



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
WIEN
Vienna University of Technology

DIPLOMARBEIT

Evaluierung der Strahlenexposition des medizinischen Personals in der Interventionellen Radiologie (IR) mit Hilfe von Aktiv-Personen Dosimetern (APD)

Evaluation of Radiation Exposure in Interventional Radiology
(IR) using Active Personal Dosimeters (APD)

ausgeführt am Atominstitut
der Technischen Universität Wien

unter der Anleitung von
Em.O.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Hannes Aiginger
Dipl.-Ing. Ruth Freund
Ass.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Karin Poljanc

durch

Klara Neugschwandtner

Hofmannsthalgasse 36
2380 Perchtoldsdorf

15. Juli 2015

K. Neugschwandtner

Kurzzusammenfassung

Mit der Steigerung der Sensibilisierung des medizinischen Personals gegenüber der persönlichen Strahlenexposition in der Interventionellen Radiologie, stieg der Bedarf an einer Evaluierung der Strahlenschutzmaßnahmen. Die gesetzlich vorgeschriebenen Dosimeter für strahlenexponierte Personen sind für Optimierungszwecke bedingt geeignet, da sie keinen direkten Dosis- Rückschluss auf zuordenbare Handlungen während der Eingriffe erlauben. Aufgrund seiner Eignung zu Messungen im Streufeld gepulster Röntgenstrahlung und der Ausgabe von Dosisleistungswerten pro Sekunde, wurde das seit einigen Jahren auf dem Markt verfügbare Aktiv- Personen-Dosimeters RaySafe i2 der Firma Unfors verwendet.

Zur Ermittlung der gesetzlich vorgeschriebenen Tiefen- Personendosis $H_P(10)$ ist die tatsächlich im Rumpfbereich aufgenommene und daher unter der Bleischürze gemessene Strahlenmenge relevant. Die erhaltene Dosis der Extremitäten und des Kopfes sind jedoch, da nicht durch eine Bleischürze geschützt, für den Strahlenschutz von besonderem Interesse. Zur Verfügung standen sechs Dosimeter die jeweils an verschiedenen Körperstellen des medizinischen Personals angebracht wurden. Die direkte Rückmeldung der Dosimeter ermöglichte eine sekundengenaue Analyse und Zuordnung von Dosisleistungsspitzen zu konkreten Handlungen des Personals. Aufgrund dieser Erkenntnisse wurde die Verteilung der Streustrahlenexposition im Operationsaal und die Wirkung diverser Strahlenschutzmaßnahmen bei Phantommessungen nachgestellt, evaluiert und die dadurch erreichbare Reduktion der Strahlenexposition festgestellt.

Der Vergleich der Phasen von Digitaler Subtraktions- Angiografie (DSA) zu Bildgebung durch Durchleuchtung ergab bei genauer Analyse eines speziellen Eingriffs eine vergleichbare Dosisbelastung durch beide Verfahren. Jedoch betrug die mittlere Dosisleistung durch DSA (z.B. Dosimeterposition „Oberarm links“) mit 33 mSv/h ca. das 60- fache der Dosisleistung durch Durchleuchtung mit 0,6 mSv/h. Die dennoch ähnlichen Anteile an der Gesamtbestrahlungszeit sind darauf zurückzuführen, dass die Strahlenbelastungszeit bei Durchleuchtung mit 29,3 min (=1743 s) wesentlich länger ist, als jene durch Bildaufnahmen. Es wurden 7 DSA, mit insgesamt 76 Einzelbildern bei einer Frequenz von ca. 1 Bild/s durchgeführt.

Auch wurde durch die Messungen die beträchtliche Abhängigkeit der Streustrahlenbelastung vom durchstrahlten Patientenvolumen ersichtlich. So wurde bei Durchleuchtungen des Unterschenkels, bei durchschnittlichen Untersuchungen, sehr gerin-

ge Streustrahlenbelastung (20-40 μSv) registriert. Bei vergleichbaren Durchleuchtungszeiten, sowie Anzahl der Bildaufnahmen wurde jedoch bei Bildgebung am Abdomen ein Vielfaches der Dosis (ca. 150 μSv) am Referenzdosimeter „Brust“, außerhalb der Bleischürze, registriert. Ähnliches ist auch bei der Durchleuchtung von adipösen Patienten zu beobachten.

Die Analysen zeigen einen Bedarf der Optimierung der Position der deckenmontierten Bleiglasscheibe. Vor allem bei DSA kann, Phantommessungen zur Folge, durch optimierte Anwendung die Dosis der Radiologen um 98% reduziert werden.

Generell ist im Zuge der Optimierung des Strahlenschutzes die Bewusstseinschaffung und Sensibilisierung des Personals bezüglich der Wirksamkeit diverser Strahlenschutzmaßnahmen wesentlich. Zur „Sichtbarmachung“ der Streustrahlenverteilung im Operationssaal, sowie für Relativmessungen zur Optimierung des Strahlenschutzes, zum Beispiel im Zuge von Strahlenschutzunterweisungen, kann die Verwendung des Messsystems RaySafe i2 sehr hilfreich sein.

Die dieser Arbeit zugrundeliegenden Messungen erfolgten in Zusammenarbeit mit dem Institut für Krankenhausphysik des Krankenhaus Hietzing mit Neurologischem Zentrum Rosenhügel. Die beobachteten klinischen interventionellen radiologischen Eingriffe erfolgten auf der 1. Chirurgischen Abteilung des KH Hietzing mit NZ Rosenhügel.

Abstract

Increased awareness of high personal dose exposure of medical staff in interventional radiology (IR) demands an assessment of radiation protection procedures. Mandatory dose monitoring systems do not allow to relate dose to specific actions of the staff as they just accumulate a total dose per month. Therefore we decided to use a measuring system by Unfors, RaySafe i2 which is built for real-time dosimetry of scattered radiation in pulsed X-ray fields.

The dose value regulated by law $H_P(10)$ is based on the actual accumulated dose of the torso and measured beneath the lead apron. However doses of head and limbs are expected to be far higher as those body parts are not protected by the lead apron. For our measurements six dosimeters were used to mark different body parts of the medical staff. These dosimeters monitored accumulated dose per second and due to the real time response peaks in dose rate could be related directly to actions of the medical staff. Based on those insights further systematic measurements under laboratory conditions were taken, followed by an evaluation of the distribution of scattered radiation in the operating room as well as the improvement of common radiation protection.

For instance it was possible to separate between the dose gained by digital subtraction angiography (DSA) and the one gained by fluoroscopy. Analysing one intervention led to similar doses for both ways of monitoring, even if the mean dose rate differed by the factor of 60 (f.e. dose rate of the position „left upper arm“: DSA: 33 mSv/h; Fluoro: 0.6 mSv/h). That was explained by far longer periods of fluoroscopy (29.3 min) then DSA (approx. 76 s).

The measurements showed explicit dependency between the intensity of the scattered radiation and the radiated volume too. On the average, interventions on the lower leg led to radiation doses of about 20 to 40 μSv . Multiple dose is accumulated during interventions at the abdomen (approx. 150 μSv). Similar differences were detected if the patients were obese.

The need for assessment of the position of the ceiling suspended shield was shown by the analyses. If the screen is used properly the dose of the radiologist can be, according to phantom measurements, reduced by 98 % especially during DSA.

One of the most important things for radiation protection of medical staff in IR is to increase the awareness for the presence of scattering radiation and the huge positive

impact of the tools provided for radiation protection. The System RaySafe i2 allows to make X-Ray radiation „visible“ and is therefore good to optimize the radiation protection during interventions or radiation protection training sessions.

This work was possible due to an cooperation with the „Institut für Krankenhausphysik“ at the hospital „Krankenhaus Hietzing mit Neurologischem Zentrum Rosenhügel“ in Vienna, Austria.

Danksagung

Viele kleine und auch größere Hürden sind bis zum Studienabschluss zu überwinden. Ich bin froh, dass ich mich am Weg bis zur Fertigstellung meiner Diplomarbeit auf zahlreiche Unterstützung verlassen konnte.

So freut es mich „Danke!“ sagen zu dürfen ...

... **an Hrn. Em.O.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Johannes Aiginger**, für die Ermöglichung dieser Diplomarbeit.

... **an Fr. Dipl.-Ing. Ruth Freund**, für ihre Zeit die sie mit mir bei Phantommessungen und zahlreichen Besprechungen verbracht hat und ihre unschätzbare wichtige fachliche Unterstützung.

... **an Fr. Ass.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Karin Poljanc**, für ihre wesentliche Hilfe beim zum Papier bringen der Arbeit und das unermüdliche Korrekturlesen.

... **an Hrn. OA Dr. Gerard Mertikian**, für die ursprüngliche Idee zu dieser Diplomarbeit und seine bereitwillige Teilnahme an den zahlreichen Messungen.

... **an Fr. Mag. Bettina Ibi**, für die Zurverfügungstellung des Messsystems.

... **an das Team der 1. Chirurgischen Abteilung des KH Hietzing**, für die gute Kooperation während der Messungen und die Beantwortung zahlreicher medizinischer bzw. radiologischer Fragen.

... **an das Team des Instituts für Krankenhausphysik des KH Hietzing**, für das ausgezeichnete Arbeitsklima und die stete Versorgung mit Kaffee.

... **an die Hochschülerinnen- und Hochschülerschaft an der TU Wien (HTU)**, für die Unterstützung während meines gesamten Studiums.

... **an all meine Studienkolleginnen und Studienkollegen**, für die stets gute Zusammenarbeit und die schöne Zeit die wir zusammen an der Universität verbracht haben.

... **an alle meine Freunde**, dafür, dass sie mir meine Abwesenheit in der Endphase meines Studiums verzeihen.

... **an meine Familie und im Speziellen an meine Eltern Lotte und Ernst**, für die finanzielle und mentale Unterstützung während meines gesamten Studiums.

... **an meinen Verlobten Robert**, für seine unendliche Geduld, für die Stunden des positiven Zuspruchs und dafür, dass er nie die Hoffnung in mich aufgibt.

Inhaltsverzeichnis

Kurzzusammenfassung

Abstract

Danksagung

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Theoretischer Hintergrund	3
2.1	Röntgenstrahlung (X-Ray)	3
2.1.1	Röntgenstrahlung- eine Art der ionisierenden Strahlung	4
2.1.2	Entstehung der Röntgenstrahlung- Röntgenröhre	5
2.1.3	Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie	7
2.2	Dosisbegriffe und Gesetzliche Bestimmungen zum Strahlenschutz	9
2.2.1	Dosisbegriffe	9
2.2.2	Strahlenschutz- Zielsetzung und gesetzliche Richtlinien	13
2.2.3	Dosimetrie gepulster Röntgenstrahlung	14
2.3	Interventionelle Radiologie/ Angiografie - Ein Überblick	16
3	Material	19
3.1	Messsystem RaySafe i2	19
3.1.1	Aufbau und Funktionsweise der Dosimeter des Messsystems RaySafe i2	20
3.1.2	Evaluierung des Messsystems RaySafe i2 (Messaufbau)	21
3.1.3	Messergebnisse Performancetests RaySafe i2	25
3.1.4	Hinweise und Empfehlungen zur richtigen Anwendung des Messsystems RaySafe i2	31
3.2	Röntgen C-Bogen	34
3.3	Strahlenbelastung in der Interventionellen Radiologie	39
3.3.1	Strahlenschutzmaßnahmen in der IR	40
4	Methode	45
4.1	Messaufbau Operationssaal Angiografie- Patientenbetrieb	45
4.1.1	Strahlenbelastung des Radiologen in der IR- Messaufbau	46
4.1.2	Strahlenbelastung des sterilen Beidienstes in der IR- Messaufbau	48

4.1.3	Typische Körperhaltungen und Positionen von Radiologe und DGKS im Zuge eines interventionellen Eingriffs	49
4.1.4	Strahlenbelastung des gesamten im OP anwesenden medizinischen Personals in der IR- Messaufbau	53
4.2	Messaufbau Operationssaal Angiografie- Phantommessung	53
4.3	Messwert- Auswertung	53
4.4	Messfehlerangabe	54
5	Resultate- OP-Saal Patientenbetrieb	57
5.1	Strahlenexposition des Radiologen in der IR	58
5.1.1	Dosisleistungsverlauf der Streustrahlenexposition des Radiologen- Gegenüberstellung von DL zu DSA	62
5.1.2	Einfluss der Verwendung von patientennahe Streustrahlenabdeckung (RadPad) auf die Strahlenexposition des Radiologen .	66
5.2	Strahlenexposition des sterilen Beidienstes	68
5.3	Strahlenexposition des anwesenden anderen medizinischen Personals .	70
6	Resultate- OP-Saal Phantommessungen	73
6.1	Messungen zur Streustrahlenverteilung im Angiografie- Operationssaal	74
6.1.1	Einfluss des Durchleuchtungsmodus auf die Streustrahlverteilung	74
6.1.2	Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit vom Abstand zum Primärstrahleintrittspunkt	76
6.1.3	Höhenprofil der Streustrahlverteilung im Raum	77
6.1.4	Einfluss des Patientenvolumens auf die Intensität der Streustrahlenexposition	78
6.1.5	Einfluss der Zoom-Stufen auf die Intensität der Streustrahlenexposition	80
6.1.6	Einfluss des C-Bogen- Winkels auf die Intensität und Verteilung der Streustrahlung	82
6.2	Einfluss diverser Strahlenschutzeinrichtungen auf die Intensität der Streustrahlung	88
6.2.1	Einfluss der patientennahen Streustrahlenabschirmung RadPad	93
7	Interpretation und Diskussion	97
7.1	Interpretation der Streustrahlenexposition des Radiologen in der IR .	97
7.1.1	Streustrahlenexposition im Vergleich: DL vs. DSA	98
7.1.2	Beeinflussung der Streustrahlenexposition durch die patientennahe Streustrahlenabschirmung RadPad	98
7.2	Interpretation der Streustrahlenexposition des sterilen Beidienstes in der IR	100
7.3	Interpretation der Streustrahlenexposition des anwesenden anderen medizinischen Personals	101
7.3.1	Streustrahlenexposition der RadiologietechnologInnen in der IR	101

7.3.2	Streustrahlenexposition des unsterilen Beidienstes in der IR	101
7.4	Schwierigkeiten bei der Durchführung der Messungen im OP- Diskussion des Messablaufs	102
8	Ausblick	103
9	Conclusio	105
	Abkürzungsverzeichnis	i
	Literatur	iii
	Abbildungsverzeichnis	vii
	Tabellenverzeichnis	x

1 Einleitung

In der Interventionellen Radiologie (IR) treten hohe Strahlendosen nicht nur für die Patienten, sondern im Speziellen auch für das medizinische Personal auf. Vor allem die Tatsache, dass das medizinische Personal der ionisierenden Strahlung oft mehrere Stunden pro Tag ausgesetzt ist, führt dazu, dass Strahlenschutz besonders beachtet und die Reduktion der Strahlenbelastung angestrebt werden müssen.

Es gibt die gesetzliche Verpflichtung für strahlenexponierte Personen ein Personen-Dosimeter bei sich zu tragen. In der Interventionellen Radiologie ist anzunehmen, dass aufgrund der guten Abschirmeigenschaften von Blei gegenüber Röntgenstrahlung die amtlichen Dosimeter, die unter der Bleischürze am Rumpf zu tragen sind, kaum eine Aussage bezüglich der tatsächlich absorbierten Dosis an den Extremitäten oder jener im Kopfbereich liefern.

Bisher wurde die Evaluierung der Strahlenexposition meist mit TL- Dosimetern (Thermolumineszenz- Dosimetern) durchgeführt. Erst im Jahre 2011 wurden dazu im groß angelegten EU-Projekt ORAMED [13] unter anderem von Nikodemová et al. [11] Daten zur Strahlenexposition von medizinischem Personal in der Interventionellen Radiologie veröffentlicht.

Wenn auch die Dosisermittlung durch TL- Dosimeter ein etabliertes, gut bekanntes Verfahren ist, hat sie jedoch den Nachteil, dass nur die akkumulierte Dosis pro Messdauer ermittelt werden kann. Die Verwendung von Aktiv- Personen- Dosimetern ermöglicht, durch die Aufzeichnung der Dosis pro Sekunde, nicht nur eine Darstellung des Dosisleistungsverlaufs während des Messintervalls, sondern auch die getrennte Darstellung der Dosiswerte zwischen Durchleuchtungs- Bildgebung (DL) und Digitaler Subtraktions- Angiografie (DSA), zwei unterschiedlichen Bildgebungsverfahren in der Interventionellen Radiologie.

Da etwaige empfohlene Schutzmaßnahmen auf die Arbeit des medizinischen Personals abgestimmt sein müssen und im Idealfall zu keiner Beeinträchtigung ihrer Aktionsfreiheit führen sollen, ist eine genaue Betrachtung und Bewertung der Handlungen und eingenommenen Positionen während eines Eingriffs notwendig. Einzuhaltende Schutzmaßnahmen sind stets mit der Erhöhung der physischen und psychischen Belastung des medizinischen Personals, sowie des Patienten aufzuwiegen. Dies entspricht auch der grundlegenden Leitlinie des Strahlenschutzes, dem ALARA Prinzip („As Low As Reasonably Achievable“ engl. für „so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar“).

Die im Zuge der vorliegenden Arbeit, während 49 klinischen Eingriffen in der Angiografie der 1. Chirurgischen Abteilung des KH Hietzing durchgeführte Messungen, geben Auskunft über die Strahlenbelastung des medizinischen Personals in der IR. Die Belastung der Radiologen und des sterilen Beidienstes wird im Speziellen betrachtet. Phantommessungen dienen zur Verifikation der Erkenntnisse. In weiterer Folge sollen die Möglichkeiten eines gezielten Einsatzes von Schutzmaßnahmen aufgezeigt werden.

2 Theoretischer Hintergrund

2.1 Röntgenstrahlung (X-Ray)

Schon bald nach der Entdeckung der X-Strahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen¹ 1895 war ihr Nutzen für die Medizin absehbar. War doch eines der ersten aufgenommenen und bei der Vorstellung der Entdeckung vor der Physikalisch- Medizinischen Gesellschaft zu Würzburg am 23. Jänner 1896 präsentierten Bilder jenes der Hand des Anatomen und Physiologen Albert von Koelliker. Bald folgte der Bedarf, die Strahlung zu kategorisieren und zu messen. Bereits in seiner zweiten Mitteilung im März 1896 veröffentlichte W.C. Röntgen eine Abhandlung über die Messung der Röntgenstrahlung mithilfe von Ionisationskammern.

Der Begriff der Dosimetrie geht auf den Schweizer Mathematiker, Arzt und Strahlenforscher Theophil Christen² zurück, der bereits zwischen der physikalischen Dosis „die Röntgenenergiemenge, welche in einem Körperelement absorbiert wird, dividiert durch das Volumen dieses Elements“ und der biologischen Dosis, welche als „Ursache der Veränderung des biologischen Gewebes durch die Strahlenwirkung anzusehen ist“, unterschied [16]. In den seit damals vergangenen hundert Jahren entstanden viele Definitionen rund um die Dosimetrie. Ein wichtiger Schritt zur Vereinheitlichung war die Einführung des SI-Systems (Internationalen Einheitensystems) 1956. Die heute gültigen Dosisbegriffe folgen Empfehlungen der International Commission on Radiological Protection (ICRP).

So bildet die im März 2007 verabschiedete Veröffentlichung der ICRP (ICRP 103) [7] die Grundlage für die Richtlinien des Europäischen Rats, z.B. Euratom 2013/59 [17]. Basierend auf dem EU-Recht werden diese Richtlinien in der österreichische Gesetzgebung im Strahlenschutzgesetz (StrSchG) [19] umgesetzt. In der Allgemeinen Strahlenschutzverordnung (AllStrSchV) [2] werden konkrete Grenzwerte festgesetzt. Die Medizinische Strahlenschutzverordnung (MedStrSchV) [10] folgt dem StrSchG unter spezieller Berücksichtigung der medizinischen Aspekte.

¹ Wilhelm Conrad Röntgen *27. März 1845 Leipzig +10. Februar 1923 München; deutscher Physiker. Entdecker der nach ihm benannten Röntgenstrahlung, die er selbst X-Strahlen nannte. Er erhielt 1901 den ersten Nobelpreis für Physik „als Anerkennung des außerordentlichen Verdienstes, das er sich durch die Entdeckung der nach ihm benannten Strahlen erworben hat“ [9]

² Teophil Christen *1. April 1873 Basel, +6. Mai 1920 Genfersee; Arzt, Mathematiker, Physiker. Sein Werk „Messung und Dosierung der Röntgenstrahlen“ erschien im Jahre 1913.

2.1.1 Röntgenstrahlung- eine Art der ionisierenden Strahlung

Definition: Ionisierende Strahlung: Energie, die in Form von Teilchen oder elektromagnetischen Wellen mit einer Wellenlänge von 100 Nanometern oder weniger (einer Frequenz von 3×10^{15} Hertz oder mehr) übertragen wird, die direkt oder indirekt Ionen erzeugen können.
[Euratom 2013 4.46]

Röntgenstrahlung ist **elektromagnetische (EM) Strahlung**, die aufgrund des Energiebereichs ihres Spektrums zur ionisierenden Strahlung zählt.

Als ionisierend wird Strahlung in jenem Energiebereich bezeichnet, die bereits eine so hohe Energie (ab etwa 5 eV) besitzt, um beim Durchdringen eines Materials die Elektronen aus den Atomen herauszulösen. Im Fall von elektromagnetischer Strahlung trifft dies ab einer Wellenlänge von kleiner als 320 nm (im Bereich des UV, sowie höherer Frequenzen) zu. Je nach Ursprung und Energie der EM-Strahlung wird diese als UV-, Röntgen- bzw. (radioaktive) γ -Strahlung bezeichnet. Des Weiteren kann Ionisierung auch durch Korpuskularstrahlung (α , β , n,...) auftreten.

Die verschiedenen Arten der ionisierenden Strahlung unterscheiden sich wesentlich in ihrer Zusammensetzung (Elementarteilchen, Ion,...), Entstehung, Eindringtiefe, Wechselwirkung, physikalischer, sowie biologischer Wirkung. Man unterscheidet zwischen direkt und indirekt ionisierender Strahlung:

Direkt ionisierende Teilchen (Korpuskeln - Teilchen mit Ruhemasse) sind geladene Teilchen (Elektronen, Protonen, Alphateilchen, Deuteronen, u.a.), die auf ihrer Bahn durch die Materie die Atome unmittelbar in vielen Stößen zu ionisieren vermögen.

Indirekt ionisierende Teilchen sind ungeladene Teilchen (z.B. Photonen - Teilchen ohne Ruhemasse, Neutronen). Bei diesen vollzieht sich die Wechselwirkung in zwei Stufen: In der ersten Stufe werden geladene Teilchen erzeugt, in der zweiten übertragen die geladenen Teilchen ihre Energie auf die Materie.³

Bei Photonenstrahlung werden je nach Entstehungsart verschiedene Bezeichnungen gewählt:

Röntgenstrahlung allgemein ist die in der Atomhülle oder im Coulombschen Feld von Atomkernen entstehende Photonenstrahlung mit Energien, die eine indirekte Ionisation durch Stoß ermöglichen.

Bremsstrahlung ist die Röntgenstrahlung, die durch Ablenkung und Abbremsung geladener Teilchen im Coulombschen Feld von Atomkernen in der Hüllenelektronen entsteht. Sie wird vorzugsweise durch Abbremsung von Elektronen in Röntgenröhren oder Beschleunigungsröhren erzeugt. Das Röntgen- Bremspektrum ist ein kontinuierliches Spektrum mit Photonen aller Energien bis zu einem Höchstwert, der Grenzenergie, die der kinetischen Energie der geladenen Teilchen entspricht.

³ nach H.Reich [16] S. 31

In der Atomhülle entsteht die **charakteristische Strahlung** (Eigenstrahlung, Röntgen- Fluoreszenzstrahlung), wenn Atome, bei denen durch Ionisation oder Anregung ein Platz in einer inneren Elektronenschale freigeworden ist, durch das Auffüllen der Lücke mit einem Elektron aus einer äußeren Schale in einen Zustand kleinerer Energie übergehen. Das Spektrum der charakteristischen Röntgenstrahlung ist ein Linienspektrum mit Photonenenergien, die für das betreffende Element charakteristisch sind. Die charakteristische Strahlung, die bei einem Elektronenübergang in die K-, L-, M- ... Schale entsteht, wird K-, L-, M- Strahlung genannt.⁴

γ - Strahlung ist die Photonenstrahlung, die von angeregten Atomkernen ausgesandt wird, wenn sie in einen Zustand kleinerer Energie übergehen, oder die bei Elementarteilchenprozessen entsteht.

Gammastrahlung unterscheidet sich von der Röntgenstrahlung demnach nicht durch die Photonenenergie, sondern durch die Art ihrer Entstehung. (Die Röntgenstrahlung der üblichen Elektronenbeschleuniger enthält z.B. Photonen höherer Energie als die Gammastrahlung radioaktiver Stoffe.) Das Spektrum der von Radionukliden emittierten Gammastrahlung ist ein Linienspektrum welches Photonenenergien aufweist, die für das betreffende Nuklid charakteristisch sind.

2.1.2 Entstehung der Röntgenstrahlung- Röntgenröhre

Röntgenstrahlen für die medizinische Diagnostik werden in Röntgenröhren (Abb. 2.1) durch das Auftreffen eines Elektronenstrahls auf eine Anode („Target“) erzeugt. Die Elektronen des Elektronenstrahls werden hierzu von einer Glühkathode emittiert, fokussiert und mittels einer Hochspannung von 40 - 120 kV zwischen Kathode und Anode beschleunigt. Wenn der Elektronenstrahl auf die Anode trifft, wird ein Teil der kinetischen Energie in Röntgen-Photonen umgewandelt. Der Großteil der kinetischen Energie wandelt sich in thermische Energie um, die zum Aufheizen der Anode führt. Durch den Einsatz von Drehanoden und entsprechender Kühlung der Anode kann einer Überhitzung entgegengewirkt werden.

Die erzeugte Röntgenstrahlung wird in alle Raumrichtungen ausgestrahlt. Durch die Wahl eines geeigneten Anoden- Winkels erhält man eine erhöhte Intensität bei ca. 60°-90°. Ein Austrittsfenster ermöglicht, mit nur geringer Abschwächung, das Austreten der Röntgenstrahlung aus der Röntgenröhre bei gleichzeitiger Erhaltung des für die Strahlungserzeugung erforderlichen Vakuums in der Röhre. Ein Generator sorgt für die Versorgung der Röhre mit möglichst konstanter Hochspannung, sowie geeignetem Kathodenstrom.

Ein Ansteigen des Kathodenstroms führt, durch die Zunahme der beschleunigten Elektronen, zu einer Erhöhung der Röntgenstrahlendichte, d.h. einem Anstieg der Dosisleistung. Die Erhöhung der Spannung führt zur Erhöhung der Geschwindigkeit

⁴ nach H.Reich [16] S. 32

der beschleunigten Elektronen, sodass die erzeugten Röntgenstrahlen eine höhere Energie haben. (Anm. Eine geeignete Wahl der Röntgenröhrenspannung und des Kathodenstroms ist daher in der diagnostischen Radiologie zur Regulierung der Bildqualität, sowie auch der Dosisbelastung essenziell.)

Der erzeugte Röntgenstrahl wird auf den Patienten gerichtet. Ein Teil der Röntgenstrahlung dringt durch den Patienten, wobei im Körper Streuung und Absorption stattfindet. Die am Detektor auftreffende Strahlung wird in Form einer zweidimensionalen Dosisverteilung, detektiert. Früher wurden die Aufnahmen überwiegend mit röntgenempfindlichen Filmen durchgeführt (z.B. AgBr), heute bedient man sich meist der digitalen Bildtechnik.⁵

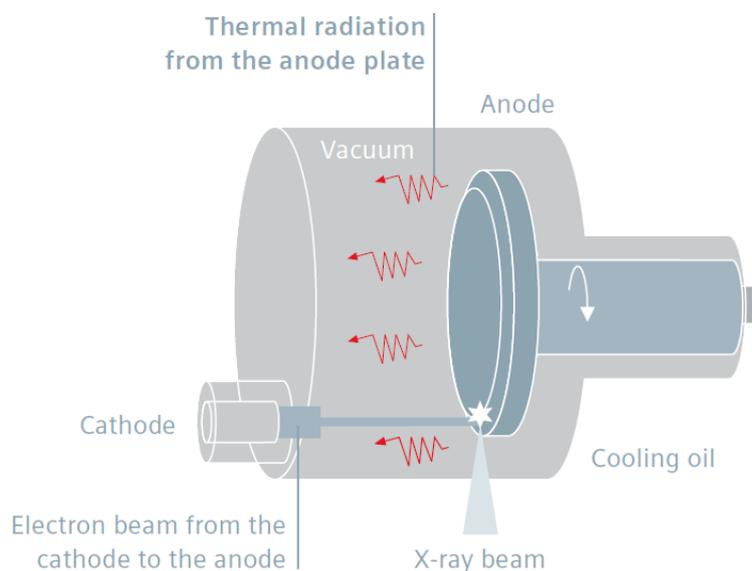


Abb. 2.1: Schematische Darstellung einer Röntgenröhre. Die Drehanode ermöglicht eine schnellere Hitzeabfuhr. Die blaue Linie zwischen Kathode und Anode stellt den Elektronenstrahl dar. Die von der Anode emittierten Röntgenstrahlen sind schematisch durch den hellblauen Kegel dargestellt. Die Röntgenstrahlen verlassen die Röntgenröhre durch das Austrittsfenster. Nur ein Teil des einfallenden Elektronenstrahls wird in Röntgenstrahlung umgewandelt, der Großteil in thermische Energie, die durch die kleinen roten Pfeile dargestellt ist. [Bildquelle [8] Fig. 5, p. 15]

⁵ nach: Guide to the Right Dose [8] S.14

2.1.3 Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie

Trifft Röntgenstrahlung auf Materie, so wird ein Teil der Strahlung von der Materie absorbiert bzw. durch die Materie gestreut, sowie je nach Dicke, Dichte und Ordnungszahl Z der Materie ungestreut transmittiert.

Generell tritt bei Eintreten von Röntgenstrahlung in Materie eine exponentielle Abschwächung auf. Diese wird durch das **Schwächungsgesetz** beschrieben.

$$\frac{dN}{dx} = -\mu N \quad N(x) = N_0 e^{-\mu x}$$

mit N Photonenanzahl nach dem Materiedurchgang
 N_0 Photonenanzahl vor dem Materiedurchgang
 μ linearer Schwächungskoeffizient $[\mu] = \text{cm}^{-1}$
 x Dicke der absorbierenden Schicht $[x] = \text{cm}$

Der **lineare Schwächungskoeffizient** $[\mu] = \text{cm}^{-1}$ setzt sich aus den Beiträgen zu den verschiedenen Wechselwirkungsmöglichkeiten von Photonenstrahlung mit Materie, der Photoabsorption (Photoeffekt), Streuung (elastische Rayleighstreuung und inelastische Comptonstreuung) und Paarbildung, zusammen. Er ist stark energie- und materialabhängig.⁶

In Analogie zur Halbwertszeit aus dem Zerfallsgesetz radioaktiver Elemente wird die Größe $d_{1/2}$ eingeführt. Die sogenannte **Halbwertsschichtdicke** ist jene Materialdicke nach der der Primärstrahl auf die Hälfte seiner Intensität abgeschwächt worden ist.

$$N(x) = N_0 e^{-\frac{\ln 2 \cdot x}{d_{1/2}}} \quad \text{mit} \quad \mu = \frac{\ln 2}{d_{1/2}}$$

Das Schwächungsgesetz gilt jedoch in dieser Form nur bei schmalen (kollimierten) Strahlenbündeln und monochromatischer Strahlung. In offenen Geometrien, wie sie für Strahlenschutzabschirmungen meist zutreffend sind, kann die Dosis hinter der Abschirmung weit höher sein, als durch das Schwächungsgesetz vermutet. Dies ist auf den sogenannten **Geometriefaktor**⁷ zurückzuführen.

⁶ Für Details zu den diversen Wechselwirkungsmöglichkeiten von Röntgenstrahlen mit Materie wird auf Fachliteratur, zB. W. Demtröder[5] Kap. 7.5.3 oder H. Krieger[9] Kap. 4, verwiesen.

⁷ Eine detaillierte Beschreibung des Geometriefaktors ist Fachliteratur, z.B. H. Reich[16] Kap. 3.2.3 bzw. H. Krieger[9] Kap. 5.4, zu entnehmen.

Aufgrund der niedrigen Ordnungszahlen der im Gewebe vertretenen Elemente erfolgt die Wechselwirkung im menschlichen Körper hauptsächlich über den Comptonneffekt⁸. Die durch **Comptonstreuung** entstehende Streustrahlung tritt aus dem Patienten ins Umfeld aus. Die Abschirmung der Streustrahlung stellt einen wesentlichen Aspekt im Strahlenschutz des medizinischen Personals dar.

Aufgrund der guten Abschirmwirkung von Materialien hoher Dichte und hoher Ordnungszahl Z , hat sich historisch Blei als Abschirmmaterial für Röntgenstrahlung etabliert. Um die Abschirmwirkung anderer Absorbermaterialien vergleichbar zu machen, wurde im Strahlenschutz der Begriff des Bleiäquivalents eingeführt.

Das **Bleiäquivalent (auch Bleigleichwert)** ist ein Maß für den Grad der Schwächung von ionisierenden Strahlen (v. a. Röntgenstrahlen). Diese ist gegeben durch die Dicke einer Bleischicht, die eine gleich große Schwächung der Strahlung, wie die zu bezeichnende absorbierende Schicht hervorruft.⁹

Da die Abschirmwirkung von Materialien energieabhängig ist, erfolgt die Bestimmung des Bleiäquivalents jeweils bei Strahlung einer bestimmten Normenergie. Die Angabe dieser Energie ist daher bei Angabe des Bleiäquivalents wesentlich.

Eine ausführliche Beschreibung der **biologischen Strahlenwirkung** ist Fachliteratur, z.B. Th. Schmidt[18] Kap.3., zu entnehmen.

⁸ siehe Th. Schmidt[18] Kap.1.1 S.18

⁹ Definition nach http://universal_lexikon.deacademic.com/215012/Bleigleichwert; abgerufen am 11.5.15

2.2 Dosisbegriffe und Gesetzliche Bestimmungen zum Strahlenschutz

Dosis ist ein Maß für die Wirkung von ionisierender Strahlung. Als Dosimetrie wird die messtechnische Bestimmung der durch ionisierende Strahlung hervorgerufene Dosis bezeichnet.

In Österreich wird die Arbeit mit bzw. der Schutz der Bevölkerung vor ionisierender Strahlung durch das Strahlenschutzgesetz 2006, Österreich, Novelle 2013 [19] (StrSchG), sowie durch die Allgemeine Strahlenschutzverordnung 2006, Österreich, Novelle 2012 [2] (AllgStrSchV) und die Medizinische Strahlenschutzverordnung 2004, Österreich, Novelle 2010 [10] (MedStrSchV) festgelegt. Nach EU-Recht haben die nationalen Gesetze der Richtlinie Euratom 2013/59 des Rates der Europäischen Union (EU) vom 5. Dezember 2013 [17] (Euratom 2013/59) zu folgen. Diese bezieht sich auf die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP)-Veröffentlichung 103, verabschiedet im März 2007 [7] (ICRP 103). Diverse Normen regeln die Umsetzung der Verordnungen.

In Folge wird bei der Auflistung von Grenzwerten und Definitionen auf die gültige AllgStrSchV, sowie - sofern unterschiedlich - auf die „neuen“ Grenzwerte der Euratom 2013/59 Bezug genommen, die bis 2018 in der österreichischen Gesetzgebung umgesetzt werden müssen.

2.2.1 Dosisbegriffe

Durch die Gefahren, die von ionisierender Strahlung ausgehen und die tägliche Verwendung ebendieser in Medizin, Technik, sowie aber auch die Konfrontation im täglichen Leben durch die Exposition mit natürlicher Strahlung, ist es von großer Bedeutung, die Strahlendosis zu messen und verständlich darzustellen.

Generell muss zwischen physikalischen Dosen, die messbar sind und biologischen Dosen, in die Erfahrungswerte der biologischen Wirksamkeit einfließen, unterschieden werden. Des weiteren gibt es im Strahlenschutz den Begriff der operationellen Größen, um das Risiko abschätzbar und vergleichbar zu machen.

2.2.1.1 Physikalische Dosis

Ionendosis J

Ladungsmenge (eines Vorzeichens) ΔQ , welche in Luft durch Ionisation pro Masse ΔM erzeugt wird.

$$J = \frac{\Delta Q}{\Delta M} = \frac{1}{\rho} \frac{\Delta Q}{\Delta V}; [J] = 1 C/kg$$

frühere Einheit: Röntgen $1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} C/kg$

Energiedosis D

Die mittlere von einer Substanz der Dichte ρ lokal absorbierte Energie ΔE pro Masse ΔM .

$$D = \frac{\Delta E_{abs}}{\Delta M} = \frac{1}{\rho} \frac{\Delta E_{abs}}{\Delta V}; [D] = 1 J/kg = 1 Gy (Gray)^{10}$$

frühere Einheit: rad (radiation absorbed dose); $1 rad = 0,01 Gy$

Kerma (Kinetic Energy Released per unit MAss)

Die auf geladene Sekundärteilchen der ersten Generation übertragene kinetische Energie pro Masse. Diese Dosisgröße ist materialabhängig und wird immer in Bezug auf ein Material angegeben, z.B. AirKerma. $K = \frac{\Delta E_{trans}}{\Delta M} = \frac{1}{\rho} \frac{\Delta E_{trans}}{\Delta V}$;

$$[K] = 1 Gy$$

Dosisleistungsgrößen

Differenzquotienten der Dosisgrößen nach Zeiteinheit

$$\text{Ionendosisleistung } \dot{J} = \frac{dJ}{dt}; [\dot{J}] = 1 C/s kg$$

$$\text{Energiedosisleistung } \dot{D} = \frac{dD}{dt}; [\dot{D}] = 1 Watt/kg$$

$$\text{Kermadosisleistung } \dot{K} = \frac{dK}{dt}; [\dot{K}] = 1 Watt/kg$$

Die Dosisleistung ist zur Abschätzung des Risikopotentials einer Strahlenexposition direkt aussagekräftig.

2.2.1.2 Biologische Dosis

Die biologische Strahlenwirkung ist für die gleiche Energiedosis D für verschiedene Strahlungsarten und Strahlungsenergien unterschiedlich. Die biologischen Dosisbegriffe wurden eingeführt, um das stochastische Strahlenrisiko unabhängig der Strahlenart messbar zu machen und in Folge dessen Grenzwerte festzusetzen.

Generell gibt es zwei Möglichkeiten der biologischen Wirkung. Bei der deterministischen Wirkung ist der Schaden der Folgewirkung dosisabhängig. Es kann daher ein Schwellwert für auftretende Schäden angegeben werden. Zu deterministischen Strahlenschäden zählen z.B. Hautrötungen und Blutbildveränderungen. Im Gegensatz dazu ist bei stochastischen Strahlenschäden die Wahrscheinlichkeit des Auftretens, nicht die Schwere des Schadens, dosisabhängig. Hierzu zählt z.B. Tumore und Mutationen.

(Organ-)Äquivalentdosis H_T

(auch Organdosis) Maß für den biologischen Effekt im Gewebe oder Organ unter Berücksichtigung der Strahlenart. H_T berechnet sich als Produkt aus mittlerer Energiedosis $D_{T,R}$ des bestrahlten Körperteils und dem Strahlungswichtungsfaktor w_R (Werte für w_R siehe Tabelle 2.1) für die jeweils vorliegende

¹⁰ Louis Harald Gray (*10. 11. 1905, †9. 7. 1965), englischer Physiker. Verfasste wichtige Arbeiten zur kosmischen Strahlung, Dosimetrie, medizinischen Physik und zum Strahlenschutz. Ihm zu Ehren wurde die Einheit der Energiedosis Gray genannt. [9]

Strahlenart.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}; [H_T] = 1 Sv^{11} \text{ frühere Einheit: rem (radiation equivalent men) } 1 rem = 1 J/kg = 0,01 Sv$$

Tab. 2.1: Strahlungswichtungsfaktor w_R nach Empfehlung ICRP103 [7]

Strahlungsart	Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R
Photonen	1
Elektronen ^[a] und Myonen	1
Protonen und geladene Pionen	2
Alphateilchen, Spaltfragmente und Schwerionen	20
Neutronen	Eine stetige Funktion der Neutronen-energie

^[a] Ausnahme Auger-Elektronen.

Effektive Dosis E

Maß für den biologischen Effekt im Körper abhängig von der Strahlenart und abhängig vom bestrahlten Organ. Die Effektive Dosis kann als Ganzkörperdosis ermittelt werden oder nur Teilbereiche erfassen. Sie dient zur Abschätzung des stochastischen Risikos.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}; \sum w_T = 1; [E] = 1 J/kg = 1 Sv$$

Werte für den Gewebewichtungsfaktor w_T sind in Tabelle 2.2 aufgelistet. Diese wurden durch epidemiologische Studien ermittelt, sind alters und geschlechts-gemittelt.

Tab. 2.2: Gewebewichtungsfaktor w_T nach Empfehlung ICRP103 [7]

Organe und Gewebe	Organ-Wichtungsfaktor w_T
Knochenmark (rot), Kolon, Lunge, Magen, Brust, restliche Gewebe ^[b]	jeweils 0,12
Keimdrüsen	0,08
Blase, Oesophagus, Leber, Schilddrüse	jeweils 0,04
Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut	jeweils 0,01

^[b] restliche Gewebe: Nebennieren, Obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/Gebärmutterhals (w), Prostata (m)

¹¹ Rolf Maximilian Sievert (*6. 5. 1896, †3. 12. 1966), schwedischer Physiker. Verfasste grundlegende Arbeiten zur Radiologie, zum Strahlenschutz und zur Dosimetrie. Ihm zu Ehren wurde 1978 die Einheit der Äquivalentdosis Sievert genannt. [9]

Relative Biologische Wirksamkeit RBW

Das Verhältnis der für einen bestimmten biologischen Effekt erforderlichen Energiedosis einer Referenzstrahlung (Co-60, γ) und der Energiedosis der zu vergleichenden Strahlung für die quantitativ erfassbare biologische Wirkung u.

$$RBW = \frac{D_{ref}(u)}{D_{vgl}(u)}$$

Es ist anzumerken, dass die Organ-Äquivalentdosis, sowie die Effektive Dosis auf statistisch ermittelten Werten beruhen und diese im Laufe der Zeit mehrmals einer Neubewertung unterworfen wurden.

2.2.1.3 Operationelle Größen

Die körperbezogenen Strahlenschutzgrößen „Organdosis“ und „effektive Dosis“ sind in der Praxis nicht direkt messbar. Daher werden operationelle Größen zur Schätzung der effektiven Dosis oder der Organdosen in Geweben und Organen verwendet[7]. In der Personendosimetrie ist hier, neben weiteren operationellen Größen wie der Umgebungs- und der Richtungs-Äquivalenzdosis, vor allem die Personendosis wichtig und eine gesetzlich vorgeschriebene zu dokumentierende Messgröße.

Personendosis $H_P(d)$ (personal dose equivalent) - Definition nach ICRP103

„Eine Dosismessgröße. Die Äquivalentdosis in ICRU-Weichteilgewebe in einer geeigneten Tiefe d (mm) unter der Stelle der Körperoberfläche, an der das Personendosimeter getragen wird.“

$$[H_P(d)] = 1 \text{ J/kg} = 1 \text{ Sv}$$

$H_P(10)$... Tiefen-Personendosis, zur Schätzung der effektiven Dosis.

$H_P(0,07)$... Personendosis, zur Schätzung der Haut-, Hand- und Fußdosis.

$H_P(3)$... Personendosis, zur Überwachung der Augenlinsendosis.

Besonders muss bei der Angabe von Dosiswerten die jeweils verwendete Dosisgröße angegeben werden, denn Äquivalentdosis H_T , Effektive Dosis D , sowie auch die operationellen Größen Umgebungs- und Richtungsäquivalenzdosis, sowie Personendosis (H^* , H' , H_P) werden in der Einheit Sv (Sievert) angegeben.

DAP (Dosis-Flächen-Produkt, engl. Dose-Area-Product)

Das Dose Area Product, auch Kerma Area Produkt, ergibt sich aus Multiplikation der Feldgröße mit der für ebendiese Ebene gemittelten AirKerma-Dosis. Es entsteht eine Dosisgröße, die unabhängig vom Abstand zur Strahlungsquelle ist und in der Radiologie zur Einschätzung der Patientendosis verwendet wird. Siehe Abb.2.2.

$$[DAP] = \text{Gy} \cdot \text{m}^2$$

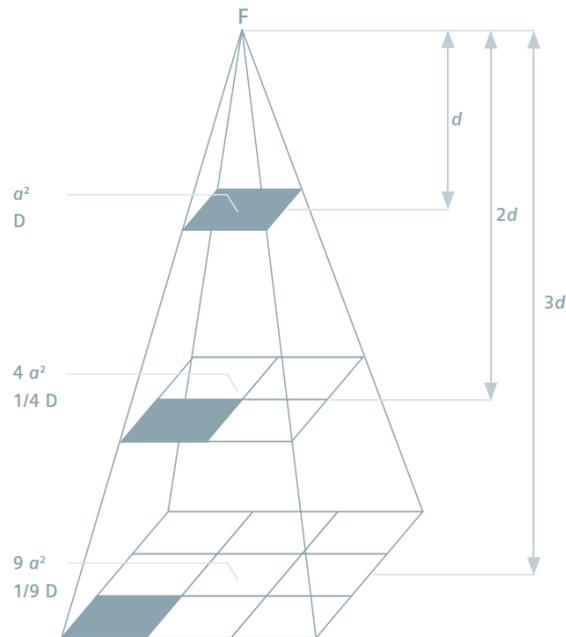


Abb. 2.2: Darstellung des Dosisflächenprodukts (DAP) und des Abstandquadratgesetzes. Da die Dosis sich mit dem Quadrat des Abstands reduziert, die bestrahlte Fläche mit dem Quadrat des Abstands zunimmt, ist das Dosisflächenprodukt eine Konstante. [Bildquelle [8] SiemensGuide p 100 Fig 55]

2.2.2 Strahlenschutz- Zielsetzung und gesetzliche Richtlinien

Zum Schutz von beruflich strahlenexponierten Personen sind in der AllgStrSchV (2012) Grenzwerte festgelegt. Diese Grenzwerte müssen mit Hilfe von Personendosimetern überwacht werden. Im Zuge der neuen EU-Richtlinie Euratom 2013/59 wurden neue Grenzwerte festgesetzt die bis 2018 in der österreichischen Gesetzgebung umgesetzt werden müssen. In Tab. 2.3 sind die derzeit gültigen, sowie die neuen Grenzwerte angeführt.

Im Zuge des Strahlenschutzes ist stets das ALARA (As Low As Reasonably Achievable = so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar), bzw. ALASTA (As Low As Scientifically And Technically Achievable = so niedrig wie wissenschaftlich und technisch erreichbar) Prinzip stets zu berücksichtigen.

Dies ist generell mit der „3A-Regel“ des praktischen Strahlenschutzes zu erreichen:
Abstand (Vergrößerung des Abstands der exponierten Person zur Strahlenquelle)
Abschirmung (Verminderung der Ortsdosis durch Abschirmungen des Strahlenfeldes)
Aufenthaltsdauer (Verminderung der Aufenthaltsdauer im Strahlenfeld)

Tab. 2.3: Grenzwerte- AllgStrSchV (2012) §12, §14 ([neu] Richtlinie Euratom 2013/59 Artikel 9, Artikel 12]

stochastische Effekte	Grenzwerte/Ganzkörper		
Effektivdosis E Ganzkörper ($H_P(10)$)	Kat.A 20 mSv/a (50 mSv/a bei 100 mSv/5 a)	Kat.B 6 mSv/a	Bevölkerung 1 mSv/a (5 mSv/5 a) [1 mSv/a]
deterministische Effekte	Grenzwerte/Teilkörper		
Äquivalenzdosis H: Augenlinse ($H_P(3)$)	Kat.A 150 [20] mSv/a	Kat.B 45 [15] mSv/a	Bevölkerung 15 mSv/a
Haut ($H_P(0,07)$)	500 mSv/a	150 mSv/a	50 mSv/a
Hände und Füße ($H_P(0,07)$) [Extremitäten]	500 mSv/a	150 mSv/a	

Laut Euratom 2013/59 Kapitel VI, Artikel 40 (1) werden zwei Kategorien strahlenexponierter Arbeitskräfte unterschieden:

Kategorie A: strahlenexponierte Arbeitskräfte, bei denen davon auszugehen ist, dass sie eine höhere effektive Dosis als 6 mSv pro Jahr oder eine höhere Organ-Äquivalenzdosis als 15 mSv pro Jahr auf die Augenlinse oder als 150 mSv pro Jahr für Haut und Extremitäten erhalten können

Kategorie B: strahlenexponierte Arbeitskräfte, die nicht Kategorie A angehören.

2.2.3 Dosimetrie gepulster Röntgenstrahlung

Um Dosisreduktion für Patient und Personal zu erzielen und die thermische Belastung der Röntgenröhre zu verringern, erzeugt die Mehrzahl medizinischer Röntengeräte gepulste Strahlungsfelder. Im Gegensatz zum zeitlich gleichmäßigen Verlauf in kontinuierlichen Strahlungsfeldern wird dabei die Strahlung in Form mehrerer kurzer Pulse abgegeben. Die Frequenz ist dabei so hoch, dass das Röntgenbild für das menschliche Auge immer noch kontinuierlich erscheint.

Während die Dosimetrie kontinuierlicher Strahlung ein sehr etabliertes Fachgebiet ist, stellte die im vergangenen Jahrzehnt stark zunehmende Verwendung gepulster Röntgenstrahlung eine neue Herausforderung dar.

Kontinuierliche, sowie gepulste Strahlung, im Hinblick auf elektronische Dosimeter, sind hierbei wie folgt definiert¹²:

Kontinuierliche Strahlung für die Orts- und Personendosimetrie ist jene ionisierende Strahlung, deren Dosisleistung an einem Ort, abgesehen von den Ein- und Ausschaltvorgängen, für längere Zeiten als 10 s konstant ist.

Gepulste Strahlung für die Orts- und Personendosimetrie ist jede ionisierende

¹² Definition nach PTB (Physikalisch technische Bundesanstalt Deutschland) 2009. Die Definition ist auf der Dauer des Messzyklus (10 s) vieler Dosimeter bei kleinen Dosisleistungen und auf der Anforderung an Alarmauslösung begründet.

Strahlung, die nicht kontinuierlich ist.

Typische Impulslängen in der Röntgendiagnostik liegen im Bereich von Millisekunden [ms].

Passive Dosimeter sind zur Messung gepulster Röntgenstrahlung generell geeignet, haben aber keine Möglichkeit, die erhaltene Dosis direkt abzulesen.

Bei **zählenden Dosimetern** ist generell die Totzeit t_d der Detektoren für deren Eignung bei gepulster Röntgenstrahlung ausschlaggebend.

$t_d \ll t_{pulse}$ Ist die Totzeit um vieles kleiner als die Dauer des Strahlungspulses, dann muss das Messgerät die Dosisleistung im Puls wie kontinuierliche Dosisleistung messen können.

$t_d \gg t_{pulse}$ Ist die Totzeit um vieles größer als die Dauer des Strahlungspulses, dann muss das Messgerät in der Lage sein, die Pulsdosis als Einzelimpuls korrekt zu messen und die Pulsfrequenz darf $1/t_d$ nicht überschreiten.

Um die Eignung des zählenden Dosimeter einschätzen zu können, müssen daher die Feldparameter der Pulsung bekannt sein und berücksichtigt werden.

Integrierende Dosimeter sind grundsätzlich besser geeignet als zählende Dosimeter, solange die Grenzen der Dosisleistungsmessung eingehalten werden.

Die Eignung handelsüblicher Aktiv-Personen-Dosimeter für gepulste Röntgenstrahlung wurde von Clairand et al. [4] im Zuge des ORAMED-Projekts [13] untersucht.

2.3 Interventionelle Radiologie/ Angiografie - Ein Überblick

Definition: Interventionelle Radiologie: der Einsatz von Röntgenbildgebungstechniken, um die Einbringung von Geräten in den Körper und deren Steuerung zu Diagnose- oder Behandlungszwecken zu ermöglichen. [Euratom 2013/59 4.45]

Die Interventionelle Radiologie (IR) stellt ein Teilgebiet der Angiografie dar. Angiografie ist die Darstellung des Gefäßsystems mittels diagnostischer Bildgebungsverfahren, beispielsweise Röntgenuntersuchungen oder Magnet- Resonanz- Tomografie (MRT). Die IR bezeichnet die Darstellung des vaskulären Systems (Gefäßsystems) mit Hilfe von Röntgenstrahlung. Häufig geschieht dies unter Hinzugabe eines Kontrastmittels. Radiologen der Interventionellen Kardiologie, sind auf die Darstellung und Intervention an Herzkranzgefäßen und gehirnversorgenden Arterien spezialisiert. Jene in der vorliegenden Arbeit betrachteten Eingriffe betreffen die Darstellung und Intervention des peripheren Gefäßsystems.

In der IR werden generell zwei verschiedene Arten der Darstellung genutzt. Zur Darstellung des Gefäßsystems und des Blutflusses wird die so genannte Digitale Subtraktions- Angiografie (DSA) durchgeführt, die Manipulation und Intervention in den Gefäßen geschieht unter Durchleuchtung.

Größter und einzigartiger Vorteil ist, dass während der Untersuchung auch Eingriffe im Gefäß vorgenommen werden können. Verengte Gefäße können aufgedehnt (Angioplastie), Blutgerinnsel aufgelöst und Aneurysmen (krankhafte Aussackung der Gefäßwand) ausgeschaltet werden.

Digitale Subtraktions- Angiografie (DSA): [21]

Zunächst wird ein Katheter oder eine Injektionsnadel in das Gefäßsystem eingebracht und dann im bzw. vor den Abgang des zu betrachtenden Blutgefäßes positioniert. Vor Gabe des Kontrastmittels kann ein normales Bild (Leeraufnahme) der untersuchten Körperregion angefertigt werden. Wird dann das Kontrastmittel über Katheter bzw. Nadel in das Gefäß gespritzt, werden davon in schneller Abfolge Aufnahmen angefertigt. Werden diese Bilder in digitaler Form gespeichert, kann man von den Angiografiebildern die Leeraufnahme subtrahieren. Störende Bildelemente, die auf beiden Bildern vorhanden sind (z.B. Knochen) werden dadurch ausgeblendet, was die Auswertung der Aufnahmen erleichtert.

Da die einzelnen Bilder einer Bildserie zu einem Gesamtbild aufsummiert werden, zählt zu den größten Fehlerquellen die ungewollte Patientenbewegung während der Bildaufnahme, die als „Motion Artefakt“ bezeichnet wird.

Meist erfolgt der Eingriff über die Hüfte (femoral) oder über die Ellenbogenarterie (transcubital). Beim Setzen von Aortenprothesen kann auch ein ein Zugang über die

Unterschlüsselbeinarterie (subclavial) erfolgen.

Durchleuchtung (DL)¹³:

Das Legen des Katheters zur Kontrastmittelzugabe, die Manipulation des Ballons und der Stents bei der Angioplastie erfolgen unter Röntgen- Durchleuchtung, auch Fluoroskopie genannt. Das kontinuierlich erscheinende ¹⁴ Röntgenbild ermöglicht die Nachverfolgung der Bewegungen im Blutgefäßsystem des Körpers ohne erforderlichen großen chirurgischen Eingriff.

Auch bei der Durchleuchtung wird oft eine durch DSA gewonnene Darstellung der Gefäße als s.g. „Roadmap“ verwendet. Im Hintergrund ist der vorher aufgenommene Verlauf des Gefäßes dargestellt und dient dem Radiologen zur Orientierung im Gefäßsystem.

Angioplastie: [22]

Die Angioplastie, auch Perkutane Transluminale Angioplastie (PTA), ist ein Verfahren zur Erweiterung oder Wiederöffnung von verengten oder verschlossenen Blutgefäßen (meistens Arterien) mittels Ballondilatation. Dabei wird der Ballonkatheter über einen Führungsdraht und Führungskatheter in der Stenose (Engstelle) platziert. Durch Füllung mit Kochsalzlösung entsteht ein Druck (8-20 bar), der den Ballon erweitert. Hierdurch wird meist die Engstelle aufgedehnt und eine Operation vermieden. Zusätzlich werden häufig Stents - Drahtgeflechte, die das Gefäß von innen schienen und offen halten - implantiert (Stentangioplastie). Abb. 2.3 zeigt eine schematische Darstellung der PTA mit Stentimplantation, in Abb. 2.4 sind die DSA Bilder vor und nach einer erfolgreichen Behandlung zu sehen.

Aneurysmen der Aorta im Abdomen werden mit Hilfe von s.g. Aortenstents, einer endovaskulären Gefäßprothese die meist eigens angefertigt wird ausgeschaltet. Generell ist ein Stentgraft ein Stent mit abdichtender Hülle, um Blutungen durch Einreißen der Gefäßwand zu verhindern bzw. auszuschalten.

In der vorliegenden Arbeit erfolgte fast ausschließlich die Betrachtung von Untersuchungen im Becken- Bein Bereich beginnend von der Renal Arterie (Nierenarterie), bis hin zu den Füßen. Es wurden keine Daten über kardiologische Eingriffe erhoben.

Die Röntgenbildgebung in der IR erfolgt mittels eines Röntgen- C-Bogens. Auf Aufbau und Funktionsweise wird in Kap. 3.2 näher eingegangen.

¹³ Im weiteren Verlauf wird die Bildgebungsart unter Durchleuchtung, nicht die Dosisleistung [mSv/h] mit DL bezeichnet.

¹⁴ Die Bildgebung erfolgt unter hochfrequenter Pulsung, die das Röntgenbild kontinuierlich erscheinen lässt.

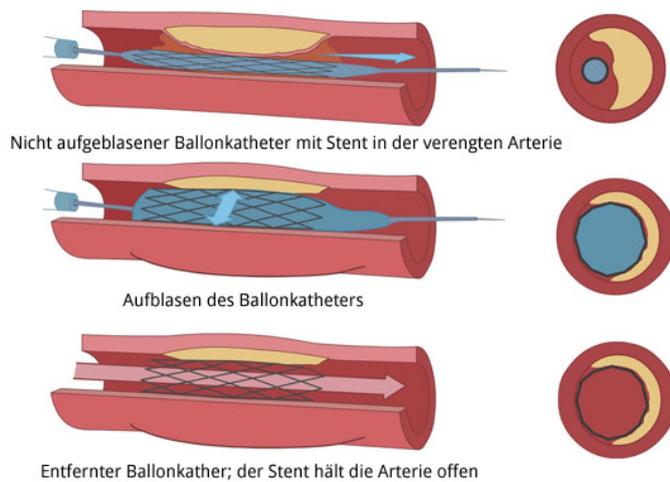


Abb. 2.3: Schematische Darstellung einer Ballondilatation und Einlage eines Stents in eine Arterie. [Bildquelle <http://www.kardionet.de/ballondilatation-stent>; abgerufen am 18.06.2015]

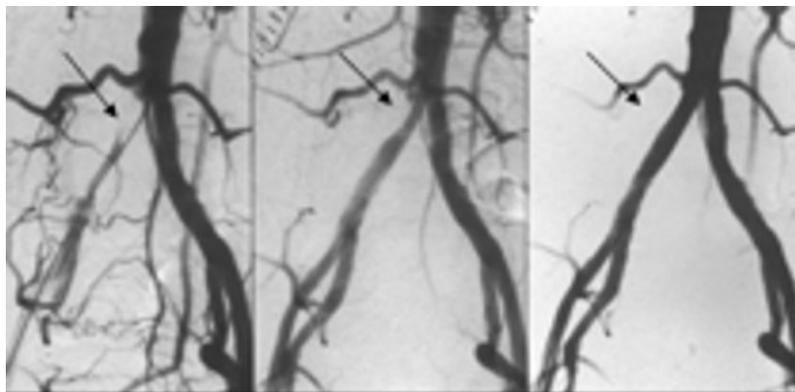


Abb. 2.4: Patient mit Schaufensterkrankung (Waden- und Gesäßschmerz rechts nach ca. 100 m Gehstrecke). Ursache ist ein Verschluss der rechten Beckenarterien (Pfeile im linken Bild). Nach der Behandlung mittels Ballondilatation (PTA) resultiert eine teilweise Wiederdurchgängigkeit des Gefäßes (mittleres Bild). Nach Stentimplantation völlige Normalisierung der Gefäßweite (rechtes Bild) mit Beschwerdefreiheit. [Bildquelle Klinikum Darmstadt; URL: <http://www.klinikum-darmstadt.de/Einrichtungen/Institute/Radiologie/diagnostik.html>; abgerufen am 18.06.2015]

3 Material

Während eines Eingriffs in der Interventionelle Radiologie (IR) ist das medizinische Personal erheblich durch die bildgebende Röntgenstrahlung entstehenden Streustrahlung im Patienten¹, sowie im ungünstigen Fall auch der Primärstrahlung, ausgesetzt. Im Speziellen der Radiologe², da dieser sich in der Regel am Nächsten zur Strahlenquelle befindet.

Mit Hilfe des Messsystems RaySafe i2 soll die Strahlenbelastung des medizinischen Personals während der Eingriffe in der IR in Abhängigkeit der Art des Eingriffs, der gewählten Geräteparameter des Röntgen C-Bogens, sowie der eingesetzten Strahlenschutzmaßnahmen ermittelt werden.

3.1 Messsystem RaySafe i2

Die Messungen der Personendosis am medizinischen Personal erfolgen mit einem Messsystem der Firma Unfors, RaySafe i2 (siehe Abb. 3.1). Dieses Messsystem ist laut Herstellerangaben [15] speziell für den Gebrauch unter gepulster Röntgenstrahlung geeignet. Die Dosimeter sind Aktiv-Personen-Dosimeter auf Halbleiterbasis und speichern jeweils einen Dosisleistungswert pro Sekunde, sowie die akkumulierte Dosis. Die Dosimeter sind für eine Messung der Personenäquivalenzdosis $H_P(10)$ ³ ausgerichtet. Über das RaySafe Real-Time-Display (RTD), einem Touchscreen, kann bereits während der Messung eine Darstellung der aktuellen Dosisleistung (mSv/h), sowie die während einer aufrechten Funkverbindung zum jeweiligen Dosimeter ermittelten akkumulierten Dosis (μSv), erfolgen. Die Übertragung der Messwerte von den Dosimetern zum RTD erfolgt mittels Funk (868,4 MHz). Das Auslesen der Daten erfolgt im Anschluss an die Messung über ein Verbindungsgerät zur am PC installierten Messprogrammsoftware „Dosemanager“, oder per Datenübertragung vom RTD mithilfe eines USB-Speichers.

¹ In Folge steht die Bezeichnung Patient sowohl für weibliche, als auch für männliche Patienten.

² An den Messungen waren nur Radiologen (m) beteiligt. Aufgrund dessen wird in dieser Arbeit nur die männliche Berufsbezeichnung angeführt.

³ Definition nach ICRP103[7]; siehe auch Kap. 2.2.1.3



Abb. 3.1: Messsystem Unfors RaySafe i2; Auf der Abbildung sind 4 Dosimeter, sowie das Real-Time-Display zu erkennen. [Bildquelle URL: raysafe.com; abgerufen am 19.03.2015]

3.1.1 Aufbau und Funktionsweise der Dosimeter des Messsystems RaySafe i2

Bei den Dosimetern des Messsystems RaySafe i2 der Firma Unfors handelt es sich um Silizium- Halbleiterdetektoren. Durch einfallende ionisierende Strahlung werden über den inneren Photoeffekt Elektronen- Loch- Paare, d.h. freie Ladungsträger, induziert, die einen Stromfluss in der in Sperrichtung betriebenen Diode erzeugen. Der induzierte Spannungsabfall wird detektiert.⁴

Die Stromversorgung der RaySafe i2 Dosimeter ist jeweils durch eine Knopfzelle gegeben. Laut Herstellerangaben wird so eine ausreichende Energieversorgung für ca. 3 Jahre gesichert. Detaillierte Informationen über den Aufbau der Dosimeter waren nicht in Erfahrung zu bringen. Es ist anzunehmen, dass der Aufbau und die Funktionsweise des RaySafe i2 jener in dem von der Firma Unfors angemeldeten Patent WO 2014/196914 A1⁵ beschriebenen Struktur ähnelt. In diesem wird die Verwendung von Filtern zwischen den einzelnen Detektorschichten beschrieben, um diese Schichten jeweils exakt für einen Energiebereich kalibrieren zu können. So soll ein breiteres Kalibrier- Spektrum erreicht werden.

Die Dosimeter haben aufgrund ihres Aufbaus, der Schichtung der p- bzw. n- dotierten Halbleiterschichten, eine ausgewiesene Vorzugsrichtung. Messungen zur Verifikation der Winkelabhängigkeit sind in Kap. 3.1.3.3 angeführt.

Es gibt etliche Publikationen zur Verwendung des Dosimetersystems, sowie seiner Eignung für den klinischen Gebrauch. Eine Analyse handelsüblicher Dosimeter, darunter auch das System Doseware, ein direktes Vorgängermodell zu RaySafe i2, und ihr Verhalten unter gepulster Röntgestrahlung, wurde von Clairand et al. [4] in ihrem Artikel «Use of active personal dosimeters in interventional radiology/cardiology: test with continuous and pulsed fields in laboratory condition- oramed project» behan-

⁴ Zur genauen Funktionsweise von Si- Halbleiterdetektoren wird auf Fachliteratur verwiesen.

⁵ Das Patent WO2014196914 ist z.B. unter <http://worldwide.espacenet.com> zu finden.

Tab. 3.1: Kenndaten RaySafe i2[15]

TECHNICAL DATA DOSIMETER RADIOLOGY	
CHARACTERISTIC	MEASURE
Operational Quantity*	Hp(10)
Reproducibility	10% or 1 μ Sv, whatever is greatest
Dose Rate Range	40 μ Sv/h – 300 mSv/h
Energy dependence X-/ γ -rays	$\pm 20\%$ within N40 ⁷ – N100 $\pm 30\%$ within N100 – N120
Angular dependence	$\pm 5\%$ within $\pm 5^\circ$ $\pm 30\%$ within $\pm 50^\circ$ $+200\%/-100\%$ within $\pm 90^\circ$
Temperature dependence	$\pm 5\%$ within 20-26°C $\pm 25\%$ within 15-35°C
Battery voltage dependence	$\pm 2\%$ from fully charged until low battery shutdown
Response time	Less than 1 s above 100 μ Sv/h, less than 5 s otherwise
Position on body**	On torso outside lead apron

*) Hp(10): Personal dose equivalent at a depth of 10 mm according to ISO 4037.

***) Position on body: The Hp(10) measurement is only valid for a position on the torso outside any lead apron or other protection. (To estimate effective dose to a user, one must use other means to estimate things like the environmental radiation situation and the effectiveness of protection.)

delt. Augenmerk wurde unter anderem auf die Winkelabhängigkeit der Dosimeter gelegt. Auf die Eignung im klinischen Alltag wurde in der Studie von Struelens et al. [20] eingegangen. Interessant ist der hier gezogene Vergleich zu TLD-Dosimetern der zeigt, dass alle getesteten Dosimeter im Vergleich zu einem passiven TL- Dosimeter, tendenziell zu wenig Dosis anzeigen. Aus Phantommessungen von Chirotti [3] ist zu sehen, dass das Messsystem Doseaware im Gegensatz zu anderen Aktiv- Personen-Dosimetern (APD) einen höheren Wert ausgibt.

3.1.2 Evaluierung des Messsystems RaySafe i2 (Messaufbau)

Um Fehlinterpretationen bei den vorgesehenen Messungen im klinischen Bereich vorzubeugen, ist die Durchführung von Eignungstests unabdingbar. Die ermittelten Daten werden im Hinblick auf ihre Übereinstimmung mit den Kenndaten (Tab.3.1), sowie im Vergleich zur Norm ⁶ betrachtet. Eine genaue Verifizierung ist in Ermangelung der Kalibrierbedingungen, wie z.B. der Norm-Kalibrierstrahlung nach ISO 4037, nicht möglich. Die ermittelten Werte stellen jedoch einen guten Überblick über das Verhalten und die Verwendungsmöglichkeit der RaySafe i2-Dosimeter in der klinischen Anwendung dar.

⁶ „ÖVE/ÖNORM EN 61526:2013 Strahlenschutz-Messgeräte – Messung der Tiefen- und der Oberflächen- Personendosis Hp(10) und Hp(0,07) für Röntgen-, Gamma-, Neutronen- und Betastrahlung – Direkt ablesbare Personendosimeter“



Abb. 3.2: Mobiler C-Bogen; Typ ZiehmVision der Firma ZiehmImaging inkl. Messaufbau

Die Testreihe wurde an einem mobilen Röntgen-C-Bogen (Abb. 3.2), Typ ZiehmVision der Firma ZiehmImaging⁸, durchgeführt. Das Röntgengerät ermöglicht (gepulste) Durchleuchtungen, sowie Einzelbilder mit automatischer Einstellung der notwendigen Röntgenröhrenspannung (kV) und des Kathodenstrom (mA). Als Streukörper im Primärstrahl dienen geschichtete Plexiglasscheiben (Gesamtmaße ca. 30x30x10cm) um einen durchschnittlichen Patienten zu simulieren. Um konstante Rahmenbedingungen zu erhalten, wurde der Streukörper mit Zuhilfenahme einer Kalibrierplatte (Fig. 3.3) vor jeder Messreihe orientiert.

Die Dosimeter wurden auf einer eigens angefertigten Leiste (siehe Abb. 3.5) angebracht. Diese bot Platz für drei RaySafe i2- Dosimeter und ermöglichte eine Variation des Winkels um die horizontale Achse (y-Achse). Bei den Messungen auf der Leiste

⁷ Die Energiebezeichnung Nxx bezeichnet die Narrow-Beam-Serie, eine Norm-Kalibrierstrahlung nach ISO 4037. N40 entspricht demnach einer Röntgenstrahlenergie von max. 40 keV. (<http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/xrayradiationqualities.html>; abgerufen am 15.01.2015)

⁸ Röntgen- C- Bogen, Fa. ZiehmImaging, Typ ZiehmVision, URL: <http://www.ziehm.com/de/produkte/ziehm-vision/>; abgerufen am 23.04.2015



Abb. 3.3: Kalibrierplatte zur Ausrichtung des Streukörpers im Röntgen- Strahlfeld

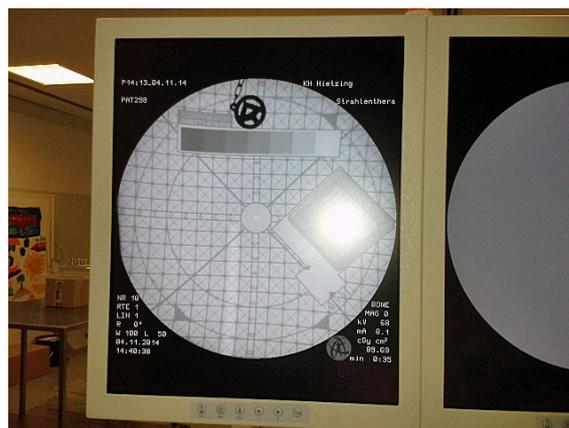


Abb. 3.4: Röntgenbild der Kalibrierplatte nach Ausrichtung im Röntgen- Strahlfeld

Tab. 3.2: Zuordnung Dosimeternummern zu Dosimeternamen

RaySafe2 #	NAME
11005575	grau
11005545	grün
11005564	orange
11005557	rosa
11005510	rot
11005558	violett

wurde die Rückstreuung des Körpers des beobachteten medizinischen Personals noch nicht berücksichtigt. Hierzu wurden später Vergleichsmessungen mit Wasserphantomen durchgeführt (siehe Kapitel 3.1.3.4). Es wurde nicht eingeblendet. Der Bildverstärker wurde möglichst nah an den „Patienten“, d.h. den Plexiglas-Streukörper, angenähert.

Den Dosimetern wurde als Name die Farbmarkierung des Dosimeters zugeordnet. Im klinischen Gebrauch würde hier der Name der zu beobachtenden Person eingesetzt werden. Des Weiteren wird bei der Datenausgabe auch immer die vom Hersteller gegebene und daher vom Endverbraucher nicht veränderbare Dosimeternummer mit ausgegeben. Da die Zuordnung Dosimetername zu Dosimeternummer über den Versuchszeitraum gleichgeblieben ist, wird in Folge auf die Angabe der Nummer verzichtet. (Tabelle 3.2)

Folgende Messungen zur Evaluierung des Messsystems RaySafe i2 (Performance-tests) wurden durchgeführt:

1. Reproduzierbarkeit und Vertauschbarkeit der Dosimeter:
Es wurde die Konstanz der Messergebnisse bei gleichen Rahmenbedingungen

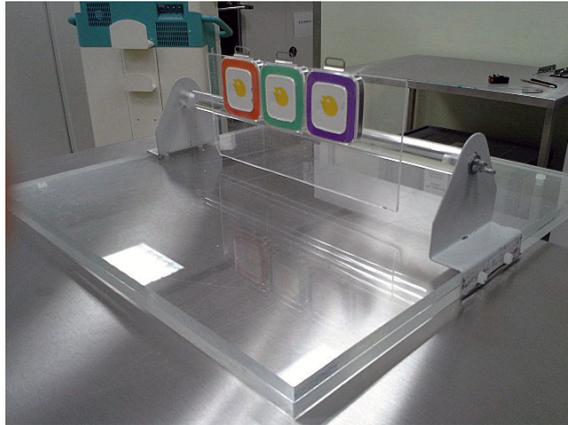


Abb. 3.5: Die Dosimeter des Messsystems Unfors RaySafe i2 wurden auf einer eigens angefertigten Leiste (2 mm PMMA) angebracht. Diese bot Platz für drei Dosimeter und ermöglichte eine Variation des Winkels um die horizontale Achse (y-Achse).

untersucht. Dies wurde unter Beibehaltung der Dosimeterpositionen, sowie bei zyklischer Vertauschung der Dosimeter durchgeführt.

2. Abhängigkeit der Dosisleistung vom Abstand zum Primärstrahleintrittsmittelpunkt:
Es wurde verifiziert, ob das Verhalten der Dosimeter dem Abstand- Quadratgesetz entspricht.
3. Einfluss der Abweichung von der Vorzugsrichtung auf den ausgelesenen Dosisleistungswert:
Der Einfluss von Abweichungen gegenüber der Vorzugsrichtung, das heißt die Winkelabhängigkeit um die horizontale Achse (y-Achse), um die vertikale Achse (z-Achse), sowie der Einfluss der Bestrahlung entgegen der Vorzugsrichtung ermittelt. Definition der Vorzugsrichtung siehe Abb. 3.6.
4. Einfluss verschiedener Rückstreukörper:
Um Richtwerte für den Einfluss des Rückstreufaktors auf den Dosimeterwert zu ermitteln, wurden Messungen an verschiedenen Wasserphantomen, stellvertretend für Torso bzw. Arm durchgeführt.

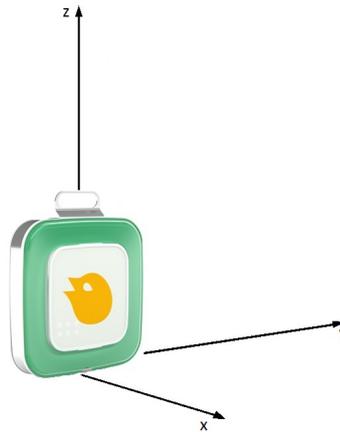


Abb. 3.6: Angegeben sind die verwendeten Koordinatenangaben bezogen auf ein Dosimeter im Raum. Als Strahlungseinfall aus Vorzugsrichtung des Dosimeter wird bezeichnet, wenn die Strahlung normal auf die Frontfläche (parallel zur x- Achse) eintritt. [Bildquelle des Rohbilds URL: raysafe.com; abgerufen am 19.03.2015]

3.1.3 Messergebnisse Performancetests RaySafe i2

Alle in Kap 3.1.3 angeführten Dosisleistungswerte sind über $t=20$ s bzw. $t=60$ s gemittelte Angaben um Schwankungen in der Dosisleistung des C-Bogen auszugleichen.

3.1.3.1 Messergebnis Reproduzierbarkeit und Vertauschbarkeit

Für die Messung der Reproduzierbarkeit wurden jeweils drei Dosimeter zeitgleich an der Messleiste befestigt und drei Messungen ohne Manipulation des Messaufbaus vorgenommen. Durch zyklisches Vertauschen der Messgeräte wurden die Messungen an allen drei Positionen wiederholt. In Abb. 3.7 ist jeweils eine Messanordnung in einem Balkenblock dargestellt.

Um ein Maß der Vergleichbarkeit aller zur Verfügung stehenden RaySafe i2 Dosimeter zu bekommen wurden in einer weiteren Messreihe alle sechs Dosimeter zyklisch vertauscht. (Abb. 3.8). Bei dieser Messung ergaben sich verhältnismäßig größere Fehler bei Einzelmessungen, bei der Mittlung finden sich aber alle Werte in den gegebenen Schranken ($\pm 10\%$) wieder. Durch die zyklische Vertauschung ist anzunehmen, dass jedes Dosimeter der selben Strahlendosis ausgesetzt war, was das Betrachten und Vergleichen der Durchschnittsdosisleistung rechtfertigt.

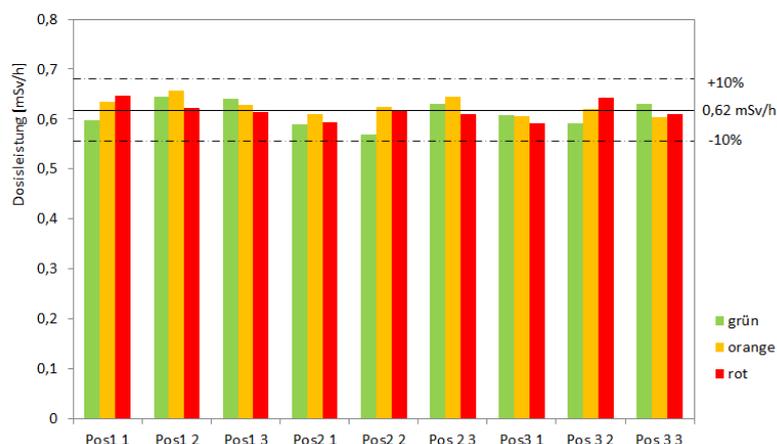


Abb. 3.7: Darstellung der Reproduzierbarkeit von Messergebnissen der Dosimeter RaySafe i2. Messergebnisse siehe Tab. 3.4.

Tab. 3.3: Positionierung der Dosimeter während der Messung- Reproduzierbarkeit

Position	-4,5 cm	0 cm	4,5 cm
Pos 1 (1-3)	grün	orange	rot
Pos 2 (1-3)	orange	rot	grün
Pos 3 (1-3)	rot	grün	orange

3.1.3.2 Abhängigkeit der Dosisleistung vom Abstand zum Primärstrahlmittelpunkt

Eine weitere Messung, um die Verlässlichkeit des Messsystems einschätzen zu können, stellte die Verifizierung seines Verhaltens mit dem Abstand zum Primärstrahl Eintrittspunkt am Patienten dar. Es wird erwartet, dass dieses dem Abstand- Quadratgesetz folgt. Gemessen wurde jeweils vom Primärstrahlmittelpunkt aus. In der Grafik ist eine Trendlinie für das Dosimeter „grün“ gelegt. Es ist deutlich zu erkennen, dass mit einem Exponenten von -2,066 nur eine sehr geringe Abweichung zum bekannten x^{-2} besteht. Auch die durch die anderen Dosimeter aufgenommenen Messwerte liegen auf der Kurve.

Tab. 3.4: Messung zur Reproduzierbarkeit von Messergebnissen der Dosimeter Ray-Safe i2. $x=65$ cm, $y=16,5$ cm, $t=60$ s, y -Winkel= z -Winkel= 0°

Position	Messung #	Dosimeter [mSv/h]		
		grün	orange	rot
Pos 1	1	0,598	0,635	0,647
Pos 1	2	0,645	0,656	0,622
Pos 1	3	0,641	0,629	0,614
Pos 2	1	0,590	0,610	0,593
Pos 2	2	0,568	0,625	0,617
Pos 2	3	0,630	0,644	0,611
Pos 3	1	0,608	0,606	0,592
Pos 3	2	0,592	0,621	0,643
Pos 3	3	0,630	0,605	0,610

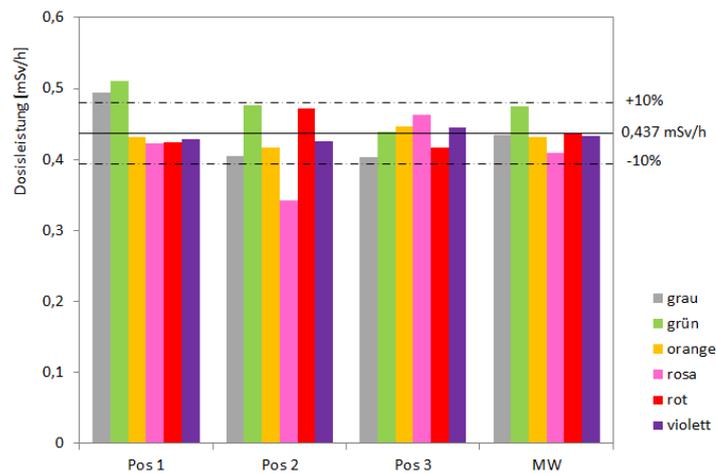


Abb. 3.8: Reproduzierbarkeit des ausgegebenen Messwerts unter Permutation aller 6 Dosimeter. Messwerte siehe Tab. 3.5.

Tab. 3.5: Messergebnisse zur Evaluierung der Reproduzierbarkeit des ausgegebenen Messwerts unter Permutation aller 6 Dosimeter.

x=65cm, t=60s, y-Winkel= z-Winkel= 0°

	Dosimeter [mSv/h]					
	grau	grün	orange	rosa	rot	violett
Pos 1	0,495	0,510	0,432	0,422	0,425	0,429
Pos 2	0,405	0,476	0,416	0,342	0,471	0,426
Pos 3	0,403	0,439	0,447	0,463	0,417	0,445
MW	0,434	0,475	0,432	0,409	0,438	0,433

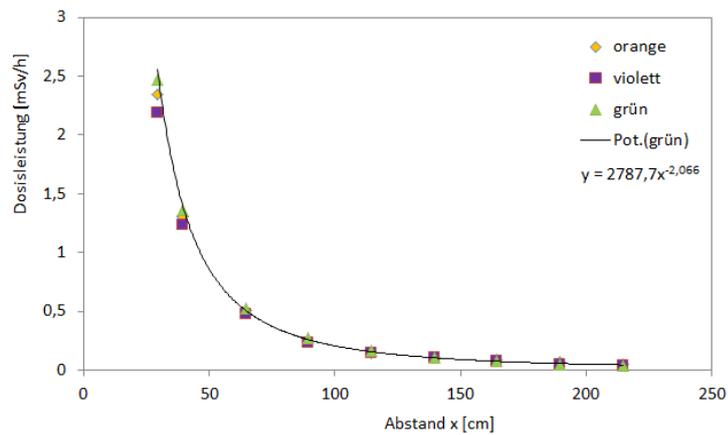


Abb. 3.9: Abhängigkeit der Dosisleistung vom Abstand zum Primärstrahlmittelpunkt, Verifikation des Abstand- Quadratgesetzes

3.1.3.3 Einfluss der Abweichung von der Vorzugsrichtung

Die Abschätzung des Messfehlers aufgrund der Abweichung der Dosimeterposition aus seiner Vorzugsrichtung hat große Bedeutung für die Verwendung. Da im klinischen Betrieb das medizinische Personal ständig in Bewegung ist, sind die Dosimeter im seltensten Fall in Vorzugsrichtung ausgerichtet. In den Herstellerangaben (Tab. 3.1) findet sich eine starke Winkelabhängigkeit.

Der Messaufbau, zur Definition der Winkelrichtungen, ist in Abb. 3.10 schematisch dargestellt.

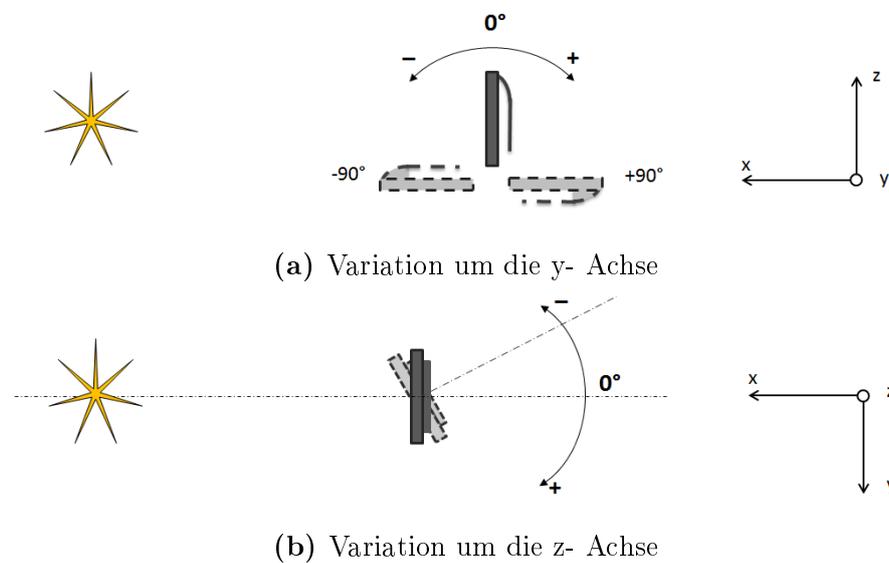
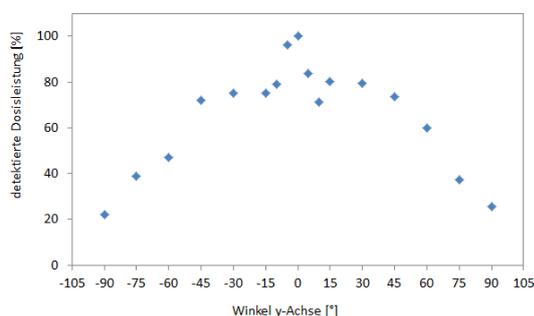


Abb. 3.10: Schematischer Messaufbau zur Evaluation des Einflusses der Abweichung des Einfallswinkels der Strahlung von der Vorzugsrichtung.

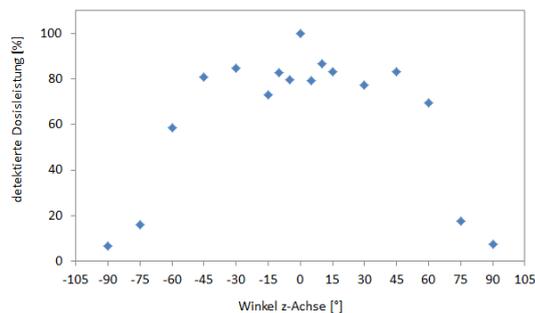
Tab. 3.6: Die Abhängigkeit der detektierten Dosisleistung vom Winkel um die y-Achse in [%] (Vorzugsrichtung 100%).

y- Winkel „+“ [°]	0	5	10	15	30	45	60	75	90
%	100,0	83,9	71,4	80,3	79,6	73,5	59,8	37,2	25,6
y- Winkel „-“ [°]		-5	-10	-15	-30	-45	-60	-75	-90
%		96,4	79,3	75,2	75,0	71,9	47,2	39,0	22,2

Die Messungen zeigen, dass bei bis zu 45° Rotation um die y-Achse der Messwert 70-80% der in Vorzugsrichtung auftretenden Dosis beträgt (Abb. 3.11a). Über 45° fällt er stark ab und hat bei 90° ein Minimum. Das Verhalten bei Rotation um die z-Achse ist ähnlich, jedoch fällt hier der Abfall des Messwerts bei 90° noch extremer aus (Abb. 3.11b). Bei Ausrichtung entgegen der Vorzugsrichtung (Winkel



(a) Variation um die y- Achse



(b) Variation um die z- Achse

Abb. 3.11: Variation des Messergebnis in Abhängigkeit des Winkels zur Vorzugsrichtung. Drehung um die (a) y- Achse, (b) z-Achse. Messwerte siehe Tab. 3.6 und Tab. 3.7.

Tab. 3.7: Die Abhängigkeit der detektierten Dosisleistung vom Winkel um die z-Achse in [%] (Vorzugsrichtung 100%)

z- Winkel „+“ [°]	0	5	10	15	30	45	60	75	90
%	100,0	79,4	86,8	83,1	77,5	83,1	69,5	17,6	7,3
z- Winkel „-“ [°]		-5	-10	-15	-30	-45	-60	-75	-90
%		79,8	82,9	73,1	84,9	80,9	58,4	16,1	6,7

y- Achse= 180°) ist mit einem Fehler bis zu 60% zu rechnen (Abb. 3.12).

Es wurde stets nur eine Reduktion des Messergebnisses durch Abweichung von der Vorzugsrichtung gemessen, nie ein Anstieg. (Relativ auf den Referenzwert bei 0°)

Diese Winkelabhängigkeit muss bei der Verwendung der Dosimeter berücksichtigt werden. Der Fehler ist auf die Bauart des Dosimeters zurückzuführen und stimmt mit den Herstellerangaben (Tab. 3.1) überein.

3.1.3.4 Rückstreuwert

Der Messwert $H_P(10)$ ist für den Rückstreukörper „Torso“ definiert. Es stellte sich die Frage, wie das Messergebnis beeinflusst wird, wenn anstatt der vorgesehenen Anwendung an der Brust der zu beobachteten Personen, das Dosimeter an den Extremitäten angebracht wird. Da die Dosimeter zur Berechnung des $H_P(10)$ -Wertes die vermeintliche Rückstreuung des Torso abziehen, ist zu erwarten, dass bei Messungen an Körperstellen mit geringerer Rückstreuung ein zu geringer Wert angezeigt wird.

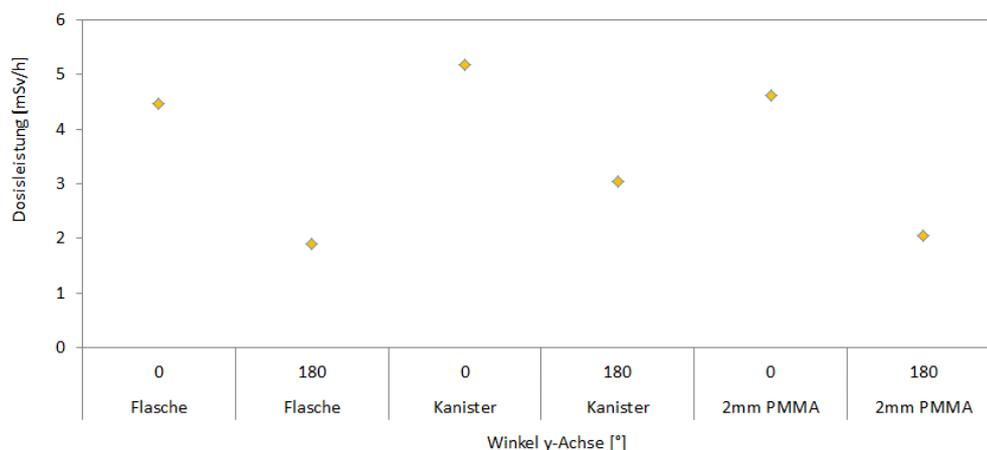


Abb. 3.12: Bestrahlung der Dosimeter in und entgegen ihrer Vorzugsrichtung an verschiedenen Wasserphantomen.

Wie in Abb. 3.14 zu sehen ist, ergab sich eine Dosisabweichung von 13 % zw. den Messwerten mit Phantom „2mm PMMA“ und „Kanister“. Bei Messungen die nicht den Betriebsvorgaben des Messsystems entsprechen, ist daher darauf zu achten, dass bei geringerem Rückstreukörper in manchen Fällen ein um ca. 13% zu geringer Wert angezeigt wird.

Der eventuelle Einfluss eines Luftspalts zwischen Dosimeter und Streukörper wurde nicht berücksichtigt.

3.1.4 Hinweise und Empfehlungen zur richtigen Anwendung des Messsystems RaySafe i2

Die Messwertausgabe der RaySafe i2 Messgeräte unterliegt einer starken **Winkelabhängigkeit**, wie den Ergebnissen aus Kap. 3.1.3.3, sowie auch den Herstellerangaben Tab. 3.1 zu entnehmen ist. Es ist daher während der Messungen auf die Ausrichtung der Messgeräte zu achten. Besonderes Augenmerk ist darauf zu legen, wie lange die Dosimeter in Vorzugsrichtung (Winkel um y-Achse=0 bzw. Winkel um z-Achse=0; siehe Abb. 3.6) ausgerichtet sind. Gegebenfalls ist unter Einschätzung des Messwertverlusts aufgrund des Einfallwinkels auf eine tatsächliche Strahlenexposition hochzurechnen.

Der **Funkkontakt** zwischen RTD und Dosimeter wird immer wieder unterbrochen, obwohl RTD und Dosimeter sich im selben Raum befinden und die Funkreichweite der Dosimeter auf maximal eingestellt wurde. Dies kann bei längeren Messungen

⁹ ISO-Calibration-Phantoms ISO 4037 part3, http://www.ptw.de/iso_calibration_phantoms.html (abgerufen am 30.3.2015)

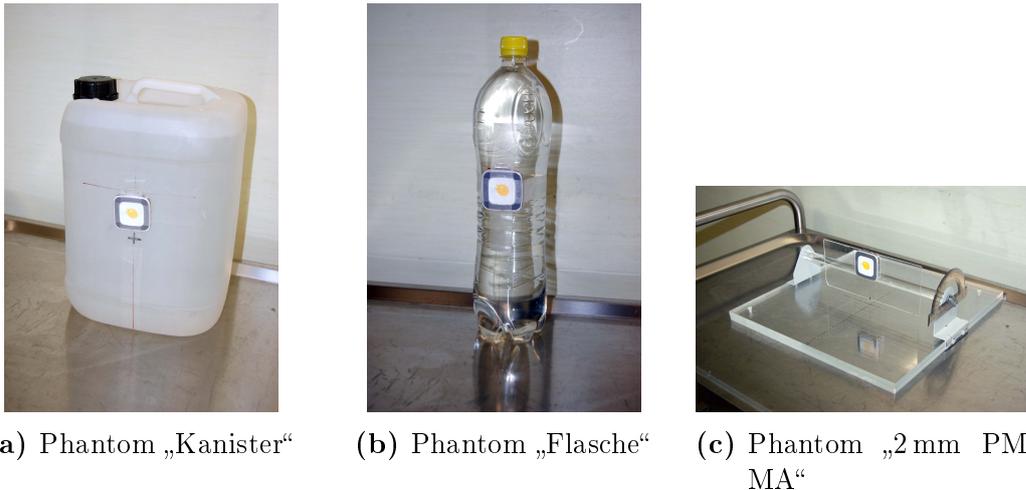


Abb. 3.13: Phantome zur Simulation verschiedener Rückstreukörper

(a) **Phantom „Kanister“:** Zur Simulation des Torso. Es handelt sich um einen Wasserkanister mit den Maßen 19 x 22 x 31 cm. .

(b) **Phantom „Flasche“:** das zur Simulation der Extremitäten. Es handelt sich um eine handelsübliche 1,5 L Flasche mit den Maßen $\varnothing 7,5 \times 33$ cm

(c) **Phantom „2 mm PMMA“:** Zur Simulation von Messungen ohne Rückstreukörper. Die Dosimeter wurden an jener Leiste aus 2 mm PMMA (Plexiglas) angebracht, die auch zu Messungen der Winkelabhängigkeit herangezogen wurde.

Die Rückstreukörper wurden in Anlehnung an ISO Kalibrier- Phantome nach ISO 4037 part3⁹ gewählt.

zu Datenverlust führen, da nur Messdaten für eine Stunde (3600 Werte) direkt am Dosimeter gespeichert werden. Es traten Unterbrechungen von bis zu 30 min auf. Wir erfuhren, dass dieser Fehler dem Hersteller bereits bekannt ist und in Folgegenerationen des Messsystems berücksichtigt werden wird.

Immer wieder treten, nicht auf die tatsächliche Strahlenexposition zurückzuführende, Messausschläge auf. Mit Dosisleistungsausschlägen von bis zu 10 mSv/h entstehen so Fehlwerte in der akkumulierten Dosis zwischen $0,1 \mu\text{Sv}$ bis ca. $40 \mu\text{Sv}$. Diese Artefakte liegen in der Größenordnung mancher unserer Messsignale! Werden diese **Fehlausschläge** erkannt, können sie aus der Datenmenge ausgeschlossen werden. Es muss daher jede einzelne Messreihe verifiziert werden.

Es wurde festgestellt, dass das Fotografieren der Dosimeter mit handelsüblichem „Foto-Blitz“, aus ca. 0,5-1 m Entfernung zu einem Dosiswert von $0,1 \mu\text{Sv}$ führt. Dies lässt auf eine Lichtempfindlichkeit schließen.

Selbst bei regelmäßiger Synchronisation der Dosimeterzeit durch die Software DoseManager gibt es Probleme in der **Zeitsynchronisation**. Bei genauen Vergleichen der Dosimeterausschläge sind schon wenige Sekunden sehr störend, da in der IR

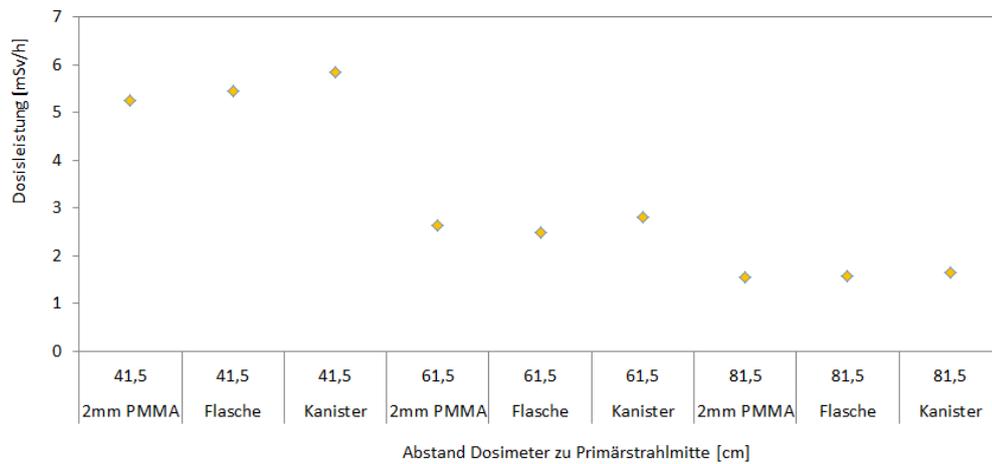


Abb. 3.14: Berücksichtigung der variierenden Rückstreuung unter Zuhilfenahme verschiedener Wasserphantome. Der Kanister repräsentiert den Torso der beobachteten Person, die Flasche ersetzt Extremitäten. (Definition siehe Abb. 3.13)

oft sehr schnelle Handlungsabfolgen stattfinden, z.B. ist es keine Seltenheit, 3 DSA innerhalb einer Minute zu beobachten. Für eine Überblicksmessung hat dies jedoch keinen Einfluss.

Bei Verwendung der Dosimeter zur Selbstkontrolle durch das medizinische Personal muss ausdrücklich darauf hingewiesen werden, dass die Messgeräte nicht die „wahre“ Dosis der beobachteten Person anzeigen, sondern vielmehr den aktuellen Messwert des Dosimeters. Dieser ist durch Selbstabschirmung und Winkelabhängigkeit oft stark verfälscht (reduziert). Bleibt dies unberücksichtigt sind Fehlinterpretationen nicht auszuschließen.

3.2 Röntgen C-Bogen

In den Operationssälen der „1. Chirurgischen Abteilung“ des Krankenhauses (KH) Hietzing mit Neurologischem Zentrum (NZ) Rosenhügel, in denen durch Interventionelle Radiographie Gefäßbehandlungen durchgeführt werden, sind monoplanare Angiografieanlagen ausgeführt mit C-Bogen am L-förmigen Deckenstativ („Angio1“) bzw. mit Bodenstativ („Angio2“) installiert. In Abb. 3.15 ist der Operationssaal „Angio 1“, mit dem Gerät Intergris ALLURA 12 & 15 der Fa. Philips zu sehen. Der zweite Operationssaal „Angio 2“ ist mit dem Gerät ARTIS Zee der Fa. Siemens ausgestattet.

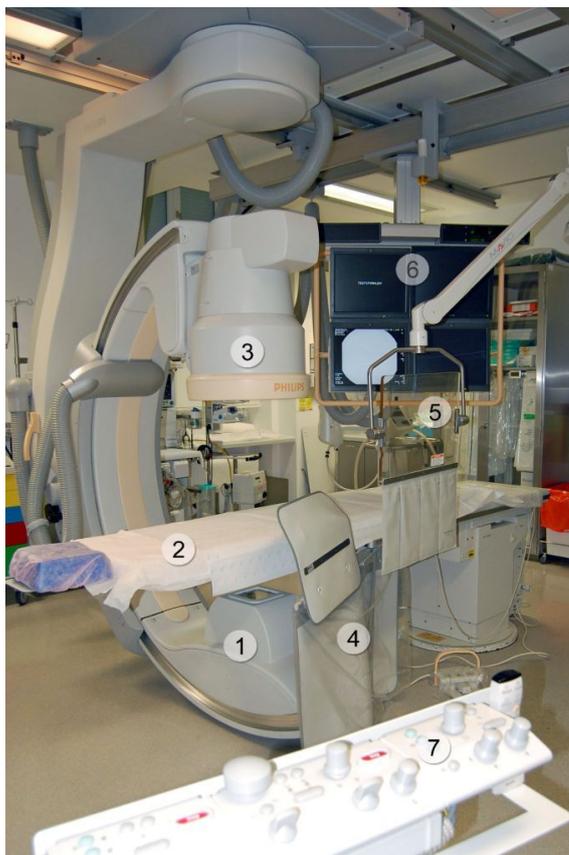


Abb. 3.15: Auf der Fotografie sieht man einen typischen Angiografie-Operationssaal mit einem Röntgen-C-Bogen der Fa. Philips. Die Röntgenröhre (1) befindet sich unterhalb des Tisches „Untertischanordnung“. Ihr gegenüber, über dem Patiententisch (2) ist der Bildverstärker (3). Tischvorhang (4), sowie Bleiglas-Schutzfenster (5) dienen zur Abschirmung entstehender Streustrahlung. Die Monitore (6) zur Betrachtung und Beurteilung der Röntgenbilder, sowie das Bedienpanel des Röntgengeräts (7) sind ebenfalls zu erkennen.

Der C-Bogen, d.h. die Verbindung Röntgenröhre zu Bildverstärker, kann in zwei Achsen um ein ISO-Zentrum rotiert werden[6]. Die Position des ISO-Zentrums ist in

Abb. 3.17 schematisch dargestellt. Die Definition der Rotationsachsen ist Abb. 3.16 zu entnehmen.

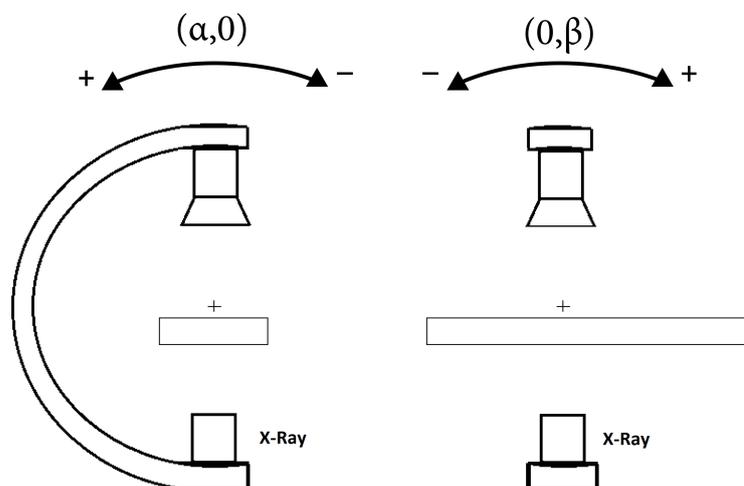


Abb. 3.16: Definition Hauptrotationsrichtungen des C-Bogen. Der Winkel wird als Zahlenpaar $(\pm\alpha, \pm\beta)$ angegeben. Neben diesen Rotationen ist auch eine Rotation der L-förmigen Deckenbefestigung, sowie des Patiententischs möglich.

Dosisanzeige am Röntgen- C-Bogen:

Es werden zwei Dosiswerte vom C-Bogen-System ausgegeben, das Dosisflächenprodukt (DAP), sowie die AirKerma. Die Angabe eines akkumulierten Dosiswertes (AirKerma in Gy) an einem definierten Punkt, dem Interventional Reference Point (IRP), wurde von der International Electrotechnical Commission (IEC)¹⁰ festgelegt. Die Dosis (AirKerma) wird in der Dose Chamber, einer Ionisationskammer, gemessen und auf den Referenzpunkt zur Angabe der vermeintlichen Patientenhautdosis hochgerechnet. Der IRP, soll näherungsweise mit der Patientenoberfläche (Haut) übereinstimmen und liegt am Primärstrahl 15 cm vom ISO-Zentrum entfernt in Richtung der Röntgenröhre. Die Lage des IRP ist ebenfalls in Abb. 3.17 verzeichnet. Abhängig von der tatsächlichen Patientendicke liegt der IRP auch knapp innerhalb bzw. außerhalb des Patienten. Der ermittelte Wert kann daher nur eine Approximation der Patientenhautdosis darstellen.

Um eine konstante Dosisleistung am Bildverstärker zu gewährleisten werden je nach Beschaffenheit des Patienten die Parameter Röhrenspannung [kV], Röhrenstrom [mA], Pulsweite [ms] sowie die Stärke des Vorfilters variiert. Dies ist in Abb. 3.18

¹⁰ Die Definition des IRP erfolgt in: IEC standard 60601-2-43; IEC report 60601 (2000) Medical electrical equipment- Part 2-43: particular requirements for the safety of x-ray equipment for interventional procedures. International Electrotechnical Commission, Geneva

Tab. 3.8: Typische Feldgrößen in der Interventionellen Radiologie [4]

Typical field characteristics in IR/IC	
Parameter	Range
Peak high voltage	60-120 kV
X-ray tube current	5-1000 mA
Inherent Al equivalent filtration	4.5 mm
Additional Cu filtration	0.2-0.9 mm
Pulse duration	1-20 ms
Pulse frequency	1-30 s^{-1}
Personal dose equivalent rate integrated over the pulse in the direct beam (on patient table)	2-300 Sv/h
Personal dose equivalent rate in the scattered beam (operator - above the lead apron) ^[a]	5×10^{-3} -10 Sv/h
Energy range of scattered spectra	20-100 keV

[a] Distance patient-operator = 30 cm.

100pt

schematisch dargestellt. Wie stark die Patienteneintrittsdosis, bei gleichbleibender Bildverstärkereintrittsdosis, durch Änderung der zu durchstrahlenden Geometrie verändert sein kann, ist Abb. 3.19 zu entnehmen.

Weiche Röntgenstrahlung trägt, da sie aufgrund ihrer geringen Energie im Patienten absorbiert wird, nicht zur Bildqualität bei sondern führt lediglich zu höherer Hautdosis. Filter dienen zur Reduktion dieser weicher Röntgenstrahlung. Einer generellen Erhöhung der Röhrenspannung steht der verminderte Kontrast des erzeugten Röntgenbildes und die daraus folgenden Einbußen in der Darstellung des Weichteilgewebes entgegen. Generell ist zu beachten, dass Aufgrund des Rauschens bei DSA eine höhere Röhrenspannung von Nöten ist, als bei der Fluoroskopie¹¹. Hoher Röhrenstrom soll vermieden werden, da dieser neben erhöhter Patientendosis auch zur Überbelichtung des Bildes führt.

Tab. 3.8 gibt einen Überblick über in der IR auftretenden gerätespezifischen Werte.

¹¹ IAEA[6] Kapitel 8.4.2 S.195

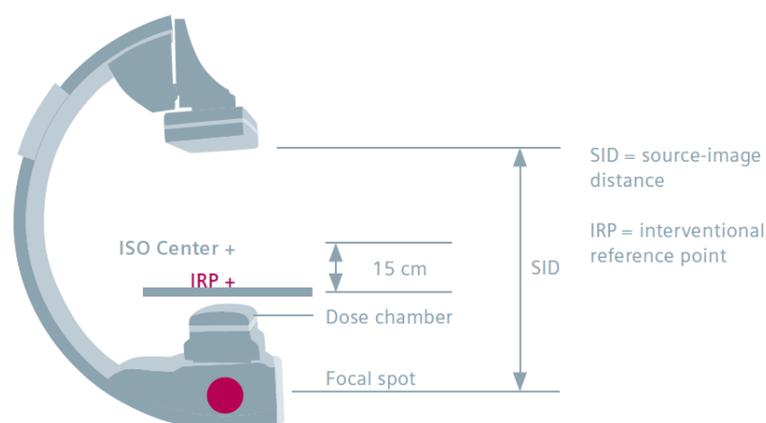


Abb. 3.17: Schematische Darstellung des Röntgen- C-Bogens mit Röntgenröhre, Bildverstärker und Tisch. Der rote Punkt auf der Röntgenröhre markiert die Position des Fokus. Der Abstand zwischen Quelle und Bildempfänger (SID=Source-Image-Distance, FFA=Fokus-Film-Abstand) wird von diesem Fokuspunkt aus gemessen. Mit ISO-Center ist das ISO-Zentrum bezeichnet, jener Punkt, um den sich der C-Bogen dreht. In 15 cm Entfernung vom ISO- Zentrum befindet sich der Interventional Reference Point (IRP), der vermeintliche Ort an dem die Röntgenstrahlung auf die Hautoberfläche trifft. Für diesen Punkt sind auch die vom Gerät ausgegebenen Referenz-Dosiswerte berechnet. [Bildquelle [8] SiemensGuide p. 96 Fig. 51]

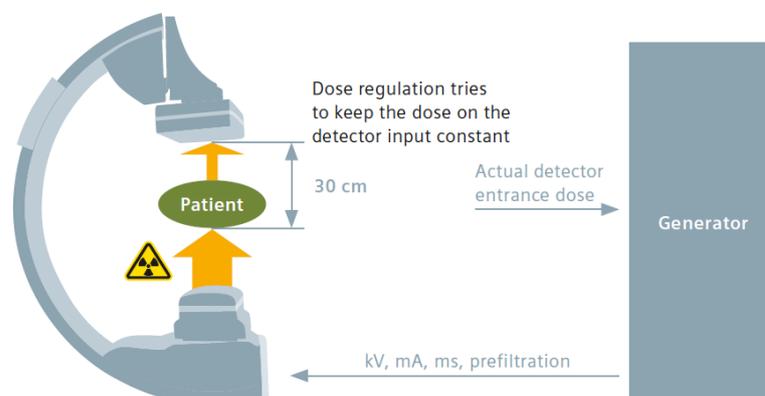
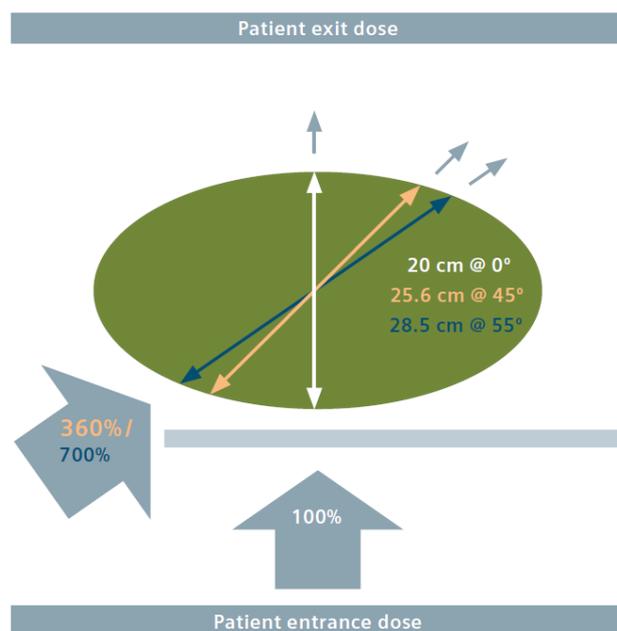
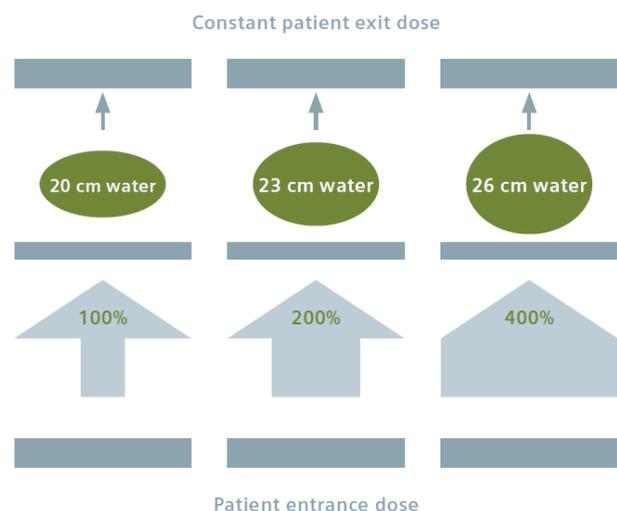


Abb. 3.18: Prinzip der Dosisleistungskontrolle. Es wird, um eine gewisse Bildqualität zu garantieren, die Eintrittsdosis am Bildverstärker vorgegeben. Eine maximale Patienteneintrittsdosis in 30 cm Abstand vom Bildverstärker, dem angenommenen Ort der Patientenoberfläche (Achtung, es handelt sich nicht um den IRP), mit 87 mGy/min (10 R/min) beschränkt zusätzlich die einstellbare Röhrenleistung. (Definition der FDA- Food and Drug Administration, USA) [Bildquelle [8] SiemensGuide p. 97 Fig. 52]



(a) Abhängigkeit der Patienteneintrittsdosis vom Bestrahlungswinkel [Bildquelle [8] Siemens-Guide p. 99 Fig. 54]



(b) Abhängigkeit der Patienteneintrittsdosis von der Patientendicke [Bildquelle [8] Siemens-Guide p. 98 Fig. 53]

Abb. 3.19: Um eine konstante Bildqualität zu gewährleisten, ist eine konstante Dosisleistung am Bildempfänger erforderlich. Daher muss bei zunehmendem Durchmesser des zu durchleuchtenden Objekts die Eintrittsdosis erhöht werden. In Abb. 3.19a ist die Abhängigkeit der Patienteneintrittsdosis (Hautdosis $H_P(0,07)$) vom Bestrahlungswinkel dargestellt. In Abb. 3.19b ist zu erkennen, dass bei zunehmender Patientendicke die Patienteneintrittsdosis beträchtlich erhöht werden muss.

3.3 Strahlenbelastung in der Interventionellen Radiologie

Die Strahlenbelastung des medizinischen Personals in der IR setzt sich aus der Gehäusedurchlassstrahlung, die dadurch entsteht, dass ein kleiner Anteil der in der Röntgenröhre erzeugten Röntgenstrahlung die Bleiabschirmung des Gehäuses seitlich verlässt und der vom Patienten entstehenden Streustrahlung zusammen.

Da die Gehäusedurchlassstrahlung durch den Anwender nicht beeinflusst werden kann wird infolge das Hauptaugenmerk auf die im Patienten entstehende Streustrahlung gelegt.

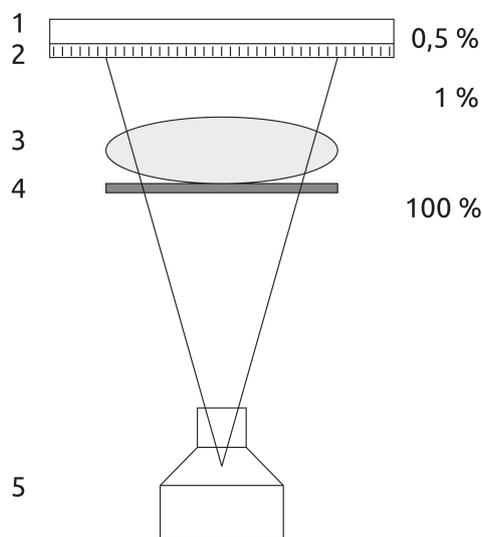


Abb. 3.20: Nur ein Bruchteil der von der Röntgenröhre (5) emittierten Strahlung erreicht den Bildverstärker (1) und trägt somit zur Bildgebung bei. Der größte Teil wird von dem am Patiententisch (4) liegenden Patienten (3) absorbiert (Patientendosis). Ca. 10-20% werden in den Raum gestreut¹². Das Streustrahlenraster (2) unmittelbar vor dem Bildempfänger verringert die Dosis am Bildempfänger, ist aber für die kontrastreiche Darstellung notwendig. D.h. die am Bildempfänger eintreffende Dosis beträgt nur ca. 2% (dünner Patient) bzw. 0,5% (dicker Patient) der Patienteneintrittsdosis.

Streustrahlung entsteht durch die Wechselwirkung der ionisierender Strahlung (Röntgenstrahlung) mit Materie (Patient) in Form von Comptonstreuung. Diese vom Patienten verursachte Streustrahlung (siehe Abb. 3.20) hat ein sehr inhomogenes Feld und ist mathematisch schwer zu beschreiben. Zusätzlich erschwert die große Zahl ein Einflussfaktoren die numerische Berechnung.

¹² Quelle: Präsentation B. Oder[12] S.8

Die Dosis des medizinischen Personals hängt von diversen Einflussfaktoren ab, wie z.B. der Energie der Röntgenstrahlung, der Körpergröße des Personals, dem relativen Abstand zum Patienten, der Position der Röntgenröhre, dem bestrahlten Patientenvolumen, sowie spezifischen Gerätedaten [kV], [mA] und Durchleuchtungszeit [min] bzw. bei Bildfolgen [kV], [mAs], [s], [Bilder/s], [Bildanzahl]. Durch Wahl geeigneter Schutzkleidung und die Verwendung diverser Schutzschilde kann die auftretende Strahlenbelastung erheblich verringert werden.

Aufgrund der höchsten Nutzstrahlenintensität ist die Streustrahlung tendenziell nahe des Eintrittspunkts der Röntgenstrahlung in den Patienten am höchsten. Bereits auf der röntgenröhrenabgewandten Seite des Patienten beträgt die Streustrahlenbelastung nur noch 10% (z.B. 0,4-0,8 mSv/h anstatt 4-8 mSv/h)¹³. Daher wird die Verwendung von Untertischröntgenröhren empfohlen um eine Reduktion der Strahlenbelastung des Oberkörpers herbeizuführen. Bei Untertischanordnung kann der Hauptteil der entstehenden Streustrahlung gut mit so genannten Tischvorhängen abgeschirmt werden.

3.3.1 Strahlenschutzmaßnahmen in der IR

Es gibt diverse Möglichkeiten die Strahlenbelastung zu minimieren. Da die Grundvoraussetzung in der medizinischen Diagnostik das Erreichen eines aussagekräftigen Bildes ist, ist die Erhaltung der Bildqualität bei Einsetzen diverser Strahlenschutzmaßnahmen zu gewährleisten.

Im Wesentlichen kann man zwischen Strahlenschutzmaßnahmen die durch bauliche Umsetzungen bzw. Schutzkleidung hervorgerufen werden und jener, die durch eine geschulte Bedienung des Röntengerätes entstehen unterscheiden.

In der Ausbildung der RadiologietechnologInnen (RT) wird auf sämtliche von ihnen beeinflussbaren Möglichkeiten die Strahlenexposition des Patienten und des Personals zu minimieren, eingegangen.

3.3.1.1 Maßnahmen zur Reduktion der ionisierenden Strahlung durch Strahlenschutzrüstung:

Bleischürze (Bleirock, Bleiweste, Bleimantel)

Die Bleischürze zählt zu den Standards der Strahlenschutzvorrichtungen. Sie soll den ganzen Rumpf überdecken und bis zum Knie reichen. Durch Überlappung auf der Vorderseite wird der im Regelfall stärker exponierten Körperseite der doppelte Schutz geboten ($2 \times 0,25 \text{ mm} = 0,5 \text{ mm Pb}$). Bei richtiger Anwendung kann eine Bleischürze von $2 \times 0,25 \text{ mm Pb}$, bei Röntgenstrahlung von 100 kV, bis zu 99% der Dosis verringern. Es gibt diverse Arten an Bleischürzen,

¹³ Quelle: Präsentation IAEA[14] S.27



Abb. 3.21: Personenbezogener Strahlenschutz: (1) Bleiglasbrille, (2) Schilddrüsenschutz, (3) Bleischürze

wobei als Material alternativ zu Blei andere hochabsorbierende Materialien, wie z.B. Bismut (Wismut), verwendet werden. Siehe auch Abb. 3.21.

Schilddrüsenschutz

Da die Schilddrüse ein sehr empfindliches Organ ist, ist ein additiver Schilddrüsenschutz sehr empfehlenswert. Siehe auch Abb. 3.21.

(Bleigleichwert von 0,5 mm Pb)

Bleiglasbrille

Zur Verhinderung von Augenlinsentrübung (Katarakt) wird das Tragen einer Bleiglasschutzbrille empfohlen. Siehe auch Abb. 3.21.

Bleiglasscheibe (Bleiglasfenster)

Deckengeführter Strahlenschutz aus Bleiacrylglas zur Reduktion der Streustrahlung (siehe auch Abb. 3.15). Die Bleiglasscheibe ist an einem schwenkbarem Metallarm an der Raumdecke montiert und soll zwischen Untersucher und Detektor platziert werden.

Bei einer Bleiglasscheibe mit dem Bleigleichwert von 0,5mm Pb ist eine Abschirmung von $>90\%$ ¹⁴ möglich.

Tischvorhang (Untertischstrahlenschutz)

¹⁴ Quelle: Poster IAEA [1]



Abb. 3.22: Schematische Darstellung der Wirkung einer patientennahen Streustrahlenabschirmung [Bildquelle: RadPad <http://www.radpad.com/>]

Am Untersuchungstisch befestigte schwenkbare Bleilamellen zur Reduktion der Streustrahlung vor allem bei Röntgeneinrichtungen mit Untertischanordnung. (Siehe auch Abb. 3.15.)

Patientennahe Streustrahlenabschirmung (Radpad[®], SorbX[®]...)

Patientennahe Streustrahlenabschirmungen sind sterile Abdeckungen, die an der Patientenoberfläche, über dem chirurgischen Tuch, platziert werden. Dadurch wird die Streustrahlenbelastung des medizinischen Personals reduziert. Sie enthalten kein Blei oder Nebenprodukte aus Blei und können somit auf die gleiche Weise wie andere chirurgische Abdecktücher entsorgt werden. Die Auflagen werden in verschiedenen Dicken hergestellt, Produkte der Fa. Rad-Pad mit der Dickenbezeichnung „Orange“ besitzen z.B. einen Bleigleichwert von 0,25 mm Pb bei 90 kV. Siehe auch Abb. 3.22.

3.3.1.2 Maßnahmen zur Reduktion der ionisierenden Strahlung durch das Personal

Moduswahl

Die Wahl des Durchleuchtungsmodus wählt den Röhrenstrom [mA]. Die Dosisleistung steigt proportional zum Röhrenstrom. Es muss sich stets die Frage gestellt werden, was am Röntgenbild dargestellt werden soll. In Abhängigkeit von der Fragestellung werden voreingestellte gerätespezifischen Parameter für [kV], [mA], [mAs], Vorfilter usw. gewählt.

Durch die Wahl des DSA-Modus variiert man bei den meisten Geräten die voreingestellten Filter zur Reduktion weicher Röntgenstrahlung.

Einblenden

Verringern der Feldgröße des Primärstrahls durch abschirmende Bleilamellen. Siehe Abb. 3.23.

FFA (Fokus-Film-Abstand)

Aufgrund der Abnahme der Dosis mit dem Abstand (Abstands-Quadratgesetz), ist auf einen möglichst kleinen Abstand von Bildverstärker zu Patient zu achten. Siehe Abb. 3.24.



Abb. 3.23: Die Menge der Streustrahlung ist näherungsweise Proportional zum DAP (Dose Area Produkt, Dosis-Flächen-Produkt). Einblenden, d.h. das Verringern der bestrahlten Fläche reduziert nicht nur beträchtlich die Patientendosis, sondern auch die Strahlenbelastung des medizinischen Personals. [Bildquelle [8] SiemensGuide p. 125 Fig. 78]

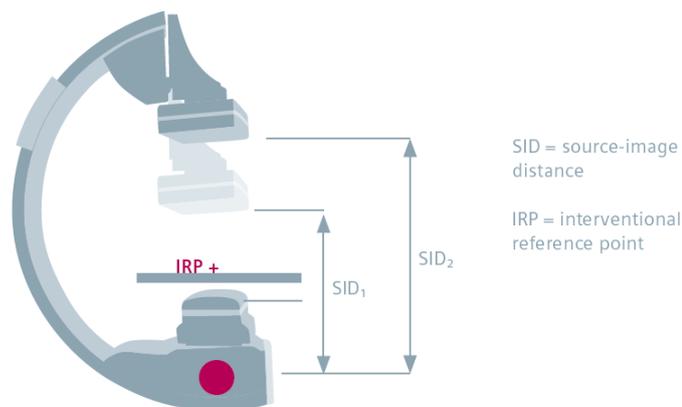


Abb. 3.24: Entsprechend dem Abstandsquadratgesetz führt ein größerer Abstand zwischen Quelle und Bildaufnehmer zu einer erhöhten Patienteneintrittsdosis. Wird z.B. der FFA (SID) von 105 cm auf 120 cm erhöht, steigt die Patienteneintrittsdosis (d.h. die Dosis am Referenzpunkt IRP), bei gleichbleibendem Winkel, Tischposition, Patient, etc. um ca 30 %. [Bildquelle [8] SiemensGuide p. 103 Fig. 56]

Abstand Fokus zu Patient

Der Abstand zwischen Fokus und Patient ist größtmöglich zu halten.

Durchleuchtungszeit

Die Dauer der Durchleuchtung ist so gering wie möglich zu halten.

ZOOM

Bei digitalem ZOOM wird, um die Bildqualität zu erhalten, die Dosisleistung erhöht. Die Verwendung soll daher nur nach Bedarf erfolgen.

Grundsätzlich ist davon auszugehen, dass eine Verringerung der Patientendosis auch zu einer Verringerung der Strahlenbelastung des medizinischen Personals führt.

4 Methode

4.1 Messaufbau Operationssaal Angiografie-Patientenbetrieb

Die Messungen zur Strahlenexposition des medizinischen Personals in der Interventionellen Radiologie werden in den Operationssälen der Station „1. Chirurgischen Abteilung“ des „KH Hietzing mit NZ Rosenhügel“ durchgeführt. Die Operationssäle sind mit Röntgen- C-Bögen ausgestattet. Die Messdaten werden während klinischer Eingriffe mit dem Messsystem RaySafe i2 aufgenommen.

Zur Verfügung stehen sechs Dosimeter des Messsystems Unfors, RaySafe i2, die an repräsentativen Körperstellen des medizinischen Personals angebracht werden. Die Zuordnung der Dosimeter zu den verschiedenen Messpunkten wird von Messreihe zu Messreihe variiert, um das Auftreten eines systematischen Fehlers zu vermeiden.

Das Interesse der Überwachung liegt bei der Strahlenexposition des medizinischen Personals während des klinischen Eingriffs. Es werden während des Eingriffes keine intervenierenden Ratschläge zum Strahlenschutz erteilt, um eine unverfälschte Messung des Ist- Zustands zu ermöglichen.

Es sind diverse Strahlenschutzeinrichtungen im Einsatz: stationärer Strahlenschutz in Form von einem Tischvorhang bzw. einer an der Decke angebrachten mobilen Bleiglasscheibe, sowie als personenbezogener Strahlenschutz Bleischürze, Schilddrüsenschutz und Bleiglasbrille. Zusätzlich kommt in einer separaten Versuchsreihe auch die patientennahe Streustrahlenabdeckung RadPad zur Anwendung.

In Abhängigkeit von der Primärerkrankung unterscheiden sich die interventionellen Eingriffe nicht nur nach dem Ort der Erkrankung, da dort meist das primäre Interesse der Bildgebung und der Intervention liegt, sondern auch wesentlich in der Art des Zugangs ins vaskuläre System.

Der Zugang kann femoral über die arteria femoralis (Oberschenkelarterie) antegrad (mit dem Blutfluss), retrograd (entgegen dem Blutfluss), links sowie rechts gesetzt werden. Falls die arteria femoralis für eine Intervention, z.B. aufgrund einer bestehenden Stenose, bzw. einer vorangegangenen Hüftoperation, nicht geeignet ist, erfolgt der Zugang transcubital durch die arteria cubitalis (Ellenbogenarterie). Transcubitaler Zugang erfolgt meist auf der linken Seite. In manchen Fällen wird auch

der Zugang über die arteria subclavia (Unterschlüsselbeinarterie) gewählt.

Folgend die Bezeichnung diverser auftretender Interventionen:

Diagnostische Angiografie Becken- Bein: Bei einer Diagnostischen Angiografie Becken- Bein wird zuerst ein Zugang für den Katheter gelegt um Kontrastmittel verabreichen zu können. Um das Becken darzustellen muss der Katheterverlauf bei femoralem Zugang retrograd erfolgen, da der Katheter bei der Aortenbifurkation im Beckenbereich platziert werden muss. Es folgen DSA vom Becken und den Beinen.

Feinnadel: Es wird kein Katheter gesetzt. Das Kontrastmittel (KM) wird nur durch eine Nadel verabreicht. Die Bildgebung kann von der Hüfte aus mit dem Blutfluss (antegrad) erfolgen und ist demnach aber nur an jenem Bein möglich, an dem die Nadel gesetzt worden ist.

PTA Becken: An der Aortenbifurkation, der Teilungsstelle (Bifurkation) der Aorta in die beiden großen Beckenarterien, werden häufig Perkutane Transluminale Angioplastien (PTA), durch Dehnen mit Ballon, durchgeführt, da ein guter Blutfluss für die Versorgung der Beine essentiell ist.

Setzen von Stents: Ist die Dehnung durch Ballon für die Wiederherstellung bzw. den Erhalt des Blutflusses nicht ausreichend, werden Stents zu Stabilisation der Gefäße gesetzt.

Aortenstent: Bei einem Aneurysma besteht die Gefahr einer Ruptur bzw. einer Thrombenbildung. Bei großen Aneurysmen der Bauchaorta werden Aortenstents gesetzt. Dies sind speziell an das Gefäß des Patienten angepasste, ummantelte Stents. Es wird so ein weiteres Austreten von Blut in die Gefäßaussackung verhindert und auch der Ruptur entgegengewirkt. Um zu anderen Arterien im Bauchraum die Blutzufuhr weiter aufrechtzuerhalten hat der Aortenstent Fenestrierungen (Ausnehmungen), in die wiederum Stents verankert werden.

Carotis: DSA oder PTA der Carotis (Halsschlagader).

Die Angabe über die Art des Eingriffs und die verwendeten Strahlenschutzeinrichtungen erfolgt jeweils bei der Auflistung der Messergebnisse.

4.1.1 Strahlenbelastung des Radiologen in der IR-Messaufbau

Bei der Beobachtung der Strahlenexposition des Radiologen¹ befinden sich, wie in Abb. 4.1 zu sehen, die Dosimeter des Messsystems RaySafe i2 an den Unterarmen,

¹ An den betrachteten interventionellen Eingriffen waren nur Radiologen (m) beteiligt. Aufgrund dessen wird in dieser Arbeit nur die männliche Berufsbezeichnung angeführt.

den Oberarmen, der Stirn, sowie an der Brust links- über der Bleischürze. Da es sich um eine Untertischröntgenröhre handelt, wurden die Dosimeter an der Unterarm-Unterseite (Handflächenseite) angebracht, um die Selbstabschirmung durch die Unterarme des Radiologen zu minimieren. Um Behinderung des Radiologen durch Anbringen der Dosimeter zu reduzieren, wurden die Dosimeter an den Unterarmen mit der Vorzugsrichtung zur Hautoberfläche angebracht. Da die Messwertaufnahme so in den meisten Fällen entgegen der Vorzugsrichtung stattfindet (siehe auch Kap. 3.1.3.3), ist dies in der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen. Das Dosimeter an der Brust über der Bleischürze dient als Referenzwert.



Abb. 4.1: Dosimeterpositionen Radiologe. Die Dosimeter sind an sechs repräsentativen Körperpunkten angebracht. An beiden Unterarmen, beiden Oberarmen, der Stirn, sowie an der Brust links über der Bleischürze. Das Brustdosimeter dient als Referenzpunkt und zeigt aufgrund seiner Positionierung über der Bleischürze nicht die tatsächlich vom Radiologen in diesem Bereich absorbierte Dosis an.

4.1.2 Strahlenbelastung des sterilen Beidienstes in der IR-Messaufbau

Da der dem Radiologen assistierende sterile Beidienst, meist eine Diplomierte Gesundheits- und Krankenschwester (DGKS)², nur in geringer Distanz zur Strahlenquelle steht, ist die Strahlenbelastung dieser Berufsgruppe ebenso von besonderem Interesse. Ein Dosimeter an der Brust außerhalb der Bleischürze des Radiologen dient als Referenzdosimeter. Die Dosimeter an der DGKS sind am linken Unterarm, am linken Oberarm, an der Brust (außerhalb der Bleischürze), auf der Stirn, sowie am Rücken angebracht (siehe Abb. 4.2). Die DGKS steht meist an der rechten Seite des Radiologen, hat somit ihre linke Seite der Röntgenröhre zugewandt und aufgrund ihrer Positionierung im rechten Winkel zum Patiententisch ihre Brustseite abgewandt. Daher ist die Positionierung eines Dosimeters am Rücken naheliegend.



(a) Dosimeterposition steriler Beidienst- Frontansicht (b) Dosimeterposition steriler Beidienst- Rückansicht

Abb. 4.2: Dosimeterposition steriler Beidienst- Die Dosimeter sind an der Stirn, an der Brust links über der Bleischürze, am linken Ober- bzw. Unterarm, sowie an der Rückseite der Bleischürze (Rücken) angebracht. Ein Dosimeter, das als Referenz dient, ist am Radiologen, Brust links über der Bleischürze, angebracht.

² An den betrachteten interventionellen Eingriffen waren ausschließlich Diplomierte Gesundheits- und Krankenschwestern (w) beteiligt. Aufgrund dessen wird in dieser Arbeit nur die weibliche Berufsbezeichnung angeführt.

4.1.3 Typische Körperhaltungen und Positionen von Radiologe und DGKS im Zuge eines interventionellen Eingriffs

Die Position des Radiologen relativ zur Röntgenröhre bzw. dem Patiententisch variiert abhängig von der Art des medizinischen Eingriffs, sowie auch stark im Laufe einer Intervention. Verallgemeinert können wie folgend erläutert, zwei Positionen nach der Bildgebungsart unterschieden werden.

Position Radiologe Durchleuchtung DL:

Während der Intervention unter Durchleuchtung arbeitet der Radiologe am Führungsdraht, d.h. mit seinen Händen in unmittelbarer Patientennähe. Ist der durch Röntgenbildgebung dargestellte Bereich nahe dem Ort an dem der Zugang ins Gefäßsystem gelegt worden ist, z.B. bei der Darstellung der Beckenarterien bei femoralem Zugang, befinden sich die Hände des Radiologen meist unmittelbar außerhalb des Primärstrahlenfeldes. In der Regel ist der Radiologe mit seiner linken Schulter zur Röntgenröhre ausgerichtet. Der Blick ist in Richtung der Röntgenbild-Monitore oder auf die Schleuse, den Zugangspunkt ins Gefäßsystem. Die generelle Körperhaltung wird von der Manipulation des Führungsdrahtes bestimmt.

Position Radiologe Digitale Subtraktions- Angiografie DSA:

Während der Aufnahme von Kontrastbildern erfolgt, sofern das Kontrastmittel mittels automatischer Spritzen injiziert wird, keine Manipulation am Patienten. Die Arme des Radiologen befinden sich z.B. entspannt an der Körperseite. Blick, sowie Körper sind in Richtung der Röntgenbildmonitore ausgerichtet.

Position des sterilen Beidienstes:

Der sterile Beidienst hält sich stets in unmittelbarer Nähe des Radiologen auf. Seine Aufgabe ist nicht nur das Zureichen der für den Eingriff notwendigen Materialien, sondern auch das Assistieren bei der Manipulation. Er befindet sich vom Patienten aus gesehen meist „hinter“ dem Radiologen und damit nur ca. 0,5- 1 m weiter von der Röntgenröhre entfernt. Der Blick des sterilen Beidienstes ist entweder auf den Materialtisch, auf den Bildschirm mit den Röntgenbildern oder auf die Schleuse, den Zugangspunkt in den Patienten, gerichtet. Seine Position ist daher seitlich bzw. in manchen Fällen auch der Röntgenröhre abgewandt.

Viel mehr als durch die unterschiedliche Bildgebungsart ist die Position des Radiologen und des sterilen Beidienstes von der Art der Lagerung des Patienten abhängig. Dies soll folgend durch einige Bilder (Abb. 4.3 bis Abb. 4.8) aus dem Operationssaal vor Augen geführt werden.

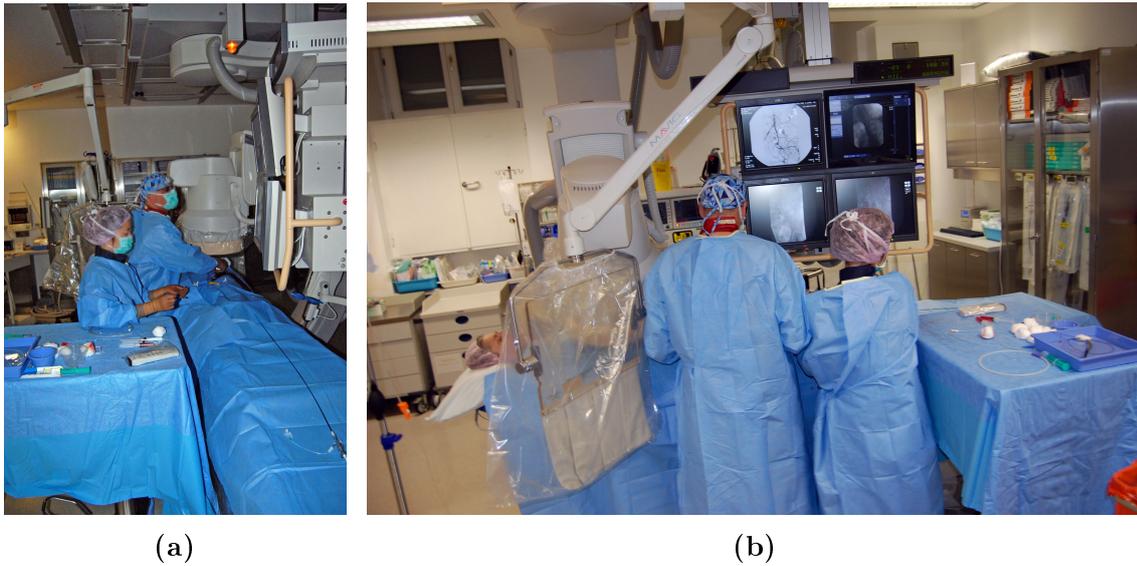


Abb. 4.3: Position- Zugang femoral retrograd rechts; Bildgebung Durchleuchtung Becken (z.B. PTA/Stent Becken)

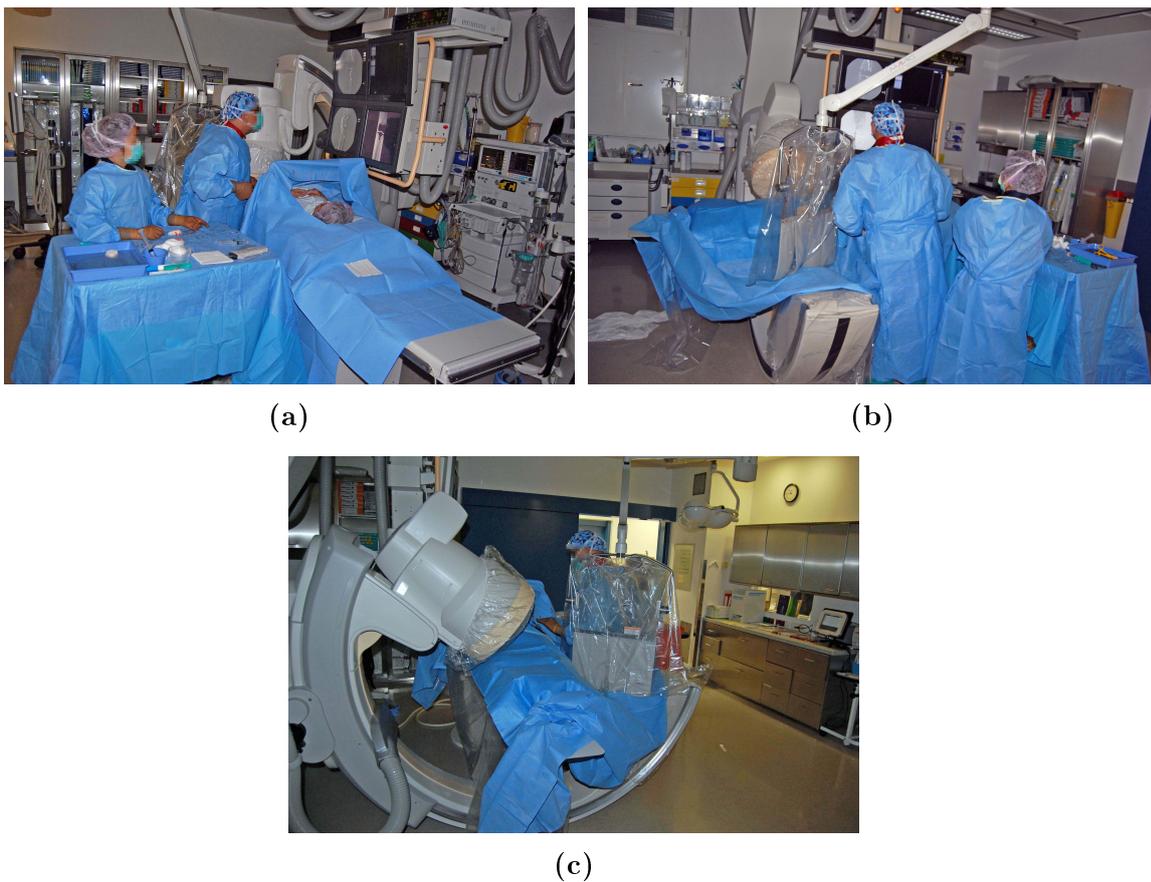


Abb. 4.4: Position Zugang femoral antegrad, Bildgebung Knie; (a) Winkel (5,0) bzw. (b) und (c) Winkel (50,0)



(a)



(b)



(c)

Abb. 4.5: Position- DL Zugang femoral retrograd links, Bildgebung Carotis (Winkel 30,0)



(a)



(b)

Abb. 4.6: Position- Zugang transcubital links; (a) DSA Bein, (b) Bildgebung bei Zugang: Thorax, Abdomen



Abb. 4.7: Position- DSA, Zugang femoral retrograd links, Bildgebung Hüfte Winkel (0,0)



Abb. 4.8: Position- Zugang femoral antegrad links; Bildgebung Becken; Manipulation am Draht/Katheter; Beachte die geänderte Position des Bildschirms.

4.1.4 Strahlenbelastung des gesamten im OP anwesenden medizinischen Personals in der IR- Messaufbau

Um eine Abschätzung der Strahlenbelastung des gesamten, im Angio-Operationssaal anwesenden, Personals zu machen werden, für einige Messungen, die RaySafe i2 Dosimeter jeweils an der Position „Brust links“ des Personals angebracht. Die Anzahl der anwesenden Personen variiert stark nach dem Aufwand für einen Eingriff, die Position von DGKS und Radiologe stark nach Art des Eingriffs.

Zum Personal, das bei jedem Eingriff anwesend ist, zählen neben Radiologen (steril) und DGKS (steril) auch jedenfalls RT. Zusätzlich ist meist noch ein unsteriler Beidienst anwesend (DGKS oder RT), dessen Aufgabe es ist, die für den Eingriff erforderlichen Materialien aus den Lagerschränken zu holen und zuzureichen. Zu möglichen weiteren anwesenden Personen gehören Anästhesie (eventuell 2 Personen), RT-Assistenz (RT2), Radiologen zur Schulung bzw. Assistenz. Bei Operationen mit eigens angefertigten Prothesen (z.B. Aorta) sind zusätzlich auch FirmenvertreterInnen anwesend.

4.2 Messaufbau Operationssaal Angiografie- Phantommessung

Während eines klinischen Eingriffs gibt es, zahlreiche Einflussfaktoren auf die Strahlenexposition des Personals. Um die Wirkung diverser Strahlenschutzmaßnahmen explizit zu verifizieren, werden die Messungen im Angio- Operationssaal nachgestellt. Hierzu wurde, zur Simulation des Patienten, ein Alderson- Rando- Phantom (ein Phantom in Form eines menschlichen Torso, das echte Knochen beinhaltet) verwendet (Abb. 4.10). Zur Simulation des medizinischen Personals werden in den meisten Fällen die Dosimeter an einem Rückstreukörper aus Plexiglasplatten angebracht (Abb. 4.9).

4.3 Messwert- Auswertung

Die Dosimeter des Messsystem RaySafe i2 speichern in Sekundenabstand gemessene Dosisleistungs-, sowie akkumulierte Dosiswerte. Die Auswertung der Messwerte erfolgt nach der Übertragung der Messdaten mittels der Software DoseManager in *.cvs-Files mit dem Programm MS Office Excel.

Durch genaues Notieren der Handlungen des Radiologen und der Zeiten, an denen DSA durchgeführt werden, können die Dosiswerte im Nachhinein aus der Datenmenge herausgenommen, getrennt dargestellt und ausgewertet werden. Da beim C-Bogen der Firma Philips eine automatische Datenaufzeichnung der gerätespezifischen Daten nicht verfügbar ist, wurde Röhrenspannung [kV], Röhrenstrom [mA]

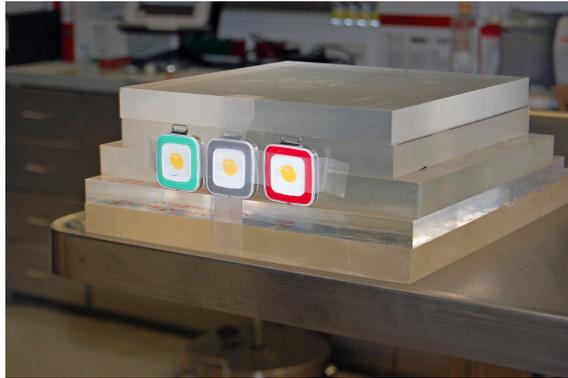


Abb. 4.9: Bei den Phantommessungen wurden die Dosimeter an einen Rückstreukörper aus Plexiglasplatten fixiert. Diese soll einen zum ein menschlicher Torso äquivalenten Rückstreuwert besitzen.

sowie C-Bogen- Winkel (α, β) ebenfalls manuell aufgezeichnet.

Um den Einfluss der diversen Strahlenschutzmaßnahmen im Zuge der Phantom-Messungen vergleichen zu können, wird über die jeweiligen Messintervalle die mittlere Dosisleistung errechnet.

Bei Ermittlung der durchschnittlichen Dosisleistung unter gleichbleibenden äußeren Bedingungen werden die ersten bzw. letzten Messpunkte einer Reihe ausgenommen. Diese Messwerte verfälschen die eigentlich zu ermittelnde mittlere Dosisleistung und sind hauptsächlich auf die Sekundentaktung der Dosimeter, sowie Schwankungen beim Ein- bzw. Ausschalten der Röntgenröhre, zurückzuführen.

Offensichtliche Messartefakte, wie unter Kap.3.1.4 beschrieben, werden ebenso aus den Messwerten herausgenommen.

4.4 Messfehlerangabe

Aus den Herstellerangaben Tab.3.1 ergibt sich durch die Berücksichtigung der einzelnen Messunsicherheiten ein relativer Fehler von 25% (Winkel $<5^\circ$) bzw. 40% (Winkel $<50^\circ$) bezogen auf Änderungen des Winkels gegenüber der Vorzugsrichtung, d.h. Variationen um die y- bzw z-Achse. Zur Definition der Vorzugsrichtung siehe auch Kap.3.1.3.3.

Der Messfehler des Messgerätes entspricht der Bauartanforderung nach Norm ÖVE/Ö-NORM EN 61526:2013 für Strahlenschutz-Messgeräte- Direkt ablesbare Personendosimeter.



Abb. 4.10: Zur Simulation eines Patienten wurde ein Phantom verwendet. Um realitätsnahe Verhältnisse bzgl. Patientendicke zu erhalten wurde das Phantom mittels Plexiglasplatten verstärkt. Die Stärke der PMMA-Platten betrug jeweils 1 inch=2,54 cm.

ÖVE/ÖNORM EN 61526:2013 Tabelle 5 - Leistungsmerkmale von $H_P(10)$ - Dosimetern bezüglich Röntgen- und Gammastrahlung. sieht z.B. für den Höchstwert der Änderung eines Geräteparameters oder des relativen Ansprechvermögens innerhalb des gesamten Nenngebrauchsbereichs eine Richtungsabhängigkeit für Photonen von -29%, +67% bei 0° bis 60° von der betrachteten Vorzugsrichtung vor. Dieser Fehler gilt jedoch additiv zu anderen Fehlern, wie z.B. Energieabhängigkeiten.

Bei der Interpretation der Messergebnisse ist jedoch zusätzlich stets zu berücksichtigen, dass nicht nur eine große Winkelabhängigkeit besteht, sondern auch die Selbstabschirmung der Dosimeter durch den Radiologen nicht zu vernachlässigen ist. So bedeutet eine geringe Dosisanzeige an den Dosimetern nicht zwangsläufig eine geringe Dosisbelastung des Radiologen, wenn dieser z.B. mit dem Rücken zur Röntgenröhre steht.

Zusätzlich zu bereits erwähnten Messfehlerquellen gilt es noch den Verlust von Messdaten durch Einsatz der Messgeräte entgegen ihrer Vorzugsrichtung einzubeziehen. Auch den eventuellen Einfluss eines geringeren Streukörpers „Arm“ zu „Torso“ sollte nicht außer Acht gelassen werden und eventuell als Korrekturfaktoren in die Dosismittlung einfließen.

Bei relativen Vergleichen von Messwerten ist anzunehmen, dass systematische Fehler, u.a. aufgrund von Winkelabhängigkeiten oder geringeren Rückstreukörpern vernachlässigt werden können.

5 Resultate- OP-Saal

Patientenbetrieb

Um die Strahlenexposition des medizinischen Personals in der Interventionellen Radiologie mit Hilfe von Aktiv-Personen-Dosimetern zu evaluieren, wurden während 49 klinischer Eingriffe Messungen durchgeführt und analysiert.

Bei 36 klinischen Eingriffen wurde die Strahlenexposition des Radiologen betrachtet, wobei bei 9 von 36 Eingriffen die patientennahe Streustrahlenabdeckung RadPad verwendet wurde. In weiteren 5 Messungen wurde die Strahlenbelastung des sterilen Beidienstes explizit beobachtet und in weiteren 8 Messungen die Strahlenexposition des anderen im Operationssaal anwesenden Personals. Die Messungen erfolgten in der 1. Chirurgischen- Abteilung des KH Hietzing. Der Messaufbau ist Kap. 4 zu entnehmen.

Folgende Angaben finden sich in den Tabellen der Messergebnisse:

laufende Nummer: In der ersten Spalte jeder Messwertetabelle ist eine laufende Nummer angeführt. Die Nummerierung erfolgte nach Art der Messung, d.h. Art der beobachteten Personen- R (Radiologe), RP (Radiologe RadPad), S (steriler Beidienst), A (alle).

Untersuchungsart: Aus der Auflistung lässt sich z.B. herauslesen, ob die Bildgebung hauptsächlich am Thorax oder an den Extremitäten stattgefunden hat. Eine Beschreibung der durchgeführten Eingriffe ist Kap. 4.1 zu entnehmen.

Gewicht, Größe: Gewicht und Größe der Patienten wurden aufgenommen um einen Vergleich der Messergebnisse zu vereinfachen. Dies hat Relevanz, da das Volumen des durchleuchteten Gewebes sich stark auf die Höhe der Streustrahlenexposition auswirkt.

Radiologe: Die Eingriffe wurden von drei verschiedenen Radiologen durchgeführt. Um etwaige unterschiedliche Verhaltensmuster erkennen zu können, wurden die Radiologen mit einer Nummer kodiert.

Angiografiegerät: Da Eingriffe in zwei verschiedenen Operationssälen beobachtet wurden, fanden Messungen an einem C-Bogen der Fa. Philips (Angio1), sowie der Fa. Siemens (Angio2) statt.

DL-Zeit: Gesamtzeit, in der während des spezifischen klinischen Eingriffs durchleuchtet wurde.

Bildanzahl: Anzahl der angefertigten Einzelbilder für DSA Aufnahmen.

akk. Dosis: Es sind die gemessenen akkumulierten Dosen der 6 Dosimeter nach Messpunkten aufgelistet. Die Bezeichnungen der Dosimeter-Positionen sind Kap. 4 zu entnehmen. Die angegebenen Dosen sind die vom Dosimeter Ray-Safe i2 abgelesenen Messwerte. Laut Herstellerangaben liegt der Messbereich zwischen $40 \mu\text{Sv/h}$ - 300mSv/h , siehe auch Tab. 3.1. Ihre Genauigkeit ist u.a. Kap. 4.4 zu entnehmen.

Strahlenschutz: Es wurde bei den Messungen protokolliert, ob die Bleiglasscheibe als Strahlenschutzmaßnahme verwendet wurde. Bleischürze, sowie Schilddrüsenschutz wurden stets getragen. War bei einer Untersuchung die Verwendung des Tischvorhangs nicht möglich, so ist dies angeführt.

DAP: Das Dosisflächenprodukt wird in der Ionisationskammer gemessen und standardmäßig vom Gerät getrennt nach Bildgebungsart (gesamt, DL, DSA) ausgegeben.

KERMA: Die auf einen Aufpunkt hochgerechnete AirKERMA zur Abschätzung der Hautdosis des Patienten, wird hier kurz als KERMA bezeichnet. Die KERMA ist wiederum jeweils nach Bildgebungsart aufgeschlüsselt.

mittlere Dosis/Bild: Zur Ermittlung der Dosis pro Bild wurde die AirKERMA der DSA durch die Anzahl der aufgenommenen Bilder dividiert.

Dosisleistung: Der Quotient von AirKERMA DL und Durchleuchtungszeit ergibt einen Wert für die mittlere am Patienten applizierte Dosisleistung.

mittlere Feldgröße (FG): Die mittlere Feldgröße von DSA, sowie DL wurde durch Division des Dosisflächenprodukts durch die KERMA ermittelt.

5.1 Strahlenexposition des Radiologen in der IR

In Tab. 5.1 bis Tab. 5.3 sind die aufgenommenen Messdaten zur Strahlenexposition des Radiologen während klinischer Eingriffe in der Angiografie aufgelistet. Es sind jeweils nur die akkumulierten Dosiswerte angegeben. Zur Analyse standen sekundengenaue Dosisleistungswerte zur Verfügung. Dies ist dem Beispiel des Dosisleistungsverlauf unter Kap. 5.1.1 zu entnehmen, bei dem die Strahlenexposition bzgl. ihrer Bildgebungsart, DL bzw. DSA, unterschieden wird. Zusätzlich sind Messungen mit einer patientennahen Streustrahlenabschirmung (Kap. 5.1.2) zur Evaluierung der Wirkung ebendieser durchgeführt worden.

Anmerkung: Beim Eingriff R26 kam es zu gravierenden medizinischen Komplikationen, die zu einer erhöhten Strahlenexposition führten.

Tab. 5.1: Strahlenexposition des Radiologen in der IR.

	Untersuchungsart	Gewicht [kg]	Größe [cm]	Radiologe	Angiografie- Gerät
R1	DSA; Stent Becken links	130	168	1	Philips
R2	DSA; 4 Stents Becken rechts	75	175	1	Philips
R3	DSA Beine; Dialyse	n.A.	n.A.	1	Philips
R4	DSA Unterschenkel rechts	n.A.	n.A.	1	Siemens
R5	PTA Oberschenkel rechts	n.A.	n.A.	1	Philips
R6	DSA Beine; PTA	80	168	1	Siemens
R7	transcubital, DSA Becken Bein gesamt	77	170	2	Philips
R8	DSA Becken Bein (Versuch)	72	176	3	Siemens
R9	DSA Becken Bein; PTA+ Stent Becken rechts	66	178	1	Siemens
R10	DSA Becken Bein	90	170	1	Siemens
R11	DSA Becken Bein; PTA+ Stent Becken rechts	90	162	1	Philips
R12	Zugang subclavia links (Versuch)	61	166	1	Philips
R13	DSA Becken Bein; PTA links	75	175	1	Philips
R14	DSA Becken Bein; PTA links (Versuch)	75	155	1	Philips
R15	DSA Becken Bein; Stent links	70	165	1	Siemens
R16	transcubital rechts; DSA Becken Bein	82	167	1	Philips
R17	Aortenprothese	77	175	1	Philips
R18	femoral, DSA; Embolisation (therapeut.) links arteria bronchialis	60	159	1	Philips
R19	transcubital links, DSA, PTA Becken rechts	58	168	1	Philips
R20	transcubital links, DSA Becken Bein, PTA Bein rechts	90	187	1	Philips
R21	femoral; Aortenprothese (Stentgraft)	73	168	1	Philips
R22	femoral, Nieren-Stenose links, 4 Stents Becken links	n.A.	n.A.	1	Philips
R23	DSA Becken Bein	84	177	2	Philips
R24	transcubital links, DSA Becken Bein	98	168	2	Philips
R25	DSA Becken Bein; Stent Becken rechts	80	170	2	Philips
R26	Aortaprothese, 4-fach Bifurkation	90	180	1	Philips
R27	Feinnadel Fuß links, venöse Malformation	48	170	1	Philips

Tab. 5.2: Strahlenexposition des Radiologen in der IR.

	DL-Zeit [min]	Bildanzahl	akk. Dosis pro Dosimeterposition [mSv]						Strahlenschutz Bleiglasscheibe
			OA r	OA l	UA r	UA l	Stirn	Brust	
R1	6,4	145	0,020	0,136	0,066	0,215	0,015	0,302	ja
R2	26,2	127	0,020	0,517	0,142	1,222	0,028	1,070	nein
R3	10,6	103	0,029	0,057	0,043	0,145	0,003	0,098	nein
R4	1,0	107	0,006	0,012	0,033	0,031	0,002	0,035	tw
R5	10,0	122	0	0,170	0,004	0,063	0	0,177	ja
R6	6,7	139	0,009	0,103	0,048	0,103	0,008	0,216	ja
R7	2,5	64	0,004	0,017	0,031	0,005	0,007	0,052	ja
R8	7,8	0	0,001	0,008	0,071	0,123	0,001	0,051	nein
R9	59,4	314	0,036	0,937	0,433	1,327	0,190	1,374	nein
R10	2,9	141	0,006	0,048	0,029	0,062	0,004	0,114	nein
R11	13,1	179	0,056	0,290	0,184	1,196	0,079	1,073	nein
R12	12,5	1	0	0,057	0	0,048	0,001	0,019	nein, kein Tischvorhang
R13	8,0	107	0,007	0,030	0,011	0,019	0,003	0,047	ja
R14	20,9	121	0,024	0,065	0,024	0,046	0,005	0,160	tw
R15	8,6	109	0,013	0,146	0,041	0,066	0,005	0,261	nein
R16	3,0	68	0,026	0,084	0,130	0,079	0,009	0,176	tw
R17	116,5	169	0,039	1,145	0,197	1,132	0,112	0,766	nein
R18	26,7	168	0,001	0,002	0,007	0,010	0,001	0,004	ja
R19	7,2	34	0	0,027	0,022	0,080	0,001	0,068	tw
R20	15,1	136	0	0,080	0,002	0,010	0	0,025	nein
R21	29,3	76	0,020	0,938	0,077	0,605	0,024	0,295	nein, kein Tischvorhang
R22	89,2	178	0,013	0,365	0,085	0,487	0,103	0,565	ja
R23	2,3	75	0,012	0,008	0,013	0,022	0,003	0,014	ja
R24	3,2	90	0,002	0,030	0,014	0,060	0,013	0,022	ja
R25	8,3	144	0,015	0,103	0,076	0,282	0,020	0,143	ja
R26	121,2	240	0,379	6,657	6,272	10,906	0,735	5,486	nein, kein Tischvorhang
R27	1,7	49	0,001	0,011	0,003	0,021	0	0,007	nein

Tab. 5.3: Strahlenexposition des Radiologen in der IR.

	DAP gesamt [mGy · cm ²]	DAP DSA [mGy · cm ²]	DAP DL [mGy · cm ²]	KERMA DSA [mGy]	KERMA DL [mGy]	Dosis/Bild [mGy]	Dosisleistung DL [mGy/h]	mittl. FG DSA [cm ²]	mittl. FG DL [cm ²]
R1	376454	317623	58831	564,3	297,6	3,9	2790,0	562,9	197,7
R2	475478	382947	92531	656,0	645,0	5,2	1477,1	583,8	143,5
R3	109695	89841	19854	331,0	118,6	3,2	671,3	271,4	167,4
R4	43164	40707	2457	92,6	7,1	0,9	426,0	439,6	346,1
R5	60816	51144	9672	355,1	77,4	2,9	464,4	144,0	125,0
R6	75174	61012	14162	147,1	63,6	1,1	569,6	414,8	222,7
R7	147464	138406	9056	134,5	39,6	2,1	950,4	1029,0	228,7
R8	5639	/	5639	/	89,1	/	685,4	/	63,3
R9	381240	170870	210370	1667,0	2463,0	5,3	2487,9	102,5	85,4
R10	37967	27767	10200	68,7	42,2	0,5	873,1	404,2	241,7
R11	700391	618446	81945	800,7	328,4	4,5	1504,1	772,4	249,5
R12	6267	60	6207	/	96,4	/	462,7	/	64,4
R13	164393	148814	15579	233,8	78,2	2,2	586,5	636,5	199,2
R14	167006	140136	26870	334,9	558,2	2,8	1602,5	418,4	48,1
R15	40313	30038	10275	83,6	52,0	0,8	362,8	359,3	197,6
R16	193975	185356	8619	405,9	42,1	6,0	842,0	456,7	204,7
R17	1098412	611633	468779	1010,4	4102,1	6,0	2112,7	605,3	114,3
R18	140334	97135	43199	648,6	281,6	3,9	632,8	149,8	153,4
R19	75407	52334	23073	200,8	110,3	5,9	919,2	260,6	209,2
R20	42997	36285	6712	244,4	53,1	1,7	211,0	148,5	126,4
R21	424772	266392	158380	312,9	1027,9	4,1	2104,9	851,4	154,1
R22	698030	455073	242957	776,2	2351,3	4,4	1581,6	586,3	103,3
R23	87336	78431	8905	210,2	31,2	2,8	813,9	373,1	285,4
R24	212161	201809	10352	313,8	45,8	3,5	858,8	643,1	226,0
R25	295007	260490	34517	425,0	174,2	3,0	1259,3	612,9	198,1
R26	1657048	1022382	634666	1090,4	5505,2	4,5	2725,3	937,6	115,3
R27	10534	9824	710	115,5	6,7	2,4	236,5	85,1	106,0

5.1.1 Dosisleistungsverlauf der Streustrahlenexposition des Radiologen- Gegenüberstellung von DL zu DSA

Für eine genaue Analyse des Dosisleistungsverlaufs der Streustrahlenexposition des Radiologen wurde Eingriff R21 ausgewählt. Hierbei handelt sich um eine Digitale Subtraktions- Angiografie (DSA) des Becken- Bein- Bereichs, und dem folgenden Einsetzen einer Aortenprothese (Stentgraft). Die Gesamtdauer des Eingriffs beträgt ca. 1,5 Std mit einer Bestrahlungszeit von 29,3 min. Der Eingriff wird an einem stationären C-Bogen der Firma Philips durchgeführt. Die angeführten Messdaten wurden während eines klinischen Eingriffs aufgenommen.

In Abb. 5.2 ist der Dosisleistungsverlauf während des Eingriffs R21 über die Zeit aufgetragen. Zur besseren Darstellung ist in Abb. 5.3 ebendieser Verlauf auf der vertikalen Achse auf einen Wert bis 20 mSv/h gezoomt. Es ist darauf zu achten, dass dadurch manche Peaks nicht vollständig dargestellt werden können.

In Abb. 5.4 und Abb. 5.5 sind die separierten Dosisleistungsaufzeichnungen der Kontrastbildaufnahmen (DSA), sowie die reine Durchleuchtungszeit dargestellt.

In Tab. 5.4 sind die akkumulierten Dosiswerte der gesamten Messung, sowie ausschließlich der DSA bzw. Durchleuchtungszeit in Bezug auf ihre Position am Körper angegeben. Diese Werte sind in Abb. 5.1 grafisch dargestellt.

Für einen Vergleich verschiedener Eingriffe untereinander sind maximaler, mittlerer und medianer Dosisleistungswert aussagekräftig. In Tab. 5.5 sind diese Daten aufgelistet.

Auf eine detaillierte Darstellung aller Messwerte wird verzichtet, da es sich z.B. bei Messung R21 um ca. 2000 Messpunkte pro Dosimeter, d.h. insgesamt 12 000 Messwerte, handelt.

Tab. 5.4: An den Messpunkten akkumulierte Dosis:

gesamt: Die Dosisermittlung erfolgte während des gesamten klinischen Eingriffs.

DL (Durchleuchtung): Da von der Gesamtexposition, jene der DSA-Bildgebung subtrahiert wurde, stellt diese Spalte die akkumulierte Dosis durch Durchleuchtungsbildgebung dar.

DSA (Digitale Subtraktions-Angiografie): die akkumulierte Dosis durch die Strahlenexposition bei DSA-Bildgebung

akk. Dosis [mSv]			
	gesamt	DL	DSA
Oberarm rechts	0,020	0,008	0,012
Oberarm links	0,938	0,304	0,634
Unterarm rechts	0,077	0,050	0,027
Unterarm links	0,605	0,344	0,261
Brust links	0,295	0,124	0,171
Stirn	0,024	0,014	0,010

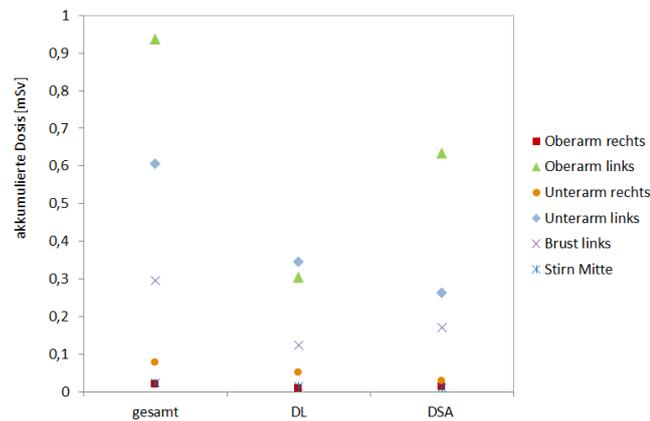


Abb. 5.1: An den Messpunkten akkumulierte Dosis. Die dargestellten Werte sind in Tab. 5.4 aufgelistet. Man erkennt deutlich die hohe Dosisaufnahme des Dosimeters „Oberarm links“ bei der DSA.

Tab. 5.5: Statistische Daten zum Dosisleistungsverlauf von Eingriff R21.

	mittl. Dosisleistung [mSv/h]		max. Dosisleistung [mSv/h]		mediane Dosisleistung [mSv/h]	
	DL	DSA	DL	DSA	DL	DSA
Oberarm rechts	0,060	0,982	0,539	4,031	0,043	0,336
Oberarm links	0,563	33,136	4,371	153,154	0,389	13,384
Unterarm rechts	0,100	1,474	0,669	6,356	0,075	0,501
Unterarm links	0,646	15,140	3,886	78,264	0,573	4,048
Brust links	0,234	9,450	2,336	45,914	0,163	4,392
Stirn	0,028	0,638	0,190	2,555	0,021	0,517

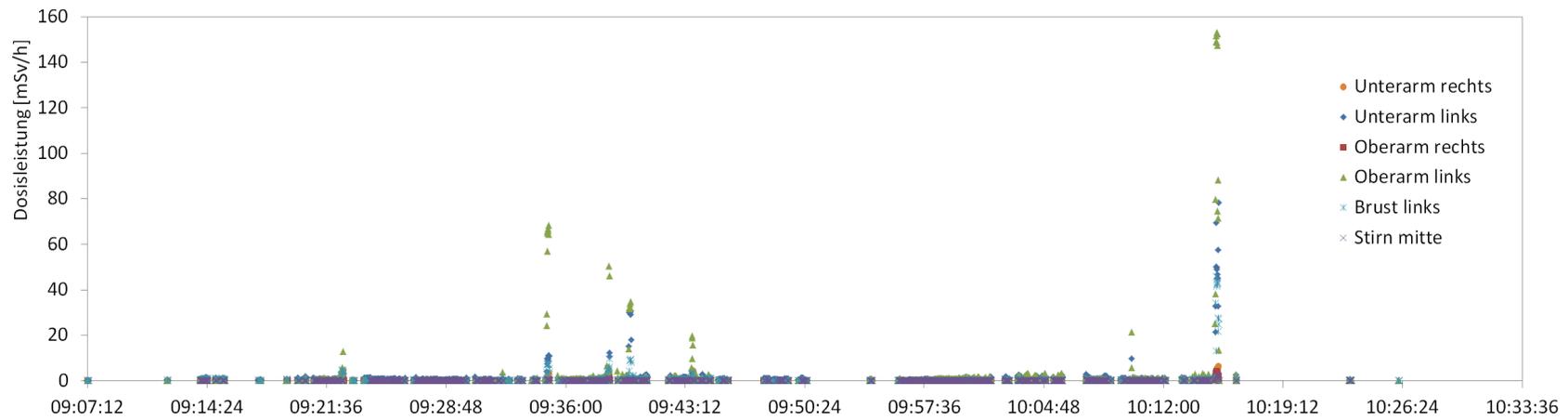


Abb. 5.2: Dosisleistungsverlauf aller sechs Messpunkte für die Dauer des gesamten klinischen Eingriffs R21.

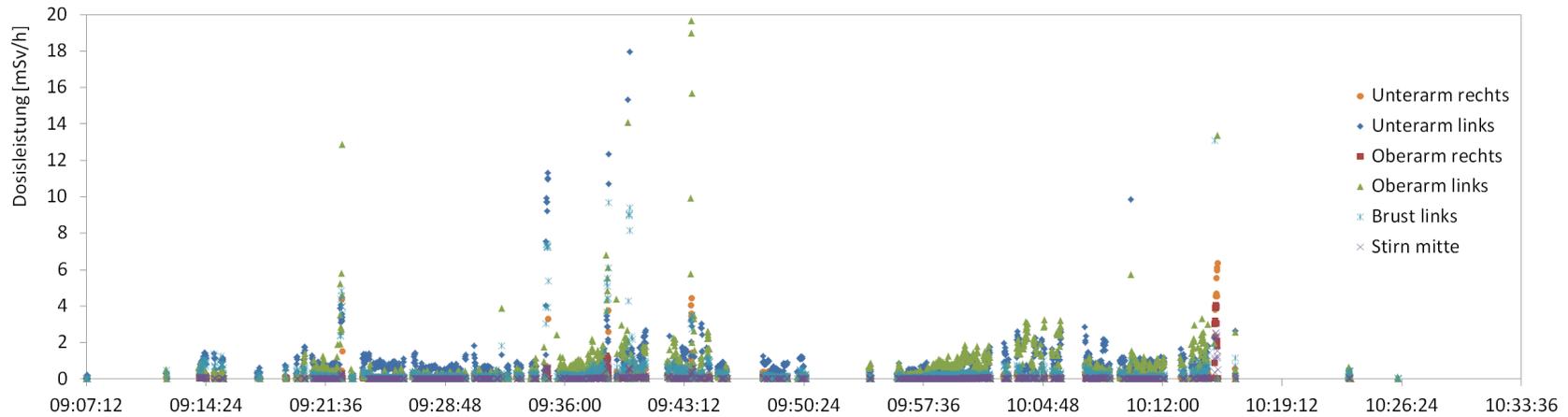


Abb. 5.3: Darstellung des Dosisleistungsverlaufs aller sechs Messpunkte für die Dauer des gesamten klinischen Eingriffs R21 bis zu einer Dosisleistung von 20 mSv/h (Zoom der vertikalen Achse.) Es ist darauf zu achten, dass manche Dosisleistungsspitzen nicht in ihrer vollen Größe dargestellt werden (Vergleiche mit Abb. 5.2)

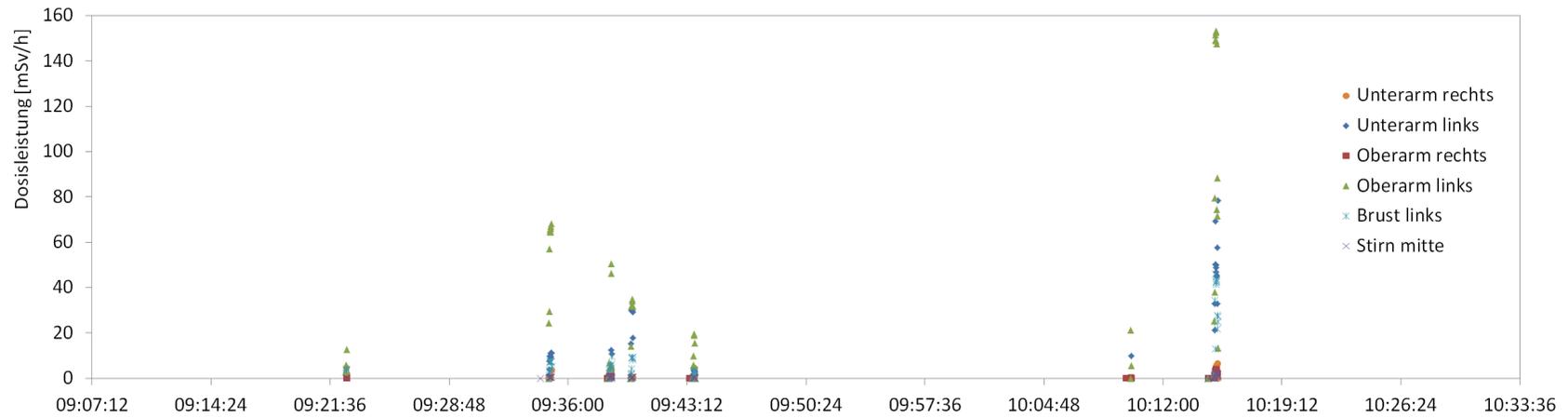


Abb. 5.4: Dosisleistungsverlauf aller sechs Messpunkte während der im Zuge des klinischen Eingriffs R21 durchgeführten DSA-Bildaufnahmen.

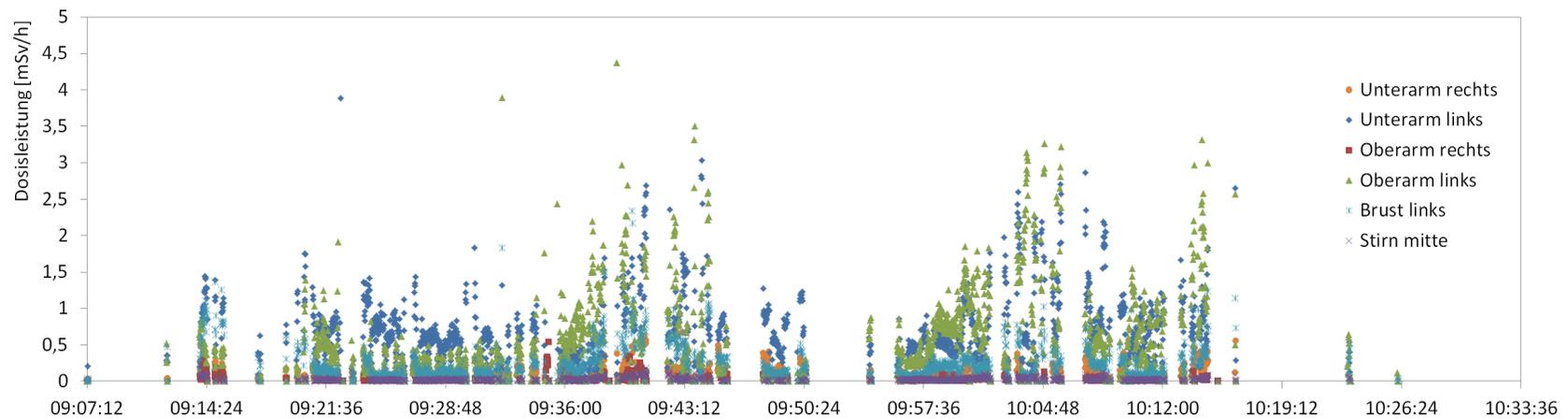


Abb. 5.5: Dosisleistungsverlauf aller sechs Messpunkte für die während der Bildgebung bei R21 durch Durchleuchtung entstandene Strahlenexposition. Es ist darauf zu Achten, dass das Maximum der vertikalen Achse 5 mSv/h beträgt.

5.1.2 Einfluss der Verwendung von patientennahe Streustrahlenabdeckung (RadPad) auf die Strahlenexposition des Radiologen

Bei 9 klinischen Eingriffen wurden sterile patientennahe Streustrahlenabdeckungen verwendet, um deren abschirmende Wirkung qualitativ zu evaluieren. Es wurden Abdeckungen der Fa. RadPad gewählt. Ergebnisse von Phantommessungen, die zusätzlich zu den Messungen im klinischen Einsatz durchgeführt wurden, sind Kap. 6.2.1 zu entnehmen.

RadPad sind sterile, vor Röntgenstrahlen schützende Abdeckungen, die an der Patientenoberfläche, über dem chirurgischen Tuch, platziert werden. Das flexible, strahlenabsorbierende Material ist eine in Kunststoff eingebettete Kombination aus Antimon und Wolfram¹. Die Auflagen enthalten kein Blei oder Nebenprodukte aus Blei und können auf die gleiche Weise wie andere chirurgische Abdecktücher entsorgt werden. Laut Herstellerangaben beträgt das Abschirmvermögen für RadPads der Dicke „Orange“ mehr als 90 % bei 90 kVp. Der Bleigleichwert entspricht 0,25 mm Pb bei 90 kVp.

radiation absorption material, a combination of antimony, tungsten, and ethylene polymer
2

Es sind diverse Modelle für verschiedene Zugangsarten bzw. Positionierungen verfügbar. Bei den vorliegenden Messungen wurden die Modelle 5300A-O bzw. 5511A-O verwendet. Da sie den selben Bleigleichwert haben und sich nur geringfügig in der Form unterscheiden, werden sie für die Messdatenaufnahme als äquivalent angesehen.

Der Vergleich der Messungen „mit“ Radpad mit jenen „ohne“ ermöglicht Rückschlüsse auf die abschirmende Wirkung der Auflagen. Auch konnten Probleme in der praktischen Handhabung mit dem RadPad erhoben werden.

¹ <https://www.dvx.jp/en/product/radpad.html>, abgerufen am 05.07.2015

² <https://www.dvx.jp/en/product/radpad.html>, abgerufen am 05.07.2015

Tab. 5.6: Strahlenexposition des Radiologen in der IR bei Verwendung der patientennahen Streustrahlenabschirmung RadPad. Alle Messungen wurden von Radiologe 1 durchgeführt.

	Untersuchungsart	Gewicht [kg]	Größe [cm]	RadPad	Pb-Fenster
RP1	DSA BeckenBein	60	160	5510A-O	ja
RP2	femoral retrograd links; Carotis links	57	156	5300A-O	tw
RP3	femoral antegrad links; PTA Knie links (Poplitea-Verschluss)	73	165	5511A-O	ja
RP4	sterile Feinnadel rechts	96	160	5300A-O	nein
RP5	transcubital links, DSA Becken Bein	56	152	5300A-O	ja
RP6	[a]	60	168	5300A-O	tw
RP7	transcubital links, DSA Becken Bein, PTA Becken	104	185	5300A-O	tw
RP8	femoral retrograd links, Stent Niere links (Versuch)	80	180	5300A-O	nein
RP9	femoral antegrad rechts, DSA, PTA Oberschenkel rechts	94	175	5300A-O	ja

	Ang.-Gerät	DL-Zeit [min]	Bildanzahl	akk. Dosis pro Dosimeterposition [<i>mSv</i>]					
				OA r	OA l	UA r	UA l	Stirn	Brust
RP1	Philips	2,5	77	0,001	0	0,003	0,008	0	0,016
RP2	Philips	14,6	61	0,001	0,015	0,007	0,032	0,003	0,025
RP3	Philips	7,4	50	0	0,072	0,002	0,071	0,003	0,097
RP4	Philips	1,9	95	0,01	0,006	0,022	0,015	0,002	0,106
RP5	Philips	8,0	199	0,001	0,051	0,013	0,018	0,003	0,028
RP6	Philips	16,7	168	0,004	0,035	0,008	0,019	0,002	0,040
RP7	Siemens	8,3	172	0,005	0,159	0,036	0,083	0,019	0,099
RP8	Philips	25,7	34	0,005	0,156	0,042	0,041	0,030	0,112
RP9	Philips	2,0	21	0	0,002	0,001	0,011	0	0,019

	DAP gesamt [<i>mGy · cm²</i>]	DAP DSA [<i>mGy · cm²</i>]	DAP DL [<i>mGy · cm²</i>]	KERMA DSA [<i>mGy</i>]	KERMA DL [<i>mGy</i>]	Dosis/Bild [<i>mGy</i>]	Dosisleist. [<i>mGy/h</i>]	mittl. FG DSA [<i>cm²</i>]	mittl. FG DL [<i>cm²</i>]
RP1	59871	54701	5170	201,3	25,5	2,6	612,0	271,7	202,7
RP2	108882	76470	32412	259,1	178,9	4,3	735,2	295,1	181,2
RP3	23366	18696	4670	173,5	46,8	3,5	379,5	107,8	99,8
RP4	39561	37566	1695	203,8	8,7	2,1	274,7	184,3	194,8
RP5	194971	176984	17987	535,1	95,6	2,7	717,0	330,8	188,2
RP6	127149	111891	15258	364,4	84,5	2,2	303,6	307,1	180,6
RP7	151870	112590	41002	364,1	167,4	2,1	1210,1	309,2	244,9
RP8	218230	145463	72767	100,3	936,1	3,0	2185,4	1450,3	77,7
RP9	16230	12998	3232	52,9	12,8	2,5	384,0	245,7	252,5

[a] Wechsel der Position während des Eingriffs: femoral retrograd rechts, DSA Becken Bein; femoral antegrad links, PTA linker Unterschenkel

5.2 Strahlenexposition des sterilen Beidienstes

Die Strahlenexposition des sterilen Beidienstes, meist DGKS (Diplomierte Gesundheits- und Krankenschwester)³, wurde explizit bei fünf Eingriffen aufgenommen. Als Referenz diente das Brust-Dosimeter (R-Brust) des Radiologen. Die Dosimeteranordnung folgte Kap. 4.1.2, Abb. 4.2 . Die Details zu den Einzelmessungen, sowie die akkumulierten Dosen sind Tab. 5.7 zu entnehmen.

³ An den betrachteten interventionellen Eingriffen waren ausschließlich Diplomierte Gesundheits- und Krankenschwestern (w) beteiligt. Aufgrund dessen wird in dieser Arbeit nur die weibliche Berufsbezeichnung angeführt.

Tab. 5.7: Strahlenexposition des sterilen Beidienstes in der IR.

Die Messungen wurden unter verschiedenen Radiologen, sowie unter verschiedenen sterilen Beidiensten durchgeführt.

	Untersuchungsart		Gewicht [kg]	Größe [cm]	Angiografie- Gerät			
S1	Diagn. Angio Bein, PTA Bein (Co2)		100	182	Siemens			
S2	transcubital, Diagn. Angio Becken Bein, PTA Becken		82,9	171	Philips			
S3	transcubital, Diagn. Angio Becken Bein, PTA Becken		64	174	Siemens			
S4	femoral, Diagn. Angio Bein		70	170	Philips			
S5	femoral, Aorthenprothese, 3-fach fenestriert		67	170	Phillips			
	DL-Zeit [min]	Bildanzahl	akk. Dosis pro Dosimeterposition [mSv]					
			R-Brust	S-Brust	S-Stirn	S-OA 1	S- UA 1	S-Rücken
S1	11,0	135	0,049	0	0	0	0,001	0
S2	4,5	26	0,147	0,001	0,001	0,003	0,013	0,001
S3	39,1	163	0,311	0,027	0,022	0,026	0,045	0,001
S4	4,5	64	0,021	0	0	0	0	0
S5	146,7	154	1,302	0,020	0,098	0,102	0,099	0,193
	DAP gesamt [mGy · cm ²]	DAP DSA [mGy · cm ²]	DAP DL [mGy · cm ²]	KERMA DSA [mGy]	KERMA DL [mGy]	Dosis/Bild [mGy]	mittl FG DSA [cm ²]	mittl FG DL [cm ²]
S1	6409	3053	3356	25,5	22,2	0,2	119,7	151,2
S2	68635	55751	12874	205,7	75,9	7,9	271,0	169,6
S3	144790	48141	96649	116,3	341,8	0,7	413,9	282,8
S4	16706	14753	1953	123,0	18,2	1,9	15,9	107,3
S5	1055306	534907	520399	623,7	5251,0	4,1	857,6	99,1

5.3 Strahlenexposition des anwesenden anderen medizinischen Personals

Zur Evaluierung der Höhe der Strahlenexposition unter dem im OP anwesenden Personal wurden 8 Messungen durchgeführt, bei denen die beobachteten Personen jeweils ein Dosimeter am Referenzpunkt an der Brust, außerhalb der Bleischürze, getragen haben. Vor allem bei komplexen Eingriffen sind viele Personen im Operationssaal anwesend. Dazu kann neben Radiologe, RT, sterilem und unsterilem Beidienst noch AnästhesistIn, Radiologe2 (zur Schulung, als Beidienst), RT2, Medizinphysik, sowie Firmen-VertreterInnen anwesend sein. In den vorliegenden Messungen (Tab. 5.8) wurde nur das „Stammpersonal“ Radiologe, RT, steriler und unsteriler Beidienst betrachtet.

Zum besseren Raumverständnis wurde in Abb. 5.6 die Positionen des medizinischen Personals im OP-Saal „Angio 1“ skizziert.

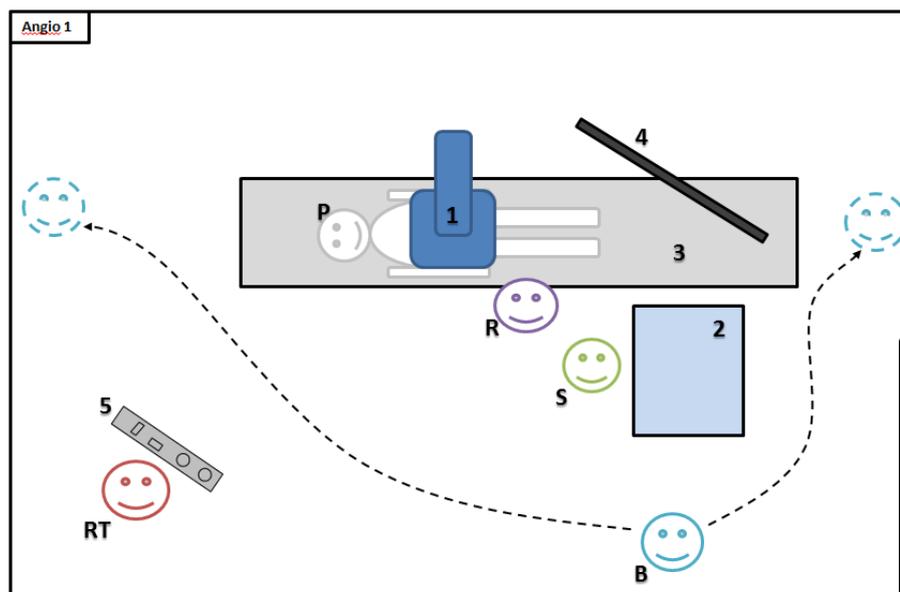


Abb. 5.6: Schematische Darstellung der Positionen des Personals im OP-Saal „Angio 1“; Zu sehen sind: Radiologe (R), steriler Beidienst (S), unsteriler Beidienst (B), PatientIn (P), RadiologietechnologIn (RT); C-Bogen (1), steriler Vorbereitungstisch für med. Zubehör(2), Patiententisch (3), Monitor (4), Bedienpanel des Röntgengeräts (5)

Tab. 5.8: Strahlenexposition des med. Personals in der IR. Die Eingriffe A1-A8 wurden alle von Radiologe 1 im Operationsaal Angio1 durchgeführt. Es wurde kein RadPad verwendet. Die Verwendung des Bleiglasfensters ist bei jedem Eingriff mit „teilweise“ zu bewerten.

	Untersuchungsart		Gewicht [kg]	Größe [cm]	Ang.-Gerät
A1	femoral, Bronchialis		70	170	Philips
A2	femoral, Diagn. Angio Bein, PTA Unterschenkel rechts		71	176	Philips
A3	femoral, Diagn. Angio Bein, PTA Unterschenkel links		125	168	Philips
A4	femoral, Diagn. Angio Unterschenkel, PTA Unterschenkel links		65	172	Philips
A5	transcubital, Diagn. Angio Becken Bein, Stent Becken rechts		67	170	Philips
A6	femoral, Diagn. Angio Bein, PTA Unterschenkel links		67	168	Philips
A7	femoral, Diagn. Angio Becken Bein, PTA Unterschenkel links		81	172	Philips
A8	Cava Schirm		65	172	Philips

	DL-Zeit [min]	Bildanzahl	akk. Dosis pro Dosimeterposition [mSv]			
			Radiologe	steriler Beidienst	RT	unsteriler Beidienst
A1	12,2	61	0,044	0,005	0,030	0,002
A2	25,9	46	0,027	0	0,001	0
A3	23,4	42	0,203	0,073	0,015	0,093
A4	7,5	76	0,001	0	0,002	0
A5	13,6	99	0,041	0,001	0,002	0,003
A6	3,5	65	0,001	0	0,001	0
A7	14,2	62	0,003	0,001	0,004	0,001
A8	3,6	32	0,061	0,005	0,002	0

	DAP gesamt [mGy · cm ²]	DAP DSA [mGy · cm ²]	DAP DL [mGy · cm ²]	KERMA DSA [mGy]	KERMA DL [mGy]	Dosis/Bild [mGy]	mittl. FG DSA [cm ²]	mittl FG DL [cm ²]
A1	68960	41841	27119	236,0	213,3	3,9	177,3	127,1
A2	21036	10670	10366	71,6	121,1	1,6	149,0	85,6
A3	128867	20771	108096	85,0	537,4	2,0	244,4	201,1
A4	32169	27917	4252	155,8	26,8	2,1	179,2	158,7
A5	164092	127692	36400	296	253,5	3,0	431,4	143,6
A6	21202	19465	1737	169,7	16,3	2,6	114,7	106,6
A7	58254	52427	5827	378,7	80,7	6,1	138,4	72,2
A8	69624	57650	11974	47,8	221,2	1,5	1206,1	54,1

6 Resultate- OP-Saal

Phantommessungen

Die Messungen unter Zuhilfenahme eines Phantoms als menschlichen Streukörper wurden an einem Röntgen- C-Bogen der Fa. Philips durchgeführt. Die Messungen entstanden bei Abwesenheit des medizinischen Personals. Ziel ist die räumliche Verteilung der Streustrahlung in Abhängigkeit von diversen Einflussfaktoren zu ermitteln, sowie die Wirkung diverser Strahlenschutzeinrichtungen zu verifizieren.

Wesentlicher Vorteil von „Phantommessungen“ gegenüber der Messungen während interventioneller Eingriffe ist, dass sämtliche Faktoren, wie die Position und Dicke des Phantompatienten, die Position des betrachteten Phantompersonals, sämtliche Einstellungen am Gerät und die Verwendung von Schutzeinrichtungen, bestimmt werden können. Auch der Winkel zur Vorzugsrichtung, der bei Messungen während klinischer Eingriffe zu starken Messunsicherheiten führt, variiert nicht.

Es wurden verschiedene Patientenphantomdicken, diverse Durchleuchtungs- bzw. DSA-Modi, unterschiedliche Positionen der Strahlenschutzeinrichtungen, sowie diverse Ausrichtungen der Dosimeter betrachtet. Der Abstand x der Dosimeter zum Primärstrahleintrittspunkt, sowie der Abstand der Dosimeter zum Boden, Höhe h , sind neben diverser gerätespezifischer Daten bei den Messergebnissen angegeben.

Die Durchleuchtungsdauer betrug stets 20 Sekunden. Es wurden Bildserien von 20 Bildern, mit der Frequenz von einem Bild pro Sekunde, aufgenommen. Da bei den Phantommessungen die Angabe der Dosisleistung bedeutend mehr Aussagekraft hat als die Angabe der akkumulierten Dosis, wird im Kapitel „Phantommessungen“ auf Variationen der Dosisleistung nicht auf die Variation der Dosis eingegangen. Außerdem können bei der Auswertung der mittleren Dosisleistung abweichende Einzelwerte, die auf Ein- bzw. Ausschaltvorgänge der Röntgenröhre bzw. der Dosimeter zurückzuführen sind, berücksichtigt werden.

Durch Berücksichtigung von eindeutigen Messschwankungen aufgrund von Ein-, bzw. Ausschaltvorgängen der Röntgenröhre kann die statistische Abweichung eines Messwerts von seinem Erwartungswert (Standardabweichung) von ca. 15 % auf einige wenige Prozent gesenkt werden. Die in Kap. 4.4 beschriebenen systematischen Fehlerquellen bleiben, ungeachtet dessen, zu berücksichtigen. Systematische Fehlerquellen können jedoch bei Phantommessungen durch geeignete Positionierung der Messgeräte gezielt verhindert werden. Die in den Tabellen angegebenen Dosen ent-

sprechen denen am RaySafe i2 abgelesenen Messwerte. Laut Herstellerangaben liegt bei Dosisleistungsmessung der Messbereich zwischen $40 \mu\text{Sv/h}$ - 300mSv/h , siehe auch Tab. 3.1.

Da in der Regel die prozentuellen Änderungen im Streustrahlverhalten bei Durchleuchtung (DL) zu jenem bei Digitaler Subtraktions- Angiografie (DSA) gleich sind, wird meist auf die grafische Darstellung bei DL verzichtet. Die ermittelten Werte der Dosisleistung sind in den Messwerttabellen jeweils für DSA sowie für DL angegeben.

6.1 Messungen zur Streustrahlenverteilung im Angiografie- Operationssaal

Viele Faktoren beeinflussen die Intensität der Streustrahlung im Operationssaal. Die Änderung der Intensität wurde mithilfe der Variation von Patientendicke, Durchleuchtungsmodus, sowie Zoomstufe, die räumliche Streustrahlenverteilung in Abhängigkeit von absoluter Höhe der Dosimeter, ihrem Abstand zur Primärstrahlung, sowie Variation des C-Bogenwinkels aufgenommen.

6.1.1 Einfluss des Durchleuchtungsmodus auf die Streustrahlverteilung

Die Streustrahlverteilung im Raum hängt direkt mit der Strahlenbelastung des Patienten zusammen. Da diese mit Veränderung des Durchleuchtungsmodus variiert ist der Einfluss des Modus auf die Streustrahlenexposition des im Angiografie- Operationssaal anwesenden medizinischen Personals zu evaluieren.

Der Philips Angiografie Röntgen C-Bogen hat drei Durchleuchtungsmodi zur Auswahl NIE (niedrig), NORM (normal), HOCH (hoch). Die Messergebnisse sind in Abb. 6.1 dargestellt.

Tab. 6.1: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit verschiedener Durchleuchtungsmodi.

$x=30 \text{ cm}$, $h=116 \text{ cm}$, $BV^1=38 \text{ cm}$

		Modus	U ² [kV]	I ² [mA]	Dosimeter [<i>mSv/h</i>]		
					rot	rosa	grau
P1	DL	NIE	71	3,1	7,286	6,889	7,372
P2	DL	NOR	70	4,2	14,234	12,796	13,776
P3	DL	HOCH	70	7,5	23,656	21,088	24,196

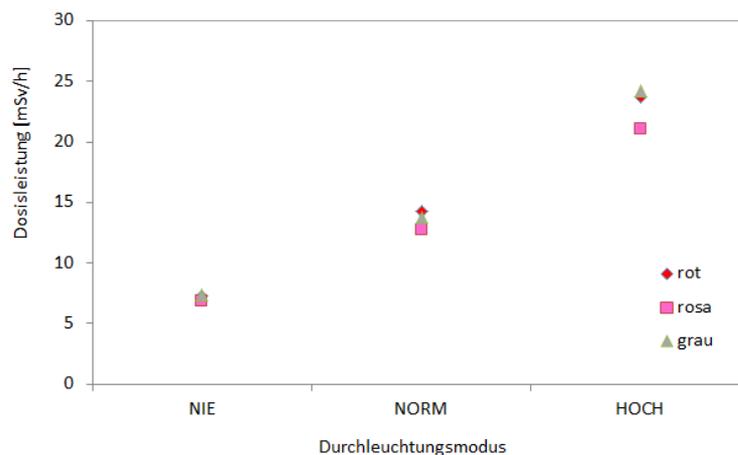


Abb. 6.1: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit verschiedener Durchleuchtungsmodi. Messwerte siehe Tab. 6.1.

Mit der Einstellung des Durchleuchtungsmodus ändert sich der Röhrenstrom, und somit die Menge der, auf das in der Röntgenröhre befindliche Target auftreffenden, Elektronen. Eine Erhöhung des Röhrenstroms resultiert direkt in der Erhöhung der von der Röhre emittierten Röntgenstrahlendichte. Es ist eine Verdreifachung der Streustrahlenexposition zu verzeichnen. Es ist daher im klinischen Gebrauch auf die Verwendung des für die Bildgebung niedrigst möglichen Modus zu achten.

² Bildvergrößerung (BV). Erklärung Siehe Kap. 6.1.5.

² Folgend wird zur Angabe der Röhrenspannung das Kürzel U, zur Angabe des Röhrenstroms das Kürzel I, verwendet.

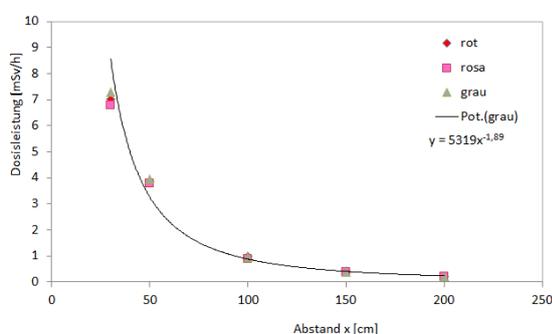
6.1.2 Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit vom Abstand zum Primärstrahleintrittspunkt

Für die Evaluierung der räumlichen Verteilung der Streustrahlung wurde der Abstand zum Primärstrahleintrittspunkt, dem Ort an dem die höchste Streustrahlenbelastung erwartet wird, variiert. Die Messergebnisse sind in Abb. 6.2 dargestellt.

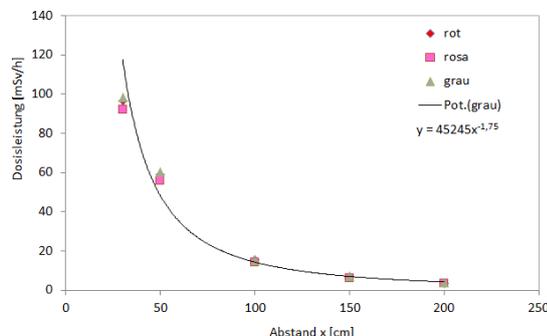
Tab. 6.2: Variation der Intensität der Streustrahlung bezogen auf den Abstand vom Primärstrahleintrittspunkt.

BV=38 cm, h=116 cm, DL-Modus: NIE (70 kV; 3,1 mA), DSA-Modus: NIE-RE (78 kV; 25,8 mAs; 300 ms)

		Abstand x [cm]	Dosimeter [mSv/h]		
			rot	rosa	grau
P4	DL	30	7,043	6,788	7,301
P5	DL	50	3,865	3,799	3,950
P6	DL	100	0,984	0,892	0,957
P7	DL	150	0,419	0,390	0,390
P8	DL	200	0,233	0,228	0,224
P9	DSA	30	96,539	92,100	98,198
P10	DSA	50	58,797	55,880	60,183
P11	DSA	100	15,464	14,097	15,138
P12	DSA	150	6,967	5,983	6,982
P13	DSA	200	3,575	3,394	3,903



(a) Dosisleistungsverlauf bei DL



(b) Dosisleistungsverlauf bei DSA

Abb. 6.2: Variation der Intensität der Streustrahlung bezogen auf den Abstand vom Primärstrahleintrittspunkt. Messwerte siehe Tab. 6.2

Die Streustrahlenverteilung folgt, wie erwartet, dem Abstands-Quadrat-Gesetz (Abb. 6.2). Vor allem in Patientennähe führt bereits eine geringe Erhöhung des Abstands zu einer wesentlichen Reduktion der Streustrahlenexposition.

6.1.3 Höhenprofil der Streustrahlverteilung im Raum

Zur weiteren Verifikation der Streustrahlenexposition im Operationssaal wurde ein Höhenprofil der Streustrahlung in $x=50$ cm Abstand zum Primärstrahleintrittspunkt (Feldmittelpunkt) aufgenommen. Die Messergebnisse in Abhängigkeit der vom Boden aus gemessenen Höhe h sind in Abb. 6.3 dargestellt.

Tab. 6.3: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit von der Höhe im Raum.

Abstand $x=50$ cm, DL-Modus: NIE (70 kV, 3,1 mA), DSA-Modus: NIERE (78 kV 25,5 mAs; 300 ms), BV=38 cm; nicht eingebledet

		Höhe h [cm]	mittl. Dosisleistung [mSv/h]
P14	DL	55	4,711
P15	DL	77	2,353
P16	DL	104	3,341
P17	DL	116	3,770
P18	DL	116	3,698
P19	DL	138	1,562
P20	DL	156	0,374
P21	DSA	55	74,850
P22	DSA	77	38,900
P23	DSA	104	58,620
P24	DSA	116	57,419
P25	DSA	116	57,228
P26	DSA	138	26,508
P27	DSA	156	3,689

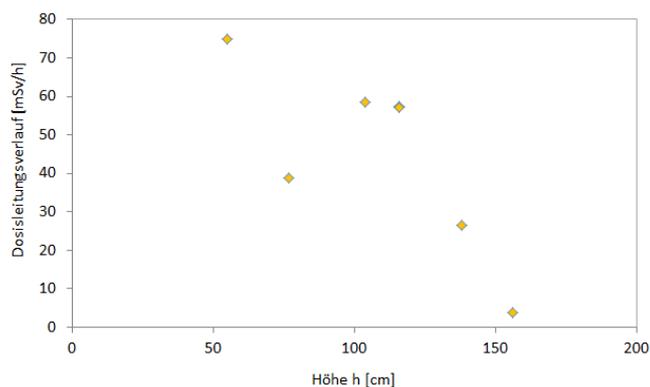


Abb. 6.3: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit von der Höhe im Raum bei DSA. Messwerte siehe Tab. 6.3

Die Messungen (Abb. 6.3) bestätigen die erwartete erhöhte Streustrahlenexposition unter dem Tisch (Tischhöhe 103 cm), sowie auf Patientenhöhe 116 cm.

6.1.4 Einfluss des Patientenvolumens auf die Intensität der Streustrahlenexposition

Es ist zu erwarten, dass sich die Streustrahlenexposition stark mit der Variation des Patientenvolumens verändert. Um dies zu simulieren wurde die Dicke des Patienten-Phantoms geändert. Es war eine Veränderung des Modus der DSA-Bildgebung notwendig, um eine zur Bildgebung ausreichende Dosis zu gewährleisten.

Phantom dünn: Alderson- Rando- Phantom + 2,54 cm PMMA

Phantom dick: Alderson- Rando- Phantom + 3x 2,54 cm PMMA + 1,5 mm Cu

Tab. 6.4: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit verschiedener Patientenvolumen.

„dünn:“ DL-Modus: NIE (70 kV; 3,1 mA), DSA-Modus NIERE (78 kV; 26,4 mAs; 300 ms); „dick:“ DL-Modus: HOCH (90 kV; 10 mA); DSA-Modus Abdomen lateral (92 kV; 66,6 mAs; 300 ms); x=60 cm, h=116 cm

		Modus	U [kV]	I [mA]	Phantom	Dosimeter [mSv/h]		
				I [mAs];[s]		grün	rot	rosa
P28	DL	NIE	70	3,1	dünn	3,092	2,696	3,156
P29	DL	HOCH	90	10,0	dick	24,031	23,341	23,989
P30	DSA	NIERE	78	16,4 ; 300	dünn	48,410	44,942	49,513
P31	DSA	Abd lat	92	66,6 ; 300	dick	111,494	115,107	124,078

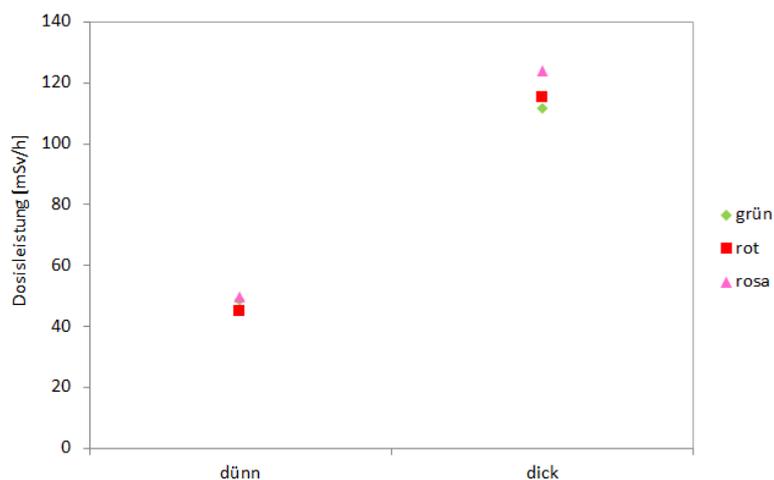


Abb. 6.4: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit verschiedener Patientenvolumen bei DSA. Messwert siehe Tab. 6.4.

Bei DSA erhöht sich die Streustrahlenexposition bei Variation des Patientendvolumens um den Faktor 2,5. Im klinischen Eingriff ist nicht nur ein großer Unterschied

der Streustrahlenexposition abhängig vom Patientengewicht, sondern auch eine Abhängigkeit vom Ort der Bildgebung zu beobachten. Dies ist darauf zurückzuführen, dass bei Durchleuchtung der Extremitäten, im Gegensatz zum z.B. Abdomen, nicht nur die für die Bildgebung nötige Energie ([keV]) der Röntgenstrahlung, sondern auch die Dicke des Streukörpers abnimmt.

6.1.5 Einfluss der Zoom-Stufen auf die Intensität der Streustrahlenexposition

Auch die Abhängigkeit der Streustrahlenverteilung von der digitalen Zoomstufe wurde betrachtet. Die Messwerte sind Tab. 6.5, sowie Abb. 6.5 zu entnehmen. Es lag ein Vergleich der Streustrahlenexposition durch Zoom mit jener durch Einblenden auf den selben Bildausschnitt nahe. Diese Ergebnisse sind in Tab. 6.6 aufgelistet, sowie in Abb. 6.6 dargestellt.

Die Bildvergrößerung (BV) steht für die Zoomstufe, wobei die BV-Zahl dem Durchmesser der Feldgröße am Bildverstärker entspricht. So führt z.B. BV=38 cm bei unseren Messungen zu einer Feldgröße an der dem Bildverstärker zugewandten Patientenoberfläche von 28,5 cm, BV=17 cm zu einer FG von 13 cm. Demnach nimmt die BV-Zahl mit stärkerer Vergrößerung ab.

Tab. 6.5: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit der Vergrößerungsstufe (Zoom-Stufe).
x=30 cm, h=116 cm, DL-Modus: NORM

		BV [cm]	Röhrenspan- nung U [kV]	Röhrenstrom I [mA]	Dosimeter [mSv/h]		
					rot	rosa	grau
P32	DL	38	70	4,2	14,234	12,796	13,776
P33	DL	31	72	4,5	10,569	10,735	11,137
P34	DL	25	76	5,0	8,860	8,305	9,156
P35	DL	20	78	5,3	6,132	5,991	6,662
P36	DL	17	83	5,6	5,510	5,110	6,459

Tab. 6.6: Vergleich der Streustrahlenexposition durch Zoom, mit jener durch Einblenden auf den selben Bildausschnitt.
x=30 cm, h=116 cm; DL-Modus: NORM

			BV [cm]	U [kV]	I [mA]	Dosimeter [mSv/h]		
						rot	rosa	grau
P37	DL	Zoom	17	83	5,6	5,510	5,110	6,459
P38	DL	eingebildet	38	73	4,5	3,717	3,568	4,157

Die Dosisleistung fällt, wie in Abb. 6.5 zu sehen ist, entgegen intuitiver Erwartung bei Zoomanwendung ab. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die bestrahlte Fläche geringer ist und somit weniger Streustrahlung entsteht. Es ist aber zu berücksichtigen, dass bei digitalem Zoom, um Rauschen zu verhindern, eine höhere Dosisleistung am Detektor erforderlich ist. Dies hat zur Folge, dass die lokale Strahlenbelastung für den Patienten (Hautdosis) und folglich auch das Dosisflächenprodukt steigt.

Um einen Vergleich zu ziehen, wurde mittels Einblenden derselbe Bildausschnitt von 17 cm Durchmesser betrachtet. Die Streustrahlenbelastung beträgt ca. 66% im Gegensatz zum gezoomten Bild (Abb. 6.6).

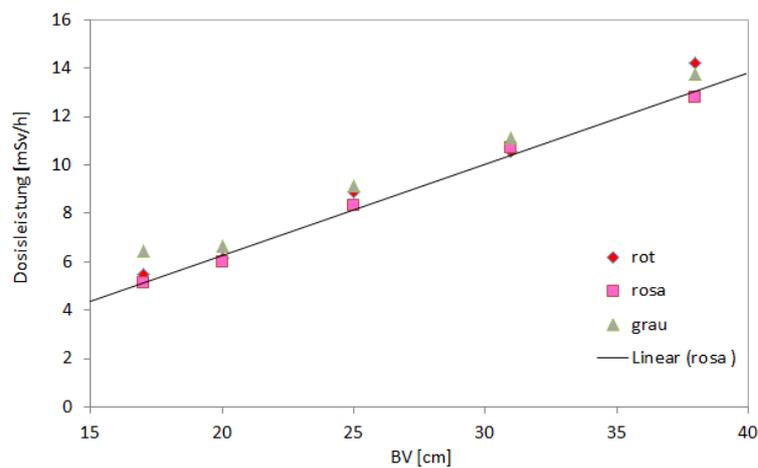


Abb. 6.5: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit der Vergrößerungsstufe (Zoom-Stufe). Messwerte siehe Tab. 6.5.

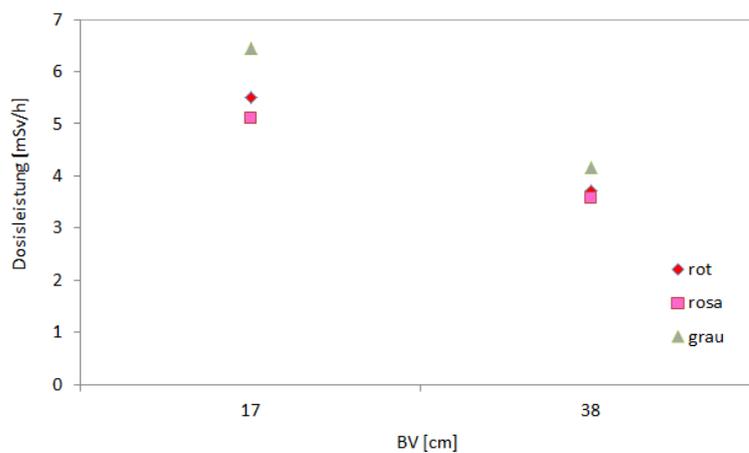


Abb. 6.6: Vergleich der Streustrahlenexposition durch Zoom, mit jener durch Einblenden auf den selben Bildausschnitt Messwerte siehe Tab. 6.6.

6.1.6 Einfluss des C-Bogen- Winkels auf die Intensität und Verteilung der Streustrahlung

Wie in Kapitel 3.2 beschrieben kann die Position des Röntgen- C-Bogens in diverse Richtungen variiert werden. Dies wird während eines interventionellen Eingriffs auch ausgenutzt um die Gefäße des Patienten unter einem anderen Winkel zu betrachten. Oft liegen Gefäße so, dass sie sich bei der Bildgebung ohne Winkel überlagern, d.h. nicht getrennt voneinander dargestellt werden können.

Es ist anzunehmen, dass die Streustrahlenexposition von der Variation dieses Winkels abhängt. Die Winkeldefinition ist in Abb. 6.7 nochmals angeführt.

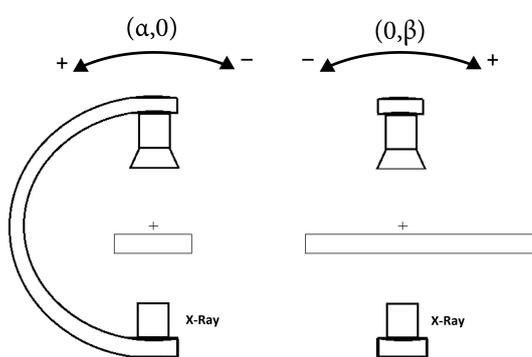


Abb. 6.7: Definition der Hauptrotationsachsen des C-Bogen ($\pm\alpha, \pm\beta$)

Unter diesen Voraussetzungen werden folgende Messungen zur Verifikation durchgeführt:

Winkel- Variation ($\alpha, 0$)- „normal“ zum Tisch: (25,0); (11,0); (0,0); (-11,0); (-25,0)

Winkel- Variation ($\pm 90, 0$): (-90,0); (0,0); (90,0)

Winkel- Variation ($0, \beta$)- in „Tischebene“: (0,-15); (0,0); (0,15)

Als Patientenphantom diente ein Alderson-Rando-Phantom, verstärkt durch 1 x 2,54 cm PMMA unter dem Becken, sowie 2 x 2,54 cm PMMA über dem Becken und einer 1,5 mm Cu-Platte. Den Streukörper stellvertretend für das Personal stellte wiederum ein Plexiglasblock dar.

Die Dosimeteranordnung am Personalphantom (von links nach rechts -wenn man auf die Dosimetervorderseite entgegen der Vorzugsrichtung sieht) lautete grün, grau, rot.



Abb. 6.8: Phantommessung Winkel $(0,15)$

6.1.6.1 Winkel- Variation $(\alpha,0), (0,\beta)$

Es wurden jeweils drei Dosimeter auf einem Plexiglasstreukörper (Personal-Phantom) angebracht und im Abstand $x=70$ cm vom Primärstrahleintrittspunkt und Höhe $h=116$ cm (absolut vom Boden), das entspricht ca. Brusthöhe, angebracht. Es galt die Streustrahlenexposition abhängig von der Neigung des C- Bogens zu ermitteln.

Wie in Abb. 6.10 zu sehen ist, nimmt bei einer Änderung des Winkels $(\alpha,0)$, wie erwartet, die Strahlenexposition bei einem „+“ Winkel zu und bei einem „-“ Winkel ab. D.h. die Streustrahlenbelastung ist auf der Eintrittsseite des Primärstrahls höher.

Die Variation des Winkels in Tischebene $(0,\beta)$ (Abb. 6.8) stellt theoretisch ein symmetrisches Problem dar, da sich die Dosimeter parallel zur Rotationsachse befinden. Durch die Asymmetrie des Phantom wird in der Einstellung $(0,-15)$ weniger Materie durchstrahlt. Das Röntgengerät regelt daher, wie in Abb. 6.9 zusehen ist, zu einer geringeren Röhrenspannung.

Tab. 6.7: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit des C-Bogen-Winkels, Winkelveränderungen ($\alpha,0$).

DL-Modus: HOCH, DSA-Modus: Abdomen lat; h=116 cm; x=70 cm

		Winkel [°]	U [kV]	I [mA]	Dosimeter [mSv/h]		
				I [mAs];[s]	grau	grün	rot
P39	DL	(25,0)	104	10	25,897	26,559	26,344
P40	DL	(11,0)	104	10	20,954	20,771	21,463
P41	DL	(0,0)	104	10	19,272	17,770	18,510
P42	DL	(-11,0)	105	10	15,812	16,518	17,927
P43	DL	(-25,0)	105	10	13,832	13,620	14,878
P44	DSA	(25,0)	92	120,6; 300	144,328	150,286	140,045
P45	DSA	(11,0)	92	129,9; 300	122,210	121,297	126,097
P46	DSA	(0,0)	92	128,4; 300	115,026	112,757	118,239
P47	DSA	(-11,0)	92	134,7; 300	105,420	103,047	111,763
P48	DSA	(-25,0)	92	129,3; 300	97,833	93,061	102,026

Tab. 6.8: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit des C-Bogen-Winkels, Winkelveränderungen ($0,\beta$).

DL-Modus: HOCH, DSA-Modus: Abdomen lat; h=116 cm, x=70 cm

		Winkel [°]	U [kV]	I [mA]	Dosimeter [mSv/h]		
				I [mAs];[s]	grau	grün	rot
P49	DL	(0,15)	106	10	21,357	20,697	22,009
P50	DL	(0,0)	104	10	19,272	17,770	18,510
P51	DL	(0,-15)	96	10	15,051	15,145	15,509
P52	DSA	(0,15)	92	144,6; 300	126,641	125,811	132,622
P53	DSA	(0,0)	92	128,4; 300	115,026	112,757	118,239
P54	DSA	(0,-15)	92	86,0; 300	89,082	93,500	95,134

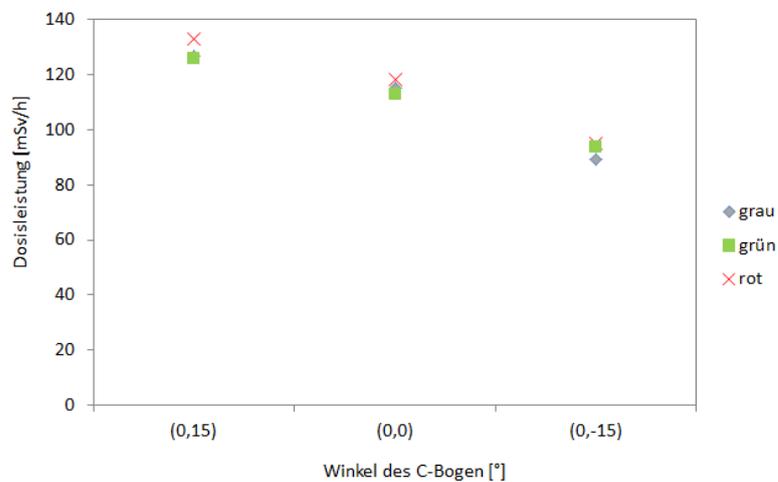


Abb. 6.9: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit des C-Bogen-Winkels, Winkelveränderungen $(0,\beta)$ bei DSA. Messwerte siehe Tab.6.7.

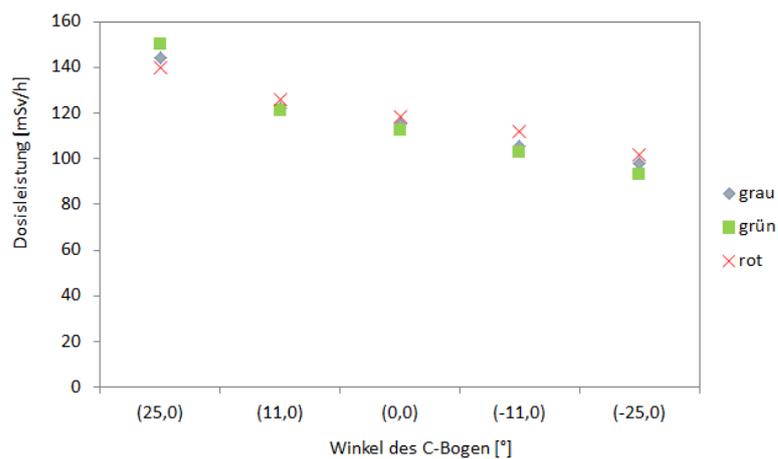


Abb. 6.10: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit des C-Bogen-Winkels, Winkelveränderungen $(\alpha,0)$ bei DSA. Messwerte siehe Tab.6.8.



Abb. 6.11: Phantommessung Winkel (90,0)



Abb. 6.12: Phantommessung Winkel (-90,0)

Tab. 6.9: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit des C-Bogen-Winkels, Winkelveränderungen ($\pm 90,0$).

DL-Modus: HOCH, DSA-Modus: Abdomen lat; h=116 cm x=70 cm; Die Dosimeter stehen in einem Winkel von 45° zur Tischebene.

		Winkel [°]	U [kV]	I [mA] I [mAs];[s]	Dosimeter [<i>mSv/h</i>]		
					grau	grün	rot
P55	DL	(90,0)	107	10	31,863	36,153	30,290
P56	DL	(0,0)	104	10	15,751	15,221	15,163
P57	DL	(-90,0)	100	10	7,831	7,189	7,026
P58	DSA	(90,0)	92	129,6; 300	176,819	209,172	167,656
P59	DSA	(0,0)	92	123,3; 300	93,344	99,360	94,034
P60	DSA	(-90,0)	92	101,0; 300	54,257	50,910	50,350

6.1.6.2 Winkel- Variation ($\pm 90,0$)

Die Messposition der Dosimeter ist bei dieser Messung gegenüber der Messungen unter Kap.6.1.6.1 verändert. Die Vorzugsrichtung der Dosimeter ist ebenfalls Radial zum erwarteten Strahlungsmittelpunkt ausgerichtet, der Winkel zwischen der Achse Röhre-Bildverstärker und dem Patiententisch beträgt jedoch 45° . Die Cu-Platte des Patientenphantoms ist seitlich am Phantom angebracht.

Es wurden zwei Winkelpositionen zum Vergleich gewählt: Winkel (90,0) bei der die Röntgenröhre „radiologenseitig“ ist und Winkel (-90,0) bei der der Bildaufnehmer auf der Seite des Radiologen ist. Die zwei Messeinstellungen, sowie die Position der Dosimeter ist in Abb.6.11 und Abb.6.12 dargestellt. Als Referenz wurde auch der Winkel (0,0) dokumentiert.

Bei Winkeleinstellung (90,0) ist die Röntgenröhre „radiologenseitig“. Durch Rückstreuung vom Phantom tritt eine höhere Strahlenbelastung auf, was sich in Abb.6.13 an der Dosisleistung bei (90,0) zeigt. Bei Winkel (-90,0) ist anzumerken, dass es

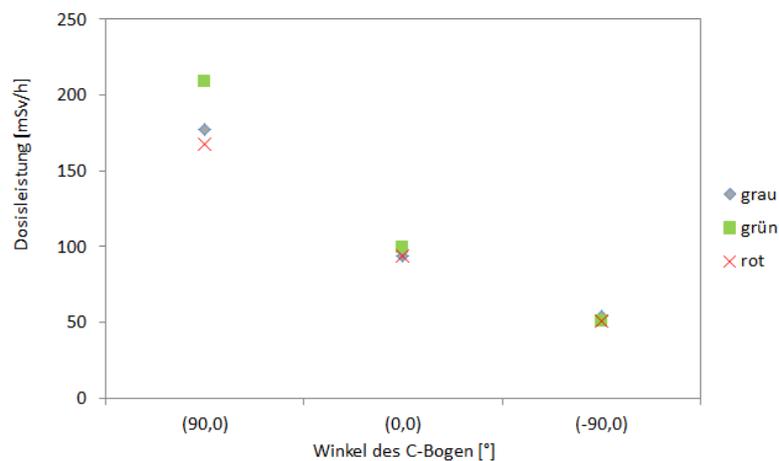


Abb. 6.13: Variation der Intensität der Streustrahlung in Abhängigkeit des C-Bogen- Winkels, Winkelveränderungen ($\pm 90,0$) bei DSA. Messwerte siehe Tab. 6.9

aufgrund der erforderlichen nahen Positionierung am Patienten zusätzlich zu der Absorption im Phantom auch zu Abschirmungseffekten durch den Bildverstärker kommt.

6.2 Einfluss diverser Strahlenschutzeinrichtungen auf die Intensität der Streustrahlung

Es wurde die abschirmende Wirkung diverser Strahlenschutzeinrichtungen getestet. Im Speziellen wurde die Wirkung der deckenmontierten Bleiglasscheibe, des daran direkt fixierten Lamellenschutzes (Lamellenvorhang), der in ihrer Position variablen Untertischabschirmung (Tischvorhang), sowie jene der einfach und doppelt verwendeten Bleischürze betrachtet.

Die Dosimeter sind jeweils auf Brusthöhe ($h=117$ cm vom Boden) angebracht, der Abstand zum Primärstrahlmittelpunkt, sowie gerätespezifische Daten wie Röhrenspannung oder Röhrenstrom sind jeweils bei den Messergebnissen in Tab. 6.10 bis Tab. 6.13 angegeben. Abb. 6.14a bis Abb. 6.14e zeigen den jeweiligen Messaufbau. Bei der grafischen Darstellung der Abschirmeigenschaften (Abb. 6.15a bis Abb. 6.15d) wurde ein logarithmischer Maßstab gewählt. Ein Vergleich der mittleren Dosisleistungsreduktion der Strahlenschutzeinrichtungen ist Tab. 6.14, sowie Abb. 6.16 zu entnehmen.

Produktdaten der Strahlenschutzeinrichtungen:

Bleiglasfenster mit Lamellenvorhang: Fa. MAVIG; Bleigleichwert 0,5 mm Pb ³

Bleischürze: Fa. Scanflex Medical AB Sirad s.a.; Modell: 52222LL110; Bleigleichwert 0,25 mm Pb/100 kV ⁴

Tischvorhang: Fa. KENEX; Bleigleichwert 0,5 mm Pb ⁵

Durch Verwendung einer Bleiglasscheibe kann eine Dosisreduktion von 98% erzielt werden. Wie in Abb. 6.15a verdeutlicht, verringert eine zusätzliche Erhöhung des Abstands jedoch nicht die gemessene Dosis. Eine Erhöhung des Abstands zur Bleiglasscheibe kann auch dazu führen, dass der abgeschirmte Bereich (Strahlenschatten) verlassen wird.

Im Vergleich der Abschirmwirkung der verwendeten Strahlenschutzeinrichtungen (Abb. 6.16) tritt unter jenen mit Bleiäquivalent 0,5 mm Pb, d.h. Bleiglasscheibe, Lamellenvorhang, Tischvorhang und Bleischürze (doppelt), die beste Abschirmung durch die Bleiglasscheibe auf. Die Abweichung der Abschirmwirkung der Strahlenschutzeinrichtungen lässt sich auf die Definition des Bleigleichwert bei einer bestimmten Energie zurückführen. Bei Abweichung von dieser, variiert auch die Abschirmwirkung der verschiedenen für die Strahlenschutzvorrichtungen verwendeten

³ <http://www.mavig.de/systemtechnik/strahlenschutz-scheiben/ot80001/>; abgerufen am 05.05.2015.

⁴ <http://www.scanflex.se/INT/Personal-Radiation-Protection.htm>; abgerufen am 05.05.2015.

⁵ <http://www.kenex.co.uk/products/x-ray-shielding/x-ray-table-mounted-shields>; abgerufen am 05.05.2015.

6.2 Einfluss diverser Strahlenschutzeinrichtungen auf die Intensität der Streustrahlung

Materialien.

Bei korrekter Verwendung der Schutzmaßnahmen kann von einem Abschirmvermögen von 95-98% für 0,5 mm Pb, sowie 85-90% für 0,25 mm Pb ausgegangen werden.

Tab. 6.10: Wirkung der Strahlenschutzeinrichtung „Bleiglasscheibe“ auf die Streustrahlenverteilung.

DL-Modus: HOCH, 93 kV, 10 mA; DSA-Modus: Abd lat, 92 kV, 73,8 mAs; 300 ms; nicht eingependet; BV=38 cm, h=117 cm, Abstand der Dosimeter zu Streustrahlmittelpunkt x=variabel; Abstand der Dosimeter zu Bleiglasscheibe y=variabel; Bleiglasscheibe bei Abstand 55 cm

			Dosimeter [mSv/h]		
			rot	rosa	grün
P61	DL	ohne BGS x=59 cm	23,382	25,982	22,746
P62	DL	mit BGS y=4 cm	0,445	0,444	0,403
P63	DL	mit BGS y=23 cm	0,409	0,357	0,384
P64	DL	mit BGS y=55 cm	0,361	0,353	0,387
P65	DL	mit BGS y=96 cm	0,349	0,309	0,352
P66	DL	ohne BGS x=151 cm	4,072	4,634	4,924
P67	DSA	ohne BGS x=59 cm	115,055	140,172	117,931
P68	DSA	mit BGS y=4 cm	2,995	3,057	3,163
P69	DSA	mit BGS y=23 cm	2,477	2,479	2,556
P70	DSA	mit BGS y=55 cm	3,097	2,763	2,924
P71	DSA	mit BGS y=96 cm	2,360	2,562	2,534
P72	DSA	ohne BGS x=151 cm	29,208	31,634	30,884

Tab. 6.11: Wirkung der Strahlenschutzeinrichtung „Lamellenvorhang“ auf die Streustrahlenverteilung.

DL-Modus: HOCH, 93 kV, 10 mA; DSA-Modus: Abd lat, 92 kV, 73,8 mAs; 300 ms; nicht eingependet; BV=38 cm, h=117 cm, x=60 cm

			Dosimeter [mSv/h]		
			rot	rosa	grün
P73	DL	ohne Lamellenvorhang	28,918	32,191	26,978
P74	DL	mit Lamellenvorhang	1,028	1,174	0,732
P75	DSA	ohne Lamellenvorhang	130,771	165,885	128,754
P76	DSA	mit Lamellenvorhang	6,766	7,962	4,998

Tab. 6.12: Wirkung der Strahlenschutzeinrichtung „Tischvorhang“ auf die Streustrahlenverteilung.

DL-Modus: HOCH, 93 kV, 10 mA; DSA-Modus: Abd lat, 92 kV, 73 mAs, 300 ms; nicht eingeblendet; BV=38 cm, h=117cm, x=36cm

			Dosimeter [mSv/h]		
			rot	rosa	grün
P77	DL	mit Tischvorhang	1,475	1,170	1,485
P78	DL	ohne Tischvorhang	39,423	43,719	43,086
P79	DSA	mit Tischvorhang	8,998	7,354	9,837
P80	DSA	ohne Tischvorhang	202,867	219,205	233,550

Tab. 6.13: Wirkung der Strahlenschutzeinrichtung „Bleischürze“ auf die Streustrahlenverteilung.

DL-Modus: HOCH, 93 kV, 10 mA, DSA- Modus: Abd lat, 92 kV, 73,8 mAs, 300 ms; nicht eingeblendet; BV=38 cm, h=117 cm, x=72 cm; „einfach“: 0,25 mm Pb/100kV, „doppelt“: 0,5 mm Pb/100 kV

			Dosimeter [mSv/h]		
			rot	rosa	grün
P81	DL	mit Schürze (einfach)	1,694	1,913	2,020
P82	DL	mit Schürze (doppelt)	0,318	0,418	0,331
P83	DL	ohne Schürze	16,698	18,335	17,494
P84	DSA	mit Schürze (einfach)	10,910	12,296	11,423
P85	DSA	mit Schürze (doppelt)	2,217	2,631	2,362
P86	DSA	ohne Schürze	89,172	99,838	93,113

Tab. 6.14: Vergleich der Abschirmeigenschaften der Strahlenschutzeinrichtung auf die Streustrahlenverteilung im OP-Saal

		mittlere Dosisleistungs- -Reduktion [%]
Bleiglas	DL	98,2
	DSA	97,5
Bleischürze (doppelt)	DL	98,0
	DSA	97,5
Tischvorhang	DL	96,7
	DSA	96,0
Lamellenvorhang	DL	96,7
	DSA	95,4
Bleischürze (einfach)	DL	89,3
	DSA	87,7

6.2 Einfluss diverser Strahlenschutzeinrichtungen auf die Intensität der Streustrahlung



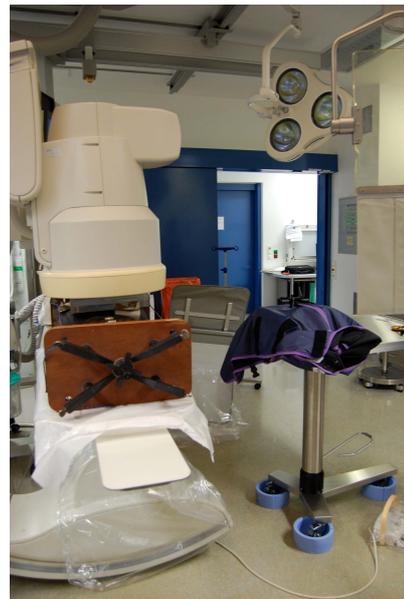
(a) Bleiglasscheibe 0,5 mm Pb



(b) Lamellenvorhang 0,5 mm Pb



(c) Tischvorhang 0,5 mm Pb



(d) Bleischürze (doppelt) 2x0,25 mm Pb



(e) Bleischürze (einfach) 0,25 mm Pb

Abb. 6.14: Phantommessungen zur Wirkung diverser Strahlenschutzeinrichtungen

6 Resultate- OP-Saal Phantommessungen

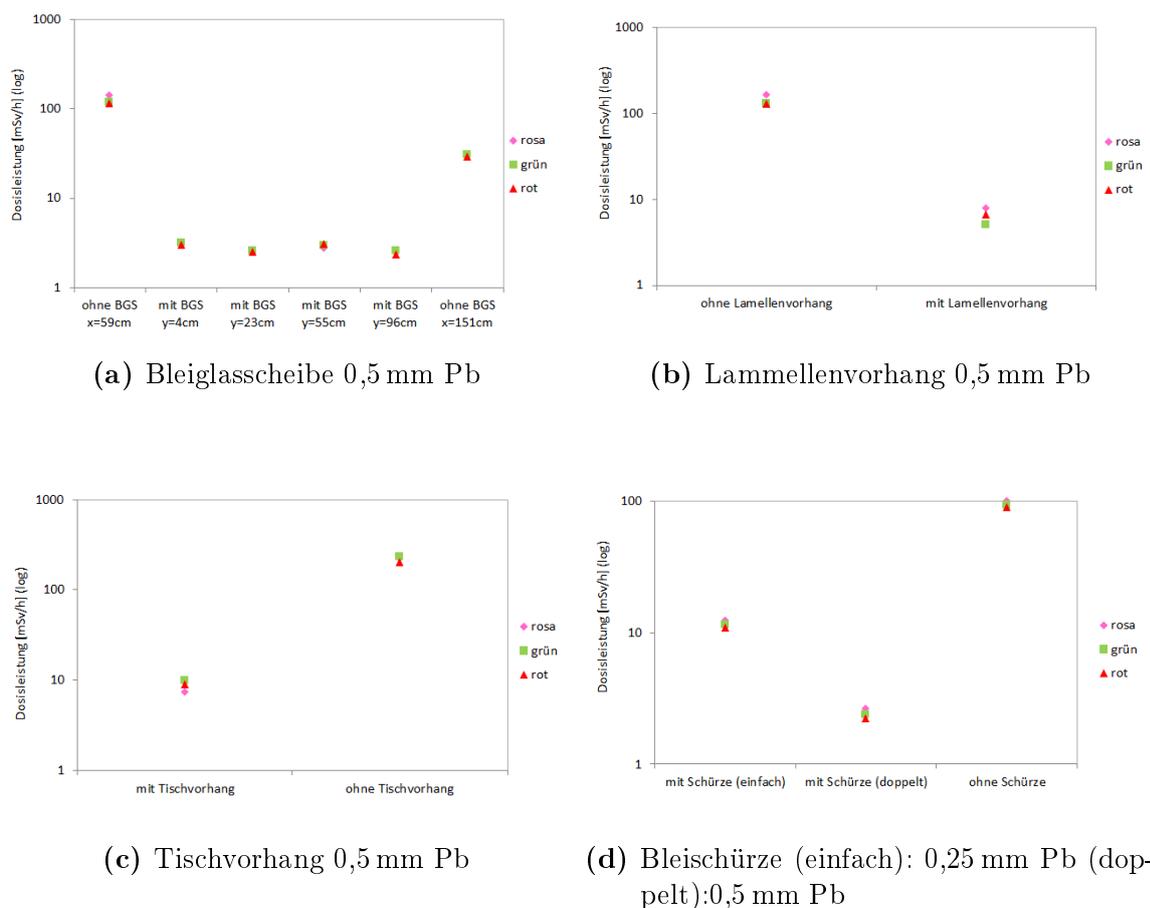


Abb. 6.15: Grafische Darstellung der Abschwächung der Streustrahlintensität durch diverse Strahlenschutzeinrichtungen bei DSA. Die Messwerte sind Tab. 6.10 bis Tab. 6.13 zu entnehmen.

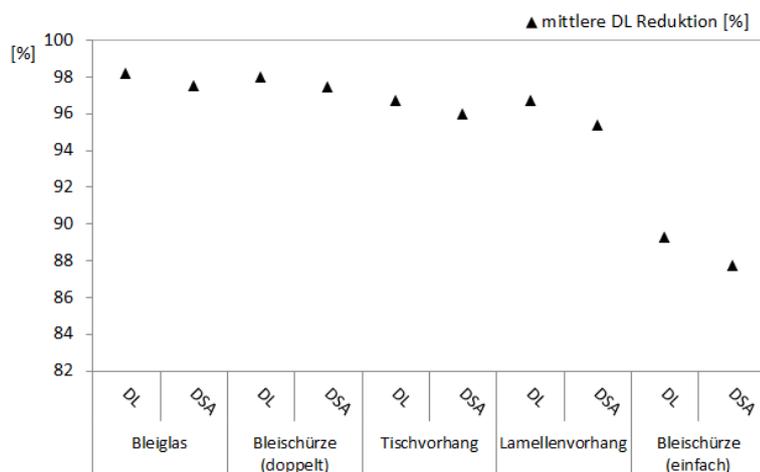


Abb. 6.16: Grafischer Vergleich der Abschwächungswirkung diverser Strahlenschutzeinrichtungen. Die Wertetabelle findet sich unter Tab. 6.14

6.2.1 Einfluss der patientennahen Streustrahlenabschirmung RadPad

Die Wirkung von patientennahen Streustrahlenabschirmungen wurde in Phantommessungen zusätzlich zu Messungen während interventioneller Eingriffe evaluiert. Wir betrachteten die Wirkung von patientennaher Streustrahlenabschirmung der Firma RadPad®.

Das RadPad Modell 5511A-O hat laut Herstellerangaben ein Abschirmvermögen von mehr als 90 % bei 90 kVp bei einem Bleigleichwert von 0,25 mm Pb bei 90 kVp.

Betrachtet wird die Abschirmeigenschaft des RadPad abhängig vom Abstand des RadPad-Randes zum Strahlfeldrand. Wie in Abb.6.17 zu sehen ist, wurde jeweils die rechte Phantomhälfte mittels RadPad abgedeckt. Bei Variation der Lage des RadPads blieb die Position der Dosimeter stets unverändert.

Es wurden jeweils zwei Messorte mit und ohne RadPad festgesetzt. Jeweils ein Dosimeter war „liegend“ (Vorzugsrichtung in Richtung Phantom-Oberschenkel), eines „stehend“ (Vorzugsrichtung Richtung Primärstrahleintrittspunkt) angebracht. Im Vorfeld der Messung wurde die Symmetrie des Streustrahlenfeldes verifiziert. Das heißt auf der linken Körperhälfte des Phantoms treten die selben Streustrahlenwerte auf wie auf seiner rechten. Des Weiteren wurden Referenzmessungen ohne RadPad durchgeführt, um zu verifizieren, ob die Anwesenheit des RadPad an der rechten Körperhälfte Einfluss auf das Streustrahlenfeld der linken hat.

Das Phantom war wie folgt aufgebaut: Alderson-Rando-Phantom + Thorax: 4x 2,54 cm PMMA auf der Lungenseite + 1,5 mm Cu, Becken: 2x 2,54 cm PMMA

Die Dosimeter befanden sich 26 cm vom Feldrand, und damit 41(=26+15) cm vom Primärstrahlmittelpunkt entfernt. Bei einem Feldrand zu RadPad- Abstand von 17 cm beträgt daher der Abstand Dosimeter zu RadPad 9 cm.

Die Messwerte sind in Tab.6.15, sowie Abb.6.18 zusammengefasst. Die Abschirmeigenschaften sind in Tab.6.16, sowie Abb.6.16 dargestellt.



Abb. 6.17: Phantommessungen zur Wirkung der Strahlenschutzrichtungen Rad-Pad

Tab. 6.15: Phantommessungen zur Wirkung der Strahlenschutzrichtungen Rad-Pad. „/“ ... Referenzmessung ohne RadPad
DL-Modus: HIGH, 91 kV, 10 mA; DSA-Modus: Abdomen lat, 92 kV, 66,6 mAs, 300 ms

		Abstand [cm] FeldRand-RadPad	Dosimeter [mSv/h]			
			grau	grün	violett	rot
P87	DL	0	0,084	0,461	1,306	1,329
P88	DL	5,5	0,082	0,514	1,354	1,267
P89	DL	11,0	0,088	0,780	1,374	1,215
P90	DL	17,0	0,118	0,829	1,317	1,219
P91	DL	/			1,342	1,307
P92	DSA	0	0,760	3,502	9,341	7,963
P93	DSA	5,5	0,540	3,375	9,374	8,382
P94	DSA	11,0	0,606	5,153	9,268	8,274
P95	DSA	17,0	0,826	5,523	9,831	8,481
P96	DSA	/			9,811	8,899

6.2 Einfluss diverser Strahlenschutzeinrichtungen auf die Intensität der Streustrahlung

Tab. 6.16: Reduktion der Streustrahlenexposition durch „RadPad“ im Verhältnis zur Exposition ohne RadPad.

		Abstand [cm] FeldRand-RadPad	Dosimeter „liegend“ % DosisLeistung	Dosimeter „stehend“ % DosisLeistung
P92	DSA	0	90,5	62,5
P87	DL	0	93,7	64,7
P93	DSA	5,5	93,5	64,0
P88	DL	5,5	93,6	62,1
P94	DSA	11,0	92,7	44,4
P89	DL	11,0	92,7	43,2
P95	DSA	17,0	90,3	43,8
P90	DL	17,0	90,3	37,0

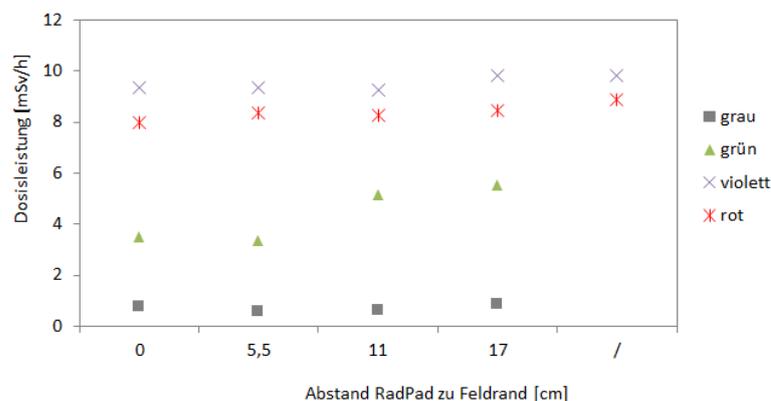


Abb. 6.18: Phantommessungen zur Wirkung der Strahlenschutzeinrichtungen RadPad bei DSA in Abhängigkeit von seiner Position, dem Abstand des RadPad- Rands vom Feldrand. Messwerte siehe Tab. 6.15.

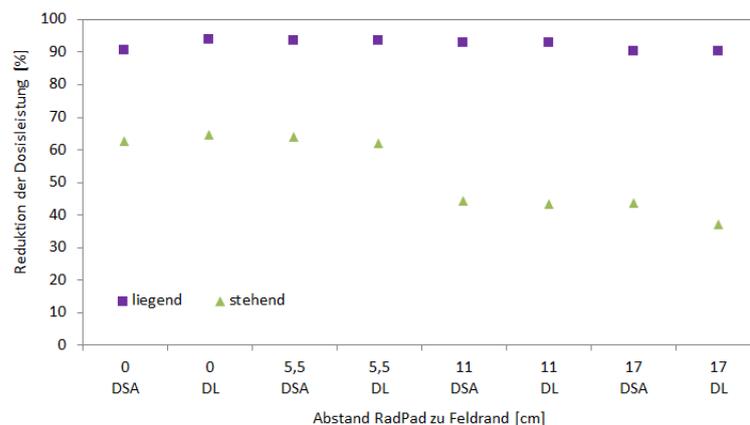


Abb. 6.19: Reduktion der Streustrahlenexposition durch RadPad. Messwerte siehe Tab. 6.16.

Interpretation der Abschirmwirkung der patientennahen Streustrahlenabschirmung RadPad

Die Abschwächung der Streustrahlung nimmt mit zunehmendem Abstand des RadPad zum Feldrand ab. Messungen haben ergeben, dass es keinen Einfluss auf die Geräteeinstellungen macht, wenn das RadPad (am Rand) in den Primärstrahl ragt. Die Sensoren am Bildverstärker scheinen sehr zentrisch zu sein bzw. sie betrachten mehrere Bildpunkte, somit hat das Einbringen eines Absorbers keine großen Auswirkungen. Es sollte daher darauf geachtet werden, den RadPad- Rand möglichst nah an den Feldrand zu platzieren.

Wenn davon auszugehen ist, dass die Dosimeter überwiegend in ihre Vorzugsrichtung Dosis akkumulieren, dann kann aus Tab. 6.15 geschlossen werden, dass durch das RadPad zwar die vom Patienten ausgehende Streustrahlung um ca. 90% abgeschwächt wird, jedoch die vom Primärstrahleintrittspunkt ausgehende Strahlung immer noch einen wesentlichen Einfluss hat. Das Dosimeter, dessen Vorzugsrichtung in Richtung Primärstrahl gerichtet ist („stehend“), liefert je nach Positionierung des RadPads nur eine Dosisreduktion von 45-65 %.

Ein wesentliches Problem stellt die Interpretation der Winkelabhängigkeit der eingesetzten Dosimeter, zusätzlich zu den Unklarheiten bezüglich des exakten Verlaufs des Streustrahlenfeldes, dar. Die Messung lässt vermuten, dass die Streustrahlung in annähernd gleichen Teilen vom Ort des Primärstrahleintrittspunktes, sowie vom Patienten-Phantom ausgeht. Dies widerspricht den Angaben des Herstellers die besagen, dass der wesentliche Anteil der Strahlung vom Patienten ausgeht.

7 Interpretation und Diskussion

7.1 Interpretation der Streustrahlenexposition des Radiologen in der IR

Durch die Vielzahl der betrachteten Eingriffe wurde die große Variation der Strahlenexposition zwischen den Eingriffen deutlich. Ein Regelfall ist nicht auszumachen. Generell ist jedoch die Strahlenexposition an der linken Körperhälfte des Radiologen gegenüber der rechten erhöht. Dies ist darauf zurückzuführen, dass in den meisten Fällen die linke Körperhälfte jene ist, die der Röntgenröhre zugewandt ist. Unter Ausnahme der Messung R26, bei der es aufgrund von medizinischen Komplikationen zu einer erhöhten Strahlenbelastung des Radiologen kam, wurden am Ober-, sowie Unterarm links vermehrt Teilkörperdosen in der Höhe von 1 mSv pro klinischem Eingriff erreicht.

Die Strahlenexposition des Radiologen hängt sehr stark von der Untersuchungsart, sowie von der Pathologie des Patienten ab. Die Art des arteriellen Zugangs und des zu untersuchenden Gebiets bestimmen die Nähe und Position des Radiologen zum Patienten und damit auch seinen Abstand zur Röntgenröhre. Die Streustrahlenexposition ist stark vom betrachteten Patientenvolumen abhängig. Dazu tragen Größe und Gewicht des Patienten, sowie auch der Ort der Bildgebung bei. Die Untersuchung des Rumpfes führt zu einer vielfach höheren Belastung, als die Betrachtung der Extremitäten, da sich nicht nur die für die Bildgebung notwendige Röhrenspannung und damit die Energie der Röntgenstrahlung, sondern auch die Beschaffenheit des Streukörpers ändert.

Aus den Messungen (Tab. 5.8) ist die Abhängigkeit der Streustrahlenbelastung vom Patientendurchmesser bzw. dem Patientengewicht zu erkennen. Im Vergleich der Messung A3 zu z.B. A2 sind Bildanzahl, Durchleuchtungsdauer, sowie Untersuchungsart nahezu ident. Die um vielfach höhere Exposition ist auf den starken Unterschied im Patientengewicht zurückzuführen.

Die Unterschiede in der Dosis zwischen Eingriff A5 und A7 ist bereits aus der bei A5 wesentlich höheren Summe des Dosisflächenproduktes bei Durchleuchtung (DAP DL) ersichtlich. Bei annähernd gleicher DL- Zeit ist der Unterschied im Ort der Durchleuchtung, Becken bei Eingriff A5, bzw. Unterschenkel bei A7, begründet.

7.1.1 Streustrahlenexposition im Vergleich: DL vs. DSA

Es wurde eine Analyse der Abhängigkeit der Streustrahlenexposition des Radiologen in der Interventionellen Radiologie von der Art der Durchleuchtung durchgeführt. Die akkumulierte Dosis bei Eingriff R21 wurde durch Analyse der einzelnen Messwerte auf die durch DSA, sowie durch DL entstehende Dosis unterteilt.

Wie man aus dem Vergleich der Dosis (Abb. 5.1) erkennen kann, teilt sich die Gesamtdosis in annähernd gleiche Teile auf, in die Strahlenexposition durch Durchleuchtung, sowie in jene durch DSA.

Tab. 5.4 zeigt, dass die akkumulierte Dosis am Dosimeter „Oberarm links“ bei der DSA im Vergleich zur Durchleuchtung etwa den doppelten Wert hat. Auch das Dosimeter „Brust“, das außerhalb der Bleischürze befestigt ist, misst bei DSA eine höhere Dosis. Lediglich das Dosimeter „Unterarm links“ erhält bei den DSA eine geringere Dosis als bei der Durchleuchtungsbildgebung. Dies ist auf die Änderung der Position und Haltung des Radiologen, zum Beispiel die Variation seines Abstands zur Röntgenröhre, während des interventionellen Eingriffs zurückzuführen.

Die akkumulierte Dosis des Eingriffs R21 ist in Abb. 7.1 grafisch dargestellt. Der hohe Dosiswert am Dosimeter „Oberarm links“ ist auf dessen Ausrichtung in Vorzugsrichtung (Definition siehe Kap. 3.1.3.3), während der DSA- Aufnahmen, zurückzuführen. Aufgrund der während den DSA normalerweise entspannten Körperhaltung des Radiologen (linker Arm am Körper) ist darauf zu schließen, dass die gesamte linke Seite, bis auf jene Körperteile die von der Bleischürze geschützt sind, dieser Strahlenexposition ausgesetzt ist.

Es ist zu beachten, dass die Summe der Zeit der DSA bei Untersuchung R21 viel geringer als jene der Durchleuchtung, die mittlere Dosisleistung aber ca. 60- fach höher (z.B. OA links) ist. Daraus lässt sich folgern, dass durch einen entsprechend optimierten Strahlenschutz während der DSA- Aufnahmen die Gesamtdosis beträchtlich reduziert werden kann. Hier ist anzumerken, dass die Verwendung der Bleiglasscheibe zur Reduktion der Strahlenexposition sich bei DSA viel eher realisieren lässt, als während der Durchleuchtung. Bei DSA muss der Radiologe im Regelfall nicht direkt am Patienten stehen.

7.1.2 Beeinflussung der Streustrahlenexposition durch die patientennahe Streustrahlenabschirmung RadPad

Zur Evaluierung der sterilen, patientennahen Streustrahlabdeckung RadPad werden die Messungen mit RadPad (Kap. 5.1.2) mit denen ohne RadPad (Kap. 5.1) verglichen. In Abb. 7.2 sind die Dosiswerte pro Messpunkt im Verhältnis zur Gesamtexposition, für jene Messungen mit, sowie ohne RadPad, aufgetragen.

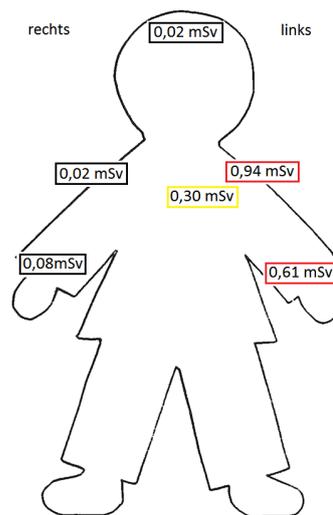


Abb. 7.1: Schematische Darstellung der Verteilung für die während des gesamten klinischen Eingriffs R21 aufgenommenen Dosis pro Dosimetermessposition. Das Brustdosimeter, das als Referenzwert dient und über der Bleischürze getragen wird, zeigt als einziger Messpunkt nicht die vom Radiologen aufgenommene Dosis an.

Wenngleich auch die Eingriffe schwierig in Verhältnis zueinander zu setzen sind, ist ein klarer Rückgang der verhältnismäßigen Dosisbelastung des linken Unterarms zu erkennen.

Die Reduktion der Dosis an den Unterarmen ist durch die Verwendung des RadPads vor allem darauf zurückzuführen, dass die Hände oft direkt am RadPad positioniert werden und durch die unmittelbare Nähe zur Abschirmung optimaler Schutz eintritt.

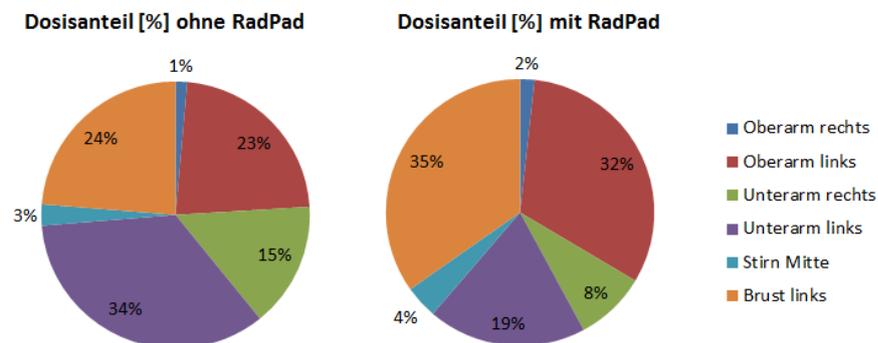


Abb. 7.2: Dosis aller Eingriffe in % der Gesamtsumme ohne, sowie mit RadPad.

Im realen interventionellen Eingriff muss das RadPad bei Änderung des Ortes der

Durchleuchtung bzw. der DSA nachjustiert werden. Es ist zu erwarten, dass die Abschirmeigenschaften stark von der Art des Eingriffs und den Positionierungsmöglichkeiten des RadPad abhängig sind. Die durchgeführten Phantommessungen mit RadPad (Kap. 6.2.1) zeigen den bedeutenden Einfluss des Abstands des RadPad zum Feldrand auf seine Wirksamkeit auf.

Bei der Verlagerung des RadPad ist darauf zu achten, dass Bildgebung durch die patientennahe Streustrahlenabdeckung, mit der Durchleuchtung einer Bleischürze (0,25 mm Pb) gleichzusetzen ist. Ragt das RadPad stark ins Bildfeld, steigen dadurch die Patientendosis und die Streustrahlendosis stark an. Da die für Helligkeit und Kontrast verantwortlichen Messpunkte nicht im Randbereich der Bildaufnahme liegen hat das Hineinragen des RadPad am Feldrand, keinen Einfluss.

Ein bedeutender Kritikpunkt des medizinischen Personals an der Verwendung des RadPads ist die Gefahr, dass aufgrund der flüssigkeitsabsorbierenden Wirkung des RadPad lebensbedrohlicher Blutverlust durch versehentliches Lösen der Schleuse unbemerkt bleiben kann.

Die Verwendung von RadPad ist vor allem für jene Situationen zu empfehlen, in der die Verwendung einer Bleiglasscheibe nicht möglich ist, bzw. an ebendieser „vorbei gegriffen“ werden muss. Dies trifft meist bei komplizierteren Eingriffen mit langen Durchleuchtungszeiten, oder bei unmittelbarer Nähe des Orts der Bildgebung zum Zugangspunkt zu.

7.2 Interpretation der Streustrahlenexposition des sterilen Beidienstes in der IR

Die Messungen zur Streustrahlenexposition des sterilen Beidienstes, meist DGKS, sind Tab. 5.7 zu entnehmen. Die Messergebnisse, sowie ausführliche Beobachtungen während der interventionellen Eingriffe, führten zu folgenden Ergebnissen:

Der sterile Beidienst steht oft mit dem Rücken zur Röntgenröhre. Dies führt dazu, dass etwaige an der Brust als Referenz positionierte Dosimeter kaum Messausschläge zeigen, da die Röntgenstrahlung durch Selbstabschirmung durch den eigenen Körper bereits abgeschwächt wird. Zusätzlich ergibt sich der Nachteil, dass der Rücken der verwendeten Bleischürzen nur einfach und nicht doppelt ausgearbeitet ist.

Die durch die Nähe zur Röntgenröhre abgeschätzte hohe Strahlenbelastung des sterilen Beidienstes war nicht zu beobachten. Dies lässt sich auf die Position des sterilen Beidienstes zum Radiologen zurückführen. Da Röntgenröhre, Radiologe und steriler Beidienst oft in einer Linie stehen dient der Radiologe als lebendiges Strahlenschutzschild, der sterile Beidienst „versteckt“ sich hinter dem Radiologen. Strah-

lenschutzmaßnahmen, die der Radiologe einsetzt, wirken sich so auch positiv auf die Strahlenexposition des sterilen Beidienstes aus.

Die vergleichsweise hohe Dosis an der Stirn ist darauf zurückzuführen, dass der sterile Beidienst oft den „Strahlenschatten“ des Radiologen verlässt um gute Sicht auf die Schleuse, den Zugangspunkt im Patienten, den Führungsdraht bzw. den Monitor zu haben. Dies ist notwendig um dem Radiologen eine gute Hilfestellung zu bieten. Es wird die Verwendung einer Schutzbrille nahegelegt.

7.3 Interpretation der Streustrahlenexposition des anwesenden anderen medizinischen Personals

7.3.1 Streustrahlenexposition der RadiologietechnologInnen in der IR

Die RadiologietechnologInnen (RT) sind in den seltensten Fällen von räumlichem Strahlenschutz, d.h. von Bleiglasfenster oder Tischvorhang geschützt. Meist sind sie in etwa 2,5m Abstand zur Röntgenröhre bzw. Primärstrahlmittelpunkt positioniert.

Für die RT ist freie Sicht auf den C-Bogen wichtig, damit sie ihrer Aufgabe, dem Bedienen von ebendiesem gut nachkommen können. Oft kommt zur Abwesenheit der Bleiglasscheibe bzw. dem Strahlenschutzschild „Radiologe“ die Tatsache, dass der Tischvorhang so positioniert ist, sodass zwar der Radiologe geschützt wird, nicht jedoch die RT.

Die Strahlenexposition der RT hängt wesentlich von ihrer Ausrichtung im Raum ab. Dies kann zwischen unterschiedlichen Angio- OP- Sälen stark variieren.

Die Verwendung einer verschiebbaren mobilen Bleiglaswand, oder von einem Aufsatz direkt am Bedienpult der RT ist zu überlegen. Auch muss beobachtet werden, ob die Positionierung des Tischvorhangs optimiert werden kann, sodass auch bei starker Änderung des Orts der Bildgebung, dennoch der optimierte Strahlenschutz erhalten werden kann.

7.3.2 Streustrahlenexposition des unsterilen Beidienstes in der IR

Die Aufgaben des unsterilen Beidienstes besteht darin, die für den klinischen Eingriff notwendige Materialien je nach Bedarf zu holen und dem sterilen Beidienst zu reichen. Durch die Verteilung der Utensilien in diversen Materialschränken bewegt

sich der unsterile Beidienst oft im Raum.

Zusätzlich wird durch den unsterilen Beidienst notwendige Manipulationen am Patientenbett bzw. auch die Betreuung des meist nur unter Lokalanästhesie stehenden, daher während des klinischen Eingriffs wachen, Patienten vorgenommen. Der unsterile Beidienst hält sich daher öfter, nur durch Bleischürze und Schilddrüsenchutz geschützt, in Röntgenröhrennähe auf. Das kann zu erheblichen Dosen führen.

7.4 Schwierigkeiten bei der Durchführung der Messungen im OP- Diskussion des Messablaufs

Während der Messungen sind einige Schwierigkeiten aufgetreten. Die Interpretation der aufgenommenen Dosiswerte ist wesentlich komplexer, als nur das Ablesen der ausgegebenen Werte. Es gilt die Ausrichtung der Dosimeter zu ihrer Vorzugsrichtung und auch die Abschirmung der Messgeräte durch die beobachtete Person zu berücksichtigen. Generell liegt aufgrund der vielen Einflussfaktoren während einer Operation ein Messaufbau mit vielen Variablen vor. Die Vergleichbarkeit verschiedener Eingriffe ist aufgrund ihrer Individualität komplex.

Um aussagekräftige Ergebnisse erzielen zu können, ist eine gute Kenntnis über die Arten der klinischen Eingriffe in der Interventionellen Radiologie, ihre Eigenheiten, sowie der des beobachteten Teams nötig. Um Rückschlüsse auf einzelne Arbeitsschritte zu ermöglichen, ist die Anwesenheit der Medizinphysikerin/ des Medizinphysikers, notwendig was die Messwertaufnahmen sehr personalintensiv macht.

Es war leider keine automatische digitale Erfassung der Gerätedaten möglich. D.h. Zeitpunkt und gerätespezifische Daten der DSA bzw. DL mussten händisch erfasst werden. Dies schränkte die Möglichkeiten der zeitspezifischen Analyse ein.

8 Ausblick

Reale klinische Eingriffe in der Interventionellen Radiologie hängen nicht nur vom medizinischen Personal, sondern im Speziellen vom individuellen Patienten und der vorliegenden Pathologie ab. Sie sind daher oft nicht direkt vergleichbar. Um die Vergleichbarkeit von Messungen untereinander zu erhöhen, können jeweils maximal aufgetretene Dosisleistung, mittlere Dosisleistung, sowie der Median der Dosisleistung ermittelt werden.

Um eine Abschätzung der erwarteten Strahlenexposition ausschließlich durch Angabe von Art des Eingriffs, Durchleuchtungszeit und Bildanzahl zu ermöglichen, kann angedacht werden, die während den klinischen Eingriffen aufgenommenen Daten zu gruppieren und eine durchschnittliche Dosis pro Bild, sowie Dosisleistung der DL zu ermitteln. Auch ist die Extrapolation von einem Referenzdosimeter, das an der Brust getragen wird, zu den Dosimeterwerten an den Extremitäten durchzuführen.

Eine Hochrechnung der beobachteten Strahlenbelastung auf eine jährliche Dosis bzw. auch eine Dosis pro Operationsstunde ist anzustreben. Dies ist durch die Mittelung der Dosiswerte auf ihre Operationszeit zu erreichen. Der Durchschnittswert der Strahlenexposition von Durchleuchtung bzw. DSA kann somit auf eine Jahresdosis extrapoliert werden.

Eine weitere Analyse kann die Betrachtung der Dosisexposition nach Untersuchungsart unterteilt darstellen. Hier sind einerseits die Art des Zugangs, sowie der Ort der Bildgebung ausschlaggebend. Zusätzlich kann eine Unterteilung nach verwendeten Strahlenschutzmaßnahmen erfolgen.

Es ist erstrebenswert weitere explizite Analysen des Dosisleistungsverlaufes während eines klinischen Eingriffs (ähnlich dem Beispiel unter Kap. 5.1.1), vor allem unter den speziellen Aspekten der expliziten Verwendung diverser Strahlenschutzmaßnahmen, durchzuführen.

Eine neuerliche Evaluierung der Strahlenexposition, hauptsächlich jener der Oberarme, sollte bei Verwendung von Bleischürzen mit Oberarmschutz (Ärmel) durchgeführt werden. Auch sind zur Ermittlung der etwaigen Reduktion der Gesamtstrahlenexposition durch RadPad-Verwendung zusätzliche Messungen durchzuführen.

Die aufgrund der vorliegenden Daten erwartete jährliche Dosisreduktion durch die Verwendung der patientennahen Streustrahlabschirmung RadPad, sowie die mögli-

che Dosisreduktion durch die „richtige“ Verwendung diverser Strahlenschutzeinrichtungen, ist zu ermitteln.

In der Interventionellen Radiologie sind die Patienten meistens nur unter Lokalanästhesie. Bei komplexen Eingriffen, wie dem Setzen von Aortenprothesen (Stentgrafts) ist eine Sedierung notwendig. Zur Überwachung der Vitalfunktionen des Patienten ist der/die AnästhesistIn in Kopfnähe des Patienten positioniert. So ergibt sich ein Abstand von 0,5 m bis 1 m zum Primärstrahl ohne Strahlenschutzeinrichtungen, wie Tischvorhang oder Bleiglasscheibe. Eine Beobachtung der Strahlenexposition der AnästhesistInnen ist daher erstrebenswert, da hohe Dosen nicht ausgeschlossen werden können.

9 Conclusio

Das Messsystem RaySafe i2 eignet sich vor allem für Schulungszwecke, um während Strahlenschutzunterweisungen auf die Streustrahlenverteilung im Operationssaal und ihre Gefahren zu sensibilisieren. Um vergleichbare Werte zu erhalten, ist während der Messung auf die Ausrichtung des Messsystems (Vorzugsrichtung) zu achten.

Für Relativmessungen zur Optimierung des Strahlenschutzes, zum Beispiel im Vergleich der Streustrahlenbelastung mit und ohne Strahlenschutzeinrichtungen, sowie auch zu groben Abschätzungen bzgl. der Einhaltung der gesetzlichen Grenzwerte, können die Aktiv-Personen-Dosimeter RaySafe i2 ebenfalls herangezogen werden.

Es ist zu betonen, dass beim medizinischen Personal in der Interventionellen Radiologie (IR) selbst bei niedrigen Werten am amtlichen Dosimeter, das von der Bleischürze gut geschützt ist, nicht zwangsläufig auf eine geringe Dosis an den Extremitäten und am Kopf zurückgeschlossen werden darf. Messungen mit Aktivdosimetern ergänzen das Wissen über die Strahlenexposition, vor allem jener nicht von Schutzkleidung abgedeckten Körperstellen, erheblich.

Ein Referenzdosimeter an der Brust, außerhalb der Bleischürze getragen, scheint zu einer für den klinischen Alltag relativ guten Approximation der Strahlenbelastung der Radiologen zu führen. Diese Messposition wird auch von der Herstellerfirma des Messgeräts RaySafe i2 empfohlen. Es ist jedoch darauf zu achten, dass bei Eingriffen bei denen der/die RadiologIn größtenteils nicht frontal vor der Strahlenquelle steht, sondern seitlich, es zu einer Unterschätzung der Dosis am patienten- und röntgenröhrennahen Oberarm (links) kommt. Generell wird die Dosis des linken Unterarms der Radiologen oft unterschätzt. Die Dosis des dieses Unterarms ist daher routinemäßig getrennt zu beobachten.

Das medizinische Personal ist bei der Verwendung des Messsystem RaySafe i2 speziell auf die Tatsache hinzuweisen, dass bei Abschirmung des Dosimeters durch Selbstabschirmung oder Abwenden von der Strahlenquelle, sowie unter Winkel zur Strahlenquelle der angezeigte Dosisleistungswert nicht der tatsächlichen Exposition entspricht.

Zur Dosisreduktion am linken Oberarm der Radiologen ist die Verwendung von Bleischürzen mit Ärmeln anzudenken. Zur Reduktion der Dosis am linken Unterarm, sowie der linken Hand, haben sterile patientennahe Abschirmungen ihren Nutzen

gezeigt.

Den Radiologen, sowie dem sterilen Beidienst wird die Verwendung einer Schutzbrille nahegelegt.

Durch Verwendung einer verschiebbaren mobilen Bleiglaswand oder eines Aufsatzes aus Bleiacrylglas direkt am Bedienpult der RadiologietechnologInnen (RT) kann, mit einfachen Mitteln, eine deutliche Dosisreduktion erreicht werden. Auch muss die Positionierung des Tischvorhangs optimiert werden, sodass auch bei starker Änderung des Orts der Bildgebung dennoch der optimierte Strahlenschutz erhalten wird.

Beim „Auflegen“ der Patienten soll daher auf die richtige Positionierung des Tischvorhangs geachtet werden um zu gewährleisten, dass der Untertischstrahlenschutz während des gesamten Eingriffs gut positioniert ist. Bei Becken- Bein- Angiografien stellt sich dies als schwierig heraus, da die Tischposition relativ zur Röntgenröhre stark verändert wird. Es gilt daher abzuschätzen, in welcher Position voraussichtlich der Großteil der Digitalen Subtraktions- Angiografien (DSA) gemacht werden, bzw. in welcher Position der Hauptteil der Bestrahlungszeit sein wird. Ein Problem stellt die Drehung des Röntgen- C-Bogens in großem Winkel dar. Vor allem bei Drehungen $(+\alpha,0)$ verhindert die Röntgenröhre aus geometrischen Gründen die Anwesenheit des Tischvorhangs. Aufgrund seiner Positionierung unter der sterilen Patientenabdeckung, ist die Position des Tischvorhangs im Regelfall während eines klinischen Eingriffs unveränderbar.

Generell ist im Zuge der Optimierung des Strahlenschutzes die Bewusstseins-schaffung zur Wirksamkeit diverser Strahlenschutzmaßnahmen wesentlich. Hier kann die Verwendung des Messsystem RaySafe i2 sehr hilfreich sein.

Unterschiedliche OPs in denen Interventionelle Radiologie durchgeführt wird, variieren nicht nur durch die Schulung und Zusammenarbeit des medizinischen Personals, sondern auch durch die Operationssaal- Geometrie mitunter stark. Daher sollten die vorliegenden Messungen in anderen OPs wiederholt werden. Die Strahlenschutzmaßnahmen können so auf die jeweiligen Gegebenheiten speziell abgestimmt und der Strahlenschutz optimiert werden.

Abkürzungsverzeichnis

- AllgStrSchV** Allgemeine Strahlenschutzverordnung 2006, Österreich, Novelle 2012 [2]
- BV** Bildvergrößerung
- DAP** Dose Area Product (deu.: Dosis- Flächen- Produkt)
- DGKS** Diplomierte Gesundheits- und Krankenschwester (w) / DGKP-
Diplomierter Gesundheits- und Krankenpfleger (m)
- DL** Bildgebungsmodus Durchleuchtung
- DSA** Digitale Subtraktions- Angiografie
- Dosisleistung** Dosisleistung $H_P(10)$ /Zeit [mSv/h]
- Euratom 2013/59** Richtlinie Euratom 2013/59 des Rates der Europäischen Union (EU) vom 5. Dezember 2013 [17]
- FFA** Fokus-Film-Abstand (eng.: SID- Source Image Distance)
- FG** Feldgröße
- I** Röhrenstrom [mA]
- ICRU** International Commission on Radiation Units and Measurement
- ICRP** International Commission on Radiological Protection
- ICRP 103** Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP)-
Veröffentlichung 103, verabschiedet im März 2007 [7]
- IR** Interventionelle Radiologie
- IRP** Interventional Reference Point
- LET** Linearer Energie Transfer
- MedStrSchV** Medizinische Strahlenschutzverordnung 2004, Österreich, Novelle 2010 [10]
- OAr** Dosimeterposition Oberarm rechts

OAI	Dosimeterposition Oberarm links
PMMA	PolyMethylMethAcrylat, umgangssprachlich Plexiglas
PTA	Perkutane Transluminale Angioplastie
RBW	Relative Biologische Wirksamkeit (eng.: RBE- relative biological effectiveness)
RT	Radiologietechnologin / Radiologietechnologe
RTD	RaySafe Real-Time-Display
StrSchG	Strahlenschutzgesetz 2006, Österreich, Novelle 2013 [19]
U	Röhrenspannung [kV]
UAr	Dosimeterposition Unterarm rechts
UAl	Dosimeterposition Unterarm links

Literatur

- [1] „10 Pearls: Radiation protection of staff in fluoroscopy“. In: URL: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/Whitepapers/poster-staff-radiation-protection-de.pdf> (besucht am 24.04.2015).
- [2] *Allgemeine Strahlenschutzverordnung - AllgStrSchV, Österreich*. 2006. URL: <https://www.ris.bka.gv.at/GeltendeFassung.wxe?Abfrage=Bundesnormen&Gesetzesnummer=20004773> (besucht am 27.04.2015).
- [3] S. Chiriotti u. a. „Performance of several active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology“. In: *Radiation Measurements* Volume 46.Issue 11 (November 2011). ISSN 1350-4487, Pages 1266–1270. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135044871100240X> (besucht am 22.10.2014).
- [4] I. Clairand u. a. „Use of active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology: Tests in laboratory conditions and recommendations - ORAMED project“. In: *Radiation Measurements* Volume 46.Issue 11 (November 2011). ISSN 1350-4487, Pages 1252–1257. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135044871100343X> (besucht am 22.10.2014).
- [5] Wolfgang Demtröder. *Experimentalphysik3- Atome, Moleküle und Festkörper*. 3. Auflage. Springer Berlin Heidelberg New York, 2005. ISBN: 3-540-21473-9.
- [6] *Diagnostic Radiology Physics- A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna, 2014. ISBN: 978-92-131010-1.
- [7] *Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) - ICRP-Veröffentlichung 103*. März 2007. URL: http://www.icrp.org/docs/P103_German.pdf (besucht am 27.04.2015).
- [8] *Guide to Right Dose*. 2014.11. URL: www.siemens.com/right-dose (besucht am 22.03.2015).
- [9] Hanno Krieger. *Grundlagen der Strahlenphysik und des Strahlenschutzes*. 3. Auflage. Vieweg + Teubner Verlag, 2009. ISBN: 978-3-8348-0801-1.
- [10] *Medizinische Strahlenschutzverordnung - MedStrSchV, Österreich*. 2004. URL: <https://www.ris.bka.gv.at/GeltendeFassung.wxe?Abfrage=Bundesnormen&Gesetzesnummer=20003681> (besucht am 27.04.2015).

- [11] D. Nikodemová u. a. „Staff extremity doses in interventional radiology. Results of the ORAMED measurement campaign“. In: *Radiation Measurements* Volume 46.Issue 11 (November 2011). ISSN 1350-4487, Pages 1210–1215. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350448711003830> (besucht am 22.10.2014).
- [12] B. Oder. „Strahlenschutz bei Interventioneller Radiologie“. In: Präsentation bei der Jahrestagung 2014 des Verband für Medizinischen Strahlenschutz Österreich (VMSÖ), 2014. URL: www.strahlenschutz.org/web/images/jt2014/oder_2014.pdf (besucht am 02.04.2015).
- [13] *ORAMED, Optimization of RAdiation protection for MEDical staff, 7th EU Framework Program*. URL: <http://www.oramed-fp7.eu/> (besucht am 22.03.2015).
- [14] „RADIATION PROTECTION IN DIAGNOSTIC AND INTERVENTIONAL RADIOLOGY - L16.2: Optimization of Protection in Fluoroscopy“. In: IAEA Training Material on Radiation Protection in Diagnostic und Interventional Radiology. URL: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/TrainingRadiology/Lectures/RPDIR-L16.2_Fluoroscopy_doses_WEB.ppt (besucht am 24.04.2015).
- [15] *RaySafe i2, Active Personal Dosimeters, User manual*. 5001047-A. Unfors RaySafe. 2012.03.
- [16] Herbert Reich, Hrsg. *Dosimetrie ionisierender Strahlung*. B.G. Teubner Stuttgart, 1990. ISBN: 3-519-03067-5.
- [17] *Richtlinie 2013/59/EURATOM des Rates der Europäischen Union*. 5. Dezember 2013. URL: <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2014:013:0001:0073:DE:PDF> (besucht am 27.04.2015).
- [18] Theodor Schmidt, Hrsg. *Handbuch diagnostischer Radiologie*. Bd. 1. Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz. Springer-Verlag, 2001. ISBN: 3-540-41419-3.
- [19] *Strahlenschutz Gesetz - StrSchG, Österreich*. 2006. URL: <https://www.ris.bka.gv.at/GeltendeFassung.wxe?Abfrage=Bundesnormen&Gesetzesnummer=10010335> (besucht am 27.04.2015).
- [20] L. Struelens u. a. „Use of active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology: Tests in hospitals – ORAMED project“. In: *Radiation Measurements* Volume 46.Issue 11 (November 2011). ISSN 1350-4487, Pages 1258–1261. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350448711003854> (besucht am 22.10.2014).
- [21] *wikipedia.org*. URL: de.wikipedia.org/wiki/Angiografie (besucht am 22.03.2015).
- [22] *wikipedia.org*. URL: de.wikipedia.org/wiki/Angioplastie (besucht am 23.03.2015).

Abbildungsverzeichnis

2.1	Schematische Darstellung einer Röntgenröhre	6
2.2	Dosisflächenprodukt und Abstandsquadratgesetz	13
2.3	Schematische Darstellung einer Stentimplantation	18
2.4	DSA- Bilder einer PTA mit Stentimplantation	18
3.1	Messsystem Unfors RaySafe i2	20
3.2	Mobiler C-Bogen; Typ ZiehmVision der Firma ZiehmImaging inkl. Messaufbau	22
3.3	Kalibrierplatte zur Ausrichtung des Streukörpers im Röntgen- Strahlungsfeld	23
3.4	Röntgenbild der Kalibrierplatte nach Ausrichtung im Röntgen- Strahlungsfeld	23
3.5	Halterungsleiste (2 mm PMMA)	24
3.6	Definition Vorzugsrichtung Dosimeter RaySafe i2	25
3.7	Performancetest Messsystem RaySafe i2- Reproduzierbarkeit	26
3.8	Performancetest Messsystem RaySafe i2- Reproduzierbarkeit Permutiert	27
3.9	Abhängigkeit der Dosisleistung vom Abstand zum Primärstrahlmitelpunkt	28
3.10	Skizze Messaufbau Performancetest- Variation y-, sowie z- Achse	29
3.11	Winkelabhängigkeit der Messergebnisse- Variation y-, sowie z- Achse	30
3.12	Winkelabhängigkeit der Messergebnisse- Vorzugsrichtung	31
3.13	Phantome zur Simulation verschiedener Rückstreukörper	32
3.14	Abhängigkeit der Dosisleistungsausgabe vom Rückstreukörper	33
3.15	Foto Operationssaal Angiografie	34
3.16	Definition der möglichen Rotationen des C-Bogen ($\pm\alpha, \pm\beta$)	35
3.17	Schematische Darstellung des Röntgen-C-Bogens.	37
3.18	Prinzip der Dosisleistungskontrolle eines Angiografie-C-Bogen	37
3.19	Vereinfachte Darstellung der Erhöhung der Patienteneintrittsdosis bei Durchstrahlung im Winkel und in Abhängigkeit von der Patientendicke.	38
3.20	Entstehung von Streustrahlung im Patienten	39
3.21	Personenbezogener Strahlenschutz	41
3.22	Produktskizze RadPad	42
3.23	Reduktion der Streustrahlenexposition durch verkleinern der durchleuchteten Fläche („Einblenden“).	43
3.24	Einfluss des Fokus-Film-Abstand auf die Streustrahlenexposition.	43
4.1	Dosimeterpositionen Radiologe	47

4.2	Dosimeterposition steriler Beidienst	48
4.3	Position- Zugang femoral retrograd rechts; Bildgebung Durchleuchtung Becken (z.B. PTA/Stent Becken)	50
4.4	Position Zugang femoral antegrad, Bildgebung Knie; (a) Winkel (5,0) bzw. (b) und (c) Winkel (50,0)	50
4.5	Position- DL Zugang femoral retrograd links, Bildgebung Carotis (Winkel 30,0)	51
4.6	Position- Zugang transcubital links; (a) DSA Bein, (b) Bildgebung bei Zugang: Thorax, Abdomen	52
4.7	Position- DSA, Zugang femoral retrograd links, Bildgebung Hüfte Winkel (0,0)	52
4.8	Position- Zugang femoral antegrad links; Bildgebung Becken; Manipulation am Draht/Katheter	52
4.9	Phantommessungen- Personalphantom	54
4.10	Phantommessungen- Patientenphantom	55
5.1	R21- akkumulierte Dosis der einzelnen Messpunkte	63
5.2	Dosisleistungsverlauf aller sechs Messpunkte für die Dauer des gesamten klinischen Eingriffs R21.	64
5.3	Dosisleistungsverlauf aller sechs Messpunkte für die Dauer des gesamten klinischen Eingriffs R21. ZOOM	64
5.4	Dosisleistungsverlauf aller sechs Messpunkte für die Dauer des gesamten klinischen Eingriffs R21. DSA	65
5.5	Dosisleistungsverlauf aller sechs Messpunkte für die Dauer des gesamten klinischen Eingriffs R21. DL	65
5.6	Skizze Positionen des Personals; OP-Saal Angio1	70
6.1	Streustrahlenexposition- Variation des Durchleuchtungsmodus	75
6.2	Streustrahlenexposition- Variation des Abstands zum Primärstrahleintrittspunkt	76
6.3	Variation der Streustrahlenexposition mit der Höhe im Raum	77
6.4	Streustrahlenexposition- Variation der Patientenvolumens	78
6.5	Streustrahlenexposition- Einfluss der Zoom-Stufe	81
6.6	Streustrahlenexposition- Vergleich Einblenden zu ZOOM	81
6.7	Definition der möglichen Rotationen des C-Bogen ($\pm\alpha, \pm\beta$)	82
6.8	Foto- Phantommessung Winkel (0,15)	83
6.9	Streustrahlenexposition- Variation des Winkels (0, β)	85
6.10	Streustrahlenexposition- Variation des Winkels ($\alpha,0$)	85
6.11	Foto- Phantommessung Winkel (90,0)	86
6.12	Foto- Phantommessung Winkel (-90,0)	86
6.13	Streustrahlenexposition- Variation des Winkels ($\pm 90,0$)	87
6.14	Fotos- Phantommessungen zur Wirkung diverser Strahlenschutzrichtungen	91

6.15	Grafische Darstellung der Abschwächung der Streustrahlintensität durch diverse Strahlenschutzeinrichtungen.	92
6.16	Grafischer Vergleich der Abschwächungswirkung diverser Strahlenschutzeinrichtungen.	92
6.17	Phantommessungen zur Wirkung der Strahlenschutzeinrichtungen Rad-Pad	94
6.18	Phantommessungen zur Wirkung der Strahlenschutzeinrichtungen Rad-Pad	95
6.19	Reduktion der Streustrahlenexposition durch RadPad	95
7.1	R21- Schematische Darstellung der akk. Dosis pro Messposition . . .	99
7.2	Vergleich Dosis ohne/mit RadPad	99

Tabellenverzeichnis

2.1	Tabelle Strahlungswichtungsfaktor w_R	11
2.2	Tabelle Gewebewichtungsfaktor w_T	11
2.3	Grenzwerte- AllgStrSchV	14
3.1	Kenndaten RaySafe i2	21
3.2	Zuordnung Dosimeternummern zu Dosimeternamen	23
3.3	Positionierung der Dosimeter während der Messung- Reproduzierbarkeit	26
3.4	Messwerte Performancetest RaySafei2- Reproduzierbarkeit	27
3.5	Performancetest Messsystem RaySafe i2- Reproduzierbarkeit Permu- tiert	28
3.6	Performancetest- Winkel y-Achse	29
3.7	Performancetest- Winkel z-Achse	30
3.8	Typische Einstellparameter in der Interventionellen Radiologie	36
5.1	Messwerte- Strahlenexposition des Radiologen in der IR. Tabelle 1/3	59
5.2	Messwerte- Strahlenexposition des Radiologen in der IR. Tabelle 2/3	60
5.3	Messwerte- Strahlenexposition des Radiologen in der IR. Tabelle 3/3	61
5.4	An den Messpunkten akkumulierte Dosis	63
5.5	Statistische Daten zum Dosisleistungsverlauf von Eingriff R21.	63
5.6	Messwerte- Strahlenexposition des Radiologen in der IR bei Verwen- dung von RadPad	67
5.7	Messwerte- Strahlenexposition des sterilen Beidienstes in der IR	69
5.8	Messwerte- Strahlenexposition des med. Personals in der IR	71
6.1	Streustrahlenexposition- Variation des Durchleuchtungsmodus	74
6.2	Streustrahlenexposition- Variation des Abstands zum Primärstrah- leintrittspunkt	76
6.3	Variation der Streustrahlenexposition mit der Höhe im Raum	77
6.4	Streustrahlenexposition- Variation des Patientenvolumens	78
6.5	Streustrahlenexposition- Einfluss der Zoom-Stufe	80
6.6	Streustrahlenexposition- Vergleich Einblenden zu ZOOM	80
6.7	Streustrahlenexposition- Variation des Winkels $(\alpha,0)$	84
6.8	Streustrahlenexposition- Variation des Winkels $(0,\beta)$	84
6.9	Streustrahlenexposition- Variation des Winkels $(\pm 90,0)$	86
6.10	Wirkung der Strahlenschutzeinrichtung „Bleiglasscheibe“ (BGS) auf die Streustrahlenverteilung	89

6.11	Wirkung der Strahlenschutzeinrichtung „Lamellenvorhang“ auf die Streustrahlenverteilung	89
6.12	Wirkung der Strahlenschutzeinrichtung „Tischvorhang“ auf die Streustrahlenverteilung	90
6.13	Wirkung der Strahlenschutzeinrichtung „Bleischürze“ auf die Streustrahlenverteilung	90
6.14	Vergleich der Abschirmeigenschaften der Strahlenschutzeinrichtung auf die Streustrahlenverteilung im OP-Saal	90
6.15	Phantommessungen zur Wirkung der Strahlenschutzeinrichtungen RadPad	94
6.16	Reduktion der Streustrahlenexposition durch RadPad	95