

Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie,
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. Jens Ricke-Laville

Strahlenbelastung für Patient und Untersucher bei robotergestützten Röntgenanlagen in Abhängigkeit vom Objekt-Detektor-Abstand

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Carlotta-Carolin Lehrmann
aus
Düsseldorf

2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. M. Reiser

Mitberichterstatter: PD Dr. Dr. C. Thieke
Prof. Dr. W. Rühm

Mitbetreut durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. T. Waggershauser

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel
..

Tag der mündlichen Prüfung: 04.03.2021

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung
1.1	Entdeckung der Röntgenstrahlung
1.2	Strahlenexposition
1.2.1	Strahlenarten und ihre Entstehung
1.2.2	Strahlen in der Umwelt
1.2.3	Strahlung im Beruf
1.3	Auswirkung von ionisierender Strahlung auf den Organismus
1.4	Strahlenschutzmaßnahmen
1.5	Abbildungsphysik
1.5.1	Abstandsquadratgesetz
1.5.2	Bildunschärfe
1.5.2.1	Geometrische Unschärfe
1.5.2.2	Innere Unschärfe
1.5.2.3	Bewegungsunschärfe
1.6	Abbildungsgeräte bildgebender Verfahren
1.6.1	Entwicklungsprozesse in der Bildgebung
1.6.2	Einsatz von C-Bogen-Systemen im klinischen Alltag
1.7	Zielsetzung der Arbeit
2	Material und Methoden
2.1	Geräte
2.1.1	Angiographieanlage: Artis Zeego (Siemens Forchheim)
2.1.2	Geigerzähler: Voltcraft HS-036

- 2.2 Experimentelles Modell
 - 2.2.1 Versuchsaufbau
 - 2.2.2 Durchführung der Dosismessung
 - 2.2.3 Versuchsaufbau und -durchführung für die Ermittlung der Auflösungs­differenz
- 2.3 Klinische Methode
 - 2.3.1 Dosismessungen in der klinischen Routine
- 3 Ergebnisse
 - 3.1 Verhältnis der Dosisbelastung hinsichtlich des Detektorabstandes im Modellversuch
 - 3.1.1 Messung mit dem Artis Zeego System
 - 3.1.2 Messung mit dem Geigerzähler
 - 3.2 Verhältnis der Dosisbelastung hinsichtlich des Detektorabstandes in der klinischen Methode
 - 3.2.1 Untersuchungsspektrum
 - 3.2.2 Messung mit dem Artis Zeego System
 - 3.2.3 Messung mit dem Geigerzähler
 - 3.3 Verhältnis der Dosisbelastung hinsichtlich des untersuchten Körperteils
 - 3.3.1 Messung mit dem Artis Zeego System
 - 3.3.2 Messung mit dem Geigerzähler
 - 3.4 Verhältnis der Dosisbelastung hinsichtlich der Bildeinstellung
 - 3.4.1 Messung mit dem Artis Zeego System
 - 3.4.2 Messung mit dem Geigerzähler
 - 3.5 Verhältnis des Auflösungsvermögens hinsichtlich des Detektorabstandes im Modellversuch
- 4 Diskussion

4.1	Einflussnahme verschiedener Parameter auf die Strahlenbelastung von Patient und Untersucher
4.1.1	Strahlenexposition des Untersuchers samt Team
4.1.2	Strahlenexposition des Patienten
4.2	Bedeutung des Objekt-Detektor-Abstandes in Hinblick auf die Dosisbelastung für Patient und Untersucher
4.3	Relevanz in der klinischen Routine
5	Zusammenfassung
6	Literaturverzeichnis
7	Abbildungsverzeichnis
8	Tabellenverzeichnis
9	Abkürzungsverzeichnis
10	Danksagung
11	Eidesstattliche Erklärung
12	Lebenslauf

1 Einleitung

1.1 Entdeckung der Röntgenstrahlen

Am 8. November 1895 entdeckte Wilhelm Conrad Röntgen im Institut der Universität Würzburg eine bislang unbekannte Art von Strahlung, die er als X-Strahlung bezeichnete. Diese Entdeckung präsentierte er in einer vorläufigen Mitteilung am 28. Dezember desselben Jahres in der Sitzung der physikalisch-medizinischen Gesellschaft zu Würzburg [1]. Er berichtete, dass bei der Entladung von Hittorf'schen Vakuumröhren sowie ähnlichen Apparaten eine Fluoreszenz erzeugt werde, die auf einem Papierschirm mit Bariumplatincyranür sichtbar sei [2].

Um die Herkunft und Charakteristika dieser Fluoreszenz zu erkunden, vollführte er verschiedenste Versuche, in denen er mittels unterschiedlicher Materialien die Durchdringungstiefe der Strahlen testete sowie ihr Verhalten in Bezug auf Ablenkungsmanöver mittels Prismen und magnetischen Feldern als auch auf Reflexion hin untersuchte. Es zeigte sich, dass die Fluoreszenz am Leuchtschirm in Abhängigkeit der Materialbeschaffenheit sowie der Dicke und Dichte des zu durchdringenden Objektes verschieden stark abgeschwächt wurde. Ebenso stellte Röntgen fest, dass sich die Fluoreszenz auf einer photographischen Trockenplatte fixieren ließ. Bezüglich der Versuche mit den Prismen und der magnetischen Felder konnte Röntgen keine Ablenkung der Strahlen vorfinden. Diese Erkenntnis überzeugte ihn davon, dass diese X-Strahlung eine neue Art sein müsse und es sich bei den Strahlen nicht einfach um reflektierte Kathodenstrahlen handle [2].

In den folgenden zwei Jahren nach seiner Entdeckung konnte Röntgen in weiteren drei Sitzungen der physikalisch-medizinischen Gesellschaft zeigen, dass diese Röntgenschen Strahlen zu einer Ionisierung von Gasen führen, ihre Intensität von dem Material der Anode abhängig ist und es sich bei den Strahlen um ein Gemisch handelt, dessen Eigenschaften mit der elektrischen Spannung zusammenhängen. 1901 erhielt Röntgen für diese Entdeckungen den Nobelpreis für Physik [1].

1.2 Strahlenexposition

1.2.1 Strahlenarten und ihre Entstehung

Der Mensch ist in seiner natürlichen Umgebung ständig von Strahlung umgeben. Sie entsteht durch die Instabilität von Atomkernen, die bei dem Zerfall in Radionuklide umgewandelt werden und Strahlung aussenden. Neben den von Röntgen entdeckten Röntgenstrahlen gibt es noch andere Strahlen, die zu einer Ionisierung von Atomen und Molekülen führen und so auf die bestrahlte Materie Einfluss nehmen [3].

Die Strahlenart mit der kürzesten Reichweite ist die sogenannte Alphastrahlung und besteht aus zwei Protonen und zwei Neutronen. Sie erreicht eine maximale Weite von 12 cm in der Luft sowie 0,15 mm im Gewebe. Dadurch hat Alphastrahlung eine besonders hohe biologische Wirkung, da sie das betroffene Gewebe auf kleinster Fläche dicht ionisieren kann. Andererseits führt die kurze Reichweite auch dazu, dass diese Art der Strahlung schon durch Papier abgeschirmt werden kann. Ein Beispiel für die Entstehung von Alphastrahlung ist der Zerfall von Uran in Thorium und im weiteren Verlauf dieser Zerfallsreihe die Umwandlung von Radium in Radon. Dieses Edelgas befindet sich in der normalen Atemluft und führt somit dazu, dass der Mensch konstant kleinste Mengen radioaktiver Stoffe in sich aufnimmt [3, 4, 5].

Eine weitere Strahlenquelle stellt der Zerfall instabiler Atomkerne des Elements Polonium dar. Es führt unter anderem zu der Entstehung von Astat und einem Elektron, welches dann als Betastrahler bezeichnet wird. Diese Art der Strahlung führt mit einer Reichweite von etwa 15 cm in der Luft und 2 cm im Gewebe zu einer geringeren biologischen Wirkung im Gewebe und kann mittels Aluminiumplatten abgefangen werden [5].

Die energiereichste Strahlenart, die zu einer Ionisierung der Materie führen kann, ist die Gammastrahlung. Sie besteht im Gegensatz zu der zuvor beschriebenen Alpha- und Betastrahlung nicht aus Teilchenstrahlung, sondern aus elektromagnetischen Wellen. Aufgrund der vielen Faktoren, wie Materialbeschaffenheit oder Schichtdicke des Materials, die die Gammastrahlung in unterschiedlichem Maße schwächen, ist keine genaue Reichweite dieser Strahlen festzulegen. Auf einer Strecke von 100 m in der Luft oder 15 cm im Gewebe kann die Gammastrahlung mit einer Spannung von 1 MeV auf etwa die Hälfte ihrer Energie abgeschwächt werden. Als Schutz vor dieser Art von Strahlung kommen Materialien wie Beton und Blei zum Einsatz [3, 5].

Ähnlich der Gammastrahlung verhält sich die oben erwähnte Röntgenstrahlung. Der bedeutende Unterschied liegt vor allem darin, dass sie in der Elektronenhülle entsteht und nicht durch den spontanen Zerfall von Atomkernen. Sie wird technisch bei dem Abbremsen von Elektronen an einer positiv geladenen Anode erzeugt [3, 5].

In den heutigen Röntgenröhren wird die Röntgenstrahlung durch eine Glühkathode aus Wolfram sowie einem Wolframteller als Drehanode erzeugt. Dazu wird eine Hochspannung angelegt, die dazu führt, dass die Kathode negativ und die Anode positiv geladen wird. Bei gleichzeitiger Erhitzung des Kathodenmaterials treten kleine Glühelctronen aus der Oberfläche aus und werden durch die angelegte Spannung von der Anode angezogen. Damit die Elektronen auf ihrem Weg zu der Anode nicht mit Luftmolekülen kollidieren, wird in der Röntgenröhre ein Vakuum aufrechterhalten. Bei dem Aufprall der Elektronen auf den Wolframteller werden die Masseteilchen abgebremst und geben Energie an die Anode ab. Diese Energie wird als sogenannte Röntgenstrahlung freigesetzt. Eine Abschirmung aus Blei schützt davor, dass sich die Strahlen ungehindert in alle Richtungen ausbreiten können.

Lediglich durch das eingelassene Berylliumfenster in der Ummantelung dringt die Strahlung aus der Röntgenröhre und kann für diagnostische Zwecke genutzt werden (s. Abb. 1-1). Der Grad der Absorption und Streuung der Strahlen ist zum einen von der Wellenlänge, die in negativer Korrelation zu der Hochspannung steht, als auch von der Beschaffenheit der durchstrahlten Materie abhängig. Je weicher die Strahlen sind und je dicker und dichter das bestrahlte Objekt, desto mehr werden sie bei dem Durchgang durch die Materie geschwächt. Damit ist ihre Schwächung analog zu jener der Gammastrahlung [1, 4, 6].

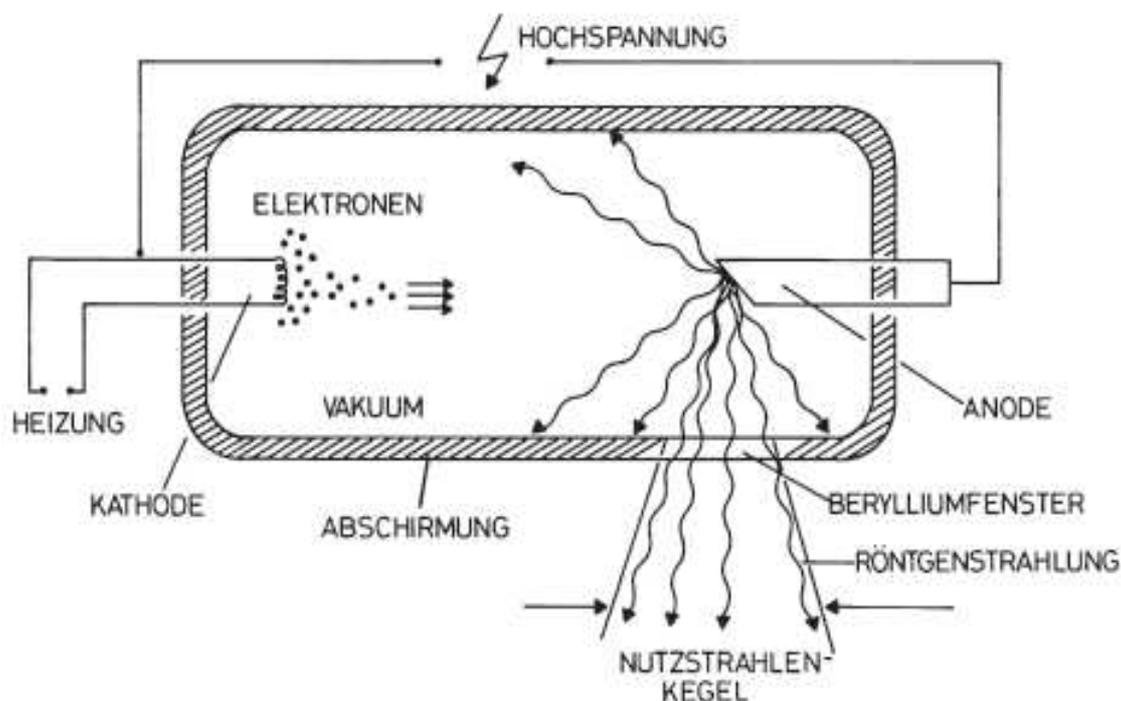


Abb. 1-1 Erzeugung von Röntgenstrahlen in einer Röntgenröhre

1.2.2 Strahlung in der Umwelt

Jedes Lebewesen auf dieser Erde ist tagtäglich von ionisierender Strahlung umgeben. Sie entsteht durch den natürlichen und spontanen Zerfall von Atomkernen in Radionuklide. Von diesen Radionukliden geht die ionisierende Strahlung aus, die in der Lage ist die bestrahlte Materie zu verändern. Hauptsächlich handelt es sich bei den Radionukliden um die Zerfallsprodukte von Uran, Radium, Thorium und Kalium [3, 5, 7, 8].

Es existieren unterschiedliche Quellen durch die der Mensch in seinem natürlichen Umfeld mit ionisierender Strahlung in Kontakt gerät. Innerhalb dieser Strahlenquellen wird zwischen einer Inneren und einer äußeren Komponente differenziert [5].

Neben der kosmischen Strahlung, die der Mensch bei Flugreisen erfährt, zählt auch die terrestrische Strahlung zu den äußeren Strahlenquellen. Sie wird durch das Vorhandensein von natürlichen Radionukliden im Erdboden, Gestein und in der Luft erzeugt. Da viele für den Bau verwendete Materialien, wie Beton und Ziegel, aus diesen natürlichen Rohstoffen produziert werden, ist auch bei Aufenthalten in Wohnhäusern eine gewisse externe Strahlenbelastung messbar. Die äußere Komponente der effektiven Dosis beträgt mit einer Intensität von etwa 0,7 mSv aber nur ein Drittel der gesamten natürlichen Strahlendosis des Menschen.

Im Gegensatz dazu führt die innere Strahlung mit 1,4 mSv zu einer weitaus höheren Belastung. Zu einer inneren Komponente kommt es zum einen durch das Einatmen von Radon aus der Atemluft. Seine Zerfallsprodukte entsenden ionisierende Strahlen, die mit ihrer kurzen Reichweite besonders das Lungengewebe angreifen. Da die Belastung des Menschen durch Radon um die 30 Prozent der Gesamtdosis an natürlicher Strahlung ausmacht, spielen seine Auswirkungen auf die Gesundheit, vor allem in Hinsicht auf das Lungenkrebsrisiko, eine wichtige Rolle [9]. Des Weiteren entsteht eine interne Strahlenquelle durch die Aufnahme von Radionukliden aus der Nahrung. So enthalten zum Beispiel Lebensmittel wie Paranüsse, Bohnen und Innereien eine Aktivitätskonzentration von bis zu 380 Bq/kg. Bei diesen Radionukliden handelt es sich vor allem um Zerfallsprodukte von Uran und Thorium. Auch durch das Trinken von Mineralwasser werden von dem Menschen radioaktive Stoffe aufgenommen, da das Wasser aus sehr tiefliegenden Quellen gewonnen wird und einen hohen Mineralgehalt aufweist [5].

Insgesamt ist in Deutschland pro Jahr von einer mittleren Gesamtdosis von 2,1 mSv auszugehen, die durch die natürliche Strahlung zustande kommt. Sie kann jedoch neben großen geografischen Unterschieden auch Differenzen in Hinsicht auf Ernährungs- und Lebensgewohnheiten aufweisen [5].

1.2.3 Strahlung im Beruf

Ionisierende Strahlung nimmt schon seit Beginn des Lebens auf der Erde durch den spontanen Zerfall instabiler Atomkerne in der Natur einen ständigen Einfluss auf die Menschheit. Doch seit der Entdeckung der Röntgenstrahlen vor über 100 Jahren gibt es immer mehr Berufe und Situationen, in denen der Mensch dieser künstlich erzeugten Strahlung ausgesetzt ist [7]. Allein im Jahr 2012 kamen rund 400.000 Menschen in Deutschland durch ihren Beruf regelmäßig mit ionisierender Strahlung in Kontakt [s. Abb. 1-2, 5].

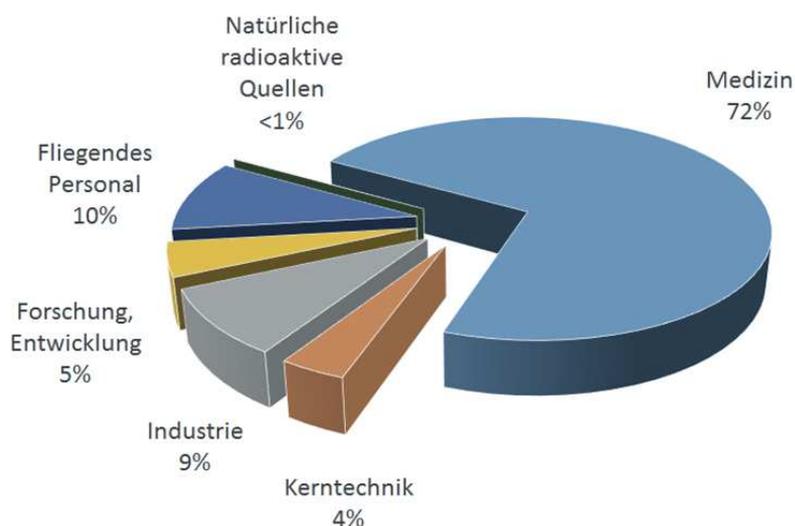
Mit den folgenden Berufsgruppen sollen nur ein paar Beispiele aufgezeigt werden, in denen die Exposition gegenüber ionisierender Strahlung eine wichtige Rolle spielt:

- Flugpersonal ist besonders der kosmischen Strahlung ausgesetzt. 1989 veröffentlichten Friedberg, W. et al ihre Studie über die Exposition von Flugpersonal gegenüber galaktischer Strahlung und deren gesundheitlichen Folgen. In 32 Nonstop-Flügen, die eine Länge von 0,4 bis 13 Stunden betragen, stellte sich heraus, dass das Personal allein durch Ausübung dieses Berufes bis zu 18 Prozent der festgelegten jährlichen Maximaldosis erfuhr [10].

- Minenarbeiter, die im Kohle- oder Uranbergbau tätig sind. Sie atmen während ihrer Arbeit eine überdurchschnittliche Menge an Radongasen ein und sind somit vor allem der terrestrischen Alphastrahlung, die bei dem natürlichen Zerfall von Radon und seinen radioaktiven Isotopen entsteht, ausgesetzt [11, 12].

- eine vermehrte Belastung durch Gammastrahlung ist bei Arbeitern im Kernkraftwerk festzustellen [13].

- eine besonders große Gruppe von Arbeitnehmern, die durch die Ausübung ihres Berufes einer erhöhten Strahlenbelastung exponiert ist, ist in verschiedenen Fachgebieten der Medizin zu finden. Hier sind Radiologen, Nuklearmediziner sowie Röntgentechniker und weiteres Personal betroffen. Allein in der Radiographie wurden 2012 knapp 3.000 Menschen bezüglich ihrer Strahlenexposition überwacht [12, 14].



Strahlenschutzüberwachte Personen in Deutschland (2016): ca. 438.500

Abb. 1-2 Verteilung der Bereiche für die Strahlenschutzüberwachung in Deutschland

Wie aus der Abbildung 1-2 hervorgeht, stellt die Medizin mit Abstand die größte Ursache für die Strahlenbelastung des Menschen dar. Während die Belastung durch medizinische Diagnostik mit ionisierender Strahlung weltweit bis zu 98 Prozent der durch den Menschen erzeugten Strahlung ausmacht, spielt sie auch in Deutschland mit über 70 Prozent der Gesamtdosis eine ausschlaggebende Rolle [9]. Dies ist nicht verwunderlich, wenn man sich vor Augen führt, dass sich seit der Entdeckung der Röntgenstrahlung die Röntgentechnik, samt immer spezifischer werdenden Verfahren, zu einem zentralen Punkt in der Diagnostik medizinischer Fragestellungen entwickelt hat. Eine Studie aus Frankreich bestätigt den immer größer werdenden Anteil der medizinisch-induzierten Strahlenbelastung der Bevölkerung. Innerhalb von fünf Jahren stieg die mittlere Dosisintensität, der eine Person aufgrund radiologischer Untersuchungen ausgesetzt war, auf über 50 Prozent an. Ursächlich dafür ist eine vermehrte Anwendung von computertomographischer sowie nuklearmedizinischer Diagnostik [15, 16].

Schaut man sich die Verteilung der jeweiligen Untersuchungstechniken an und berücksichtigt dazu noch den Anteil, den sie in der kollektiven effektiven Dosis einnehmen, so stellt sich heraus, dass die Computertomographie mit 9 Prozent nur an dritter Stelle der diagnostischen Maßnahmen steht. Dennoch ist festzustellen, dass sie mit über 65 Prozent einen beträchtlichen Beitrag zu der kollektiven effektiven Dosis leistet (s. Abb. 1-3).

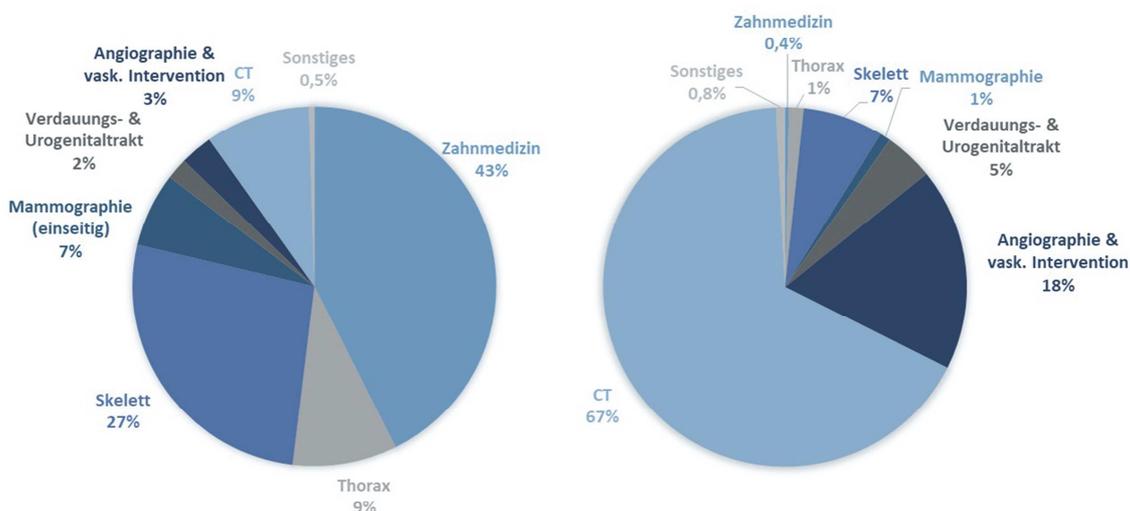


Abb. 1-3 Häufigkeit der Untersuchungsarten (links) und ihr Anteil an der kollektiven effektiven Dosis (rechts)

1.3 Auswirkung ionisierender Strahlung auf den Organismus

Die ionisierenden Strahlen, denen der Mensch jeden Tag ausgesetzt ist, können zu unterschiedlichen Veränderungen in den Zellen führen. Dabei spielt besonders die Strahlenart mit ihren besonderen Eigenschaften eine entscheidende Rolle [5]. Nicht jede Strahlenart hat den gleichen Effekt auf den menschlichen Körper. Ob und in welchem Ausmaß die unterschiedlichen Strahlen Einfluss auf die Gesundheit haben, ist seit vielen Jahren Gegenstand von Forschungsprojekten.

Schon 1896 beschrieb Thomas Edison Veränderungen der Augen und Hautareale, die den Röntgenstrahlen vermehrt exponiert waren, und Elihu Thomson bestätigte den schädlichen Einfluss der Röntgenstrahlung im Selbstversuch. In den darauffolgenden Jahren fanden viele weitere Versuche zu dem Effekt der Röntgenstrahlung auf den Menschen statt [17].

So konnte zum Beispiel durch verschiedene Studien die gesundheitsschädliche Wirkung von Radon nachgewiesen werden. Die International Commission on Radiological Protection (ICRP) hielt in der Publikation „ICRP Publication 115. Lung cancer risk from radon and progeny and statement on radon.“ eine signifikante Korrelation zwischen einer konsequenten niedrigen Strahlenbelastung durch Radon und seinen radioaktiven Zerfallsprodukten und dem Lebenszeitrisiko an Lungenkrebs zu erkranken für durchaus wahrscheinlich. Aufgrund dieser Annahme wurde von der ICRP die Messung von Radon mittels geeigneter Dosimeter angeordnet, wie es schon für viele radioaktive Stoffe der Fall war [18]. Außerdem zeigte eine beträchtliche Anzahl an Studien mittels Aufarbeitung der Radonexposition und der daraufhin aufgetretenen Krebsfälle bei den Arbeitern in Wismuth dieselbe Korrelation [11, 12, 19]. Doch auch die geringe Menge an Radon, die in der normalen Atemluft in Häusern vorhanden ist, kann schon einen negativen Effekt auf den Menschen ausüben. Dies stellte S. Darby et al. in ihrer Publikation von 2005 fest, in der über Jahre hinweg die Radonkonzentration der Atemluft in über 20.000 Fällen überwacht und die Inzidenz der Lungenkrebserkrankungen überprüft wurde [20].

Es wird angenommen, dass die schädliche Wirkung der ionisierenden Strahlen in der Veränderung des menschlichen Erbguts sowie im negativen Einfluss auf den natürlichen Zellzyklus liegt. Diese Vermutung wird seit geraumer Zeit mittels unterschiedlicher Versuche an Tieren, aber auch an isolierten Zelllinien des menschlichen Körpers überprüft [9, 21, 22].

Die Zellen des menschlichen Körpers unterliegen einer ständigen Zellteilung. Der vollständige Zellzyklus verläuft normalerweise in vier Phasen und wird von jeder Zelle des Körpers immer wieder durchlaufen bis sie durch einen programmierten Zelltod, die sogenannte Apoptose, abstirbt. Jeder der vier Phasen kann eine bestimmte Aufgabe zugeordnet werden und mit Abschluss der letzten Phase, der Mitose, hat die Körperzelle ihr gesamtes genetisches Material verdoppelt und sich in zwei Tochterzellen geteilt.

Es kann jedoch durch exogene und endogene Ursachen zu einer Störung dieser Zellteilung kommen, die zu einem verfrühten Tod oder zu einer fehlerhaften oder unkontrollierten Teilung der Zellen führen kann. So induzieren ionisierende Strahlen beispielsweise Einzel- und Doppelstrangbrüche in der Desoxyribonukleinsäure (DNS), inaktivieren Enzyme und führen zu einer vermehrten Bildung freier Sauerstoffradikale, die für die Zelle toxisch sein können [4, 23].

In einer gesunden Zelle können solche schädlichen Einflüsse zu einem Großteil von sogenannten DNS-Reparaturmechanismen beseitigt werden und haben keinen relevanten Einfluss auf das genetische Material des Menschen. Allerdings schwächen Immunkrankheiten und die regelmäßige Exposition durch die Noxen die Abwehrmechanismen des Körpers, so dass sich die Schäden häufen und zu Veränderungen wie Nekrosen oder Tumoren führen können [9, 23].

Die Schäden, die durch ionisierende Strahlen hervorgerufen werden können, lassen sich in zwei Kategorien einteilen.

Zum einen gibt es die deterministischen Strahlenschäden. Dabei kommt es durch die massive Exposition eines Gewebes mit hohen Dosen von radioaktiver Strahlung zu akuten, sprich binnen einiger Tage bis Wochen auftretenden Strahlenschäden. Hierbei handelt es sich in erster Linie um Erytheme der Haut sowie Haarausfall und Anämie. Der negative Effekt auf diese Gewebe kommt dadurch zu Stande, dass durch die Exposition mit dem radioaktiven Stoff eine massive Steigerung des Zelltodes hervorgerufen wird, die mit einem Funktionsverlust des betroffenen Gewebes einhergeht. Das Charakteristische für eine solche Art der Strahlenschädigung ist, dass es ein bestimmtes Ausmaß an radioaktiver Strahlung erfordert bis die Schädigung des Gewebes so enorm ist, dass klinisch relevante Veränderungen bemerkbar werden. Außerdem besteht nach Überschreitung des Schwellenwertes eine Korrelation zwischen dem Schweregrad des Schadens und der Strahlenintensität. Damit die gesundheitsschädigenden Wirkungen der Radionuklide und der Röntgenstrahlung möglichst gering gehalten werden, bestehen Grenzwerte für die verschiedenen Körperpartien des Menschen. Die aktuellen Schwellenwerte für die Organdosis einiger Gewebe können der unten aufgeführten Tabelle 1-1 entnommen werden. Generell sind jedoch akute deterministische Strahlenschäden ab einer Dosisüberschreitung von über 500 mSv zu erwarten [5, 24, 25].

Organ	Schwellendosis
Hoden	0,15-6 Sv
Ovarien (Sterilität)	2,5-6 Sv
Augenlinse (Katarakt)	5,0 Sv
Knochenmark	0,5 Sv

Tab. 1-1 Schwellendosis für deterministische Strahlenschäden bei kurzzeitiger Exposition

Zum anderen gibt es die stochastischen Strahlenschäden. Sie entstehen aufgrund der Tatsache, dass mit jeder Dosis, die ein Individuum erfährt, die Wahrscheinlichkeit für eine signifikante Veränderung in der menschlichen DNS steigt. Die Schäden, die durch die Kumulierung der effektiven Dosen entstehen können, sind genetischer und kanzerogener Art. Es bestehen keine Schwellenwerte wie für die deterministischen Strahlenschäden und das Eintreten eines stochastischen Strahlenschadens beruht auf dem Zufalls-Prinzip [26]. Des Weiteren wird ebenfalls davon ausgegangen, dass keine Minimaldosis existiert bei der stochastische Schäden mit Sicherheit ausgeschlossen werden können [7]. In seiner Publikation von 1998 bestätigte E. Ron die Annahme, dass das Risiko für Lungen-, Brust-, Schilddrüsenkrebs und andere solide Tumore einer linearen Gleichung folgt, wobei keine Mindestdosis zu bestehen scheint (linear non-threshold model) [27].

Keine zehn Jahre später, im März 2005, erschien jedoch der Report von der French Academy of Medicine, in dem postuliert wurde, dass es bisher weder im Tierversuch noch im Versuch mit menschlichen Zelllinien valide Daten gäbe, die das linear non-threshold Model stützen würden und somit sehr wohl von einer Mindestdosis für die Entstehung von stochastischen Strahlenschäden auszugehen sei [28].

Neben der Art der Strahlung ist auch das Alter von großer Bedeutung für die Entstehung von Strahlenschäden. I. Shuryak, R. Sachs und D. Brenner widerlegten in ihrer Publikation von 2010 die weit verbreitete Annahme, dass sich die Neubildung von Krebs durch ionisierende Strahlen mit Zunahme des Alters verringert. Sie fanden heraus, dass in jüngeren Individuen das Risiko einer Krebsneubildung erhöht ist, während in der älteren Bevölkerung die Strahlenbelastung mit einem größeren Risiko für die weitere Entartung bereits vorgeschädigter Zellen einhergeht. Des Weiteren stellten sie fest, dass auch die Art des Krebses von dem Alter des Menschen abhängig ist. So konnte ein stetiger Abfall für das Brustkrebsrisiko mit Zunahme des Alters beobachtet werden, während das Lungenkrebsrisiko von dem Lebensalter zu dem Zeitpunkt der Strahlenexposition unabhängig zu sein scheint [29].

1.4 Strahlenschutzmaßnahmen

Ionisierende Strahlung kann, wie oben aufgezeigt, aufgrund ihres Potentials Materie durch Energieabgabe verändern, zu schweren Krankheiten und sogar zum Tod des betroffenen Individuums führen. Damit die deterministischen und stochastischen Strahlenschäden auf ein Minimum reduziert werden, gibt es in der heutigen Zeit eine geraume Menge an Schutzverordnungen, Grenzwerten und Überwachungssystemen, die auf landesweiter sowie zum Teil internationaler Ebene greifen.

Einer der Ersten, der die Notwendigkeit für Strahlenschutz und Reduktion der Dosis von ionisierenden Strahlen postulierte, war William Herbert Rollins. Schon kurz nach Entdeckung der neuen Röntgenstrahlen untersuchte er Anfang des 20. Jahrhunderts die Wirkung der Strahlen in Experimenten an Tieren und verfasste in Bezug auf seine Ergebnisse Maßnahmen zum Schutz vor den ionisierenden Strahlen wie zum Beispiel eine Maximaldosis oder die Abschirmung der Röntgenröhre [17].

Es dauerte jedoch weitere zehn Jahre bis die ersten Schutzmaßnahmen von der deutschen Röntgengesellschaft standardisiert und veröffentlicht wurden [17]. Dabei handelte es sich um ein Merkblatt, in dem der Schutz jeder Person, die mit den Röntgenstrahlungen in Kontakt kam, durch eine mindestens 2 mm dicke Bleischicht sowie dem größtmöglichen Abstand zu der aktivierten Röntgenröhre gefordert wurde. Des Weiteren wurde in dem Merkblatt ebenfalls vermerkt, dass jeder, der sich nicht ausreichend schützen kann, die Arbeit mit den Röntgenstrahlen verweigern darf ohne dadurch um seine Anstellung fürchten zu müssen [30].

Die erste Maximaldosis wurde von A. Mutscheller im Jahr 1925 vorgeschlagen. Er kalkulierte sie aus dem Schwellenwert für Hauterytheme und kam so auf eine Intensität von 700 mSv pro Monat, die er als tolerabel annahm [17].

Drei Jahre nach der sogenannten „Mutscheller-Dosis“, in 1928, wurde die International Commission on Radiological Protection (ICRP) gegründet, die noch im selben Jahr die ersten Empfehlungen bezüglich des Strahlenschutzes herausgab. In den letzten 90 Jahren hat sich die ICRP zu dem Fundament des Strahlenschutzes auf internationaler Ebene entwickelt. Auf sie ist auch das heute noch aktuelle ALARA-Prinzip zurückzuführen, das unter anderem Namen schon 1959 in Erscheinung trat und besagt, dass, unter Berücksichtigung der Bildqualität, stets die kleinstmögliche Dosis angewendet werden soll. Im Laufe der Zeit hat die ICRP immer wieder ihre Empfehlungen überarbeitet und an neueste Erkenntnisse angepasst. Die aktuellsten Richtlinien wurden im Jahr 2007 verabschiedet und gelten bis heute [31].

Für den Strahlenschutz auf europäischer Ebene besteht seit 1958 die European Atomic Energy Community (EURATOM), die seitdem dafür Sorge trägt, dass in den Mitgliedsstaaten gleiche Sicherheitsvorkehrungen und Richtlinien für die Exposition mit ionisierenden Strahlen gelten [32].

Erst Ende 2013 kamen neue Grundnormen in der Richtlinie 2013/59/Euratom hinzu, die nun auf nationaler Ebene umgesetzt werden sollen [5].

Die erste Röntgenverordnung trat am 08.01.1987 in Kraft und wurde seither sowohl im Jahr 2003 als auch im Jahr 2011 an die Richtlinien der EURATOM angepasst. Sie umfasst unter anderem die allgemeinen Vorschriften zu dem Gebrauch ionisierender Strahlen als auch die speziellen Anwendungsrichtlinien für den Einsatz von Röntgenstrahlung am Menschen und in der Forschung. Sie ist für alle Röntgeneinrichtungen und Störstrahler gültig, die in der Lage sind Elektronen mit einer Spannung von 5 keV bis 1 MeV zu beschleunigen [33].

Eine der einfachsten Möglichkeiten, um Personal und Patient vor überflüssiger Strahlenexposition zu schützen, ist die Speicherung und Archivierung von durchgeführten Interventionen. In der Röntgenverordnung ist unter anderem festgehalten, dass jegliche Röntgenbehandlungen bis zu dreißig Jahre aufbewahrt werden sollen, um Dopplungen von Untersuchungen und Bildaufnahmen zu vermeiden [33].

Ebenso ist in der Röntgenverordnung die überaus wichtige Tatsache festgehalten, dass eine medizinische Strahlenexposition grundsätzlich einer gerechtfertigten Indikation bedarf, bei der darüber hinaus der gesundheitliche Nutzen durch die Anwendung der radiologischen Intervention das Strahlenrisiko überwiegt. Des Weiteren sind alle Personen, die eine Tätigkeit mit Verwendung ionisierender Strahlen ausüben, dazu verpflichtet, jede überflüssige Strahlenexposition von Mensch und Umwelt zu vermeiden und stets die geringstmögliche Dosis anzuwenden [33].

Generell ist es ratsam, soweit dies umsetzbar ist, einen möglichst großen Abstand zu der Quelle der Röntgenstrahlen zu wahren, um dadurch die negativen Effekte der ionisierenden Strahlen gering zu halten. Daneben spielt auch das Einhalten des Abstandsquadratgesetzes eine bedeutende Rolle im Strahlenschutz. Den einflussreichen Effekt des Detektor-Patienten-Abstandes auf die Organdosis des Auges sowie die Ganzkörperdosis von Patient und Untersucher zeigten Koukorava et al. [34]. Da die Intensität der Strahlen am Detektor mit dem Quadrat der Entfernung von der Röntgenröhre nur noch ein Viertel beträgt, sollte die Distanz zwischen dem Brennfleck und dem Detektor gering eingestellt werden [26, 35].

Um beruflich exponierte Personen vor Strahlenschäden zu schützen, sind in der Röntgenverordnung Dosisgrenzwerte definiert worden, mit deren Hilfe das Risiko für stochastische Strahlenschäden abgeschätzt werden kann. Die Werte basieren auf den Begriffen der „effektiven Dosis“ und der „Organdosis“. Während die Organdosis das Produkt aus der mittleren Energie in einem Organ und einem spezifischen Strahlungswichtungsfaktor beschreibt und stets für ein ganz bestimmtes Organ gültig ist, steht die effektive Dosis für die Summe aller dieser Organdososen. Beide haben die Einheit „Sievert“ (Sv) [33].

Die Jahresdosis für die durch das berufliche Umfeld mit Strahlen exponierte Bevölkerung wird in der unten angeführten Tabelle 1-2 aufgezeigt.

	Personen über 18 Jahre	Personen unter 18 Jahren
Effektive Dosis	20 mSv	1 mSv
Organdosis (Augenlinse)	20 mSv	15 mSv
Organdosis (Haut, Hand, Fuß)	500 mSv	50 mSv

Tab. 1-2 Dosisgrenzwerte pro Jahr nach §78 der Strahlenschutzverordnung

Neben diesen Dosisgrenzwerten existieren noch gesondert Grenzwerte für gebärfähige und schwangere Frauen. Im ersten Fall darf die Organdosis der Gebärmutter 2 mSv pro Monat nicht überschreiten. Schwangere dürfen sogar nur einer Organdosis der Gebärmutter von maximal 1 mSv während der gesamten Schwangerschaft ausgesetzt werden. Dieser Grenzwert entspricht der effektiven Dosis, die eine Einzelperson in der Bevölkerung pro Jahr erfahren darf [33].

Eine weitere Schutzmaßnahme vor der gesundheitsschädigenden Wirkung von ionisierenden Strahlen ist das Tragen von Schutzkleidung sowie die ständige Überwachung durch die Aufzeichnung der Dosis mit Hilfe von passenden Dosimetern. Besonders für die Tätigkeit in der interventionellen Radiologie und der Nuklearmedizin ist das Tragen von Bleischürzen mit einer Dicke von 0,35-0,5 mm während der Untersuchungen ein grundlegender Schutz vor der Strahlenexposition [26]. Des Weiteren belegten Koukorava et al., dass das Verwenden individuell ausgewählter Schutzbrillen einen signifikanten Beitrag zum Strahlenschutz der Augen leisten kann [34]. Neben der Röntgenverordnung stellt auch die Strahlenschutzkommission die Anforderung, dass Personendosimeter zu jeder Zeit während der Tätigkeit mit ionisierenden Strahlen bei sich geführt und an einer repräsentativen Stelle angebracht werden müssen. In regelmäßigen Abständen werden die Dosimeter ausgewertet, um die effektive Dosis zu ermitteln [33, 36].

Auch die Verwendung von Streustrahlenrastern sollte gründlich überlegt werden. Diese führen besonders bei der Durchleuchtung von dünnen Geweben zu keiner relevanten Verbesserung der Bildqualität, verursachen jedoch gerade bei Kindern eine signifikant höhere Strahlenbelastung. Dahingegen kann der Einsatz von modernen Flachbilddetektoren und Film-Foliensystemen hoher Empfindlichkeitsklassen zu einer Senkung der benötigten Dosis führen [37].

Genauso wichtig ist die Einstellung der richtigen Röhrenspannung. Je höher die Röhrenspannung ist, desto kürzer ist die Wellenlänge der erzeugten Strahlen. Diese sogenannte harte Strahlung ist im Gegensatz zu der weichen Strahlung (lange Wellenlänge) in der Lage das Gewebe sehr tief zu durchdringen und so schneller zu der benötigten Dosis am Detektor zu führen. Damit kann eine Reduktion der benötigten Röntgenimpulse erreicht und die Strahlenexposition gesenkt werden [1, 37, 38].

Um Personen in Abteilungen, in denen mit ionisierenden Strahlen gearbeitet wird, vor unnötigen oder gar unbewussten Strahlenexpositionen zu schützen, werden verschiedene Teilbereiche unterschieden. Zum einen gibt es den Überwachungsbereich, in dem eine effektive Dosis von mehr als 1 mSv pro Jahr erreicht werden kann. Er stellt die Grenze zu der allgemeinen Dosisbelastung der Bevölkerung dar. Zum anderen existiert ein Kontrollbereich, in dem die effektive Dosis 6 mSv pro Jahr überschreiten kann. Dieser Bereich muss ausreichend abgegrenzt und gekennzeichnet sein. Außerdem ist der Zutritt nur beschränkt genehmigt und bedarf einer ausführlichen Einweisung in den Strahlenschutz [26].

Eine spezielle Aus- und Weiterbildung ist Voraussetzung für die Arbeitserlaubnis mit ionisierenden Strahlen. Personen, die beruflich mit Röntgenstrahlen in Kontakt kommen, müssen mindestens alle fünf Jahre die erfolgreiche Teilnahme an Fortbildungen nachweisen können. Dadurch wird ein aktuelles Wissen über die Arbeit mit Strahlen und dem Schutz vor gesundheitsschädigenden Wirkungen garantiert [33].

Neben dem Strahlenschutz, den jeder Mensch selbst erzeugen kann, muss auch die optimale und dosissparende Einstellung der Geräte gewährleistet sein. Dafür ist in der Röntgenschutzverordnung vorgeschrieben, dass vor Inbetriebnahme und mindestens einmal im Monat eine Abnahme- oder Konstanzprüfung durchgeführt werden muss, durch die bestätigt wird, dass die erforderliche Qualität der Bildaufnahme mit möglichst geringer Strahlenbelastung stattfindet [33].

Da das Ausmaß der Strahlenbelastung bezüglich verschiedener radiologischer Interventionen heutzutage ziemlich genau bekannt ist, wurden über die Jahre Maßnahmen entwickelt, die sich speziell während der unterschiedlichen Diagnostiken einsetzen lassen und dadurch die Dosis für Patient und Untersucher minimieren [38, 39].

Computertomographische Diagnostik spielt mit über 65 Prozent Anteil an der medizinisch induzierten Strahlenexposition die größte Rolle bei dem Thema der Strahlenbelastung. Da die Anwendung dieser Art der Intervention stetig zunimmt, ist es besonders wichtig die Strahlendosis so weit wie möglich zu reduzieren. Hidjata et al. zeigten in ihrer Publikation von 1996, dass das Anwenden von Hodenkapseln und Schilddrüsenbleischutz bei Patienten während einer Computertomographie zu einer deutlichen Reduktion der extra- und intrakorporalen Dosisbelastung führt [40].

Ebenso konnten Argawal et al. mit ihrer Studie im Katheterlabor belegen, dass die Bewegungsenergie der Sekundärteilchen in der Luft, gemessen in Kerma, deutlich reduziert werden kann, wenn man die Bildfrequenz möglichst klein wählt und zugleich die Aufnahmen stets mit niedriger Dosisleistung durchführt [41].

1.5 Abbildungsphysik

1.5.1 Abstandsgesetz

Das Abstandsgesetz ist ein aus der Physik bekanntes Gesetz, das die Änderung der Dosis beziehungsweise der Intensität von Strahlen jeglicher Art in Abhängigkeit der Entfernung zwischen der Strahlenquelle und dem bestrahlten Objekt beschreibt.

Wird aus einer punktförmigen Quelle eine Strahlung erzeugt, so breiten sich die einzelnen Strahlen divergent in alle Richtungen aus. Befindet sich nun ein Objekt in dem Strahlengang treffen einige oder auch alle Strahlen auf das Objekt auf. Die Menge der Strahlen, die das Objekt treffen, ist zum einen abhängig von der Größe der Strahlenquelle als auch von der Größe des Objektes. Mit zunehmender Distanz zu der punktförmigen Quelle wird der Zwischenraum der einzelnen Strahlen immer größer. Dies führt zu einer Verminderung der Strahlendichte pro Flächeneinheit. Somit wird das Objekt mit seiner Entfernung von dem Fokus von immer weniger Strahlen getroffen (s. Abb. 1-4) [35, 42].

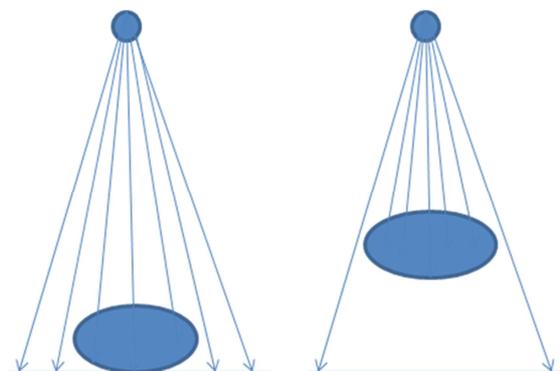


Abb. 1-4 Strahlenintensität in Abhängigkeit des Fokus-Objekt-Abstandes

Des Weiteren kann man mit Hilfe dieses Gesetzes auch auf die Dosis schließen, die auf das im Strahlengang befindliche Objekt einwirkt.

Geht man im Folgenden davon aus, dass es sich bei der Strahlenquelle um ein Röntgengerät handelt, an dessen Anode durch Elektronen ionisierende Röntgenstrahlen erzeugt werden, so ist jeder Strahl mit einer gewissen Energie versehen. Die Gesamtheit aller energiereichen Strahlen ergibt die Intensität des gesamten Strahlengangs. Auf das Objekt, bei dem es sich in diesem Sinne um einen Röntgenfilm handelt, der sich in einer gewissen Entfernung zu dem Fokus des Röntgengerätes befindet (source-to-image-distance), treffen, wie oben erläutert, eine bestimmte Anzahl an Strahlen auf und geben ihre Energie an den Röntgenfilm ab. Da sich die Fläche des Objektes mit jeder Verdopplung des Abstandes zu der Strahlenquelle quadriert, verringert sich die Intensität des Strahlenganges mit jeder Verdopplung auf ein Viertel der Gesamtdosis, da sich die Energie der Strahlen auf eine größere Fläche verteilen kann (s. Abb. 1-5).

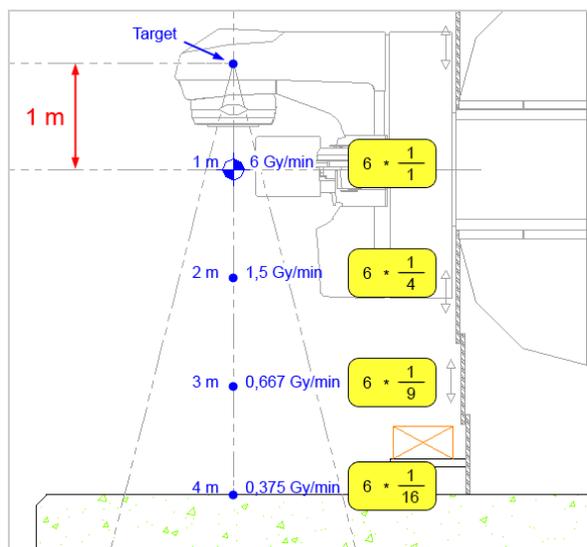


Abb. 1-5 Dosisleistung in Abhängigkeit der source-to-image-distance (SID)

Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass das Röntgengerät bei jeder Verdopplung des Abstandes das Vierfache an Intensität erzeugen muss, damit auf den Röntgenfilm eine konstante Dosis an Energie einwirkt [43].

Diese Tatsachen spielen besonders für die klinische Radiologie eine wichtige Rolle. Die in der Bildgebung entstehenden Aufnahmen basieren auf der Technik der Röntgenfilmschwärzung mittels der Röntgenstrahlen. Auf ihrem Weg von dem Brennfleck zu dem Röntgenfilm durchdringen die Strahlen den zu untersuchenden Patienten und werden je nach Wellenlänge, chemischer Zusammensetzung des durchleuchteten Areals sowie Dicke und Dichte des bestrahlten Körpers absorbiert und

gestreut [1]. Dies hat zur Folge, dass die Dosis, die den Röntgenfilm erreicht, geringer ist als die ursprüngliche Dosis, die am Fokus des Röntgengerätes entsteht.

Aufgrund dieser Tatsache und dem oben geschilderten zusätzlichen Verlust an Strahlenintensität am Röntgenfilm durch Vergrößerung der source-to-image-distance (SID) ist eine größere Hochspannung und damit die Erhöhung der Strahlenenergie und Durchdringungstiefe mit Zunahme der Parameter „Dicke“ und „source-to-image-distance“ notwendig, um eine aussagekräftige Schwärzung auf dem Röntgenfilm zu erreichen.

Trotz der erhöhten Dosisleistung kommt in der klinischen Routine immer wieder die Vergrößerung der source-to-image-distance in sogenannten Fernaufnahmen zum Einsatz, da das abzubildende Objekt in dieser Einstellung nahezu in natürlicher Größe dargestellt werden kann [1].

1.5.2 Bildunschärfe

Die Aufnahmen, die während der bildgebenden Diagnostik erstellt werden, sind oft auch noch im Nachhinein von großer Relevanz. Sie dienen der Befundung und Verlaufskontrolle und können in schwierigen Fällen auch an Kollegen weitergeleitet werden. Somit ist es notwendig, dass das entstandene Bild keine Unschärfe aufweist, die zu einem Verlust von kleinen Details in der Aufnahme führen können [44]. Für die Bildschärfe sind verschiedene Parameter verantwortlich, die im Folgenden kurz erläutert werden sollen.

1.5.2.1 Geometrische Unschärfe

Ein wichtiger Parameter für die Entstehung scharfer Aufnahmen ist die Größe des Brennpunktes, auch Fokus genannt. Die Konturen des abzubildenden Objektes sind umso unschärfer je größer die Halbschattenbildung, die mit Zunahme der Brennfleckgröße wächst, in der Aufnahme wird [44].

Des Weiteren ist die geometrische Unschärfe von den Abständen zwischen dem Fokus, dem Objekt und dem Röntgenfilm abhängig. Ein möglichst kleiner Fokus, der sich in größter Entfernung von dem Objekt befindet, sowie ein minimaler Abstand zwischen dem Objekt und dem Film führen zu einer Verminderung der geometrischen Unschärfe [44].

1.5.2.2 Innere Unschärfe

Ein weiterer Faktor, der hinsichtlich der Unschärfe des Bildes eine Rolle spielt, sind Verstärkerfolien. Sie dienen in erster Linie dazu die Empfindlichkeit des Röntgenfilmes gegenüber den auftreffenden Strahlen zu erhöhen. Dadurch kann die benötigte Belichtungszeit verkürzt werden und zu einer Senkung der Strahlenintensität führen. Mit dem Einsatz von Verstärkerfolien wird jedoch auf die Bildschärfe Einfluss genommen. Viele Folien arbeiten mit der Erzeugung von Licht, welches sich innerhalb der Folien diffus ausbreitet. Es entsteht eine sogenannte Folienunschärfe [1]. Eine effektive Maßnahme um diese innere Unschärfe zu verringern, ist der Gebrauch von feinkörnigen Filmen oder auf den Einsatz von Folien ganz zu verzichten [43, 44].

1.5.2.3 Bewegungsunschärfe

Die Bewegungsunschärfe kommt durch willkürliche und unwillkürliche Bewegungen des zu durchleuchtenden Objektes zu Stande. Hierbei handelt es sich in der klinischen Routine um Atembewegungen, Herz-, Magen- und Darm-Tätigkeit sowie die Bewegung der Extremitäten durch den Patienten. Ebenso können aber auch die Veränderung der Strahlenquelle oder des Bildempfängers zu der Unschärfe des Bildes beitragen [44].

Es bestehen mehrere Möglichkeiten diese Bewegungsunschärfe zu minimieren. So sind Atemübungen, die mit verschiedenen Kommandos wie „Einatmen, ausatmen, nicht atmen“ durchgeführt werden, ein effektives Mittel um die Unschärfe des Bildes zu senken. Ebenso führen eine optimale Lagerung und die genaue Einweisung des Patienten in den Untersuchungsablauf zu qualitativ hochwertigeren Aufnahmen [44]. Weiterhin können Verstärkerfolien, wie im oberen Teil bereits beschrieben, dazu beitragen, dass bei klassischen Röntgenaufnahmen kürzere Röntgenimpulse verwendet werden können. Dadurch wird erreicht, dass nicht nur die Strahlenbelastung des Patienten, sondern auch die Zeit, die der Patient stillhalten muss, reduziert werden kann, welches unmittelbar mit einer Verringerung der Bewegungsunschärfe einhergeht [1].

1.6 Abbildungsgeräte bildgebender Verfahren

1.6.1 Entwicklungsprozesse in der Bildgebung

Seit W.C. Röntgen die Röntgenstrahlung entdeckt und beschrieben hat, hat sich in den letzten knapp 120 Jahren auf dem Gebiet der bildgebenden Verfahren eine enorme Entwicklung zugetragen, die bis in die heutige Zeit die Medizin maßgeblich beeinflusst und prägt.

Die wichtigsten Entwicklungsprozesse sollen im Folgenden aufgezeigt werden [1, 45 - 60].

1898 wurde erstmals Wismutsalz als Kontrastmittel von J. Boas und M. Levy Dorn in Magen- und Darmuntersuchungen eingeführt.

1913 entwickelte W. D. Coolidge die Hochvakuumröhre mit Glühkathode. Mit dieser Neuentwicklung konnten deutlich höhere Leistungen der Röntgenröhre erreicht werden. Außerdem fand die bewegliche Streustrahlenblende durch den Röntgenologen G. Bucky Einzug in die medizinische Diagnostik.

Im Jahr 1924 wurde die Hartstrahlentechnik durch J. Gortan in die diagnostische Bildgebung eingeführt.

Ein weiterer großer Meilenstein ist 1930 dem Holländer A. Bouwers zuzuschreiben, der mit der Einführung der Drehanodenröhre aus Wolfram zu einer deutlich höheren Belastungsfähigkeit der Röntgenanlage beigetragen hat. Noch heute wird Wolfram neben anderen Metalllegierungen für den Bau der Anoden verwendet.

1954 wird der zu heutiger Zeit in nahezu gleicher Form verwendete C-Bogen von Lothar Diethelm und Hugo Rost konstruiert und 1955 von der Firma Philips unter dem Namen BV-20 in die klinische Routine eingeführt.

A. M. Cormack formulierte 1963 das Problem der unterschiedlichen Absorptionseigenschaften inhomogener Materie und veröffentlichte eine Arbeit zu der Berechnung der Absorptionsverteilung, um damit auf die Dosis des Patienten schließen zu können.

1963: Der erste Experimental-Scanner wird von Godfrey N. Hounsfield entworfen.

Schon 1967 begann G. N. Hounsfield mit den ersten Entwürfen eines modernen CT-Scanners. Realisiert wurden seine Ideen 1971 durch den Bau und die Anwendung des ersten klinischen CT-Kopf-Scanners in England. Die Ergebnisse präsentierte G. N. Hounsfield 1972 während eines britischen Radiologiekongresses. Für seine Arbeit erhielt er zusammen mit A. Cormack 1979 den Nobelpreis.

In seiner Arbeit „Computerized transverse axial scanning (tomography)“ von 1973 beschreibt G. N. Hounsfield zum ersten Mal die Möglichkeit der unterschiedlichen Fensterung von computertomographischen Aufnahmen mittels verschiedener Farbstufen, die bis heute unter dem Namen „Hounsfield-Skala“ Anwendung in der Befundung von CT-Aufnahmen findet.

Sieben Jahre nach der ersten computertomographischen Anwendung präsentierte C. A. Mistretta seine Arbeit über die nichtinvasive Darstellung des kardialen Gefäßsystems mittels digitaler Subtraktion. Die heute weitverbreitete digitale Subtraktionsangiographie (DSA) fand Einzug in die medizinische Diagnostik.

1989 stellten Willi A. Kalender, Peter Vock und Wolfgang Seissler auf dem 75. Jahrestreffen der Radiological Society of North America ihre Gedanken zu einer Spiral-CT vor. Diese Technik brachte bahnbrechende Fortschritte in der computertomographischen Diagnostik mit sich. Durch die kontinuierliche Rotation der Röntgenröhre um den Patienten wurde zum einen die Aufnahmezeit deutlich reduziert sowie die lückenlose Aufnahme des menschlichen Körpers möglich.

Im Jahr 1992 wurden die ersten Mehrzeilen-Detektor-Computertomographien auf den Markt gebracht und in den Jahren bis 2007 kontinuierlich von anfangs 2 Zeilen über 4 Zeilen bis hin zu 320 Zeilen mit einer Rotationszeit von 0,35 Sekunden in ihrer Leistung verbessert.

Die Entwicklung von Flachbilddetektoren um die Jahrtausendwende führte zu weiteren enormen Veränderungen in der Bildgebung. Ihr Einsatz macht es möglich filmlos zu arbeiten und die Bilder sind innerhalb weniger Sekunden volldigitalisiert verfügbar. Die klassischen Film-Folien-Systeme wurden durch diesen Fortschritt zunehmend ersetzt. Vor allem in der Radiographie und der Mammographie haben diese Detektoren einen großen Stellenwert erreicht.

Heutzutage können mit Flachbilddetektoren ausgestattete C-Bogen Systeme CT-ähnliche Bilder rekonstruieren. Diese Geräte sind besonders für die Erstellung von dreidimensionalen Angiographien sowie für den intraoperativen Einsatz interessant. Die sich dadurch ergebenden neuen Diagnose- und Interventionsmöglichkeiten verbessern nicht nur die interdisziplinäre Arbeit sondern auch den Workflow generell.

1.6.2 Einsatz von C-Bogen Systemen im klinischen Alltag

Die klinische Routine und das diagnostische und therapeutische Vorgehen im medizinischen Bereich haben sich in den letzten Jahren deutlich verändert. Der Einsatz von minimal-invasiven und interdisziplinären Eingriffen gewinnt immer mehr an Bedeutung im klinischen Alltag [63]. Ein Grund dafür liegt unter anderem in den Vorteilen, die diese Verfahren für den Patienten haben. Es konnte bewiesen werden, dass nicht nur der intraoperative Blutverlust, sondern auch die Komplikationsraten, der Bedarf an Schmerzmedikation und die Aufenthaltsdauer im Krankenhaus durch den Einsatz minimal-invasiver Techniken gesenkt werden kann [61, 62, 64].

Ebenso spielt für den wachsenden Einzug dieser Verfahren in die medizinische Praxis auch die Entwicklung und ständige Verbesserung bildgebender Verfahren eine ausschlaggebende Rolle. Sie ermöglichen dem Untersucher prä-, intra- und postoperative Kontrollen durchzuführen und vereinfachen und verbessern somit die Planung als auch das Endergebnis der Behandlung [65, 66, 67]. Dadurch bedienen sich nicht nur interventionelle Radiologen, sondern auch zunehmend andere Fachbereiche wie die Neurochirurgie und -radiologie, Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie sowie die Strahlentherapie und Orthopädie dieser fortschrittlichen Technologien [68 - 71].

Zu den innovativen Entwicklungen der Bildgebungsgeräte zählen auch robotisch-gesteuerte C-Bogen Systeme, wie der Artis Zeego von Siemens Forchheim. Der bodenmontierte Industrieroboter ist eine moderne Angiographieanlage, die durch einen multiaxialen C-Arm über eine besonders große Beweglichkeit und Flexibilität verfügt. Diese Eigenschaften spielen besonders intraoperativ eine große Rolle und machen den Einsatz von minimal-invasiven Eingriffen auch dort möglich, wo früher noch offene Operationen notwendig waren. Dies hat vor allem einen großen Einfluss auf die Indikationsstellung bei älteren und schwer erkrankten Patienten, für die ein offener Eingriff zu risikoreich wäre [72].

Durch die variable Einstellung des Isozentrums kann die Lage des Patienten auch während der Operation verändert werden. Diese Tatsache führt dazu, dass der Arbeitsraum zwischen Patient und Detektor während der Untersuchung variiert und bei Bedarf auch vergrößert werden kann ohne dadurch die hohen sterilen Anforderungen im Operationssaal zu gefährden oder Einbuße an der Bildqualität in Kauf nehmen zu müssen. Die Konsequenz, die sich aus der Möglichkeit eines größeren Spielraums zwischen Patient und Detektor für den Operateur ergibt, ist eine größere Vielfalt an Interventionen und intraoperativen Therapiemöglichkeiten, wie das Verschrauben von komplizierten Frakturen oder das Einführen von venösen oder arteriellen Kathetern unter intraoperativer Durchleuchtung sowie der Möglichkeit einer direkt anschließenden radiographischen Kontrolle. Ebenso wirken sich die flexiblen Einstellungsmöglichkeiten des Artis Zeego auch auf die anästhetischen Handlungsräume aus. Durch die seitliche Positionierung des C-Arms ist der Kopf des Patienten für die Anästhesisten zu jeder Zeit frei zugänglich [s. Abb. 1-6, 72].



Abb. 1-6 Artis Zeego, Angiographieanlage von Siemens Forchheim

Mit den C-Bogen Systemen können Körperstrukturen sowohl zwei- als auch dreidimensional dargestellt werden. Für die CT-ähnlichen Aufnahmen rotiert der C-Bogen mit Röntgenröhre und Detektor einmal um den im Isozentrum positionierten Patienten. Die entstandenen Bildsequenzen werden dann zu dreidimensionalen Abbildungen zusammengefügt. Mit der Option „landscape DynaCT“ kann, im Gegensatz zu früheren konventionellen Angiographieanlagen, ein fast doppelt so großes Körperareal simultan dargestellt werden [70].

Besonders in der Neuroradiologie und -chirurgie konnte schon mit verschiedenen Studien belegt werden, dass der intraoperative Einsatz mobiler C-Bogen Systeme das operative Ergebnis durch die visuelle Veranschaulichung und direkte Kontrollmöglichkeit positiv beeinflussen kann [72, 73]. Vor allem die „flat-panel detector computed tomography (FD-CT)“ ist eine beliebte Anwendungsmethode um Hämorrhagien bei Schlaganfallpatienten möglichst schnell zu detektieren oder sich generell einen Überblick über das Gefäßsystem und die Perfusion des Gehirns zu verschaffen [73].

Ebenso profitiert die Therapie bestimmter Tumorerkrankungen von der prä- und intraoperativen Anwendung bildgebender Geräte. Zum Beispiel deutet ein hoher parenchymaler Blutfluss in Lebertumoren auf ein höheres Ansprechen auf eine transarterielle Chemoembolisation hin [74]. Auch das therapeutische Vorgehen der Strahlentherapeuten wird von der modernen Bildgebung positiv beeinflusst. Durch detailliertere Informationen über die Lokalisation und Größe des malignen Areals können Radioembolisationen und Radiotherapien noch effektiver eingesetzt werden [75, 76].

Der vielfältige Einsatz der C-Bogen Systeme in modernen Hybrid-Operationsräumen birgt vor allem den Vorteil, dass die Patienten nach der bildgebenden Untersuchung nicht mehr umgelagert oder gar die Örtlichkeiten gewechselt werden müssen.

Röntgenbilder, einfache Durchleuchtungen sowie digitale Subtraktionsangiographien und volumetrische Computertomographien können in einem einzigen Raum angefertigt werden. Somit wird die interdisziplinäre und schnelle operative Versorgung des Patienten immer weiter verbessert [77, 78]. Diese und weitere Aspekte werden die Anwendung moderner Angiographieanlagen zukünftig noch häufiger werden lassen und die interdisziplinäre Zusammenarbeit in der klinischen Routine weiter ausbauen [79, 80].

1.7 Zielsetzung der Arbeit

Ziel der Arbeit war es zu untersuchen, inwiefern die Arbeit im Isozentrum bei Interventionen mit einem vergrößerten Objekt-Detektor-Abstand im Gegensatz zu der Arbeit mit dem kleinstmöglichen Objekt-Detektor-Abstand sicher durchzuführen ist. Hierbei ist besonders die Frage nach dem Strahlenschutz beziehungsweise dem Ausmaß der Veränderung der Gesamtkörperdosis sowohl für den Untersucher und sein Arbeitsteam als auch für den Patienten von großer Bedeutung gewesen. Um die aufgestellte Nullhypothese (H_0), in welcher davon ausgegangen wird, dass es keinen relevanten Unterschied in der Gesamtkörperdosis von Patient und Untersucher bei vergrößertem Objekt-Detektor-Abstand gibt, zu überprüfen, wurde zum einen ein Versuchskonzept erstellt, das am Modell zum Einsatz kam. Zum anderen fand die statistische Auswertung anonymer Datensätze aus der klinischen Routine statt. Als Grundlage für die Auswertung der ermittelten Messwerte diente unter anderem die bereits beschriebene Theorie, in der besonders das Abstandsquadratgesetz sowie die Bildschärfe eine wichtige Rolle spielen.

2 Material und Methoden

2.1 Geräte

2.1.1 Angiographieanlage: Artis Zeego (Siemens Forchheim)

Bei der Angiographieanlage, die für die Untersuchungen bereitstand, bei denen das Dosis-Flächen-Produkt sowie die Streustrahlung ausgewertet wurden, handelte es sich um das multiaxiale Angiographiegerät Artis Zeego von Siemens, das im Folgenden genauer erläutert werden soll.

Das Artis Zeego besteht aus einer komplexen Zusammensetzung von decken- wie auch bodenmontierten Systemen, die angiographische, interventionell-radiologische sowie kardiologische Verfahren möglich machen.

Der C-Bogen an sich ist durch seine flexible Positionierungsmöglichkeit in der Lage neben der senkrechten Durchleuchtung auch Projektionen in der left-anterior-oblique (LAO) und der right-anterior-oblique (RAO) durchzuführen. Die Steuerung des Gerätes wird durch eine Bedienkonsole ermöglicht, die an einer linken und rechten Normschiene befestigt werden kann.

Der zu untersuchende Patient befindet sich während der Diagnostik auf einem Lagerungstisch aus strahlendurchlässiger Kohlefaser. Die Tischplatte ist frei schwimmend und kann in eine Kopf-Tieflage und eine seitliche Kippung gebracht werden. Zudem verfügt die Angiographieanlage über eine Memory-Funktion, die es möglich macht die genaue Tischposition erneut anzusteuern. Für die spätere Versuchsdurchführung ist diese Funktion von großer Bedeutung.

Eine weitere Funktion des C-Bogens Artis Zeego ist die Erzeugung von CT-ähnlichen Bildern, bei denen der C-Bogen eine 360-Grad Rotation um den Patienten vollführt und somit die dreidimensionale Darstellung des abzubildenden Areals möglich gemacht wird. Diese Eigenschaft erfordert jedoch die Vergrößerung des Objekt-Detektor-Abstandes, da ansonsten der C-Bogen mit dem Lagerungstisch kollidieren würde.

Eine ausführliche Datenerhebung und Speicherung dieser wird mittels des RIS SiemensSyngo Workflow sowie durch das DICOM-System gewährleistet und dient als Grundlage für die Datenauswertung der Versuchsreihe nach jeder Untersuchung.

Die Röntgenröhre ist so im C-Bogen integriert, dass die Röntgenstrahlung während der Untersuchung stets unter dem Lagerungstisch erzeugt wird. Dies hat zur Folge, dass die Strahlung immer erst den Patiententisch und dann den Patienten selbst durchläuft. Die durchgedrungene Reststrahlung wird von einem elektronischen Halbleiter-Flachdetektor absorbiert, welcher sich oberhalb des Patiententisches befindet.

Der Abstand dieses Detektors zu dem auf dem Tisch gelagerten Objekt kann je nach Konstitution und Untersuchungsart variiert werden und stellt eine ausschlaggebende Funktion für die Durchführung der Studie dar (s. Abb. 2-1).



Abb. 2-1 Angiographieanlage Artis Zeego (Siemens, Forchheim)

2.1.2 Geigerzähler: Voltcraft HS-036

Für die Messung der Belastung des Untersuchers durch die Streustrahlung, die während der Untersuchung entsteht, kam der Geigerzähler Voltcraft HS-036 zum Einsatz, der an einer festgelegten Stelle in der Angiographie platziert wurde (s. Abb. 2-2, Abb.2-3, b).

Mit diesem Messgerät kann schwache radioaktive Strahlung in der Umgebung gemessen und über ein vierstelliges LC-Display abgelesen werden. Der Voltcraft HS-036 verfügt über die Eigenschaft sowohl Gamma- als auch Beta-Strahlung sowie die spezifische Aktivität des Radionuklids Cäsium 137 zu detektieren. Dabei liegen die Grenzwerte für die äquivalente Dosis (Gamma-Strahlung) bei 0,1 bis 99,99 $\mu\text{Sv/h}$ und für die Flussdichte der Beta-Strahlung bei 0,1 bis 99,99 $1/(\text{s}\cdot\text{cm}^2)$. Die für die durchgeführte Versuchsreihe wichtigen Grenzwerte der spezifischen Aktivität liegen bei $2\cdot 10^3$ bis $2\cdot 10^6$ Bq/kg. Ebenso ist mit dem Messgerät eine Schwellwertprogrammierung von 0,1 bis 16 $\mu\text{Sv/h}$ für eine Dauerüberwachung möglich, die im Rahmen dieser Untersuchungsmethode jedoch nicht zum Einsatz kam [81].



Abb. 2-2 Voltcraft HS-036 mit vierstelligem LCD

2.2 Experimentelles Modell

2.2.1 Versuchsaufbau

Ziel war es die standardisierten Untersuchungstechniken im klinischen Alltag möglichst exakt zu simulieren. Hierzu wurde ein Versuchsaufbau entwickelt, bei dem an einem Phantom eine Messreihe mit relevanten Parametereinstellungen während einer gängigen Intervention durchgeführt wurde. Dabei stand in erster Linie die Auswirkung der Veränderungen des Objekt-Detektor-Abstandes auf das Phantom im Vordergrund.

Der zu untersuchende Patient wurde durch eine handelsübliche Wäschewanne imitiert, die auf dem Untersuchungstisch platziert und mit einer Wassersäule befüllt wurde, um die Zusammensetzung des menschlichen Körpers, der zu 55 bis 65 Prozent aus Wasser besteht, nachzuahmen [82]. Die Höhe der Wassersäule wurde in der Mitte der Wanne mit einem Zollstock bestimmt und betrug 16,8 cm (Abb. 2-3, a). Zusammen mit dem Wannenboden betrug die Dicke des Phantoms 17 cm.

Um einen festen Messabstand zu gewährleisten, wurde der Röntgentisch vollständig Richtung Fußende eingestellt sowie der oben beschriebene Voltcraft HS-036 an einem festgelegten Ort im Angiographieraum positioniert. Hier wurde darauf geachtet, dass es sich um eine Stelle handelt, die üblicherweise von Mitgliedern des Untersuchungsteams während Interventionen eingenommen wird, um die Aussagekraft der Messergebnisse für die klinische Routine zu optimieren. Der Abstand zwischen der Wanne und der Messposition des Geigerzählers wurde mit Hilfe eines Meterstocks bestimmt. Dieser betrug 265 cm bis zu der Wannenmitte (Abb. 2-3, b).

Für diese Untersuchung wurde eine bestimmte Programmeinstellung am Artis Zeego konstruiert. Die Messdauer wurde auf eine Gesamtlänge von 6 Sekunden festgelegt, währenddessen zwei Bilder pro Sekunde aufgenommen wurden und somit insgesamt zwölf Bilder, im Sinne einer angiographischen Serie, entstanden (Abb. 2-4).

Damit der Versuchsablauf möglichst genau dem einer klinischen Routineuntersuchung am Patienten ähnelt, musste gewährleistet sein, dass sich die Wanne während der Messungen mit einer source-to-image-distance (SID) von 120 cm auch wirklich im Isozentrum der Röntgenanlage befindet. Mit der Einstellung der Strecke Tisch-Isozentrum auf -16 cm konnte die korrekte Objektlagerung gesichert werden (Abb. 2-5).

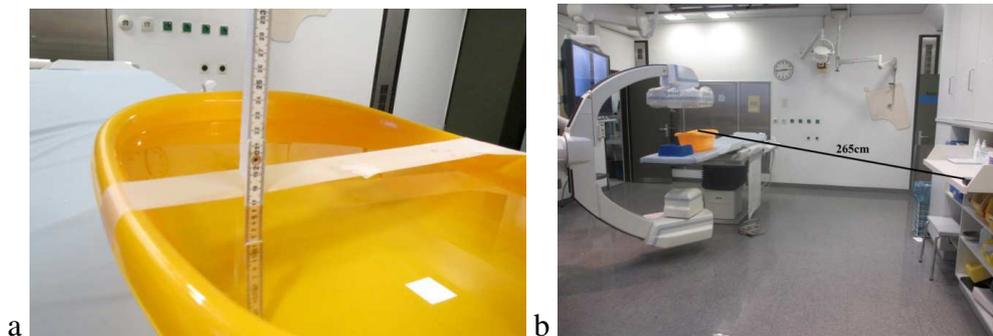


Abb. 2-3 a: Wassersäule in der Wäschewanne; b: Aufbau des Modells

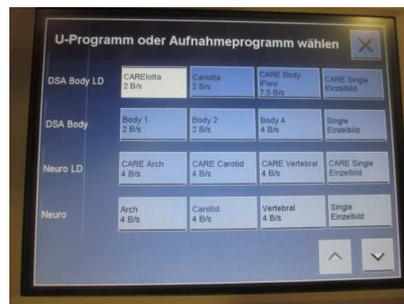


Abb. 2-4 Programmeinstellung im Artis Zeego System

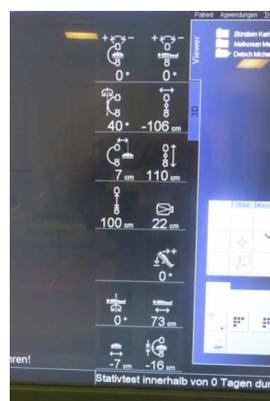


Abb. 2-5 Einstellung der Tisch- und Detektorposition

2.2.2 Durchführung der Dosismessung

Für die Messungen am Modell wurde in zwei hintereinander laufenden Versuchsreihen der Objekt-Detektor-Abstand variiert und die oben beschriebene Konstruktion geröntgt, so dass jeweils Werte für die Arbeit im Isozentrum als auch Werte für einen geringeren Objekt-Detektor-Abstand aufgezeichnet wurden.

In den erhobenen Datensätzen wurde der Detektor jeweils zwischen einer SID von 100 cm sowie 120 cm im Wechsel verstellt.

Um die Auswirkungen zu ermitteln, die bei Veränderungen des Objekt-Detektor-Abstandes während der Untersuchung mit der robotergestützten Röntgenanlage entstehen, wurde die Messreihe unter wechselnden Bildformaten beziehungsweise Zoomstufen durchgeführt. Diese betragen sowohl bei einem Abstand von 100 cm als auch bei einem Abstand von 120 cm je einmal 11 cm, 16 cm, 22 cm, 32 cm, 42 cm und 48 cm, so dass eine Gesamtmenge von sechs Wertepaaren zustande gekommen ist.

Bei jeder angiographischen Serie wurde das konstruierte Artis Zeego-Programm angewendet und somit die Gesamtdosis in $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$, die das Phantom erfahren hat, als auch die Strahlenbelastung pro Sekunde in μGy gemessen. Die Werte wurden in einem digitalen Protokoll festgehalten und ausgedruckt.

Für die Erhebung der Dosisbelastung des Untersuchers kam der fixierte Geigerzähler zum Einsatz. Der Geigerzähler wurde zwischen jeder Messung zurückgesetzt und hat somit jeweils nur die Streustrahlung während der 6-sekündigen Belichtungszeit aufgezeichnet. Die Werte wurden für jede Einstellung individuell erhoben und schriftlich notiert (Abb. 2-6).



Abb. 2-6 Voltcraft HS-036 im Einsatz

2.2.3 Versuchsaufbau und -durchführung für die Ermittlung der Auflösungs­differenz

Um die Änderung des Auflösungsvermögens in Hinsicht auf den Objekt-Detektor-Abstand darzustellen, wurde eine weitere Messreihe durchgeführt.

Für die Simulation des Patientenkörpers wurde die Waschwanne erneut auf dem Untersuchungstisch positioniert und mit einer 15 cm hohen Wassersäule befüllt. In der Mitte der Wanne wurde ein kleiner Plastikbehälter fixiert, dessen Oberfläche etwas über die Hälfte der Wassersäule reichte (Abb. 2-7). Dadurch wurde sichergestellt, dass sich die Platte mit dem Testmuster ein Drittel unterhalb der Wasseroberfläche befindet, um möglichst adäquat die in der klinischen Routine zu untersuchenden inneren Organe zu simulieren.

Damit die Differenz möglichst genau ermittelt werden konnte, wurde das oben beschriebene Serienprogramm im Artis Zeego System verwendet.

Die Auflösungs­differenz bezüglich der source-to-image distance von 100 cm und 120 cm wurde mittels der Anfertigung von je einer angiographischen Serie pro Detektorabstand von dem in der Waschwanne platzierten Auflösungsprüfkörper ermittelt.

Die hierbei entstandenen Bilderreihen von je zwölf Bildern wurden durch die Software der Angiographieanlage im Computer abgespeichert und konnten somit nach der Durchführung der Messreihen miteinander verglichen werden.

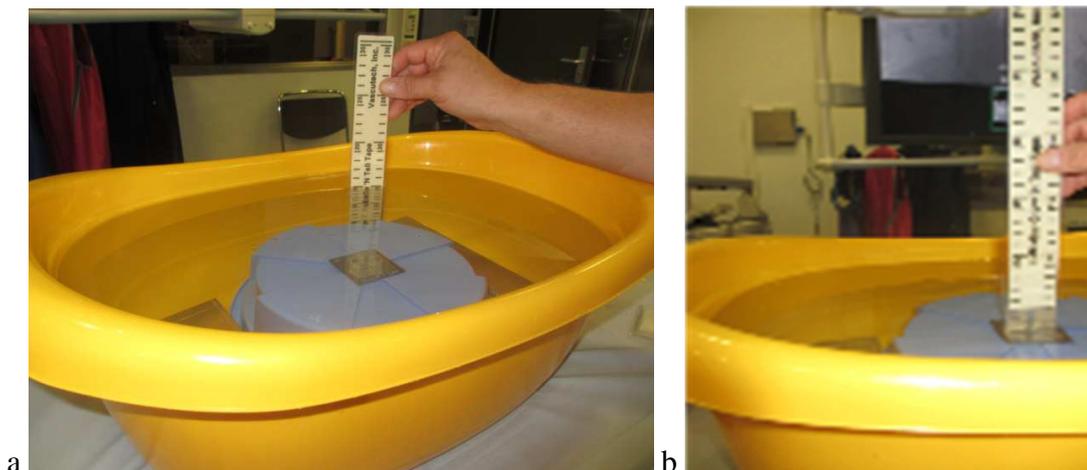


Abb. 2-7 a: Wanne mit 15cm Wassersäule; b: Platzierung des Testmusters

2.3 Klinische Methode

2.3.1 Dosismessungen in der klinischen Routine

Die in die Studie aufgenommenen Dosismessungen während radiologischer Interventionen fanden im Zeitraum von April 2013 bis November 2013 im Universitätsklinikum Großhadern statt. Dabei wurden nur die Untersuchungsprotokolle in die Auswertung aufgenommen, bei denen aufgrund der diagnostischen Relevanz ionisierende Strahlung angewendet werden musste. Zudem beinhaltet die Studie nur Interventionen, bei denen durch den Einsatz von Arbeitsmaterial oder die Anforderung an einen sterilen Arbeitsbereich die Lagerung des Patienten im Isozentrum, sprich eine source-to-image-distance von 120 cm, notwendig war. Ferner bestand die Anforderung, dass während der Eingriffe die Anfertigung von mindestens zwei angiographischen Serien notwendig wurde. Es entstand somit keine zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten oder das Untersuchungsteam.

Bei den eingeschlossenen Untersuchungen waren die Patienten in Rückenlage auf dem Untersuchungstisch gelagert, so dass jede Untersuchung mit einem posterior-anterioren Strahlengang durchgeführt wurde.

Wann immer es prä-, intra- oder postinterventionell möglich war die source-to-image-distance zu reduzieren, wurden angiographische Serien mit einer SID von 100 cm angefertigt.

Insgesamt wurden Daten in allen einstellbaren Zoomstufen (11 cm bis 48 cm) erhoben.

Für jede angiographische Serie während der Interventionen wurde parallel die Streustrahlung ermittelt.

Für die Messungen der Strahlenbelastung des Untersuchers wurde der Geigerzähler, wie bei dem experimentellen Modell, an einer festgelegten Stelle im Raum positioniert, sodass der Abstand zwischen Zentralstrahl und Messgerät stets der gleiche war. Dabei wurde zu jeder Zeit darauf geachtet, dass sich keine Störquellen, wie weitere Personen oder andere absorbierende Objekte, im Strahlengang zwischen Zentralstrahl und Geigerzähler befanden, sodass es zu keiner Abschwächung der zu bestimmenden Streustrahlung kommen konnte.

Für jede angiographische Serie wird automatisch während jeder Intervention durch die Software der Angiographieanlage das Dosis-Flächen-Produkt (DFP) des Patienten berechnet und in einem Untersuchungsprotokoll gespeichert. Es stellt die Strahlenbelastung des Patienten während einer angiographischen Bilderserie dar. Alle in die Studie eingeflossenen Ergebnisse wurden postinterventionell anonymisiert und nach Beendigung des Erhebungszeitraumes für die statistische Auswertung übermittelt.

3 Ergebnisse

In den folgenden Abschnitten werden die erhobenen Daten detailliert ausgeführt, um ihre Bedeutung für die Tätigkeit in der diagnostischen Bildgebung im späteren Verlauf zu erläutern.

3.1 Verhältnis der Dosisbelastung hinsichtlich des Detektorabstandes im Modellversuch

Alle Messdaten, die im experimentellen Modellversuch erhoben worden sind, sind im Folgenden ausgewertet. Hierbei handelt es sich um die Messungen, die jeweils für die unterschiedlichen Bildformate angefertigt wurden.

3.1.1 Messung mit dem Artis Zeego System

In der unten aufgeführten Abbildung 3-1 sind die beiden Mittelwerte des DFP für die jeweilige SID dargestellt.

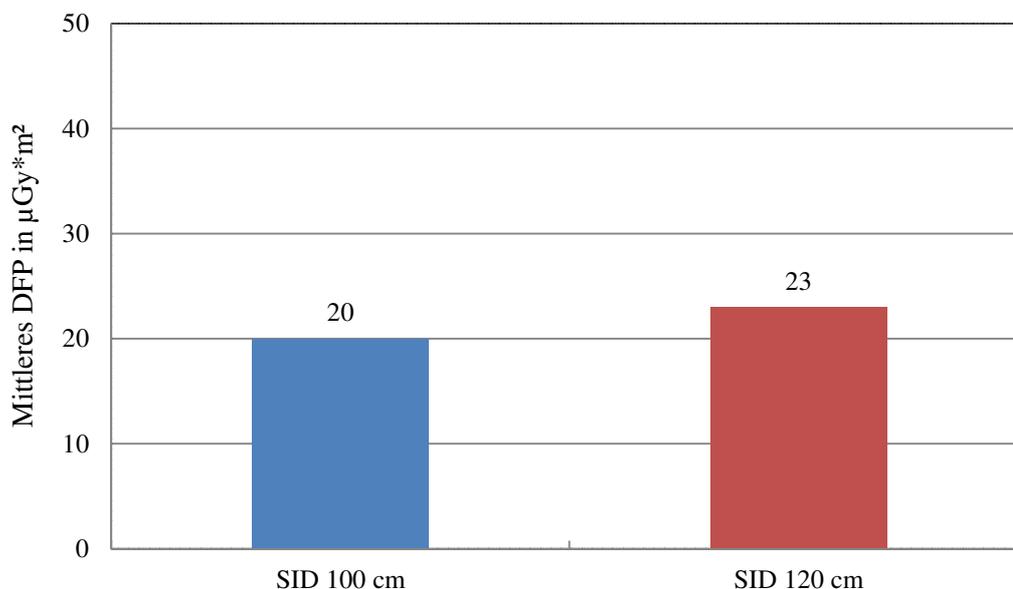


Abb. 3-1 Mittelwerte des DFP im experimentellen Modell

Das Diagramm zeigt einen leichten Anstieg der Messwerte für die vergrößerte SID von 120 cm.

Unterzieht man die gesamte Datenmenge aller Messungen einem diagnostischen Test, so ergibt sich ein p-Wert von kleiner 0,05. Bei dem hier angewandten Test handelt es sich um einen T-Test für verbundene Stichproben, bei dem die Werte zu Paaren verbunden sind. Aufgestellt wurden sämtliche T-Tests dieser Arbeit mit dem Programm „Statistical Program for the Social Science“ (SPSS). Das Signifikanzniveau des Tests wurde auf 5 Prozent festgelegt, das entsprechende Konfidenzintervall umfasst somit zu 95 Prozent den Mittelwert der Differenzen. Die Bedeutung der Ergebnisse wird durch den p-Wert widergespiegelt. Um die Nullhypothese beizubehalten muss dieser größer als 0,05 sein, denn dann kann von keiner signifikanten Differenz zwischen der Strahlenbelastung unter den beiden Detektor-Einstellungen ausgegangen werden. Ein p-Wert kleiner 0,05 entspricht demnach einer signifikanten Differenz und hätte zur Folge, dass die Nullhypothese verworfen werden müsste. Im vorliegenden Fall ergibt sich bei dem Vergleich der Mittelwerte für einen Abstand von 100 cm und einem Abstand von 120 cm $t(9) = 4,569$ mit einem p-Wert von 0,00135 (s. Tab. 3-1).

Paarige Differenzen							
Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz		t	df	p-Wert
			Untergrenze	Obergrenze			
2,525	1,748	0,553	1,275	3,775	4,569	9	0,001

Tab. 3-1 Verbundener T-Test für die Differenz des mittleren DFP im Modellversuch

3.1.2 Messung mit dem Geigerzähler

Bei dem folgenden Diagramm in Abbildung 3-2 handelt es sich um die Darstellung der Mittelwerte, die aus den einzelnen Werten, die im experimentellen Modell mittels des Geigerzählers während der angiographisch erstellten Serien entstanden sind, ermittelt wurden.

Da sich der Voltcraft HS-036 nicht am gleichen Standpunkt wie der Untersucher befand, sind die gemessenen Werte als relative Ergebnisse anzusehen. Zwischen der Wanne und dem Geigerzähler lag in jeder Versuchsreihe eine Entfernung von 265 cm.

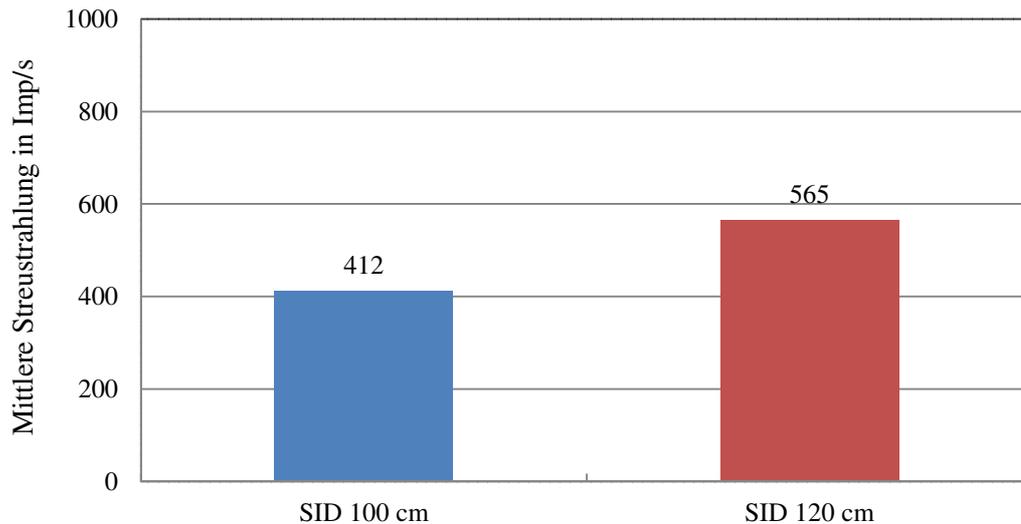


Abb. 3-2 Mittelwerte der Streustrahlung im experimentellen Modell

Wie schon bei dem DFP kann auch hier eine Zunahme der Streustrahlung während der Vergrößerung des Objekt-Detektor-Abstandes festgestellt werden.

Paarige Differenzen							
Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz		t	df	p-Wert
			Untergrenze	Obergrenze			
152,800	66,138	20,915	105,288	200,112	7,306	9	<0,001

Tab. 3-2 Verbundener T-Test für die Differenz der mittleren Streustrahlung im Modellversuch

Die Differenz der beiden Mittelwerte von 153 Imp/s wurde ebenfalls auf ihre Signifikanz überprüft. Um ein vergleichbares Ergebnis zu erhalten, fand erneut der T-Test für eine verbundene Stichprobe Verwendung. Der Test lieferte $t(9) = 7,306$ mit einem p-Wert von 0,000045, welcher der Tabelle 3-2 zu entnehmen ist.

3.2 Verhältnis der Dosisbelastung hinsichtlich des Detektorabstandes in der klinischen Routine

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=100\text{cm}$	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=120\text{cm}$	Streustrahlung Imp/s; d=100cm	Streustrahlung Imp/s; d=120cm
1	Niere	32	187,23	170,64	1253	1480
		22	131,65	113,92	1412	1456
2	SIRT	32	144,21	193,53	1587	1569
		32	148,21	199,69	1568	1492
3	SIRT	32	122,13	176,44	1475	1596
		22	126,38	113,64	1798	1549
4	SIRT	32	257,53	227,84	1589	1600
		22	167,51	174,72	1603	1885
		42	234,2	326,88	1566	1559
5	Port	32	25,73	26,6	500	744
6	Port	32	31,72	32,53	627	908
7	Myom- embolisation	32	261,62	237,20	1604	1605
		32	262,40	245,06	1602	1585
		42	228,92	341,87	1559	1469
		42	306,76	320,57	1090	1488
		42	327,86	332,61	1080	1479
		42	236,11	339,05	1501	1463
8	Port	32	23,54	26,76	459	754
9	Port	32	48,37	48,84	966	1334
10	Port	32	64,57	62,65	1283	1550
11	Port	42	44,33	51,72	506	759
12	Niere	42	143,60	170,84	1563	1591
		22	69,08	92,08	1390	1461
		22	96,76	92,96	1249	1481
		32	107,28	164,92	1288	1566
13	Port	32	62,58	50,84	1190	1337
14	SIRT	42	166,84	302,27	1562	1497
		22	137,39	118,48	1619	1609

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP μGym^2 ;d=100cm	DFP μGym^2 ;d=120cm	Streustrahlung Imp/s;d=100cm	Streustrahlung Imp/s;d=120cm
14	SIRT	32	262,71	226,32	1526	1527
15	SIRT	32	84,00	132,34	1565	1264
		32	84,43	137,78	1571	1328
		22	68,83	91,75	1502	1573
16	SIRT	32	308,56	309,45	1366	1330
		42	459,29	419,51	1182	1152
17	TcA-Leber	32	409,79	440,85	1533	2285
		22	333,70	261,24	2622	2802
		42	565,83	506,28	1152	1173
18	SIRT	32	86,51	102,32	1524	1571
		42	93,45	104,67	1067	1560
		32	84,84	143,1	1537	1384
		22	98,13	95,64	1303	1522
		42	81,71	102,21	962	1629
19	TcA-Leber	42	126,85	168,07	1471	1563
		32	131,51	178,54	1538	1573
		42	113,39	165,19	1325	1553
20	Port	42	59,48	67,85	601	1033
21	Port	48	230,68	238,96	1098	1128
22	Port	32	26,69	28,52	533	801
23	Port	32	46,64	52,21	901	1396
24	TcA-Leber	42	105,05	120,62	1201	1593
		32	93,60	168,01	1580	1613
		48	131,14	153,79	1136	1588
25	TcA-Leber	48	101,42	115,62	997	1434
		42	84,48	88,98	810	1235
		48	98,58	123,27	873	1533
		48	109,59	127,37	965	1561
		32	136,90	166,66	933	1583

Prot	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=100\text{cm}$	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=120\text{cm}$	Streustrahlung Imp/s; d=100cm	Streustrahlung Imp/s; d=120cm
25	TcA-Leber	42	86,98	106,01	1016	1595
26	Port	42	55,25	75,66	1198	1213
27	Port	32	66,08	78,44	1310	1386
28	Port	32	7,00	7,80	963	1119
29	Port	32	10,30	10,30	1313	1036
		32	9,80	9,80	1270	1344
30	Port	42	70,40	58,30	2658	1718
31	Port	42	3,50	3,5	420	411
32	SIRT	42	240,90	350,12	1319	1181
		22	158,68	136,00	1510	1524
		32	228,13	216,90	1355	1359
		32	226,84	218,16	1342	1365
33	SIRT	42	60,66	74,62	697	1180
		32	60,65	77,57	1157	1280
34	Niere	42	329,40	519,50	3826	3720
		16	282,80	215,60	3472	3834
		16	263,60	233,30	3808	3761
		16	283,80	216,80	3815	3820
		16	282,30	388,60	3667	3862
		22	420,40	414,50	3693	3892
35	SIRT	32	68,47	100,66	1260	1545
		22	61,30	84,16	1343	1477
36	TBVT	22	124,59	108,76	1557	1296
		48	113,05	137,73	1033	625
		48	43,69	55,16	650	937
		48	13,28	19,20	212	348
		48	6,76	8,36	133	161
37	SIRT	42	247,26	337,17	1516	1474
		32	249,31	221,36	1573	1584

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=100\text{cm}$	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=120\text{cm}$	Streustrahlung Imp/s; d=100cm	Streustrahlung Imp/s; d=120cm
38	SIRT	32	47,12	59,51	811	1250
		22	41,92	65,16	979	992
39	TcA-Leber	32	137,55	181,67	1572	1582
		42	125,02	166,33	1429	1571
		32	141,73	184,45	1558	1567
40	PTA	48	30,21	37,61	380	563
		42	17,83	22,72	295	367
		48	27,41	32,83	384	483
		48	26,53	32,68	331	486
		32	14,48	20,00	472	672
		48	13,29	18,08	292	455
41	Port	32	46,56	44,24	897	1202
42	Port	42	65,37	47,75	666	754
43	Beinphlebo- graphie	48	7,70	7,30	1000	1141
		48	7,40	7,90	901	966
44	Iliaca-Stent	32	106,25	166,88	1308	1599
		22	99,00	98,64	1356	1542
		16	66,43	57,20	478	874
		42	106,36	168,12	1239	1336
45	Nadelangio- graphie	48	49,17	62,10	658	978
		48	19,36	25,17	252	329
		48	10,36	12,89	140	197
		48	6,28	8,44	131	180
46	Nadelangio- graphie	48	68,89	77,03	606	966
		48	23,12	29,32	231	381
47	Port	48	95,51	100,78	790	1211
		48	100,94	105,64	831	1276

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP μGym^2 ;d=100cm	DFP μGym^2 ;d=120cm	Streustrahlung Imp/s;d=100cm	Streustrahlung Imp/s;d=120cm
48	Beinphlebo- graphie	48	298,71	374,43	1390	1526
		48	288,00	338,97	1362	1321
		48	68,49	75,65	629	957
		48	20,88	24,93	167	321
49	SIRT	42	386,02	358,30	1289	1304
		32	270,87	242,40	1321	1304
		32	285,47	267,20	1399	1325
		22	185,67	186,51	1496	2007
		22	188,28	213,65	1463	2303
50	Port	32	16,79	19,04	366	548
51	SIRT	42	260,80	294,90	3777	3645
		22	244,10	208,80	3835	3863
52	Port	48	87,31	85,68	747	1091
53	SIRT	32	104,09	163,81	1315	1594
		22	118,23	109,80	1596	1599
		22	126,36	105,44	1589	1596
		32	117,09	170,98	1458	1570
		16	75,28	64,91	1538	1566
		48	162,49	207,40	1428	1438
		22	119,80	109,76	1593	1598
54	SIRT	32	124,20	121,30	3365	3624
		22	88,80	97,20	3260	3473
55	TcA-Leber	42	445,56	387,10	1525	1498
		48	511,71	457,00	1408	1438
56	Lyse- Kontrolle	48	8,80	10,80	73	71
		48	3,40	4,70	31	25
		48	3,70	4,20	95	30
		48	18,50	26,30	474	491

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=100\text{cm}$	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=120\text{cm}$	Streustrahlung Imp/s; d=100cm	Streustrahlung Imp/s; d=120cm
57	Port	32	24,77	22,48	512	638
58	TACE	42	180,40	277,47	1254	1494
		48	177,02	342,09	1514	1383
59	Drainage	42	88,50	100,96	1019	1577
		48	101,67	121,94	931	1548
60	TcA-Leber	48	125,56	189,03	1094	1414
		32	136,69	182,93	1552	1547
		32	138,13	182,53	1568	1555
61	Port	32	58,16	54,85	1034	1193
62	Port	32	45,28	49,73	921	1394
63	Port	48	41,00	56,00	1795	2651
64	Nadelangiographie	48	34,00	36,50	2022	2492
		48	13,00	13,70	1634	1930
		48	4,90	6,30	1000	1155
65	PTC	32	180,82	188,76	1054	1190
		22	144,78	124,72	1529	1525
		48	183,83	227,89	1363	1336
		48	179,15	320,32	1365	1110
66	Nadelangiographie	48	4,19	4,92	132	135
67	TACE	42	159,64	164,99	1098	1603
		32	181,92	173,56	1253	1601
68	Splenoportographie	48	69,69	83,93	627	1055
		42	72,86	90,35	839	1441
69	Port	22	170,68	166,84	1537	1739
70	Port	32	23,82	25,25	480	726
71	PTC	32	50,45	75,74	966	1278
		22	57,31	85,40	1376	1577

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP μGym^2 ;d=100cm	DFP μGym^2 ;d=120cm	Streustrahlung Imp/s;d=100cm	Streustrahlung Imp/s;d=120cm
71	PTC	42	69,28	94,63	723	1461
72	Leberangio- graphie	42	136,27	176,51	1496	1518
73	TACE	48	113,73	130,78	1028	1561
		42	97,24	106,02	1140	1560
		42	85,01	102,07	998	1547
		32	91,23	93,21	1122	1568
74	TACE	32	326,40	342,30	1371	1582
		32	301,13	286,11	1310	1233
		22	174,68	188,31	1483	1915
75	PTC	42	132,84	182,80	1398	1194
76	SIRT	42	108,50	148,20	3264	3380
		22	104,70	140,60	3387	3575
77	SIRT	22	172,52	159,11	1536	1588
78	SIRT	32	136,80	133,50	3462	3705
		22	113,00	156,70	3402	3669
79	SIRT	32	201,47	204,76	1294	1467
		22	144,56	131,00	1615	1589
		32	215,57	205,72	1334	1432
80	SIRT	32	82,70	111,30	3541	3665
		16	57,80	69,30	2783	2779
		22	80,60	72,00	3337	3352
		32	90,30	120,00	3702	3774
81	SIRT	32	194,54	179,41	1289	1556
82	TACE	42	146,94	284,86	1507	1426
		22	151,03	137,79	1576	1552
		32	220,82	217,52	1450	1545
83	SIRT	32	81,70	108,40	3355	3452
		16	62,60	81,60	2802	2982

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP μGym^2 ;d=100cm	DFP μGym^2 ;d=120cm	Streustrahlung Imp/s;d=100cm	Streustrahlung Imp/s;d=120cm
84	Nadelangiographie	32	55,64	81,17	1077	1371
		48	34,99	38,64	536	679
		48	12,73	15,60	193	274
		48	5,56	7,48	118	133
85	Port	48	50,83	59,85	503	754
86	TcA-Leber	42	109,76	109,91	1242	1586
		48	136,38	141,17	1158	1531
87	Armphlebographie	22	14,60	13,20	1436	1680
88	TcA-Leber	48	509,90	458,98	1140	1152
		48	500,00	445,47	1148	1172
89	Port	42	46,30	39,00	2670	2756
90	Port	32	16,30	17,20	1390	1581
91	Port	48	145,48	133,15	1234	1524
92	Shunt-Kontrolle	42	4,36	5,64	157	237
		48	5,88	8,19	168	269
		32	5,07	6,20	216	303
93	Port	42	57,41	73,81	676	1202
94	Nadelangiographie	48	55,33	81,61	879	1511
		48	17,68	21,28	280	367
		48	7,96	10,28	138	195
		48	5,64	6,20	119	119
		22	22,17	38,34	939	942
95	Port	42	104,89	144,89	1173	1441
96	Port	42	86,00	87,94	995	1435
97	Shunt-Kontrolle	48	5,48	8,12	132	177
		48	3,48	3,80	122	125

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP μGym^2 ;d=100cm	DFP μGym^2 ;d=120cm	Streustrahlung Imp/s;d=100cm	Streustrahlung Imp/s;d=120cm
97	Shunt-Kontrolle	48	80,85	84,27	712	1066
98	Port	32	14,00	12,60	1362	1373
99	Port	32	67,00	84,60	3393	3367
100	Port	32	4,80	4,90	814	962
101	Nadelangiographie	48	38,40	38,81	328	496
		48	7,64	8,91	104	204
102	SIRT	32	197,40	325,90	3857	3863
		32	177,20	190,50	3914	3871
103	SIRT	32	302,02	278,28	1353	1321
		42	402,96	369,34	1222	1260
		32	286,84	256,94	1282	1281
104	SIRT	32	136,60	132,40	3538	3721
		22	93,60	130,10	3050	3077
105	SIRT	32	175,90	288,60	3860	3692
		22	229,00	189,90	3875	3870
		16	137,50	197,20	3850	3883
106	Port	48	17,00	28,40	1861	1805
107	Port	48	24,60	32,00	2620	2198
108	Nadelangiographie	48	123,34	138,26	1050	1516
		48	46,49	46,79	412	600
		48	13,84	16,00	181	298
		48	9,72	11,47	135	222
		48	5,48	6,44	130	139
		48	11,54	16,16	152	291
109	TcA-Leber	42	109,55	152,94	1258	1506
		32	89,21	162,03	1553	1575
110	Port	32	45,36	46,96	878	933

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP μGym^2 ;d=100cm	DFP μGym^2 ;d=120cm	Streustrahlung Imp/s;d=100cm	Streustrahlung Imp/s;d=120cm
111	PTA	22	33,92	47,38	1114	1206
		16	36,52	42,27	1011	1246
		22	32,48	43,20	1162	1166
		48	103,10	112,67	902	1414
112	Drainage	32	70,09	74,96	1380	1273
113	Nadelangio- graphie	48	45,78	52,45	368	630
		48	16,16	19,12	132	219
		48	6,44	8,60	130	149
		48	5,16	6,44	132	134
114	SIRT	42	772,70	676,80	2543	2391
115	SIRT	42	110,66	155,66	1209	1451
		22	114,77	106,60	1484	1572
116	SIRT	42	325,83	324,92	1176	1486
117	SIRT	42	89,78	103,26	1041	1582
		22	103,70	100,96	1421	1568
118	TACE	42	164,37	314,30	1515	1404
		42	167,59	324,95	1518	1394
		22	149,62	137,27	1570	1529
119	Port	32	14,96	12,03	290	345
120	Armphlebo- graphie	48	127,35	148,39	1001	1386
121	Port	32	35,19	37,85	708	1068
122	TACE	42	144,78	185,27	1536	1526
		32	154,88	203,01	1541	1503
		32	218,19	211,70	1409	1461
123	Armphlebo- graphie	48	106,38	105,15	818	1214
124	PTC	32	136,43	158,92	1480	1512
		32	129,80	178,23	1535	1512

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=100\text{cm}$	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=120\text{cm}$	Streustrahlung Imp/s; d=100cm	Streustrahlung Imp/s; d=120cm
124	PTC	22	123,74	107,76	1589	1606
		32	147,16	189,70	1508	1478
		48	203,80	357,75	1226	1073
125	Myom- embolisation	42	102,46	103,26	1199	1617
		32	79,89	135,45	1536	1349
		42	99,42	110,87	1167	1632
		42	106,83	162,06	1276	1599
		42	106,45	164,27	1252	1600
		32	131,48	180,31	1585	1641
126	Port	32	76,53	86,44	1588	1557
127	Transhepati- scher Port	22	71,50	66,40	3269	3635
		42	72,40	92,00	3265	3749
128	Port	32	22,10	20,00	2028	1993
129	Port	42	14,90	18,60	1379	1220
130	Port	32	23,83	25,48	495	752
131	Angiomyo- lipom	48	51,89	65,61	667	977
		32	43,12	52,29	775	1224
		22	28,28	29,88	800	1002
		22	27,96	28,68	794	909
		32	49,41	68,08	921	1131
132	Port	32	34,20	37,85	638	1049
133	Port	32	20,00	20,96	413	602
134	Port	32	104,72	131,56	1278	1223
135	Armphlebo- graphie	48	59,00	71,20	2909	3800
136	Nieren- blutung	32	173,54	190,04	1573	1523
		22	143,64	127,48	1589	1585

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP μGym^2 ;d=100cm	DFP μGym^2 ;d=120cm	Streustrahlung Imp/s;d=100cm	Streustrahlung Imp/s;d=120cm
136	Nieren- blutung	22	99,92	104,64	1570	1615
		22	103,28	104,72	1576	1579
		16	85,28	80,69	1571	1703
		22	144,40	126,12	1598	1582
		42	182,01	152,55	1506	1492
137	Port	22	14,88	11,24	575	566
138	Port	32	52,77	52,76	1053	1488
139	Varikozele	48	77,08	95,45	1170	1536
140	Port	32	21,44	21,36	452	614
141	SIRT	42	232,36	318,64	1322	1276
		22	167,56	163,90	1541	1656
142	Port	32	10,40	11,80	1365	1196
143	Port	32	14,80	13,00	1468	1411
144	Armphlebo- graphie	48	59,50	65,00	2847	3577
145	Port	22	9,56	7,64	375	390
146	Angiomyo- lipom	42	167,30	251,86	1538	1461
		22	129,45	120,68	1575	1593
		32	238,76	204,94	1505	1545
		48	304,79	385,34	1308	1371
		42	237,86	301,22	1409	1389
		42	238,46	308,87	1427	1408
		42	232,60	316,35	1462	1376
		42	293,04	307,98	972	1427
		42	239,00	330,77	1460	1388
		42	243,47	309,81	1436	1398
147	Armphlebo- graphie	48	46,09	49,56	388	608

Prot.	Untersuchung	Bildgröße cm	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=100\text{cm}$	DFP $\mu\text{Gym}^2; d=120\text{cm}$	Streustrahlung Imp/s; d=100cm	Streustrahlung Imp/s; d=120cm
148	Port	32	23,52	20,24	481	577
149	Shunt- Kontrolle	42	61,38	55,65	661	892
		48	15,76	13,36	143	173
		48	5,24	5,72	136	132

Tab. 3-3 Ergebnisse aus der klinischen Routine

Insgesamt konnten nach 8 Monaten 149 Untersuchungsprotokolle in die Studie aufgenommen und analysiert werden. Die Messungen waren bei über zwanzig verschiedenen Untersuchungsarten und Interventionen entstanden und es war eine Gesamtmenge von über 300 Datensätzen erhoben worden (s. Tab. 3-3).

3.2.1 Untersuchungsspektrum

Die Messwerte in der klinischen Routine wurden bei verschiedensten Untersuchungen und Interventionen aufgezeichnet. In den nachfolgenden Tabellen wird das gesamte Spektrum dargelegt.

Abdomen	
Selektive interne Radiotherapie (SIRT)	32
Technetium-Angiographie (TcA)	10
Transarterielle Chemoembolisation (TACE)	7
Perkutane transhepatische Cholangiographie (PTC)	4
Nierenteilembolisation	4
Perkutane transluminale Angioplastie (PTA)	2
Drainagewechsel	2
Splenoportographie	1
Transhepatischer Port	1
Leberangiographie	1
Gesamt	64

Thorax	
Portimplantation	40
Portkontrolle	17
Gesamt	57

Becken	
Myomembolisation	2
Angiomyolipom-Embolisation	2
Varikozele	1
Stentimplantation	1
Gesamt	6

Untere Extremität	
Phlebographie	2
Nadelangiographie	9
Lysekontrolle	1
Gesamt	12

Obere Extremität	
Armphlebographie	6
Shuntkontrolle	3
Nadelangiographie	1
Gesamt	10

Tab. 3-4 Untersuchungsspektrum

3.2.2 Messung mit dem Artis Zeego System

Die Messergebnisse, die als Mittelwerte aller einzelnen Messwerte mit Hilfe des Untersuchungsprotokolls der Artis Zeego Software für jede angiographische Serie ermittelt werden konnten, sind in dem Diagramm der Abbildung 3-3 ersichtlich.

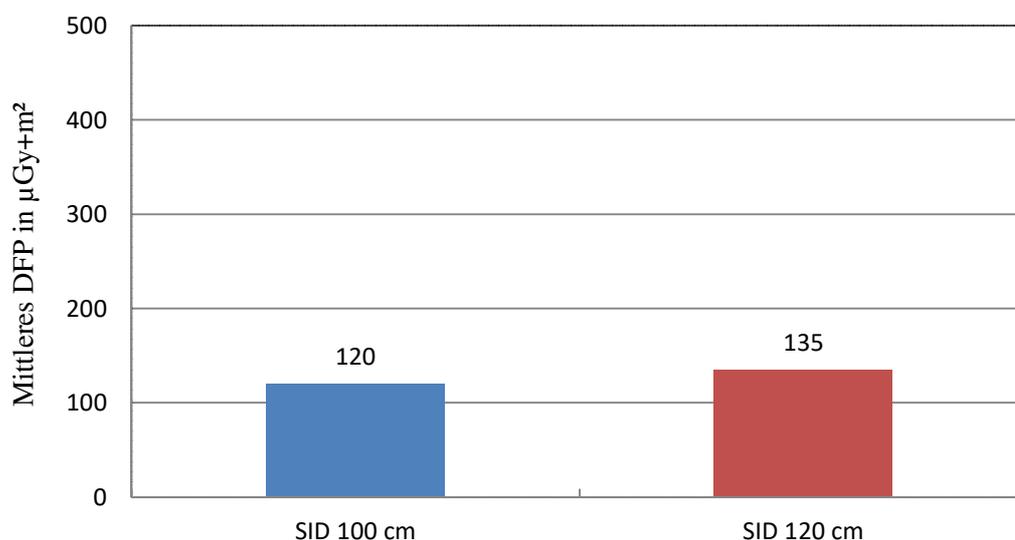


Abb. 3-3 Mittelwerte des DFP in der klinischen Routine

Das DFP bei einer SID von 120 cm, das während einer bildgebenden Diagnostik entsteht und die Strahlenbelastung des zu untersuchenden Patienten darstellt, ist auch in der klinischen Routine absolut höher als das DFP bei einer SID von 100 cm. Somit haben sich die Messergebnisse aus dem experimentellen Modell mit der Waschwanne für den klinischen Alltag bestätigt.

Mit Hilfe des diagnostischen T-Tests wurde auch für diese Messergebnisse gezeigt, dass eine Differenz der Werte für den jeweiligen Objekt-Detektor-Abstand nicht nur in absoluten Zahlen vorliegt. Der ermittelte p-Wert bei $t(331) = 7,332$ liegt für den Vergleich der beiden Mittelwerte von $120 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ bei einer SID von 100 cm und $135 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ bei einem Abstand von 120 cm bei $p = 1,05 \cdot 10^{-26}$ und somit weit unterhalb der Entscheidungsgrenze von $p \geq 0,05$.

Aufgrund des äußerst kleinen Wertes wurde der p-Wert in der Tabelle 3-5 mit $p < 0,001$ aufgelistet.

Paarige Differenzen							
Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz		t	df	p-Wert
			Untergrenze	Obergrenze			
15,221	37,825	2,076	11,137	19,304	7,332	331	<0,001

Tab. 3-5 Verbundener T-Test für die Differenz des mittleren DFP in der klinischen Routine

3.2.3 Messung mit dem Geigerzähler

Die berechneten Mittelwerte der gemessenen Strahlenbelastung für den Untersucher und sein Team während der bildgebenden Interventionen mit dem robotergestützten C-Bogen sind aus der folgenden Grafik in Abbildung 3-4 zu entnehmen.

Die Ergebnisse sind in Relation zu dem bestehenden Messabstand zwischen der Position des Geigerzählers und der des Untersuchers zu interpretieren.

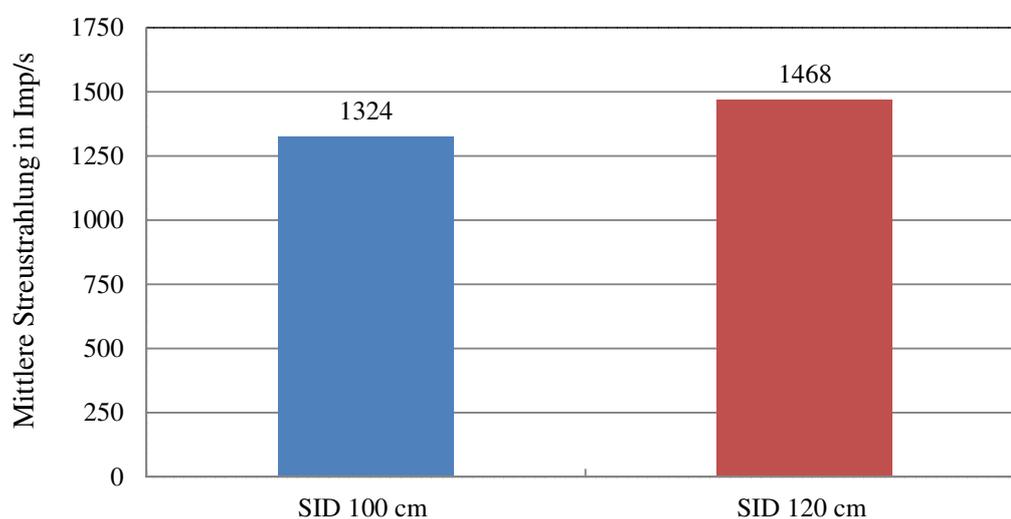


Abb. 3-4 Mittelwerte der Streustrahlung in der klinischen Routine

Es ist zu erkennen, dass die absolute Strahlenaktivität während der Untersuchungen mit Entfernung des Detektors von dem Patienten ansteigt. Die Differenz beläuft sich auf etwa 144 Imp.

Um die Aussagekraft der Differenz von 144 Imp. zu klären, wurde, wie zuvor für die anderen Messergebnisse, der T-Test für eine Stichprobe mit paarigen Werten angewendet. Das Ergebnis ist aus der unten aufgeführten Tabelle ersichtlich.

Paarige Differenzen							
Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz		t	df	p-Wert
			Untergrenze	Obergrenze			
144,250	224,611	12,327	120,001	168,499	11,7	331	<0,001

Tab. 3-6 Verbundener T-Test für die Differenz der mittleren Streustrahlung in der klinischen Routine

Der ermittelte p-Wert beträgt für die Differenz der Mittelwerte 0,00000000000175 und wird in der Tabelle 3-6 mit $p < 0,001$ dargestellt. Dies spiegelt das Ergebnis aus der Versuchsreihe des Modells wider, in der der p-Wert ebenfalls kleiner 0,05 war.

3.3 Verhältnis der Dosisbelastung hinsichtlich des untersuchten Körperteils

Um den Einfluss verschiedener Parameter auf die Messergebnisse aufzuzeigen, wurden die Messwerte in Hinblick auf ihre Erhebung in unterschiedlichen Interventionen getrennt. Für eine übersichtlichere Darstellung wurde das in Tabelle 3-4 aufgelistete Untersuchungsspektrum in fünf Hauptkategorien unterteilt. Für jede Kategorie wurde aus den einzelnen Messwerten der Mittelwert bestimmt.

3.3.1 Messung mit dem Artis Zeego System

Die berechneten Mittelwerte der jeweiligen Kategorie sind in der Abbildung 3-5 veranschaulicht.

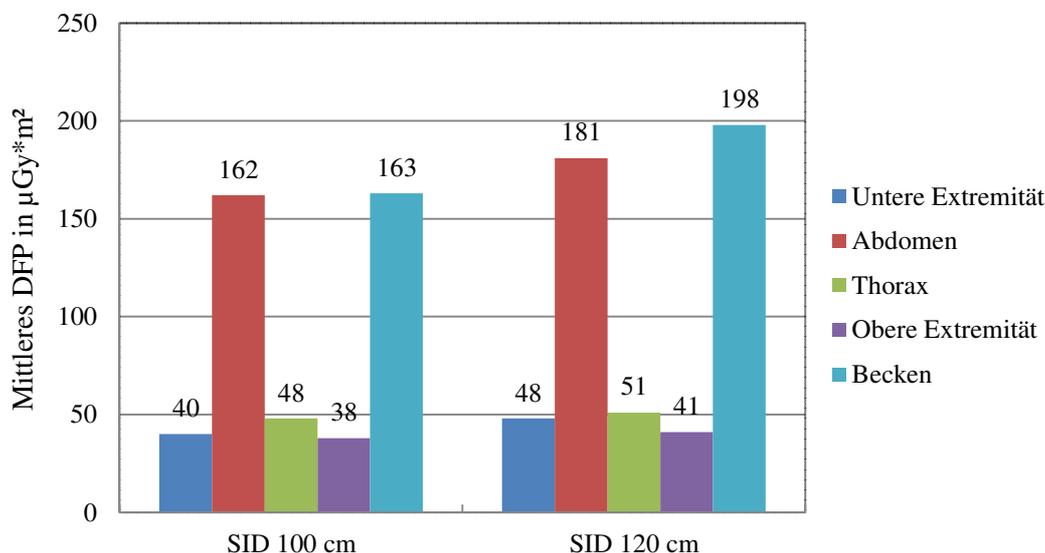


Abb. 3-5 Mittelwerte des DFP verschiedener Körperteile

Es zeigt sich, dass die Zunahme der Strahlenbelastung nicht nur von dem ODA abhängt, sondern auch die zu untersuchende Körperregion einen Einfluss auf die effektive Dosis nimmt.

Dickere Areale, wie Abdomen und Becken, führen zu einem erhöhten DFP, wohingegen dünne Körperteile, wie die untere und obere Extremität, eher ein kleines DFP aufweisen. Da es sich bei den Thoraxuntersuchungen fast ausschließlich um Portimplantationen gehandelt hat, wurde nur der oberste Schulterabschnitt geröntgt, der, im Vergleich zu dem restlichen Brustbereich, wesentlich schmaler ausfällt.

Zusätzlich zu diesen Ergebnissen ist festzustellen, dass die Mittelwerte jeder Kategorie für die SID von 120 cm in absoluten Zahlen höher sind als die bei einer SID von 100 cm.

Mit Hilfe des statistischen T-Tests wurde der p-Wert für alle fünf Differenzen der Mittelwerte der jeweiligen Körperabschnitte bestimmt. Exemplarisch wird in Tabelle 3-7 das Testergebnis für die Kategorie „Becken“ dargelegt. Es zeigt sich, dass die Differenz von etwa $35 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ einem p-Wert von 0,000031 entspricht. Für eine bessere Übersicht wurde das Ergebnis in der Tabelle als $p < 0,001$ notiert.

Paarige Differenzen							
Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz		t	df	p-Wert
			Untergrenze	Obergrenze			
34,704	40,301	7,124	20,174	49,234	4,871	31	<0,001

Tab. 3-7 Verbundener T-Test für die Differenz des mittleren DFP in der Kategorie „Becken“

Die Kategorie „Becken“ weist mit $35 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ die größte Differenz aus allen Kategorien auf. Trotzdem wurde auch für die Werte in den Untersuchungen des Abdomens und der unteren Extremität ein p-Wert $< 0,001$ errechnet. Ebenso ist in der Kategorie „Thorax“ $p < 0,05$. Lediglich für die Ergebnisse bei Interventionen im Bereich der oberen Extremität ist $p > 0,05$.

3.3.2 Messung mit dem Geigerzähler

Die Messergebnisse für die Strahlenaktivität, der der behandelnde Arzt und sein Team während der Untersuchungen ausgesetzt sind, sind in Abhängigkeit des jeweils zu untersuchenden Körperteils in Abbildung 3-6 zusammengefasst.

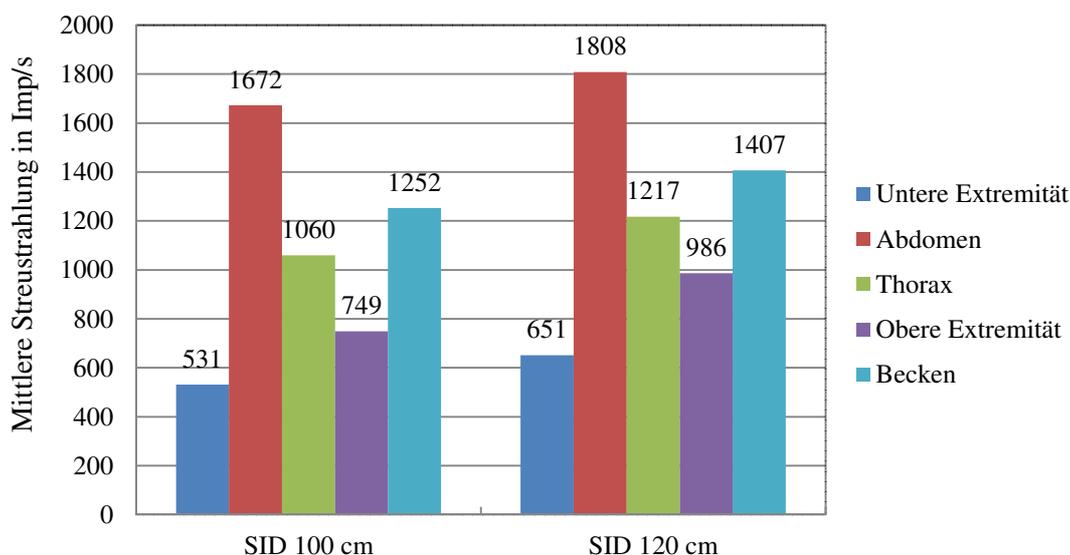


Abb. 3-6 Mittelwerte der Streustrahlung verschiedener Körperteile

Es ist festzustellen, dass sich die Ergebnisse für die SID von 100 cm und die SID von 120 cm ähnlich den Ergebnissen, die in den vorangegangenen Messungen ermittelt wurden, verhalten.

Die Streustrahlung nimmt bei einem vergrößerten Abstand des Detektors zu dem Patienten in jeder der fünf Kategorien im Vergleich zu der Streustrahlung bei dem kleinen Abstand des Detektors zu.

Die fünf Kategorien wurden dem statistischen T-Test für verbundene Studien unterzogen. Das Testergebnis für die größte prozentuale Differenz unter den Mittelwerten aller Kategorien ist in der folgenden Tabelle einzusehen.

Paarige Differenzen							
Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz		t	df	p-Wert
			Untergrenze	Obergrenze			
237,250	263,94	65,985	96,606	377,983	3,596	15	0,003

Tab. 3-8 Verbundener T-Test für die Differenz der mittleren Streustrahlung in der Kategorie „obere Extremität“

Es lässt sich nachweisen, dass die Differenz von 237 Imp., bestimmt aus den Mittelwerten für die obere Extremität, einem Dosis-Anstieg von circa 32 Prozent entspricht und damit nicht nur absolut, sondern auch relativ die größte Abweichung aufweist. Im angewendeten T-Test ergibt sich ein p-Wert von 0,003. Dieses Ergebnis liegt deutlich unter dem Grenzwert von $p \geq 0,05$.

Ebenso deutliche Ergebnis waren auch für die weiteren vier Kategorien zu errechnen.

3.4 Verhältnis der Dosisbelastung hinsichtlich der Bildeinstellung

Die Möglichkeit verschiedene Zoomstufen während der diagnostischen Bildgebung einstellen zu können ist in der klinischen Routine nicht nur praktisch, sondern auch ein sehr häufig angewendetes Mittel, um ein möglichst aussagekräftiges Ergebnis zu erlangen.

Die Einflüsse, die die verschiedenen Bildgrößen auf das DFP des Patienten nehmen, sollen im Folgenden dargestellt werden. Dazu wurde der mittlere Wert der einzelnen Messergebnisse bei einer Größe von 16 cm, 32 cm sowie 48 cm berechnet und miteinander verglichen.

3.4.1 Messung mit dem Artis Zeego System

Aus Abbildung 3-7 sind die ermittelten Ergebnisse für die jeweilige Größeneinstellung unter den beiden verschiedenen Objekt-Detektor-Abständen zu entnehmen.

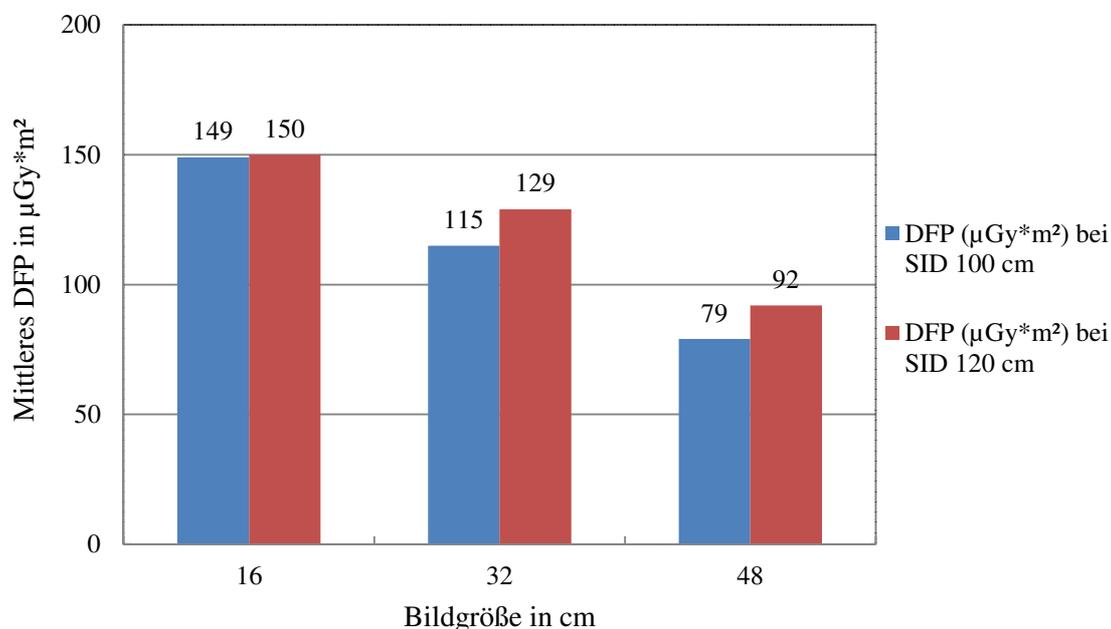


Abb. 3-7 Mittelwerte des DFP bei verschiedenen Bildgrößen

Das Diagramm zeigt das mittlere DFP, dem die Patienten während der einzelnen Bilderserien mit der robotergestützten Angiographieanlage ausgesetzt waren, in Hinsicht auf die verschiedenen Bildformate. Zusätzlich wurden die Daten den bestimmten Detektoreinstellungen von 100 cm Abstand beziehungsweise 120 cm Abstand zugeordnet.

Betrachtet man nun generell das DFP in Bezug auf die SID, so lässt sich feststellen, dass es stets zu einer Zunahme des DFP bei vergrößerter SID kommt, unabhängig davon welches Bildformat eingestellt wurde. So weist der größtmögliche Bildausschnitt von 48 cm für den Detektorabstand von 100 cm ein mittleres DFP von 79 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ auf, während für den Detektorabstand von 120 cm ein mittleres DFP von 92 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ zu verzeichnen ist.

Der Abbildung ist ebenfalls zu entnehmen, dass sich die Zunahme der Strahlenbelastung für den Patienten nicht nur auf die source-to-image-Distanz allein beschränkt. Die gewählte Zoomstufe und das mittlere DFP für beide SID-Einstellungen scheinen eine negative Korrelation aufzuweisen. Je kleiner das Bildformat während der Untersuchung gewählt wurde, desto größer wird das DFP, unabhängig davon, ob sich der Detektor nah oder weit zu dem Patienten befindet.

Vergleicht man in diesem Sinne die Werte für ein Bildformat mit 48 cm mit denen von einem Bildformat mit 16 cm, so erhöht sich das mittlere DFP bei einer SID von 100 cm um fast 90 Prozent, während das mittlere DFP bei einer SID von 120 cm um circa 63 Prozent ansteigt.

Der verbundene T-Test hat für die Differenz der Zoomstufe von 48 cm einen p-Wert von 0,000365 geliefert. Dieses Ergebnis kann aus der folgenden Tabelle 3-9 abgelesen werden.

Paarige Differenzen							
Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz		t	df	p-Wert
			Untergrenze	Obergrenze			
13,023	32,934	3,511	6,045	20,001	3,709	87	<0,001

Tab. 3-9 Verbundener T-Test für die Differenz des mittleren DFP bezüglich der Bildeinstellung von 48 cm

Wie in den oben ausgewerteten Messreihen wurde auch hier eine Berechnung der p-Werte für die Differenzen der Zoomstufe von 16 cm und 32 cm vorgenommen. Während sich das Testergebnis bei einer Bildgröße von 32 cm mit $p < 0,001$ ebenfalls als signifikant erweist, lässt sich bei $p > 0,05$ für die Differenz bei 16 cm Bildgröße keine Signifikanz nachweisen.

3.4.2 Messung mit dem Geigerzähler

Die folgenden Messwerte wurden mit dem Voltcraft HS-036 ermittelt und als Mittelwerte in der unten abgebildeten Grafik veranschaulicht.

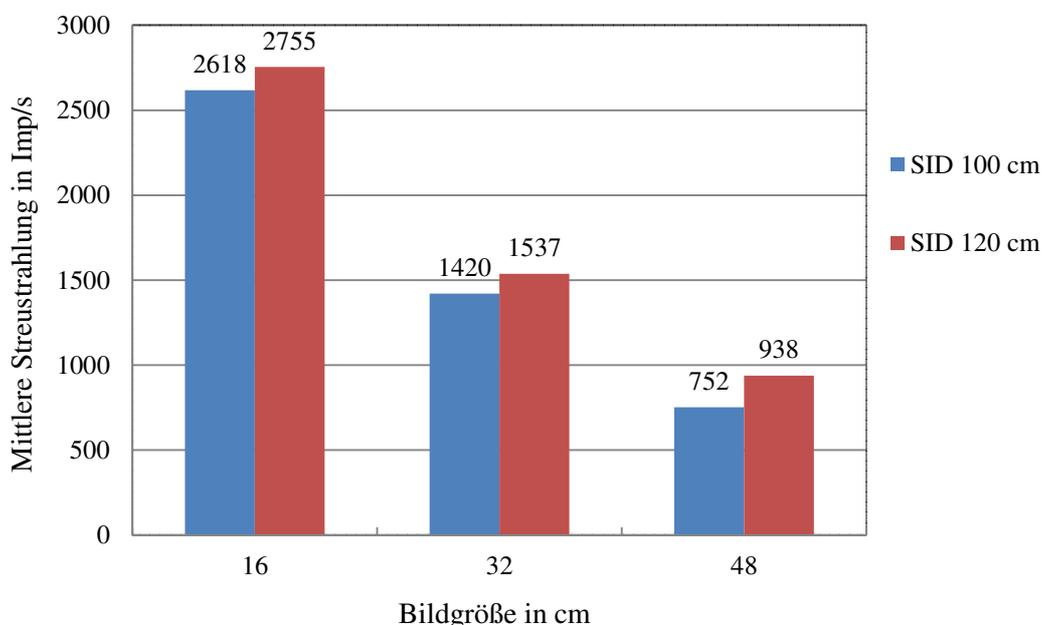


Abb. 3-8 Mittlere Streustrahlung bei verschiedenen Bildgrößen

Wie schon aus den Werten für das mittlere DFP der Patienten in der obigen Auswertung ersichtlich wurde, scheint die Strahlenbelastung für den Untersucher und sein Team ebenfalls von der eingestellten Zoomstufe abhängig zu sein. Es besteht eine negative Korrelation zwischen der mittleren Streustrahlung und dem gewählten Bildformat.

Zusätzlich ist der Grafik zu entnehmen, dass die Vergrößerung des Abstandes von dem Detektor zu dem Patienten eine Erhöhung der mittleren Streustrahlung mit sich bringt. Das Ausmaß der Zunahme korreliert zwar nicht mit der ausgewählten Zoomstufe, ist jedoch für jedes Bildformat zu beobachten.

Die Aussagekraft dieser Ergebnisse wurde anhand des statistischen T-Tests für eine Stichprobe mit paarigen Werten überprüft.

Es ergab sich für den Vergleich der Mittelwerte, die bei einer Bildgröße von 48 cm bestimmt worden sind, eine Differenz von 186 Imp. Im Vergleich zu den Werten bei Untersuchungen mit einem Bildformat von 32 cm oder 16 cm lässt sich hier nicht nur absolut sondern auch relativ, mit einem Anstieg der Streustrahlung um circa 25 Prozent, die größte Diskrepanz nachweisen. Der T-Test erbringt eindeutige Ergebnisse mit einem p-Wert von 0,000000000203.

Auch die Testung der Differenzen der beiden anderen Zoomstufen erbrachte klare Ergebnisse mit $p < 0,01$.

Paarige Differenzen							
Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz		t	df	p-Wert
			Untergrenze	Obergrenze			
186,966	243,634	25,971	135,345	238,587	7,199	87	<0,001

Tab. 3-10 Verbundener T-Test für die Differenz der mittleren Streustrahlung bezüglich der Bildeinstellung von 48 cm

3.5 Verhältnis des Auflösungsvermögens hinsichtlich des Detektorabstandes im Modellversuch

Die Auflösung des entstehenden Bildes während der Untersuchung ist von großer Bedeutung für die anschließende Befundung der Aufnahme.

Der Versuch, mit dem das Auflösungsvermögen überprüft werden sollte, wurde sowohl für die SID von 100 cm als auch für die SID von 120 cm in einer 12-teiligen Bilderreihe festgehalten. In den beiden unten beigefügten Bildern in Abbildung 3-9 handelt es sich jeweils um einen Auszug aus der Bilderreihe.

Vergleicht man die Testmuster der beiden Aufnahmen, so hat es den Anschein, dass sich sowohl für den kleineren als auch für den größeren Detektorabstand zu dem Objekt eine nahezu gleiche Auflösung der Linienpaare vorfinden lässt.

Sollte dennoch eine Differenz bezüglich des Auflösungsvermögens vorliegen, so ist diese für den Betrachter mit dem bloßen Auge nicht sichtbar und spielt daher eine untergeordnete Rolle in der Befundung radiologischer Bildaufnahmen in der klinischen Routine.

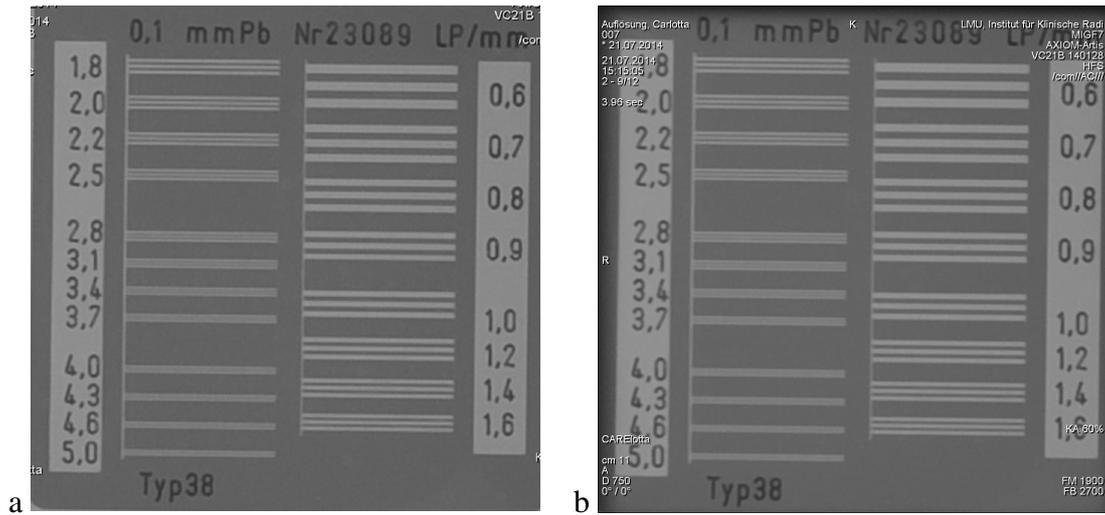


Abb. 3-9 a: Auszug aus der Bilderreihe mit einer SID von 100 cm
b: Auszug aus der Bilderreihe mit einer SID von 120 cm

4 Diskussion

Betrachtet man in der Medizin den Trend der heutigen Zeit, so ist festzustellen, dass minimal-invasive Eingriffe zu einer beliebten Methode im klinischen Alltag geworden sind. Sie führen nicht nur zu einem kosmetisch schöneren Ergebnis, sondern haben vor allem positive Effekte für den Patienten, die sich in schnellerer Genesung oder kürzeren Krankenhausaufenthalten widerspiegeln [63 - 65]. In einigen Fällen ist es erst durch minimal-invasive Verfahren möglich geworden bestimmte Patientengruppen zu behandeln. Diese Techniken erfordern jedoch oftmals eine intraoperative Bildgebung [72]. Mit dem wachsenden Einsatz von minimal-invasiven Operationen ist somit ebenfalls mit einer vermehrten Anwendung von ionisierenden Röntgenstrahlen zu rechnen. Dies betrifft neben dem Patienten auch alle anderen während der Behandlung anwesenden Personen [83, 84]. Die Folgen, die aus einer erhöhten Exposition von Röntgenstrahlen resultieren können, sind neben Nekrosen und Dermatitisen auch sekundäre Tumorerkrankungen [23, 84]. Aus diesem Grund ist es wichtig sich über das Ausmaß der eingesetzten Strahlung bewusst zu werden. Um die Belastung während jedes Eingriffes für Patient und Untersuchungsteam bei dem wachsenden Einsatz radiologischer Interventionen minimal zu halten, dient als weitverbreiteter Leitfaden bislang das Abstandsquadratgesetz. Da das Spektrum an Einsatzmöglichkeiten und der Bedarf an bildgebenden Verfahren immer weiter wächst, können jedoch Situationen entstehen, in denen es den Ärzten nicht möglich ist sich adäquat zu dem Abstandsquadratgesetz zu verhalten. Dieser Umstand könnte zur Folge haben, dass sowohl der Patient als auch alle weiteren Personen, die sich zu der Zeit im Untersuchungsraum befinden, einer erhöhten Strahlendosis ausgesetzt werden. Daraus resultiert die Notwendigkeit sich über die Sicherheit solcher Eingriffe Gedanken zu machen.

In Messungen am Modell und mittels der Auswertung von Behandlungsprotokollen unterschiedlicher Untersuchungen am Patienten wurde überprüft, inwiefern sich das Arbeiten im Isozentrum bei Interventionen mit Arbeitswerkzeug oder sterilen Arbeitsflächen und somit das Abweichen von den Standardeinstellungen, basierend auf der Aussage des Abstandsquadratgesetzes, auf die Strahlenbelastung auswirkt. Die Ergebnisse wurden unter Berücksichtigung verschiedener Parameter ausgewertet. Es zeigte sich, dass mehrere Faktoren Einfluss auf die Gesamtbelastung nehmen. Besonderes Augenmerk wurde auf das Untersuchungsareal sowie die Wahl der Bildgröße beziehungsweise Zoomstufe gelegt. Dabei stellte sich heraus, dass sich die ausschlaggebenden Parameter bei der Patientendosis von denen unterscheiden, die bei der Untersucherndosis eine maßgebliche Rolle spielen. Vor allem Untersuchungen im Bereich des Beckens und des Abdomens sowie die Verwendung kleiner Bildgrößen führten zu einem gesteigerten Dosis-Flächen-Produkt. Insgesamt konnte bei einem vergrößerten Objekt-Detektor-Abstand eine Erhöhung der Nutzdosis verzeichnet werden.

Dies ist jedoch nicht zwangsweise gleichzusetzen mit einer Zunahme des Dosis-Flächen-Produktes, da sich die bestrahlte Fläche aufgrund der automatischen Blendennachführung bei größerem Objekt-Detektor-Abstand automatisch verkleinert. Im Ganzen gesehen machen die Ergebnisse deutlich, dass die Strahlenbelastung zwar unter anderem von dem Objekt-Detektor-Abstand abhängig ist, jedoch viele weitere Umstände Einfluss nehmen, die zum Teil durch bestimmte Maßnahmen des Untersuchers und korrekte Einstellungen an der Angiographieanlage gesteuert werden und somit auch bei unumgänglicher Vergrößerung des Objekt-Detektor-Abstandes zu einer strahlensparenden Diagnostik beitragen können.

Im Folgenden sollen die ermittelten Ergebnisse diskutiert und dargestellt werden, wie sich ein vergrößerter Objekt-Detektor-Abstand auf die Strahlenbelastung von Patient und Untersucher auswirkt und unter welchen Umständen in der klinischen Routine diese Maßnahme von Notwendigkeit ist. Dabei gilt es den positiven Nutzen des erweiterten Detektorabstandes im Hinblick auf die darunter entstehende Mehrbelastung abzuwägen. Besonders die Sicherheit solcher Untersuchungsmodi soll hierbei eine wichtige Fragestellung darstellen.

4.1 Einflussnahme verschiedener Parameter auf die Strahlenbelastung von Patient und Untersucher

Die Messwerte für die Erhebung der Strahlenexposition entstanden allesamt an einer Angiographieanlage der Firma Siemens, die mittels ihres robotisch-gesteuerten C-Arms und variablen Positionierung von Detektor und Röntgenröhre sowie der Patientenliege eine Gegenüberstellung der ermittelten Daten für die jeweiligen Einstellungen der verschiedenen Parameter ermöglicht hat. Mithilfe eines separaten Dosimeters konnte die entstandene Streustrahlung dokumentiert werden.

4.1.1 Strahlenexposition des Untersuchers samt Team

Die Erhebung der Strahlenbelastung des Untersuchers und des gesamten Teams fand parallel zu den interventionellen Behandlungen am Patienten statt. Hierfür wurde ein Dosimeter zu Hilfe genommen, das während jeder angiographischen Serie in einer Entfernung von 200 cm zu dem Zentralstrahl positioniert war. Dadurch wurde sichergestellt, dass die Messwerte vergleichbar blieben und es nicht durch unterschiedliche Abstände zu falsch hohen oder falsch niedrigen Ergebnissen kam. Die ermittelte Streustrahlung wurde dokumentiert und die Ergebnisse anhand verschiedener Aspekten verglichen.

Insgesamt lassen sich mindestens zwei wichtige Faktoren bezüglich des Ausmaßes von Streustrahlung identifizieren.

Zum einen spielt das zu untersuchende Körperareal eine ausschlaggebende Rolle, da die Absorption der Röntgenstrahlen und Entstehung von Streustrahlung unter anderem von der Beschaffenheit und Dicke des zu durchleuchtenden Objektes abhängig ist [1]. Im Vergleich zwischen Untersuchungen mit einer geringeren und einer vergrößerten SID wiesen angiographische Serien der oberen Extremität mit 237 Imp. (circa 32 Prozent) die größte Differenz auf. Dahingegen zeigte sich bei Untersuchungen des Abdomens die höchste Entstehung von Streustrahlung. Beides lässt sich mitunter auf die Zusammensetzung des Gewebes und den Durchmesser des jeweiligen Areal zurückführen.

Zum anderen wird durch die erhobenen Messwerte die Relevanz der ausgewählten Zoomstufe deutlich. Je kleiner die verwendete Zoomstufe war, desto geringer war die Strahlenbelastung für den Untersucher, welches sich durch die automatische Erhöhung der Dosisleistung bei jeder Zoomstufe erklären lässt.

Zusammenfassend weist die Strahlenbelastung für den Untersucher unter allen beobachteten Parametereinstellungen eine mehr oder weniger ausgeprägte Zunahme auf und auch aus statistischer Sicht lässt sich eine signifikante Differenz zwischen einem kleinen und einem großen ODA feststellen.

Aufgrund dieser Tatsache sollte jegliche Anwendung von Röntgenstrahlen unter absoluter Vorsicht und Einhaltung aller möglichen Strahlenschutzmaßnahmen durchgeführt werden. Schließlich arbeiten vor allem die Untersucher, aber auch das restliche Team, oft jahrelang nahezu täglich mit den ionisierenden Strahlen, die zu weitreichenden Folgen im menschlichen Organismus führen können [16, 86].

Bevor jedoch auf die zum Teil lebensrettende Bildgebung aufgrund eines erweiterten Objekt-Detektor-Abstandes verzichtet wird, sollte sich vor Augen geführt werden, dass im Laufe der letzten Jahre durch den wachsenden Einsatz von ionisierenden Röntgenstrahlen eine Vielzahl an Maßnahmen entwickelt und in die tägliche Routine integriert worden sind, die trotz ihres bewiesenen Schutzes vor der Strahlung nicht oder nur unregelmäßig Anwendung finden [85, 86].

Insgesamt bleibt die Einstellung des Objekt-Detektor-Abstandes in Hinsicht auf die Strahlenbelastung für den intervenierenden Arzt mitsamt seines Untersuchungsteams eine offene Thematik, die von Fall zu Fall immer neu evaluiert werden muss.

4.1.2 Strahlenexposition des Patienten

Für die Ermittlung der Strahlenbelastung der Patienten während der klinischen Routine wurden nur jene Untersuchungsprotokolle in die Studie einbezogen, bei denen eine röntgenologische Bildgebung mit mehreren Serien von absoluter Notwendigkeit war. Durch diese strenge Selektierung sind alle einbezogenen Messreihen vertretbar, da keine zusätzliche Bestrahlung des Patienten hervorgerufen oder medizinisch nicht zu rechtfertigende Eingriffe vorgenommen wurden.

Bei jeder Intervention wurde stets darauf geachtet, dass eine Serie im Isozentrum mit einer source-to-image-Distanz von 120 cm und die weitere notwendige Serie, soweit arbeitstechnisch möglich, unter gleichen Bedienungen mit einer source-to-image-Distanz von 100 cm durchgeführt wurde. Es wurde zwischen den beiden Serien weder die Tischposition verstellt noch die Zoomstufe verändert oder der C-Arm rotiert. Dadurch entstanden bei jedem Patienten Werte-Paare, die am Ende der Studie anonymisiert miteinander verglichen werden konnten. Besonderes Augenmerk wurde bei der Auswertung neben dem Mittelwert der jeweiligen Messergebnisse auch auf die einflussnehmenden Faktoren wie Interventionsareal und Bildgröße gelegt.

Aus den Ergebnissen dieser Studie geht hervor, dass das DFP durch eine Vergrößerung der SID im Vergleich zu einem minimalen Abstand des Detektors zu dem Patienten im Durchschnitt zunimmt. Dabei handelt es sich bei dem Mittelwert des jeweiligen DFP für 100 cm Abstand und 120 cm um eine Differenz von $15 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ (circa 13 Prozent). Da schon diese geringe Zunahme unter Anwendung statistischer Tests auf eine signifikante Strahlendosiserhöhung schließen lässt, sollte vor jeder bildgebenden Diagnostik das Nutzen-Risiko-Verhältnis überprüft werden. Gerade bei Patienten, die aufgrund ihres Krankheitsbildes regelmäßig den röntgenologischen Strahlen ausgesetzt werden müssen, sollte, wann immer möglich, darauf geachtet werden den Objekt-Detektor-Abstand gering zu halten. Somit kann der Akkumulation der potentiell schädlichen Röntgenstrahlen durch die Mehrbelastung bei einem großen ODA vorgebeugt und die Entstehung gravierender Konsequenzen verringert werden.

Des Weiteren lassen sich auch aus den im Ergebnisteil ausführlich dargestellten Messwerten für die Interventionsart und die Zoomstufe ähnliche Rückschlüsse ziehen.

Betrachtet man die in obere Extremität, Thorax, Abdomen, Becken und untere Extremität unterteilten Untersuchungsareale, so zeigt sich im Vergleich der beiden Detektorabstände, dass das Dosis-Flächen-Produkt in Abhängigkeit des wachsenden Abstandes des Detektors zu dem Patienten ansteigt. Es lässt sich zudem jedoch auch eine breite Varianz bei den Mittelwerten der einzelnen Kategorien innerhalb ein und desselben Detektorabstandes verzeichnen, die von $40 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ bis hin zu $163 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ bei der Einstellung der SID von 100 cm reichen.

Dabei zeigen die ausgewerteten Messdaten, dass schmale und dünne Körperbereiche, wie Arme und Beine, zu einem wesentlich geringeren DFP führen als Körperflächen mit großem Volumen, wie das Abdomen. Aus diesem Ergebnis lässt sich schlussfolgern, dass neben dem Objekt-Detektor-Abstand auch die Art der Intervention einen entscheidenden Anteil an dem Ausmaß der Strahlenbelastung für den Patienten ausmacht.

Gleiches lässt sich auch für die gewählte Zoomstufe während der Diagnostik mutmaßen. Für das mittlere DFP der drei Bildeinstellungen von 16 cm, 32 cm und 48 cm ist bei der Wahl des Abstandes von 120 cm im Vergleich zu einer SID von 100 cm stets eine Zunahme zu verzeichnen. Dabei beläuft sich die maximale Differenz zwischen den Werten auf $14 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ (maximal circa 12 Prozent). Zudem sprechen die Ergebnisse für eine SID- unabhängige, negative Korrelation zwischen der Bildgröße und dem Dosis-Flächen-Produkt des Patienten.

Hinsichtlich der Frage, ob eine Abweichung von der in der Theorie geforderten Einstellung des Detektors mit minimaler Entfernung zu dem Patienten in diagnostischen und therapeutischen radiologischen Interventionen sicher durchzuführen ist, wurden alle oben aufgeführten Messdaten statistischen Tests unterzogen. Dabei lässt sich grundsätzlich ein signifikanter Anstieg des DFP feststellen, welcher allgemein gesehen im Bereich von 11 Prozent Mehrdosis lag. Vor allem während Untersuchungen des Abdomens und Beckens waren die Differenzen zwischen den jeweiligen Mittelwerten eindeutig. Zeitgleich ist zu erwähnen, dass auch zwei nicht signifikante Messergebnisse in der Patienten-Gruppe nachzuweisen waren. Hierbei handelt es sich zum einen um die Interventionen der oberen Extremität und zum anderen um Untersuchungen, die mit einer Bildgröße von 16 cm aufgenommen worden waren. Wirft man zudem einen Blick auf die Häufigkeit von Intervention im Bereich der oberen Extremität, so ist festzustellen, dass mehr als ein Drittel (circa 38 Prozent) der durchgeführten Untersuchungen in diesem Bereich stattfanden. Nichtsdestotrotz ist, besonders in nicht lebensbedrohlichen Situationen, stets eine umfassende Abwägung zwischen der entstehenden Mehrbelastung und den positiven Aspekten und besseren Resultaten bei Einstellungsabweichungen vorzunehmen.

4.2 Bedeutung des Objekt-Detektor-Abstandes in Hinblick auf die Dosisbelastung für Patient und Untersucher

Die Ergebnisse dieser Studie spiegeln eine geringfügige Mehrbelastung sowohl für Patienten als auch für den Arzt und das Untersuchungsteam bei Zunahme des Detektorabstandes von dem durchleuchteten Objekt wider. Zudem beweisen die statistischen Tests, denen die Messdaten unterzogen worden sind, dass es sich bei den Differenzen zwischen der minimalen SID von 100 cm und der maximalen SID von 120

cm in 16 aus 18 (circa 89 Prozent) der eingeschlossenen Anwendungen um einen statistisch signifikanten Anstieg der Dosis handelt.

Da seit Entdeckung der Röntgenstrahlen das Wissen um die schädlichen Wirkungen dieser ionisierenden Strahlen immer detaillierter geworden ist und es heutzutage viele Richtlinien, Verordnungen und Referenzwerte gibt, die den Schutz vor den potentiell gefährlichen Folgen durch eine Strahlenbelastung gewährleisten sollen, sollte vor jedem bildgebenden Verfahren mit Angiographieanlagen der Nutzen dieser Untersuchung im Verhältnis zu der dadurch erzeugten Belastung mit Röntgenstrahlen evaluiert und für notwendig befunden werden.

Es gibt heutzutage jedoch auch Indikationen, in denen ein großer Objekt-Detektor-Abstand unumgänglich ist. Zum Beispiel finden multiaxiale, robotisch-gesteuerte Angiographieanlagen Anwendung in den modernen Hybrid-Operationssälen, in denen neben geplanten Eingriffen auch Notfälle behandelt werden. In diesem Setting ersetzen die hochmodernen Angiographieanlagen oftmals die Computertomographie. Der Vorteil dieses Verfahrens ist nicht nur der geringere Zeitaufwand, da der Transport des Patienten von einem Untersuchungsraum in den nächsten Behandlungsraum erspart bleibt, sondern auch die Möglichkeit der direkten Intervention nach durchgeführter Bildgebung [72].

Um die CT-Funktion der Angiographieanlage optimal nutzen zu können muss der Patient im Isozentrum gelagert werden. Dadurch befindet er sich genau im Schnittpunkt der verschiedenen Strahlungsachsen. Neben der Tatsache, dass eine 360 Grad Dyna-Computertomographie unter einem minimalen Detektorabstand zu dem Patienten nicht durchzuführen ist, da der rotierende C-Bogen mit der Untersuchungsliege kollidieren würde, gibt es mittlerweile viele Studien, die belegen, dass diese Positionierung eine große Bedeutung sowohl für die Strahlenbelastung als auch für die Bildqualität hat.

In ihrer Arbeit „Effect of vertical positioning on organ dose, image noise and contrast in pediatric chest CT-phantom study“ zeigten Kaasalainen et. al vor einigen Jahren, dass das Bildrauschen in Abhängigkeit zu der Einstellung des Untersuchungstisches steht [87]. Sowohl die Abweichung des Untersuchungstisches von dem Isozentrum zu dem Detektor als auch die Entfernung der Liege von dem Isozentrum hin zu der Röntgenröhre waren mit einer Zunahme des Bildrauschens um bis zu 45 Prozent verbunden. Nur ein Jahr später verifizierten sie ihre Ergebnisse auch für Computertomographien verschiedener Patientengruppen. Mit dieser neuen Studie untermauerten Kaasalainen et. al ebenso die Tatsache, dass trotz der relevanten Aspekte einer isozentralen Lagerung im klinischen Alltag oftmals von dieser abgewichen wird [88].

Eine andere Untersuchung an sechs verschiedenen Phantomen im Jahr 2012 führte zu ähnlichen Ergebnissen [89].

Die Messdaten der oben aufgeführten Studien lieferten vor allem für die Fehlplatzierung der Patientenliege in Richtung der Röntgenröhre Hinweise auf eine Steigerung der benötigten Dosis und untermauern damit die Ergebnisse dieser Arbeit, in der ein erweiterter Objekt-Detektor-Abstand ebenfalls zu einer Mehrbelastung führt. Es ist daher umso wichtiger bei der Anfertigung von Dyna-CTs darauf zu achten, dass sich der Patient auch wirklich im Isozentrum befindet und nicht weiter als nötig in der vertikalen Achse nach unten positioniert wird. Dadurch kann sowohl die Mehrbelastung minimal gehalten als auch eine optimale Bildqualität zugesichert werden. Letzteres ist vor allem in Hinblick auf die Tatsache relevant, dass Abweichungen von dem Isozentrum zu stark verrauschten Bildern führen können, so dass daraus im schlimmsten Fall eine erneute Bildgebung mitsamt Strahlenbelastung als Folge resultieren könnte.

4.3 Relevanz in der klinischen Routine

Mit der immer weiter fortschreitenden Entwicklung der Angiographieanlagen hat sich das Einsatzgebiet dieser bildgebenden Verfahren enorm erweitert. Neben der interventionellen Radiologie profitieren mittlerweile auch viele andere Fachgebiete wie die Orthopädie, Onkologie und Neuroradiologie von den Anwendungen der C-Bogen Systeme [90]. Vor allem der technische Fortschritt, der in den letzten Jahren auf diesem Gebiet zu verzeichnen war, führt dazu, dass C-Bogen Systeme besonders im operativen Setting einen Aufwärtstrend erleben und auch in Zukunft eine große Rolle spielen werden [72].

Besonderes Augenmerk ist auf die CT-Funktion der modernen Angiographieanlagen zu legen, die mittlerweile in vielen Bereichen der Medizin Einzug erhalten hat. Sie ermöglicht es Bilder zu konstruieren, die den heutigen Aufnahmen durch eine Computertomographie sehr nahe kommen. Der Vorteil dieser Dyna-CTs liegt vor allem darin, dass der Patient direkt nach der Untersuchung im gleichen Raum weiterbehandelt werden kann.

Des Weiteren zeigten Cazzato et al. mit ihrer Studie „Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Versus CT in Lung Ablation Procedure: Which is Faster?“, dass die Anwendung der C-Bogen Systeme zum Teil nicht nur zu schnelleren, sondern auch zu genaueren und sichereren Ergebnissen führen kann [91].

Zudem haben neuste Studien belegt, dass im Gegensatz zu konventionellen CT-Untersuchungen die Strahlendosis durch die intraoperative Verwendung der CT-Funktion moderner Angiographiegeräte signifikant verringert werden kann [92]. Diese und weitere positive Effekte geben Anlass zu der Annahme, dass das Einsatzgebiet der C-Bogen Systeme auch in den nächsten Jahren weiter wachsen wird.

Um diese Vorteile nutzen zu können, muss sich der Patient, wie bereits oben erwähnt, im Isozentrum der Angiographieanlage befinden. Die Notwendigkeit dieser Lage begründet sich durch zwei wichtige Aspekte: Zum einen muss eine Kollision des C-Arms mit der Patientenliege vermieden werden. Zum anderen wird so die Reduktion von Bildrauschen und Strahlenbelastung, die oben bereits ausführlich erläutert wurde, sichergestellt [70, 89].

Hinsichtlich der positiven Aspekte von bildgebenden Verfahren und den damit vermehrten Anwendungen dieser Untersuchungen in modernen Hybrid-Operationssälen ist es wichtig, dass der Patient sowohl aus anästhesiologischer Sicht als auch aus Sicht der Operateure gut zugänglich ist. Mit dem Einsatz moderner Angiographieanlagen, wie dem Artis Zeego, ist es möglich den Patienten prä-, intra- und postoperativ zu untersuchen ohne ihn aufwendig umlagern oder transportieren zu müssen oder die Sterilität des operativen Settings zu gefährden [72, 73]. Dies erfordert jedoch einen gewissen Abstand des Detektors zu dem Patienten. Da laut des Abstandsquadratgesetzes die Dosisbelastung unter diesen Umständen zunimmt, ist es fraglich, ob solche Einsätze bildgebender Verfahren sicher durchzuführen sind. Mit den Messungen, die am Modell durchgeführt worden sind sowie der Auswertung der Untersuchungsprotokolle aus dem klinischen Alltag, konnte gezeigt werden, dass es durch den vergrößerten Objekt-Detektor-Abstand während der meisten Einsätze zwar zu einer signifikanten Erhöhung der Strahlenbelastung für den Patienten als auch zu einer signifikant vermehrten Streustrahlung kommt, diese Mehrdosis jedoch im Durchschnitt nur knapp über 10 Prozent liegt.

In der klinischen Routine kommt es immer wieder vor, dass äußere Umstände einen minimalen Objekt-Detektor-Abstand nahezu unmöglich machen. Zu diesen zählen unter anderem externe Strukturen, wie zum Beispiel ein Fixateur externe oder Reanimationsgeräte. Diese Tatsache führt unweigerlich dazu, dass sich die Dosisbelastung, statistisch gesehen, für den Patienten und den Untersucher erhöht. Deswegen ist es, besonders in solchen Situationen, notwendig sich über das Nutzen-Risiko-Profil der Untersuchung bewusst zu sein. Viele Studien konnten mittlerweile jedoch zeigen, dass die Anwendung der C-Bogen Systeme zu einem besseren Ergebnis führt und die Anzahl von Reinterventionen verringert werden kann [93 - 95].

Führt man sich diese Aspekte vor Augen, liegt die Schlussfolgerung nahe, dass der Einsatz der robotisch-gesteuerten Angiographieanlagen im Ganzen gesehen das Risiko für korrigierende Eingriffe, die zum Großteil wieder mit einer oder sogar mehreren Bildgebungen einhergehen würden, reduzieren kann. Die genauen Auswirkungen auf die Strahlenbelastung, die sich durch den Verzicht von bildgebenden Geräten im operativen Setting ergeben, müssten noch genauer untersucht werden.

Neben allen Vorteilen, die mit dem Einsatz der modernen Angiographieanlagen einhergehen, sollte jedoch der Aspekt der ionisierenden Röntgenstrahlen und deren Folgen nicht vernachlässigt werden.

Schließlich ist jede Bildgebung mit dem C-Bogen auch mit einer Strahlenbelastung für den Patienten und das Untersuchungsteam verbunden.

Aus diesem Grund sollte während aller diagnostischen oder therapeutischen Einsätzen von robotisch-gesteuerten Angiographieanlagen, in denen ein maximal freier Zugang zu dem Patienten von nebensächlicher Bedeutung ist, stets nach dem Abstandsquadratgesetz verfahren und der Objekt-Detektor-Abstand möglichst gering gehalten werden. Diese Maßnahme garantiert, neben anderen Aspekten des Strahlenschutzes, eine minimale Dosisbelastung für alle während der Untersuchung anwesenden Personen.

5 Zusammenfassung

Dank der kontinuierlichen Fortschritte in der technischen Entwicklung von bildgebenden Geräten ist die Anwendung selbiger ein immer beliebteres Instrument, um die Erfolgsquote von Interventionen und Operationen stetig zu verbessern. Ein weit verbreitetes Hilfsmittel ist der sogenannte C-Bogen, wie der von Artis Zeego, bei dem der Flachbilddetektor und die Röntgenröhre über einen C-Bogenarm miteinander verbunden sind. Durch die nicht immer optimalen Bedingungen während solcher Eingriffe ist das Einhalten von theoretisch vorgegebenen Standardeinstellungen der Röntgengeräte nicht immer zu gewährleisten. Besonders der Abstand des Röntgenstrahldetektors zum Patienten ist bei operativen Prozeduren zum Teil erheblich erschwert, da vor allem die Sterilität des Operationsareals nicht gefährdet werden darf. Diese Tatsache kann dazu führen, dass die Strahlenbelastung, die der Patient und das anwesende Untersuchungsteam während der Intervention erfahren, nicht zwingend die kleinstmögliche Dosis beträgt. Ziel dieser Arbeit war es herauszufinden, inwiefern die Kontroverse zwischen dem Arbeiten mit theoretisch optimalen Standardeinstellungen und der bestmöglichen und sicheren Versorgung des Patienten eine negative Auswirkung, im Sinne einer signifikant erhöhten Strahlenbelastung, auf die betroffenen Personen ausübt.

Insgesamt wurde bei 149 Untersuchungen mit dem Artis Zeego von Siemens die Strahlenbelastung sowohl des Patienten als auch des Untersuchers ausgewertet. Hierfür wurden während der Intervention angiographische Serien im Isozentrum (SID 120 cm) als auch mit einer source-to-image-distance von 100 cm durchgeführt und mittels des automatisch angefertigten Untersuchungsprotokolls des jeweiligen Eingriffes die angewendete Strahlung ausgewertet. Um die vom Untersucher erfahrene Strahlenbelastung zu ermitteln, diente ein separates Dosimeter, das in gleich bleibendem Abstand zum Untersuchungstisch im Raum positioniert wurde. Zusätzlich wurde auch die Abhängigkeit zwischen der Detektorentfernung und der Bildschärfe der Röntgenaufnahmen überprüft. Zudem waren parallel Messreihen im Rahmen eines experimentellen Modellversuches durchgeführt worden, bei dem die Strahlenbelastung an einem Phantom aus Wasser bestimmt wurde.

Die Auswertung der Messungen konnte aufzeigen, dass die Entfernung des Flachbilddetektors zum Patienten/Wasserphantom in 16 aus 18 Ergebnissen mit signifikanten Auswirkungen auf die Strahlenbelastung, die der Patient/das Phantom und auch der Untersucher während der Interventionen erfahren, verbunden war. Dabei belief sich die Mehrdosis bei einem erweiterten Objekt-Detektor-Abstand für den Patienten im Gegensatz zu den Messungen bei einem SID von 100 cm auf ca. 12 Prozent. Auch die Strahlung für den Untersucher samt seines Teams erhöhte sich unter der Vergrößerung des ODA um etwa 10 Prozent. Dahingegen konnte während der Messungen mit einem SID von 120 cm keine Verschlechterung der Auflösung des Röntgenbildes festgestellt

werden. Bei beiden Einstellungen des Detektors entstanden qualitativ hochwertige Aufnahmen.

Das Ergebnis dieser Arbeit zeigt auf, dass die Arbeit im Isozentrum, wie sie bei vielen radiologisch geführten Eingriffen angewendet wird, keine risikoreiche Mehrbelastung für den Patienten oder das Untersuchungsteam darstellt. Trotzdem sollten, wann immer möglich, die bildgebenden Verfahren so strahlensparend und mit der für ein optimales Ergebnis kleinstmöglichen Strahlendosis eingesetzt werden. Dadurch kann dem Patienten nicht nur in der aktuellen Situation, sondern auch in Hinblick auf die Langzeitauswirkungen von Röntgenstrahlen auf den menschlichen Organismus, die bestmögliche und sicherste Behandlung gewährleistet werden.

6 Literaturverzeichnis

01. Peter Thurn, Egon Bücheler: Einführung in die radiologische Diagnostik 8. Neubearbeitete und erweiterte Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1986, ISBN 3-13-316008-7, Kapitel 2, S. 19ff (Technisch-physikalische Grundlagen)
02. W.C. Röntgen: Ueber eine neue Art von Strahlen (Vorläufige Mittheilung)
03. Landesamt für Natur, Umwelt und Verbraucherschutz Nordrhein-Westfalen (Lanuv), Radiologische Grundlagen (2007), URL: <http://www.lanuv.nrw.de/radioaktivitaet/grundlagen.htm> (Stand 25.08.2014)
04. Volker Harms: Physik für Mediziner und Pharmazeuten. 8. Überarbeitete Auflage. Harms Verlag, Kiel 1981, ISBN: 3-921586-08-9, Kapitel 5, S. 143ff (Struktur der Materie)
05. Bundesamt für Strahlenschutz (BfS), URL: <http://www.bfs.de/de/ion/einfuehrung/einfuehrung.html> (Stand 25.08.2014)
06. Jürgen Kiefer: Strahlen und Gesundheit. Wiley-VCH Verlag & Co. KGaA, Weinheim 2012, ISBN: 978-3-527-41099-6, Kapitel 1, S. 7 (Die Welt der Strahlen und Wellen)
07. Roth J, Schweizer P, Gückel C: Basis of radiation protection. Schweiz Med Wochenschr., 1996, 126(26):1157-71.
08. Masse R: Ionizing radiation. C R Acad Sci III. 2000. 323(7):633-40.
09. Sächsisches Staatsministerium für Umwelt und Landwirtschaft, Umweltportal, Strahlenschutz
10. Friedberg W, Faulkner DN, Snyder L, Darden EB Jr, O'Brien K: Galactic cosmic radiation exposure and associated health risks for air carrier crewmembers. Aviation, Space, and Environmental Medicine, 1989. 60(11):1104-1108]
11. Kreuzer Michaela, Grosche Bernd, Dufey Florian, Schnelzer Maria, Tschense Annemarie, Walsh Linda: The German Uranium Miners Cohort Study (Wismut cohort), 1946-2003: Technical Report, Bundesamt für Strahlenschutz 2011. URN(s): urn:nbn:de:0221-201102185211
12. Wakeford R: Radiation in the workplace-a review of studies of the risks of occupational exposure to ionising radiation. J Radiol Prot. 2009. 29(2A):A61-79.

13. Cardis E, Gilbert ES, Carpenter L, Howe G, Kato I, Armstrong BK, Beral V, Cowper G, Douglas A, Fix J, et al.: Effects of low doses and low dose rates of external ionizing radiation: cancer mortality among nuclear industry workers in three countries. *Radiat Res.* 1995. 142(2):117-32.
14. Bundesamt für Strahlenschutz: Die berufliche Strahlenexposition in Deutschland 2012-Bericht des Strahlenschutzregisters (<https://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-2014032711370/3/BfS-SG-22-14.pdf>)
15. Frush D, Denham CR, Goske MJ, Brink JA, Morin RL, Mills TT, Butler PF, McCollough C, Miller DL: Radiation protection and dose monitoring in medical imaging: a journey from awareness, through accountability, ability and action...but where will we arrive?. *J Patient Saf.* 2013. 9(4):232-8.
16. [No authors listed]: Controlling and monitoring exposure to radiation from medical imaging.; *Prescrire Int.* 2014; 23(151):192-5.
17. Paul Harremoes, David Gee, Malcom MacGarvin, Andy Stirling, Jane Keys, Brian Wynne, Sofia Guedes Vaz Routledge: *The Precautionary Principle in the 20th Century: Late Lessons from Early Warnings.* Earthscan Publications Ltd, New York 2002. ISBN 978-1-85383-893-4, Kapitel 3, S. 27ff (Radiation: early warnings, late effects)
18. Tirmarche M, Harrison JD, Laurier D, Paquet F, Blanchardon E, Marsh JW; International Commission on Radiological Protection.: ICRP Publication 115. Lung cancer risk from radon and progeny and statement on radon. *Ann ICRP.* 2010 Feb; 40(1):1-64
19. Kreuzer M, Dufey F, Laurier D, Nowak D, Marsh JW, Schnelzer M, Sogl M, Walsh L: Mortality from internal and external radiation exposure in a cohort of male German uranium millers, 1946-2008. *Int Arch Occup Environ Health.* 2014
20. S Darby: Radon in homes and risk of lung cancer: collaborative analysis of individual data from 13 European case-control studies. *BMJ* 2005; 330:223
21. Barcellos-Hoff MH, Chatterjee A.: The potential influence of radiation-induced microenvironments in neoplastic progression. *J Mammary Gland Biol Neoplasia.* 1998. (2):165-75.
22. Warters RL, Lyons BW, Chen DJ, Sato K.: DNA-damage processing in a radiation-sensitive mouse cell line. *Mutat Res.* 1993; 293(2):91-8.

23. Joachim Rassow, Karin Hauser, Roland Netzker, Rainer Deutzmann: Duale Reihe- Biochemie, 2. Auflage. Georg Thieme Verlag KG, Ludwigsburg 2008. Kapitel 14, S. 503ff (Mutationen und DNA-Reparatur); Kapitel 15, S. 512ff (Der Zellzyklus)
24. [No authors listed]: Radiation and your patient: a guide for medical practitioners.: Ann ICRP. 2001;31(4):5-31.
25. Digitales Online Repositorium des Bundesamtes für Strahlenschutz: Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007
26. Maximilian Reiser, Fritz-Peter Kuhn, Jürgen Debus: Duale Reihe-Radiologie. Georg Thieme Verlag Stuttgart 2011. ISBN 978-3-13-125323-1, Kapitel 3.3, S. 57ff (Risiken durch Strahlenexposition)
27. Ron E.: Ionizing radiation and cancer risk: evidence from epidemiology. Radiat Res. 1998; 150(5 Suppl):S30-41.
28. Maurice Tubiana, M.D.: Dose–effect relationship and estimation of the carcinogenic effects of low doses of ionizing radiation: The joint report of the Académie des Sciences (Paris) and of the Académie Nationale de Médecine. International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics. Volume 63, Issue 2, 2005, Pages 317–319
29. Igor Shuryak, Rainer K. Sachs and David J. Brenner: Cancer Risks After Radiation Exposure in Middle Age. JNCI J Natl Cancer Inst, 2010. Volume 102, Issue 21 Pp. 1628-1636
30. Dr. med. et jur. Franz Kirchberg: Die rechtliche Beurteilung der Röntgen- und Radiumschädigungen. Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen, Lucas Gräfe & Sillem Hamburg 1914, Ergänzungsband 32
31. International Commission on Radiological Protection (ICRP): The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Ann ICRP. 2007; 37(2-4):1-332.
32. European Commission, Euratom Treaty
33. Röntgenverordnung, 4.10.2011
34. Koukorava C, Farah J, Struelens L, Clairand I, Donadille L, Vanhavere F, Dimitriou P: Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses. J Radiol Prot. 2014; 34(3):509-28

35. Th. Laubenberger, J. Laubenberger: Technik der radiologischen Medizin 7. Überarbeitete Auflage. Deutscher Ärzte-Verlag, 1999, ISBN 978-3-7691-1132-3, Kapitel 4, S. 115f (Projektionsgesetze und ihre Anwendung)
36. Strahlenschutzkommission (SSK): Anforderungen an Personendosimeter - Empfehlung der Strahlenschutzkommission. Verabschiedet in der 247. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 24./25. Februar 2011
37. Alzen, Gerhard; Benz-Bohm, Gabriele: Kinderradiologie – Besonderheiten des Strahlenschutzes. Dtsch Arztebl Int 2011; 108(24): 407-14
38. Catalano C, Francone M, Ascarelli A, Mangia M, Iacucci I, Passariello R: Optimizing radiation dose and image quality. Eur Radiol. 2007; 17 Suppl 6:F26-32.
39. Xie George Xu: An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history. Phys. Med. Biol. 59 R233
40. N. Hidajat, R.-J. Schröder, T. Vogl, H. Schedel, R. Felix: Effektivität der Bleiabdeckung zur Dosisreduktion beim Patienten in der Computertomographie. Rofo. 1996; 165(5):462-5
41. Agarwal S, Parashar A, Ellis SG, Heupler FA Jr, Lau E, Tuzcu EM, Kapadia SR: Measures to reduce radiation in a modern cardiac catheterization laboratory. Circ Cardiovasc Interv. 2014;7(4):447-55.
42. Theodor Schmidt, Jürgen Freyschmidt: Handbuch diagnostische Radiologie: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz; Springer Verlag; Auflage: Softcover reprint of the original 1st ed. 2003 (12. September 2014), ISBN 978-3-642-62553-4, Kapitel 1.1, S. 31 (Grundlagen)
43. Egon Bücheler: Einführung in die Radiologie: Diagnostik und Interventionen, 11., völlig überarbeitete und erweiterte Auflage. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 2006. ISBN 3-13-316011-7, Kapitel 1, S. 2ff. (Geschichte und technisch-physikalische Grundlagen)
44. W. Schlungbaum, U. Flesch, U. Stabell: Medizinische Strahlenkunde 7., vollständig überarbeitete Auflage. Walter de Gruyter, 1993, ISBN 3-11-012850-0, Kapitel 10, S. 126ff (Anwendung der Röntgenstrahlen zur Diagnostik)
45. Geschichte der Radiologie. URL: <http://www.radiologie.de/hintergruende-und-fakten/geschichte-der-radiologie/> (Stand: 11.09.2014)

46. Andreas Christe, Johannes T. Heverhagen: Reduktion der Strahlenbelastung durch Fortschritte in der Computertomographie. Schlaglichter 2012: Radiologie Schweiz Med Forum 2013;13(1-2):11-12
47. Coolidge, W.D., A Powerful Roentgen Ray Tube with a Pure Electron Discharge. Phys. Rev. Series II, 1913: p. 409-430.
48. Werner Schlungbaum: Medizinische Strahlenkunde: Eine Einführung in die physikalischen, technischen und biologischen Grundlagen der medizinischen Strahlenanwendung für Mediziner und medizinisch-technische Assistentinnen. Walter de Gruyter, 1973. ISBN 3 11 004093 X, Kapitel 4A, S. 50 (Die Erzeugung von Röntgenstrahlen)
49. Gerhard Kütterer: Ach, wenn es doch ein Mittel gäbe, den Menschen durchsichtig zu machen wie eine Qualle!: die Röntgentechnik in ihren ersten beiden Jahrzehnten - ein besonders faszinierendes Stück Medizin- und Technikgeschichte, dargestellt in Zitaten. BoD – Books on Demand, 2005. ISBN 3-8334-2093-6, Kapitel 8, S. 334 (Ausgewählte bedeutsame Ideen zur Röntgen-Bildgebung)
50. A. M. Cormack: Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. J. Appl. Phys. 1963; 34, pp. 2722
51. G. N. Hounsfield: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1 Description of system. Br J Radiol, 1973; 46(552): p. 1016-22.
52. Robert A. Kruger, Charles A. Mistretta et al.: Computerized Fluoroscopy in Real Time for Noninvasive Visualization of the cardiovascular System. Radiology 1979; 130: 49-57
53. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P: Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology. 1990; 176(1):181-3.
54. Adrian M. K. Thomas, Arpan K. Banerjee, Uwe Busch: Classic Papers In Modern Diagnostic Radiology. Springer Science & Business Media, 2005. ISBN 3-540-21927-7, Kapitel
55. Ralf Tita: Variable isozentrische Steuerung für einen Standard C-Bogen mit echtzeitfähiger 3D-Rekonstruktion. Technische Universität München, Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, 2007.
56. G.N. Hounsfield: Historical notes on computerized axial tomography. J Can Assoc Radiol. 1976 Sep; 27(3):135-42.

57. Lee W. Goldman: Principles of CT and CT Technology J. Nucl. Med. Technol. 2007; 35:115-128
58. Dipl. Ing. Rüdiger Kramme: Medizintechnik 4. Auflage, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2011, ISBN-13 978-3-642-16186-5, Kapitel 2 (Spezieller Teil, Bildgebende Systeme), S. 300 (Digitale Radiographie)
59. M. Spahn, V. Heer, R. Freytag: Flachbilddetektoren in der Röntgendiagnostik; Der Radiologe 2003/5: 340-350; DOI: 10.1007/s00117-003-0890-y
60. W.A. Kalender: Der Einsatz von Flachbilddetektoren für die CT-Bildgebung, Der Radiologe May 2003, Volume 43, Issue 5, pp 379-387
61. van Zitteren M, Fan B, Lohle PN, de Nie JC, de Waal Malefijt J, Vriens PW, Heyligers JM: A shift toward endovascular repair for vascular complications in lumbar disc surgery during the last decade. Ann Vasc Surg. 2013 Aug; 27(6):810-9. doi: 10.1016/j.avsg.2012.07.019. Epub 2013 Mar 29.
62. Calise F, Giuliani A, Sodano L, Crolla E, Bianco P, Rocca A, Ceriello A: Segmentectomy: is minimally invasive surgery going to change a liver dogma?; Updates Surg. 2015 Jun; 67(2):111-5. doi: 10.1007/s13304-015-0318-z. Epub 2015 Jul 22.
63. Wong AP, Lall RR, Dahdaleh NS, Lawton CD, Smith ZA, Wong RH, Harvey MJ, Lam S, Koski TR, Fessler RG: Comparison of open and minimally invasive surgery for intradural-extramedullary spine tumors; Neurosurg Focus. 2015 Aug; 39(2):E11. doi: 10.3171/2015.5.FOCUS15129.
64. Assaf AT, Klatt JC, Blessmann M, Kohlmeier C, Friedrich RE, Pohlenz P, May A, Heiland M, Jürgens TP: Value of intra- and post-operative cone beam computed tomography (CBCT) for positioning control of a sphenopalatine ganglion neurostimulator in patients with chronic cluster headache. J Craniomaxillofac Surg. 2015 Apr; 43(3):408-13. doi: 10.1016/j.jcms.2014.12.017. Epub 2015 Jan 7.
65. Zhang Y, Yin FF, Ren L: Dosimetric verification of lung cancer treatment using the CBCTs estimated from limited-angle on-board projections. Med Phys. 2015 Aug; 42(8):4783. Doi: 10.1118/1.4926559.
66. Orth RC, Wallace MJ, Kuo MD; Technology Assessment Committee of the Society of Interventional Radiology.: C-arm cone-beam CT: general principles and technical considerations for use in interventional radiology. J Vasc Interv Radiol. 2008 Jun; 19(6):814-20. doi: 10.1016/j.jvir.2008.02.002. Epub 2008 Apr 23.

67. Cooke DL, Levitt MR, Kim LJ, Hallam DK, Sekhar LN, Ghodke BV: Laser-assisted flat-detector CT-guided intracranial access. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2015 Aug 5. [Epub ahead of print]
68. Banodkar AB, Gaikwad RP, Gunjekar TU, Lobo TA: Evaluation of accuracy of cone beam computed tomography for measurement of periodontal defects: A clinical study. *J Indian Soc Periodontol.* 2015 May-Jun; 19(3):285-9. doi: 10.4103/0972-124X.154176.
69. Klatt JC, Heiland M, Marx S, Hanken H, Schmelzle R, Pohlenz P: Clinical indication for intraoperative 3D imaging during open reduction of fractures of the mandibular angle. *J Craniomaxillofac Surg.* 2013 Jul; 41(5):e87-90. doi: 10.1016/j.jcms.2012.11.024. Epub 2013 Jan 18.
70. [No authors listed]: Siemens' Artis zeego brings surgery and industry together. *Cardiovasc J Afr.* 2009 Jul-Aug; 20(4):258.
71. Schafer S, Nithianathan S, Mirota DJ, Uneri A, Stayman JW, Zbijewski W, Schmidgunst C, Kleinszig G, Khanna AJ, Siewerdsena JH: Mobile C-arm cone-beam CT for guidance of spine surgery: image quality, radiation dose, and integration with interventional guidance. *Med Phys.* 2011 Aug; 38(8):4563-74.
72. Holly LT, Foley KT: Intraoperative spinal navigation. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003 Aug 1; 28(15 Suppl):S54-61.
73. Doerfler A, Göllitz P, Engelhorn T, Kloska S, Struffert T: Flat-Panel Computed Tomography (DYNA-CT) in Neuroradiology. From High-Resolution Imaging of Implants to One-Stop-Shopping for Acute Stroke. *Clin Neuroradiol.* 2015 Jun 20. [Epub ahead of print]
74. Vogl TJ, Schaefer P, Lehnert T, Nour-Eldin NA, Ackermann H, Mbalisike E, Hammerstingl R, Eichler K, Zangos S, Naguib NN: Intraoperative blood volume measurement using C-arm CT as a predictor for treatment response of malignant liver tumours undergoing repetitive transarterial chemoembolization (TACE). *Eur Radiol.* 2015 Jun 27. [Epub ahead of print]
75. Becker C, Wagershauser T, Tiling R, Weckbach S, Johnson T, Meissner O, Klingenberg-Regn K, Reiser M, Hoffmann RT: C-arm computed tomography compared with positron emission tomography/computed tomography for treatment planning before radioembolization. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2011 Jun; 34(3):550-6. doi: 10.1007/s00270-010-9897-8. Epub 2010 May 29.

76. Ng CS, Man Chu C, Kwok MW, Yim AP, Wong RH: Hybrid DynaCT scan-guided localization single-port lobectomy. [corrected]. *Chest*. 2015 Mar; 147(3):e76-8. doi: 10.1378/chest.14-1503.
77. Crowhurst JA, Campbell D, Whitby M, Pathmanathan P: Novel utilization of 3D technology and the hybrid operating theatre: Peri-operative assessment of posterior sterno-clavicular dislocation using cone beam CT. *J Med Radiat Sci*. 2013 Jun; 60(2):67-70. doi: 10.1002/jmrs.15. Epub 2013 Jun 3.
78. Raj S, Irani FG, Tay KH, Tan BS: C-arm Cone Beam Computed Tomography: A New Tool in the Interventional Suite. *Ann Acad Med Singapore*. 2013 Nov; 42(11):585-92.
79. Hudorović N, Rogan SA, Lovricević I, Zovak M, Schmidt S: The vascular hybrid room--operating room of the future. *Acta Clin Croat*. 2010 Sep; 49(3): 289-98.
80. Börgermann J, Jategaonkar S, Haas N, Gummert JF, Ensminger SM: Hybrid operation theatre from the point of view of cardiac surgery. The future for the heart team. *Chirurg*. 2013 Dec; 84(12):1022-9. doi: 10.1007/s00104-013-2556-2.
81. <http://www.nl3prc.nl/users/datashee/100260-an-01-de-Radioaktivitaetsmessge-raet.pdf>
82. Speckmann, Hescheler, Köhling: *Physiologie* 5. Auflage. Elsevier, München 2008, ISBN 978-3-437-41318-6, Kapitel 12, S. 531 (Wasser- und Salzhaushalt)
83. Brzozowska A, Idziak M, Burdan F, Mazurkiewicz M: Symptoms and treatment of radiation-induced reactions. *Pol Merkur Lekarski*. 2015 May; 38(227):283-7.
84. Vañó E, González L, Beneytez F, Moreno F: Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. *Br J Radiol*. 1998 Jul; 71(847):728-33.
85. Jentsch T, Pietsch CM, Stigler B, Ramseier LE, Seifert B, Werner CM: The compliance with and knowledge about radiation protection in operating room personnel: a cross-sectional study with a questionnaire. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2015 Sep; 135(9):1233-40. doi: 10.1007/s00402-015-2257-z. Epub 2015 Jun 19.
86. Borges CF, Reggio E, Vicentini FC, Reis LO, Carnelli GR, Fregonesi A: How are we protecting ourselves from radiation exposure? A nationwide survey. *Int Urol Nephrol*. 2015 Feb; 47(2):271-4. doi: 10.1007/s11255-014-0882-z. Epub 2014 Nov 15.

87. Kaasalainen T, Palmu K, Lampinen A, Kortesiemi M: Effect of vertical positioning on organ dose, image noise and contrast in pediatric chest CT--phantom study. *Pediatr Radiol.* 2013 Jun; 43(6):673-84. doi: 10.1007/s00247-012-2611-z. Epub 2013 Jan 23.
88. Kaasalainen T, Palmu K, Reijonen V, Kortesiemi M: Effect of patient centering on patient dose and image noise in chest CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2014 Jul; 203(1):123-30. doi: 10.2214/AJR.13.12028.
89. Habibzadeh MA, Ay MR, Asl AR, Ghadiri H, Zaidi H: Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies. *Phys Med.* 2012 Jul; 28(3):191-9. doi: 10.1016/j.ejmp.2011.06.002. Epub 2011 Jul 8.
90. Cheng EY, Naranje SM, Ritenour ER: Radiation dosimetry of intraoperative cone-beam compared with conventional CT for radiofrequency ablation of osteoid osteoma. *J Bone Joint Surg Am.* 2014 May 7; 96(9):735-42. doi: 10.2106/JBJS.M.00874.
91. Cazzato RL, Battistuzzi JB, Catena V, Grasso RF, Zobel BB, Schena E, Buy X, Palussiere J: Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Versus CT in Lung Ablation Procedure: Which is Faster? *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2015 Mar 19. [Epub ahead of print]
92. Dijkstra ML, Eagleton MJ, Greenberg RK, Mastracci T, Hernandez A: Intraoperative C-arm cone-beam computed tomography in fenestrated/branched aortic endografting. *J Vasc Surg.* 2011 Mar; 53(3):583-90. doi: 10.1016/j.jvs.2010.09.039. Epub 2010 Dec 3.
93. Törnqvist P, Dias N, Sonesson B, Kristmundsson T, Resch T: Intra-operative cone beam computed tomography can help avoid reinterventions and reduce CT follow up after infrarenal EVAR. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2015 Apr; 49(4):390-5. doi: 10.1016/j.ejvs.2015.01.009. Epub 2015 Feb 27.
94. Biasi L, Ali T, Hinchliffe R, Morgan R, Loftus I, Thompson M: Intraoperative DynaCT detection and immediate correction of a type Ia endoleak following endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2009 May; 32(3):535-8. doi: 10.1007/s00270-008-9399-0. Epub 2008 Jul 26.
95. Schulz CJ, Schmitt M, Böckler D, Geisbusch P: Intraoperative contrast-enhanced cone beam computed tomography to assess technical success during endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg.* 2016 Sept; 64 (3): 577-84. Doi: 10.1016/j.jvs.2016.02.045. Epub 2016 Apr. 19

7 **Abbildungsverzeichnis**

- 1-1 Jürgen Kiefer: Strahlen und Gesundheit 1. Auflage, Wiley-VCH Verlag & Co. KGaA, Weinheim 2012, ISBN 978-3-527-64842-9, Kapitel 1.2 (Elektromagnetische Wellenstrahlung)
- 1-2 <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/beruf/strahlenschutzregister/strahlenschutzregister-auswertungen.html>
- 1-3 Bundesamt für Strahlenschutz: <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>
- 1-4 Eigene Darstellung angelehnt an: Th. Laubenberger, J. Laubenberger: Technik der radiologischen Medizin 7. Überarbeitete Auflage. Deutscher Ärzte-Verlag, 1999, ISBN 978-37691-1132-3, Kapitel 4, S. 115F (Projektionsgesetze und ihre Anwendung)
- 1-5 https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-contextroot/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/documents/download/nda2/ndyx/~edisp/guide-to-right-dose-03508199.pdf
- 1-6 Privates Foto: Artis Zeego, Angiographieanlage (Siemens, Forchheim), Angiographie Universitätsklinikum Großhadern
- 2-1 Privates Foto: Artis Zeego, Angiographieanlage (Siemens, Forchheim), Angiographie Universitätsklinikum Großhadern
- 2-2 Privates Foto: Voltcraft HS-036 mit 4-stelligem LCD
- 2-3 Privates Foto: a: Wassersäule in der Wäschewanne;
b: Aufbau des Modells
- 2-4 Privates Foto: Programmeinstellung im Artis Zeego System
- 2-5 Privates Foto: Einstellung der Tisch- und Detektorposition
- 2-6 Privates Foto: Voltcraft HS-036 im Einsatz
- 2-7 Privates Foto: a: Wanne mit 15cm Wassersäule;
b: Platzierung des Testmusters
- 3-1 Private Grafik: Mittelwerte des DFP im experimentellen Modell
- 3-2 Private Grafik: Mittelwerte der Streustrahlung im experimentellen Modell
- 3-3 Private Grafik: Mittelwerte des DFP in der klinischen Routine

- 3-4 Private Grafik: Mittelwerte der Streustrahlung in der klinischen Routine
- 3-5 Private Grafik: Mittelwerte des DFP verschiedener Körperteile
- 3-6 Private Grafik: Mittelwerte der Streustrahlung verschiedener Körperteile
- 3-7 Private Grafik: Mittelwerte des DFP bei verschiedenen Bildgrößen
- 3-8 Private Grafik: Mittlere Streustrahlung bei verschiedenen Bildgrößen
- 3-9 Privates Foto: a: Auszug aus der Bilderreihe mit einer SID von 100cm;
b: Auszug aus der Bilderreihe mit einer SID von 120cm

8 Tabellenverzeichnis

- 1-1 Maximilian Reiser, Fritz-Peter Kuhn, Jürgen Debus: Duale Reihe-Radiologie. Georg Thieme Verlag Stuttgart 2011. ISBN 978-3-13-125323-1, Kapitel 3.3, S. 57 (Risiken durch Strahlenexposition)
- 1-2 Bundesamt für Strahlenschutz (BfS), URL: <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/beruf/grenzwerte/grenzwerte.html> (Stand 19.02.2020)
- 3-1 Private Tabelle: Verbundener T-Test für die Differenz des mittleren DFP im Modellversuch
- 3-2 Private Tabelle: Verbundener T-Test für die Differenz der mittleren Streustrahlung im Modellversuch
- 3-3 Private Tabelle: Ergebnisse aus der klinischen Routine
- 3-4 Private Tabelle: Untersuchungsspektrum
- 3-5 Private Tabelle: Verbundener T-Test für die Differenz des mittleren DFP in der klinischen Routine
- 3-6 Private Tabelle: Verbundener T-Test für die Differenz der mittleren Streustrahlung in der klinischen Routine
- 3-7 Private Tabelle: Verbundener T-Test für die Differenz des mittleren DFP in der Kategorie „Becken“
- 3-8 Private Tabelle: Verbundener T-Test für die Differenz der mittleren Streustrahlung in der Kategorie „obere Extremität“
- 3-9 Private Tabelle: Verbundener T-Test für die Differenz des mittleren DFP bezüglich der Bildeinstellung von 48cm
- 3-10 Private Tabelle: Verbundener T-Test für die Differenz der mittleren Streustrahlung bezüglich der Bildeinstellung von 48cm

9 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ALARA	As low as reasonably achievable
Bq	Becquerel
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratcentimeter
CT	Computertomographie
d	Distanz
df	Anzahl der Freiheitsgrade
DFP	Dosis-Flächen-Produkt
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
et al.	Et alia = und andere
exp.	Exponentiell
h	Stunde
Imp	Impuls
Kerma	Kinetic Energy released per unit mass
keV	Kiloelektronenvolt
kg	Kilogramm
LC	Liquid Crystal
m	Meter
m ²	Quadratmeter
MeV	Megaelektronenvolt
mm	Millimeter

mSv	Millisievert
ODA	Objekt-Detektor-Abstand
Prot.	Protokoll
PTA	Perkutane transluminale Angioplastie
PTC	Perkutane transhepatische Cholangiographie
p-Wert	Probability-Wert
RIS	Radiology Information Systems
s	Sekunde
SID	Source-to-image-distance
SIRT	Selektive interne Radiotherapie
Sv	Sievert
t	Empirische Prüfwertgröße
Tab.	Tabelle
TACE	Transarterielle Chemoembolisation
TcA	Technetium-Angiographie
μ Gy	Mikrogray
μ Sv	Mikrosievert

10 Danksagung

Herrn Prof. M. Reiser danke ich für die Überlassung des Themas.

Herrn Dr. T. Wagershauser danke ich für seine ausgezeichnete Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung der gesamten Arbeit.

Meinen Eltern, denen ich diese Arbeit widme, meinen Geschwistern und Martin möchte ich für ihre Unterstützung und Ermutigung sowohl während des Studiums als auch darüber hinaus danken.

11 Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit mit dem Titel

Strahlenbelastung für Patient und Untersucher bei robotergestützten Röntgenanlagen in Abhängigkeit vom Objekt-Detektor-Abstand

in der Abteilung für Radiologische Diagnostik der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München unter der Betreuung von Dr. med. Tobias Waggerhauser selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe.

Die Arbeit wurde weder ganz noch in Teilen an anderer Stelle im Rahmen eines Prüfungsverfahrens vorgelegt.

München, den 10.03.2021

Carlotta-Carolin Lehrmann
.....