korrekten Gebrauch der verschiedenen Strahlenschutzvorrichtungen bei den unterschiedlichen Zugangsarten ab. Allerdings weisen die Autoren auch auf die Grenzen ihrer Studie hin, wie z. B. dass nur eine Angulation des C-Bogens untersucht wurde, und nicht mehrere, wie sie bei einer interventionellen Maßnahme in der Regel genutzt werden.

Es gibt noch viele weitere ähnliche Studien, die sowohl unter realen Bedingungen als auch mit Hilfe von Phantomen durchgeführt wurden, wie z. B. /OON 07/, /SAN 10/, /KON 13/, /LIE 17/, /ETZ 18/. Studien, die sich explizit mit der Strahlenbelastung der Augenlinse beschäftigen, finden sich z. B. in /VAN 08/, /GAL 13/, /LEY 14/, /OCO 15/ /VAN 16/, /SAN 16/, /OMA 17/, /HAG 17/, /HAR 18/, /NOW 19/.

Diese Studien zeigen, wie schwierig und komplex die Bestimmung der Strahlenbelastung des medizinischen Personals bei interventionellen Maßnahmen ist. Unter realen Bedingungen wird die Strahlenexposition selbst bei der gleichen Maßnahme von vielen verschiedenen Parametern beeinflusst, sodass es schwierig ist, allgemeingültige Schlüsse auf die tatsächlich erhaltenen Teilkörperdosen zu ziehen. Auf der anderen Seite zeigen die Studien wie wichtig es ist, Teilkörperdosen bei Interventionen abzuschätzen bzw. zu bestimmen, da eine Grenzwertüberschreitung nicht ausgeschlossen werden kann. Der Ansatz, die Strahlenbelastung des Personals systematisch mit Hilfe von Phantomen zu untersuchen, bietet den Vorteil, dass ein Teil der vielfältigen

Einflussparameter dabei reduziert werden können. Auf diese Weise kann z. B. untersucht werden, wie verschiedene Strahlenschutzmittel am effektivsten eingesetzt werden können oder welche Verhaltensweisen des Personals zu einer Dosisreduktion führen können. Daraus können dann Empfehlungen und Leitlinien abgeleitet werden. Soll aber die tatsächliche Strahlenbelastung des Personals unter realen Bedingungen bestimmt werden, um eventuelle Grenzwertüberschreitungen festzustellen und ggf. das Arbeitspensum des betroffenen medizinischen Personals zu verringern, sind solche systematischen Untersuchungen nicht geeignet.

Eine Möglichkeit, um die Strahlenbelastung des Personals realitätsnah zu untersuchen, bieten, wie in der Einleitung schon erwähnt, MC Simulationen. Hierbei können theoretisch die verschiedenen Parameter, die die Strahlenbelastung des Personals beeinflussen, und die Komplexität der interventionellen Maßnahmen in der Simulationsumgebung berücksichtigt werden.

Dieser Ansatz wurde in der oben schon vorgestellten ORAMED Studie /ORA 08/ zusätzlich zu den realen Messungen verfolgt /CAR 10a/, /CAR 10b/. Dabei wurden Monte-Carlo Berechnungen der Extremitäten- ($H_p(0,07)$) und Augenlinsendosis ($H_p(3)$) des medizinischen Personals während interventionellen radiologischen Maßnahmen durchgeführt /CAR 11c/. Gerade weil, wie aus den experimentellen Ergebnissen der Studie ersichtlich ist, sehr viele Parameter die Strahlenexposition des Personals beeinflussen, können Simulationen ein sehr gutes Werkzeug sein, um den Einfluss dieser verschiedenen Parameter systematisch zu untersuchen. Die numerischen Simulationen wurden mit dem MCNP-X v. 2.5 Code durchgeführt /PEL 05/. Für eine Sensitivitätsstudie wurden in einer vereinfachten Geometrie nur die Röhrenspannung und die Filter variiert. Für detailliertere Simulationen wurden dann der Operateur und der Patient mit einem MIRD-Typ¹ anthropomorphen Modell/Phantom simuliert /SNY 78/ und verschiedene Parameter, wie Röhrenspannung, Filtration, Angulation der Röhre, Zugangsart, Röhrenposition etc. untersucht. Die Untersuchung der Strahlenschutzmaßnahmen (Tischabschirmungen, Bleiglasbrillen und deckenmontierte, bewegliche Bleiglasscheibe) ergab, dass diese Dosisreduzierungen von bis zu 99 % bewirken können, wenn sie richtig eingesetzt werden. Eine qualitative Übereinstimmung von Simulation und den Messungen konnte

¹ Entwickelt von dem Medical Internal Radiation Dose Committee; Größe und Form des menschlichen Körpers und dessen Organe werden mit Hilfe von mathematischen Ausdrücken beschrieben, welche Kombinationen und Schnittflächen von Ebenen, kreisförmigen und elliptischen Zylindern, Kugeln, Kegeln usw. darstellen.

u. a. bei dem Vergleich der Röhrenanordnung (Röhre über oder unter dem Patiententisch) gezeigt werden. Auch in den Simulationen hat sich eine geringere Strahlenbelastung des Personals gezeigt, wenn die Röhre unter dem Patiententisch angeordnet war. Ein quantitativer Vergleich der Ergebnisse von Simulation und Messungen war hier nicht möglich, da die Bedingungen der Messungen, die während realen interventionellen Maßnahmen durchgeführt wurden, nicht eins-zu-eins simuliert wurden. Es konnte aber gezeigt werden, dass MC Simulationen einen wesentlichen Beitrag zur Abschätzung der Dosisbelastung des Personals leisten können, auch wenn in dieser Studie zunächst nur eine qualitative Übereinstimmung mit den realen Bedingungen gezeigt werden konnte.

Weitere Studien, die MC Simulationen nutzten, um verschiedenste Fragestellungen, die mit der Strahlenbelastung in einem Interventionsraum zusammenhängen, wie z. B. die Wirksamkeit von Strahlenschutzmitteln, finden sich z. B. in /SII 08/ /CLE 08/ und /MCV 13/, /KOU 14/, /KON 15/, /PRI 16/, /FER 16/, /BOŽ 18/, /BOŽ 19/. Die MC Simulationen in diesen Studien dienen aber eher einer systematischen Untersuchung verschiedener Einflussfaktoren auf die Strahlenbelastung des Personals während interventioneller Maßnahmen, oder der Untersuchung der Schutzwirkung von Strahlenschutzmitteln oder ähnliches. Ein direkter Vergleich von experimentellen Messungen und Simulationen wird in diesen Studien meist nicht verfolgt, oder es konnte wie in der ORAMED Studie, eine qualitative aber keine quantitative Übereinstimmung zwischen experimentellen Messungen und MC Simulationen gezeigt werden.

Ein Forschungsprojekt, welches sich explizit mit der Kalkulation der Strahlenbelastung des Personals beschäftigt, ist PODIUM (Personal Online Dosimetry Using computational Methods) /POD 14/. Das PODIUM Projekt ist Teil von CONCERT, dem gemeinsamen europäischen Programm zur Integration der Strahlenschutzforschung /CON 14/. Das Ziel von PODIUM ist es eine Online-Dosimetrie zu entwickeln, die auf Computersimulationen basiert und die individuelle Dosis von beruflich strahlenexponierten Personen berechnet, ohne dafür physikalische Dosimeter zu verwenden. Dabei soll die Dynamik des Personals durch Kameras erfasst und ausgewertet werden. Es ist geplant, die berechneten Ergebnisse mit experimentellen Messungen in klinischen Röntgenräumen während der Patientenbehandlung zu validieren.

Ein ähnlicher Ansatz wird im vorliegenden Forschungsvorhaben verfolgt. Wie aus den vorgestellten Studien hervorgeht, ist es schwierig allgemeingültige Schlüsse auf die erhaltenen Teilkörperdosen während der Durchführung interventioneller Maßnahmen zu ziehen, da selbst bei der gleichen Maßnahme die Komplexität von Patient zu Patient

stark variieren kann und zusätzlich viele verschiedene Parameter die Strahlenbelastung beeinflussen. Außerdem besteht für das medizinische Personal während interventioneller Maßnahmen nur dann die Pflicht Teilkörperdosimeter zu tragen, wenn vorauszusehen ist, dass im Kalenderjahr die Organ-Äquivalentdosis für Hände, die Unterarme, die Füße oder die Knöchel oder die lokale Hautdosis oder der Augenlinse die jeweiligen Grenzwerte überschreiten können (§ 66 Abs. 2 Satz 3 StrlSchV). Sieht der Strahlenschutzverantwortliche allerdings keine Gefahr der Grenzwertüberschreitung, so braucht das Personal keine Teilkörperdosimeter zu tragen, so dass eine mögliche Grenzwertüberschreitung der Teilkörperdosen nicht festgestellt würde. Die verschiedenen Studien haben aber gezeigt, dass Grenzwertüberschreitungen der Teilkörperdosen durchaus vorkommen. Aus diesem Grund wurde im vorliegenden Forschungsvorhaben angestrebt, die Teilkörperdosen des Personals mit Hilfe von MC Simulationen zu berechnen. Hierzu wurde sukzessive eine Simulationsumgebung aufgebaut, die einen realen Interventionsraum abbildet (s. Kapitel 6). Die Ergebnisse der Simulationen wurden dabei kontinuierlich mit experimentellen Messungen validiert (s. Kapitel 7).

4 Physikalische Größen

Im Folgenden wird ein Überblick über die relevanten physikalischen Größen in diesem Bericht gegeben. Insbesondere die Definitionen der verwendeten Dosisgrößen und Doseinheiten entsprechen dabei der DIN 6814-3 /DIN 01/.

4.1 Deponierte Energie ε

Die deponierte Energie ist die Summe der Energien (ohne Ruheenergien) aller direkt und indirekt ionisierenden Teilchen (z. B. Photonen) R_{in} , die in ein Volumen eines anzugebenden Materials eintreten, vermindert um die Summe R_{ex} der Energien aller ionisierender Teilchen, die aus dem Volumen austreten, vermehrt um die Summe $\sum Q$ der Reaktions- und Umwandlungsenergien aller Kern- und Elementarteilchenprozesse, die in diesem Volumen stattfinden /DIN 01/:

$$\varepsilon = R_{in} - R_{ex} + \sum Q \quad (4.1)$$

4.2 Absorbierte Dosis D

Die absorbierte Dosis D mit der Einheit Gray (1 Gy = 1 J/kg) ist der Differentialquotient aus der mittleren Energie $d\bar{\varepsilon}$, die durch ionisierende Strahlung auf das Material in einem Volumenelement dV übertragen wird, und $dm = \rho dV$ der Masse des Materials mit der Dichte ρ in diesem Volumenelement /DIN 01/:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{d\bar{\varepsilon}}{dV} \quad (4.2)$$

4.3 Kerma K

Die Kerma K (Kinetic Energy Released per unit MAAss) mit der Einheit Gray (Gy) ist der Differentialquotient aus der Summe dE_{tr} der Anfangswerte der kinetischen Energien aller geladener Teilchen, die von indirekt ionisierender Strahlung aus dem Material in einem Volumenelement dV freigesetzt werden, und $dm = \rho dV$ der Masse des Materials mit der

Dichte ρ in diesem Volumenelement /DIN 01/:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE_{tr}}{dV} \quad (4.3)$$

4.4 Dosisflächenprodukt DAP

Das Dosisflächenprodukt DAP mit der Einheit Gray-Quadratmeter ($Gy \cdot m^2$) ist das Flächenintegral der Luftkerma K_a über eine Schnittebene E durch das Strahlenfeld /DIN 01/:

$$DAP = \int_E K_a dA \quad (4.4)$$

4.5 Äquivalentdosis H

Die Äquivalentdosis H mit der Einheit Sievert ($1 Sv = 1 J/kg$) ist das Produkt aus der Energiedosis für ICRU²-Weichteilgewebe D und dem Qualitätsfaktor Q an einem Punkt im Strahlungsfeld /DIN 01/.

$$H = Q \cdot D \quad (4.5)$$

Für Photonen und Elektronen ist $Q = 1$. Das ICRU-Weichteilgewebe ist ein gewebeäquivalentes Material der Dichte $1 g/cm^3$ mit der Zusammensetzung (Massenanteile) 76,2 % Sauerstoff, 11,1 % Kohlenstoff, 10,1 % Wasserstoff und 2,6 % Stickstoff /DIN 01/.

4.6 Personendosis $H_p(\dots)$

Die Personendosis $H_p(\dots)$ mit der Einheit Sievert (Sv) ist die Äquivalentdosis gemessen an der für die Strahlenexposition repräsentativen Stelle der Körperoberfläche /DIN 01/.

² ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements (Internationale Kommission für Strahlungseinheiten und Messung)

Die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ beschreibt dabei die Äquivalentdosis in 10 mm Tiefe im Körper an der Tragestelle des Personendosimeters. Diese stellt bei Ganzkörperexposition mit durchdringender Strahlung einen Schätzwert für die effektive Dosis und die Organdosis tieferliegender Organe dar, wobei hierfür eine geeignete Bauart, Kalibrierung und Trageweise der Personendosimeter vorausgesetzt sind /DIN 01/.

Die Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ beschreibt die Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe im Körper an der Tragestelle des Personendosimeters und ist bei Ganz- oder Teilkörperexposition ein Schätzwert für die lokale Hautdosis und die Organdosis der Augenlinse. In der Strahlenschutzpraxis wird diese bei Ganzkörperexposition mit geringer Eindringtiefe sowie bei Exposition der Extremitäten angegeben /DIN 01/.

Die Größe $H_p(3)$ dient ebenfalls zur Abschätzung der Organdosis der Augenlinse /DIN 01/. In der Strahlenschutzpraxis wurde die Augenlinsendosis aber bis vor kurzem in der Regel mit Hilfe der anderen Personendosen $H_p(10)$ bzw. $H_p(0,07)$ abgeschätzt, da dies in Deutschland, wie in vielen anderen Ländern auch, als ausreichend angesehen wurde /SSK 10/. Allerdings wurde in Deutschland mit der neuen Strahlenschutzverordnung zum 31. Dezember 2018 die Augenlinsen-Personendosis $H_p(3)$ als neue Messgröße eingeführt (Anlage 18 Teil A Nr. 1 b) StrlSchV /SSV 18/).

5 Experimentelle Messungen

Ziel dieses Vorhabens war es, die mögliche Dosisbelastung des Personals während interventionellen Maßnahmen in einer Simulationsumgebung abzubilden. Um die Simulationen zu validieren, wurden experimentell Messungen durchgeführt. Wie in den vorherigen Kapiteln aufgezeigt, sind experimentelle Dosismessungen während realen interventionellen Maßnahmen schwierig, da jede interventionelle Maßnahme individuell durchgeführt wird, jeder behandelte Patient anders ist, jeder behandelnde Arzt seine eigene Vorgehensweise und Erfahrungswerte hat, etc. Diese Beispiele zeigen, dass die Dosisbelastung des Personals während realen interventionellen Maßnahmen von einer Vielzahl an Parametern abhängt. Um nun zunächst die Simulation validieren zu können, wurde ein statischer Messaufbau gewählt. Um den Patienten, und somit die Hauptquelle für die in einem Interventionsraum entstehende Streustrahlung, abzubilden, wurde ein Phantom als Streukörper genutzt (s. Abschnitt 5.1.2 und 5.2.2). Weiterhin wurden die Punkte, an denen Messungen der durch die Streustrahlung verursachten Dosen durchgeführt wurden, im Raum festgelegt, um so den Einfluss verschiedener Parameter (insbesondere der Röhrenspannung) systematisch untersuchen zu können. Die Messungen wurden bei zwei Kooperationspartnern, dem Universitätsklinikum Augsburg und der Uniklinik Köln, durchgeführt.

5.1 Universitätsklinikum Augsburg

Das Universitätsklinikum Augsburg umfasst insgesamt 23 Kliniken und drei Institute, sowie weitere medizinische Behandlungsbereiche und -zentren /UKA 19/. Die Stabsstelle „Medizinische Physik und Strahlenschutz“ ist zuständig für die Sicherheit und den Schutz der Patienten und Mitarbeiter im Umgang mit ionisierender Strahlung. Die Messungen im Rahmen dieses Forschungsvorhabens wurden in einem Angiographieraum des Klinikums von zwei Mitarbeitern der Stabsstelle „Medizinische Physik und Strahlenschutz“ durchgeführt.

5.1.1 Dosimeter/Messgeräte

Für die Messungen wurden die in der folgenden Tab. 5.1 aufgelisteten Dosimeter bzw. Messgeräte genutzt, die von dem Universitätsklinikum zur Verfügung gestellt wurden.

Tab. 5.1 Verwendete Dosimeter/Messgeräte für die Messungen in Augsburg

Dosimetertyp/ Messgerät	Erläuterungen	Verwendete Messgröße
PTW Diados mit R/F/D Detektor Typ 60004	Standarddosimeter, PTB zugelassen, geeicht Detektor Energiebereich: 40 – 150 kV Standard-Röntgenspektren RQA/RQR Messbereich Kerma: 100 nGy – 13 kGy Messunsicherheit Diados*: 2,0 % Messunsicherheit Detektor*: 3 % RQA/RQR	Luftkerma K_a
PTW Nomex Multimeter T11049	Standarddosimeter, PTB zugelassen, geeicht. Energiebereich: 40 – 150 kV Standard-Röntgenspektren RQA/RQR Messbereich Kerma: 200 nGy – 500 Gy Messunsicherheit*: 0,5 %	Luftkerma K_a
PTW Unidos Webline mit Weichstrahlkammer T233612 und T23344	Absolutdosimeter, PTB zugelassen, geeicht Energiebereich: 30 – 150 kV Standard-Röntgenspektren RQA/RQR Messunsicherheit Unidos Webline*: 0,5 % Messunsicherheit Kammer*: 2,0 %	Luftkerma K_a
Mirion Dis-1 Dosimeter	Personendosimeter, PTB zugelassen für Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ Energiebereich für $H_p(10)$: 15 keV – 9 MeV Messbereich Dosis für $H_p(10)$: 1 μ Sv – 1 Sv Messunsicherheit*: 30 %	Tiefen-Personendosis $H_p(10)$
PTW 2D-Array Octavius 729	Array aus 729 Ionisationskammern für die 2D Patientenplan Verifikation in der Strahlentherapie Energiebereich: auf Co-60 kalibriert Messbereich Dosisleistung: 0.5 – 48 Gy/min	Wasserenergiedosis D_w

* Die angegebenen Messunsicherheiten sind den Kalibrierscheinen des Herstellers entnommen.

Bei den Messgeräten PTW Diados und Nomex handelt es sich um Präzisionsdosimeter, die standardmäßig mit einem Halbleiterdetektor betrieben werden. Beide Systeme sind in Verbindung mit den verwendeten Kammern und Detektoren auf Luftkerma geeicht. Die Systeme sind gängige Standardmessgeräte im Bereich von radiologischen Anwendungen, z. B. zur Qualitätskontrolle.

Zudem wurden Vergleichsmessungen mit offenen Weichstrahl-Messkammern und einem Präzisionselektrometer Unidos Webline im Direktstrahl durchgeführt.

Weitere Messungen erfolgten mit geeichten Personendosimetern Dis-1 der Firma Mirion. Hierbei handelt es sich um Personendosimeter, die die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ und die Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ messen können, wobei die $H_p(0,07)$ Messung

nicht PTB zugelassen ist. Das Messprinzip der Dis-1 Dosimeter beruht neben der Halbleitertechnologie auf „Direct Ion Storage (DIS)“ Speicherzellen /MIR 04/. Insgesamt besitzt das Dis-1 Dosimeter fünf Messkammern, davon sind drei Kammern DIS basierte Ionisationskammern und zwei Kammern sind MOSFET („Metall-Oxid-Halbleiter-Feldefekttransistor“) Detektoren. Die zwei MOSFET Kammern messen Dosen über 1 Sv. Für die in diesem Forschungsvorhaben durchgeführten Messungen wurden daher nur die DIS Kammern angesprochen, und hierbei insbesondere die zur Detektion von $H_p(10)$ (DS-Element, Messbereich: 1 bis 4000 μSv und DL-Element, Messbereich: 4 bis 1000 mSv) ausgewertet. Ein großer Vorteil dieses passiven Personendosimeters ist die direkte Auslesbarkeit vor Ort, während TLD oder OSL (Optisch Stimulierte Lumineszenz) Dosimeter an eine entsprechende Auswertestelle geschickt werden müssen (s. hierzu auch Abschnitt 5.2.3).

Die qualitative Abschätzung des Heel-Effekts erfolgte mit dem in Tab. 5.1 genannten PTW 2D-Messarray, wobei eine gleichzeitige Messung der Dosis durch das Nomex-Multimeter erfolgte. Damit konnte die Homogenität des Strahlenfeldes näher bestimmt werden.

5.1.2 Experimenteller Aufbau

Wie bereits erwähnt, wurden die Messungen am Universitätsklinikum Augsburg in einem Angiographieraum durchgeführt. Abb. 5.1 zeigt ein Foto dieses Raumes. Zu sehen ist dabei die Patientenliege mit Auflage und Kopfstütze, der Untersuchungsbildschirm (von der Decke hängend), und der C-Bogen. Bei letzterem handelt es sich um ein Artis zee biplane Gerät der Firma Siemens (AXIOM-Artis). Dieses besteht aus einem Deckenstativ (deckenmontierter C-Bogen) und einem Bodenstativ (bodenmontierter C-Bogen). Mit Hilfe der zwei C-Bögen ist es möglich zeitgleich Aufnahmen von zwei Ebenen (biplane) zu erzeugen. Für die durchgeführten Messungen wurde nur der bodenmontierte C-Bogen genutzt. Die für die Strahlenerzeugung und Abschwächung durch das System relevanten Parameter sind in der folgenden Tab. 5.2 aufgelistet. Diese werden in der Simulationsumgebung (s. Abschnitt 6.5) berücksichtigt. Der Siemens C-Bogen verfügt über ein eingebautes DAP Messgerät (Ionisationskammer).

Tab. 5.2 Relevante Parameter des Siemens Artis zee biplane Bodenstativs

Parameter	Wert
Eigenfilterung des Systems: Strahler Blende DAP Messgerät Gesamteigenfilterung des Systems	1,5 mm Al 0,8 mm Al 0,2 mm Al 2,5 mm Al
Anodenwinkel	12°
Schwächungsgleichwert der Patienten- liege	1,4 mm Al

Als Streukörper, der in den Messungen den Patienten nachbildet, wurde ein ISO Quaderphantom nach DIN 6815 /DIN 13a/ verwendet. Hierbei 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. Dieser Streukörper ist auch Standardmessmittel bei Sachverständigenprüfungen, z.B. um den baulichen Strahlenschutz zu verifizieren. Er wird auch in der Industrie zur Ermittlung von gerätespezifischen Isodosen der Streustrahlung benutzt.



Abb. 5.1 Angiographieraum am Universitätsklinikum Augsburg

Die Punkte im Raum, an denen die Streustrahlungsmessungen mit den Dosimetern durchgeführt wurden, wurden in dem C-Bogen festgelegt. Dies hat den Vorteil, dass die Messpunkte im Raum fixiert sind, so dass eine gute Reproduzierbarkeit der Messpunkte gewährleistet ist (s. auch Abschnitt 7.1.1.1). Als Bezugspunkt für die Messpositionen wurde dabei das Isozentrum des C-Bogens gewählt. Dieses ist ein virtueller Punkt im Raum, um den der C-Bogen rotiert. Die Messpositionen wurden im C-Bogen in Abhängigkeit von dem Isozentrum mit Hilfe eines selbstnivellierenden Kreuzlinienlasers festgelegt und markiert (Abb. 5.2), wobei der C-Bogen caudal bzw. cranial in 15°-Schritten geschwenkt wurde. Die maximalen Winkel wurden auf $\pm 45^\circ$ festgelegt, womit insgesamt sieben Messpunkte bestimmt werden konnten. Ein Ausschnitt dieser Messpunkte ist in Abb. 5.2 links und Abb. 5.3 gezeigt.

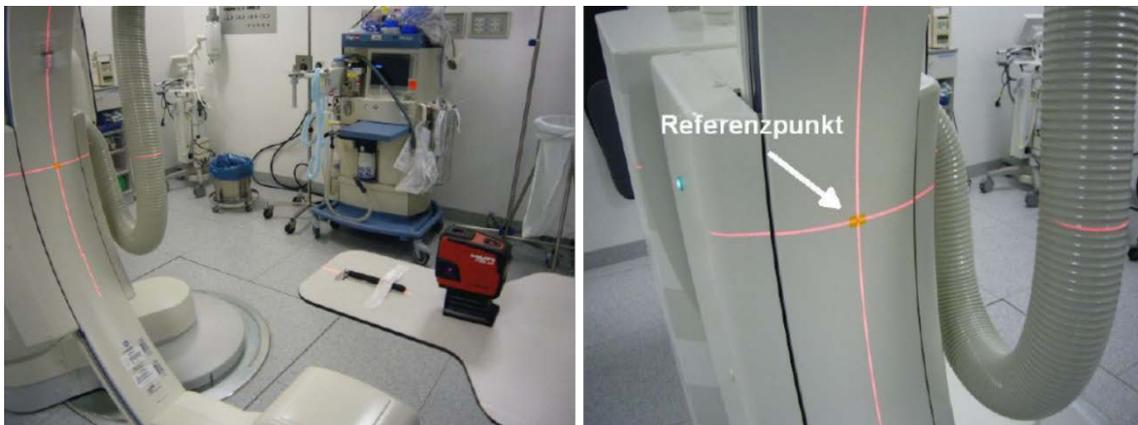


Abb. 5.2 Bestimmung des Referenzpunktes im C-Bogen mit Hilfe des selbstnivellierenden Laserkreuzes



Abb. 5.3 Drei der mit dem selbstnivellierendem Laserkreuz bestimmten Messpositionen im C-Bogen (gelbe Markierungen)

Für die Messung der durch die Streustrahlung verursachten Dosis wurde der Streukörper auf der Patientenliege so positioniert, dass sich dessen Mittelpunkt im Isozentrum des C-Bogens befindet. Ein Foto des so justierten Aufbaus ist auf der linken Seite in Abb. 5.4 zu sehen, eine schematische Darstellung des Aufbaus mit Messpositionen und Phantom auf der rechten Seite der Abb. 5.4.

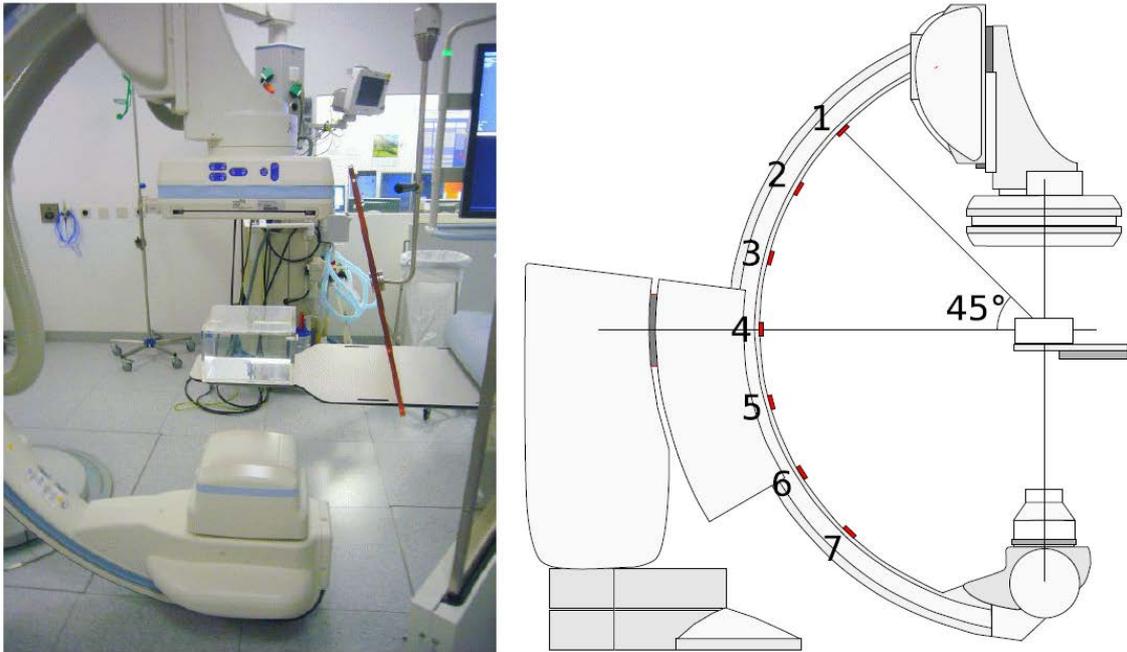


Abb. 5.4 Experimenteller Aufbau zur Messung der durch die Streustrahlung verursachten Dosis bei PA Angulation des C-Bogens. Links: Positionierung des Phantoms (Streukörpers) auf der Patientenliege. Rechts: Schematische Darstellung des Aufbaus mit Phantom auf der Patientenliege und den Positionen der Dosimeter im C-Bogen

Weiterhin wurden eine Messreihe bei der 90° RAO Angulation des C-Bogens durchgeführt. Hierfür wurde der Streukörper um 90° aufgerichtet und so positioniert, dass sich dessen Mittelpunkt im Isozentrum befindet. In Abschnitt 5.2.2, Abb. 5.8, ist dies exemplarisch für den Aufbau in Köln gezeigt.

5.1.3 Durchführung der Messungen

Wie bereits beschrieben, wurden Messreihen für verschiedene Röhrenspannungen durchgeführt. Dabei wurden die meisten Messreihen mit dem PTW Diados Dosimeter aufgenommen (Messgröße Luftkerma). Hiervon stand ein Gerät zur Verfügung, so dass an jeder Position im C-Bogen (1 bis 7, siehe Abb. 5.4 rechts) einzeln, nacheinander gemessen wurde. Die gleiche Prozedur wurde mit dem PTW Nomex Dosimeter (Messgröße Luftkerma) durchgeführt. Von den Dis-1 Dosimeter stand eine ausreichende Anzahl zur Verfügung, um die Positionen 1 bis 7 im C-Bogen gleichzeitig zu bestrahlen.

Die Parameter des C-Bogens bzw. der Röntgenröhre wurden für jede Bestrahlung des Streukörpers und damit verbundener Dosismessungen von der Anlage automatisch als

„Radiation Dose Structured Report (RDSR)“ gespeichert. Die gemessenen Dosen wurden in einem Messprotokoll mit den entsprechenden Laufnummern, die das Gerät im RDSR der jeweiligen Messung zugewiesen hat, dokumentiert, so dass eine eindeutige Zuordnung von durchgeführter Messung und den entsprechenden, eingestellten Parametern im Nachhinein möglich war. Die Parameter, die insbesondere für die Nachbildung der Messung in der Simulationsumgebung wichtig waren, werden im Folgenden mit einer kurzen Erläuterung aufgelistet:

- Röhrenspannung: definiert das einfallende Spektrum,
- DAP: Wird zur Normierung der Dosismessungen genutzt, um u. a. die Röhrenalterung (Reduzierung der Dosisausbeute) zu berücksichtigen und die Messungen untereinander vergleichen zu können,
- FD: Flächendiagonale der am Detektor ausgeleuchteten Fläche,
- Abstand Strahlenquelle zu Detektor: Wird benötigt, um die ausgeleuchtete Fläche des Phantoms und darüber den Öffnungswinkel des einfallenden Strahlenkegels zu berechnen und
- Abstand Strahlenquelle zu Isozentrum: baulich festgelegt auf 750 mm.

Durch die Verwendung von Einstellungen aus Konstanzprüfungen für die Messungen in Augsburg wurden keine Zusatzvorfilter genutzt. Weiterhin wurde für beide C-Bogen Angulationen (PA und 90° RAO) eine FD von 42 cm bei vollständig aufgezogenen manuellen Blenden verwendet mit einem Abstand zwischen Strahlenquelle und Detektor von ca. 110 cm. Daraus berechnet sich die Eintrittsfläche des Strahlenkegels an der Phantomunterseite zu ca. 18,23 x 18,23 cm². Die Austrittsfläche an der Phantomoberseite ergibt sich damit zu ca. 22,28 x 22,28 cm². Wie oben erwähnt ist die Seitenlänge des Phantoms 25 cm, so dass mit dieser Wahl der Parameter sichergestellt wurde, dass das Phantom nicht überstrahlt wurde.

Eine Übersicht der durchgeführten Messungen findet sich in Tab. 5.3. So erfolgten inklusive der Mehrfachmessungen, die durchgeführt wurden, um die Unsicherheiten der Messwerte abzuschätzen (s. Abschnitt 7.1.1.1), insgesamt 922 Dosismessungen. Darüber hinaus werden die Ergebnisse der unterschiedlichen Dosimeter in Abschnitt 7.1.1.2.1 vergleichend diskutiert.

Tab. 5.3 Auflistung der durchgeführten Messreihen

Spannung (kV)	Röhrenangulation	Dosimetertyp	Anzahl der Messreihen
66	PA	Diados	1 x
70	PA	Diados	3 x
	90° RAO	Nomex	1 x
	PA	Nomex	1 x
	PA	Dis-1	1 x
77	PA	Diados	1 x
81	PA	Diados	1 x
90	PA	Diados	2 x
	90° RAO	Nomex	1 x
	PA	Dis-1	1 x
96	PA	Diados	1 x
109	PA	Diados	1 x
117	PA	Diados	1 x
	90° RAO	Nomex	1 x
	PA	Dis-1	1 x
125	PA	Diados	1 x
	90° RAO	Nomex	1 x

Bei dem Vergleich der experimentellen Ergebnisse mit den Simulationsergebnissen haben sich während den Messdurchführungen Diskrepanzen gezeigt. Um diese Diskrepanzen besser zu verstehen, wurden weitere Messungen notwendig, die vorher nicht geplant waren. In diesem Zusammenhang wurde das DAP, welches von der Maschine automatisch mitgemessen und angezeigt wurde, nachgemessen. Die Ergebnisse dazu finden sich im Abschnitt 7.1.1.1 zur Betrachtung der Messunsicherheiten. Hierbei hat sich auch gezeigt, dass es in der Ausleuchtung des Streukörpers zu Intensitätsabfällen kommt. Dies kann mit dem sogenannten Heel-Effekt erklärt werden [DÖS 16]. Dieser beruht auf den unterschiedlichen Weglängen, die Photonen, die in der Anode emittiert werden, zurücklegen. Dabei sind Röntgenstrahlen, die in Richtung der Kathode emittiert werden, höherenergetisch als Röntgenstrahlen, die senkrecht zu der Kathoden-Anoden Richtung emittiert werden (längerer Weg durch Anode). Moderne Detektoren gleichen diesen Intensitätsabfall aus, so dass dieser nicht mehr auf den Röntgenaufnahmen zu sehen ist. Wird die Dosis bzw. die Kerma an verschiedenen Stellen des Streukegels gemessen, macht sich dieser jedoch bemerkbar.

Um den Heel-Effekt in der Simulation mit zu berücksichtigen, wurde dieser ebenfalls gemessen. Hierfür wurde das PTW 2D-Array Octavius 729 genutzt, das aus 729

Messkammern besteht (Tab. 5.1). Der Messaufbau ist in Abb. 5.5 links gezeigt. Dabei liegt das Messarray mit dem Eintrittsfenster nach unten auf der Patientenliege. Darüber befindet sich eine 30 mm dicke Platte aus Acryl und eine 1 mm dicke Cu Folie (gemäß DIN 6868-4 /DIN 07/). Der so aufgenommene Intensitätsverlauf bei einer eingestellten Spannung von 70 kV ist in Abb. 5.5 rechts zu sehen. Hierbei ist zu beachten, dass das Messarray auf Co-60 kalibriert ist. Es ist mit dieser Messung daher nicht möglich, den Intensitätsabfall quantitativ zu beschreiben. Allerdings kann dieser qualitativ beschrieben werden und in der Simulation berücksichtigt werden (s. Abschnitt 6.7). Um eine quantitative Größenordnung zu erhalten wurden jeweils im Intensitätsmaximum und Minimum eine Messung mit dem auf die Strahlenqualitäten RQA/RQR (IEC 61267:2005 /IEC 05/) geeichten Dosimeter PTW Nomex durchgeführt.

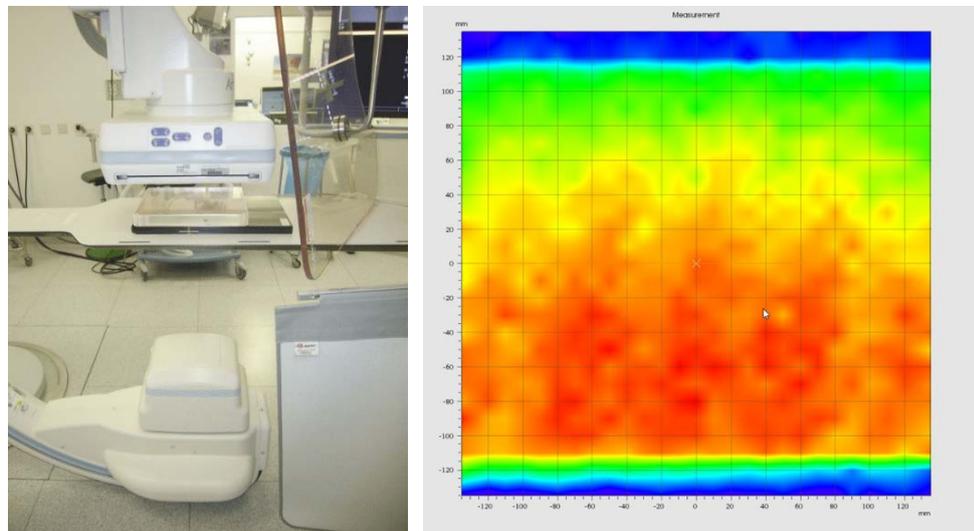


Abb. 5.5 Links: Aufbau zur Messung des durch den Heel-Effekt verursachten Intensitätsverlaufs. Rechts: Gemessener Intensitätsverlauf bei einer Spannung von 70 kV. Die Intensität der Strahlung nimmt zum C-Bogen hin (oben im Bild) ab (rot: hohe Intensität, grün: niedrige Intensität)

5.2 Uniklinik Köln

Die Uniklinik Köln umfasst insgesamt 59 Kliniken, Zentren und Institute /UKK 19a/. Das Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie bietet das gesamte Spektrum der aktuellen radiologischen Diagnostik und bildgestützten Therapie an /UKK 19b/. Die Messungen im Rahmen dieses Forschungsvorhabens wurden in einem Angiographie-raum der Uniklinik durchgeführt.

5.2.1 Dosimeter/Messgeräte

Für die Messungen wurden die in der folgenden Tab. 5.4 aufgelisteten Dosimeter genutzt. Während am Universitätsklinikum Augsburg im Wesentlichen Detektoren für die Qualitätssicherung eingesetzt wurden, sollten an der Uniklinik Köln Ganz- bzw. Teilkörperdosimeter verwendet werden, die unter realen Bedingungen zur Überwachung des Personals zum Einsatz kommen. Die Dis-1 Dosimeter wurden bereits in Abschnitt 5.1.1 näher erläutert.

Tab. 5.4 Verwendete Dosimeter für die Messungen in Köln

Dosimetertyp/ Messgerät	Erläuterungen	Verwendete Messgröße
Mirion Dis-1 Dosimeter	Personendosimeter, PTB zugelassen für Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ Energiebereich für $H_p(10)$: 15 keV – 9 MeV Messbereich Dosis für $H_p(10)$: 1 μ Sv – 1 Sv	Tiefen-Personendosis $H_p(10)$
Auswertungsstelle OSL	Personendosimeter, PTB zugelassen Energiebereich: 16 keV – 7 MeV Messbereich Dosis: 0,1 mSv – 10 Sv	Tiefen-Personendosis $H_p(10)$
Auswertungsstelle TLD-Ring	Personendosimeter, PTB zugelassen für Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ Energiebereich: 10 keV – 1,4 MeV Messbereich Dosis: 0,1 mSv – 50 Sv	Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$
Auswertungsstelle OSL-Ring	Personendosimeter, PTB Zulassung beantragt. Energiebereich: 16 keV – 1,2 MeV Messbereich Dosis: 0,1 mSv – 10 Sv	Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$
Auswertungsstelle ALD	Personendosimeter, PTB Zulassung beantragt. Energiebereich: 16 keV – 7 MeV Messbereich Dosis: 0,1 mSv – 1 Sv	Augenlinsen-Personendosis $H_p(3)$

Während des Vorhabens hat sich eine Kooperation mit der Auswertungsstelle für Strahlendosimeter des Helmholtz Zentrums München, Deutsches Forschungszentrum für Gesundheit und Umwelt (GmbH), entwickelt, welches weitere Dosimeter für die Messungen an der Uniklinik Köln zur Verfügung gestellt hat. Dies umfasste je ein PTB bauartzugelassenes Dosimeter zur Messung der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ (OSL) und der Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ (TLD). Die OSL Dosimeter beruhen auf dem Prinzip der optisch stimulierten Lumineszenz und enthalten zwei keramische Berylliumoxid (BeO) Detektoren, die beim Auftreffen ionisierender Strahlung Energie speichern. Diese Energie kann durch Bestrahlung mit blauem Licht in Form von Licht freigesetzt werden, wobei die Lichtintensität des freigesetzten Lichts ein Maß für die absorbierte Strahlung ist

/SOM 11/, /HAN 16/. Bei den TLD handelt es sich um Dosimeter, die auf dem Prinzip der Thermolumineszenz beruhen /FIG 99/. Als Detektormaterial wird dabei mit Magnesium und Titan dotiertes Lithiumfluorid verwendet. Dieses speichert beim Auftreffen ionisierender Strahlung ebenfalls Energie, die unter Zufuhr thermischer Energie (Erhitzen bis ca. 300 °C) in Form von Licht freigesetzt wird. Auch hier ist die Intensität des freigesetzten Lichts ein Maß für die absorbierte Strahlung.

Darüber hinaus hat die Auswertungsstelle zwei weitere, sich in Entwicklung befindliche, Teilkörperdosimeter zur Verfügung gestellt, die in der Zwischenzeit bei der PTB zur Zulassung angemeldet wurden. Das von der Auswertungsstelle entwickelte Augenlinsendosimeter (ALD) zur Messung der Augenlinsen-Personendosis $H_p(3)$ beruht wie das OSL Dosimeter zur Messung der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ auf einem BeO basierten OSL Detektor /HOE 19a/. Die Messung der Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ mit dem OSL-Ring beruht auf einer Messung mit dem gleichen BeO Detektor /HOE 19b/. Die Abbildung der unterschiedlichen Messgrößen durch die beiden Dosimetertypen ALD und OSL-Ring wird durch unterschiedliche Geometrien der Dosimeterhüllen und eine entsprechende Kalibrierung an den für die Messgrößen vorgeschriebenen Zylinder- bzw. Stabphantomen nach ISO 4037 /ISO 19a/, /ISO 19b/, /ISO 19c/ ermöglicht.

5.2.2 Experimenteller Aufbau

Die Messungen an der Uniklinik Köln wurden ebenfalls in einem Angiographieraum durchgeführt. Abb. 5.6 zeigt ein Foto dieses Raumes. Zu sehen ist dabei die Patientenliege, der Untersuchungsbildschirm (von der Decke hängend), und der C-Bogen. Bei letzterem handelt es sich um ein deckenmontiertes Philips Integris Allura Xper FD20. Die für die Strahlenerzeugung und Abschwächung durch das System relevanten Parameter sind in der folgenden Tab. 5.5 aufgelistet. Diese werden in der Simulationsumgebung (s. Abschnitt 6.5) berücksichtigt. Der Philips C-Bogen hat im Gegensatz zu dem Siemens C-Bogen in Augsburg kein eingebautes DAP Messgerät. Das DAP wird hier über andere verfügbare Parameter (Spannung, Stromzeitprodukt, Filter, etc.) berechnet und angezeigt.



Abb. 5.6 Angiographieraum an der Uniklinik Köln

Tab. 5.5 Relevante Parameter des Philips Integris Allura Xper FD20

Parameter	Wert
Eigenfilterung des Systems: Gehäuse + Strahler	2,50 mm Al
Blende	0,33 mm Al
Gesamteigenfilterung des Systems	2,83 mm Al
Anodenwinkel	11°
Schwächungsgleichwert der Patienten- liege (angenommen)	1,4 mm Al

Als Streukörper wurde wie bei dem Aufbau in Augsburg ein ISO Quaderphantom nach DIN 6815 /DIN 13a/ verwendet (siehe Abschnitt 5.1.2). Auch in Köln wurden zunächst die Dosismesspunkte im C-Bogen, wie in Abschnitt 5.1.2 beschrieben, bestimmt und markiert.

Für die Messung der durch die Streustrahlung verursachten Dosis wurde der Streukörper auf der Patientenliege so positioniert, dass sich dessen Mittelpunkt im Isozentrum des C-Bogens befindet (s. Abb. 5.7, links).

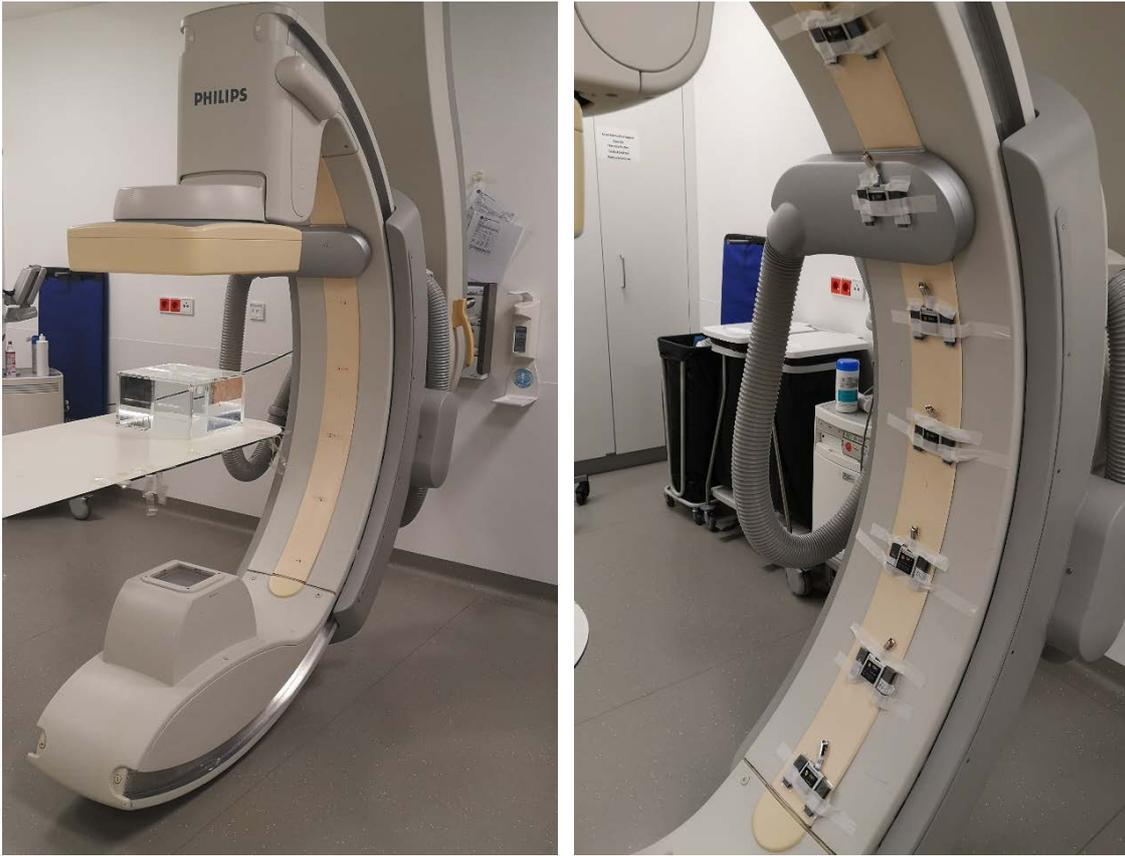


Abb. 5.7 Experimenteller Aufbau zur Messung der durch die Streustrahlung verursachten Dosis bei PA Angulation des C-Bogens. Links: Das Iso-Quaderphantom wurde so positioniert, dass sich dessen Mittelpunkt im Isozentrum des C-Bogens befindet. Rechts: Die Messpositionen wurden in der Regel mit jeweils einem Dis-1 Dosimeter und zwei OSL $H_p(10)$ Dosimetern bestückt

Für die Dosismessungen im C-Bogen wurden die vorgesehenen Positionen 1 bis 7 im C-Bogen in der Regel mit jeweils einem Dis-1 Dosimeter und zwei OSL $H_p(10)$ Dosimetern bestückt. Die OSL Dosimeter wurden dabei jeweils links und rechts neben die Dis-1 Dosimeter positioniert, wie es in Abb. 5.7 auf dem rechten Bild zu sehen ist.

Weiterhin wurden Messungen durchgeführt, in denen der C-Bogen in die 90° RAO Position, wie es in Abb. 5.8 dargestellt ist, und in die 90° LAO Position rotiert war. Hierfür wurde der Streukörper entsprechend aufgestellt und so positioniert, dass sich der Mittelpunkt des Streukörpers im Isozentrum des C-Bogens befindet.



Abb. 5.8 Experimenteller Aufbau zur Messung der durch die Streustrahlung verursachten Dosis bei 90° RAO Angulation des C-Bogens

Neben den $H_p(10)$ Messungen im C-Bogen wurden zusätzliche Messungen durchgeführt, die im Folgenden aufgelistet sind:

- $H_p(3)$ Augenlinsen-Personendosis an einem Kopfphantom mit ALD (s. Tab. 5.4),
- $H_p(0,07)$ Oberflächen-Personendosis an einem Fingerphantom mit TLD-Ring und OSL-Ring Dosimetern (s. Tab. 5.4),
- $H_p(10)$ mit dem Dis-1 Dosimeter an der Position, an der sich der Fuß des Arztes während einer interventionellen Maßnahme befinden könnte und
- Untersuchung des Einflusses der Rückstreuung auf die Dosimetermessungen für die Dis-1 und OSL $H_p(10)$ Dosimeter.

$H_p(3)$ Augenlinsendosismessung

Wie in Abschnitt 5.2.1 erläutert, hat die Auswertungsstelle ein Dosimeter zur Messung der Augenlinsendosis $H_p(3)$ entwickelt /HOE 19a/. Dieses Dosimeter kann dank eines standardisierten Befestigungsmechanismus und verschiedener Adaptoren an Stirnbändern oder aber auch direkt an einer Strahlenschutzbrille /HOE 19a/ getragen werden. Da die Abschirmwirkung von Strahlenschutzbrillen intensiv studiert wurde, siehe /BAN 19/, wurde der Einsatz der Stirnbänder im Rahmen der hier durchgeführten Untersuchungen

bevorzugt. Um die Augenlinsendosis in dem hier betrachteten Aufbau zu messen, wurde im Rahmen des Forschungsvorhabens ein Kopfphantom angeschafft. Dieses ist ein mit Wasser gefüllter PMMA Hohlzylinder nach DIN ISO 4037-3 /DIN 17/. Zur Messung der Augenlinsendosis wurde dieses Kopfphantom mit den ALD, sowie Dis-1 Dosimetern zur Direktkontrolle bestückt, wie es in Abb. 5.9 gezeigt ist. Der Kopf wurde im Raum so positioniert, dass er sich an einer realistischen Stelle befindet, an der ein behandelnder Arzt während einer interventionellen Maßnahme stehen könnte. Um ein „worst case“ Szenarium nachzubilden und genügend Dosis zu produzieren und so in den Messbereich der ALD zu gelangen ($\geq 100 \mu\text{Sv}$), wurden die Dosimeter in Richtung des Streukörpers und des C-Bogens ausgerichtet (s. Abb. 5.10). Diese Ausrichtung entspricht allerdings nicht der typischen Ausrichtung des Kopfes bei einer interventionellen Maßnahme, bei der der Arzt i. d. R. den Blick auf den Monitor und nicht zum Patienten hin gerichtet hat.



Abb. 5.9 Bestückung des Kopfphantoms mit ALD und Dis-1 Dosimetern



Abb. 5.10 Positionierung des Kopfphantoms (links oben) im Raum. Die Dosimeter sind in Richtung des C-Bogens/Streukörper ausgerichtet

$H_p(0,07)$ Oberflächen-Personendosis – Finger

Weiterhin hat die Auswertungsstelle zwei verschiedene Fingerringdosimeter zur Verfügung gestellt, die TLD- und OSL-Ringe (s. Tab. 5.4). Diese wurden zusätzlich zu einem Dis-1 Dosimeter (zur Direktkontrolle) an einem Fingerphantom montiert. Das Fingerphantom ist ein PMMA Vollzylinder nach DIN ISO 4037-3 /DIN 17/. Dieses wurde abwechselnd mit TLD- und OSL-Ringdosimetern bestückt. Ein Dis-1 Dosimeter wurde zusätzlich angebracht (Abb. 5.11, links). Als Position des „Fingers“ wurde eine möglichst realistische Position gewählt, wie in Abb. 5.11, rechts, gezeigt. Diese Position ist der Position der Hand des behandelnden Arztes nachempfunden, der eine interventionelle Maßnahme über einen femoralen Zugang (s. Kapitel 2) durchführt. Um auch in diesem Falle ein „worst case“ Szenario zu simulieren und genügend Dosis auf den Dosimetern zu produzieren, um so in den Messbereich der Ringdosimeter zu fallen ($\geq 100 \mu\text{Sv}$, s. Tab. 5.4), wurde das Fingerphantom senkrecht auf die Patientenliege gestellt, mit den Dosimetern in Richtung des Streukörpers/C-Bogens.



Abb. 5.11 Links: Fingerphantom mit abwechselnd TLD-Ringdosimetern (blau) und OSL-Ringdosimetern (schwarz) bestückt. Zuoberst befindet sich ein Dis-1 Dosimeter. Rechts: Das Fingerphantom wurde in ca. 50 cm Abstand zum Streukörper gestellt

$H_p(10)$ Tiefen-Personendosis – Fuß

Um eine Abschätzung der Dosis am Fuß eines behandelnden Arztes während einer interventionellen Maßnahme zu ermöglichen, wurde ein Dis-1 Dosimeter an einer entsprechenden Position im Raum angebracht (Abb. 5.12, links). Auch hier simuliert die Position eine möglichst realistische Position des Fußes des Arztes bei einer interventionellen Maßnahme über einen femoralen Zugang (s. „Finger“ und Kapitel 2, sowie Abb. 5.12, rechts). I. d. R. wird die Dosis am Fuß ebenfalls über die Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ gemessen. Da die $H_p(0,07)$ Messung des Dis-1 Dosimeters allerdings nicht PTB zugelassen ist (s. Abschnitt 5.2.1), wurde sich bei dieser Messung auf die $H_p(10)$ Messwerte beschränkt, auch wenn die $H_p(0,07)$ Messwerte ebenfalls vorliegen.

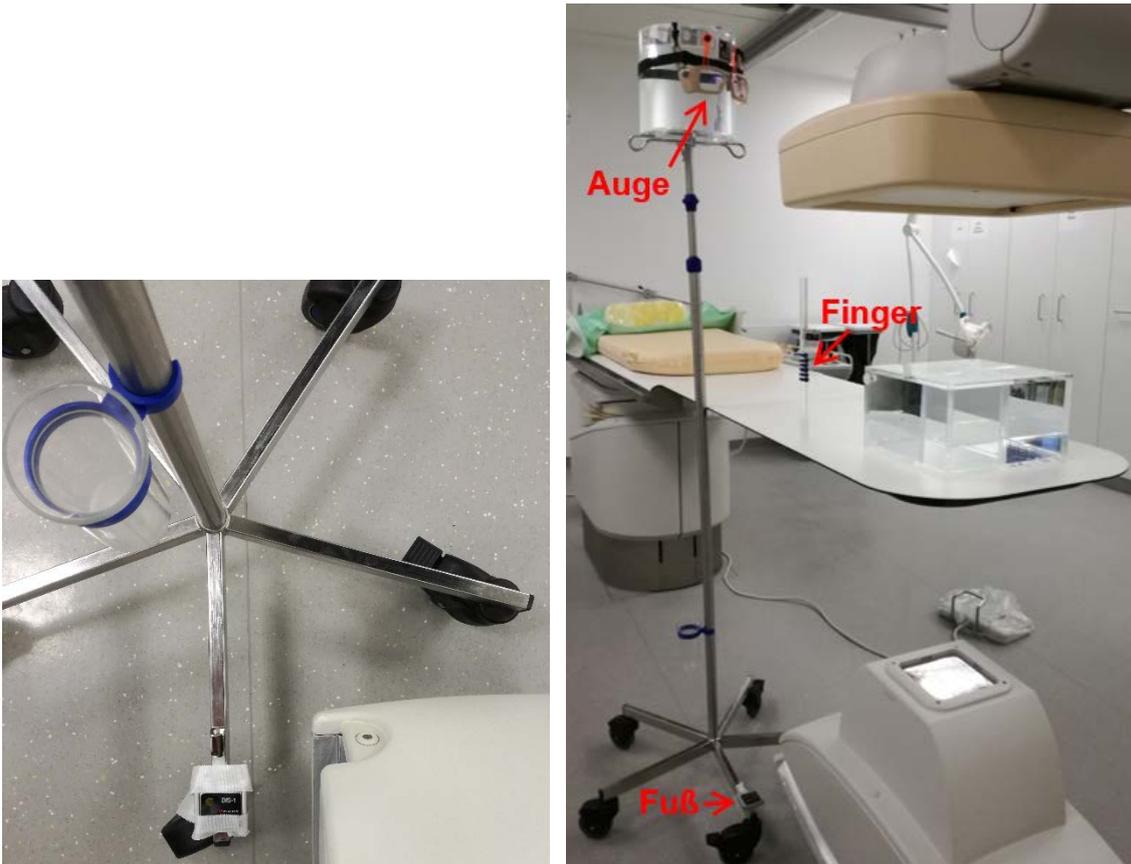


Abb. 5.12 Links: Dis-1 Dosimeter zur Messung der Fußdosis. Rechts: Verteilung der Augenlinsen-, Finger- und Fußdosimeter im Raum

Einfluss der Rückstreuung auf die Dosimetermessungen für die Dis-1 und OSL $H_p(10)$ Dosimeter

Der Einfluss der Rückstreuung auf die Dosimetermessungen wurde untersucht. Hierzu wurden sowohl OSL- als auch Dis-1 Dosimeter auf der Patientenliege im Streustrahlungsfeld positioniert. Diese Dosimeter hatten dabei den gleichen Abstand zum Streukörper wie das Dosimeter an der Position 4 des C-Bogens und befanden sich auf gleicher Höhe wie dieses (Höhe des Isozentrums). Messungen wurden sowohl mit als auch ohne Rückstreckörper durchgeführt. Als Rückstreckkörper wurde hier ebenfalls ein mit Wasser gefüllter PMMA Quader nach DIN ISO 4037-3 /DIN 17/ genutzt.

5.2.3 Durchführung der Messungen

Auch in Köln wurden ähnlich wie in Augsburg Messreihen bei verschiedenen Spannungen durchgeführt. Um realitätsnähere Untersuchungen durchzuführen, wurden die zur Verfügung stehenden vordefinierten Programme ausgewählt. Das bedeutet, dass bei

den meisten gewählten Spannungen automatisch ein Zusatzvorfilter eingefahren war. Die verwendeten Programme sind in Tab. 5.6 aufgelistet. Dabei standen zwei Spannungen zur Verfügung, bei denen keine zusätzlichen Vorfilter eingefahren wurden (75 kV und 85 kV).

Tab. 5.6 Gewählte Programme zur Durchführung der Messreihen mit den verschiedenen Spannungen und den dazugehörigen Vorfiltern

Spannung (kV)	Aufnahmevorfilter (mm)
65	0,1 Cu + 1,0 Al
68	0,1 Cu + 1,0 Al
70	0,1 Cu + 1,0 Al
75	0,0 Cu + 0,0 Al
75	0,1 Cu + 1,0 Al
80	0,1 Cu + 1,0 Al
85	0,0 Cu + 0,0 Al

Die für den Nachbau der Kölner Messungen in der Simulationsumgebung eingestellten wichtigen Parameter sind auch hier:

- Röhrenspannung und Zusatzvorfilter: definieren das einfallende Spektrum,
- DAP: Wird zur Normierung der Dosismessungen genutzt, um u. a. die Röhrenalterung (Reduzierung der Dosisausbeute) zu berücksichtigen und die Messungen untereinander vergleichen zu können,
- FD: Flächendiagonale der am Detektor ausgeleuchteten Fläche,
- Abstand Strahlenquelle zu Detektor: Wird benötigt, um die ausgeleuchtete Fläche des Phantoms zu berechnen und darüber den Öffnungswinkel des einfallenden Strahlenkegels und
- Abstand Strahlenquelle zu Isozentrum: baulich festgelegt auf 750 mm.

Diese Parameter wurden während bzw. nach einer Messung in ein Messprotokoll eingetragen und über eine Laufnummer den gemessenen Dosiswerten zugeordnet. Während die Spannung von Messung zu Messung variiert wurde, wurde die FD und der Abstand von Strahlenquelle zu Detektor bei der PA Angulation des C-Bogens konstant auf jeweils 42 cm bei vollständig aufgezogenen manuellen Blenden und 120 cm eingestellt. Daraus berechnet sich die Eintrittsfläche des Strahlenkegels an der Phantomunterseite zu ca. 16,71 x 16,71 cm². Die Austrittsfläche an der Phantomoberseite ergibt sich damit zu ca. 20,42 x 20,42 cm². Wie oben erwähnt ist die Seitenlänge des Phantoms 25 cm, so dass mit dieser Wahl der Parameter sichergestellt wurde, dass das Phantom nicht

überstrahlt wurde. Bei der 90° RAO Angulation des C-Bogens (s. Abb. 5.8) musste die FD auf 37 cm bei vollständig aufgezogenen manuellen Blenden verringert werden, da ansonsten die Patientenliege im Strahlenkegel gewesen wäre. Damit berechnet sich die Eintrittsfläche des Strahlenkegels an dem Streukörper zu ca. 14,72 x 14,72 cm² und die Austrittsfläche zu ca. 17,99 x 17,99 cm².

Während die Dosiswerte der Dis-1 Dosimeter direkt nach einer Messung ausgelesen und dokumentiert werden konnten, mussten die OSL H_p(10), die ALD H_p(3), die TLD- und OSL-Ringdosimeter H_p(0,07) nach einem Messtag zur Auslesung an die Auswertungsstelle geschickt werden. Zusätzlich zu den bestrahlten Dosimetern wurden auch unbestrahlte Dosimeter zur Abschätzung des Untergrundes ausgewertet. Durch die Messung des Untergrundes konnte die Messunsicherheit der bestrahlten Dosimeter weiter gesenkt werden.

Eine Übersicht aller durchgeführten Messungen findet sich in Tab. 5.7. So erfolgten inklusive der Mehrfachmessungen, die durchgeführt wurden, um die Unsicherheiten der Messwerte abzuschätzen (s. Abschnitt 7.2.1.1), insgesamt 704 Dosismessungen. Darüber hinaus werden die Ergebnisse der unterschiedlichen Dosimeter in Abschnitt 7.2.1.3 vergleichend diskutiert.

Tab. 5.7 Auflistung der durchgeführten Messreihen

Spannungsprogramm	Röhrenangulation	Anzahl der Messungen für				
		C-Bogen Positionen	Augen Positionen	Finger Positionen	Fuß Position	Untersuchung der Rückstreuung
65 kV mit Filter	PA	1 x	1 x	1 x	1 x	2 x
	90° LAO	1 x				
68 kV mit Filter	PA	1 x				
	90° LAO	1 x				
70 kV mit Filter	PA	4 x	1 x	1 x	1 x	1 x
	90° LAO	1 x				
	90° RAO	1 x	1 x	1 x	1 x	
75 kV mit Filter	PA	1 x	1 x	1 x	1 x	
	90° LAO	1 x				
75 kV ohne Filter	PA	1 x	1 x	1 x	1 x	2 x
	90° LAO	1 x				
80 kV mit Filter	PA	1 x	1 x	1 x	1 x	1 x
	90° LAO	1 x				
85 kV ohne Filter	PA	2 x				2 x
	90° LAO	1 x				

6 Monte-Carlo Simulationen

Im Bereich des Strahlenschutzes finden verschiedene Tools zur Berechnung von Strahlenexpositionen Anwendung. Zur Untersuchung von Abschirmungseffekten können Programme wie MicroShield /GRO 19/ genutzt werden, um diverse Geometrien und Quellen nachzubilden und Berechnungen durchzuführen. Dabei beträgt die reine Berechnungszeit je nach Komplexität nur wenige Sekunden, was einen großen Vorteil bietet. Eine Einschränkung liegt in der Betrachtung von Streustrahlung, die in diesen Programmen nicht explizit berechnet wird. Hier kommen in der Regel Monte-Carlo Simulationen zum Einsatz, die auf der Basis von Wahrscheinlichkeiten die Bewegung einzelner Teilchen durch ein Medium simulieren. Dabei stützen sie sich auf verschiedene Datenbanken für Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten, die Bestandteil der aktuellen Forschung sind und stetig weiterentwickelt werden. Um eine statistisch gesicherte Aussage der simulierten Größe zu erhalten, muss eine hohe Anzahl an Teilchen simuliert werden. Daher sind diese Berechnungen in der Regel mit hohem Rechenbedarf verbunden. Dadurch kann zwar der statistische Fehler der Simulationswerte reduziert werden, jedoch nicht der systematische Fehler. Systematische Abweichungen zwischen einem realen Wert und einem simulierten Wert können verschiedene Ursachen haben, die nur bedingt reduziert werden können. Der Ursprung von systematischen Abweichungen liegt beispielsweise in der simulationsbedingten vereinfachten Nachbildung von Geometrien oder Materialien, nur näherungsweise möglichen Darstellung komplexer Strahlenquellen und dessen Strahlenfeld, in Näherungen oder vernachlässigte physikalische Prozesse im Code aber auch in den Unsicherheiten der verfügbaren Wechselwirkungsdatenbanken. Letzteres führt dazu, dass bei kleineren Photonenenergien größere Abweichungen erwartet werden können.

Da eine Quantifizierung von systematischen Abweichungen oft nur schwer möglich ist, ist ein Code zu Code Vergleich gängige Praxis, um simulationsbedingte systematische Fehler zu identifizieren. Bei komplexen Problemen wird eine Übereinstimmung von weniger als 10 % aufgrund nicht zu reduzierender systematischer Fehler in der Regel als gut angesehen.

In diesem Forschungsvorhaben wird die Strahlenexposition des Personals untersucht, das sich nicht im Primärstrahl der Röntgenröhre aufhält, sondern im Wesentlichen über die Streustrahlung exponiert wird, die am Patienten entsteht. Da diese von MicroShield nicht explizit berücksichtigt wird, müssen die komplexeren Monte-Carlo Simulationen eingesetzt werden, um diese Problematik zu betrachten. Auf dem Markt stehen diverse

Programme zur Verfügung, die für diese Fragestellung angewendet werden könnten. Zwei Beispiele sind das Programm MCNP6 (Monte Carlo N-Particle) /WER 17/ oder das Framework Geant4 (GEometry ANd Tracking) /AGO 03/. MCNP6 ist ein insbesondere in der Industrie etabliertes Programm, das im nuklearen Bereich seit vielen Jahren und Vorgängerversionen seit Jahrzehnten im Einsatz ist. Auch innerhalb der GRS ist MCNP6 für diverse Projekte im Einsatz. Das Anwendungsfeld wurde mit der Zeit auch für andere Fragestellungen, z. B. in der Medizin erweitert /REE 07/. Im Vergleich dazu ist Geant4 ein C++ basiertes Framework, das an der Großforschungseinrichtung CERN (Conseil européen pour la recherche nucléaire) in der Schweiz entwickelt wurde. Dabei wurde der Code ursprünglich für die Detektorentwicklung in der Kern- und Teilchenphysik eingesetzt. Mittlerweile wurde Geant4 auch für andere Anwendungen, insbesondere in der Medizin, weiterentwickelt und somit für die Simulation von niederenergetischen Teilchen. Aktuelle Entwicklungen werden in verschiedenen Veröffentlichungen präsentiert /ALL 06/, /ALL 16/.

In diesem Kapitel wird die Entwicklung der Simulationsumgebung für das Forschungsvorhaben beschrieben. Dabei wird ein Vergleich zwischen MCNP6 und Geant4 präsentiert, mit dem Ergebnis, dass beide Tools die Anforderungen erfüllen. Um jedoch den Programmieraufwand zu reduzieren, musste eine Entscheidung zugunsten eines Tools getroffen werden. Aufgrund der programmiertechnischen Flexibilität, der freien Zugänglichkeit und der Erweiterung der Kompetenz innerhalb der GRS wurde zugunsten des Geant4 Codes entschieden. Anschließend wird die Simulation einer Röntgenröhre und des resultierenden Spektrums präsentiert, sowie die daraus resultierende Vorgehensweise für die komplexen und umfänglichen Simulationen der Interventionsräume. Weitere Ergebnisse und Erkenntnisse aus den reinen Simulationen werden ebenfalls gezeigt.

6.1 Vergleich zwischen MCNP6 und Geant4

Um die prinzipielle Anwendbarkeit für den speziellen Fall des Forschungsvorhabens zu prüfen und ein Code zu Code Vergleich durchzuführen, wurde ein einfaches Setup mit identischen Geometrien sowohl in MCNP6 als auch in Geant4 programmiert. Dabei wurde eine Photonenquelle und der im Experiment genutzte Streukörper programmiert. Weiterhin wurden die 7 Dosimeter-Positionen im C-Bogen, die auch im Experiment genutzt wurden (s. Abb. 5.4 rechts), als 5x5 cm² Flächen positioniert. Um die Komplexität des Setups zu reduzieren, wurde auf weitere Gegenstände im Raum verzichtet. Der

Fokus der Simulationen sollte auf die Erzeugung der Streustrahlung selbst gesetzt werden. Daher wurden die Teilchenflüsse am Eintritt in die Dosimeter simuliert und verglichen. Um einen energieabhängigen Vergleich zu ermöglichen wurde zudem kein vollständiges Röntgenspektrum simuliert, sondern monoenergetische Photonen bei 15 keV, 30 keV, 60 keV, 90 keV sowie 120 keV. In der Auswertung wurde der energieabhängige Photonenfluss am Dosimeter über die Energie integriert, um eine Größe für den Gesamtfluss zu erhalten. In Tab. 6.1 sind die Verhältnisse zwischen den Werten für Geant4/MCNP6 in Prozent angegeben. Es zeigt sich eine gute Übereinstimmung für alle Dosimeter bei den Energien ab 60 keV, die innerhalb von ca. 10 Prozent liegt. Darüber hinaus weisen die Dosimeter 5 – 7 auch bei den niedrigen Energien bei 30 keV und 15 keV eine gute Übereinstimmung auf. Die Dosimeter 5 – 7 entsprechen den Rückwärtsstreuungen wohingegen das Erreichen der Dosimeter 1 – 4 das Durchqueren des gesamten Phantoms voraussetzt. Daher ist hier die Berechnung der Streuung, z. B. durch Mehrfachstreuung komplexer. Es ist darauf hinzuweisen, dass die Abweichung bei 15 keV eine hohe statistische Unsicherheit aufweist. Obwohl mit teilweise über 100 Millionen Primärteilchen simuliert wurde, wurden bei 15 keV und den Dosimetern 1 – 4 weniger als 10 Teilchen detektiert. Daher wäre eine ca. 1.000-fache Statistik notwendig, um diese Werte genauer zu untersuchen. Eine höhere Genauigkeit rechtfertigt in diesem Fall jedoch nicht die höhere Rechenzeit um denselben Faktor oder die Implementierung einer geeigneten Methode zur Varianzreduktion, die in diesem Aspekt den Rahmen des Projekts übersteigen würde. Daher wurde auf eine genauere Untersuchung verzichtet.

Zusammenfassend konnten beide Simulationsumgebungen mit einem einfachen Setup programmiert werden und Testergebnisse generiert werden. Die Übereinstimmung insbesondere bei den höheren Energien ist sehr gut. Zu niedrigeren Energien hin nimmt die Abweichung wie erwartet zu. Als Ergebnis dieser Untersuchung wird aber festgestellt, dass beide Simulationen eine ausreichend gute Übereinstimmung aufweisen.

Tab. 6.1 Vergleich zwischen MCNP6 und Geant4

Dosimeter-position	120 keV	90 keV	60 keV	30 keV	15 keV
1	103%	102%	110%	145%	636%
2	107%	104%	107%	145%	636%
3	105%	104%	108%	132%	476%
4	104%	104%	111%	137%	301%
5	101%	103%	107%	105%	92%
6	101%	100%	99%	99%	92%
7	99%	98%	100%	98%	91%

6.2 Teilchenfluss und Teilchenstrom in der Simulation

Eine wichtige Erkenntnis durch den Vergleich zwischen MCNP6 und Geant4 liegt in der Bestimmung des Teilchenflusses. Zum einen weicht die Definition der Begrifflichkeiten von Teilchenfluss und Teilchenstrom in den Simulationscodes zu den Normen ab, siehe auch /DIN 00/. In der ICRP 116 /ICRP 10/ wird explizit auf diese Tatsache hingewiesen. Der Teilchenfluss Φ ist hier als Quotient aus dN/da gegeben, mit dN als Anzahl an Teilchen, die auf eine Oberfläche da auftreffen. In Berechnungen zum Strahlungstransport, wie den hier diskutierten Monte-Carlo Simulationen, wird jedoch häufig die Teilchentrajektorie innerhalb eines Volumens berücksichtigt. Der Teilchenfluss ist hier durch d/dV gegeben, mit d als Teilchentrajektorie im Volumen dV . Dadurch wird bei schräg auftreffenden Teilchen der längeren Wegstrecke im Volumen Rechnung getragen. Damit wird der Teilchenfluss zu einer richtungsabhängigen Größe. Im Gegensatz dazu wird in den Simulations-Tools MCNP6 und Geant4 der Teilchenstrom als reine Zählung der Teilchen an der Oberfläche definiert. Der Teilchenfluss hingegen ergibt sich durch einen Wichtungsfaktor, der sich aus dem Skalarprodukt der Normalen auf der Detektoroberfläche und dem Eintreffvektor des Teilchens berechnen lässt. Die Berechnung zeigt, dass sich der Wichtungsfaktor mit $1/\cos(\theta)$ bestimmen lässt, wobei θ der Winkel zwischen den beiden Vektoren ist. Trifft das Teilchen senkrecht auf die Oberfläche auf, ist $\cos(\theta) = 1$, wodurch der Teilchenfluss dem Teilchenstrom entspricht. Da $\cos(\theta)$ stets kleiner gleich 1 ist, ist generell der Wert des Teilchenflusses größer als der des Teilchenstroms. Ein Problem tritt auf, wenn ein Teilchen mit nahezu 90° eintrifft, denn in diesem Fall strebt $\cos(\theta)$ gegen null. Die Division durch null würde einen gegen unendlich hohen Wert für den Teilchenfluss ergeben. Somit könnte ein einziges Teilchen den Teilchenfluss sehr

stark beeinflussen. Da dies nicht sinnvoll ist, bedient sich MCNP für das F2-Tally einer Winkelnäherung. Für $\cos(\theta) < 0,1$ wird $\cos(\theta) = 0,05$ gesetzt /BOO 03/. Damit gibt es eine Limitierung der Wichtung um einen Faktor 20. Die entsprechende Funktion in Geant4 weist diese Winkelnäherung nicht auf. Daher wurde im Rahmen des Vorhabens die MCNP Winkelnäherung in den Geant4 Code übernommen.

6.3 Simulation einer Röntgenröhre

Die Entstehung der Röntgenstrahlung in einer Röntgenröhre resultiert aus der Beschleunigung von Elektronen durch eine angelegte Spannung und die Wechselwirkung der Elektronen in einer massiven Anode, die meistens aus Wolfram besteht. Aufgrund der verschiedenen Wechselwirkungen setzt sich das entstehende Röntgenspektrum aus kontinuierlicher Bremsstrahlung sowie charakteristischen Linien des Anodenmaterials zusammen. Ein grundlegender Aufbau einer Röntgenröhre wurde in Geant4 programmiert. Eine schematische Zeichnung ist in Abb. 6.1 gezeigt. Der Anodenwinkel α wurde auf 12° festgelegt und die Filterdicke auf 2,5 mm Aluminium. Die Simulationen wurden exemplarisch für 70 keV und 125 keV Elektronen durchgeführt, die als Strahl auf die Anode treffen.

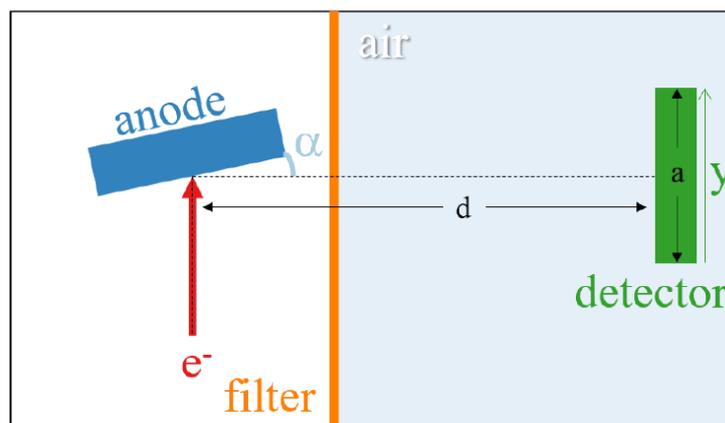


Abb. 6.1 Aufbau einer Röntgenröhre in Geant4

Um die Ergebnisse der Simulationen beurteilen zu können werden Standardspektren aus der Literatur herangezogen /SUT 15/. Diese Veröffentlichung umfasst einen digitalen Datensatz inklusive graphischer Nutzeroberfläche (Spectrum Processor 3.0), um ein Spektrum zu erzeugen.

Dabei sind folgende entscheidende Größen anzugeben, bzw. auszuwählen:

- Anoden Material (Wolfram, Molybdän, Rhodium)
- Röhrenspannung
- Anodenwinkel
- Material und Dicke von Filtern

Es stehen diverse Filtermaterialien zur Auswahl und es können auch mehrere Filter gleichzeitig angewendet werden. Das Tool erstellt das exportierbare Röntgenspektrum und berechnet zusätzlich diverse Größen, z. B. die Luftkerma in 750 mm Abstand zur Quelle.

Das entsprechende Spektrum für 70 kV (Abb. 6.2) und 125 kV (Abb. 6.3) kann so mit den Simulationen verglichen werden. In den Abbildungen ist jeweils der Photonenfluss in Abhängigkeit der Photonenenergie gezeigt. Dabei ist entscheidend, dass die Spektren eine absolute Skalierung aufweisen. Es wurde kein zusätzlicher Normierungsfaktor angewendet. In beiden Fällen werden sehr gute Übereinstimmungen erreicht. Ein ähnliches Ergebnis kann in der Literatur gefunden werden /GUT 12/.

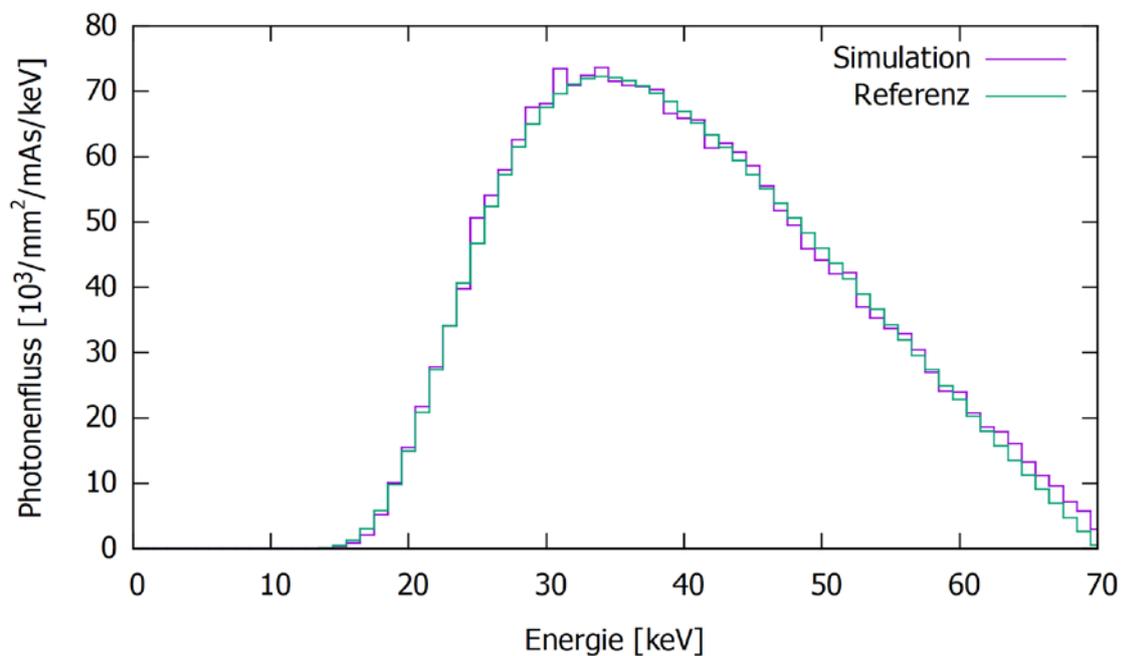


Abb. 6.2 Simuliertes Röntgenspektrum und Referenzspektrum für eine Spannung von 70 kV

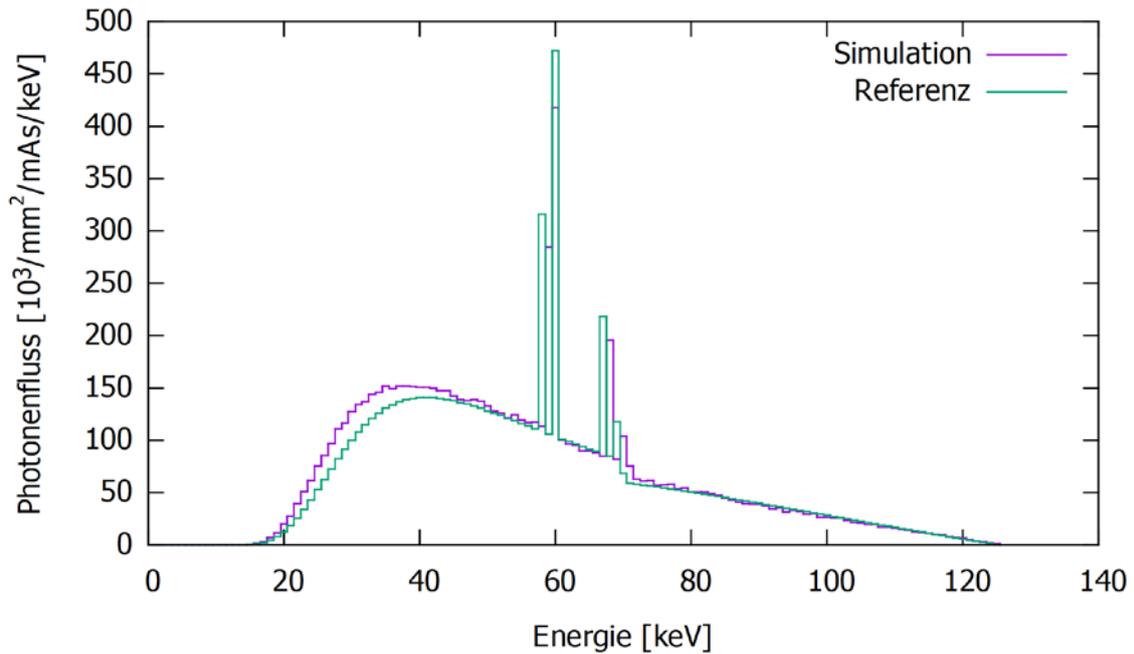


Abb. 6.3 Simuliertes Röntgenspektrum und Referenzspektrum für eine Spannung von 125 kV

Um eine ausreichende Statistik in der Simulation zu erhalten, wurden für jede Energie 2,6 Milliarden Elektronen simuliert. Die Ausbeute an detektierten Photonen ist energieabhängig und liegt in der Größenordnung von 0,01 %. Für die weiteren Simulationen im Rahmen dieses Forschungsvorhabens wäre die Simulation ausgehend von Elektronen daher mit einem intensiven Rechenaufwand verbunden. Die gute Übereinstimmung zwischen Simulation und den Standardspektren erlaubt, auf den Entstehungsprozess der Röntgenstrahlung in der Simulation zu verzichten und mit Photonen als Primärteilchen zu starten.

Zusammenfassend können zwei wesentliche Erkenntnisse aus diesem Vergleich gezogen werden. Zum einen bieten die Standardspektren eine gute Datenbasis, um das erzeugte Spektrum der tatsächlichen Röntgenröhren anzunähern. Zum anderen konnte gezeigt werden, dass die Geant4 Simulation mit den verwendeten Bibliotheken eine gute Behandlung der elektromagnetischen Wechselwirkungen im relevanten Energiebereich erlaubt und somit kann dieser Vergleich als Teilvalidierung des Codes für das Forschungsvorhaben angesehen werden.

6.4 Generelle Vorgehensweise der Simulationen

In Abschnitt 6.3 konnte gezeigt werden, dass die Standardspektren eine gute Basis für die tatsächlichen Röntgenspektren darstellt und dass sich die Simulationen auf die Behandlung von Primärphotonen beschränken kann. Um im Verlauf des Forschungsvorhabens experimentelle Messwerte nachbilden zu können, wurde eine Reihe an verschiedenen Einstellungen der Parameter der Röntgenröhre erwartet. Insbesondere wurde bei verschiedenen Röhrenspannungen und bei unterschiedlichen Filterungen gemessen. Dabei ändert sich jedoch der experimentelle Aufbau nicht. Entsprechend wurde eine Methode entwickelt, um die zeitaufwändigen Simulationen zu minimieren.

Die Methode basiert auf einer Entkopplung der Simulationen und der Zusammensetzung eines finalen Spektrums. Die Simulationen wurden mit monoenergetischen Photonen zwischen 5 keV und 125 keV in 5 keV-Schritten durchgeführt und nicht für ein vollständiges Röntgenspektrum. Dadurch entsteht eine Datenbank an Simulationsergebnissen für einzelne Energien, z. B. der Teilchenfluss an den Dosimetern für jede Primärenergie. Zusätzlich wurden verschiedene Python-Skripte programmiert, die eine weitere Berechnung durchführen. Hierbei wird ein gewünschtes Standardspektrum eingelesen und entsprechend der Simulationsdatenbank in 5 keV-Schritte gebinnt. Die simulierten Spektren werden im Folgenden eingelesen und mit der Intensitätsverteilung des Standardspektrums skaliert. Das so resultierende Spektrum entspricht dem Streuspektrum am untersuchten Punkt, z. B. an den Dosimetern. Eine weitere Verarbeitung der resultierenden Spektren ist abhängig von der zu ermittelnden Größe und wird entsprechend behandelt. Mit dieser Methode können verschiedene Ergebnisse basierend auf einer Simulationsdatenbank innerhalb von Sekunden erzeugt werden.

Die simulierten Datenbanken enthalten verschiedene Größen. So kann beispielsweise die deponierte Energie in einem Volumen ermittelt werden, woraus sich eine Dosis berechnen lässt. Es wurde ebenfalls eine Methode zur direkten Ermittlung der Luftkerma implementiert. Eine weitere Möglichkeit ist die Bestimmung des Teilchenflusses. Um anhand eines Teilchenflusses eine Dosis oder eine Kerma zu ermitteln, müssen Konversionskoeffizienten aus der Literatur angewendet werden. Das Ergebnis beider Methoden sollte im Rahmen der Unsicherheiten identisch sein. Der wesentliche Unterschied zwischen einer Flussmethode und einer Depositionsmethode besteht darin, dass die Wechselwirkungen innerhalb des Zielvolumens bei der Flussmethode nicht simuliert werden. Diese Informationen sind durch eigene Verfahren in den Konversionskoeffizienten berücksichtigt. Der Vorteil der Flussmethode liegt in der Vielfältigkeit der Anwendung.

Basierend auf einem Flussspektrum können durch die Anwendung verschiedener Koeffizienten entsprechend verschiedene Größen ermittelt werden. Beispielsweise wurden mit der ICRP 74 /ICRP 96/, ICRP 116 /ICRP 10/ und ISO 4037-3 /DIN 17/ eine Vielzahl an verschiedenen Konversionskoeffizienten veröffentlicht. Hierdurch können diverse Organdosen, effektive Dosen, Hautdosen oder die Dosis der Augenlinse berechnet werden. Für die konkreten Anforderungen im Rahmen dieses Forschungsvorhabens sind folgende physikalische Größen relevant:

- Energiedosis
- $H_p(10)$
- $H_p(3)$
- $H_p(0,07)$
- Luftkerma

Die Energiedosis wird über die Energiedepositionsmethode simuliert, wohingegen $H_p(10)$, $H_p(3)$ sowie $H_p(0,07)$ durch die Flussmethode ermittelt wird. Dabei ist bei diesen Messgrößen die Rückstreuung des Phantoms in den Konversionskoeffizienten enthalten. Die Luftkerma kann über beide Methoden bestimmt werden. Dies ermöglicht auch den direkten Vergleich der beiden Optionen. Die Dosiskonversionskoeffizienten wurden aus der ICRP 74 /ICRP 96/ entnommen. In Analogie zu den Vergleichen mit MCNP6 wurden ebenfalls die 7 Dosimeter betrachtet, jedoch hier für vollständige Röntgenspektren bei 120 kV, 90 kV, 70 kV und 30 kV. Die Ergebnisse sind in Tab. 6.2 als Quotient aus der Flussmethode durch die Depositionsmethode dargestellt. Die Übereinstimmung liegt für alle Fälle innerhalb von 10 % und ist somit sehr gut. Ein leichter Trend von hohen zu niedrigen Spannungen ist sichtbar. Während bei 120 kV das Verhältnis unter 100 % liegt, ist es bei 30 kV etwas über 100 %. Zusammenfassend bieten beide Methoden eine ausreichend gute Übereinstimmung wodurch die Methoden als verifiziert angesehen werden können. In den folgenden Simulationen wird die Flussmethode verwendet.

Zusätzlich zur Anwendung von Dosiskoeffizienten kann das individuelle energieabhängige Ansprechvermögen der Dosimeter berücksichtigt werden. Dafür werden die Flussspektren in den vorliegenden 5 keV Schritten mit dem jeweiligen Ansprechvermögen multipliziert. Somit kann die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens im Detail berücksichtigt werden, ohne auf einen Mittelwert des Streuspektrums zurückgreifen zu müssen.

Tab. 6.2 Vergleich beider Methoden zur Bestimmung der Luftkerma

Dosimeter ID	120 kV	90 kV	70 kV	30 kV
1	95%	98%	102%	105%
2	95%	99%	104%	109%
3	96%	99%	104%	108%
4	94%	97%	102%	105%
5	95%	100%	105%	109%
6	95%	99%	105%	109%
7	96%	100%	106%	110%

6.5 Aufbau der Setups in den Kliniken

Ein essentieller Bestandteil des Forschungsvorhabens liegt in der Nachbildung der experimentell genutzten Interventionsräume am Universitätsklinikum Augsburg sowie der Uniklinik Köln. Dafür wurden sowohl Baupläne als auch technische Zeichnungen der Anlagen zusätzlich zu eigenen Vermessungen hinzugezogen. Die implementierte Geometrie umfasst den Raum inklusive Wände, Boden, Decke, sowie Türen und Bleiglasfenster, den C-Bogen, die Patientenliege, das Phantom, verschiedene Strahlenschutzmittel, sowie den Dosimetern. Der Strahlenkegel wurde entsprechend der experimentell verwendeten Parameter (FD, Abstand Strahlenquelle zu Detektor, s. hierzu auch Abschnitt 5.1.3 und 5.2.3) nachgebildet. Eine Gesamtübersicht über den Raum am Universitätsklinikum Augsburg ist in Abb. 6.4 zu sehen.

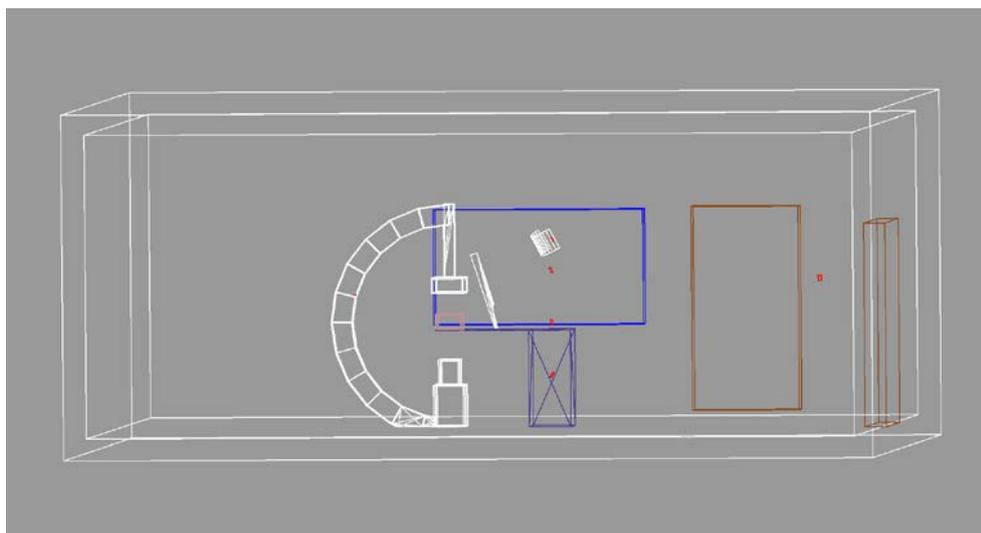


Abb. 6.4 Visualisierung der simulierten Geometrie in Augsburg

Die verwendeten Materialien konnten teilweise den zur Verfügung gestellten Unterlagen entnommen werden. Teilweise mussten Näherungen und Abschätzungen herangezogen werden. Ein besonderes Augenmerk liegt dabei auf der Patientenliege, die aufgrund ihrer Positionierung im Primärstrahl einen signifikanten Einfluss auf die Streuprozesse hat. In den Beschreibungen ist ein Aluminium Gleichwert angegeben, jedoch besteht die Liege zum größten Teil aus einer nicht weiter spezifizierten Karbonfaser. Hier wird deutlich, dass eine systematische Unsicherheit aufgrund nicht genau bekannter Parameter, wie die Materialien oder auch interne Zusammensetzungen von Komponenten, zu erwarten ist. Die in den Auswertungen gezeigten Simulationen wurden mit 7.2 mm CFK (kohlenstoffverstärkter Kunststoff) für die Patientenliege durchgeführt. Die Dicke des CFK wurde so gewählt, dass sie einem Abschwächungsgleichwert von 1,4 mm Aluminium entspricht.

6.6 Untersuchung der Streuspektren

Eine Vergrößerung der Strahlenquelle ist in Abb. 6.5 gezeigt. Hier sind zusätzlich die Trajektorien von 100 Photonen mit einer Primärenergie von 15 keV dargestellt. Gut zu erkennen ist ein mehrfach gestreutes Photon, das sowohl am Phantom als auch am Boden gestreut wird. Alle anderen Photonen dringen aufgrund der geringen Energie kaum in das Phantom ein. Im Gegensatz dazu ist die gleiche Einstellung für 100 Photonen mit einer Primärenergie von 120 keV in Abb. 6.6 zu sehen. Die höhere Energie der Photonen erlaubt der Strahlung teilweise das Phantom zu durchdringen und den Detektor zu erreichen. Weiterhin ist die Wahrscheinlichkeit für Streuung im Vergleich zur hohen Absorption innerhalb des Phantoms bei 15 keV deutlich größer. Diese Abbildungen visualisieren bereits die große Energieabhängigkeit der Streustrahlung. Neben der Energieabhängigkeit ist eine Winkelabhängigkeit zu erwarten, die sich aus der Comptonstreuung ableiten lässt.

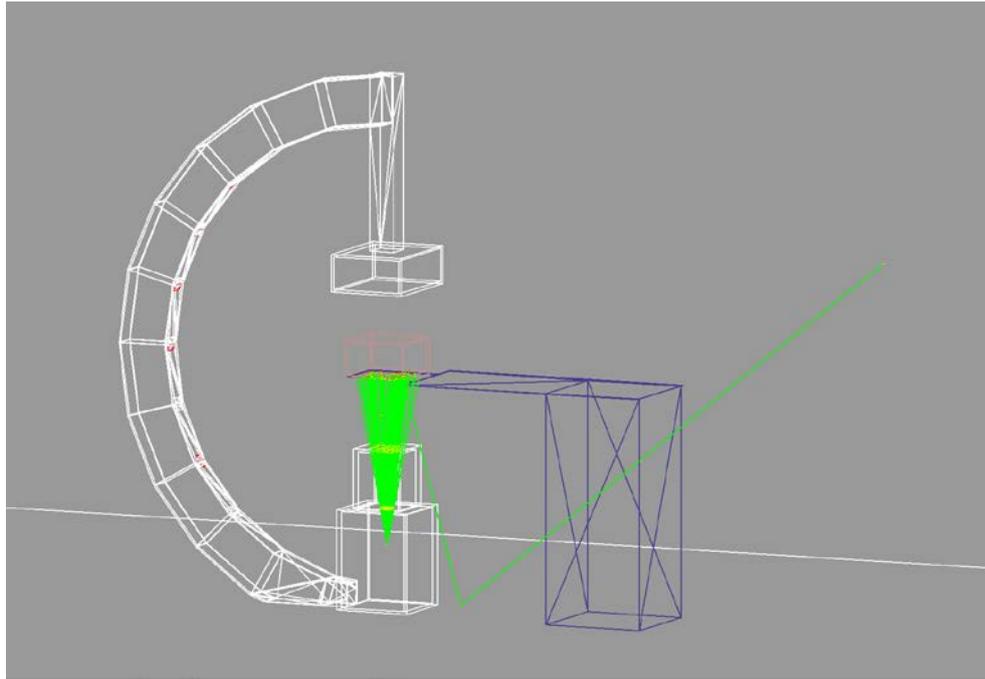


Abb. 6.5 Visualisierung von 15 keV Photonen

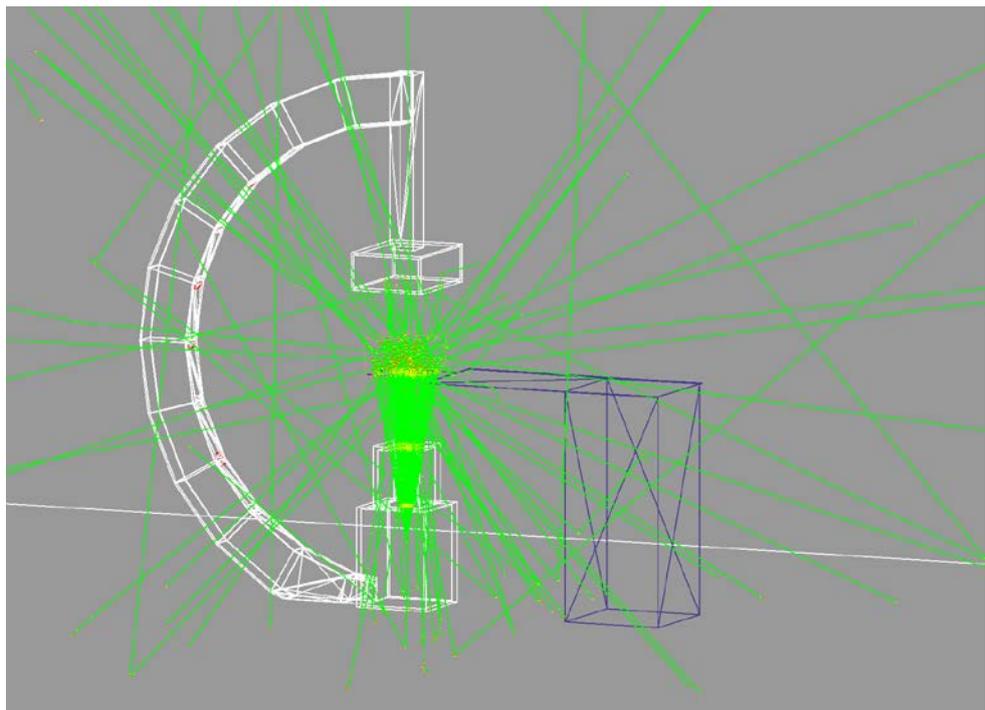


Abb. 6.6 Visualisierung von 120 keV Photonen

6.6.1 Winkelverteilung

Die Platzierung der Dosimeter 1 – 7 im Experiment (s. Abb. 5.4) wurde entsprechend in der Simulation nachgebildet. Dadurch werden Winkel zwischen $+45^\circ$ und -45° in

15°-Schritten in Bezug zur Horizontalen auf Höhe des Isozentrums abgedeckt. Dabei ist zu beachten, dass die Dosimeter 1 – 4, die in Vorwärtsrichtung bzw. bei 0° liegen, ein Durchdringen des Phantoms voraussetzen, während die Dosimeter 5 – 7 durch Rückwärtsstreuung erreichbar sind und kein tiefes Eindringen der Photonen in das Phantom erfordern. Die Flussspektren für alle Dosimeter sind für eine Primärenergie von 120 keV in Abb. 6.7 dargestellt. Jedes Spektrum weist einen dominanten Peak bei einer maximalen Energie auf, dessen Position abhängig vom Streuwinkel θ ist. Entsprechend der Compton-Streufmel ist die Beziehung zwischen Energieverlust und Streuwinkel korreliert:

$$E_{gestreut} = E_0 \frac{1}{1 + 2\alpha \sin^2 \theta} \quad (6.1)$$

mit $\alpha = hv / mc^2$.

Die dominanten Peaks der Spektren lassen sich demnach als Ereignisse durch Einfachstreuung identifizieren. Die winkelabhängige Intensitätsverteilung dieser Peaks ist ebenfalls nachvollziehbar, da sie vom Trend her der Verteilung des Klein-Nishina Wirkungsquerschnitts (s. Abschnitt 7.1.1.2.1) entspricht.

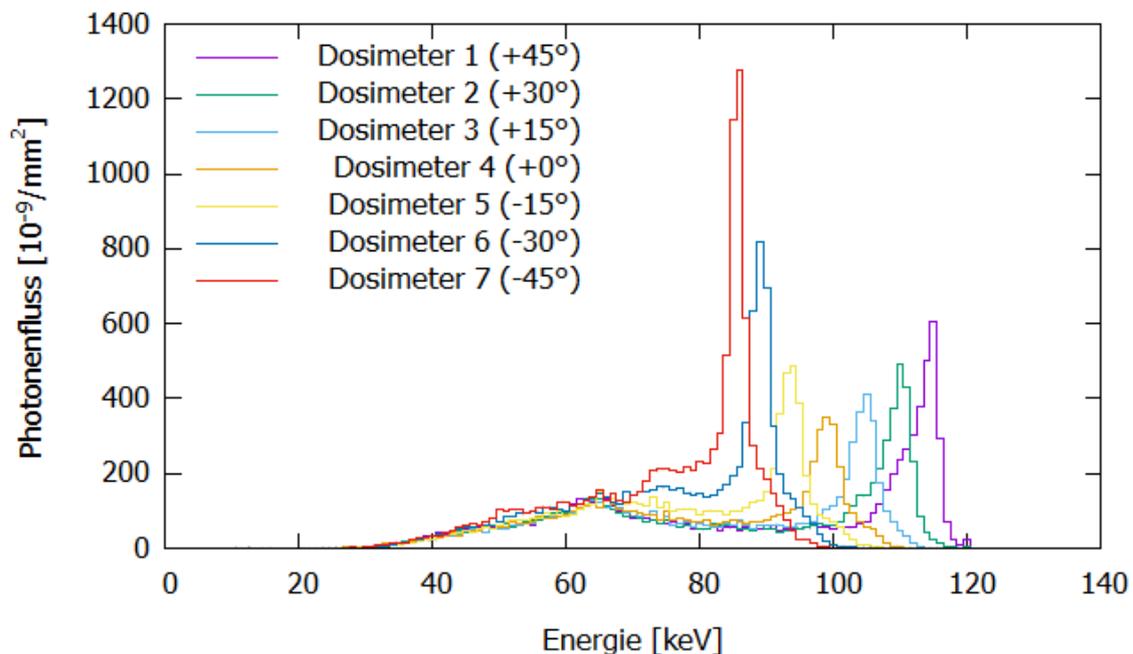


Abb. 6.7 Streuspektren bei 120 keV Primärenergie

Eine weitere Häufung bei kleineren Energien (ca. 65 keV) ist ebenfalls sichtbar. Diese kann durch eine Superposition von zwei Klein-Nishina Wirkungsquerschnitten erklärt

werden. Dementsprechend handelt es sich hierbei um zweifach gestreute Photonen. Zusammenfassend lässt sich durch diese Betrachtung ein Großteil der Streuspektren nachvollziehen und anhand grundlegender physikalischer Phänomene verstehen. Dies ist essentiell für das weitere Vorgehen im Rahmen des Forschungsvorhabens, da diese Streuspektren die Grundlage für die meisten weiteren Berechnungen von Dosisgrößen darstellen.

6.6.2 Energieabhängigkeit

Das Phantom sowie alle anderen Materialien im Raum wirken nicht nur als Streukörper, sondern auch als Absorber auf die Röntgenstrahlung. Entsprechend der Absorptionswirkungsquerschnitte für verschiedene Materialien steigt die Wahrscheinlichkeit für Absorption für kleinere Photonenenergien. Daher ist es entscheidend, welche Dicke eines Absorbers die Strahlung durchdringen muss. Im experimentellen Aufbau sind die Dosimeter so platziert, dass die Strahlung das Phantom teilweise vollständig (Dosimeter 1 bis 4) oder gar nicht (Dosimeter 5 bis 7) durchdringen muss, bevor sie auf die Dosimeter trifft. Die Abhängigkeit der Streuspektren von der Primärenergie der Photonen ist durch diese Eigenschaften dominiert. Im Vergleich zu den Streuspektren für eine Primärenergie von 120 keV (Abb. 6.7) sind in Abb. 6.8 Streuspektren für eine Primärenergie von 30 keV gezeigt. Da die Spektren bei kleineren Energien kompakter ausfallen, ist hier der Übersichtlichkeit halber nur Dosimeter 1 sowie Dosimeter 7 gezeigt. Wie erwartet ist die Absorption insbesondere unter Vorwärtswinkeln (Dosimeter 1) deutlich stärker ausgeprägt als für 120 keV (lila, Abb. 6.7). Das integrierte Spektrum als Maß für den totalen Teilchenfluss im Dosimeter kann berechnet und verglichen werden. Für 120 keV wird ein ca. 18-fach höherer totaler Teilchenfluss im Dosimeter 1 verzeichnet als für 30 keV. Das Dosimeter 7 weist hier im Vergleich einen 6-fach höheren totalen Teilchenfluss für 120 keV auf. Bei gleichem DAP ist demnach zu erwarten, dass für höhere Röhrensparnungen auch ein höherer Teilchenfluss in den Dosimetern zu verzeichnen ist. Dieser Effekt wird von den zu durchdringenden Absorbern beeinflusst.

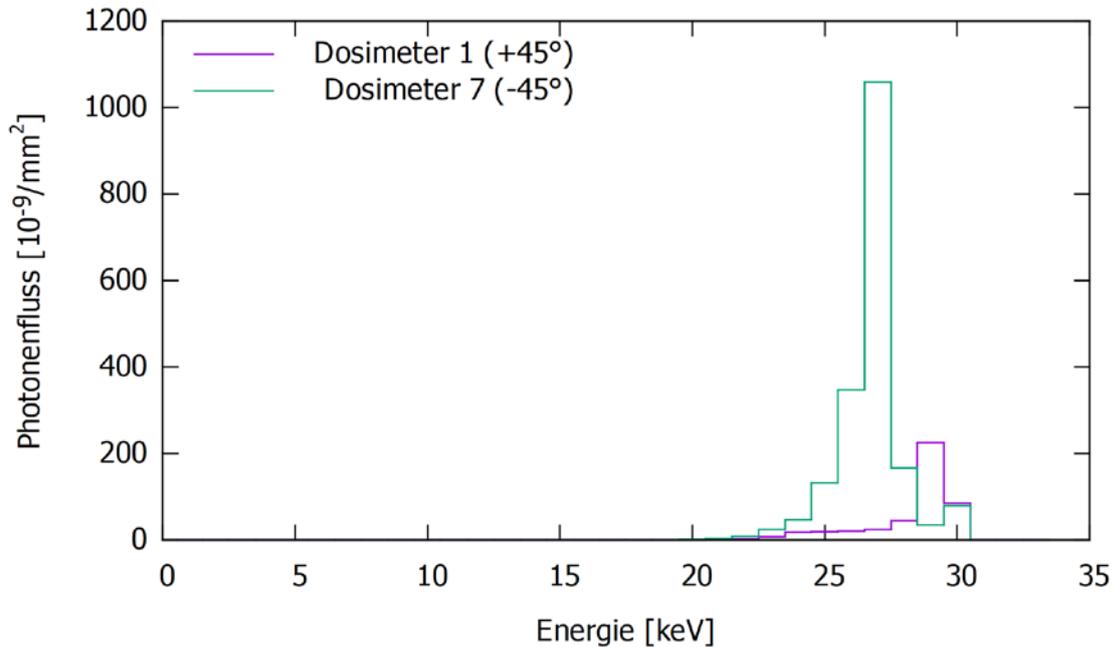


Abb. 6.8 Streuspektren bei 30 keV Primärenergie

6.6.3 Streuspektren für vollständige Röntgenspektren

Die bereits diskutierten Streuspektren für monoenergetische Photonen stellen den Photonenfluss pro simuliertem Primärteilchen einer bestimmten Energie dar. Diese Spektren stehen in der simulierten Datenbank in 5 keV Schritten zur Verfügung. Um ein Streuspektrum eines vollständigen Röntgenspektrums zu generieren, wird ein Standardspektrum der gewünschten Röhrenspannung eingelesen und entsprechend der jeweiligen Intensitäten werden die Streuspektren aus den monoenergetischen Primärteilchen normiert und aufsummiert. Das Ergebnis ist das Streuspektrum für ein vollständiges Röntgenspektrum. Aufgrund der 5 keV Schritte der Datenbank muss zur Visualisierung eines solchen Spektrums ebenfalls ein 5 keV-Binning gewählt werden. Weiterhin führen die Standardspektren je nach gewählter Röhrenspannung zu unterschiedlichen DAP. Um die Vergleichbarkeit zu gewährleisten, sind die Spektren auf das jeweilige DAP normiert. Für einen Anodenwinkel von 12° sowie einer Filterung von 2,5 mm Aluminium sind entsprechende Streuspektren für jeweils 60 kV, 70 kV, 90 kV sowie 120 kV in Abb. 6.9 für Dosimeter 1 und in Abb. 6.10 für Dosimeter 7 dargestellt. Auch hier ist der im vorherigen Abschnitt beschriebene Effekt der Absorption deutlich beim Vergleich des Dosimeters 1 (Photonen müssen das Phantom durchqueren, um in Dosimeter 1 gestreut zu werden) mit dem Dosimeter 7 (hauptsächlich

Rückwärtsstreuung an Phantom Unterseite bzw. Patientenliege) in dem verringerten Photonenfluss zu sehen.

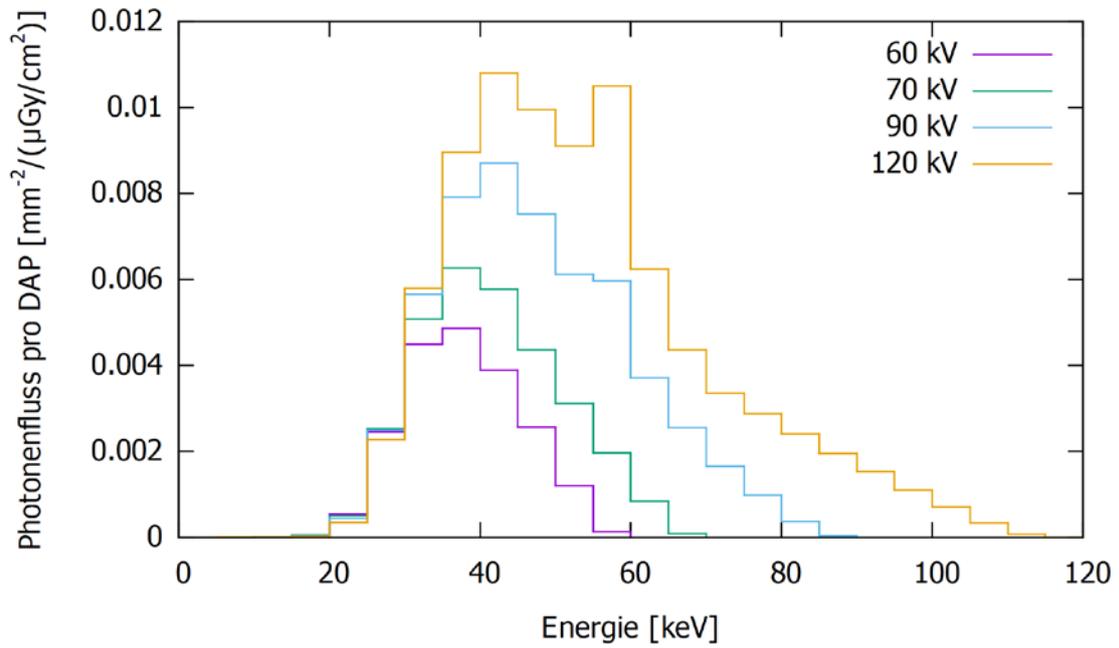


Abb. 6.9 Streuspektren am Dosimeter 1 für verschiedene Röhrenspannungen

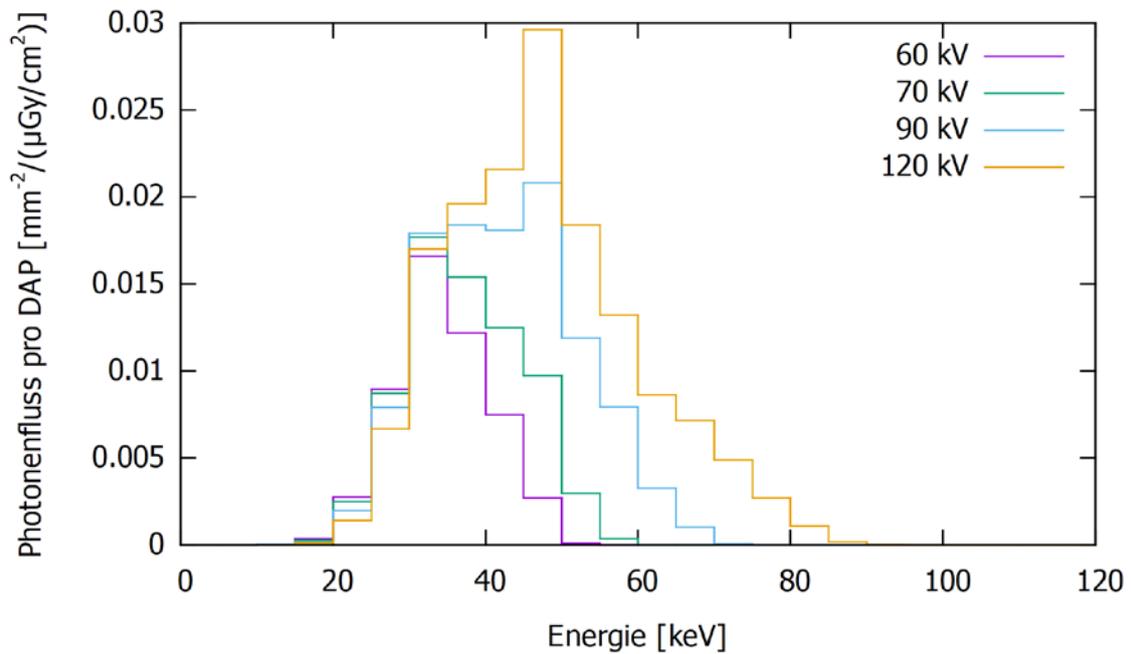


Abb. 6.10 Streuspektren am Dosimeter 7 für verschiedene Röhrenspannungen

6.7 Sensitivitätsstudien

Generell dienen Sensitivitätsstudien dazu, den Einfluss von Änderungen einzelner Parameter auf das Gesamtergebnis hin zu untersuchen. Dadurch kann festgestellt werden, welche Parameter entscheidende Einflüsse haben und somit gegebenenfalls in den Simulationen detaillierter abgebildet werden müssen, oder ob sich die Unsicherheiten von Parametern im Ergebnis widerspiegeln. Ohne im Detail auf jedes Ergebnis einzugehen, wurden folgende Parameter variiert:

- Materialeigenschaften, insbesondere der Patientenliege,
- Position des Streukörpers auf der Patientenliege, bzw. Höhe der Patientenliege,
- Asymmetrie in der Ausleuchtung des Streukörpers (z. B. Heel-Effekt),
- Anwendung verschiedener Wechselwirkungsdatenbanken,
- Röhrenspannung,
- DAP,
- Filter,
 - aufgrund der Alterung der Röntgenröhre,
 - aufgrund unbekannter Materialien.

Während die Abweichung der Ist-Röhrenspannung von der Soll-Spannung, die Bestimmung des DAPs und teilweise die Filterung als Unsicherheiten aus den experimentellen Gegebenheiten resultieren, sind Wechselwirkungsdatenbanken oder Materialeigenschaften reine Problemstellungen für die Simulationen. Es zeigt sich, dass insbesondere die Patientenliege, die direkt im Primärstrahl liegt, einen entscheidenden Einfluss hat. Sowohl die genaue Form und die Abmessungen als auch das Material sind entscheidend. In der Literatur sind in der Regel die Abschwächungsgleichwerte bei 70 keV für Aluminium angegeben. Entsprechend kann die Patientenliege in der Simulation implementiert werden, jedoch besteht die Liege in Wirklichkeit in der Regel aus einem kohlenstoffverstärkten Kunststoff (CFK), der sich aus Kohlenstoff und einem Epoxidharz zusammensetzt. Die genaue Zusammensetzung ist nicht bekannt und somit kann die Liege nur näherungsweise in der Simulation abgebildet werden. Dennoch wurden Simulationen zur Untersuchung der Sensitivität für verschiedene Materialien, darunter auch einer Näherung für CFK, durchgeführt. Der Einfluss aufgrund des stark unterschiedlichen Streuverhaltens der Materialien erweist sich als groß. Die Unsicherheit der Ergebnisse sind von diesem Einfluss entsprechend geprägt. In Abb. 6.11 ist ein Vergleich verschiedener Materialien und Dicken der Patientenliege bei einer Röhrenspannung von 70 kV

gezeigt. Neben den 1,4 mm Aluminium aus den Herstellerangaben zur Liege wurde ein Tisch aus 7.2 mm CFK simuliert, dessen Dicke bei 70 kV einen ähnlichen Abschwächungskoeffizienten hat wie 1.4 mm Aluminium. Zusätzlich ist das Ergebnis ohne einen Tisch, sowie mit 0,7 mm Aluminium zu sehen. Es zeigt sich, dass die Vorwärtswinkel (Dosimeter 1 – 4) unwesentlich beeinflusst werden, wohingegen ein starker Einfluss auf die Rückwärtswinkel (Dosimeter 5 – 7) besteht. Durch die Ähnlichkeit des CFK Materials mit dem PMMA des Streukörpers ist hier kaum ein Unterschied zum Ergebnis ohne Tisch sichtbar. Ein Material höherer Ordnungszahl, hier Aluminium, weist jedoch eine stärkere Absorption auf und verringert die Rückwärtsstreuung. Im Gegensatz zu diesem Effekt führt eine höhere Filterung an der Röntgenröhre in der Regel zu einer Aufhärtung des Strahls wodurch sich die Kerma pro DAP für alle Positionen nahezu gleichmäßig vergrößert.

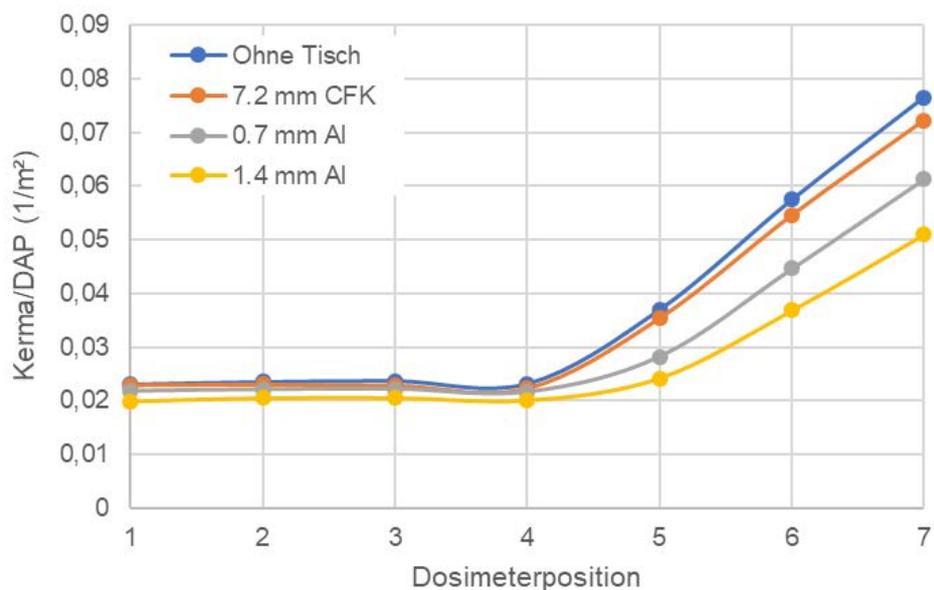


Abb. 6.11 Abhängigkeit der Kerma bei verschiedenen Konfigurationen der Patientenliege bei 70 kV

Weiterhin weisen die Berücksichtigung des Heel-Effektes oder die Änderung der Wechselwirkungsdatenbanken einen deutlich geringeren Einfluss auf die Ergebnisse auf. Die genaue Kenntnis des Röntgenspektrums und des bestimmten DAPs hingegen sind ebenfalls entscheidende Größen, die einen Vergleich zwischen Experiment und Simulation erschweren.

Eine wesentliche Erkenntnis aus der Sensitivitätsstudie ist die Tatsache, dass die statistischen Unsicherheiten der Simulationen durch hohe Statistik minimiert werden kann. Generell liegt der statistische Fehler hier unter 1 %. Die systematischen Unsicherheiten hingegen haben einen deutlich größeren Einfluss auf die Ergebnisse.

6.8 Isodosislinien

Zusätzlich zu den einzelnen Dosimetern im Raum entsprechend der Platzierung in den Experimenten, wurde der Raum in ca. $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ große Voxel unterteilt. Für jedes Voxel wird die Energiedosis simuliert und in einer 3D-Matrix gespeichert. Diese Matrix dient als Basis für diverse Auswertungen. So können beispielsweise verschiedene Schnittbilder erzeugt werden, die räumliche Verteilung analysiert oder Isodosislinien dargestellt werden. Insbesondere eignet sich die Matrix für die Untersuchung der Einflüsse von Strahlenschutzmitteln, z. B. durch die Errechnung einer Delta-Matrix, indem die Differenz der Matrizen mit und ohne Strahlenschutzmittel generiert wird. Zwei Beispiele für 70 kV sind in Abb. 6.12 und Abb. 6.13 gezeigt. Die y-Achse des Koordinatensystems entspricht der Höhe im Raum, während die x- und z-Achsen die Grundfläche aufspannen. Dabei verläuft die x-Richtung entlang der Patientenliege. In Abb. 6.12 ist ein Schnitt in y-x-Richtung mit fixiertem z-Wert in der Raumtiefe des Isozentrums gezeigt. In Gelb ist die dominierende Energiedeposition innerhalb des Streukörpers bzw. der Patientenliege zu erkennen, während ein kegelförmiger Schatten oberhalb des Streukörpers die geringere Dosis aufgrund der absorbierten und gestreuten Photonen visualisiert. In Abb. 6.13 ist der gleiche Schnitt für eine Delta-Matrix gezeigt. Dabei wurde einmal mit und einmal ohne Patientenliege (1.4 mm Aluminium) simuliert. Es ist deutlich zu erkennen, dass die Simulation ohne Patientenliege eine höhere Intensität an Rückstreuung verursacht als mit einer Aluminium-Liege (s. auch Abb. 6.11). Dieses Beispiel zeigt, wie sich der Einfluss unterschiedlicher Materialien, Gegenstände und insbesondere Strahlenschutzmitteln untersuchen lässt. Eine detaillierte Analyse insbesondere zu letzterem erfolgt in Abschnitt 7.2.3.

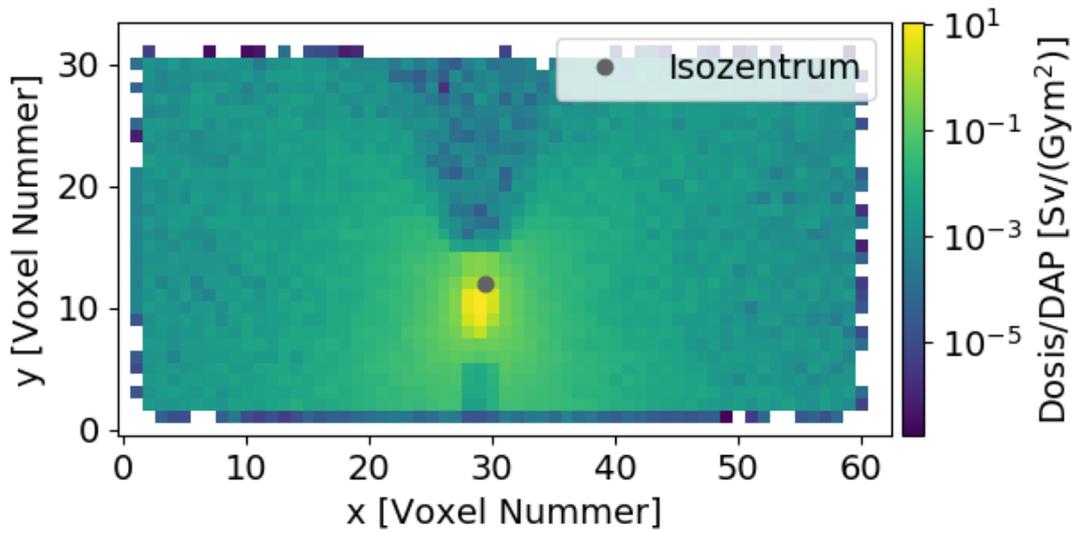


Abb. 6.12 Isodosis-Matrix für 70 kV der y-x-Ebene bei einem z-Wert in der Rauntiefe des Isozentrums

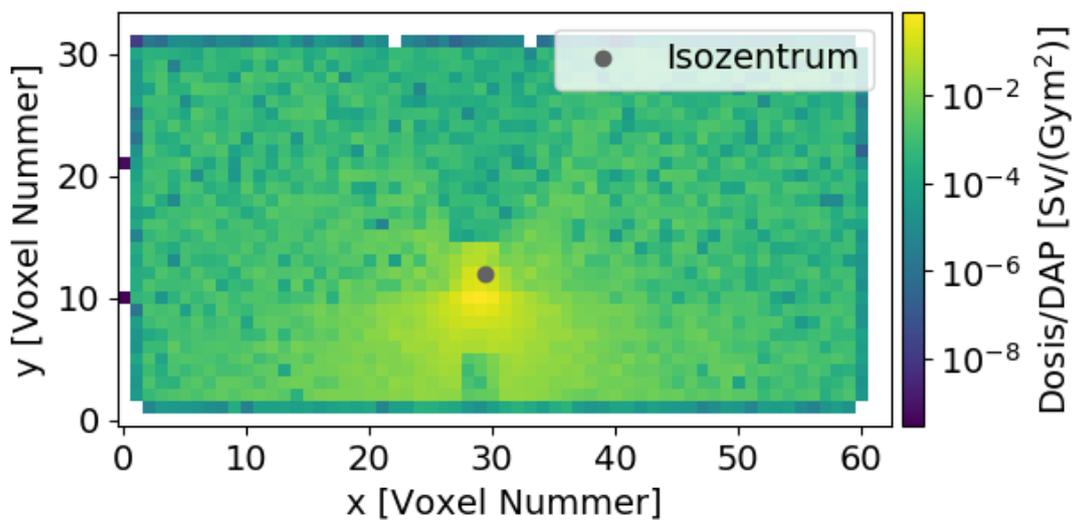


Abb. 6.13 Delta-Matrix (Differenz) aus den Simulationen ohne und mit Patientenliege für 70 kV. Ein Schnitt in y-x-Ebene bei einem z-Wert in der Rauntiefe des Isozentrums ist gewählt

7 Ergebnisse und Diskussion

7.1 Augsburg

In diesem Abschnitt werden zunächst die Ergebnisse der experimentellen Messungen vorgestellt und analysiert. Dazu wird eine detaillierte Betrachtung der Messunsicherheiten bezüglich der gemessenen Daten durchgeführt sowie die Messergebnisse der unterschiedlichen Dosimeter vorgestellt. Abschließend werden die Ergebnisse aus dem Experiment und der Simulation vergleichend diskutiert.

7.1.1 Experimentelle Ergebnisse

7.1.1.1 Betrachtung der Messunsicherheiten

Um die Unsicherheiten der Messwerte abzuschätzen, wurden verschiedene Untersuchungen durchgeführt. Zunächst wurden während einer Messreihe mehrere Werte an einer Dosimeterposition gemessen, um die Unsicherheiten der Dosimetermessungen zu bestimmen. Beispielhaft dafür ist in Tab. 7.1 eine solche Bestimmung der Unsicherheiten für eine 70 kV Messung mit dem Diados Dosimeter gezeigt. Zusätzlich konnte bei diesen Messungen auch die Reproduzierbarkeit des Geräte DAP überprüft werden. Es zeigt sich, dass sowohl das Diados Dosimeter als auch das Geräte DAP eine Varianz von kleiner als 1 % aufweisen. Das Nomex Dosimeter weist bei gleichem Vorgehen eine Varianz von kleiner als 1,5 % auf.

Tab. 7.1 Mehrfachmessungen an einer Dosimeterposition bei 70 kV zur Bestimmung der Unsicherheiten des Diados Dosimeters und des von dem Gerät angezeigten DAPs

Dosimeter-position	DAP (Gym ²)	Mittelwert DAP (Gym ²)	Varianz DAP	Kerma (μGy)	Mittelwert Kerma (μGy)	Varianz Kerma
1	1,12E-04	1,12E-04	0,21 %	3,216	3,226	0,32 %
	1,12E-04		0,21 %	3,233		0,32 %
	1,13E-04		0,21 %	3,233		0,32 %
	1,12E-04		0,21 %	3,236		0,32 %
	1,12E-04		0,21 %	3,211		0,32 %
2	1,13E-04	1,12E-04	0,12 %	3,020	3,012	0,16 %
	1,12E-04		0,12 %	3,007		0,16 %
	1,12E-04		0,12 %	3,007		0,16 %
	1,12E-04		0,12 %	3,013		0,16 %
	1,12E-04		0,12 %	3,013		0,16 %
3	1,12E-04	1,12E-04	0,09 %	2,821	2,835	0,32 %
	1,12E-04		0,09 %	2,835		0,32 %
	1,12E-04		0,09 %	2,840		0,31 %
	1,12E-04		0,09 %	2,832		0,32 %
	1,12E-04		0,09 %	2,848		0,31 %
4	1,15E-04	1,13E-04	0,91 %	2,842	2,807	0,73 %
	1,12E-04		0,93 %	2,782		0,75 %
	1,12E-04		0,93 %	2,815		0,74 %
	1,12E-04		0,93 %	2,792		0,74 %
	1,12E-04		0,93 %	2,804		0,74 %
5	1,12E-04	1,12E-04	0,11 %	3,968	3,950	0,52 %
	1,13E-04		0,11 %	3,944		0,53 %
	1,12E-04		0,11 %	3,924		0,53 %
	1,12E-04		0,11 %	3,950		0,52 %
	1,12E-04		0,11 %	3,964		0,52 %
6	1,12E-04	1,12E-04	0,10 %	5,158	5,187	0,35 %
	1,12E-04		0,10 %	5,208		0,35 %
	1,12E-04		0,10 %	5,200		0,35 %
	1,12E-04		0,10 %	5,174		0,35 %
	1,12E-04		0,10 %	5,193		0,35 %
7	1,12E-04	1,12E-04	0,15 %	7,280	7,299	0,33 %
	1,12E-04		0,15 %	7,284		0,33 %
	1,12E-04		0,15 %	7,333		0,33 %

Weiterhin wurde die Reproduzierbarkeit des gesamten Messaufbaus geprüft, in dem dieser mehrmals auf- und abgebaut wurde und jeweils unter den gleichen Bedingungen eine Messreihe durchgeführt wurde. In Tab. 7.2 sind die gemittelten Ergebnisse und die entsprechenden Varianzen von drei Messreihen, die bei einer Spannung von 70 kV durchgeführt wurden, und von zwei Messreihen, die bei einer Spannung von 90 kV durchgeführt wurden, aufgelistet. Es zeigt sich, dass der Messaufbau bis auf eine Genauigkeit von $\pm 9\%$, teils deutlich niedriger, reproduziert werden kann.

Tab. 7.2 Überprüfung der Reproduzierbarkeit des Messaufbaus

Spannung (kV)	Dosimeterposition	Mittelwerte Kerma/DAP ($1/m^2$)	Varianz
70	1	2,73E-02	7,30 %
	2	2,58E-02	5,01 %
	3	2,47E-02	5,04 %
	4	2,50E-02	5,08 %
	5	3,44E-02	8,89 %
	6	4,53E-02	2,46 %
	7	6,56E-02	2,07 %
90	1	3,58E-02	2,60 %
	2	3,30E-02	2,00 %
	3	3,14E-02	1,32 %
	4	3,10E-02	2,62 %
	5	4,17E-02	3,01 %
	6	5,32E-02	4,20 %
	7	7,42E-02	2,02 %

Zuletzt wurde das von der C-Bogen Anlage gemessene und ausgegebene DAP überprüft. Hierfür wurde die Dosis unter der Patientenliege, d. h. im Direktstrahl der Röntgenröhre, bei verschiedenen Spannungen in einem definierten Abstand Strahlenquelle zu Dosimeter gemessen. Über den Abstand konnte die ausgeleuchtete Fläche berechnet werden. Diese wurde mit der gemessenen Dosis multipliziert, so dass das DAP experimentell bestimmt werden konnte. Die Ergebnisse dieser Messungen und die Abweichungen, die sich zwischen dem Geräte DAP und dem gemessenen DAP ergeben, sind in Tab. 7.3 aufgelistet. Es zeigt sich, dass die Abweichungen zwischen dem Geräte DAP und dem gemessenen DAP für alle Spannungen kleiner als 10 % sind.

Tab. 7.3 Vergleich von Gerät DAP und gemessenem DAP

Spannung (kV)	Geräte DAP (Gym ²)	Gemessenes DAP (Gym ²)	Abweichung Geräte DAP/ gemessenes DAP
66	1,91E-04	1,96E-04	-3 %
70	1,66E-04	1,53E-04	8 %
77	1,25E-04	1,28E-04	-2 %
81	1,12E-04	1,13E-04	-1 %
90	9,59E-05	9,59E-05	0 %
96	8,45E-05	8,45E-05	0 %
109	7,32E-05	7,29E-05	0 %
117	6,92E-05	6,83E-05	1 %
125	6,56E-05	6,42E-05	2 %

Aus diesen Untersuchungen zeigt sich, dass die Annahme für die Unsicherheiten der Messwerte für die Präzisionsdosimeter von $\pm 10\%$ abdeckend ist.

Für die Dis-1 Dosimeter wurde diese Betrachtung nicht durchgeführt. Für diese wurden die Messunsicherheiten von 30 % aus den Kalibrierscheinen des Herstellers verwendet.

Diese Messunsicherheiten werden daher bei der Auswertung und Präsentation der Ergebnisse in den folgenden Abschnitten als Fehlerbalken der Messwerte angegeben.

7.1.1.2 Ergebnisse der Dosismessungen

7.1.1.2.1 Dosimeter im C-Bogen

In Abb. 7.1 sind die Ergebnisse der Dosismessungen mit dem Diados und dem Nomex Dosimeter im C-Bogen für eine Spannung von 70 kV gezeigt. Der C-Bogen war dabei vertikal angeordnet (PA). Es ist zu beobachten, dass die Abweichungen der Messergebnisse der beiden Dosimeter kleiner als 15 % sind, an den meisten Dosimeterpositionen sogar geringer als 10 %. Es zeigt sich, dass die Kerma/DAP von Position 1 zu Position 4 leicht abnimmt, um dann ab Position 5 anzusteigen, bis sie bei Position 7 ein Maximum aufweist. Dass bei Position 4 ein Minimum zu beobachten ist, kann mit dem Klein-Nishina Wirkungsquerschnitt erklärt werden /KLE 28/. Dieser Wirkungsquerschnitt gibt die energieabhängige Winkelverteilung von gestreuten Photonen an (Compton-Streuung), die unter einem Streuwinkel von 90° zur Strahlrichtung ein Minimum aufweist, was in der vorliegenden Geometrie der Dosimeterposition 4 entspricht.

In Abb. 7.2 ist eine mit dem Diados in dem C-Bogen (PA) gemessene Spannungsreihe gezeigt. Die Verbindungslinien in dieser und den folgenden Graphiken dienen der besseren Darstellung der Daten und haben keine physikalische Bedeutung. Das Minimum an der Detektorposition 4 findet sich bei allen Spannungen wieder. Die Kerma steigt mit höher werdender Spannung an.

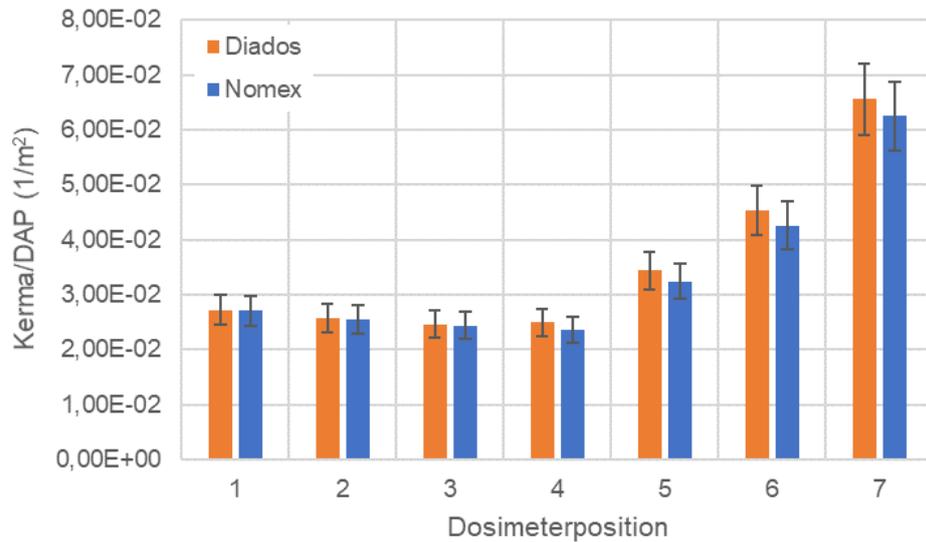


Abb. 7.1 Messwerte des Diados (orange) und Nomex (blau) Dosimeters normiert auf das DAP an den Dosimeterpositionen im C-Bogen (PA) bei einer Spannung von 70 kV

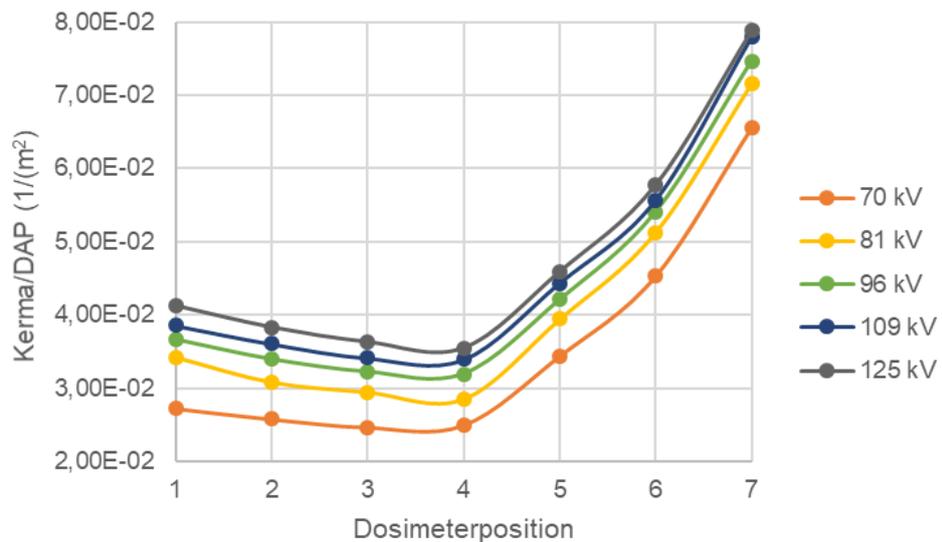


Abb. 7.2 Auf das DAP normierte Kerma an den Dosimeterpositionen 1 bis 7 im C-Bogen (PA) für ausgewählte Spannungen

In Abb. 7.3 sind die Ergebnisse der Kerma Messungen mit dem Nomex Dosimeter in Abhängigkeit der Dosimeterpositionen für ausgewählte Spannungen bei der 90° RAO Angulation des C-Bogens gezeigt. Wie erwartet ist auch hier ein steigender Kermatrend mit steigender Spannung zu beobachten.

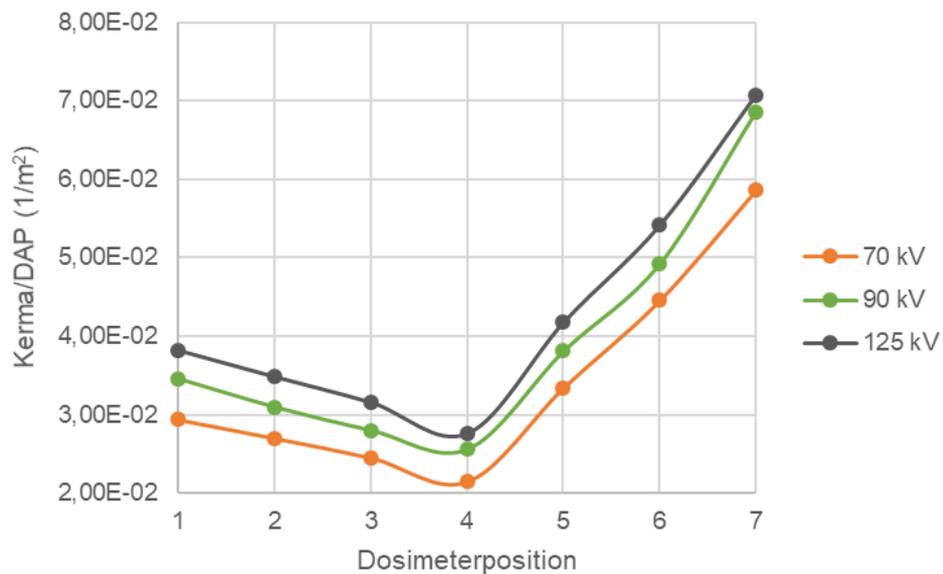


Abb. 7.3 Auf das DAP normierte Kerma an den Dosimeterpositionen 1 bis 7 im C-Bogen (90° RAO) für ausgewählte Spannungen

Typische gemessene Absolutwerte der Kerma im C-Bogen lagen für die Präzisionsdosimeter zwischen 2 μGy und 8 μGy . Für den Einsatz der Ganzkörperdosimeter zur Messung der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ des Typs Dis-1, die deutlich höhere Messgenauigkeiten aufweisen, sind im Vergleich zu den Präzisionsdosimetern entsprechend höhere Dosen zu applizieren. Um die Umsetzbarkeit der Messungen für Dis-1 Dosimeter zu überprüfen, wurden Messungen bei 70 kV, 90 kV sowie 117 kV durchgeführt. Dabei wurden Dosen von 30 μSv bis maximal 226 μSv appliziert. Die auf das DAP normierten Messwerte sind in Abb. 7.4 gezeigt und weisen qualitativ einen vergleichbaren Verlauf wie die Kerma-Messungen mit den Präzisionsdosimetern auf. Dies zeigt, dass die Dis-1 Dosimeter bei höheren Dosen trotz ihrer größeren Messunsicherheiten ebenfalls im Rahmen dieser Studie sinnvoll einsetzbar sind.

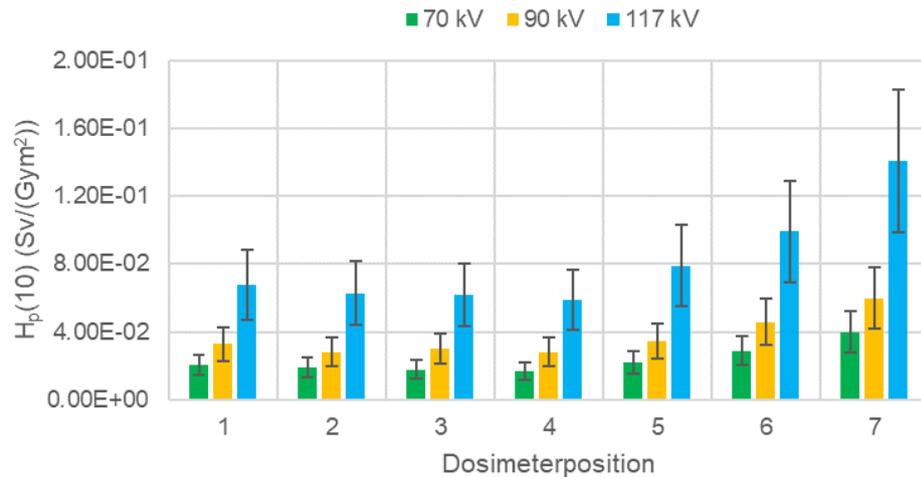


Abb. 7.4 Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte an den Dosimeterpositionen 1 bis 7 im C-Bogen für ausgewählte Spannungen

7.1.1.3 Vergleich der Ergebnisse bei PA und 90° RAO Angulation des C-Bogens

In Abb. 7.5 ist ein Vergleich der beiden Messungen der Kerma in der PA und in der 90° RAO Angulation des C-Bogens für die Spannungen 70 kV, 90 kV und 125 kV gezeigt. Während bei einer Spannung von 70 kV (grün) noch kein wesentlicher Unterschied im auf das DAP normierte Kerma zwischen den beiden Anordnungen des C-Bogens zu beobachten ist, ist die normierte Kerma in der 90° RAO Anordnung des C-Bogens bei den Spannungen 90 kV (orange) und 125 kV (blau) deutlich verringert im Vergleich zu der Kerma in der PA Anordnung des C-Bogens.

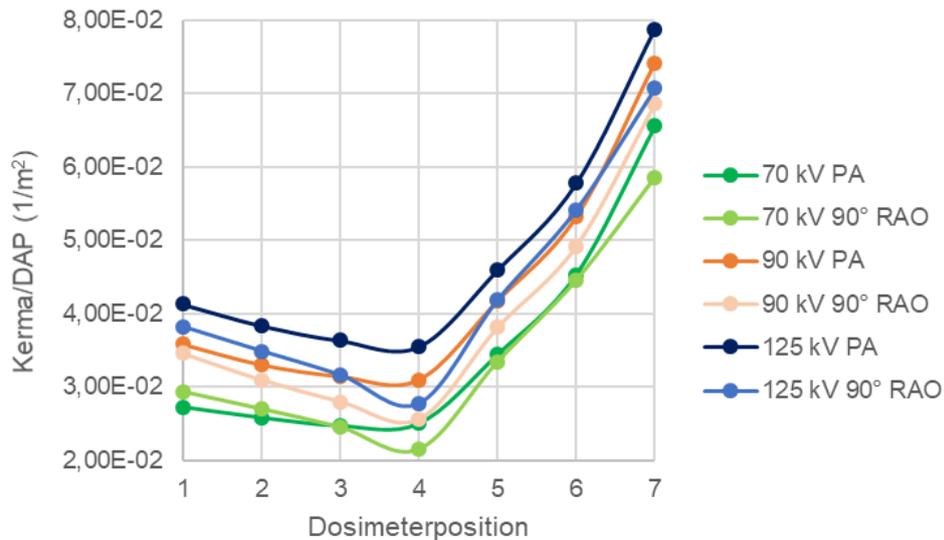


Abb. 7.5 Auf das DAP normierte Kerma an den Dosimeterpositionen im C-Bogen für drei Spannungen, jeweils einmal in der vertikalen Anordnung des C-Bogens (PA) und einmal in der gedrehten Anordnung des C-Bogens (90° RAO)

7.1.2 Vergleich zwischen Experiment und Simulation

7.1.2.1 Alterung der Röntgenröhre

Die bereits diskutierten Unsicherheiten durch die Reproduzierbarkeit des Messaufbaus, der Messunsicherheiten der Dosimeter und weiteren Fehlerquellen wie z. B. den Abweichungen zwischen angezeigtem und gemessenem DAP tragen zur Gesamtunsicherheit der Messwerte bei. Ein weiterer Effekt, der langfristig einen Einfluss auf die Messwerte hat, ist die Alterung der Röntgenröhre. Die auf der Anode auftreffenden beschleunigten Elektronen führen mit der Nutzungsdauer zu einer Belastung und Aufräuhung der Anodenoberfläche. Eine raue Oberfläche kann wie ein zusätzlicher Filter angesehen werden. Dadurch sinkt die Dosisausbeute und das Spektrum wird verändert, da insbesondere niederenergetische Photonen stärker absorbiert werden. Dieser Effekt nimmt mit der Alterung der Röntgenröhre zu. Demnach ist die Angabe des DAPs, der gewählten sowie konstanten Filterung und der Röhrenspannung nicht vollständig ausreichend, um das Spektrum zu definieren. Dieser Effekt führt zu sichtbaren Änderungen der Messergebnisse. Im Rahmen des Forschungsvorhabens wurde eine Methode entwickelt, um die Alterung der Röhre, in diesem Falle insbesondere die dadurch verursachte Änderung des Spektrums, in den Simulationen zu berücksichtigen. Dazu wird anhand der Dosisausbeute ein zusätzlicher Filter aus dem Anodenmaterial (Wolfram) ermittelt, der

zusätzlich zu dem Aluminiumfilter angewendet wird und somit ein verändertes Standardspektrum zugrunde gelegt werden kann. Der Effekt dieser Methode ist in Abb. 7.6 für eine Messung bzw. Simulationen bei 70 kV gezeigt. Für die Dosimeter 1 – 7 sind simulierte Werte mit (rot und lila) und ohne Berücksichtigung der Röhrenalterung (grün) zusammen mit experimentellen Werten (blau) gezeigt. Für die Dosimeterpositionen 1 – 4 verbessert die Methode die Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation signifikant während die Rückwärtspositionen 5 – 7 durch die Simulation überschätzt werden (grün im Vergleich zu rot). Aus den Sensitivitätsstudien (s. Abschnitt 6.7) ist bekannt, dass dieser Effekt durch ein zusätzliches Material höherer Ordnungszahl, z. B. Aluminium, erklärbar wäre. Daher ist in Abb. 7.6 zusätzlich ein simulierter Verlauf mit 0,7 mm Aluminium dargestellt (lila), der die experimentellen Daten mit guter Übereinstimmung wiedergibt.

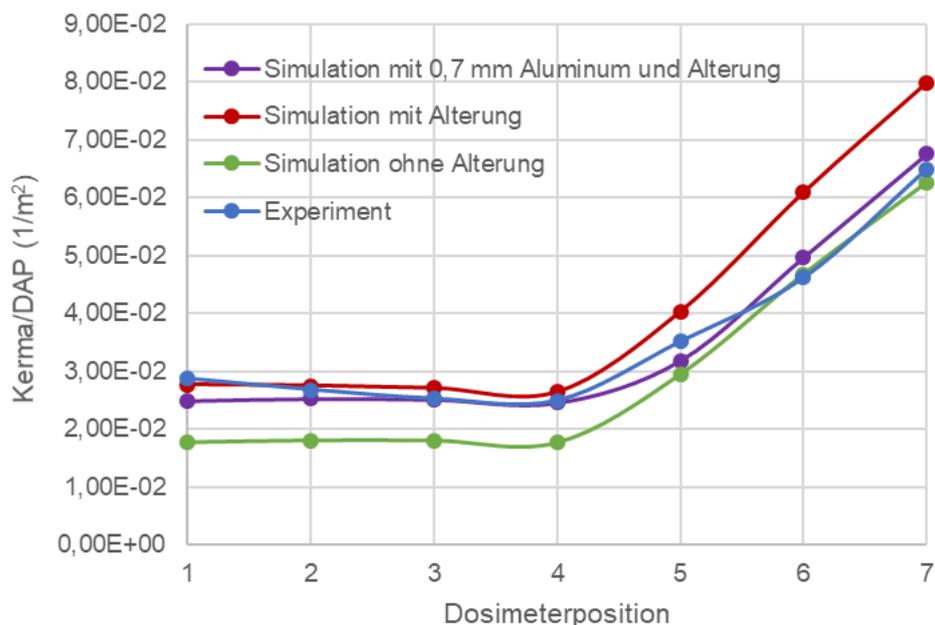


Abb. 7.6 Abweichung zwischen Experiment und Simulation für eine 70 kV Messung mit und ohne Berücksichtigung der Röhrenalterung

Während der Messkampagne wurde ein Röhrentausch an der verwendeten Anlage des Universitätsklinikums Augsburg durchgeführt, sodass der Effekt im Detail studiert werden kann. Eine Messung bei 90 kV wurde vor und nach dem Röhrentausch mit ansonsten identischen Bedingungen durchgeführt. Naturgemäß ist die Alterungskorrektur für eine neue Röhre geringer als für die ältere Röhre. Die Ergebnisse unter Anwendung der Alterungskorrektur ist in Abb. 7.7 abgebildet. Es zeigt sich, dass die Methodik die Alterung der neuen Röhre insbesondere für die Positionen 1 – 4 nicht entsprechend

kompensieren kann. Dennoch bleiben die Abweichungen unter 25 %. Ohne Anwendung der Methode liegt eine Abweichung von bis zu 30 % vor.

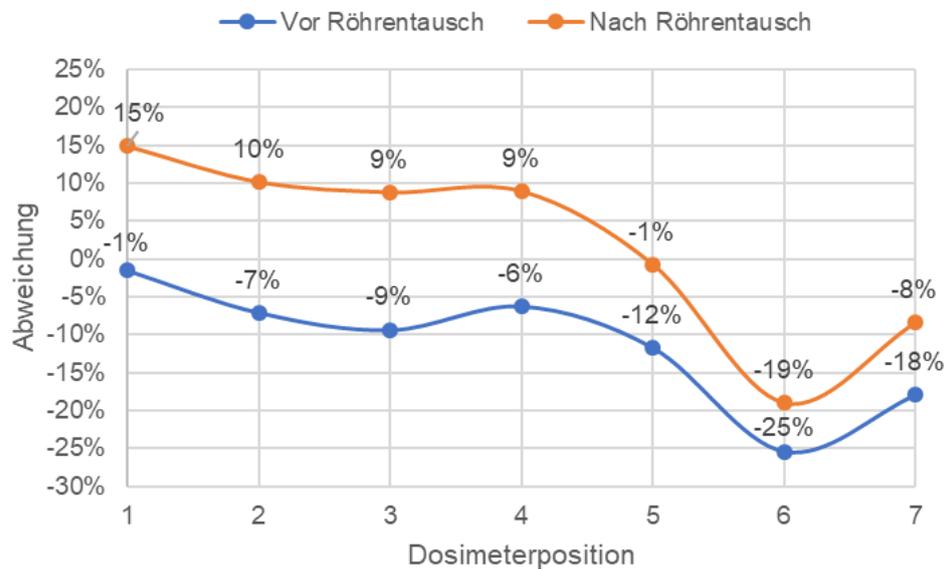


Abb. 7.7 Abweichung zwischen Experiment und Simulation für eine 90 kV Messung vor und nach einem Röhrentausch

Prinzipiell zeigt die Methode zur Berücksichtigung der Röhrenalterung wesentliche Änderungen und eine Minimierung der Abweichung zwischen experimentellen und simulierten Werten. Daher wird die Methode für alle weiteren simulierten Werte angewendet.

7.1.2.2 Vergleich von Spannungsreihen

Um die Energieabhängigkeit zu untersuchen, wurde die Spannung der Röntgenröhre bei sonst möglichst konstanten Parametern variiert. Exemplarisch sind die auf das DAP normierten Messwerte (Kerma) zusammen mit den Ergebnissen der Simulation für die Spannungen von 70 kV, 90 kV sowie 125 kV in Abb. 7.8, Abb. 7.9 sowie Abb. 7.10 gezeigt. Dabei wurden für 70 kV (drei Messungen) und für 90 kV (zwei Messungen) die Mittelwerte aus verschiedenen Messungen bzw. den entsprechenden Simulationswerten gebildet. Bei allen Simulationen wurde der vermessene Heel-Effekt näherungsweise in der simulierten Photonenquelle abgebildet. Wie bereits diskutiert, wurde eine Unsicherheit für die Messwerte von 10 % angenommen. Da die statistischen Fehler der Simulationen kleiner als 1 % sind, werden diese Fehler hier nicht dargestellt. Die dominierenden systematischen Unsicherheiten müssen im Detail betrachtet werden und sind daher hier nicht darstellbar.

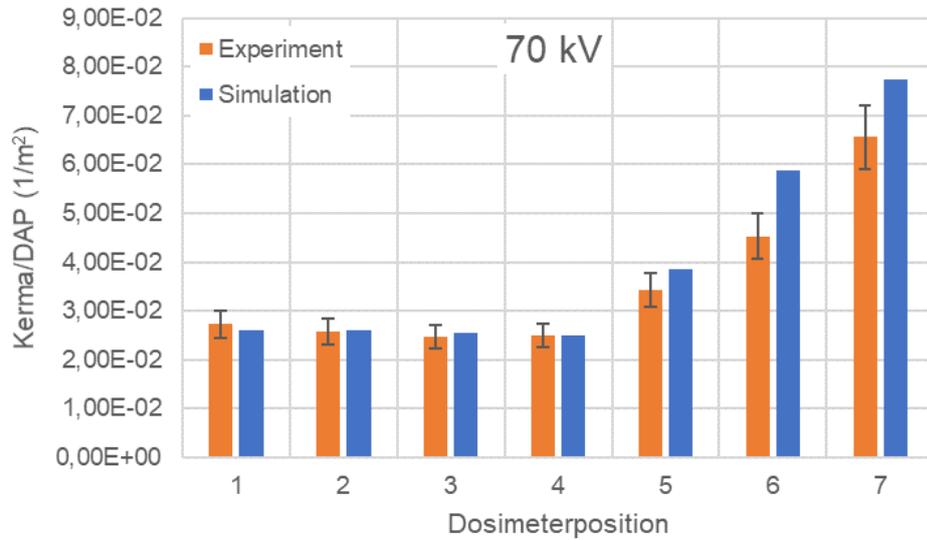


Abb. 7.8 Vergleich der Messwerte und Simulationen bei 70 kV

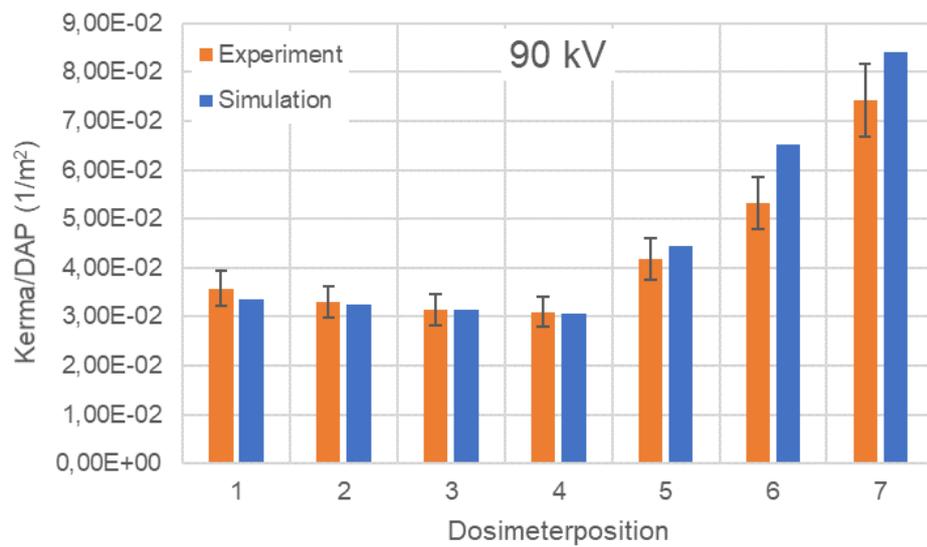


Abb. 7.9 Vergleich der Messwerte und Simulationen bei 90 kV

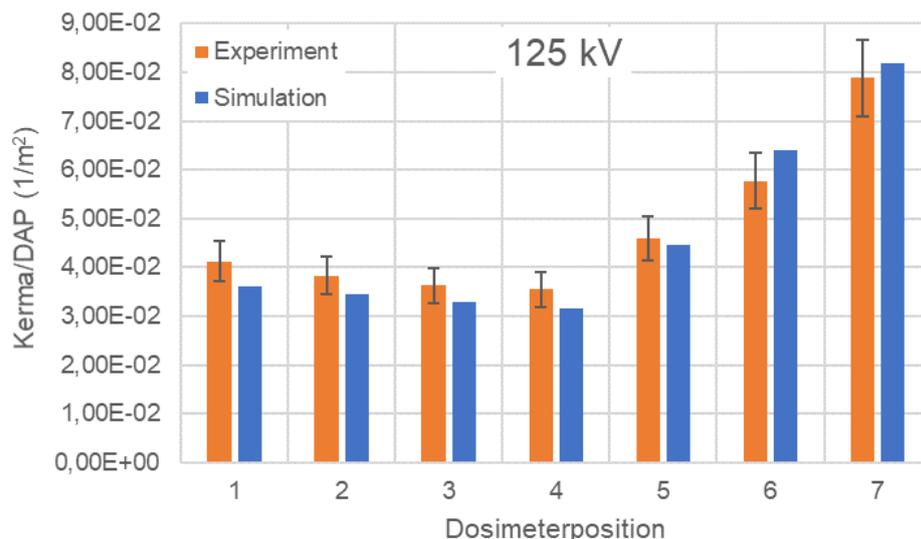


Abb. 7.10 Vergleich der Messwerte und Simulationen bei 125 kV

Prinzipiell zeigen alle drei Abbildungen (Abb. 7.8 – Abb. 7.10) einen ähnlichen Verlauf. Die Dosimeter 1 – 4 weisen einen schwach ausgeprägten sinkenden Verlauf mit einem Minimum bei Dosimeter 4 auf. Die Dosimeter 5 – 7 zeigen einen deutlich ansteigenden Trend. Dieser Verlauf ist anhand der bereits diskutierten Streuspektren zu erklären, siehe Abschnitt 6.6. Dabei wurde bereits ein Kermaanstieg unter Rückwärtswinkeln festgestellt. Das Minimum bei einem Streuwinkel bei 90° , das der Dosimeterposition 4 entspricht, wurde hier ebenfalls erklärt. Die experimentellen Ergebnisse bestätigen somit die Vorhersage dieses Verhaltens durch die Simulationen. Obwohl die Messwerte der Dosimeter 1 – 4 im Rahmen der Messunsicherheiten überlappen ist der leicht sinkende Trend erkennbar. Der Vergleich der Absolutwerte zwischen Experiment und Simulation weist ebenfalls eine Systematik auf. In den hier gezeigten Werten überschätzen die Simulationen die experimentellen Werte für die Rückwärtswinkel (Dosimeter 5 – 7) auch wenn die Trends übereinstimmen. Um die Unterschiede im Detail zu analysieren und um Trends sowie Systematiken zu erkennen, werden im Folgenden die Abweichungen zwischen Experiment und Simulation diskutiert. Dabei ist die Abweichung definiert als Differenz zwischen experimentellem und simuliertem Wert dividiert durch den experimentellen Wert.

Zur Optimierung der Darstellbarkeit ist eine Spannungsreihe von 66 kV bis 90 kV in Abb. 7.11 und eine weitere Spannungsreihe von 90 kV bis 125 kV in Abb. 7.12 dargestellt. In beiden Fällen ist die Abweichung zwischen Experiment und Simulation für die 7 Dosimeter für jeweils eine Messreihe ohne Mittelung von Werten gezeigt. Demnach

sind die experimentellen Werte in Abb. 7.11 an einem einzigen Tag vor dem Röhrentausch und die Werte in Abb. 7.12 innerhalb eines Tages nach dem Röhrentausch gemessen worden. Eine Verschiebung der Verläufe hin zu höheren Werten der Abweichungen ist wie bereits diskutiert durch den Röhrentausch sichtbar. Dennoch lassen sich klare Trends und Systematiken erkennen. Einerseits ist in beiden Abbildungen eine bessere Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation zu höheren Röhrensparnungen hin erkennbar. Demnach scheint die Simulation höher energetischer Photonen in besserer Übereinstimmung mit den experimentellen Werten zu sein. Neben diesem energieabhängigen Trend sind zusätzlich Systematiken zu erkennen, da die Verläufe für jede Röhrensparnung ähnlich sind. Die Abweichungen zeigen einen fallenden Trend hin zu höheren Dosimeterpositionen, wobei in den meisten Fällen ein Vorzeichenwechsel stattfindet. Das bedeutet, dass für Rückwärtswinkel (Dosimeter 5 – 7) die experimentellen Werte von der Simulation überschätzt werden. Da dieser Verlauf systematisch für nahezu alle Spannungen auftritt, kann hier ein statistischer Messfehler, bzw. die Unsicherheit der Reproduzierbarkeit etc. als Ursache ausgeschlossen werden. Die Ursache liegt möglicherweise in der nicht genau abgebildeten Geometrie der Realität innerhalb der Simulation. Eine Sensitivitätsstudie, insbesondere der Patientenliege, wie sie in Abschnitt 6.7 durchgeführt wurde, zeigt einen signifikanten Einfluss auf die Streustrahlung. Die Überschätzung der experimentellen Werte durch die Simulation unter Rückwärtswinkeln könnte durch ein zusätzliches Material mit höherer Ordnungszahl, z. B. Aluminium erklärt werden, siehe Abb. 7.6.

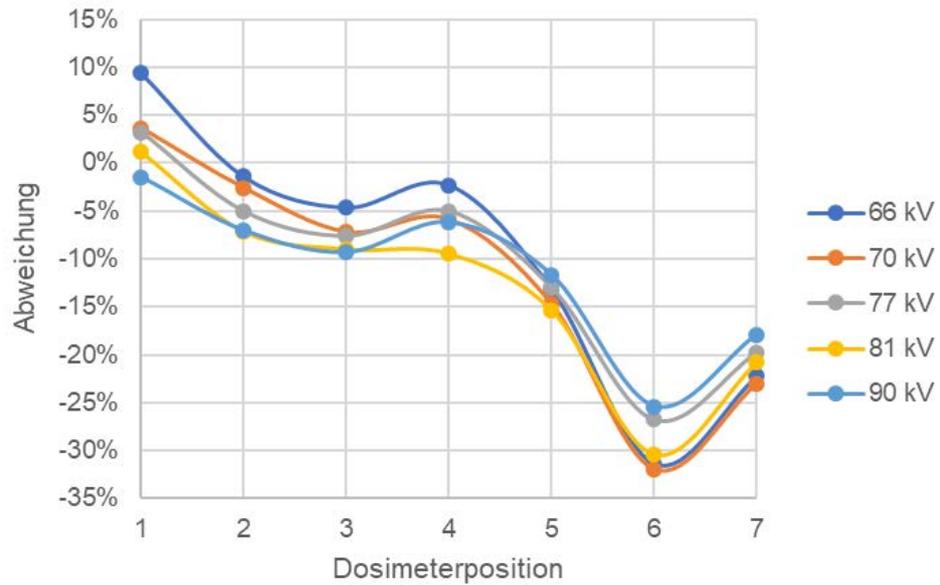


Abb. 7.11 Abweichungen zwischen Experiment und Simulation für Röhrenspannungen von 66 kV bis 90 kV

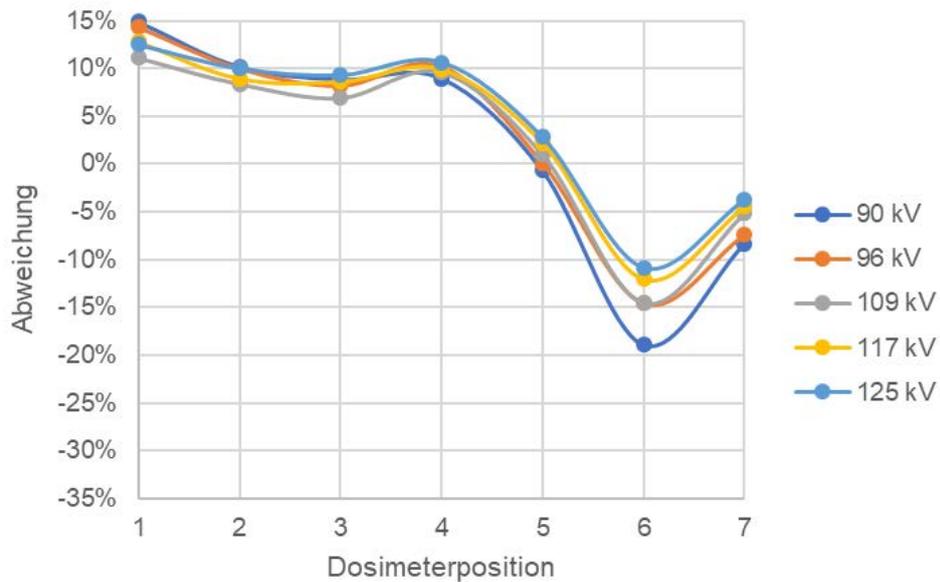


Abb. 7.12 Abweichungen zwischen Experiment und Simulation für Röhrenspannungen von 90 kV bis 125 kV

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass die Abweichung zwischen Experiment und Simulation in der Regel kleiner als 35 % ist. Je höher die Röhrenspannung gewählt wird, desto besser ist die Übereinstimmung. Dabei überschätzt die Simulation unter Rückwärtswinkel die experimentellen Werte. Ähnliche Verläufe der Abweichungen

innerhalb einer Spannungsreihe weisen auf eine systematische Abweichung hin, die nicht auf statistische oder experimentelle Unsicherheiten zurückzuführen sind. Vielmehr könnten ungenau abgebildete Gegenstände wie die Patientenliege Ursache für die systematischen Abweichungen sein.

Um den Einfluss der Liege zu untersuchen, wurde der C-Bogen um 90° (RAO) gedreht und das Phantom aufgestellt. Somit konnte die Liege aus dem Primärstrahl entfernt werden. Die experimentellen Messwerte zeigen in der gedrehten Anordnung des C-Bogens um bis zu 22 % niedrigere Werte als in der PA Angulation des C-Bogens, wobei der Unterschied zu steigenden Röhrensparnungen hin ansteigt (s. Abschnitt 7.1.1.3). Für Rückwärtswinkel ist der Effekt schwächer ausgeprägt. Hier liegen die Unterschiede zwischen 3 % und 10 %. Die Simulation bestätigt den Trend zu niedrigeren Werten in 90° gedrehter Geometrie bis zu 12 %. Auch hier ist der Effekt unter Rückwärtswinkeln schwächer ausgeprägt mit ähnlichen Werten (2 % bis 7 %) wie im Experiment.

Auch wenn die Sensitivität auf unterschiedliche Ausdehnungen und Materialien der Liege untersucht wurde, konnte die tatsächliche Geometrie der Liege nicht abschließend geklärt und in der Simulation implementiert werden. Grundsätzlich konnte eine gute Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation erreicht werden, sodass im Rahmen des Forschungsvorhabens die Details der Patientenliege nicht weiterverfolgt werden konnten, um eine weitere Verbesserung zu erreichen.

Zusammenfassend können zwei wesentliche Faktoren aus der bisherigen Analyse benannt werden, die einen entscheidenden Einfluss auf die Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation haben: zum einen die Kenntnis über das generierte Photonspektrum und zum anderen die Eigenschaften der Patientenliege oder anderen Materialkomponenten. Dabei gehen verschiedene Unsicherheiten in die Kenntnis des Photonspektrums mit ein. Die bereits diskutierten Alterungseffekte können zum Teil durch einen zusätzlichen Filter kompensiert werden. Der Röhrentausch zeigt jedoch eine Limitierung dieser Methode auf. Weiterhin kann es eine Abweichung zwischen der Soll- und Ist-Spannung der Röntgenröhre geben. Die Abnahmeprüfung der verwendeten Anlage an der Uniklinik Köln weist zum Beispiel eine Abweichung von 1,5 kV auf. Statt den eingestellten 70 kV wurden hier 71,5 kV gemessen. Würde das Standardspektrum für 72 kV anstatt für 70 kV zugrunde gelegt, hätte dies eine Erhöhung der Simulationswerte um ca. 5 % zur Folge.

All diese Einflüsse gehen in die systematischen Unsicherheiten der Simulationsergebnisse ein. Teilweise sind diese Unsicherheiten energieabhängig und nicht genau bekannt. Daher kann keine finale systematische Unsicherheit für die einzelnen Werte angegeben werden. Die qualitative und teilweise auch quantitative Diskussion der Unsicherheiten zeigt dennoch, dass die Werte der Simulation und der Experimente im Rahmen ihrer Unsicherheiten eine gute Übereinstimmung aufweisen.

7.2 Köln

In diesem Abschnitt werden ähnlich zu dem Aufbau des vorherigen Abschnittes für Augsburg zunächst die Ergebnisse der experimentellen Messungen vorgestellt und analysiert. Auch hier wird eine detaillierte Betrachtung der Unsicherheiten bezüglich der gemessenen Daten durchgeführt. Weiterhin werden die Ergebnisse zu der Untersuchung des Einflusses der Rückstreuung auf die $H_p(10)$ Dis-1 und OSL Dosimeter vorgestellt. Darüber hinaus werden die Messergebnisse der unterschiedlichen Dosimeter präsentiert. Abschließend werden die Ergebnisse aus dem Experiment und der Simulation vergleichend diskutiert.

7.2.1 Experimentelle Ergebnisse

7.2.1.1 Betrachtung der Messunsicherheiten

Für die Messungen in Köln wurden ebenfalls Abschätzungen der Messwertunsicherheiten durchgeführt. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit des experimentellen Aufbaus wurde dieser mehrmals auf- und abgebaut und es wurde jeweils unter gleichen Bedingungen gemessen. Diese Prozedur wurde für eine Spannung von 70 kV (mit Zusatzvorfilter) viermal, für eine Spannung von 85 kV (ohne Zusatzvorfilter) zweimal wiederholt (s. hierzu auch die Übersicht der durchgeführten Messungen in Tab. 5.7). Die gemittelten Ergebnisse und die entsprechenden Varianzen sind in Tab. 7.4 zusammengefasst. Es zeigt sich, dass der Aufbau mit den OSL Dosimetern bis auf 23 % und mit den Dis-1 Dosimetern bis auf 19 % reproduziert werden kann. Diese Unsicherheit ist größer als die in Augsburg (s. Abschnitt 7.1.1.1). Das kann damit erklärt werden, dass in Augsburg Präzisionsdosimeter zur Messung der Dosis verwendet wurden (hauptsächlich Diados) und diese an sich schon sehr kleine Messunsicherheiten aufweisen. Bei den Dis-1 und OSL Dosimetern handelt es sich dagegen um Dosimeter zur Messung der Personendosis, deren Messunsicherheiten i. d. R. höher liegen.

Tab. 7.4 Überprüfung der Reproduzierbarkeit des Messaufbaus

Spannung (kV)	Dosimeterposition im C-Bogen	Mittelwerte Dis-1 $H_p(10)/DAP$ (Sv/(Gy·m ²))	Varianz	Mittelwerte OSL $H_p(10)/DAP$ (Sv/(Gy·m ²))	Varianz
70	1	3,92E-02	5 %	4,25E-02	23 %
	2	4,42E-02	5 %	4,20E-02	17 %
	3	3,68E-02	3 %	3,77E-02	21 %
	4	3,64E-02	5 %	3,56E-02	17 %
	5	4,08E-02	3 %	4,28E-02	14 %
	6	5,53E-02	0 %	5,35E-02	19 %
	7	7,99E-02	2 %	6,65E-02	21 %
85	1	3,30E-02	16 %	2,66E-02	14 %
	2	3,65E-02	16 %	2,79E-02	9 %
	3	3,06E-02	10 %	2,64E-02	5 %
	4	3,06E-02	9 %	2,64E-02	3 %
	5	3,46E-02	4 %	3,10E-02	3 %
	6	5,23E-02	19 %	4,07E-02	7 %
	7	7,09E-02	10 %	6,27E-02	4 %

Die Unsicherheit, die durch die Mittelung der Messwerte der OSL Dosimeter links und rechts des Dis-1 Dosimeters im C-Bogen entsteht, wurde ebenfalls bestimmt und ist in Tab. 7.5 dargestellt. Bis auf wenige Ausnahmen, die durch Fehlmessungen, schlechte Positionierung im C-Bogen etc. verursacht sein können, weisen die Mittelwerte eine Varianz von ≤ 10 % auf. Diese liegt somit deutlich unter der Unsicherheit, die bei der Reproduzierbarkeit des Messaufbaus zu Stande kommt (≤ 23 %, Tab. 7.4).

Tab. 7.5 Überprüfung der Unsicherheiten durch die Mittelwertbildung der Messwerte von den OSL Dosimetern links und rechts des Dis-1 Dosimeters im C-Bogen

Spannung	Dosimeterposition im C-Bogen	Mittelwerte OSL $H_p(10)$ (mSv)	Varianz
65 kV mit Filter	1	1,78E-01	3%
	2	2,02E-01	7%
	3	3,41E-01	41%
	4	1,66E-01	8%
	5	1,97E-01	3%
	6	2,84E-01	2%
	7	4,22E-01	4%

Spannung	Dosimeterposition im C-Bogen	Mittelwerte OSL $H_p(10)$ (mSv)	Varianz
68 kV mit Filter	1	2,14E-01	4%
	2	2,10E-01	26%
	3	2,30E-01	2%
	4	2,01E-01	2%
	5	2,44E-01	6%
	6	3,53E-01	7%
	7	4,54E-01	2%
70 kV mit Filter	1	1,77E-01	1%
	2	2,06E-01	2%
	3	1,77E-01	6%
	4	1,67E-01	9%
	5	1,96E-01	6%
	6	2,15E-01	23%
	7	2,64E-01	42%
75 kV ohne Filter	1	2,02E-01	7%
	2	2,06E-01	0%
	3	1,77E-01	10%
	4	1,71E-01	3%
	5	2,29E-01	6%
	6	3,24E-01	2%
	7	3,75E-01	23%
75 kV mit Filter	1	2,14E-01	4 %
	2	2,10E-01	26 %
	3	2,30E-01	2 %
	4	2,01E-01	2 %
	5	2,44E-01	6 %
	6	3,53E-01	7 %
	7	4,54E-01	2 %
80 kV mit Filter	1	2,49E-01	15%
	2	3,06E-01	3%
	3	2,57E-01	1%
	4	2,58E-01	0%
	5	-	-
	6	4,44E-01	2%
	7	6,20E-01	1%

Darüber hinaus wurden von der Auswertungsstelle die Messunsicherheiten der $H_p(10)$ OSL Dosimeter analysiert. Diese Analyse ergab, dass sich die erweiterten Messunsicherheiten (2σ , 95 % Konfidenzintervall) in einem Bereich von 25 % bis 30 % bewegen

und für die gemessenen Dosislevels durch die Energieabhängigkeit des Dosimeters dominiert werden. Da diese Unsicherheiten größer sind, als die Unsicherheiten, die aus der Reproduzierbarkeit des Messaufbaus und der Mittelung der OSL Dosimeterwerte links und rechts des Dis-1 Dosimeters im C-Bogen sind, werden diese als abdeckend betrachtet. Es ist darauf hinzuweisen, dass sich diese Unsicherheiten unter der Annahme eines völlig unbekanntes Spektrums ergeben. Teilweise werden in den folgenden Abschnitten Vergleiche bei gleichen Spektren gezeigt, wobei die angegebenen Fehlerbalken insbesondere in diesen Fällen als zu groß angesehen werden müssen. Generell könnten die Unsicherheiten aufgrund der Kenntnis der Streuspektren signifikant reduziert werden.

Eine analoge Unsicherheitsbetrachtung für die OSL Teilkörperdosimeter ergibt für die ALD erweiterte Messunsicherheiten von ca. 18 % - 20 %, sowie für die Ringdosimeter von ca. 27 % – 30 %. Die Unterschiede ergeben sich im Wesentlichen nur durch die unterschiedlichen Energieabhängigkeiten bezüglich der relevanten Dosismessgrößen. Für die TLD Ringdosimeter beträgt die erweiterte Messunsicherheit ca. 35 %.

Das angezeigte DAP der Anlage wurde nicht nochmals experimentell überprüft. Um die Unsicherheit trotzdem in den Messwerten zu berücksichtigen, wurde für das DAP die Unsicherheit, die in dem Abnahmeprotokoll der Anlage (Abnahmeprüfung nach DIN 6868-150 /DIN 13b/) angegeben war, übernommen. Diese lag für eine Spannung von 70 kV bei 11,93 %.

Aus all diesen Untersuchungen und Abschätzungen werden die Unsicherheiten wie folgt für die verschiedenen Dosimetertypen angenommen:

Für die OSL $H_p(10)$ Dosimeterwerte normiert zum DAP wurde die Unsicherheit mit einer Fehlerfortpflanzung aus den erweiterten Messunsicherheiten (ca. 27,5 % s. oben) und des DAPs von 12 % zu 30 % bestimmt.

Für die Dis-1 $H_p(10)$ Dosimeterwerte werden die Messunsicherheiten, die aus der Reproduzierbarkeit des Messaufbaus resultieren, mit 20 % als abdeckend betrachtet. Für die auf das DAP normierten Dis-1 Werte wurde daher ebenfalls über eine Fehlerfortpflanzung die Messunsicherheit zu 26 % bestimmt.

Für die ALD $H_p(3)$ Dosimeterwerte normiert zum DAP wurde die Unsicherheit mit einer Fehlerfortpflanzung aus den erweiterten Messunsicherheiten (ca. 19 % s. oben) und des DAPs von 12 % zu 23 % bestimmt.

Für die TLD $H_p(0,07)$ Ringdosimeterwerte normiert zum DAP wurde die Unsicherheit mit einer Fehlerfortpflanzung aus den erweiterten Messunsicherheiten (ca. 35 % s. oben) und des DAPs von 12 % zu 37 % bestimmt.

Für die OSL $H_p(0,07)$ Ringdosimeterwerte normiert zum DAP wurde die Unsicherheit mit einer Fehlerfortpflanzung aus den erweiterten Messunsicherheiten (ca. 28,5 % s. oben) und des DAPs von 12 % zu 31 % bestimmt.

Die so bestimmten Messunsicherheiten (30 % für OSL $H_p(10)$ /DAP, 26 % für Dis-1 $H_p(10)$ /DAP, 23 % für OSL $H_p(3)$ /DAP, 31 % für OSL $H_p(0,07)$ /DAP und 37 % für TLD $H_p(0,07)$ /DAP) werden bei der Auswertung und Präsentation der Ergebnisse in den folgenden Abschnitten als Fehlerbalken der Messwerte angegeben.

7.2.1.2 Ergebnisse der Untersuchung des Einflusses der Rückstreuung auf die $H_p(10)$ Dis-1 und OSL Dosimeter

Es ist bekannt, dass der mit Hilfe von Dosimetern gemessene Dosiswert auch davon abhängt, ob das Dosimeter während der Messung an einem Körper getragen wird, oder ob es z. B. frei im Raum hängt. Dies ist auf die Rückstreuung im Körper zurückzuführen. Dieser Effekt wird bei der Kalibrierung der Dosimeter berücksichtigt, indem das Dosimeter auf einem für die jeweilige Messgröße standardisierten Rückstreukörper kalibriert wird /ISO 19a/, /ISO 19b/, /ISO 19c/. Da in den hier durchgeführten Studien die Dosimeter nicht immer auf einem entsprechenden Rückstreukörper montiert waren (z. B. Dosimeter im C-Bogen), wurde der Effekt der Rückstreuung, wie in Abschnitt 5.2.2 beschrieben, untersucht, um diesen Effekt gegebenenfalls bei den Auswertungen berücksichtigen zu können.

Wie bereits erwähnt, werden die Dosimeter auf einem Rückstreukörper kalibriert. Das bedeutet, dass das Dosimeter bei einer Messung ohne Rückstreukörper unter Umständen verfälschte Werte ausgibt. Um zu untersuchen, ob dieser Effekt bei den Messungen im C-Bogen berücksichtigt werden muss oder ob der C-Bogen als Rückstreukörper ausreicht, wurden die gemessenen Dosiswerte an der Dosimeterposition 4 im C-Bogen mit den entsprechend gemessenen Werte mit und ohne Rückstreukörper verglichen. Die Dosimeterpositionen sind dabei in gleichem Abstand von dem Streukörper und befinden sich beide in Höhe des Isozentrums. Die Ergebnisse zu dieser Untersuchung sind in Abb. 7.13 für die Dis-1 Dosimeter und in Abb. 7.14 für die OSL Dosimeter gezeigt.

Aufgetragen ist die Tiefen-Personendosis $H_p(10)/DAP$ in Abhängigkeit der Röhrenspannung. Im Vergleich der Spannungsprogramme mit Zusatzvorfilter (65 kV, 70 kV und 80 kV) und der Programme ohne Zusatzvorfilter (75 kV und 85 kV, s. auch Tab. 5.6), ist innerhalb dieser Spannungsreihen ein leichter Anstieg der Dosis mit steigender Spannung erkennbar, wobei die Werte bei 65 kV und 70 kV ohne Rückstreukörper nahezu unverändert bleiben. Weiterhin ist bei allen Spannungen ein Anstieg der Dosis von der Messung ohne Rückstreukörper zur Messung mit Rückstreukörper zu beobachten (durchschnittlich 23 % für OSL Dosimeter und 8 % für Dis-1 Dosimeter). Wie bereits in Abschnitt 7.1.1.1 diskutiert, sind die hier angegebenen Fehlerbalken konservativ und berücksichtigen nicht die Kenntnis über das Spektrum, bzw. die Tatsache, dass es sich bei konstanter Spannung um vergleichbare Spektren handelt. Eine detaillierte Analyse könnte hier die Unsicherheiten reduzieren.

Insbesondere für die OSL Dosimeter ist die Übereinstimmung der Werte an der Dosimeterposition 4 im C-Bogen und der gemessenen Werte mit Rückstreukörper bei den meisten Röhrenspannungen ausreichend. Auch für die Dis-1 Dosimeter ist eine genügend gute Übereinstimmung zu beobachten, so dass für die verwendeten Dosimeter im C-Bogen im Folgenden auf eine Korrektur des Rückstreueffektes verzichtet wird.

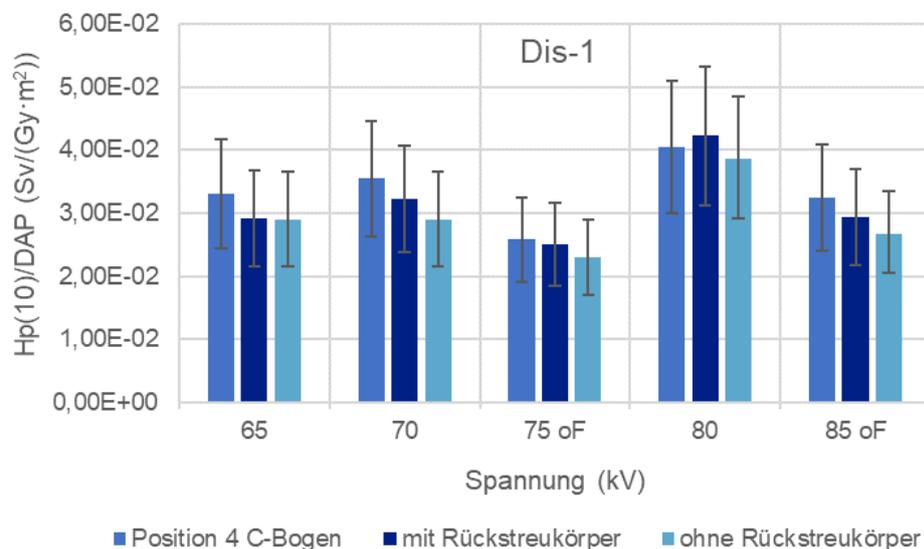


Abb. 7.13 Messwerte der Dis-1 Dosimeter an der Position 4 im C-Bogen, mit Rückstreukörper und ohne Rückstreukörper für verschiedene Spannungen

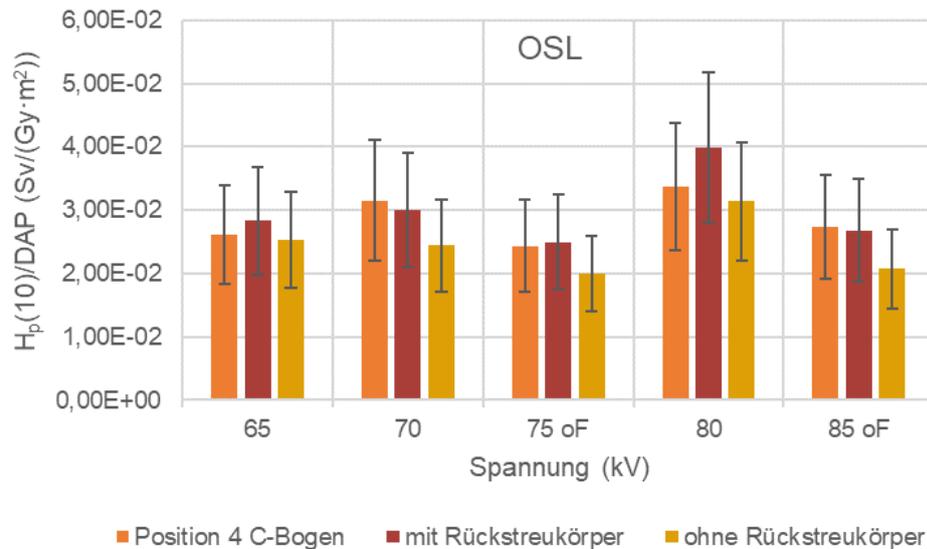


Abb. 7.14 Messwerte der OSL Dosimeter an der Position 4 im C-Bogen, mit Rückstreukörper und ohne Rückstreukörper für verschiedene Spannungen

7.2.1.3 Ergebnisse der Dosismessungen

Im Folgenden werden die Ergebnisse der verschiedenen Dosimetermessungen für $H_p(10)$ im C-Bogen, $H_p(10)$ und $H_p(3)$ Dosimetermessungen am Kopf sowie $H_p(0,07)$ und $H_p(10)$ Dosimetermessungen am Finger vergleichend vorgestellt. Des Weiteren werden die erzielten experimentellen Ergebnisse diskutiert.

7.2.1.3.1 Ganzkörperdosimeter im C-Bogen

In Abb. 7.15 sind die aus vier Messungen gemittelten Ergebnisse der Dis-1 (blau) und OSL (orange) Dosimeter im C-Bogen (PA Angulation) exemplarisch bei dem Programm 70 kV (s. Tab. 5.6) gezeigt. Während bei einer einzelnen Messung nur jeweils der Dosiswert von einem Dis-1 Dosimeter pro Position gemessen wurde, sind die OSL-Werte einer einzelnen Messung der Mittelwert der beiden OSL Dosimeter (s. hierzu auch Tab. 7.5), die sich jeweils links und rechts der Dis-1 Dosimeter auf den jeweiligen Positionen befanden, wie in Abb. 5.7 erkennbar ist. Die Ergebnisse der Dis-1 und OSL Dosimetermessungen zeigen im Rahmen der Messunsicherheit eine gute Übereinstimmung. Für beide Dosimetermessungen ist der typische Verlauf über die Dosimeterpositionen mit einem Minimum bei Position 4 zu beobachten, der mit dem Klein-Nishina Wirkungsquerschnitt nachvollzogen werden kann (s. hierzu auch Abschnitt 7.1.1.2.1). Auffällig ist allerdings der Anstieg der Dosis von Dosimeterposition 1 zu Dosimeterposition 2. Dies

kann damit erklärt werden, dass sich das Dosimeter an der Position 2 auf einer Erhöhung des C-Bogens befindet. Diese Erhöhung ist in Abb. 5.7, rechts, zu erkennen, wobei die Dosimeterposition 2 dem zweiten Dosimetersatz von oben im C-Bogen entspricht und die Dosimeter dort auf einer grauen Box befestigt sind. Das bedeutet, dass sich die Dosimeter an dieser Position etwas näher an der Streustrahlquelle, dem Streukörper, befinden und somit einer etwas höheren Dosis ausgesetzt sind.

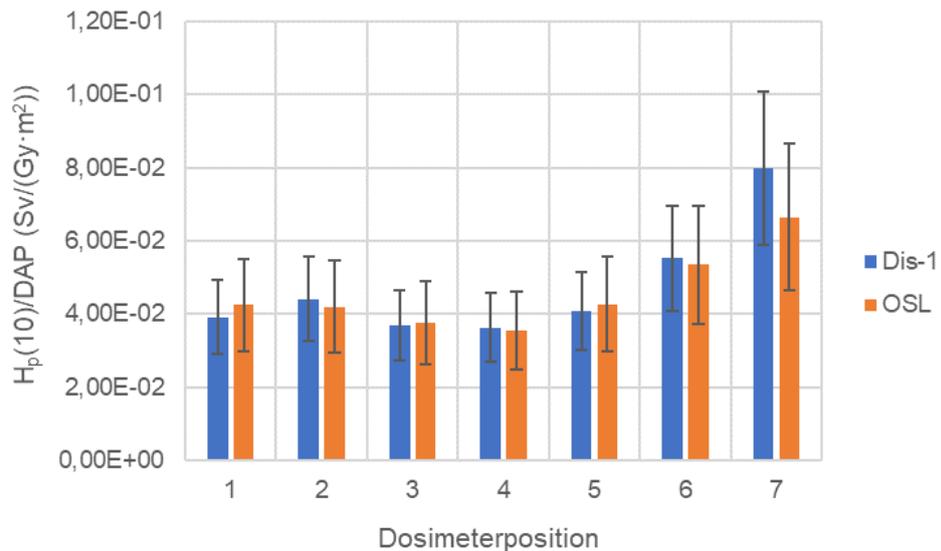


Abb. 7.15 Auf das DAP normierte Tiefen-Personendosen $H_p(10)$ in Abhängigkeit der Dosimeterpositionen im C-Bogen bei einer Röhrenspannung von 70 kV gemessen mit den Dis-1 Dosimetern (blau) und den OSL Dosimetern (orange)

In Abb. 7.16 sind die prozentualen Abweichungen der Messwerte der OSL Dosimeter zu den Messwerten der Dis-1 Dosimeter an den Dosimeterpositionen im C-Bogen 1 bis 7 für alle durchgeführten Spannungsprogramme gezeigt. Hierbei sind die beiden Spannungsprogramme, bei denen kein Zusatzvorfilter eingefahren war, mit oF (ohne Filter) gekennzeichnet (s. auch Tab. 5.6). Eine maximale Abweichung von OSL zu Dis-1 Messwerten von 35 % ist bei einer Spannung von 75 kV (gelb) an der Detektorposition 2 zu beobachten. Generell liegen die Abweichungen der Messwerte beider Dosimetertypen bis auf wenige Ausnahmen innerhalb des in Abschnitt 7.2.1 bestimmten Bereichs der Messunsicherheiten von $\pm 30\%$ (OSL Dosimeter).

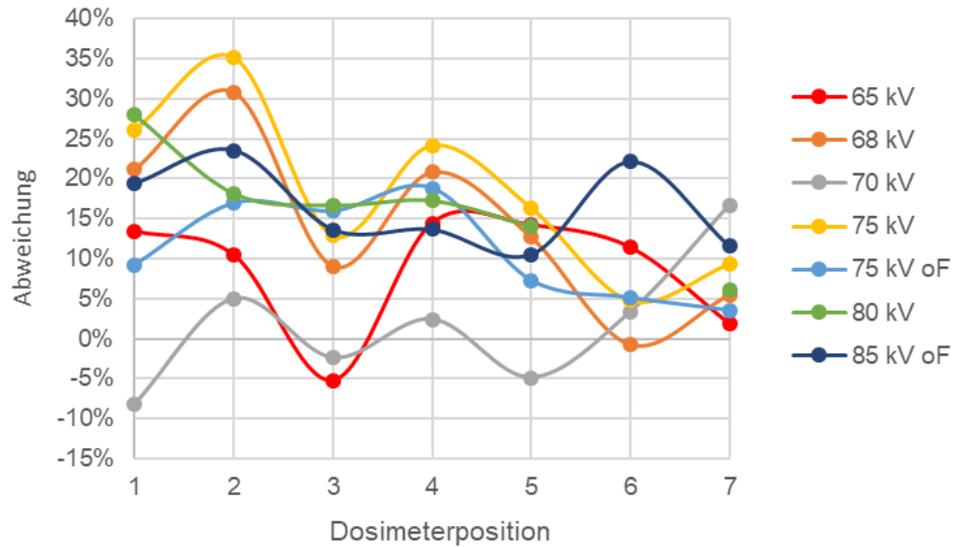


Abb. 7.16 Prozentuale Abweichungen der Messwerte der OSL Dosimeter zu den Messwerten der Dis-1 Dosimeter an den Dosimeterpositionen im C-Bogen für alle Spannungsprogramme

Die Spannungsabhängigkeit, gemessen mit den Dis-1 Dosimetern, ist in Abb. 7.17 für ausgewählte Spannungen gezeigt. Bei fehlenden Messpunkten handelt es sich um Fehlmessungen der Dosimeter. Die Dosis steigt tendenziell mit höher werdender Spannung an.

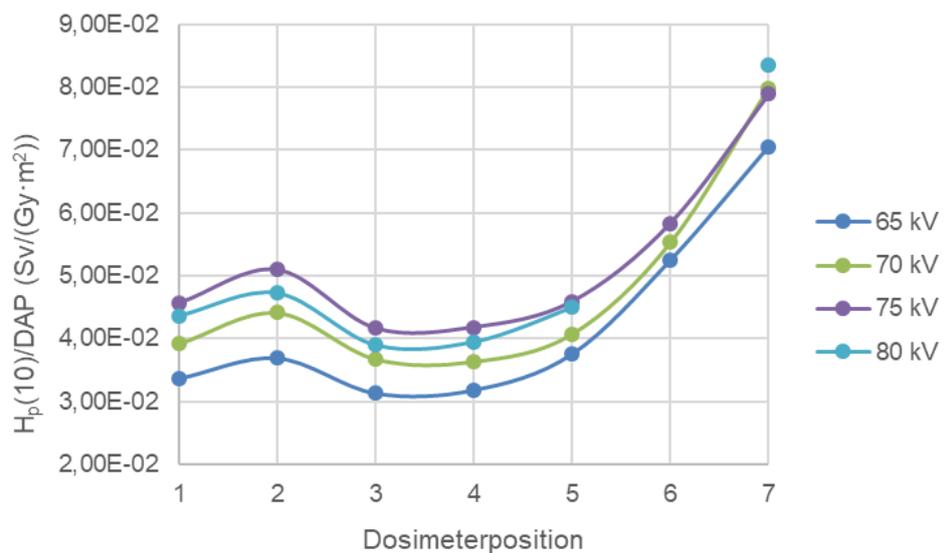


Abb. 7.17 Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte der Dis-1 Dosimeter an den Dosimeterpositionen im C-Bogen (PA) für verschiedene Spannungen

In Abb. 7.18 sind die Ergebnisse der $H_p(10)$ Werte der Dis-1 Dosimeter in Abhängigkeit der Dosimeterpositionen für verschiedene Spannungen bei der 90° LAO Angulation des C-Bogens gezeigt. Bei fehlenden Messpunkten handelt es sich um Fehlmessungen der Dosimeter. Auch hier ist, wie erwartet, innerhalb einer Spannungsreihe (68 kV bis 80 kV mit Zusatzvorfilter sowie 75 kV und 85 kV ohne Zusatzvorfilter) ein steigender Dositrend mit steigender Spannung zu beobachten, da tendenziell ein zusätzlicher Filter als auch eine höhere Spannung zu einer Aufhärtung des Röntgenspektrums führt.

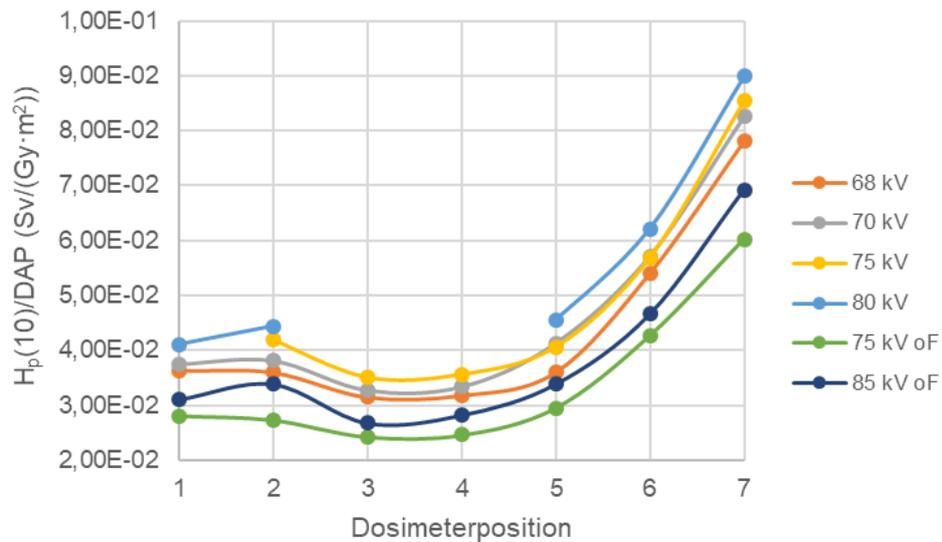


Abb. 7.18 Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte der Dis-1 Dosimeter an den Dosimeterpositionen im C-Bogen (90° LAO) für verschiedene Spannungen

7.2.1.3.2 Dosimeter am Kopf des Arztes

Die Ergebnisse der Messungen werden mit den von der Auswertungsstelle zur Verfügung gestellten Stirnbändern diskutiert. Der Aufbau hierzu ist in Abschnitt 5.2.2 erklärt und in Abb. 5.9 gezeigt. Auch hier war der C-Bogen zur PA Angulation rotiert.

Dabei wurde die Konfiguration der Dosimeterpositionierung am Kopfphantom, wie sie in Abb. 5.9 links gezeigt ist, bei verschiedenen Spannungen gemessen. Die gemessenen Dosiswerte des Dis-1 und der ALD, die links und rechts unter dem Dis-1 Dosimeter angebracht waren, sind in Abb. 7.19 gezeigt. Bei den Spannungen 75 kV und 85 kV (of – ohne Filter) war zusätzlich ein ALD direkt unterhalb des Dis-1 Dosimeters angebracht. Die mit den ALD gemessenen $H_p(3)$ Werte an den unterschiedlichen Positionen stimmen im Rahmen der Messunsicherheiten nahezu überein. Dagegen sind die mit dem

Dis-1 Dosimeter gemessenen $H_p(10)$ Werte geringer. Dieser Unterschied rührt von den unterschiedlichen Messgrößen $H_p(10)$ und $H_p(3)$ sowie den unterschiedlichen Ansprechvermögen der Dosimeter her.

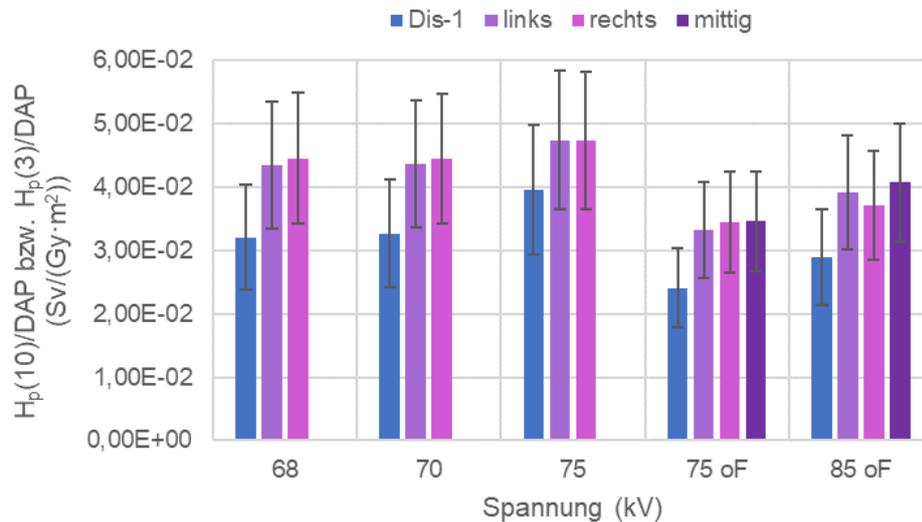


Abb. 7.19 Auf das DAP normierte Messwerte für $H_p(10)$ (blau) und $H_p(3)$ (lila) in der Dosimeteranordnung am Kopfphantom nach Abb. 5.9 für verschiedene Spannungen. Bei den Spannungen 75 kV und 85 kV ohne Filter war ein zusätzliches ALD direkt unterhalb des Dis-1 Dosimeters angebracht (mittig)

7.2.1.3.3 Dosimeter am Finger des Arztes

Wie in Abschnitt 5.2.2 beschrieben wurde die Dosis an einem Fingerphantom bei verschiedenen Spannungen in der PA Angulation des C-Bogens gemessen. Die Dosimeterkonfiguration an diesem Fingerphantom ist nochmals in Abb. 7.20 gezeigt. In Abb. 7.21 sind zunächst die mit den verschiedenen Dosimetern gemessenen $H_p(10)$ (Dis-1 Dosimeter) und $H_p(0,07)$ (OSL- und TLD-Ringe) Werte normiert auf das DAP für verschiedene Spannungen dargestellt. Die unterschiedliche Höhe der Ringe hat im Bereich der Messunsicherheiten keine Auswirkung auf die gemessene Dosis.



Abb. 7.20 Dosimeterkonfiguration an dem Fingerphantom. Es wechseln sich von unten nach oben OSL Ringe (schwarz) mit TLD-Ringen (blau) ab. Als oberstes wurde das Dis-1 Dosimeter montiert

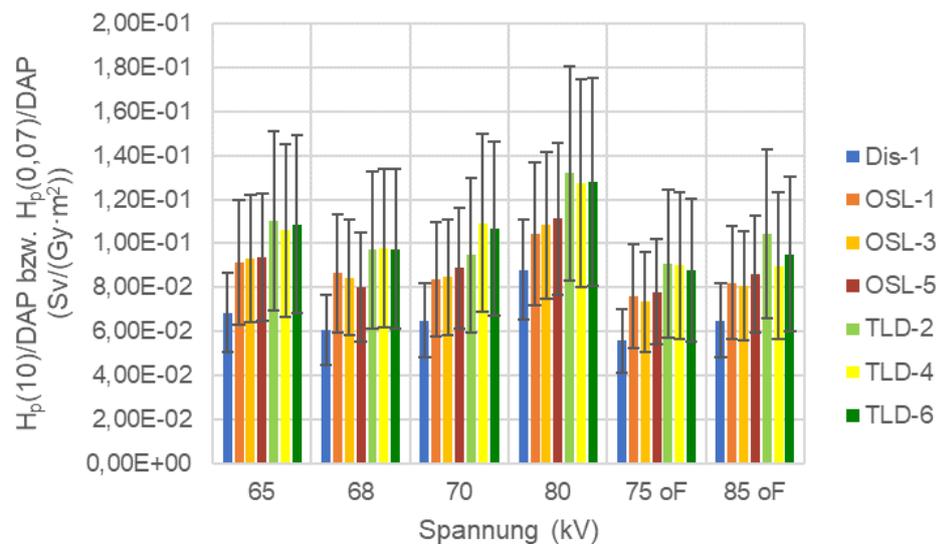


Abb. 7.21 Aufgetragen sind die auf das DAP normierten $H_p(10)$ Dis-1 Werte (blau) und die $H_p(0,07)$ Werte der zwei verschiedenen Fingerringdosimeter OSL-Ringe (orange/dunkelgelb/rot) und TLD-Ringe (TLD, hellgrün/gelb/dunkelgrün) in Abhängigkeit der Spannung

Daher wurden die drei Werte der zwei unterschiedlichen Ringdosimeter für die jeweilige Spannung gemittelt. Diese sind in Abb. 7.22 zusammen mit den Dis-1 Werten in Abhängigkeit der Spannung gezeigt.

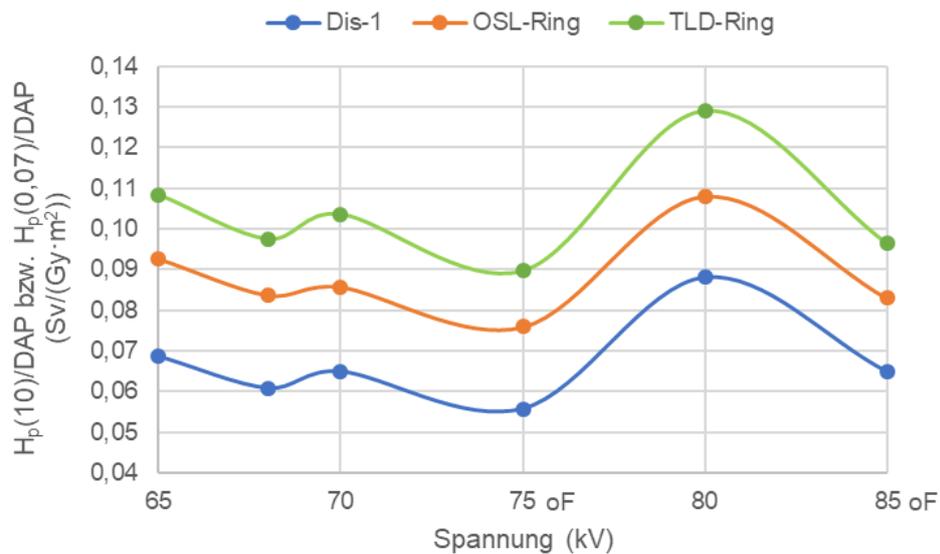


Abb. 7.22 Die auf das DAP normierten $H_p(10)$ Dis-1 Werte (blau) und die aus den drei Positionen gemittelten $H_p(0,07)$ Werte der OSL-Ringe (orange) und TLD-Ringe (grün) in Abhängigkeit der Spannung

Qualitativ zeigen die gemessenen Werte mit den drei unterschiedlichen Dosimetern den gleichen Verlauf. Die Absolutwerte des Dis-1 Dosimeters ($H_p(10)$) sind allerdings geringer als die $H_p(0,07)$ Werte der Fingerringdosimeter. Dies ist auf die unterschiedlichen Messgrößen $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ sowie das unterschiedliche Ansprechvermögen der Dosimeter zurückzuführen. Der Unterschied zwischen den OSL- und TLD-Ringdosimetern rührt ebenfalls von dem unterschiedlichen Ansprechvermögen der Dosimeter her, insbesondere vom Überansprechvermögen des nicht ganz gewebeäquivalenten TLD Materials im niederenergetischen Bereich.

7.2.1.3.4 Dosimeter am Fuß des Arztes

Wie in Abschnitt 5.2.2 beschrieben, wurden $H_p(10)$ Messungen mit dem Dis-1 Dosimeter an der Position des Fußes des Arztes durchgeführt (s. Abb. 5.12). In Abb. 7.23 sind die auf das DAP normierten $H_p(10)$ Messwerte in Abhängigkeit der eingestellten Spannung gezeigt. Die Messwerte wurden bezüglich des fehlenden Rückstreu Körpers korrigiert.

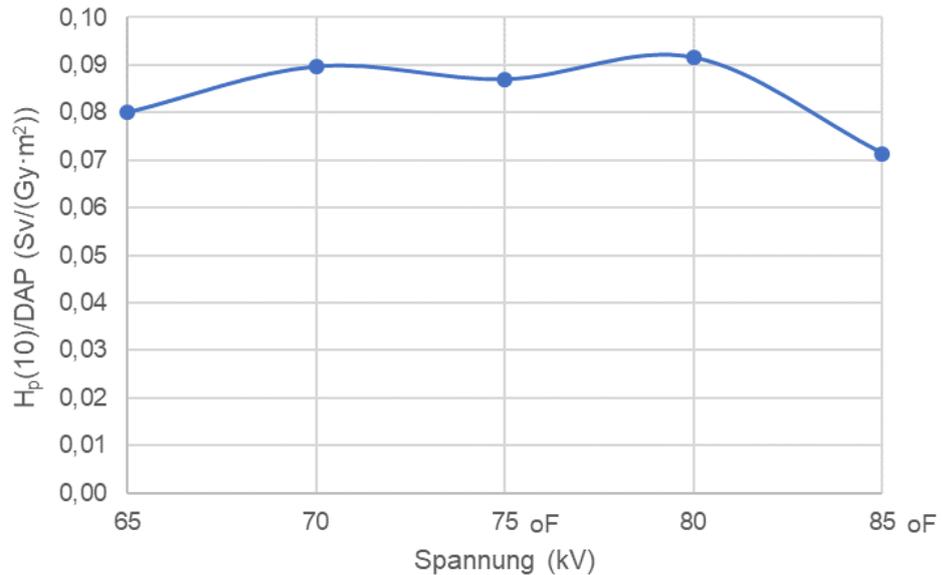


Abb. 7.23 Aufgetragen sind die auf das DAP normierten $H_p(10)$ Werte in Abhängigkeit der Spannung

7.2.1.4 Vergleich der Ergebnisse bei PA und 90° LAO (90° RAO) Angulation des C-Bogens

7.2.1.4.1 Ganzkörperdosimeter im C-Bogen

In Abb. 7.24 ist exemplarisch ein Vergleich der beiden Messungen bei 70 kV in der PA und in der 90° LAO Angulation des C-Bogens gezeigt (Dis-1 Dosimeter). Es ist eine leichte Verringerung der Dosis in der 90° LAO Angulation an den Dosimeterpositionen 1 bis 4 im Vergleich zu der PA Angulation zu erkennen, während die Werte an den Dosimeterpositionen 5 bis 7 nahezu identisch sind.

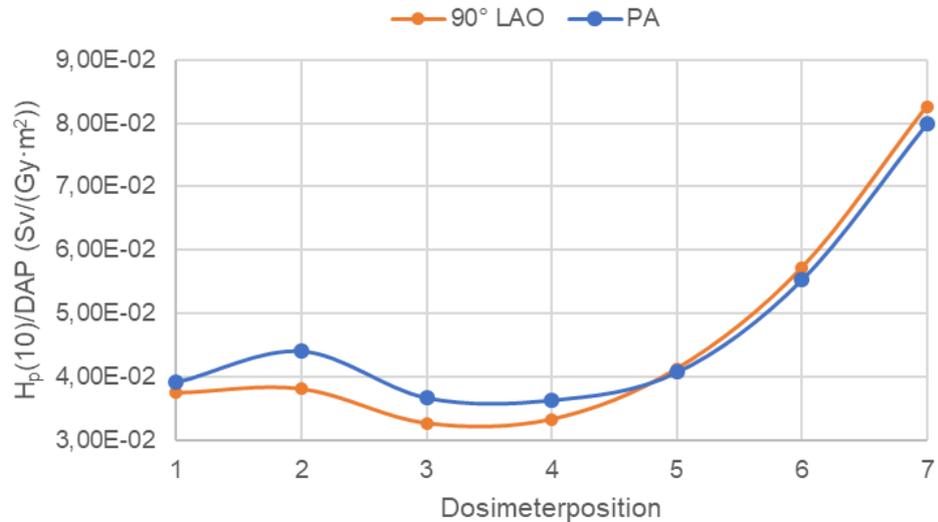


Abb. 7.24 Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte der Dis-1 Dosimeter an den Dosimeterpositionen im C-Bogen in der PA (blau) und der 90° LAO (orange) Angulation für eine Spannung von 70 kV

7.2.1.4.2 Dosimeter am Kopf des Arztes

In Abb. 7.25 ist ein Vergleich der beiden Messungen in der PA und in der 90° RAO Angulation des C-Bogens bei einer Spannung von 70 kV gezeigt. Die Positionierung der Dosimeter entsprach dabei bei beiden Messungen der in Abb. 5.9 links gezeigten. Die ALD sind dementsprechend als links oben, rechts oben, links unten und rechts unten bezeichnet. Auch hier sind die Werte des Dis-1 Dosimeters geringer als die der ALD, was auf die unterschiedlichen Messgrößen ($H_p(10)$ und $H_p(3)$) und die unterschiedlichen Ansprechvermögen der beiden Dosimetertypen zurückgeführt werden kann (s. auch Abschnitt 7.2.1.3.2). Darüber hinaus lässt sich feststellen, dass die Dosis in der gedrehten Anordnung des C-Bogens (90° RAO) deutlich erhöht ist (um bis zu 37 % – maximal beim ALD links unten) im Vergleich zu der vertikalen Anordnung des C-Bogens (PA).

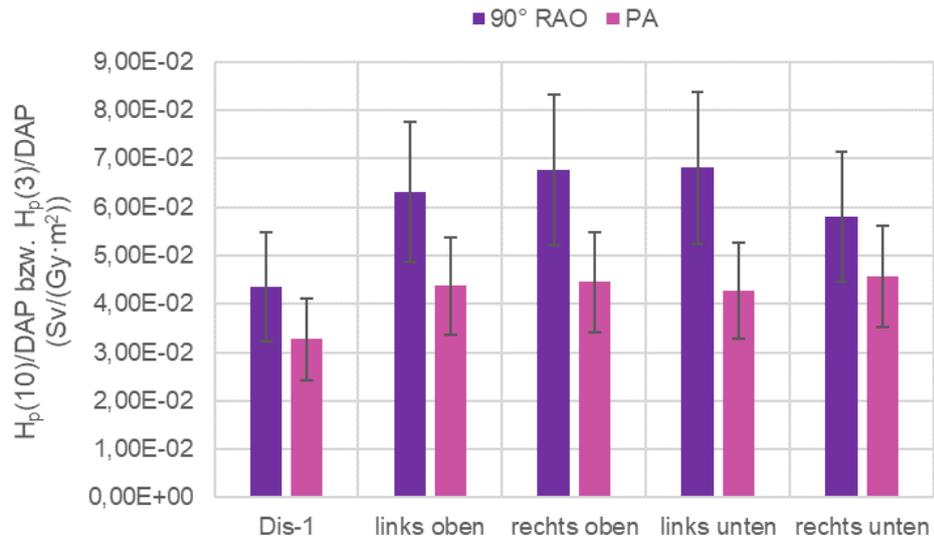


Abb. 7.25 Auf das DAP normierte $H_p(10)$ (Dis-1 Dosimeter) bzw. $H_p(3)$ (ALD) Werte an den Dosimeterpositionen am Kopfphantom (s. Abb. 5.9 links) bei den C-Bogen Angulationen PA (rosa) und 90° RAO (lila) für eine Spannung von 70 kV

7.2.1.4.3 Dosimeter am Finger des Arztes

In Abb. 7.26 ist der Vergleich der beiden Messungen in der PA und in der 90° RAO Angulation des C-Bogens bei einer Spannung von 70 kV gezeigt. Die Unterschiede zwischen OSL- und TLD-Ringdosimeter innerhalb einer C-Bogen Angulation wurde bereits in Abschnitt 7.2.1.3.3 diskutiert. Weiterhin ist zu beobachten, dass die Dosis an dem Fingerphantom in der vertikalen Anordnung des C-Bogens (PA, in Abb. 7.26 grün), um bis zu 19 % (TLD-4) höher ist als in der gedrehten Anordnung des C-Bogens (90° RAO, in Abb. 7.26 gelb).

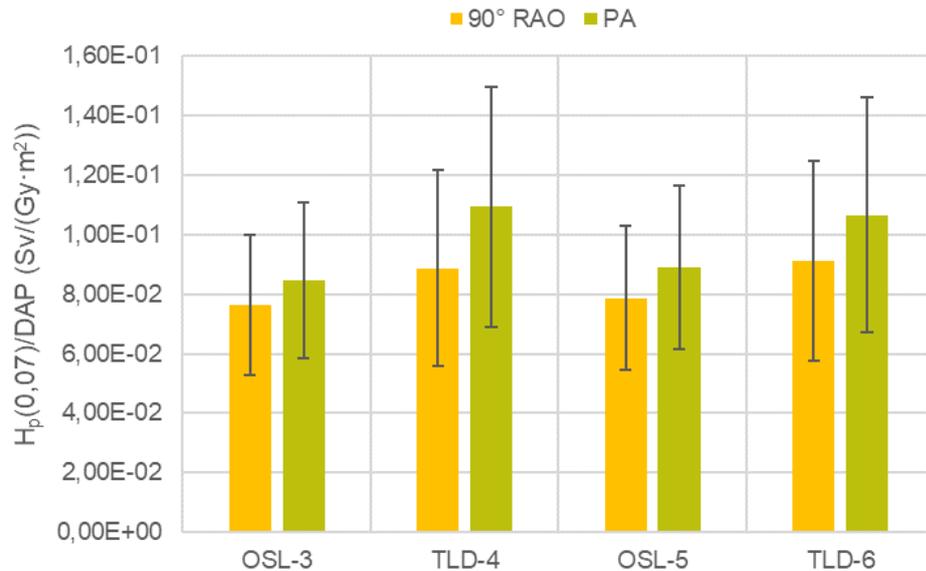


Abb. 7.26 Auf das DAP normierte $H_p(0,07)$ Werte an den Dosimeterpositionen am Fingerphantom (s. Abb. 7.20) bei den C-Bogen Angulationen PA (grün) und 90° RAO (gelb) für eine Spannung von 70 kV

7.2.1.4.4 Dosimeter am Fuß des Arztes

Die $H_p(10)$ Messungen mit dem Dis-1 Dosimeter an der Position des Fußes (Abb. 5.12) in den C-Bogen Angulationen 90° RAO und PA bei einer Spannung von 70 kV ist in Abb. 7.27 gezeigt. Die Messwerte wurden bezüglich des fehlenden Rückstreukörpers korrigiert. Es ist eine deutlich höhere Dosis in der PA Angulation des C-Bogens zu beobachten (dunkelgrün). Dies kann mit der Nähe der Messposition zu der Röntgenröhre erklärt werden, wie es in Abb. 5.12 zu sehen ist. In der gedrehten Anordnung des C-Bogens (90° RAO) ist die Messposition des Fußes wesentlich weiter von der Röntgenröhre entfernt.

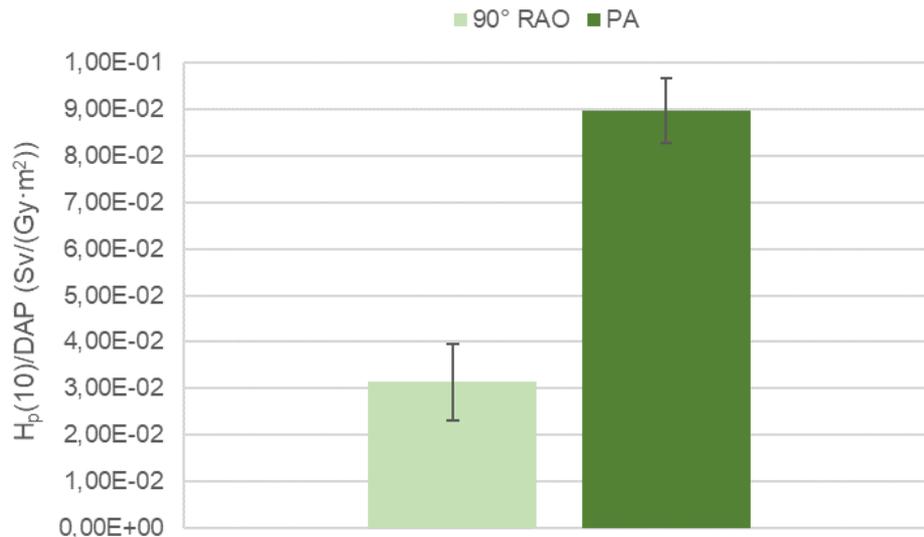


Abb. 7.27 Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte an der Dosimeterposition des Fußes (s. Abb. 5.12) bei den C-Bogen Angulationen PA (dunkelgrün) und 90° RAO (hellgrün) für eine Spannung von 70 kV

7.2.2 Vergleich zwischen Experiment und Simulation

7.2.2.1 Ganzkörperdosimeter im C-Bogen

In Analogie zur Auswertung der Detektoren im C-Bogen (Dosimeterpositionen 1 – 7) am Universitätsklinikum Augsburg wurden die experimentellen sowie simulierten Daten der Uniklinik Köln analysiert. Die simulierten Werte berücksichtigen das energieabhängige Ansprechvermögen der unterschiedlichen Dosimetertypen (Dis-1 und OSL Dosimeter) bei den Kölner Messungen. Für jeden Dosimetertyp ist die Abweichung zwischen Experiment und Simulation getrennt dargestellt. In Abb. 7.28 sind die Ergebnisse der Dis-1 Dosimeter und in Abb. 7.29 die der OSL Dosimeter gezeigt. Im Vergleich zu den Ergebnissen aus Augsburg, siehe Abschnitt 7.1.2 (Abb. 7.11 und Abb. 7.12), ist ein ähnlicher Trend sichtbar. Die Dosimeterpositionen 1 – 4 weisen in der Regel eine Abweichung innerhalb von 20 % auf, wobei die Übereinstimmung für einzelne Spannungen bei den Dis-1 Dosimetern konstanter ist als für die Präzisionsdosimeter in Augsburg. Der Trend zur Überschätzung der Simulation bei Rückwärtswinkeln ist ebenfalls in Köln sichtbar, jedoch ausgeprägter als in Augsburg. Ähnlich wie in Augsburg könnte hier der Effekt durch ein zusätzliches Material im Primärstrahl beeinflusst werden. Für die OSL Dosimeter ist die Energieabhängigkeit schwächer ausgeprägt.

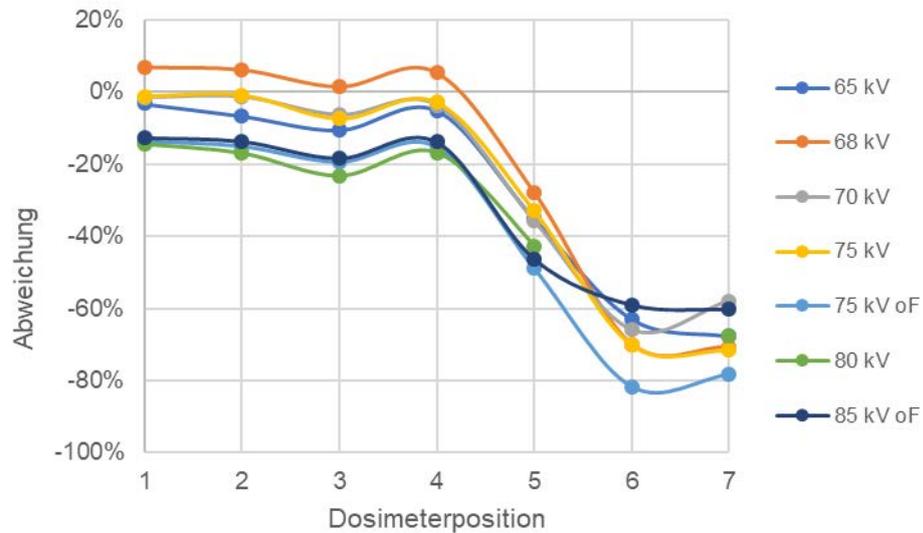


Abb. 7.28 Abweichung zwischen experimentellen und simulierten Werten für die Dis-1 Dosimeter

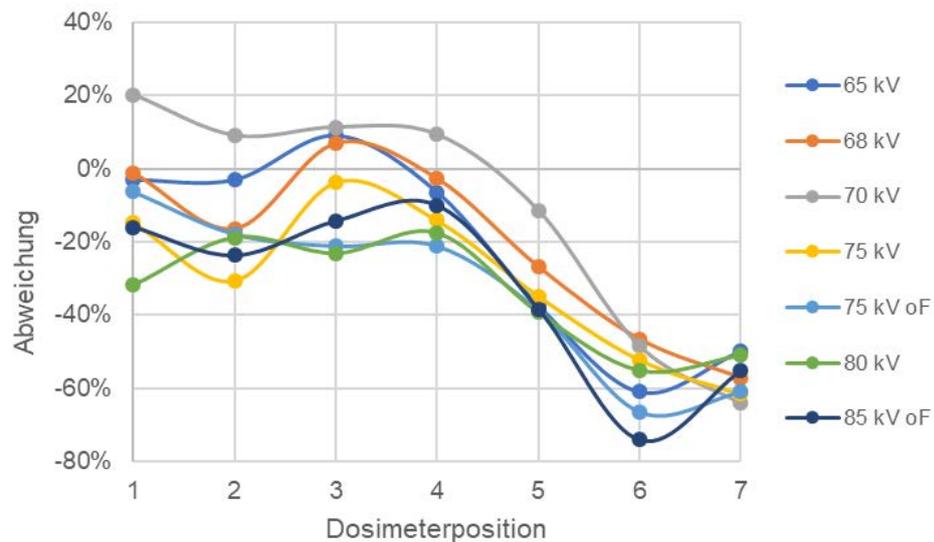


Abb. 7.29 Abweichung zwischen experimentellen und simulierten Werten für die OSL Dosimeter

Obwohl die in Köln verwendeten Dosimetertypen signifikante Messungenauigkeiten aufweisen, konnten zufriedenstellende Überstimmungen zwischen Experiment und Simulation erreicht werden. An der Uniklinik Köln konnte eine zweite Umgebung mit einer Röntgeneinrichtung eines anderen Herstellers als in Augsburg genutzt werden. Dabei konnten vergleichbare Trends und Ergebnisse beobachtet werden. Demnach wurde im Rahmen des Forschungsvorhabens eine Simulationsumgebung geschaffen, die anhand

der experimentellen Daten validiert werden konnte. Einige systematische Unsicherheiten konnten dabei identifiziert werden, sodass die Limits und Gültigkeit der Simulation abgeschätzt werden können. Die Genauigkeit der Simulation ist daher ausreichend, um die Simulation herstellerunabhängig auf Röntgenanlagen anzuwenden, Vorhersagen zu generieren und die Simulation für komplexere Fragestellungen heranzuziehen.

7.2.2.2 Augenlinsendosimeter

Eine Auswahl an Positionen der Augenlinsendosimeter aus den Experimenten wurde in der Simulation inklusive des Rückstreukörpers implementiert. Für die Berechnung der $H_p(3)$ Werte wurden die Dosiskoeffizienten der ICRP 74 /ICRP 96/ und ISO 4037-3 /DIN 17/ verwendet, sowie das Ansprechvermögen der Dosimeter (/HOE 19a/) berücksichtigt. Die Dosiskoeffizienten der ICRP 74 konvertieren den Photonenfluss in Luftkerma, während in einem zweiten Schritt die Luftkerma anhand der ISO 4037-3 Koeffizienten für einen Strahleneinfallwinkel von 0° in die Mess-Äquivalentdosis $H_p(3)$ konvertiert werden. In Abb. 7.30 sind die Abweichungen zwischen Experiment und Simulation für die rechte und linke Dosimeterposition dargestellt. Generell schwankt die Abweichung zwischen -5 % und 15 %, wobei die positiven Werte eine systematische Unterschätzung der experimentellen Werte durch die Simulation bedeuten. Ein Trend hin zu geringeren Abweichungen für höhere Spannungen ist erkennbar. Zusammenfassend konnten gute Übereinstimmungen zwischen Experiment und Simulation erreicht werden.

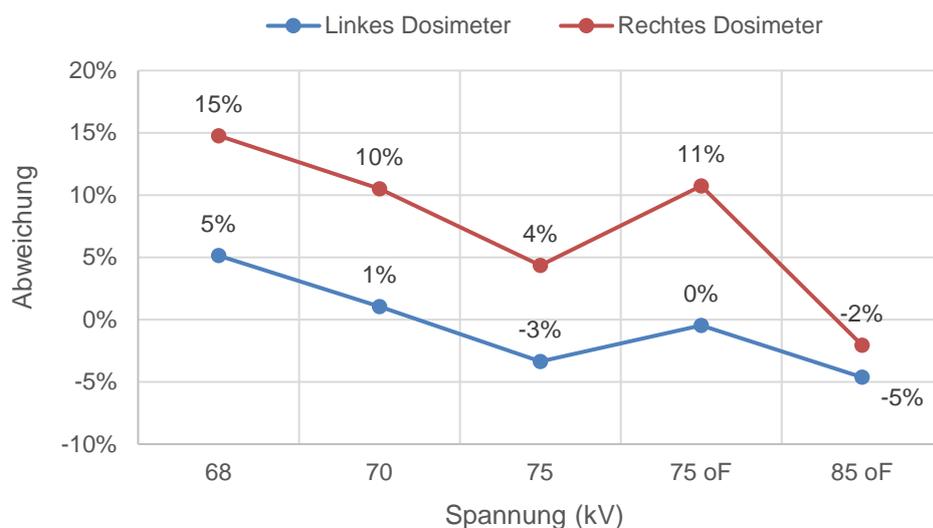


Abb. 7.30 Abweichung zwischen Experiment und Simulation für die rechten und linken Augenlinsendosimeter

7.2.2.3 Fingerringdosimeter

Entsprechend des experimentellen Aufbaus wurden die Fingerringdosimeter sowie der Streukörper in der Simulation abgebildet. Für die Berechnung der $H_p(0,07)$ Werte wurden analog zu den Augenlinsendosimetern die Dosiskoeffizienten der ICRP 74 /ICRP 96/ sowie der ISO 4037-3 /DIN 17/ verwendet, sowie das Ansprechvermögen der Dosimeter /HOE 19b/ berücksichtigt. Bei der Konversion von Luftkerma zu $H_p(0,07)$ wurden die Koeffizienten für das Stabphantom verwendet. Dabei wurden die TLD und OSL Dosimeter getrennt behandelt. Da der Teilchenfluss nahezu identisch ist, liegen die Unterschiede der Ergebnisse in den verschiedenen Ansprechvermögen begründet. Da mehrere Dosimeter gleichzeitig bestrahlt und simuliert wurden, konnten Mittelwerte gebildet werden. Die Abweichungen der gemittelten Werte sind in Abb. 7.31 gezeigt. Ähnlich wie für die Augenlinsendosimeter unterschätzt die Simulation die experimentellen Werte in den meisten Fällen. Dabei weisen die Abweichungen der TLD Dosimeter höhere Werte auf obwohl das Ansprechvermögen kompensiert wurde. Generell schwankt die Abweichung zwischen -2 % und 17 %. Ein Trend zu geringeren Abweichungen bei höheren Röhrensparnungen ist hier nicht erkennbar. Aufgrund dieser guten Übereinstimmung wurden im Rahmen des Forschungsvorhabens keine weiteren Optimierungen durchgeführt. In Zukunft könnte der Einfluss des Ansprechvermögens an dieser Stelle jedoch im Detail analysiert werden, da die unterschiedlichen Abweichungen zwischen TLD und OSL Dosimetern möglicherweise hierauf zurückzuführen sind.

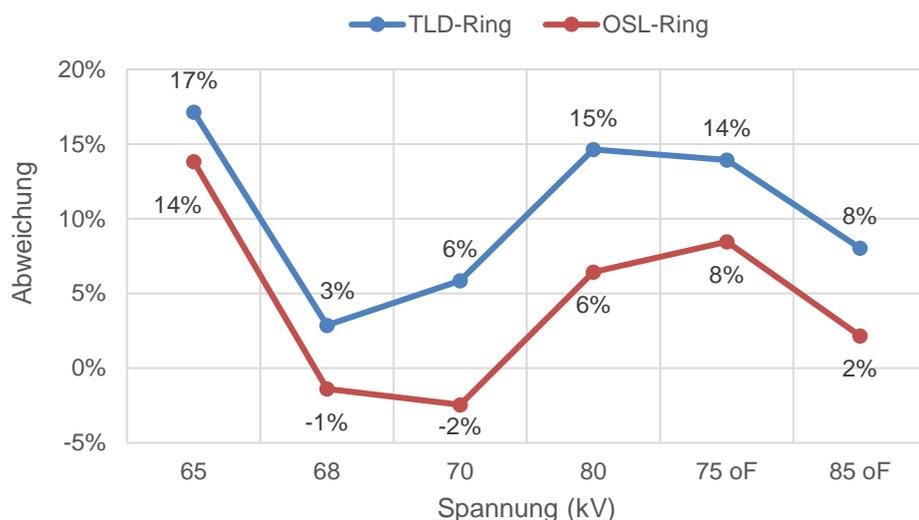


Abb. 7.31 Abweichung zwischen Experiment und Simulation für TLD und OSL Fingerringdosimeter

7.2.2.4 Dosimeter am Fuß des Arztes

Das Dosimeter an der Position des Fußes des Arztes, siehe Abschnitt 7.2.1.3.4, konnte ebenfalls in der Simulation dargestellt und verglichen werden. Die Ergebnisse sind in Abb. 7.32 gezeigt und weisen signifikante Schwankungen in Abhängigkeit der Röhrenspannung auf. Außer der Erkenntnis, dass in diesem Fall die Simulation die experimentellen Werte für die meisten Spannungen überschätzt, kann aufgrund der Schwankung und der geringen Datenlage keine abschließende Systematik festgestellt werden. Weitere Untersuchungen wären nötig, um diesen Aspekt im Detail zu analysieren und Gründe für die Abweichungen zu finden.

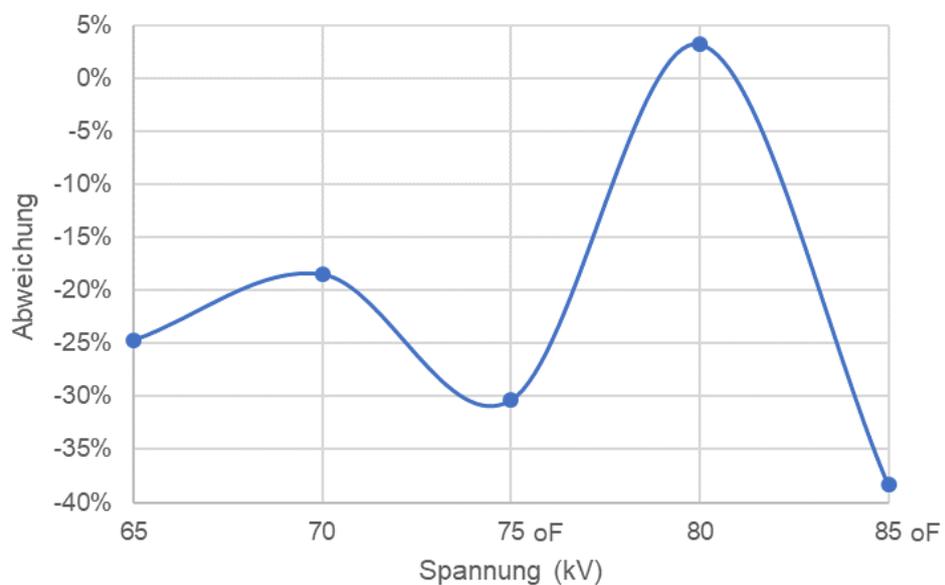


Abb. 7.32 Abweichung zwischen Experiment und Simulation des Dis-1 Dosimeters an der Fußposition des Arztes

7.2.3 Auswertung der Matrizen

Für die Simulationsumgebung in Köln wurden Energiedepositions-Matrizen, siehe Abschnitt 6.8, sowohl mit als auch ohne Strahlenschutzmittel erzeugt. Eine entsprechende Delta-Matrix zu Analysezwecken wurde ebenfalls erstellt. Die eingesetzten Strahlenschutzmittel umfassen eine mobile Strahlenschutzwand, den Untertischschutz sowie

eine deckenmontierte Strahlenschutzscheibe. Dabei wurden alle drei Elemente nahtlos aneinandergesetzt.

In Abb. 7.33 ist die Matrix bei 70 kV mit Strahlenschutzmitteln in x-z-Ebene bei einer konstanten Höhe unterhalb der Patientenliege gezeigt. Die Patientenliege läuft entlang der x-Achse. Das Isozentrum ist als grauer Punkt markiert. Erkennbar und beschriftet sind die Stellen mit minimierter Dosis, darunter der Fuß der Patientenliege oder der C-Bogen. Rechts neben der Patientenliege ist hier der Effekt der Strahlenschutzmittel deutlich als Schattenwurf zu erkennen. Dabei ist der Untertisch-Schutz entlang der x-Achse und die mobile Wand entlang der z-Achse angebracht. Anhand dieser Matrix kann auch der Effekt der Strahlenschutzmittel quantitativ erfasst werden. In diesem Fall ist eine Dosisreduzierung um einen Faktor von ca. 500 durch die mobile Wand simuliert worden. Wird der Schnitt in der y-Achse (Raumhöhe) oberhalb der Patientenliege durchgeführt, z. B. auf Höhe des Isozentrums, siehe Abb. 7.34, so ist zusätzlich der Effekt der deckenmontierten Bleiglasscheibe als weiterer Schatten erkennbar. Auch der Einfluss der Dicke der verschiedenen Elemente ist sichtbar. Die Abschirmung durch die deckenmontierte Bleiglasscheibe (0.5 mm Pb, Abschirmung um ca. zwei Größenordnungen) ist geringer als die der mobilen Wand in dieser Höhe (1 mm Pb). Anhand dieser Matrizen kann somit der Effekt von Strahlenschutzmitteln sowohl quantifiziert werden, als auch die räumliche Auswirkung qualitativ analysiert werden. Zur Visualisierung der Unterschiede zwischen den Simulationen mit und ohne Strahlenschutzmitteln ist in Abb. 7.35 eine Delta-Matrix in x-z Ebene bei einem Schnitt unterhalb der Patientenliege gezeigt. Hier wird ausschließlich der Effekt der Strahlenschutzmittel hervorgehoben.

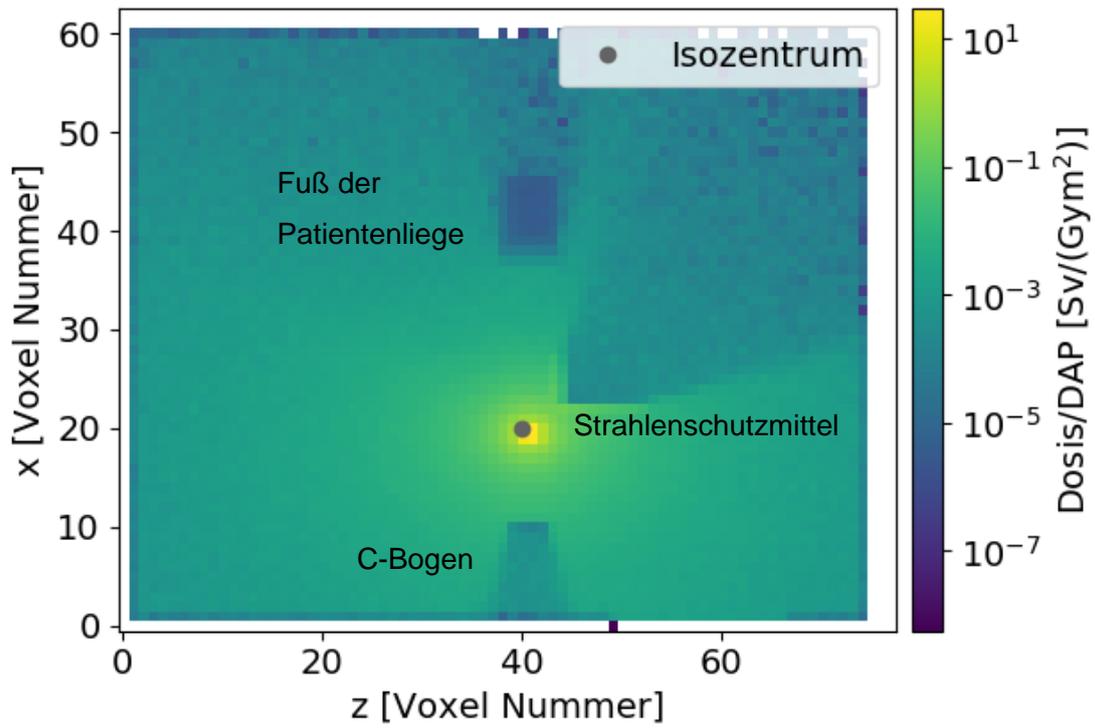


Abb. 7.33 Matrix mit Strahlenschutzmittel in x-z-Ebene bei einem Schnitt unterhalb der Patientenliege

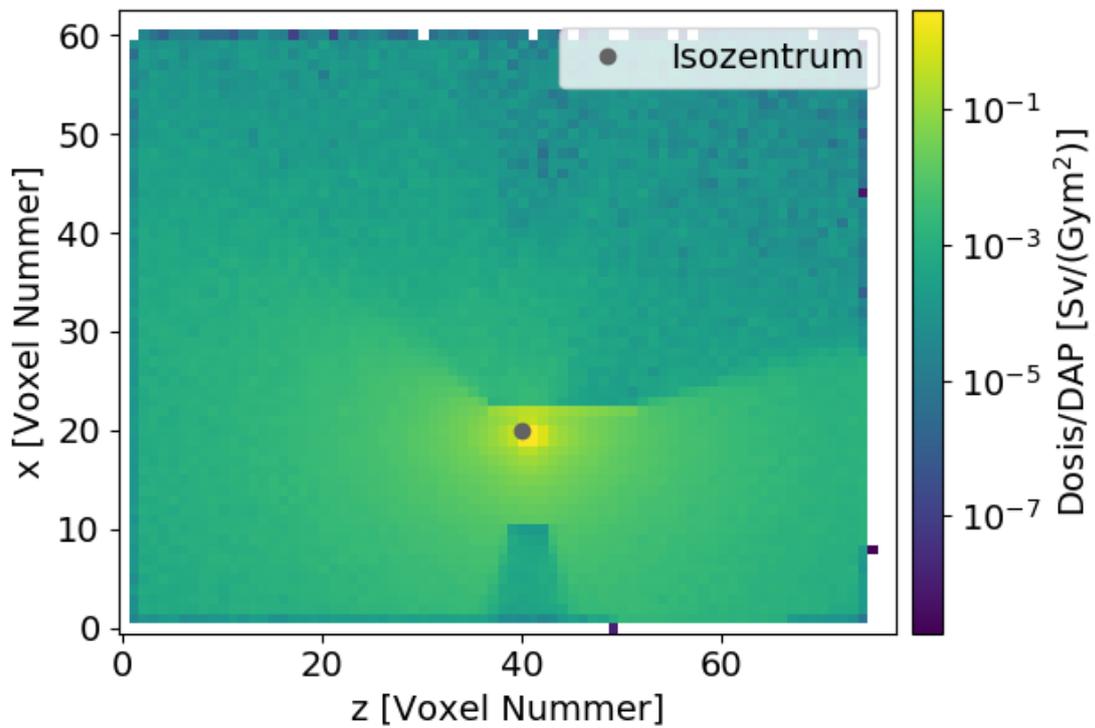


Abb. 7.34 Matrix mit Strahlenschutzmittel in x-z-Ebene bei einem Schnitt auf Höhe des Isozentrums

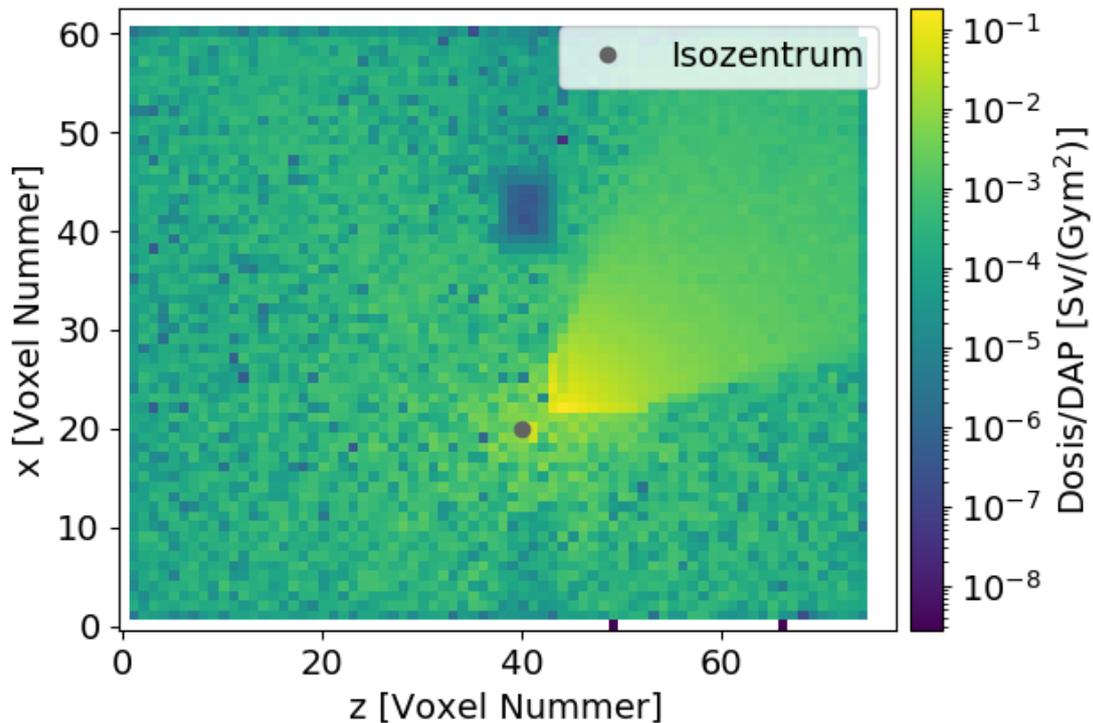


Abb. 7.35 Delta-Matrix in x-z-Ebene bei einem Schnitt unterhalb der Patientenliege

7.3 Ableitungen von Empfehlungen zur Optimierung des Strahlenschutzes bei interventionellen Maßnahmen

Für die Ableitung von Empfehlungen zur Optimierung des Strahlenschutzes bei interventionellen Maßnahmen sind insbesondere die im Abschnitt 6.8 und 7.2.3 vorgestellten Matrizen ein umfassendes Werkzeug. Hierbei können die verschiedenen Strahlenschutzmittel in der Simulationsumgebung sukzessive in ihrer Position verändert und der Einfluss auf die Strahlenbelastung in jedem Raumpunkt bestimmt werden. Bei dem Einsatz aller vorhandenen Strahlenschutzmittel und der optimalen Positionierung dieser Mittel kann analysiert werden, wie die Dosisbelastung gesenkt werden kann. Diese Ergebnisse können an den Erkenntnissen, die in anderen Studien, siehe Kapitel 3, gewonnen wurden, gespiegelt werden. Die entwickelten Matrizen können individuell auf die Gegebenheiten vor Ort angepasst werden, so dass es möglich sein wird, Empfehlungen für einzelne Arbeitsschritte oder Anwendungen abzuleiten. Aufgrund der Winkelverteilung der Strahlung zeigt sich bereits bei der in Abschnitt 6.8 (Abb. 6.13) gezeigten Delta-Matrix, dass eine möglichst hohe Distanz zur Strahlenquelle nicht notwendigerweise die beste Position des Personals in einem Interventionsraum bezüglich der Strahlenbelastung darstellt. Entscheidend ist eine hohe Distanz in Relation zur Angulation des

C-Bogens. Dabei sind die entsprechenden baulichen Gegebenheiten, z.B. die Größe des Raums, von signifikanter Bedeutung. Dies bestätigt auch die von der SSK gegebene Empfehlung, dass Räume, in denen Röntgengeräte für Interventionen genutzt werden, bezüglich ihrer Ausdehnungen (Fläche, Höhe) großzügig dimensioniert sein müssen und/oder Wände, Decke und/oder Fußboden mit einem rückstreuarmen Belag nach DIN 6812 /DIN 13c/ belegt sein müssen /SSK 07/. Die Entwicklung der Matrizen konnte im Rahmen des Forschungsvorhabens abgeschlossen werden. Eine Analyse der erstellten Matrizen wurde in Abschnitt 7.2.3 durchgeführt. Somit konnte gezeigt werden, dass sich diese Methode zur detaillierten Beantwortung von spezifischen Fragestellungen bezüglich des Einsatzes von Strahlenschutzmitteln eignet und daraus zukünftig weitere Strahlenschutzempfehlungen abgeleitet werden können.

Neben dem optimierten Einsatz von Strahlenschutzmitteln sind organisatorische Maßnahmen von zentraler Bedeutung für den Strahlenschutz. Die Schulung und Sensibilisierung des medizinischen Personals bezüglich Röntgenstrahlen und deren Wirkung auf den menschlichen Körper können einen wichtigen Beitrag für das optimierte Verhalten innerhalb des Kontrollbereichs leisten. Darunter fällt sowohl die Dosisreduktion durch die Nutzung der Röntgenröhre an sich, indem z. B. geeignete Parameter gewählt werden und die Anzahl an Bildern optimiert wird, als auch durch eine geeignete Wahl der Aufenthaltsorte und -dauern innerhalb des Raumes sowie das Tragen von Teilkörperdosimetern oder auch die Personalplanung. Studien, die in Kapitel 3 vorgestellt wurden, zeigen, dass eine Grenzwertüberschreitung von Teilkörperdosen insbesondere mit Hinblick auf die steigende Anzahl an Interventionen realistisch ist. Daher könnte es in Zukunft möglich und sinnvoll sein, die Strahlenexposition bei der Personal- und Einsatzplanung zu berücksichtigen. Hierfür sind Möglichkeiten zur Abschätzung von Jahresdosen in Abhängigkeit der geplanten oder durchschnittlichen Anzahl und Art der Interventionen eine wichtige Basis. Die in diesem Forschungsvorhaben entwickelten Simulationen könnten zu einem entsprechenden Tool weiterentwickelt werden.

8 Zusammenfassung und Ausblick

Die Nutzung von Röntgenstrahlung in der Medizin birgt Risiken, da die Anwendung mit einer Strahlenexposition verbunden ist. Insbesondere bei interventionellen Maßnahmen ist nicht nur der Patient, sondern auch das anwesende Personal einer Strahlenbelastung ausgesetzt. Die gesetzlichen Grundlagen für den Strahlenschutz des medizinischen Personals während interventionellen Maßnahmen werden in Deutschland durch das Strahlenschutzgesetz und die Strahlenschutzverordnung geregelt. Allerdings ist die Datenerhebung zur Strahlenexposition des Personals während interventionellen Maßnahmen durch die Vielfalt und Vielzahl der Maßnahmen, die unterschiedlichen Operationsdauern und die teils hohe Komplexität der Maßnahmen sehr beschränkt. Eine eindeutige Beschreibung der Strahlenbelastung des Personals ist daher nicht möglich, so dass sich kaum allgemeingültige Rückschlüsse auf die Strahlenbelastung des Personals ziehen lassen und ein mögliches Überschreiten der im Strahlenschutzrecht festgelegten Grenzwerte für bestimmte Körperbereiche unter Umständen nicht festgestellt wird.

Im Hinblick auf die geltenden Grenzwerte der Teilkörperdosen ist die Fragestellung nach einer genauen und vollständigen Erfassung der beruflichen Strahlenexposition des medizinischen Personals – hervorgerufen durch Röntgenstrahlung bei interventionellen Maßnahmen – und ggf. ihrer Reduzierung von besonderem Interesse.

Dies war der Ansatz für das vorliegende Forschungsvorhaben. Um die Strahlenexposition des Personals während interventionellen Maßnahmen systematisch zu untersuchen, wurde diese mit Hilfe von Simulationen mit Monte-Carlo-Modellen berechnet. Um die Simulationsergebnisse zu validieren, wurde die Strahlenbelastung zusätzlich experimentell bestimmt.

Eine ausführliche Literaturrecherche bezüglich des Standes von Wissenschaft und Technik auf dem Gebiet der Strahlenexposition des Personals während interventionellen Maßnahmen wurde im Rahmen dieses Forschungsvorhabens durchgeführt. Dabei konnten typische interventionelle Verfahren identifiziert werden. Weiterhin hat diese Recherche ergeben, dass es durchaus zu Grenzwertüberschreitungen kommen kann. Darüber hinaus konnten Parameter, die einen starken Einfluss auf die Exposition des Personals haben, identifiziert werden.

Die experimentellen Daten konnten sowohl am Universitätsklinikum Augsburg als auch an der Uniklinik Köln erhoben werden. Insgesamt wurden über 1.600 Messwerte durch

Dosimeter erfasst. Dabei war entscheidend, zunächst Messprogramme durchzuführen, bei denen unter möglichst in der Simulation gut abbildbaren Bedingungen und mit möglichst genauen Dosimetern gemessen wird. Dies konnte bei einer PA Angulation des C-Bogens am Universitätsklinikum Augsburg verwirklicht werden, wobei der einzig variierende Parameter die angelegte Spannung war. Die Dosimeter wurden dafür an verschiedenen Stellen im C-Bogen positioniert. Während dieser Phase konnten weitere reale Bedingungen identifiziert werden, die im Vorhinein nicht in der Simulation berücksichtigt wurden, wie z. B. die Röhrenalterung oder der Heel Effekt. Über Sensitivitätsstudien mit Hilfe der Simulation konnten die Einflüsse von verschiedenen Gegebenheiten, wie z. B. die Tischlänge, auf die Strahlenexposition untersucht werden. So wurde die Simulationsumgebung sukzessive an die realen Bedingungen angepasst. Während die Vorwärtsstreuung letztlich innerhalb eines Messunsicherheitsbereiches von $\pm 15\%$ in der Simulation wiedergegeben werden konnte, gab es bei der Rückwärtsstreuung Abweichungen zwischen Experiment und Simulation von bis zu maximal 35 %. Wie bei Sensitivitätsstudien gezeigt wurde, kann die Überschätzung der Rückwärtsstreuung in der Simulation von einem zusätzlichen Material höherer Ordnungszahl, wie z. B. Aluminium, in dem Primärstrahl herrühren. Dies konnte nicht abschließend geklärt werden und wurde daher nicht in der Simulation mitberücksichtigt. Grundsätzlich konnte eine gute Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation erreicht werden.

An der Uniklinik Köln wurde der Aufbau insofern erweitert, dass unterschiedliche Personendosimeter zum Einsatz kamen, und dass diese neben den Positionen im C-Bogen an repräsentativen Stellen für die Körperteile eines behandelten Arztes positioniert wurden. Dabei wurden die aus der Literatur bekannten kritischen Körperteile Auge, Finger und Fuß gewählt. Weiterhin wurden vordefinierte Programme der Röntgeneinrichtung verwendet, um realitätsnähere Untersuchungen durchzuführen.

Für die Dosimeter im C-Bogen der Uniklinik Köln ist ein ähnlicher Trend wie in Augsburg sichtbar. Die Dosimeter unter Winkeln der Vorwärtsstreuung weisen in der Regel eine Abweichung innerhalb von 20 % auf, wobei die Übereinstimmung für einzelne Spannungen bei den Dis-1 Dosimetern konstanter ist als für die Präzisionsdosimeter in Augsburg. Der Trend zur Überschätzung der Simulation bei Winkeln unter Rückwärtsstreuung ist ebenfalls in Köln sichtbar, jedoch ausgeprägter als in Augsburg. Ähnlich wie in Augsburg könnte dabei der Effekt durch ein zusätzliches Material im Primärstrahl beeinflusst werden. Für die OSL Dosimeter ist die Energieabhängigkeit schwächer ausgeprägt. Die

Messungenauigkeit von ca. 30 % aufgrund der geringen Dosen kann dabei als dominierender Faktor angesehen werden.

Die Dosisbelastung an der Augenlinse und den Fingern konnten in der Simulation bis auf Abweichungen zum Experiment von maximal 15 % (Augenlinse) bzw. 17 % (Finger) abgebildet werden. Dagegen ergaben sich bei der Abbildung der Dosis am Fuß Abweichungen von bis zu -38 %. Diese Abweichungen sind nicht ausschließlich auf die oben beschriebenen Probleme bei der Abbildung der Rückwärtsstreuung zurückzuführen. In Zukunft wäre es möglich weitere Effekte, die zu dieser Abweichung führen könnten, zu analysieren und somit die Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation zu verbessern. Dabei ist die Annahme des primären Röntgenspektrums eine entscheidende Größe. Die Unsicherheiten bezüglich des tatsächlichen Röntgenspektrums könnten systematische Abweichungen zum Teil erklären.

Obwohl die in Köln verwendeten Dosimetertypen signifikante Messungenauigkeiten aufweisen, konnten zufriedenstellende Übereinstimmungen zwischen Experiment und Simulation erreicht werden. Mit der Uniklinik Köln konnte eine zweite Umgebung mit einer Röntgeneinrichtung eines anderen Herstellers als in Augsburg genutzt werden. Dabei konnten vergleichbare Trends und Ergebnisse beobachtet werden. Demnach wurde im Rahmen des Forschungsvorhabens eine Simulationsumgebung geschaffen, die anhand der experimentellen Daten validiert werden konnte. Einige systematische Unsicherheiten konnten dabei identifiziert werden, sodass die Limits und Gültigkeit der Simulation abgeschätzt werden konnten. Die Genauigkeit der Simulation ist daher ausreichend, um Vorhersagen zu ermöglichen.

Ein zentraler Fokus wurde im Rahmen des Vorhabens auf die Simulation der Streuspektren gelegt. Anhand dieser Teilchenfluss-Spektren konnten die bereits genannten Ganz- und Teilkörperdosen, sowie das Luftkerma mittels Dosiskonversionskoeffizienten berechnet und in Abhängigkeit von Energie und Streuwinkeln analysiert werden. Für die Zukunft wäre es von Bedeutung, diese Streuspektren weiter im Detail zu untersuchen, da sie die Basis für alle weiteren Berechnungen bilden. Zudem könnte mit Hilfe der Simulation weiterer Angulationen eine abdeckende Analyse angestrebt werden, welche maximale Intensität der Streustrahlung für bestimmte Energiebereiche an dedizierten Positionen erzeugt wird.

Zusammenfassend ist es gelungen eine Simulationsumgebung zu schaffen, die mit Hilfe von vereinfachten experimentellen Messungen systematisch validiert werden konnte.

Zukünftig kann diese Umgebung auch für komplexere Fragestellungen genutzt werden, insbesondere um die Dosisbelastung des Personals während realen interventionellen Maßnahmen abzuschätzen. Dies wäre über die Berechnung der Dosisverteilung im Raum für die bei einer Maßnahme verwendeten C-Bogen Angulationen, Spannungen etc. und anschließender Addition der Ergebnisse realisierbar. Die Dosis könnte dann an jedem interessierenden Raumpunkt (Position des Auges, des Fingers etc. des medizinischen Personals) bestimmt werden.

Darüber hinaus könnte eine Job Exposure Matrix erstellt werden, in der abgeschätzt werden kann, wie viele interventionelle Maßnahmen ein behandelnder Arzt im Jahr durchführen kann, bis er von seiner Strahlenbelastung her einen der gesetzlich einzuhaltenden Grenzwerte erreicht.

Weiterhin können mit den entwickelten Matrizen, wie in diesem Forschungsvorhaben an einem allgemeineren Beispiel gezeigt, gezielte Empfehlungen für einzelne Arbeitsschritte oder Anwendungen abgeleitet werden. Zum Beispiel können damit Sensitivitätsstudien über die optimale Positionierung von Strahlenschutzmitteln bei einem konkreten Eingriff durchgeführt werden.

Literaturverzeichnis

- /ADA 16/ Adamus, R., Loose, R., Wucherer, M., Uder, M., Galster, M.: Strahlenschutz in der interventionellen Radiologie. *Der Radiologe*, Bd. 56, Nr. 3, S. 275–281, DOI 10.1007/s00117-016-0083-0, 2016.
- /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.
- /ALL 06/ Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J., Araujo, H., Arce Dubois, P., Asai, M., Barrand, G., Capra, R., Chauvie, S., Chytracsek, R., Cirrone, G.A.P., Cooperman, G., Cosmo, G., Cuttone, G., et al.: Geant4 developments and applications. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Bd. 53, Nr. 1, S. 270–278, DOI 10.1109/TNS.2006.869826, 2006.
- /ALL 16/ Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J., Arce, P., Asai, M., Aso, T., Bagli, E., Bagulya, A., Banerjee, S., Barrand, G., Beck, B. R., Bogdanov, A. G., Brandt, D., Brown, J.M.C., et al.: Recent developments in Geant4. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Bd. 835, S. 186–225, DOI 10.1016/j.nima.2016.06.125, 2016.
- /AND 05/ Andreassi, M. G., Cioppa, A., Botto, N., Joksic, G., Manfredi, S., Federici, C., Ostojic, M., Rubino, P., Picano, E.: Somatic DNA damage in interventional cardiologists: a case-control study. *FASEB journal : official publication of the Federation of American Societies for Experimental Biology*, Bd. 19, Nr. 8, S. 998–999, DOI 10.1096/fj.04-3287fje, 2005.
- /BAN 19/ Bandalo, V., Figel, M., Greiter, M., 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, submitted. *Radiation Measurements*, August 2019.

- /BHA 08/ Bhargavan, M.: Trends in the utilization of medical procedures that use ionizing radiation. Health Physics, Bd. 95, Nr. 5, S. 612–627, DOI 10.1097/01.HP.0000327659.42618.c1, 2008.
- /BMU 04/ Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen, Teil 1: "Ermittlung der Körperdosis bei äußerer Strahlenexposition" (§§ 40, 41, 432 StrlSchV; § 35 RöV), zuletzt geändert 8. Dezember 2003 (GMBl. 2003, Nr. 22, S. 410).
- /BOO 03/ Booth, T. E., Brown, F. B., Bull, J. S., Forster, R. A., Goorley, J. T., Hughes, H. G., Mosteller, R. D., Prael, R. E., Sood, A., Sweezy, J. E., Zukaitis, A., Boggs, M., Martz, R.: MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory, Report: LA-UR-03-1987. Los Alamos National Laboratory, 2003.
- /BOŽ 18/ Božovic, P., Ciraj-Bjelac, O., Stankovic-Petrovic, J., Arandjic, D., Ceklic, S.: Utilizing Monte Carlo simulations in estimation of occupational eye lens dose based on whole body dosimeter in interventional cardiology and radiology. Nuclear Technology and Radiation Protection, Bd. 33, Nr. 4, S. 375–379, DOI 10.2298/NTRP180730005B, 2018.
- /BOŽ 19/ Božovic, P., Ciraj-Bjelac, O., Petrovic, J. S.: OCCUPATIONAL EYE LENS DOSE ESTIMATED USING WHOLE-BODY DOSEMETER IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY AND RADIOLOGY: A MONTE CARLO STUDY. Radiation Protection Dosimetry, DOI 10.1093/rpd/ncy283, 2019.
- /BRU 10/ Bruckenberger, E.: 22. Herzbericht 2009, Sektorenübergreifende Versorgungsanalyse zur Kardiologie und Herzchirurgie in Deutschland sowie vergleichende Daten aus Österreich und der Schweiz. 2010.
- /BRU 11/ Bruckenberger, E.: 23. Herzbericht 2010. ISBN 978-3-00-035553-0, 2011.
- /BUU 10/ van Buuren, F.: 25. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland. Der Kardiologe, Bd. 4, Nr. 6, S. 502–508, DOI 10.1007/s12181-010-0297-8, 2010.

- /CAR 10a/ Carinou, E., Domienik, J., Donadille, L., Ferrari, P., Jankowski, J., Koukorava, C., Krim, S., Nikodemova, D., Ruiz-Lopez, N., Sans Merce, M., Struelens, L.: Report on the analysis of the measurement and simulation results, with an evaluation of the doses and radiation protection measures, Work Package 1, ORAMED. Dezember 2010.
- /CAR 10b/ Carinou, E., Domienik, J., Ferrari, P., Jankowski, J., Koukorava, C., Krim, S., Nikodemova, D., Ruiz-Lopez, N., Sans Merce, M., Struelens, L., Vanhaver, F.: ORAMED: Extremity dosimetry and eye lens dosimetry in interventional radiology/cardiology (Work Package 1), Report with the results of the measurements and simulations in the selected IR and IC procedures. August 2010.
- /CAR 11a/ Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe (CIRSE) (Hrsg.): Interventionelle Radiologie - Patienteninformation, Interventionelle Radiologie: Ihre minimal-invasive Alternative. 2011.
- /CAR 11b/ Carinou, E., Brodecki, M., Domienik, J., Donadille, L., Koukorava, C., Krim, S., Nikodemová, D., Ruiz-Lopez, N., Sans-Merce, M., Struelens, L., Vanhaver, F.: Recommendations to reduce extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology. Radiation Measurements, Bd. 46, Nr. 11, S. 1324–1329, DOI 10.1016/j.radmeas.2011.05.027, 2011.
- /CAR 11c/ Carinou, E., Ferrari, P., Koukorava, C., Krim, S., Struelens, L.: Monte Carlo calculations on extremity and eye lens dosimetry for medical staff at interventional radiology procedures. Radiation Protection Dosimetry, Bd. 144, 1-4, S. 492–496, DOI 10.1093/rpd/ncq573, 2011.
- /CHA 97/ Chaluppecky, H.: Über die Wirkung der Röntgenstrahlen auf das Auge und die Haut. Zentralblatt für Praktische Augenheilkunde, Bd. 21, S. 234–239, 1897.
- /CHI 13/ Chida, K., Kaga, Y., Haga, Y., Kataoka, N., Kumasaka, E., Meguro, T., Zuguchi, M.: Occupational Dose in Interventional Radiology Procedures. American Journal of Roentgenology, Bd. 200, Nr. 1, S. 138–141, DOI 10.2214/AJR.11.8455, 2013.

- /CHO 08/ Chodick, G., Bekiroglu, N., Hauptmann, M., Alexander, B. H., Freedman, D. M., Doody, M. M., Cheung, L. C., Simon, S. L., Weinstock, R. M., Bouville, A., Sigurdson, A. J.: Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20-year prospective cohort study among US radiologic technologists. *American journal of epidemiology*, Bd. 168, Nr. 6, S. 620–631, DOI 10.1093/aje/kwn171, 2008.
- /CLE 08/ Clerinx, P., Buls, N., Bosmans, H., Mey, J. de: Double-dosimetry algorithm for workers in interventional radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, Bd. 129, 1-3, S. 321–327, DOI 10.1093/rpd/ncn148, 2008.
- /CON 14/ Belgian Nuclear Research Centre (SCK•CEN) (Hrsg.): CONCERT - European Joint Programme for the Integration of Radiation Protection Research. erreichbar unter <http://www.concert-h2020.eu/>, abgerufen am 10. Juli 2019.
- /DEU 14/ Deutsche Herzstiftung e.V., D. H. (Hrsg.): Deutscher Herzbericht 2013, 25. Bericht/Sektorenübergreifende Versorgungsanalyse zur Kardiologie und Herzchirurgie in Deutschland. 2500. Aufl., 200 S. in 1 Teil, ISBN 978-3-9811926-6-7, Deutsche Herzstiftung: Frankfurt am Main.
- /DEU 15/ Deutsche Herzstiftung e.V., D. H. (Hrsg.): Deutscher Herzbericht 2015, 27. Bericht/Sektorenübergreifende Versorgungsanalyse zur Kardiologie und Herzchirurgie in Deutschland. 2015.
- /DEU 16/ Deutsche Herzstiftung e.V., D. H. (Hrsg.): Deutscher Herzbericht 2016, 28. Deutscher Herzbericht 2016/Sektorenübergreifende Versorgungsanalyse zur Kardiologie, Herzchirurgie und Kinderherzmedizin in Deutschland. 2016.
- /DEU 17/ Deutsche Herzstiftung e.V., D. H. (Hrsg.): Deutscher Herzbericht 2017, 29. Deutscher Herzbericht 2017/Sektorenübergreifende Versorgungsanalyse zur Kardiologie, Herzchirurgie und Kinderherzmedizin in Deutschland. 2017.

- /DEU 18/ Deutsche Herzstiftung e.V., D. H. (Hrsg.): Deutscher Herzbericht 2018, 30. Deutscher Herzbericht 2018/Sektorenübergreifende Versorgungsanalyse zur Kardiologie, Herzchirurgie und Kinderherzmedizin in Deutschland. 2018.
- /DIN 00/ Deutsches Institut für Normung e. V. (DIN): Begriffe in der radiologischen Technik, Teil 2: Strahlungsphysik. DIN 6814-2:2000-07:2000, Beuth Verlag GmbH: Berlin, 2000.
- /DIN 01/ Deutsches Institut für Normung e. V. (DIN): Begriffe in der radiologischen Technik, Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten. DIN 6814-3:2001-01:2001, Beuth Verlag GmbH: Berlin, 2001.
- /DIN 07/ Deutsches Institut für Normung e. V. (DIN): Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 4: Konstanzprüfung an medizinischen Röntgeneinrichtungen zur Durchleuchtung. DIN 6868-4: 2007-10:2007, Beuth Verlag GmbH: Berlin, 2007.
- /DIN 13a/ 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 13b/ Deutsches Institut für Normung e. V. (DIN): Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 150: Abnahmeprüfung nach RöV an medizinischen Röntgeneinrichtungen für Aufnahme und Durchleuchtung. DIN 6868-150:2013-06:2013, Beuth Verlag GmbH: Berlin, 2013.
- /DIN 13c/ Deutsches Institut für Normung e. V. (DIN): Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV - Regeln für die Auslegung des baulichen Strahlenschutzes. DIN 6812:2013-06:2013, 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.
- /DOM 11/ Domienik, J., Brodecki, M., Carinou, E., Donadille, L., Jankowski, J., Koukorava, C., Krim, S., Nikodemova, D., Ruiz-Lopez, N., Sans-Merce, M., Struelens, L., Vanhavere, F.: Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project. Radiation Protection Dosimetry, Bd. 144, 1-4, S. 442–447, DOI 10.1093/rpd/ncq508, 2011.
- /DON 11/ Donadille, L., Carinou, E., Brodecki, M., Domienik, J., Jankowski, J., Koukorava, C., Krim, S., Nikodemova, D., Ruiz-Lopez, N., Sans-Merce, M., Struelens, L., Vanhavere, F., Zaknoune, R.: Staff eye lens and extremity exposure in interventional cardiology, Results of the ORAMED project. Radiation Measurements, Bd. 46, Nr. 11, S. 1203–1209, DOI 10.1016/j.radmeas.2011.06.034, 2011.
- /DÖS 16/ Dössel, O.: Bildgebende Verfahren in der Medizin, Von der Technik zur medizinischen Anwendung. Lehrbuch, 2. Aufl., 166 S., ISBN 978-3642544064, DOI 10.1007/978-3-642-54407-1, Springer Vieweg: Berlin, Heidelberg, 2016.
- /DOT 64/ DOTTER, C. T., JUDKINS, M. P.: Transluminal Treatment of Arteriosclerotic Obstruction, Description of a New Technic and a Preliminary Report of Its Application. Circulation, Bd. 30, Nr. 5, S. 654–670, DOI 10.1161/01.CIR.30.5.654, 1964.
- /EFS 11/ Efstathopoulos, E. P., Pantos, I., Andreou, M., Gkatzis, A., Carinou, E., Koukorava, C., Kelekis, N. L., Brountzos, E.: Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. The British journal of radiology, Bd. 84, Nr. 997, S. 70–77, DOI 10.1259/bjr/83222759, 2011.

- /ETZ 18/ Etzel, R., König, A. M., Keil, B., Fiebich, M., Mahnken, A. H.: Effectiveness of a new radiation protection system in the interventional radiology setting. *European journal of radiology*, Bd. 106, S. 56–61, DOI 10.1016/j.ejrad.2018.07.006, 2018.
- /EuRi 14/ Richtlinie 2013/59/Euratom des Rates vom 5. Dezember 2013 zur Festlegung grundlegender Sicherheitsnormen für den Schutz vor den Gefahren einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung und zur Aufhebung der Richtlinien 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom und 2003/122/Euratom (Richtlinie 2013/59/Euratom) in der Fassung vom 5. Dezember 2013 (Amtsblatt der Europäischen Union), zuletzt geändert 6. Februar 2014 (Amtsblatt der Europäischen Union 2014, Nr. L 13, S. 1–73).
- /FAU 08/ Faulkner, K., Werduch, A.: Analysis of the frequency of interventional cardiology in various European countries. *Radiation Protection Dosimetry*, Bd. 129, 1-3, S. 74–76, DOI 10.1093/rpd/ncn020, 2008.
- /FER 16/ Ferrari, P., Becker, F., Carinou, E., Chumak, V., Farah, J., Jovanovic, Z., Krstic, D., Morgun, A., Principi, S., Teles, P.: Monte Carlo study of the scattered radiation field near the eyes of the operator in interventional procedures. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, Bd. 36, Nr. 4, S. 902–921, DOI 10.1088/0952-4746/36/4/902, 2016.
- /FET 11/ Fetterly, K. A., Magnuson, D. J., Tannahill, G. M., Hindal, M. D., Mathew, V.: Effective use of radiation shields to minimize operator dose during invasive cardiology procedures. *JACC. Cardiovascular interventions*, Bd. 4, Nr. 10, S. 1133–1139, DOI 10.1016/j.jcin.2011.05.027, 2011.
- /FIG 99/ Figel, M., Brand, H.-N., Sprunck, M.: A New TL Extremity Dosimetry System Optimised for Routine Personnel Monitoring. *Radiation Protection Dosimetry*, Bd. 84, Nr. 1, S. 407–409, DOI 10.1093/oxfordjournals.rpd.a032767, 1999.
- /FIN 98/ Finkelstein, M. M.: Is brain cancer an occupational disease of cardiologists? *The Canadian journal of cardiology*, Bd. 14, Nr. 11, S. 1385–1388, 1998.

- /GAL 13/ Galster, M., Guhl, C., Uder, M., Adamus, R.: Exposition of the operator's eye lens and efficacy of radiation shielding in fluoroscopically guided interventions. *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, Bd. 185, Nr. 5, S. 474–481, DOI 10.1055/s-0032-1330728, 2013.
- /GRO 19/ Grove Software: MicroShield. erreichbar unter <https://radiationsoftware.com/microshield>, abgerufen am 3. September 2019.
- /GUT 12/ Guthoff, M., Brovchenko, O., Boer, W. de, Dierlamm, A., Müller, T., Ritter, A., Schmanau, M., Simonis, H.-J.: Geant4 simulation of a filtered X-ray source for radiation damage studies. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Bd. 675, S. 118–122, DOI 10.1016/j.nima.2012.01.029, 2012.
- /HAG 17/ Haga, Y., Chida, K., Kaga, Y., Sota, M., Meguro, T., Zuguchi, M.: Occupational eye dose in interventional cardiology procedures. *Scientific Reports*, Bd. 7, Nr. 1, S. 569, DOI 10.1038/s41598-017-00556-3, 2017.
- /HAN 16/ Haninger, T., Hödlmoser, H., Figel, M., König-Meier, D., Henniger, J., Sommer, M., Jahn, A., Ledtermann, G., Eßer, R.: Properties of the BeOSL Dosimetry System in the Framework of a Large-scale Personal Monitoring Service. *Radiation Protection Dosimetry*, Bd. 170, 1-4, S. 269–273, DOI 10.1093/rpd/ncv425, 2016.
- /HAR 18/ Hartmann, J., Distler, F., Baumüller, M., Guni, E., Pahernik, S., Wucherer, M.: Risk of Radiation-Induced Cataracts: Investigation of Radiation Exposure to the Eye Lens During Endourologic Procedures. *Journal of endourology*, Bd. 32, Nr. 10, S. 897–903, DOI 10.1089/end.2018.0324, 2018.
- /HÄU 09/ Häusler, U., Czarwinski, R., Brix, G.: Radiation exposure of medical staff from interventional X-ray procedures: a multicentre study. *European Radiology*, Bd. 19, Nr. 1, S. 2000–2008, DOI 10.1007/s00330-009-1388-4, 2009.

- /HEU 07/ Heuser, L., Bode-Schnurbus, L.: Erfassung der relativen Häufigkeiten verschiedener Maßnahmen in der interventionellen Radiologie: Art der Untersuchung, Modalität, Dosis, Geschlecht und Alter der Patienten für den stationären und ambulanten Bereich, Abschlussbericht zum UFOPLAN-Vorhaben 3605S04472. Klinikum der Ruhr-Universität Bochum, Knappschaftskrankenhaus Bochum-Langendreer, Oktober 2007.
- /HOE 19a/ Hoedlmoser, H., Greiter, M., Bandalo, V., Mende, E., Brönnner, J., Kleinau, P., Haninger, T., Furlan, M., Schmid, M., Esser, R., Scheubert, P., Figel, M.: New eye lens dosimeters for integration in radiation protection glasses. *Radiation Measurements*, Bd. 125, S. 106–115, DOI 10.1016/j.rad-meas.2019.05.002, 2019.
- /HOE 19b/ Hoedlmoser, H., Greiter, M., Bandalo, V., Brönnner, J., Kleinau, P., Haninger, T., Emmerl, M., Mende, E., Scheubert, P., Esser, R., Figel, M.: A Be-OSL Finger Ring Dosimeter, submitted. *Radiation Measurements*, Juli 2019.
- /IAEA 01/ International Atomic Energy Agency (IAEA): Cytogenetic analysis for radiation dose assessment, A manual. Technical reports series, no. 405, 127 S., ISBN 92-0-102101-1, International Atomic Energy Agency: Vienna, 2001.
- /IAEA 14a/ International Atomic Energy Agency (IAEA): Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, General Safety Requirements Part 3. IAEA Safety Standards Series, GSR Part 3, ISBN 978-92-0-135310-8: Wien, 2014.
- /IAEA 14b/ International Atomic Energy Agency: The Information System on Occupational Exposure in Medicine, Industry and Research (ISEMIR): Interventional Cardiology. IAEA, IAEA-TECDOC-1735: Vienna, 2014.
- /ICRP 89/ International Commission on Radiological Protection (ICRP): Radiological protection of the worker in medicine and dentistry, ICRP Publication 57. *Annals of the ICRP*, Bd. 20, Nr. 3, S. 1–83, 1989.

- /ICRP 91/ International Commission on Radiological Protection (ICRP): 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. Annals of the ICRP, Bd. 21, 1-3, S. 1–201, 1991.
- /ICRP 96/ International Commission on Radiological Protection (ICRP): Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation, ICRP Publication 74. Annals of the ICRP, Bd. 26, 3-4, 1996.
- /ICRP 00/ International Commission on Radiological Protection (ICRP), Valentin, J.: Abstract: Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures, ICRP Publication 85. Annals of the ICRP, Bd. 30, Nr. 2, S. 7, DOI 10.1016/S0146-6453(01)00004-5, 2000.
- /ICRP 07/ International Commission on Radiological Protection (ICRP): The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103. Annals of the ICRP, Bd. 37, 2-4, S. 1–332, DOI 10.1016/j.icrp.2007.10.003, 2007.
- /ICRP 10/ Petoussi-Henss, N., Bolch, W. E., Eckerman, K. F., Endo, A., Hertel, N., Hunt, J., Pelliccioni, M., Schlattl, H., Zankl, M.: Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures, ICRP Publication 116. Annals of the ICRP, Bd. 40, 2-5, S. 1–257, DOI 10.1016/j.icrp.2011.10.001, 2010.
- /ICRP 11/ International Commission on Radiological Protection (ICRP): Statement on Tissue Reactions. 21. April 2011.
- /ICRP 12/ International Commission on Radiological Protection (ICRP): ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs--threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context, ICRP Publication 118. Annals of the ICRP, Bd. 41, 1-2, S. 1–322, DOI 10.1016/j.icrp.2012.02.001, 2012.
- /ICRP 18/ International Commission on Radiological Protection (ICRP): Occupational radiological protection in interventional procedures, ICRP Publication 139. International Commission on Radiological Protection, Annals of the ICRP, Bd. 139, 118 S., ISBN 9781526459039, SAGE: London, 2018.

- /IEC 05/ International Electrotechnical Commission (IEC): Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics. IEC 61267:2005:2005-11, 2005.
- /INS 16/ Institut für Qualität und Wirtschaftlichkeit im Gesundheitswesen (IQWiG) (Hrsg.): Was passiert bei einer Herzkatheter-Untersuchung? erreichbar unter <https://www.gesundheitsinformation.de/was-passiert-bei-einer-herzkatheter-untersuchung.2958.de.html>, abgerufen am 15. Juli 2019.
- /ISO 19a/ International Organization for Standardization (ISO): Radiological protection - X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 1: Radiation characteristics and production methods. ISO 4037-1:2019:2019, 2019.
- /ISO 19b/ International Organization for Standardization (ISO): Radiological protection - X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 2: Dosimetry for radiation protection over the energy ranges from 8 keV to 1,3 MeV and 4 MeV to 9 MeV. ISO 4037-2:2019:2019, 2019.
- /ISO 19c/ International Organization for Standardization (ISO): Radiological protection - X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. ISO 4037-3:2019:2019, 2019.
- /KAR 16/ Kara, Ü., Akkurt, I.: Radiation Exposure of Medical Staff in Interventional Radiology. Acta Physica Polonica A, Bd. 130, Nr. 1, S. 404–406, DOI 10.12693/APhysPolA.130.404, 2016.
- /KLE 28/ KLEIN, O., NISHINA, Y.: The Scattering of Light by Free Electrons according to Dirac's New Relativistic Dynamics. Nature, Bd. 122, Nr. 3072, S. 398–399, DOI 10.1038/122398b0, 1928.

- /KON 13/ Kong, Y., Gao, L., Zhuo, W., Qian, A.: A survey on radiation exposure of primary operators from interventional X-ray procedures. *Radiation Measurements*, Bd. 55, S. 43–45, DOI 10.1016/j.radmeas.2013.01.023, 2013.
- /KON 15/ Kong, Y., Struelens, L., Vanhavere, F., Vargas, C. S., Schoonjans, W., Zhuo, W. H.: Influence of standing positions and beam projections on effective dose and eye lens dose of anaesthetists in interventional procedures. *Radiation Protection Dosimetry*, Bd. 163, Nr. 2, S. 181–187, DOI 10.1093/rpd/ncu148, 2015.
- /KOU 14/ Koukorava, C., Farah, J., Struelens, L., Clairand, I., Donadille, L., Vanhavere, F., Dimitriou, P.: Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, Bd. 34, Nr. 3, S. 509–528, DOI 10.1088/0952-4746/34/3/509, 2014.
- /KRI 11/ Krim, S., Brodecki, M., Carinou, E., Donadille, L., Jankowski, J., Koukorava, C., Dominiek, J., Nikodemova, D., Ruiz-Lopez, N., Sans-Merce, M., Struelens, L., Vanhavere, F.: Extremity doses of medical staff involved in interventional radiology and cardiology, Correlations and annual doses (hands and legs). *Radiation Measurements*, Bd. 46, Nr. 11, S. 1223–1227, DOI 10.1016/j.radmeas.2011.07.010, 2011.
- /LEY 14/ Leyton, F., Nogueira, M. S., Saad, J., dos Santos, J. A., Vano, E., Oliveira, M. A., Ubeda, C.: Scatter radiation dose at the height of the operator's eye in interventional cardiology. *Radiation Measurements*, Bd. 71, S. 349–354, DOI 10.1016/j.radmeas.2014.07.015, 2014.
- /LIE 17/ Liebmann, M., Sangarapillai, N., Poppe, B., Boetticher, H. von: A new method for effective dose calculation based on the ambient dose height distribution. *Current Directions in Biomedical Engineering*, Bd. 3, Nr. 2, DOI 10.1515/cdbme-2017-0031, 2017.
- /MAR 67/ MARGULIS, A. R.: INTERVENTIONAL DIAGNOSTIC RADIOLOGY—A NEW SUBSPECIALTY. *American Journal of Roentgenology*, Bd. 99, Nr. 3, S. 763–765, DOI 10.2214/ajr.99.3.763, 1967.

- /MCB 97/ McBride, K. D., Fisher, R., Warnock, N., Winfield, D. A., Reed, M. W., Gaines, P. A.: A comparative analysis of radiological and surgical placement of central venous catheters. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, Bd. 20, Nr. 1, S. 17–22, DOI 10.1007/s002709900103, 1997.
- /MCV 13/ McVey, S., Sandison, A., Sutton, D. G.: An assessment of lead eyewear in interventional radiology. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, Bd. 33, Nr. 3, S. 647–659, DOI 10.1088/0952-4746/33/3/647, 2013.
- /MIR 04/ Mirion Technologies: DIS-1 Dosimeter User's Guide. Document Number 20966058, 1. Aufl.
- /NAK 06/ Nakashima, E., Neriishi, K., Minamoto, A.: A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000-2002: a threshold analysis. *Health Physics*, Bd. 90, Nr. 2, S. 154–160, DOI 10.1097/01.HP.0000175442.03596.63, 2006.
- /NER 07/ Neriishi, K., Nakashima, E., Minamoto, A., Fujiwara, S., Akahoshi, M., Mishima, H. K., Kitaoka, T., Shore, R. E.: Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. *Radiation research*, Bd. 168, Nr. 4, S. 404–408, DOI 10.1667/RR0928.1, 2007.
- /NIK 11/ Nikodemová, D., Brodecki, M., Carinou, E., Domienik, J., Donadille, L., Koukorava, C., Krim, S., N. Ruiz-López, Sans-Merce, M., Struelens, L., Vanhavere, F., Zaknoute, R.: Staff extremity doses in interventional radiology. Results of the ORAMED measurement campaign. *Radiation Measurements*, Bd. 46, Nr. 11, S. 1210–1215, DOI 10.1016/j.radmeas.2011.07.038, 2011.
- /NOH 99/ Noh, H. M., Kaufman, J. A., Rhea, J. T., Kim, S. Y., Geller, S. C., Waltman, A. C.: Cost comparison of radiologic versus surgical placement of long-term hemodialysis catheters. *AJR. American journal of roentgenology*, Bd. 172, Nr. 3, S. 673–675, DOI 10.2214/ajr.172.3.10063858, 1999.

- /NOW 19/ Nowak, M., Sans-Merce, M., Lemesre, C., Elmiger, R., Damet, J.: Eye lens monitoring programme for medical staff involved in fluoroscopy guided interventional procedures in Switzerland. *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. 57, S. 33–40, DOI 10.1016/j.ejmp.2018.12.001, 2019.
- /OCO 15/ O'Connor, U., Walsh, C., Gallagher, A., Dowling, A., Guiney, M., Ryan, J. M., McEniff, N., O'Reilly, G.: Occupational radiation dose to eyes from interventional radiology procedures in light of the new eye lens dose limit from the International Commission on Radiological Protection. *The British journal of radiology*, Bd. 88, Nr. 1049, S. 20140627, DOI 10.1259/bjr.20140627, 2015.
- /OMA 17/ Omar, A., Kadesjö, N., Palmgren, C., Marteinsdottir, M., Segerdahl, T., Fransson, A.: Assessment of the occupational eye lens dose for clinical staff in interventional radiology, cardiology and neuroradiology. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, Bd. 37, Nr. 1, S. 145–159, DOI 10.1088/1361-6498/aa559c, 2017.
- /OON 07/ Oonsiri, S., Oonsiri, Sornjarod, C., Sanghangthum, T., Krisanachinda, A., Suriyapee, S.: Radiation dose to medical staff in interventional radiology. *Journal of the Medical Association of Thailand*, Bd. 90, Nr. 4, S. 823–828, 2007.
- /ORA 08/ Belgian Nuclear Research Centre (SCK•CEN) (Hrsg.): ORAMED - Optimization of Radiation Protection for Medical Staff. erreichbar unter <http://www.oramed-fp7.eu/>, abgerufen am 9. Juli 2019.
- /PAD 01/ Padovani, R., Rodella, C. A.: Staff dosimetry in interventional cardiology. *Radiation Protection Dosimetry*, Bd. 94, 1-2, S. 99–103, 2001.
- /PEL 05/ Pelowitz, D. B.: MCNPX User' Manual, Version 2.5.0, Report: LA-CP-05-0369. Los Alamos National Laboratory, 2005.

- /POD 14/ Belgian Nuclear Research Centre (SCK•CEN) (Hrsg.): PODIUM - Personal Online Dosimetry Using computational Methods. erreichbar unter <https://podium-concerth2020.eu/>, abgerufen am 10. Juli 2019.
- /PRI 16/ Principi, S., Farah, J., Ferrari, P., Carinou, E., Clairand, I., Ginjaume, M.: The influence of operator position, height and body orientation on eye lens dose in interventional radiology and cardiology: Monte Carlo simulations versus realistic clinical measurements. *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. 32, Nr. 9, S. 1111–1117, DOI 10.1016/j.ejmp.2016.08.010, 2016.
- /RAT 15/ Rathmann, N., Haeusler, U., Diezler, P., Weiss, C., Kostrzewa, M., Sadick, M., Schoenberg, S. O., Diehl, S. J.: Evaluation of radiation exposure of medical staff during CT-guided interventions. *Journal of the American College of Radiology: JACR*, Bd. 12, Nr. 1, S. 82–89, DOI 10.1016/j.jacr.2014.04.012, 2015.
- /REE 07/ Reed, A. L.: *Medical Physics Calculations with MCNP: A Primer*. Los Alamos National Laboratory, Juni 2007.
- /ROG 12/ Roguin, A., Goldstein, J., Bar, O.: Brain tumours among interventional cardiologists: a cause for alarm? Report of four new cases from two cities and a review of the literature. *EuroIntervention : journal of EuroPCR in collaboration with the Working Group on Interventional Cardiology of the European Society of Cardiology*, Bd. 7, Nr. 9, S. 1081–1086, DOI 10.4244/EIJV7I9A172, 2012.
- /ROG 13/ Roguin, A., Goldstein, J., Bar, O., Goldstein, J. A.: Brain and neck tumors among physicians performing interventional procedures. *The American journal of cardiology*, Bd. 111, Nr. 9, S. 1368–1372, DOI 10.1016/j.amjcard.2012.12.060, 2013.

- /ROH 29/ Rohrschneider, W.: Experimentelle Untersuchungen über die Veränderungen normaler Augengewebe nach Röntgenbestrahlung, III. Mitteilung: Veränderungen der Linse, der Netzhaut und des Sehnerven nach Röntgenbestrahlung. Albrecht von Græfes Archiv für Ophthalmologie, Bd. 122, 2-3, S. 282–298, DOI 10.1007/BF01854212, 1929.
- /RÖV 14/ Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV) in der Fassung vom 8. Januar 1987, zuletzt geändert 10. Dezember 2014 (BGBl. I 2014, Nr. 58, S. 2010).
- /RÜH 18/ Rühm, W., Bottollier-Depois, J. F., Gilvin, P., Harrison, R., Knežević, Ž., Lopez, M. A., Tanner, R., Vargas, A., Woda, C.: The work programme of EURADOS on internal and external dosimetry. Annals of the ICRP, Bd. 47, 3-4, S. 20–34, DOI 10.1177/0146645318756224, 2018.
- /SAN 10/ Sanchez, R., Vano, E., Fernandez, J. M., Gallego, J. J.: Staff radiation doses in a real-time display inside the angiography room. Cardiovascular and interventional radiology, Bd. 33, Nr. 6, S. 1210–1214, DOI 10.1007/s00270-010-9945-4, 2010.
- /SAN 16/ Sanchez, R. M., Vano, E., Fernandez, J. M., Pifarre, X., Ordiales, J. M., Rovira, J. J., Carrera, F., Goicolea, J., Fernandez-Ortiz, A.: Occupational eye lens doses in interventional cardiology. A multicentric study. Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection, Bd. 36, Nr. 1, S. 133–143, DOI 10.1088/0952-4746/36/1/133, 2016.
- /SII 08/ Siiskonen, T., Tapiovaara, M., Kosunen, A., Lehtinen, M., Vartiainen, E.: Occupational radiation doses in interventional radiology: simulations. Radiation Protection Dosimetry, Bd. 129, 1-3, S. 36–38, DOI 10.1093/rpd/ncn017, 2008.
- /SNY 78/ Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G.: Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, nm/mird Pamphlet No. 5, Revised. Hrsg.: MIRD Committee of the Society of Nuclear Medicine, nm/mird Pamphlet, Nr. 5, 1978.

- /SOM 11/ Sommer, M., Jahn, A., Henniger, J.: A new personal dosimetry system for HP(10) and HP(0.07) photon dose based on OSL-dosimetry of beryllium oxide. *Radiation Measurements*, Bd. 46, Nr. 12, S. 1818–1821, DOI 10.1016/j.radmeas.2011.07.002, 2011.
- /SSG 17/ Gesetz zur Neuordnung des Rechts zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung in der Fassung vom 27. Juni 2017, zuletzt geändert 27. Juni 2017 (BGBl. I 2017, Nr. 42, S. 1966).
- /SSK 07/ Strahlenschutzkommission (SSK) (Hrsg.): Interventionelle Radiologie, Empfehlung der Strahlenschutzkommission. September 2007.
- /SSK 09/ Strahlenschutzkommission (SSK) (Hrsg.): Strahleninduzierte Katarakte, Empfehlungen der Strahlenschutzkommission mit wissenschaftlicher Begründung. Mai 2009.
- /SSK 10/ Strahlenschutzkommission (SSK) (Hrsg.): Überwachung der Augenlinsendosis, Stellungnahme der Strahlenschutzkommission mit wissenschaftlicher Begründung. Februar 2010.
- /SSV 18/ Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (StrlSchV) in der Fassung vom 29. November 2019, zuletzt geändert 29. November 2018 (BGBl. I 2018, Nr. 41, S. 2034).
- /STR 17/ Strohmaier, J., Naber, C.: Untersuchungen zur Strahlenexposition der Augenlinse von beruflich strahlenexponiertem Personal, Abschlussbericht. BfS-Vorhaben (FKZ): 3613S40011. Karlsruher Institut für Technologie (KIT), 2017.
- /SUT 15/ Sutton, D., Reilly, A., Cranley, K., Gilmore, B. J., Fogarty, G. W. A., De-sponds, L.: Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data, Spectrum Processor: IPEM Report 78 - 2nd Edition 2015 (CD). The Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2015.

- /TSA 05/ Tsapaki, V., Kottou, S., Vano, E., Parviainen, T., Padovani, R., Dowling, A., Molfetas, M., Neofotistou, V.: Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology. *Radiation Protection Dosimetry*, Bd. 117, 1-3, S. 26–29, DOI 10.1093/rpd/nci705, 2005.
- /UKA 19/ Universitätsklinikum Augsburg (Hrsg.): Universitätsklinikum Augsburg. erreichbar unter <https://www.uk-augsburg.de/unternehmen/wir-ueber-uns/importrait.html>, abgerufen am 17. Juli 2019.
- /UKK 19a/ Uniklinik Köln (Hrsg.): Uniklinik Köln. erreichbar unter <https://www.uk-koeln.de/patienten-besucher/kliniken-institute/>, abgerufen am 4. September 2019.
- /UKK 19b/ Uniklinik Köln (Hrsg.): Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie. erreichbar unter <https://radiologie.uk-koeln.de/institut/>, abgerufen am 4. September 2019.
- /UNS 94/ United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR): Sources and effects of ionizing radiation, UNSCEAR 1994 report to the General Assembly, with scientific annexes. 272 S., ISBN 92-1-142211-6, United Nations: New York.
- /UNS 10/ United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR): Sources and Effects of Ionizing Radiation, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. ISBN 978-92-1-142274-0: New York, 2010.
- /VAN 98a/ Vano, E., Gonzalez, L., Guibelalde, E., Fernandez, J. M., Ten, J. I.: Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *The British journal of radiology*, Bd. 71, Nr. 849, S. 954–960, DOI 10.1259/bjr.71.849.10195011, 1998.
- /VAN 98b/ Vano, E., Gonzalez, L., Beneytez, F., Moreno, F.: Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. *The British journal of radiology*, Bd. 71, Nr. 847, S. 728–733, DOI 10.1259/bjr.71.847.9771383, 1998.

- /VAN 08/ Vano, E., Gonzalez, L., Fernandez, J. M., Haskal, Z. J.: Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted. *Radiology*, Bd. 248, Nr. 3, S. 945–953, DOI 10.1148/radiol.2482071800, 2008.
- /VAN 11/ Vanhavere, F., Carinou, E., Domienik, J., Donadille, L., Ginjaume, M., Gualdrini, G., Koukorava, C., Krim, S., Nikodemova, D., Ruiz-Lopez, N., Sans-Merce, M., Struelens, L.: Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology, Final results of the ORAMED project. *Radiation Measurements*, Bd. 46, Nr. 11, S. 1243–1247, DOI 10.1016/j.radmeas.2011.08.013, 2011.
- /VAN 16/ Vano, E., Fernandez, J. M., Resel, L. E., Moreno, J., Sanchez, R. M.: Staff lens doses in interventional urology. A comparison with interventional radiology, cardiology and vascular surgery values. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, Bd. 36, Nr. 1, S. 37–48, DOI 10.1088/0952-4746/36/1/37, 2016.
- /WAG 98/ Wagner, L. K., Archer, B. R.: *Minimizing Risks from Fluoroscopic X Rays, Bioeffects, Instrumentation, and Examination. Partners in Radiation Management: The Woodlands, TX, USA*, 1998.
- /WER 17/ Werner, C. J.: *MCNP USER'S MANUAL Code Version 6.2*, Report No. LA-UR-17-29981. Los Alamos National Laboratory, 2017.
- /WIL 97/ Williams, J. R.: The interdependence of staff and patient doses in interventional radiology. *The British journal of radiology*, Bd. 70, Nr. 833, S. 498–503, DOI 10.1259/bjr.70.833.9227232, 1997.
- /WOR 07/ Worgul, B. V., Kundiyeu, Y. I., Sergiyenko, N. M., Chumak, V. V., Vitte, P. M., Medvedovsky, C., Bakhanova, E. V., Junk, A. K., Kyrychenko, O. Y., Musijachenko, N. V., Shylo, S. A., Vitte, O. P., Xu, S., Xue, X., Shore, R. E.: Cataracts among Chernobyl Clean-up Workers, Implications Regarding Permissible Eye Exposures. *Radiation research*, Bd. 167, Nr. 2, S. 233–243, DOI 10.1667/RR0298.1, 2007.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1	DSA Aufnahme eines Gefäßsystems im Hirn.....	6
Abb. 2.2	Schematische Darstellung einer Links-Herzkatheteruntersuchung mit PCI	7
Abb. 2.3	Typischer Interventionsraum mit C-Bogen, Bildschirm und Patientenliege an der Uniklinik Köln.....	7
Abb. 2.4	C-Bogen an der Uniklinik Köln um 90° gedreht.....	8
Abb. 2.5	Beispiele für verschiedene Röhrenangulationen	9
Abb. 3.1	Entwicklung der Leistungszahlen der Herzkatheterlabore für diagnostische Herzkatheter und PTCA	13
Abb. 3.2	Abgeschätzter, mittlerer jährlicher prozentualer Anstieg von PTCA Eingriffen für einige europäische Länder.....	13
Abb. 5.1	Angiographieraum am Universitätsklinikum Augsburg	34
Abb. 5.2	Bestimmung des Referenzpunktes im C-Bogen mit Hilfe des selbstnivellierenden Laserkreuzes	35
Abb. 5.3	Drei der mit dem selbstnivellierendem Laserkreuz bestimmten Messpositionen im C-Bogen (gelbe Markierungen).....	36
Abb. 5.4	Experimenteller Aufbau zur Messung der durch die Streustrahlung verursachten Dosis bei PA Angulation des C-Bogens.....	37
Abb. 5.5	Links: Aufbau zur Messung des durch den Heel-Effekt verursachten Intensitätsverlaufs. Rechts: Gemessener Intensitätsverlauf bei einer Spannung von 70 kV	40
Abb. 5.6	Angiographieraum an der Uniklinik Köln	43
Abb. 5.7	Experimenteller Aufbau zur Messung der durch die Streustrahlung verursachten Dosis bei PA Angulation des C-Bogens.....	44
Abb. 5.8	Experimenteller Aufbau zur Messung der durch die Streustrahlung verursachten Dosis bei 90° RAO Angulation des C-Bogens	45
Abb. 5.9	Bestückung des Kopfphantoms mit ALD und Dis-1 Dosimetern.....	46
Abb. 5.10	Positionierung des Kopfphantoms (links oben) im Raum	47
Abb. 5.11	Links: Fingerphantom mit abwechselnd TLD-Ringdosimetern (blau) und OSL-Ringdosimetern (schwarz) bestückt.	48

Abb. 5.12	Links: Dis-1 Dosimeter zur Messung der Fußdosis. Rechts: Verteilung der Augenlinsen-, Finger- und Fußdosimeter im Raum.....	49
Abb. 6.1	Aufbau einer Röntgenröhre in Geant4	57
Abb. 6.2	Simuliertes Röntgenspektrum und Referenzspektrum für eine Spannung von 70 kV	58
Abb. 6.3	Simuliertes Röntgenspektrum und Referenzspektrum für eine Spannung von 125 kV	59
Abb. 6.4	Visualisierung der simulierten Geometrie in Augsburg.....	62
Abb. 6.5	Visualisierung von 15 keV Photonen.....	64
Abb. 6.6	Visualisierung von 120 keV Photonen.....	64
Abb. 6.7	Streuspektren bei 120 keV Primärenergie.....	65
Abb. 6.8	Streuspektren bei 30 keV Primärenergie	67
Abb. 6.9	Streuspektren am Dosimeter 1 für verschiedene Röhrenspannungen	68
Abb. 6.10	Streuspektren am Dosimeter 7 für verschiedene Röhrenspannungen	68
Abb. 6.11	Abhängigkeit der Kerma bei verschiedenen Konfigurationen der Patientenliege bei 70 kV	70
Abb. 6.12	Isodosis-Matrix für 70 kV der y-x-Ebene bei einem z-Wert in der Raumtiefe des Isozentrums	72
Abb. 6.13	Delta-Matrix (Differenz) aus den Simulationen ohne und mit Patientenliege für 70 kV.....	72
Abb. 7.1	Messwerte des Diados (orange) und Nomex (blau) Dosimeters normiert auf das DAP an den Dosimeterpositionen im C-Bogen (PA) bei einer Spannung von 70 kV	77
Abb. 7.2	Auf das DAP normierte Kerma an den Dosimeterpositionen 1 bis 7 im C-Bogen (PA) für ausgewählte Spannungen.....	77
Abb. 7.3	Auf das DAP normierte Kerma an den Dosimeterpositionen 1 bis 7 im C-Bogen (90° RAO) für ausgewählte Spannungen	78
Abb. 7.4	Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte an den Dosimeterpositionen 1 bis 7 im C-Bogen für ausgewählte Spannungen	79
Abb. 7.5	Auf das DAP normierte Kerma an den Dosimeterpositionen im C-Bogen für drei Spannungen	80

Abb. 7.6	Abweichung zwischen Experiment und Simulation für eine 70 kV Messung mit und ohne Berücksichtigung der Röhrenalterung	81
Abb. 7.7	Abweichung zwischen Experiment und Simulation für eine 90 kV Messung vor und nach einem Röhrentausch	82
Abb. 7.8	Vergleich der Messwerte und Simulationen bei 70 kV	83
Abb. 7.9	Vergleich der Messwerte und Simulationen bei 90 kV	83
Abb. 7.10	Vergleich der Messwerte und Simulationen bei 125 kV.....	84
Abb. 7.11	Abweichungen zwischen Experiment und Simulation für Röhrensparnungen von 66 kV bis 90 kV	86
Abb. 7.12	Abweichungen zwischen Experiment und Simulation für Röhrensparnungen von 90 kV bis 125 kV	86
Abb. 7.13	Messwerte der Dis-1 Dosimeter an der Position 4 im C-Bogen, mit Rückstreukörper und ohne Rückstreukörper für verschiedene Spannungen	93
Abb. 7.14	Messwerte der OSL Dosimeter an der Position 4 im C-Bogen, mit Rückstreukörper und ohne Rückstreukörper für verschiedene Spannungen	94
Abb. 7.15	Auf das DAP normierte Tiefen-Personendosen $H_p(10)$ in Abhängigkeit der Dosimeterpositionen im C-Bogen bei einer Röhrensparnung von 70 kV	95
Abb. 7.16	Prozentuale Abweichungen der Messwerte der OSL Dosimeter zu den Messwerten der Dis-1 Dosimeter	96
Abb. 7.17	Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte der Dis-1 Dosimeter an den Dosimeterpositionen im C-Bogen (PA) für verschiedene Spannungen	96
Abb. 7.18	Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte der Dis-1 Dosimeter an den Dosimeterpositionen im C-Bogen (90° LAO) für verschiedene Spannungen	97
Abb. 7.19	Auf das DAP normierte Messwerte für $H_p(10)$ (blau) und $H_p(3)$ (lila) in der Dosimeteranordnung am Kopfphantom nach Abb. 5.9 für verschiedene Spannungen.	98
Abb. 7.20	Dosimeterkonfiguration an dem Fingerphantom	99
Abb. 7.21	Aufgetragen sind die auf das DAP normierten $H_p(10)$ Dis-1 Werte (blau) und die $H_p(0,07)$ Werte der zwei verschiedenen Fingerringdosimeter	99

Abb. 7.22	Die auf das DAP normierten $H_p(10)$ Dis-1 Werte (blau) und die aus den drei Positionen gemittelten $H_p(0,07)$ Werte der OSL-Ringe (orange) und TLD-Ringe (grün) in Abhängigkeit der Spannung	100
Abb. 7.23	Aufgetragen sind die auf das DAP normierten $H_p(10)$ Werte in Abhängigkeit der Spannung.....	101
Abb. 7.24	Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte der Dis-1 Dosimeter an den Dosimeterpositionen im C-Bogen in der PA (blau) und der 90° LAO (orange) Angulation für eine Spannung von 70 kV	102
Abb. 7.25	Auf das DAP normierte $H_p(10)$ (Dis-1 Dosimeter) bzw. $H_p(3)$ (ALD) Werte an den Dosimeterpositionen am Kopfphantom	103
Abb. 7.26	Auf das DAP normierte $H_p(0,07)$ Werte an den Dosimeterpositionen am Fingerphantom.....	104
Abb. 7.27	Auf das DAP normierte $H_p(10)$ Werte an der Dosimeterposition des Fußes	105
Abb. 7.28	Abweichung zwischen experimentellen und simulierten Werten für die Dis-1 Dosimeter	106
Abb. 7.29	Abweichung zwischen experimentellen und simulierten Werten für die OSL Dosimeter	106
Abb. 7.30	Abweichung zwischen Experiment und Simulation für die rechten und linken Augenlinsendosimeter	107
Abb. 7.31	Abweichung zwischen Experiment und Simulation für TLD und OSL Fingerringdosimeter	108
Abb. 7.32	Abweichung zwischen Experiment und Simulation des Dis-1 Dosimeters an der Fußposition des Arztes	109
Abb. 7.33	Matrix mit Strahlenschutzmittel in x-z-Ebene bei einem Schnitt unterhalb der Patientenliege	111
Abb. 7.34	Matrix mit Strahlenschutzmittel in x-z-Ebene bei einem Schnitt auf Höhe des Isozentrums.....	111
Abb. 7.35	Delta-Matrix in x-z-Ebene bei einem Schnitt unterhalb der Patientenliege.....	112

Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1	Auflistung einiger typischer interventioneller radiologischer Maßnahmen	11
Tab. 5.1	Verwendete Dosimeter/Messgeräte für die Messungen in Augsburg	32
Tab. 5.2	Relevante Parameter des Siemens Artis zee biplane Bodenstativs	34
Tab. 5.3	Auflistung der durchgeführten Messreihen.....	39
Tab. 5.4	Verwendete Dosimeter für die Messungen in Köln.....	41
Tab. 5.5	Relevante Parameter des Philips Integris Allura Xper FD20	43
Tab. 5.6	Gewählte Programme zur Durchführung der Messreihen mit den verschiedenen Spannungen und den dazugehörigen Vorfiltern	50
Tab. 5.7	Auflistung der durchgeführten Messreihen.....	51
Tab. 6.1	Vergleich zwischen MCNP6 und Geant4	56
Tab. 6.2	Vergleich beider Methoden zur Bestimmung der Luftkerma.....	62
Tab. 7.1	Mehrfachmessungen an einer Dosimeterposition bei 70 kV zur Bestimmung der Unsicherheiten des Diados Dosimeters und des von dem Gerät angezeigten DAPs	74
Tab. 7.2	Überprüfung der Reproduzierbarkeit des Messaufbaus	75
Tab. 7.3	Vergleich von Gerät DAP und gemessenem DAP.....	76
Tab. 7.4	Überprüfung der Reproduzierbarkeit des Messaufbaus	89
Tab. 7.5	Überprüfung der Unsicherheiten durch die Mittelwertbildung der Messwerte von den OSL Dosimetern links und rechts des Dis-1 Dosimeters im C-Bogen.....	89

Abkürzungsverzeichnis

ALD	Augenlinsendosimeter
ANG	Angiographie
BSS	basic safety standards – Sicherheitsgrundnormen
CA	kardiale Angiographie – Darstellung der Herzkranzgefäße/Herzhöhle
CAI	zerebrovaskuläre Intervention/zerebrale Angiographie – Intervention/Angiographie der Blutgefäße um und im Gehirn
CFK	kohlenstoffverstärkter Kunststoff
CONCERT	European Joint Programme for the Integration of Radiation Protection Research
CT	Computertomographie
DAP	Dosisflächenprodukt
DIS	Direct Ion Storage
DSA	digitale Subtraktionsangiographie
EC	Europäische Kommission
EP	elektrophysiologischer Eingriff
ERCP	endoskopisch retrograde Cholangiopankreatikographie – Darstellung der Gallengänge/-blase/Bauchspeicheldrüse
GRS	Gesellschaft für Anlagen- und Reaktorsicherheit gGmbH
ICD	Implantierbarer Kardioverter/Defibrillator – zur Behandlung von Herzrhythmusstörungen
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements – Internationale Kommission für Strahlungseinheiten und Messung
KAP	kerma area product – Kerma-Flächenprodukt
MC	Monte-Carlo
MOSFET	Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor
NRAD	neuroradiologischer Eingriff
ORAMED	Optimization of Radiation Protection of Medical Staff – Optimierung des Strahlenschutzes des medizinischen Personals

OSL	Optisch stimulierte Lumineszenz
PCI	perkutane koronare Intervention – Herzkranzgefäß-Erweiterung
PM	Pacemaker – Implantation eines Herzschrittmachers
PODIUM	Personal Online Dosimetry Using computational Methods – Forschungsprogramm im Rahmen von CONCERT
PTA	perkutane transluminale Angioplastie – Gefäßerweiterung/-wiederöffnung
PTB	Physikalisch – Technische Bundesanstalt
PTCA	perkutane transluminale koronare Angioplastie – Herzkranzgefäß-Erweiterung
RDSR	Radiation Dose Structured Report
RFA	Radiofrequenzablation – lokale Zerstörung von Gewebe
RöV	Röntgenverordnung
RQA	Radiation qualities based on a phantom made up of an aluminium added filter
RQR	Radiation qualities in radiation beams emerging from the X-ray source assembly
SSK	Strahlenschutzkommission, Strahlenschutzkommission
StrlSchG	Strahlenschutzgesetz
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
TACE	transarterielle Chemoembolisation – Behandlung von Leberkrebs
TIP(S)S	transjugulärer intrahepatischer portosystemischer (Stent-)Shunt – Verbindung zwischen Pfortader und Lebervene
TLD	Thermolumineszenzdosimeter

**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