Aus der

Radiologischen Universitätsklinik Tübingen

Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie

Vergleichende Untersuchung der direkten und indirekten Strahlenbelastung bei Verwendung von Obertisch- und Untertischstrahlern für interventionelle Angiografien

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der medizinischen Fakultät Tübingen
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Kaleth, Stella Maria
2025

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. R. Syha
2. Berichterstatter: Professor Dr. C. la Fougère

Tag der Disputation: 10.01.2025

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung 6

2. Physikalische und technische Grundlagen 7

2.1 Grundprinzipien der Fluoroskopie 7

2.1.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung 7

2.1.2 Röntgengerätentwicklung 8

2.1.3 Fluoroskopie und digitale Subtraktionsangiografie 9

2.2 Grundprinzipien der Dosimetrie 10

2.2.1 Strahlungsarten 10

2.2.2 Dosimetrische Begriffe 10

2.2.3 Dosimetriegrößen im Strahlenschutz 11

2.2.4 Wechselwirkung ionisierender Strahlung 13

2.2.5 Strahlenschäden 14

2.3 Grundlagen und Umsetzung des Strahlenschutzes 15

2.4 Angewandter Strahlenschutz 17

2.5 Zielsetzung der Arbeit 18

3. Material und Methode 19

3.1 Angiografiegeräte 19

3.1.1 Das Obertischgerät 19

3.1.2 Das Untertischgerät 19

3.1.3 Unterschiede im Strahlenschutz 20

3.2 Thermolumineszenzdetektoren 21

3.2.1 Kalibrierung der TLDs 22

3.2.2 Auswertung der TLDs 22

3.3 Das Alderson RANDO Phantom 24

3.4 Ray Safe X2 Gerät 25

3.5 Versuchsaufbau 25
3.5.1 Strahlenbelastung für Untersucher und MTRA 25
3.5.2 Direkte Strahlenbelastung / Patientendosis 28
3.6 Versuchsdurchführung 32
3.7 Versuchsprotokolle 32
3.7.1 Strahlenbelastung für Untersucher und MTRA 32
3.7.2 Direkte Strahlenbelastung /Patientendosis 36
3.8 Statistische Auswertung 36
3.8.1 Strahlenbelastung für Untersucher und MTRA 36
3.8.2 Direkte Strahlenbelastung /Patientendosis 37
4. Ergebnisse 38
4.1 Dosisberechnung 38
4.1.1 Strahlungsbelastung für Untersucher und MTRA 38
4.1.2 Patientendosis 53
5. Diskussion 64
5.1 Zusammenfassung der Ergebnisse 64
5.2 Indirekte Strahlenbelastung für den Untersucher 66
5.2.1 Strahlenbelastungseffekte auf verschiedene Körperregionen 66
5.3 Indirekte Strahlenbelastung für die MTRA 68
5.4 Vergleich Ober-und Untertischgerät 69
5.5 Strahlenschutzvorgaben für strahlenexponierte Arbeitskräfte 70
5.5.1 Strahlenschutzmaßnahmen für medizinisches Personal 71
5.6 Patientendosis 74
5.6.1 Gesetzliche Grenzwerte und Strahlenschutzstandards 74
5.6.2 Differenz in Organdosis zwischen Ober- und Untertischgerät 75
5.6.3 Effektive Strahlenschutzmaßnahmen für Patienten 78

5.7 Optimierung des Strahlenschutzes und zukünftige Entwicklungen 79
5.8 Limitationen der Studie 80
6. Zusammenfassung 82
7. Literaturverzeichnis 83
8. Erklärung zum Eigenteil 93
9. Veröffentlichung 94
10. Danksagung 94

1. Einleitung

Interventionell tätige Radiologen nutzen Röntgenstrahlung, um diagnostische und therapeutische Eingriffe am Patienten vorzunehmen (Sabharwal *et al*., 2007). Die Röntgendiagnostik ist ein bedeutendes bildgebendes Verfahren, das 2015 in Deutschland über 135 Millionen Mal durchgeführt wurde, mit durchschnittlich 1,7 Anwendungen pro Einwohner pro Jahr (Bundesamt für Strahlenschutz, 2019). Im Jahr 2020 wurden über 370000 Darstellungen des Gefäßsystems bei vollstationären Patienten in Deutschland durchgeführt (Statistisches Bundesamt (Destatis), 2021).

In den letzten Jahren kamen Radiologen für bestimmte Interventionen, z.B. bei der Portimplantation eine größer werdende Rolle zu (Debus, 2010, Denny, 1992). Ein Portkatheter bietet die Möglichkeit einer Medikamentengabe ohne wiederholte Punktion der oberflächlichen Venen. Insbesondere bei onkologischen Patienten ermöglicht dies eine sichere und nebenwirkungsarme Durchführung der Medikamentenapplikation verglichen mit anderen Kathetersystemen (Wang *et al*., 2022).

Der demografische Wandel in den westlichen Ländern hat zu einem signifikanten Anstieg von Herz-Kreislauf-Erkrankungen, wie Arteriosklerose und ihren Folgeerkrankungen, wie der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit (pAVK) und dem Myokardinfarkt, geführt (Peters *et al*., 2010, Kaltenbach, 2006). Beide Erkrankungen resultieren aus dem Verschluss von versorgenden Gefäßen, die durch einen perkutanen Katheter interventionell revaskularisiert werden können. In den vergangenen Jahrzehnten wurden aufwendige therapeutische Operationen mit einem höheren Morbiditäts- und Letalitätsrisiko durch minimal invasive Verfahren mit angiografieunterstützten Interventionen ersetzt (Liapi and Geschwind, 2007). Patienten mit nicht operablen Lebertumoren, die vor Einführung der selektiven internen Radiotherapie (SIRT) schwer therapierbar waren, haben durch Nutzung der angiografischen Intervention einen weitere schonenderen kurativen Therapieansatz erhalten (Lau *et al*., 1998, Prompers *et al*., 2011).

2. Physikalische und technische Grundlagen

2.1 Grundprinzipien der Fluoroskopie

Die Fluoroskopie, als essenzieller Bestandteil interventioneller Angiografien, basiert auf dem Prinzip der kontinuierlichen Röntgenstrahlungsdurchleuchtung zur Echtzeitvisualisierung anatomischer Strukturen. Dieses Verfahren ermöglicht die dynamische Beobachtung von medizinischen Interventionen unter fluoroskopischer Kontrolle.

2.1.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung

Die Grundlage der Fluoroskopie bildet die Röntgenstrahlung. An einer Kathode im Vakuum wird eine Hochspannung von 10 - 400 kV angeschlossen. Elektronen werden beschleunigt und treffen auf die gegenüberliegende Blei- oder Wolfram-Anode, wo sie stark abgebremst werden (Heuck, 1995, Greilich and Osinga-Blättermann, 2018).

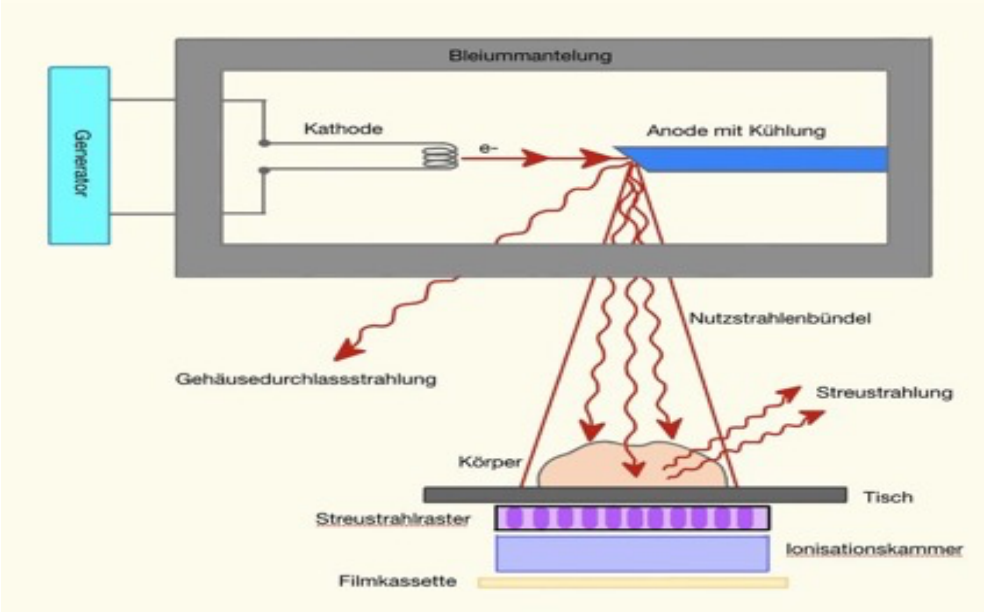

Abbildung 1 Schematischer Aufbau eines Röntgengerätes mit deckenmontiertem Röntgenstrahler (Kiefer and Kiefer, 2003))

Die elektrokinetische Energie wird primär in Wärme umgewandelt, wobei nur etwa 1 % als elektromagnetische Strahlung, das sogenannte Nutzstrahlenbündel, die Röntgenröhre verlässt (Coulam *et al.*, 1981). Dies erfordert eine Anodenkühlung. Aufgrund der Wechselwirkung von Photonen mit Materie, die zu einer Richtungsänderung führen kann, ist eine adäquate

Abschirmung der Röntgenröhre unerlässlich. Dennoch kommt es zur Gehäusedurchlassstrahlung, die ein zusätzliches Gesundheitsrisiko für das röntgendiagnostische Personal darstellt (Hoffmann and Krischewski, 2002). Eine Kathodenspannung unter 100 kV erzeugt ca. 1 % Gehäusedurchlassstrahlung (Krieger, 2017).

Metallfilter, die das Röntgenspektrum schwächen, erhöhen den Anteil an hochenergetischer, sogenannter harter Strahlung, die weniger absorbiert wird und größere Streuung sowie geringeren Bildkontrast aufweist (Mahesh, 2013, Lange, 1988). Im Gegensatz dazu führt weiche Röntgenstrahlung mit einem Energiespektrum unter 60 keV aufgrund fast vollständiger Absorption im Gewebe zu einer erhöhten Patientenbelastung und hat daher eine geringe diagnostische Relevanz (Huda and Slone, 2003, Hall and Giaccia, 2006).

Eine niedrigere Röhrenspannung erzeugt energieärmere Röntgenstrahlung mit größerer Wellenlänge, die zu einem höherem Bildkontrast führt.

2.1.2 Röntgengerätentwicklung

Die Röntgentechnologie hat wesentliche Fortschritte erzielt, beginnend mit der Einführung des Röntgenbildverstärkers 1940. In diesem Hochvakuumsystem erzeugen Röntgenstrahlen, die auf Cäsiumiodid-Szintillatoren treffen, ein helles Bild auf einem Ausgangsleuchtschirm, das fotografiert und auf einem Bildschirm dargestellt wird (Loose, 2018). Diese Technologie reduziert den Dosisbedarf im Vergleich zu Film-Folie-Systemen und ermöglicht Echtzeitvisualisierungen bei Fluoroskopien mit sehr niedrigen Dosen (Schulz, 2001).

Für digitale Radiographien wird nur noch 20-50 % der Strahlendosis benötigt (Link and Heppe, 1998, Georgi, 1988). Digitale Detektoren haben die Film-Folien-Technik weitgehend ersetzt, was zu einer höheren Bildqualität und einem geringeren Strahlendosisbedarf führt (Korner *et al.*, 2007, Kim *et al.*, 2008). Die Verbesserungen umfassen niedrigere Kathodenspannungen und eine höhere Detective Quantum Efficiency (DQE), was Bildrauschen verringert und den Kontrast erhöht (Tingberg and Sjostrom, 2003, Launders *et al*., 2001).

2.1.3 Fluoroskopie und digitale Subtraktionsangiografie

1935 wurde die fotografische Subtraktion zur Gefäßdarstellung entwickelt und später zur digitalen Subtraktionsangiografie (DSA) weiterentwickelt. Hierbei wird eine Negativaufnahme ohne Gefäßdarstellung von einer Röntgenaufnahme mit kompletter Gefäßdarstellung mittels Computer subtrahiert. Das Ergebnis ist ein Bild mit kontrastierten Gefäßen (Beduhn, 1988).

Ab 2000 wurden dynamische Festkörperdetektoren für die Fluoroskopie eingeführt, die hohe Bildhomogenität und 3D-Bildgebung ermöglichten. Die C-Bogen-Geräte können in 180-220° über den Patienten rotieren. Durch die Reduktion der DSA-Bilderanzahl kann die Strahlendosis minimiert und es können hochwertige 3-D-Schnittbilder generiert werden, bekannt als Cone-Beam-CT oder digitale Volumentomografie (DVT) (Kraus *et al.*, 2016, Kothary *et al.*, 2011, Loose, 2018).

Die Weiterentwicklung der Röntgengeräte umfasst verschiedenen Anordnungen von Röntgenröhre und Detektor in Bezug auf die Lage des Patienten. Klassische Untertischgeräte haben den Röntgenstrahler unterhalb der Lagerungsplatte und den Detektor oberhalb des Patienten. Bleigummistreifen unterhalb der Lagerungsplatte dienen dem Strahlenschutz des Untersuchers (Novelline, 1997, Laubenberger and Laubenberger, 1999). Der C-Bogen, Kernelement volldigitalisierter Durchleuchtungsgeräte mit Festkörperdetektoren, kann decken- oder bodenmontiert sein. Er ermöglicht die Durchleuchtung unter Bewegung und die Umwandlung von einem Untertisch- in einen Obertischstrahler.

2.2 Grundprinzipien der Dosimetrie

2.2.1 Strahlungsarten

Ionisierende Strahlung, einschließlich Röntgenstrahlung, kann Elektronen von ihren jeweiligen Atomen lösen und ihre Verbindung aufbrechen (Greilich and Osinga-Blättermann, 2018). Die Strahlenbelastung erfolgt durch natürliche, zivilisatorische und berufliche Quellen. Die natürliche Strahlenbelastung durch kosmische und terrestrische Strahlung sowie Radon-Gas beträgt durchschnittlich 2,1 mSv pro Jahr pro Person (Bundesamt für Strahlenschutz, 2020c). Zivilisatorische Strahlenbelastung resultiert aus menschlichen Aktivitäten (Kaul, 2003), während berufliche Strahlenbelastung Personen betrifft, die mit Röntgengeräten arbeiten (Haciosmanoglu, 2017).

Es existieren Grenzwerte, darunter die Berufslebensdosis (400 mSv) und die mittlere Strahlenexposition der Allgemeinbevölkerung durch medizinische Röntgenstrahlung (jährlich pro Kopf 1,7 mSv) (Bundesamt für Strahlenschutz, 2020a).

2.2.2 Dosimetrische Begriffe

Energiedosis (D): Die absorbierte Strahlungsenergie, gemessen in J/kg oder Gray, beschreibt die per Ionisation übertragende Energie auf eine Masse. Die Energiedosis variiert je nach bestrahlter Materie und ist proportional zur biologischen Wirkung im Gewebe. Die Energiedosis ist messbar.

Dosisflächenprodukt (DFP): Das Produkt aus der mittleren Fläche der Strahlendosisverteilung und der Dosis entlang der Strahlenrichtung. Es ist konstant und unabhängig vom Abstand zur Strahlungsquelle (Brix *et al.*, 2003). Die Einheit ist Gy x cm^2. Der Quotient aus Dosis und DFP ist wichtig für die Abschätzung der effektiven Dosis des Patienten und gibt Aufschluss über die Strahlungseffizienz und die Effektivität von Strahlenschutzmaßnahmen (Commission, 2014). Eine niedrige Dosis im Verhältnis zum DFP deutet darauf hin, dass die Strahlungseffizienz hoch ist und die Strahlenschutzmaßnahmen effektiv sind.

2.2.3 Dosimetriegrößen im Strahlenschutz

2.2.3.1 Äquivalentdosis

Die **Äquivalentdosis (H)** berücksichtigt die unterschiedliche biologische Wirkung verschiedener Strahlungsarten. Sie berechnet sich als Produkt aus der Energiedosis (D) und einem Qualitätsfaktor (q) und wird in Sievert [Sv]: 1 Sv = 1 J/kg gemessen (ICRP, 2007, Lange, 1988).

Die **Organdosis (H_T)** ist die Äquivalentdosis für bestimmte Zielorgane und wird durch Multiplikation der mittleren Energiedosis (D) in einem Organ bzw. Gewebe (T) mit dem Strahlungswichtungsfaktor (w_R) berechnet (Reiser, 2017).

2.2.3.2 Effektive Dosis

Die **effektive Dosis (E)** ist ein Maß für das biologische bzw. stochastische Risiko für DNA-Schäden durch Strahlenwirkungen. Diese Dosis berücksichtigt nicht nur die absorbierte Energie in den bestrahlten Geweben und Organen, sondern auch die unterschiedlichen Strahlenempfindlichkeiten dieser Organe für die Induktion stochastischer Wirkungen. **E** wird in Sievert [Sv] angegeben und zusammen mit der Organdosis zur Festlegung von Personendosisgrenzwerten verwendet (Krieger, 2017). Die effektive Dosis berechnet sich wie folgt:

Formel 1 Berechnung der effektiven Dosis (Strahlenschutzkommission, 2007)

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

E = Effektive Dosis [mSv]
w_T = Gewebewichtungsfaktor
H_T = Organdosis in dem Gewebe

Dabei steht H_T für die Äquivalentdosis eines bestimmten Zielorgans oder Gewebes, und w_T ist der Gewebe-Wichtungsfaktor, der die unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit der Gewebe berücksichtigt.

Die Internationale Kommission für Strahlenschutz (ICRP) gibt spezifische Wichtungsfaktoren w_T für verschiedene Organe und Gewebe vor, die in Tabelle 1 aufgeführt werden.

Die Gewebe-Wichtungsfaktoren sind Mittelwerte für verschiedene Altersgruppen, Geschlechter und Durchschnittswerte der Gesamtbevölkerung, wobei die Summe der Organ- bzw. Gewebe-Wichtungsfaktoren 1 ergibt (Strahlenschutzkommision, 1997).

Tabelle 1 Auflistung der Gewebe-Wichtungsfaktoren nach ICRP 103 von 2007

Gewebe / Organ	**Gewebe-Wichtungsfaktoren**
Rotes Knochenmark	0,12
Kolon	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Mamma	0,12
Keimdrüsen	0,08
Blase	0,04
Ösophagus	0,04
Leber	0,04
Schilddrüse	0,04
Haut	0,01
Gehirn	0,01
Speicheldrüse	0,01
Restliche Gewebe und Organe	0,12

2.2.3.3 Ortsdosis

Die **Ortsdosis** ist eine Äquivalentdosis eines bestimmten Raumpunktes, z.B. des Untersuchungstisches. Die Ortsdosis ermöglicht die Festlegung von Strahlenschutzbereiche bzw. Sperrzonen (Krieger, 2017, Reiser, 2017).

2.2.3.4 Personen- und Körperdosis

Die **Personendosis** ist ein individuelles Maß und wird an einer repräsentativen Körperoberfläche gemessen. Für Strahlung mit hoher Eindringtiefe wird die Äquivalentdosis mit 10 mm Tiefe im Körper verwendet. Bei Strahlung geringerer Eindringtiefe wird die Hautdosis einer Körpertiefe von 0,07 mm bestimmt (ICRP, 2011). Die Augenlinsendosis wird in 3 mm Tiefe hinter der strahlenunempfindlicheren Hornhaut bestimmt (Krieger, 2013).

Die Körperdosis beinhaltet die Organdosis und effektive Dosis und wird mithilfe von Abschätzungen an anthropomorphen Phantomen ermittelt (Strahlenschutzkommission, 2007).

2.2.4 Wechselwirkung ionisierender Strahlung

2.2.4.1 Photoeffekt

Beim Photoeffekt wird ein Photon absorbiert und ein atomares Elektron emittiert, wobei die gesamte Energie des absorbierten Photons auf das Elektron übertragen wird. Dieser Effekt tritt auf, wenn die Photonenenergie die Bindungsenergie des Elektrons übersteigt. Die Emissionsrichtung hängt von der Einfallsrichtung des Photons ab, wobei höhere Photonenenergien zu einer stärkeren Emission in Richtung der Photonenstrahlung führen (Krieger, 2017). Der Photoeffekt spielt eine wichtige Rolle im Strahlenschutz, besonders bei niedrigen Energien oder Absorbern mit hoher Ordnungszahl, und wird durch Bleischürzen verhindert (Grupen *et al*., 2008).

2.2.4.2 Compton-Effekt

Der Compton-Effekt ist ein ionisierender Wechselwirkungsprozess, bei dem ein Photon einen Teil seiner Energie an ein Elektron der äußeren Elektronenschale überträgt, ohne absorbiert zu werden. Das Photon wird abgelenkt und seine Wellenlänge vergrößert sich. Bei niedrigen Photonenenergien kann es zu einer Rückwärtsstreuung kommen, wodurch das Atom einfach ionisiert wird. Der Compton-Effekt dominiert im Bereich der Röntgen- und Gammastrahlung von 30 keV bis 30 MeV und erfordert angemessenen Strahlenschutz, um Schäden durch die entstehende Streustrahlung zu vermeiden (Krieger, 2017).

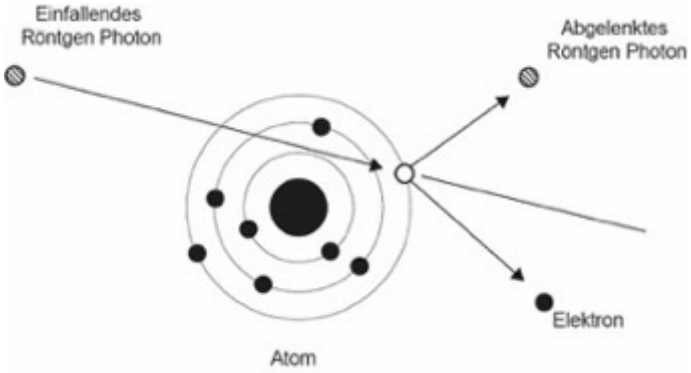

Abbildung 2 Skizze des Compton Effekts (Kim Huhn©)

2.2.4.3 Klassische Streuung

Die klassische Streuung beschreibt eine Hüllenwechselwirkung, bei der ein Photon die gebundenen Hüllenelektronen anregt, ohne Energie zu übertragen. Die Energie des Strahlenbündels bleibt unverändert. Dieser Effekt ist insbesondere bei Absorbern mit hoher Dichte und niedrigen Strahlenenergien um 20 keV relevant (Krieger, 2017).

2.2.5 Strahlenschäden

2.2.5.1 Deterministische Strahlenschäden

Deterministische Strahlenschäden treten regelmäßig auf, sobald eine Schwellendosis von 500 mSv überschritten wird. Sie umfassen akute Strahlenkrankheit, Katarakte, Ödeme, Erytheme, etc. (Stewart *et al.*, 2012, Grunert, 2019). Wichtige Schwellenwerte sind in Tabelle 2 aufgeführt:

Tabelle 2 Schwellenwerte für eine deterministische Schädigung (Bundesamt für Strahlenschutz, 2022)

Dosis	**Deterministische Strahlenschäden**
100 mSv	Unterer Schätzwert des Schwellenwerts für Schädigungen des Ungeborenen
1000 mSV	Akute Strahleneffekte (zum Beispiel Kopfschmerzen, Übelkeit, Erbrechen)
2000 mSV	Hautrötungen
3000 - 4000 mSv	Ohne medizinisches Eingreifen letale Dosis bei 50% nach 3-6 Wochen
> 8.000 mSv	Ohne medizinische Behandlung geringe Überlebenschancen

Eine subkapsuläre Katarakt der Augenlinse ist der häufigste bei medizinischem Personal vorkommende deterministische Strahlenschaden, während sie in der Allgemeinbevölkerung selten vorkommt (Picano and Vano, 2011). Das Risiko für eine strahlenbedingte Katarakt zu entwickeln kann bei interventionell tägigen Kardiologen bei bis zu 52% und für MTRA bei bis zu 45% liegen (Ciraj-Bjelac *et al.*, 2010).

2.2.5.2 Stochastische Strahlenschäden

Stochastische Strahlenschäden treten auch bei geringer Strahlenbelastung auf und haben einen kumulativen Effekt für exponierte Personen (John D. Boice *et al.*, 1979, Picano *et al.*, 2012). Diese Schäden, ohne Dosisschwelle, umfassen Tumorinduktion, Kanzerogenese und hereditäre Schäden der Keimbahn (Council, 2006). Bereits eine einmalige Bestrahlung der Keimdrüsen mit 1 Gy kann bei Nachkommen zu schweren strahlenbedingten Erkrankungen führen (Bundesamt für Strahlenschutz, 2020b).

2.3 Grundlagen und Umsetzung des Strahlenschutzes

Durch die kanzerogene Wirkung von Röntgenstrahlung kommt dem Strahlenschutz im medizinalltäglichen Gebrauch eine wichtige Rolle zu (Sedginidse, 1933). Das ALARA-Prinzip („as low as reasonably achievable“) wurde 1977 von der ICRP eingeführt, um die Strahlenexposition unterhalb des Grenzwerts von 5 keV zuhalten. Es fordert, die so weit wie möglich zu beschränken, ohne den diagnostischen und interventionellen Nutzen zu beeinträchtigen (Grupen *et al.*, 2008).

Bei Röntgenuntersuchungen unterscheidet man zwischen der hochenergetischen Primärstrahlung aus dem Nutzstrahlenbündel, die den Patienten direkt bestrahlt und der Streustrahlung, die durch Ablenkung entsteht und unterschiedlich energiereich ist. Streustrahlung führt zu zusätzlicher Strahlenexposition und Strahlenbelastung für medizinisches Personal (Arnstein *et al.*, 1994).

Das Arbeiten nach einem Rotationsschema kann die individuelle Strahlenbelastung geringer halten. Auch eine Abstandsvergrößerung zur Strahlungsquelle führt zu einer Verringerung der Strahlenexposition, da Intensität, Teilchenzahl und Energiedichte quadratisch mit dem Abstand abnehmen, wie das Abstandsquadratgesetzt besagt (s. Abbildung 3).

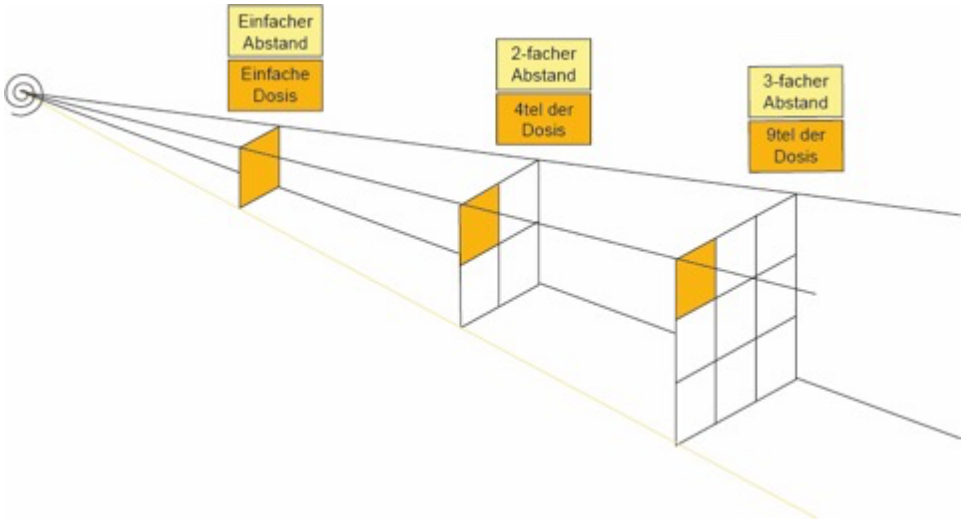

Abbildung 3 Darstellung des Abstandquadratgesetzes (MedizinphysikWiki ©)

Durch Abschirmung des Strahlenfeldes kann eine weitere Verringerung der Strahlendosis erreicht werden. Aufgrund der hohen Dichte und großen Ordnungszahl eignet sich Blei ideal zur Abschirmung, da es durch die hohe Bindungsenergie der inneren Elektronen stark absorbiert und zu geringer Streustrahlung führt.

Die Bleidicke bestimmt den Grad des Strahlenschutzes. In der medizinischen Röntgendiagnostik gelten für das Personal die in Tabelle 3 aufgeführten Bleigleichwerte:

Tabelle 3 Übersicht über die Bleiwerte der verfügbaren Strahlenschutze (Krieger, 2017)

Strahlenschutz	**Bleiwert**
Strahlenschutzschürze Vorderseite	0,35 mm Blei
Strahlenschutzschürze Rückseite	0,25 mm Blei
Strahlenschutz- Operationsschürze	0,25 mm Blei
Handschuhe inklusive halber Unterarm	0,25 mm Blei
Schilddrüsenschutz	0,50 mm Blei
Bleischutzbrille	0,75 mm Blei
Bleiacrylschutzscheibe	0,50 mm Blei

Zum Schutz des Patienten können Gonaden- sowie Ovarienschutzmaßnahmen eingesetzt werden, die einen Bleigleichwert von 0,5 mm Blei bei leichten Schürzen und bis zu 1mm Blei bei schweren Schürzen aufweisen (Krieger, 2017).

2.4 Angewandter Strahlenschutz

Mit zunehmender Komplexität und Dauer fluoroskopiegestützter Eingriffe steigt die Strahlenexposition für Untersucher, MTRA und Patienten (Miller, 2008). Hybride Angiografie-Operationssäle mit modernen Angiografiegeräten wurden entwickelt, um durch niedrige Pulsraten und Low-dose-Durchleuchtungen bei hoher Bildqualität die Strahlenbelastung zu reduzieren (Steinbauer *et al*., 2013).

Die EU-Mitgliedstaaten sind verpflichtet, die medizinische Strahlenexposition der Bevölkerung regelmäßig zu erfassen. Im Dose-Datamed-2-Projekt wurde für die europäische Bevölkerung eine mittlere effektive Dosis von 1,1 mSv pro Jahr durch Röntgenanwendungen ermittelt. Deutschland weist mit 1,7 mSv pro Jahr im europäischen Vergleich eine hohe mittlere effektive Dosis pro Kopf auf (Hoeschen, 2018).

Die Angiografie hat im Vergleich zu konventionellen Röntgendiagnostiken einen hohen Einfluss auf die kumulative effektive Dosis, ein Maß für die Strahlengefährlichkeit (Bundesamt für Strahlenschutz, 2018). Um die Strahlenbelastung im klinischen Alltag effizienter zu gestalten, empfiehlt das Bundesamt für Strahlenschutz Referenzwerte für Durchleuchtungsuntersuchungen, die auf die jeweilige Untersuchungsregion abgestimmt sind (Bundesamt für Strahlenschutz, 2010).

Zum Schutz bestimmter Körperbereiche sind in Deutschland unterschiedliche Grenzwerte für Organdosen pro Kalenderjahr für beruflich exponierte Erwachsene definiert. Die Jahresgrenzwerte der Organdosen sind in Tabelle 4 aufgeführt (Bundesamt für Strahlenschutz, 2020a).

Tabelle 4 Übersicht über die Grenzwerte der Organ-Äquivalentdosis pro Kalenderjahr

Gewebe / Organ	**Grenzwert der Organ-Äquivalentdosis pro Kalenderjahr**
Augenlinse	20 mSv
Haut	500 mSv
Extremitäten: Hände, Unterarme, Füße und Knöchel	500 mSV

2.5 Zielsetzung der Arbeit

Die durchgeführte Studie zielt darauf ab, eine umfassende Analyse der direkten und indirekten Strahlenbelastung bei der Verwendung eines Untertischgerätes, als reines Angiografiegerät „Siemens Artis Zeego“ (Siemens Healthineer, Erlangen, Deutschland) und dem Obertisch-Fusionsgerät „Siemens Multitom Rax“ (Siemens Healthineer, Erlangen, Deutschland), während simulierter interventioneller Angiografien durchzuführen. Die Hauptfragestellung dieser Arbeit bezieht sich darauf, inwiefern die Strahlenexposition für medizinisches Personal und Patienten durch die Wahl des Angiografegerätes, der Positionierung und der Interventionsparameter beeinflusst wird.

Die spezifischen Ziele dieser Untersuchung umfassen:

1. Die Ermittlung der indirekten Strahlenbelastung durch Streustrahlung bei verschiedenen Positionen im Raum (Untersucher, MTRA-1, MTRA-2) und Höhen (55 cm bis 165 cm).
2. Die Ermittlung der direkten Strahlenbelastung an Ober- und Untertischgerät, um die direkte Strahlenexposition während interventioneller Angiografien zu quantifizieren.
3. Die Evaluierung der Auswirkungen unterschiedlicher Interventionen (Portimplantation, SIRT, diagnostische Beckenangiografie) auf die Strahlenexposition.
4. Der Vergleich von Strahlendosiserfassungen unter Verwendung von Strahlenschutzmaßnahmen und ohne, um die Effektivität von Schutzvorrichtungen zu bewerten.

Die aufgestellte Nullhypothese (H_0) geht davon aus, dass es eine höhere Strahlenbelastung bei dem Obertischgerät Siemens Multitom Rax geben wird.

Um diese Hypothese zu prüfen, wurde ein Versuchsprotokoll erarbeitet, das am Patientenmodell umgesetzt wurde.

3. Material und Methode

3.1 Angiografiegeräte

3.1.1 Das Obertischgerät

Das Siemens Multitom Rax (Siemens Healthineer, Erlangen, Deutschland) ist ein robotergesteuertes Obertischgerät, bei dem die Röntgenstrahlung oberhalb des Lagerungstisches und somit oberhalb des Patienten abgeben wird. Zwei deckenmontierte Roboterarme ermöglichen flexible Bewegungen um den Patienten, ohne dass eine Umlagerung für verschiedene Projektionen erforderlich ist. Das Gerät kann 2-D-Radiographien, Fluoroskopien, digitale Subtraktionsangiografie (DSA) und 3-D-Bildgebungen durchführen.

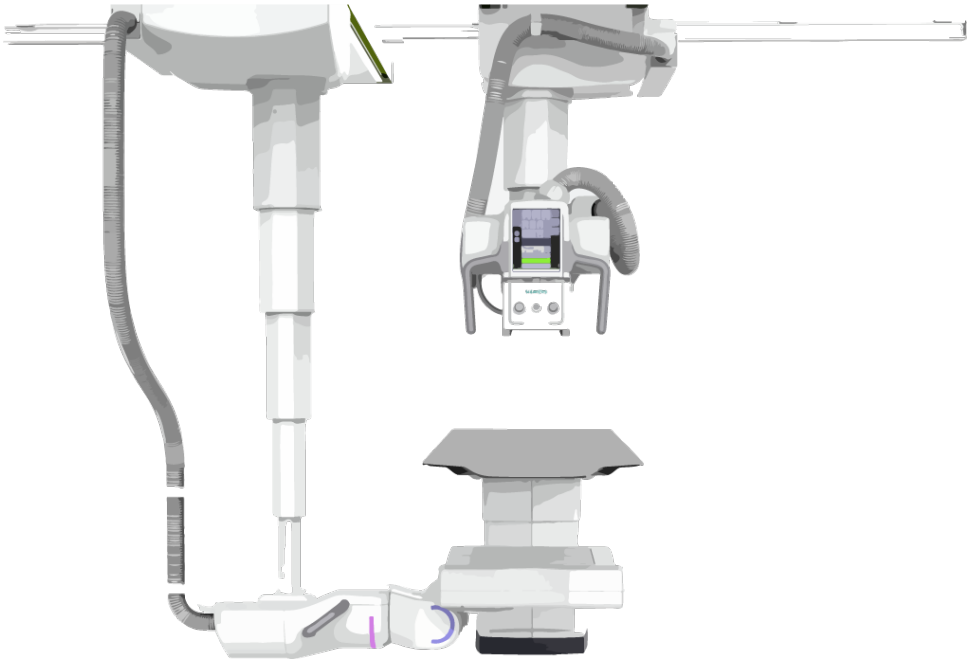

Abbildung 4 Siemens Multitom Rax Geräts (Kim Huhn ©)

3.1.2 Das Untertischgerät

Das Siemens Artis Zeego (Siemens Healthineer, Erlangen, Deutschland) ist ein festinstalliertes, multiaxiales Angiografiegerät auf Basis eines Industrieroboter-System (KUKA AG, Augsburg, Deutschland) betrieben C-Bogens. Das Gerät ist als Untertischgerät aufgebaut, bei der sich der Röntgenstrahler unterhalb des Lagerungstisches befindet. Die Strahlung trifft zuerst auf den Lagerungstisch, durchdringt danach den Patienten und wird von einem über dem Patienten befindlichen elektrischen Flächendetektor aufgenommen.

Der Lagerungstisch, bestehend aus strahlendurchlässiger Kohlefaser, ist fähig den Patienten in eine Kopf-Tieflage sowie in eine Seitenlage zu bewegen. Der Untersucher kann das Untertischgerät durch ein Steuerelement direkt am Lagerungstisch bedienen. Die Lagerungsposition des Tisches kann über eine Memoryfunktion gespeichert werden, was für den Versuchsaufbau dieser Arbeit genutzt wurde.

Der C-Bogen kann bis zu 190° um den Patienten rotieren. Es können CT-ähnliche Bilder erstellt werden, und die Software ermöglicht die Erzeugung von 2D- und 3D-Bildern der aufgenommenen Organe.

3.1.3 Unterschiede im Strahlenschutz

Der Strahlenschutzmaßnahmen an beiden Geräten sind gerätespezifisch und berücksichtigen die Unterschiede zwischen Ober- und Untertischröhre. Am Obertischgerät können zur Minimierung der direkten Strahlenbelastung des Patienten und der Streustrahlendosis des Untersuchers sowohl die deckenmontierte Bleiacrylschutzscheibe sowie die Patientenbleiauflagen der Fa. MAVIG (München, Deutschland) verwendet werden. Diese Bleiauflagen werden unmittelbar proximal des femoralen Gefäßzugangsweges aufgelegt. Demgegenüber stehen am Untertischgerät sowohl die deckenmontierte Bleiacrylschutzscheibe mit Bleilamellen und der am Tisch montierte, bis zum Boden reichende Bleischutzvorhang (Unterkörperstrahlenschutz) zur Verfügung (Abb. 5).

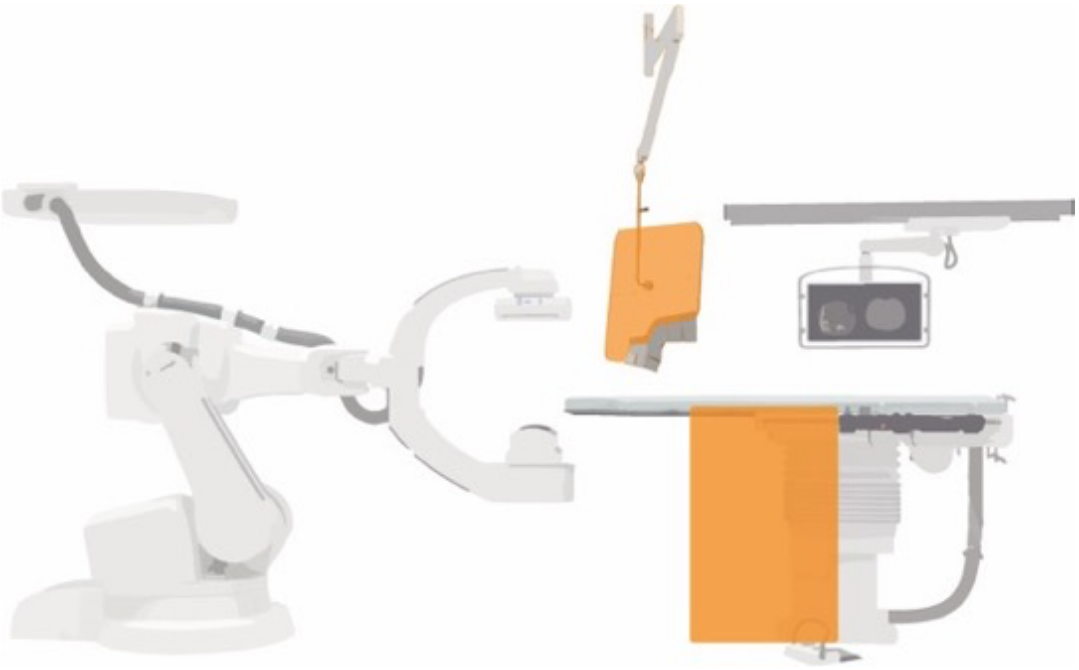

Abbildung 5 Skizze des angewandten Strahlenschutzes beim Siemens Artis Zeego Gerät (Kim Huhn©)

3.2 Thermolumineszenzdetektoren

Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) sind in der Dosimetrie eingesetzte kristalline Szintillatoren, die die Fähigkeit besitzen, ionisierende Strahlung zu detektieren und die aufgenommene Dosis zu quantifizieren.

Es wurden stäbchenförmige TLDs aus Lithium-Fluorid (TLD-100 von Harshaw) mit Abmessungen 1 mm x 1 mm x 6 mm verwendet. Sie sind hydrophobisch und annähernd gewebeäquivalent mit einem Dosisdynamikbereich von 10^{-5} bis 10^{3} Gy (Jones and Watson, 2010).

Bei Bestrahlung mit ionisierender Strahlung senden Szintillatoren Lichtblitze im sichtbaren Bereich aus (Johns and Cunningham, 1983). Dieser Effekt beruht auf Anregung der Valenzelektronen, die auf ein höheres Energielevel gebracht werden. Die dabei absorbierte Energie wird in speziellen, durch Fremdatome verursachte Fehlstellen gespeichert (Krieger, 2013). Durch Erhitzen der TLDs wird externe Energie zugeführt, wodurch sie die gespeicherte Energie in Form von sichtbarem Licht freisetzen. Dieses Phänomen wird als Thermolumineszenz bezeichnet (Krieger, 2013). Die Wellenlänge des freigegebenen Lichts ist proportional zur gespeicherten Energiedosis J/kg.

Es ist zu beachten, dass die Messung der Expositionsdosis mit TLDs eine indirekte Methode darstellt, da die Auswertung der Dosis in einem separaten Verfahren erfolgen muss und nicht direkt angezeigt wird (Alkhorayef, 2014).

3.2.1 Kalibrierung der TLDs

Vor der Verwendung wurden die fast unbenutzten TLDs mit unbekanntem Kalibrierfaktor mehrstündig bei hoher Temperatur zur Kalibrierung annihiliert. Dieser Prozess führte dazu, dass alle Elektronen aus den Haftstellen zurück in das Valenzband fielen. Die Kalibrierfaktoren der TLDs wurden in der Einheit µGy/nC ermittelt. Hierfür wurden die TLDs mit einer Dosis von 10 mGy bestrahlt und anschließend zweifach ausgelesen. Die doppelte Auslesung erfolgte aufgrund der Annahme, dass eine Restanregung in den TLDs erhalten bleibt. Nach der Kalibrierung konnten die TLDs für die Dosimetrie eingesetzt werden.

3.2.2 Auswertung der TLDs

Nach jeder Bestrahlung wurden die TLDs mittels eines TLD-Readers 550 von ThermoFisher (Abb. 6) ausgelesen. Der Reader besitzt eine Metallscheibe mit eingefrästen Stecklöchern für 50 TLDs.

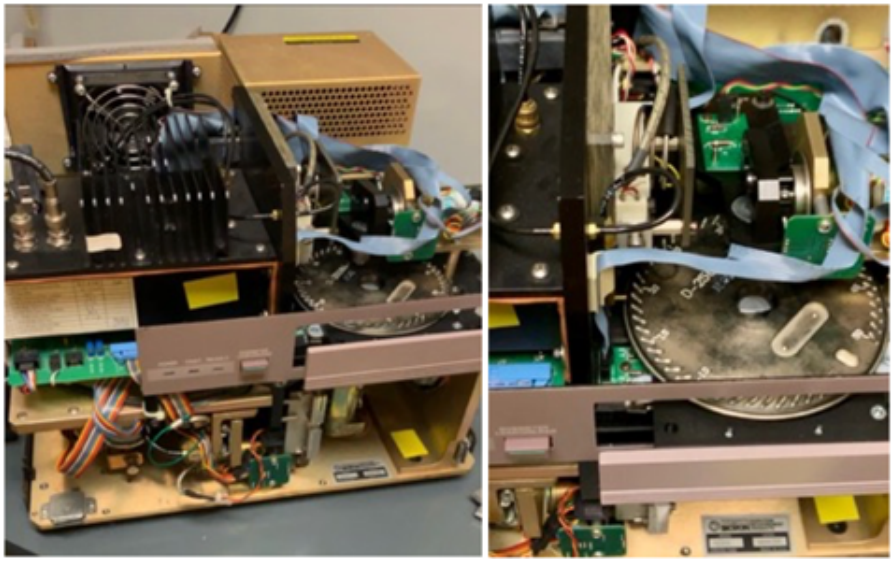

Abbildung 6 ThermoFischer zur Auslesung der TLDs mit Nahaufnahme des TLD-Laufwerkes

Die einzelnen TLDs wurden mit einer Vakuumpinzette angesaugt und in die Steckvorrichtung des Lesegerätes eingesetzt. Im Lesegerät wurden die TLDs aus den Löchern gedrückt, während kontinuierlich Stickstoffgas mit 260°C in den Reader strömte. Dies führte zur Lichtemission der TLDs. Die erfassten Daten

wurden an eine Auswertelektronik übertragen und über eine RS232-Schnittstelle an einen PC übermittelt. Die Daten wurden als Glühkurve dargestellt (Abb. 7). Das Integral der Glühkurve entsprach der gespeicherten Dosis des TLDs.

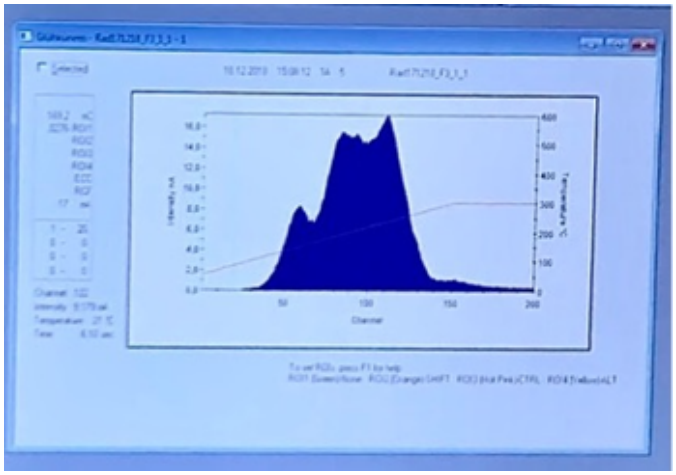

Abbildung 7 Glühkurve eines ausgelesenen TLD

Es fand eine erste Messung statt, in der die gespeicherte Energie in den exponierten TLDs ausgelesen wurde. Anschließend erfolgte eine zweite Messung, um das vollständige Auslesen der TLDs zu kontrollieren und die TLDs durch erneutes Erhitzen zurückzusetzen. Hierbei wurde versucht, die gespeicherte Energie vollständig zu löschen. Bei jeder Auslesung wurde ein TLD mit einem festgelegten Dosiswert (in der Regel 10 mGy) als Referenz-TLD verwendet, um zuverlässige Messergebnisse zu erzielen. Durch die Durchführung von zwei Messdurchläufen und die Hintergrundmessung konnten die Ladungswerte bzw. Dosiswerte der TLDs ermittelt werden.

3.3 Das Alderson RANDO Phantom

Die Dosimetriemessungen wurden unter Verwendung eines anthropomorphen Phantomes durchgeführt. Hierbei wurde das Alderson RANDO® Phantom (Alderson Research Laboratories Inc. Standford, CT, USA) verwendet (Abb. 8). TLDs wurden in das Phantom eingebracht, um die direkte, intrakorporale Organdosis nach Strahlenexposition zu erfassen.

Abbildung 8 Alderson Rando Phantom

Das Modell basiert auf einem standardisierten männlichen Körper mit einer Größe von 173 cm und einem Gewicht von 73,5 kg. Das Skelett ist in einem Polymerkorpus eingebettet. Die Lungen bestehen aus synthetischem Schaum mit einer spezifischen Dichte von 0,30 g/cc. Das restliche Gewebe im Phantom ist dem menschlichen Gewebe nachempfunden und weist eine körperäquivalente Dichte auf.

Das Phantom umfasst einen Kopf und einen Rumpf ohne Extremitäten. Der sagittale Durchmesser beträgt gemessen an der Crista iliaca 22 cm.

Das Phantom besteht aus 36 axialen Einzelschichten, von denen jede eine Dicke von 2,5 cm aufweist. Eine Ausnahme bildet die untere Beckenregion, in der die Schichten eine Dicke von 9 cm haben. Zur Stabilisierung ist das Phantom in

einem 4-Seil-System eingespannt. In jeder Phantomschicht sind 1,5 cm tiefe Löcher mit einem Durchmesser von 5 oder 7 mm gebohrt, in die TLDs platziert werden können (RSD Radiology Support Devices, 2018).

3.4 Ray Safe X2 Gerät

Die Messungen der indirekten Strahlenbelastung für das medizinische Personal wurden mit dem X2 Gerät von RaySafe™ (Unfors Raysafe, Sweden) durchgeführt. Es ist ein direktes, digitales Echtzeit-Dosimeter, bestehend aus einem Detektor und einer digitalen Basisstation, auf der die gemessene Dosis angezeigt wird.

3.5 Versuchsaufbau

Ziel des Versuchsaufbaues war es, die Situation, während der festgelegten interventionellen Angiografien, möglichst praxisnah zu simulieren. Hierfür wurde ein Protokoll erarbeitet, das die Positionen der Personen im Raum, die Gerätevoreinstellungen und die verwendeten Strahlenschutzmaßnahmen berücksichtigte.

3.5.1 Strahlenbelastung für Untersucher und MTRA

Die Messungen der Dosiskurven repräsentieren die Strahlenbelastung sowohl für den Untersucher als auch für die beiden MTRA-Positionen. Der Detektor des X2 RaySafe™ Gerätes wurde für jede Position aufgestellt. Die Streustrahlung wurde von einer definierten Augenhöhe des Untersuchers bei 165 cm in der Vertikalen beginnend und in 10-cm-Schritten abnehmend gemessen, bis zu einem Bodenabstand von 55 cm.

3.5.1.1 Portimplantation

Für die Messungen der indirekten Strahlenbelastung bei der Portimplantation wurde die Position des Untersuchers auf Höhe des Phantomthorax mit einem horizontalen Abstand von 50 cm zur Strahlenfeldmitte gewählt. Die Position der MTRA-1 befand sich unmittelbar am Kopf des Phantoms, während sich die

MTRA-2-Position zwei Meter weiter rechts und einen Meter hinter der Untersucherposition befand, wie in Abbildung 9 schematisch dargestellt.

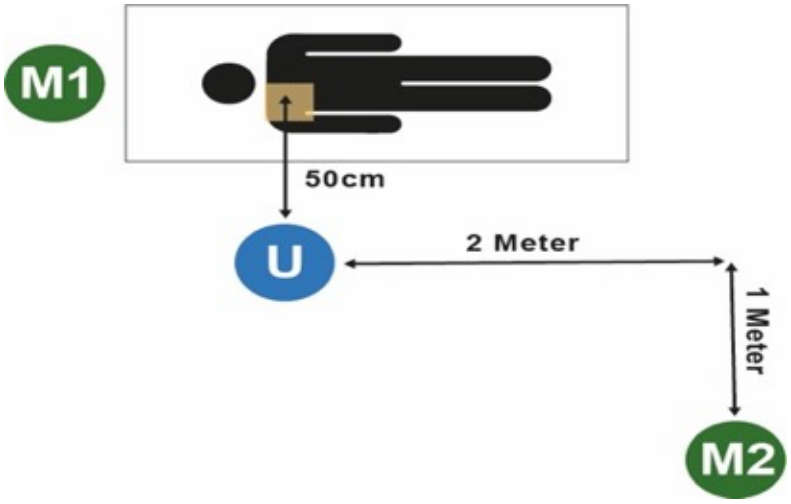

Abbildung 9 Untersucher-Position (U), MTRA-1-Position (M1) und MTRA-2-Position (M2) bei Portimplantation

3.5.1.2 SIRT

Für die Dosiskurvenmessungen bei Interventionen im Oberbauch, beispielhaft einer Angiografie zur selektiven internen Radiotherapie (SIRT), wurden folgende Positionen festgelegt: Die Untersucherposition befand sich in einem Abstand von 50 cm zur Mitte des eingeblendeten Strahlungsfeldes. Die MTRA-1-Position wurde einen Meter kaudal von der Untersucherposition platziert, während die MTRA-2-Position von der MTRA-1-Position aus betrachtet, einen weiteren Meter kaudal und einen Meter vom Lagerungstisch entfernt war (Abb. 10).

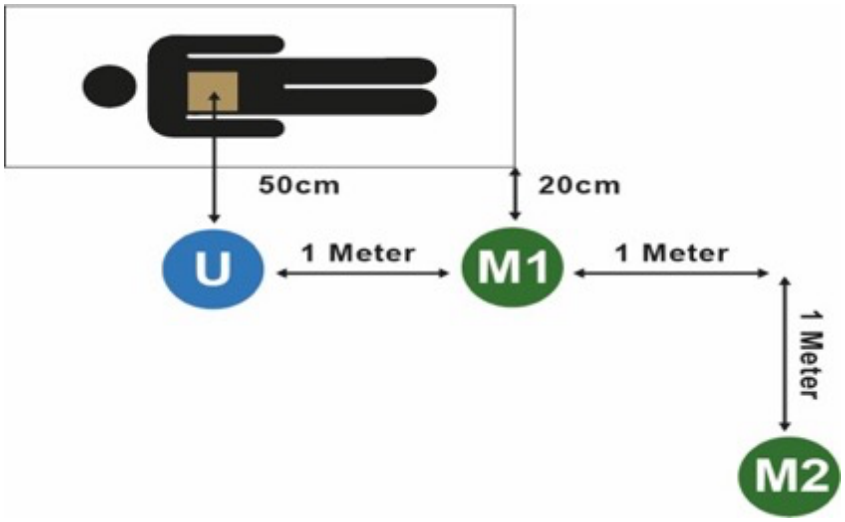

Abbildung 10 Untersucher-Position (U), MTRA-1-Position (M1) und MTRA-2-Position bei SIRT

Abbildung 11 Aufbau des RaySafe Detektors in MTRA-2-Position am Siemens Artis Zeego Gerät

3.5.1.3 Becken

Für Interventionen im Beckenbereich beispielhaft einer angiografischen Diagnoseuntersuchung wurde ein Strahlungsfeld von 25 cm x 30 cm auf das Phantom aufgeblendet (Abb. 12). Die Untersucherposition befand sich in 50 cm Abstand zur Strahlenfeldmitte. Die MTRA-1-Position wurde einen Meter distal von der Untersucherposition platziert, während sich die MTRA-2-Position von der MTRA-1-Position aus betrachtet, einen weiteren Meter distal und einen Meter vom Lagerungstisch entfernt befand (Abb.13).

Abbildung 12 Alderson Rando Phantom mit Einblendung des Strahlungsfeldes zur Beckenangiografie am Siemens Multitom Rax

Die Bestrahlungsdauer wurde mit 10 Sekunden je Messhöhe für jede Position bei jeder Untersuchungsregion für die Fluoroskopien durchgeführt.

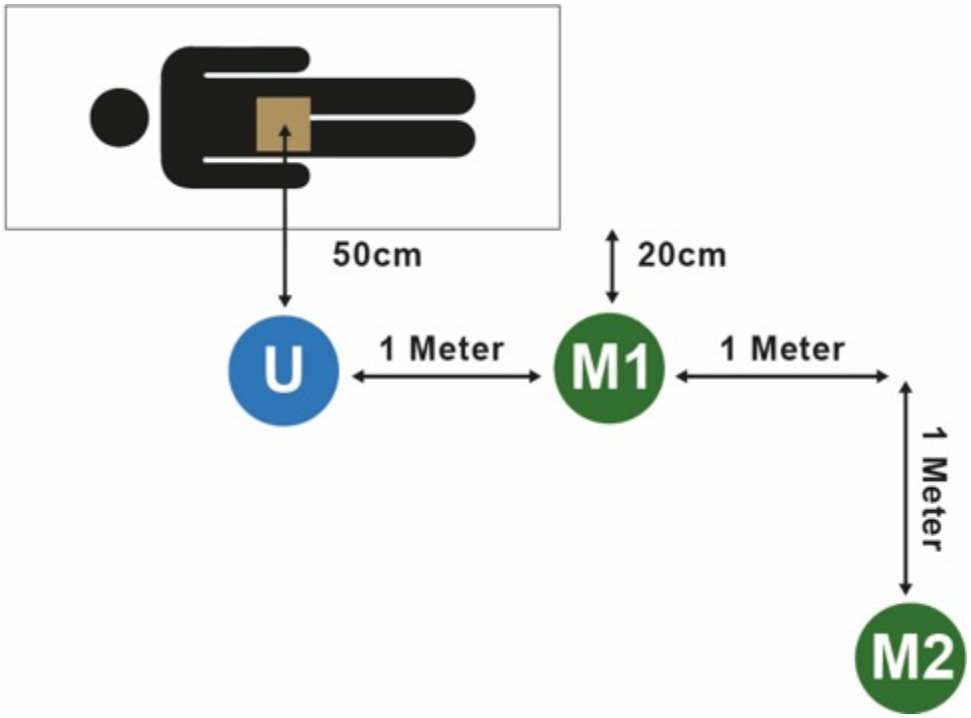

Abbildung 13 Untersucher-Position (U), MTRA-1-Position (M1) und MTRA-2-Position (M2) bei einer Beckenangiografie

3.5.1.4 Strahlenschutz

Bei den Messungen wurden aufgrund der unterschiedlichen Bauweisen der beiden Vergleichsgeräte Unterschiede in der Durchführung des Strahlenschutzes festgestellt. Beim Untertischgerät wurde eine deckenmontierte Bleiacrylschutzscheibe der Firma MAVIG (München, Deutschland) verwendet, um den Oberkörper des Untersuchers zu schützen. Ein am Lagerungstisch angebrachter Bleilamellenvorhang, der bis zum Boden reicht, bietet Strahlenschutz für den Unterkörper des Untersuchers.

Am Obertischgerät stand ebenfalls eine deckenmontierte Bleiacrylschutzscheibe der Firma MAVIG (München, Deutschland) zur Verfügung.

3.5.2 Direkte Strahlenbelastung / Patientendosis

Für die direkten Strahlenbelastungsmessungen wurden TLDs im Alderson RANDO® Phantom äquivalent zu den zu untersuchenden Organen platziert. Das

Phantom wurde horizontal auf dem Lagerungstisch platziert. Um die Position der TLDs als Messpunkte für definierte strahlensensible Körperstrukturen festzulegen, wurden diese Bereiche des Alderson RANDO® Phantoms mithilfe einer Computertomografie-Aufnahme identifiziert. Die Bohrlöcher in den einzelnen Phantomplatten wurden als definierte Messpunkte festgelegt. Um die unterschiedlichen Volumina der Organe zu berücksichtigen, wurden für größere Organe wie z.B. Leber TLD-Messpunkte in mehreren Phantomplatten platziert. Der Bestückungsplan der TLDs im Alderson RANDO® Phantom ist in Tabelle 5 aufgeführt.

Tabelle 5 Zuteilung der TLD-Nummer zu einem Organ und der Phantomschicht

TLD-Nr.	**Organzuordnung Portimplantation (Phantomschicht)**	**Organzuordnung SIRT (Phantomschicht)**	**Organzuordnung Beckenangiografie (Phantomschicht)**
1	Schilddrüse (10)	Oberflächendosis (19)	Colon sigmoideum (30)
2	Schilddrüse (10))	Oberflächendosis (19)	Colon sigmoideum (30)
3	Schilddrüse (10)	Periphere Muskulatur (19)	Harnblase (31)
4	Schilddrüse (10)	Oberflächendosis (19)	Harnblase (31)
5	Ösophagus (10)	Periphere Muskulatur (19)	Harnblase (31)
6	Ösophagus (10)	Oberflächendosis (19)	Harnblase (31)
7	Spinalkanal (10)	Periphere Muskulatur (19)	Oberflächendosis (32)
8	Spinalkanal (10)	Oberflächendosis (19)	Oberflächendosis (32)
9	Oberflächendosis (13)	Oberflächendosis (20)	Oberflächendosis (32)
10	Oberflächendosis (13)	Oberflächendosis (20)	Oberflächendosis (32)
11	Oberflächendosis (13)	Oberflächendosis (20)	Oberflächendosis (32)
12	Muskulatur (13)	Myokard (20)	Oberflächendosis (32)
13	Lunge (13)	Myokard (20)	Periphere Muskulatur (32)
14	Lunge (13)	Oberflächendosis (20)	Periphere Muskulatur (32)
15	Lunge (13)	Myokard (20)	Rektum (32)
16	Lunge (13)	Myokard (20)	Harnblase (32)
17	Muskulatur (13)	Oberflächendosis (20)	Rektum (32)
18	Oberflächendosis (13)	Oberflächendosis (20)	Harnblase (32)
19	Oberflächendosis (13)	Oberflächendosis (20)	Harnblase (32)
20	Muskulatur (13)	Spinalkanal (21)	Harnblase (32)

21	Spinalkanal (13)	Oberflächendosis (21)	Harnblase (32)
22	Aorta (16)	Oberflächendosis (21)	Periphere Muskulatur (32)
23	Myokard (16)	Oberflächendosis (21)	Oberflächendosis (32)
24	Myokard (16)	Periphere Muskulatur (21)	Oberflächendosis (32)
25	Myokard (16)	Leber (21)	Rektum (32)
26	Myokard (16)	Leber (21)	Periphere Muskulatur (32)
27	Oberflächendosis (16)	Leber (21)	Periphere Muskulatur (32)
28	Oberflächendosis (16)	Leber (21)	Periphere Muskulatur (32)
29	Oberflächendosis (16)	Leber (21)	Oberflächendosis (32)
30	/	Periphere Muskulatur (21)	Oberflächendosis (32)
31	/	Oberflächendosis (21)	Oberflächendosis (32)
32	/	Oberflächendosis (21)	Periphere Muskulatur (32)
33	/	Oberflächendosis (21)	Muskulatur (32)
34	/	Leber (22)	Prostata (33)
35	/	Colon (23)	Prostata (33)
36	/	Colon (23)	Rektum (33)
37	/	Colon (23)	Prostata (33)
38	/	/	Rektum (33)
39	/	/	Prostata (33)
40	/	/	Muskulatur (33)
41	/	/	Prostata (34)
42	/	/	Prostata (34)
43	/	/	Prostata (34)
44	/	/	Prostata (34)

Ein Beispiel für die TLD-Platzierungen im Thorax stellen die Abbildungen 14 bis 16 dar. Erkennbar ist der transversale Anschnitt des Skelettes sowie die rasterförmig angeordneten Bohrlöcher für die TLDs. Die TLD-Positionen wurden farbig gekennzeichnet und nummeriert.

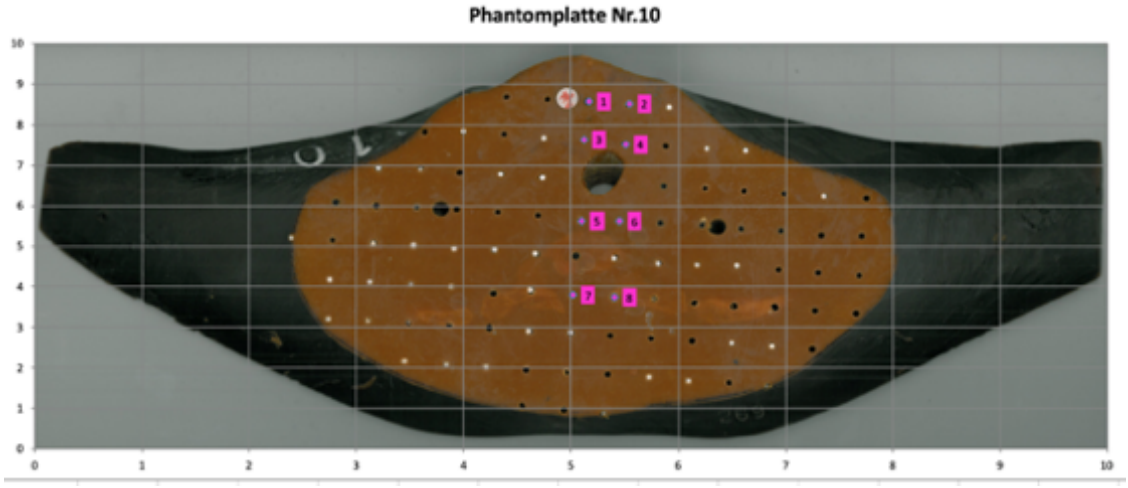

Abbildung 14 Phantomplatte 10, Portimplantation

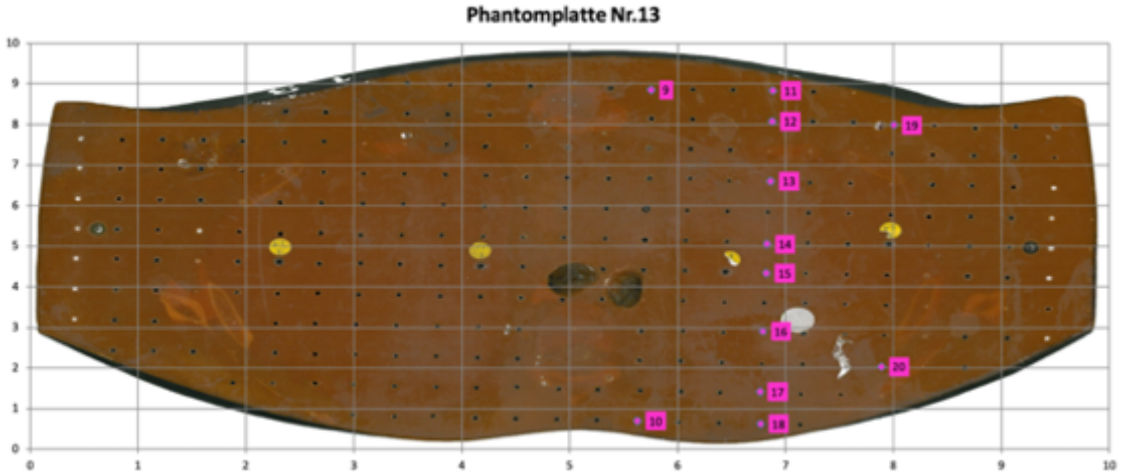

Abbildung 15 Phantomplatte 13, Portimplantation

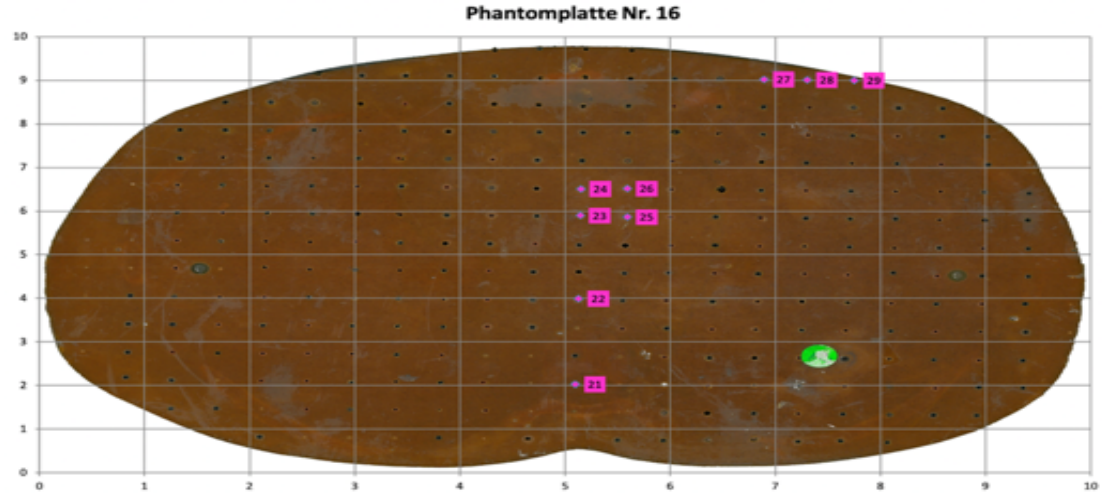

Abbildung 16 Phantomplatte 16, Portimplantation

Bei allen bestückten Platten wurden peripherere TLDs platziert, die die oberflächliche Dosis in bis zu 1 cm Tiefe messen.

Beide Angiografiegeräte verfügen über ein integriertes optisches Zielkreuz, das auf die zu untersuchende Region auf dem Phantom projiziert wird.

3.6 Versuchsdurchführung

Für die durchgeführten Messungen der Streustrahlungsbelastung bei Untersucher, MTRA 1 und MTRA 2 und die Patientendosismessungen wurden die voreingestellten Prozeduren-Programme der Geräte verwendet. Diese Messungen wurden für folgende Interventionen in bestimmten Körperregionen verwendet:

- Thorax: Portimplantation mit Durchleuchtungskontrolle
- Oberbauch: Angiografie zur selektiven internen Radiotherapie (SIRT)
- Becken: Diagnostische Angiografie im Beckenbereich

Die Durchleuchtungsgeräte wurden jeweils vom Steuerpult im benachbarten Röntgenschaltraum bedient. Die Untersuchungen am Siemens Multitom Rax erfolgten als Übertischdurchleuchtung, wobei das Phantom in horizontaler Position auf dem Lagerungstisch lag und in einer anterior-posterior Weise dem Nutzstrahlenbündel durchleuchtet wurde. Am Siemens Artis Zeego erfolgte die Durchleuchtung als Untertischdurchleuchtung, wobei das Nutzstrahlenbündel das Phantom in einer posterior-anterior Weise durchdrang.

3.7 Versuchsprotokolle

3.7.1 Strahlenbelastung für Untersucher und MTRA

Das Nutzstrahlenbündel wurde mit den in Tabelle 6 aufgeführten Feldgrößen für die unterschiedlichen Untersuchungsregionen auf das Phantom aufgeblendet.

Tabelle 6 Feldgröße für die jeweilige Untersuchungsregion / Phantomschicht

Untersuchungsregion	Feldgröße in cm x cm	Phantomschicht
Thorax	23 x 23	10 bis 16
Oberbauch	15 x 15	19 bis 23
Becken	25 x 30	30 bis 34

Der Abstand zwischen Detektor und Strahler betrug 115 cm. Es wurden Messungen für die Fluoroskopie an beiden Geräten durchgeführt. Die Durchleuchtungszeit wurde als Durchschnittswert aus einer exemplarischen klinischen Kohorte mit 30 durchgeführten Interventionen berechnet und für alle Interventionen individuell festgelegt, die Erfassungszeit für die Dosisexpositionsmessungen für die indirekte Strahlenbelastung wurde auf 10 Sekunden festgelegt.

Für die unterschiedlichen Untersuchungsregionen wurden verschiedene Versuchsprotokolle durchgeführt, bei denen die folgenden Parameter berücksichtigt wurden:

- Die Röntgenspannung in kV
- Die Röntgenröhrenspannung während einer Aufnahme in mA
- Die Dicke des Cu-Röntgenfilters in mm
- Die Anzahl der Pulse pro Sekunde
- Die Anzahl der Bilder pro Sekunde

Die Protokolle sind in den Tabellen 7-9 aufgelistet.

Tabelle 7 Geräte-Voreinstellungen für eine Portimplantation des Untertischgerätes und Obertischgerätes für Fluoroskopie und DSA

	Fluoroskopie		**DSA**	
Angiografie zur Portimplantation	Siemens Artis Zeego	Siemens Multitom Rax	Siemens Artis Zeego	Siemens Multitom Rax
kV	73	73	70	71,5
mA	100	13	449.8	/
Cu [mm]	0.2	0.2	0	0
Pulse / sec	7,5	10	/	/
Bilder / sec	/	/	Einzelbild	Einzelbild
Erfassungszeit für experimentelle Dosisbelastungsmessung bei direkter Strahlenbelastung (Minuten)	1:26	1:26	Einzelbild	Einzelbild
Erfassungszeit für experimentelle Dosisexpositionsmessungen für indirekte Strahlenbelastung (Minuten)	0:10	0:10	0:10	0:10

Tabelle 8 Geräte-Voreinstellungen für eine Angiografie zur SIRT des Untertischgerätes und Obertischgerätes für Fluoroskopie und DSA

	Fluoroskopie		**DSA**	
Angiografie zur SIRT	Siemens Artis Zeego	Siemens Multitom Rax	Siemens Artis Zeego	Siemens Multitom Rax
kV	73	73	63.8	73
mA	100	45.2	924.7	/
Cu [mm]	0.2	0.2	0.3	/
Pulse / sec	7,5	10	/	/
Bilder / sec	/	/	2	2
Erfassungszeit für experimentelle Dosisbelastungsmessung bei direkter Strahlenbelastung (Minuten)	13:42	13:42	0:01	0:01
Erfassungszeit für experimentelle Dosisexpositionsmessungen für indirekte Strahlenbelastung (Minuten)	0:10	0:10	0:10	0:10

Tabelle 9 Geräte-Voreinstellungen für eine Beckenangiografie des Untertischgerätes und Obertischgerätes für Fluoroskopie und DSA

	Fluoroskopie		**DSA**	
Beckenangiografie	Siemens Artis Zeego	Siemens Multitom Rax	Siemens Artis Zeego	Siemens Multitom Rax
kV	70	73	66.4	73
mA	100	60.3	237.7	/
Cu [mm]	0.2	0.2	0.3	0.0
Pulse / sec	7,5	10	/	/
Bilder / sec	/	/	2	2
Erfassungszeit für experimentelle Dosisbelastungsmessung bei direkter Strahlenbelastung (Minuten)	4:30	4:30	1:00	1:00
Erfassungszeit für experimentelle Dosisexpositionsmessungen für indirekte Strahlenbelastung (Minuten)	0:10	0:10	0:10	0:10

Jedes Versuchsprotokoll wurde für die Position des Untersuchers, der MTRA-1 und MRTA-2 jeweils am Siemens Artis Zeego und am Siemens Multitom Rax durchgeführt. Die Protokolle wurden für die drei Interventionen mit angewandtem Strahlenschutzmaßnahmen wiederholt, in dem der Detektor des Ray Safe X2 Gerätes auf der jeweiligen Position aufgestellt wurde während die MAVIG Röntgenschutz-Scheiben aus Bleiacryl mit einem Bleigleichwert von 0,5 mm (MAVIG GmbH, 2020) sich vor der Untersucherposition befand.

Bei beiden Geräten wurde das DFP durch ein integriertes Dosisflächenprodukt-Messgerät bestimmt. Das DFP wurde erfasst, um es später bei der Auswertung der Streustrahlungsbelastung in Korrelation zu den gemessenen Strahlungsdosen zu setzen. Die gemessene Streustrahlung verhält sich bei gleichbleibendem Versuchsaufbau proportional zum DFP (Servomaa and Karppinen, 2001). Dieser Zusammenhang ist von entscheidender Bedeutung für die Auswertung der Streustrahlungsbelastung im Rahmen dieser Studie.

3.7.2 Direkte Strahlenbelastung /Patientendosis

Auch für die direkte Strahlenbelastungsmessungen wurden die unter 2.7.1 aufgeführten Voreinstellungen am jeweiligen Gerät für die jeweilige Intervention angewandt. Die Fluoroskopiezeiten für Portimplantation, SIRT und Beckenangiografie betrugen 1 Min. 26 Sek., 4 Min. 30 Sek. und 13 Min. 42 Sek. Der Abstand zwischen Detektor und Strahler betrug 115 cm. Alle Messungen wurden dreimal wiederholt, um Messfehler zu reduzieren.

Um die gemessene Dosis zu ermitteln, wurde die Ladung (nC) der TLDs, die mit Hilfe des Auswertungsgerätes "Harshaw filtrol 2000D" von Harshaw erfasst wurde, mit einem individuellen Kalibrierfaktor in die Einheit der Äquivalentdosis umgerechnet.

3.8 Statistische Auswertung

3.8.1 Strahlenbelastung für Untersucher und MTRA

Die statistische Auswertung der Messergebnisse erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS Statistics® von IMB für Mac (IBM Corporation, New York, USA Version 26).

Die Daten der Strahlenbelastung für die Untersucher und MTRA-Positionen wurden mit einem abhängigen (gepaarten) t-Test zu dem Gruppenunterschied berechnet. Es wurde auf die Alpha-Fehler-Korrektur geachtet. Anschließend wurde eine große multifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA- Modell) gerechnet. Dies wurde gemacht, um die Effekte von mehreren unabhängigen Variablen auf eine abhängige Variable zu analysieren.

Die Voraussetzungen wie Ausreißerfreiheit, annähernde Normalverteilung und Gleichheit der Fehlervarianzen wurden für den t-Test geprüft. Die Voraussetzungen für die zweifaktorielle Mixed ANOVA wurden geprüft (Ausreißerfreiheit, Kovarianz-Varianz-Gleichheit, Gleichheit der Fehlervarianzen, Normalverteilung, Sphärizität).

Die Voraussetzungen waren teilweise verletzt, weshalb im Nachgang noch eine Box-Cox-Transformation mit den Variablen angewandt wurde. Hierbei drehte sich dieser Effekt um. Als statistisch signifikant wurde ein Wert von $p < .005$ definiert.

3.8.2 Direkte Strahlenbelastung /Patientendosis

Für die direkte Strahlenbelastung wurde ein abhängiger (gepaarter) t-Test zu den einzelnen Messzeitpunkten berechnet. Es wurde eine Alpha-Fehler-Korrektur berücksichtigt und ein abhängiger t-Test mit den Gesamtmittelwert durchgeführt.

Zur Überprüfung der Mittelwertsunterschiede wurde noch ein gebundener Wilcoxon-Test durchgeführt, wobei alle Messzeitpunkte berücksichtigt wurden.

Die Voraussetzungen für den t-Test wurden geprüft: Ausreißerfreiheit, annähernde Normalverteilung und Gleichheit der Fehlervarianzen. Zusätzlich berechnete man eine nachträgliche Signifikanzabsetzung der t-Tests aufgrund einer Alpha-Fehler-Kumulierung.

Für die zweifaktorielle Mixed ANOVA wurden folgende Voraussetzungen geprüft: Ausreißerfreiheit, Kovarianz-Varianz-Gleichheit, Gleichheit der Fehlervarianzen, Normalverteilung und Sphärizität.

Als statistisch signifikant wurde ein Wert von $p < .005$ definiert.

4. Ergebnisse

4.1 Dosisberechnung

4.1.1 Strahlungsbelastung für Untersucher und MTRA

Für die Erhebung der Strahlenbelastung für Untersucher und MTRA erfolgten jeweils *n* = 360 Messungen am Multitom Rax Gerät und *n* = 360 Messungen am Zeego Artis Gerät, die über die Zeile verbunden miteinander verglichen wurden, sodass sich 360 Paare ergeben haben. Das heißt an beiden Geräten wurde das gleiche Durchleuchtungsverfahren auf der gleichen Höhe bei der gleichen Position für die gleiche Intervention mit den gleichen Schutzmaßnahmen betrachtet.

Tabelle 10 Statistik bei gepaarten Stichproben Ober- und Untertischgerät

		Mittelwert	N	Std.-Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Siemens Multitom Rax	.033	360	.069	.004
	Siemens Artis Zeego	.072	360	.092	.005

Die gemessenen Strahlenbelastungswerte waren beim Untertischgerät im Durchschnitt fast doppelt so hoch (*M* = 0,07, SD = 0,09) als beim Obertischgerät (*M* = 0,03, *SD* = 0,07), wobei die Standardabweichung beim Untertischgerät höher ausfiel. Die Streustrahlungsdosis stieg beim Obertischgerät im Höhenverlauf an. Bei 55 cm Messhöhe zeigte sich der Mittelwert fast dreimal so hoch (*M* = 0.11, *SD* = 0.02*)* als bei 165 cm Messhöhe (*M* = 0.04, *SD* = 0.07). Auf Höhe des Lagerungstisches bei 95 cm, war der mittlere Dosiswert beim Untertischgerät fast dreifach so hoch (*M* = 0.16, *SD* = 0.12) im Vergleich zum Obertischgerät (*M* = 0.06, *SD* = 0.10).

Die Mittelwerte waren nicht normalverteilt, weshalb ein non-parametrischer Wilcoxon Test für jede verbundene Bedingung bezogen auf die Messhöhe gerechnet wurde. Ziel des Wilcoxon Test ist es darzustellen, ob es signifikante Unterschiede zwischen dem Untertischgerät und dem Übertischgerät bezogen auf die Messhöhe gibt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 11 dargestellt.

Tabelle 11 Ergebnisse Wilcoxon Test der Ränge von der Differenz der Strahlendosis Artis Zeego vs. Multitom Rax.

Höhe in cm	**Negative Ränge (Multitom Rax > Zeego)**	**Positive Ränge (Zeego > Multitom Rax)**	***Z*-Wert**	***p*-Wert**	**Effektstärke (*r*)**	**Test-power**	**Signifikanter Unterschied**
55	8	22	-3.569	< .001	0.17	95%	ja
65	8	22	-3.486	< .001	0.18	93%	ja
75	7	23	-3.507	< .001	0.18	93%	ja
85	9	21	-3.24	< .005	0.17	90%	ja
95	8	22	- 2.746	> .005	0.14	76%	nein
105	9	21	-2.828	= .005	0.14	76%	nein
115	7	23	-3.61	< .001	0.19	95%	ja
125	7	23	-2.664	> .005	0.14	76%	nein
135	11	19	-2.252	> .005	0.12	63%	nein
145	14	16	-.854	> .005	0.04	12%	nein
155	17	13	-.031	> .005	0.001	5%	nein
165	16	14	-.319	> .005	0.02	6%	nein

In den Abbildungen 17 bis 32 sind die Mittelwerte der errechneten Dosis / DFP jedes Höhenmesspunkts für die jeweilige Position und Interventionen dargestellt.

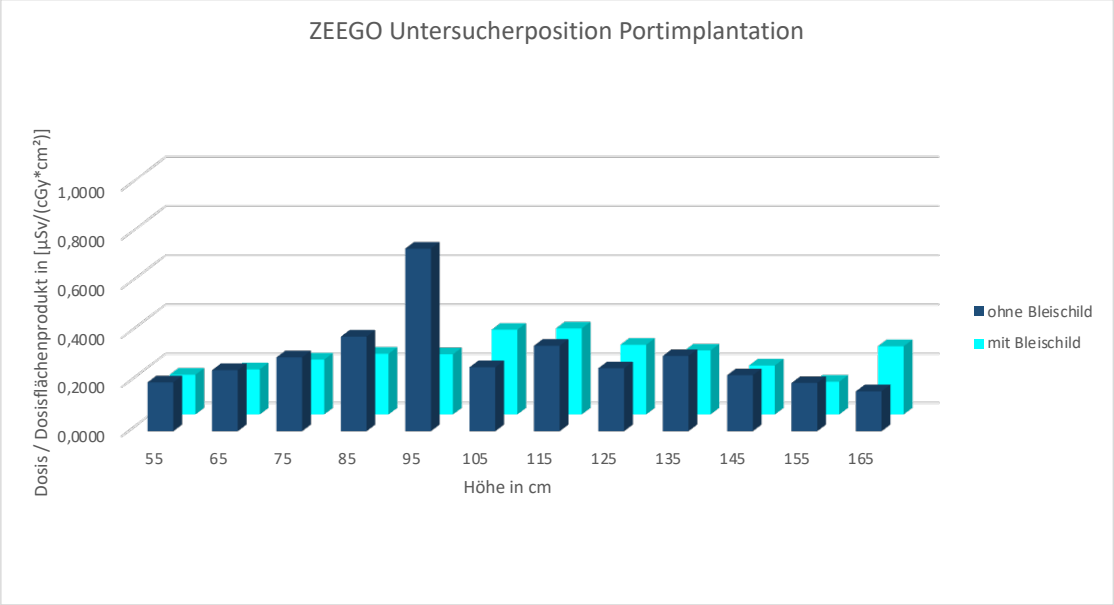

Abbildung 17 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Zeego Untersucherposition Portimplantation

Abbildung 18 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Zeego MTRA-1-Position Portimplantation

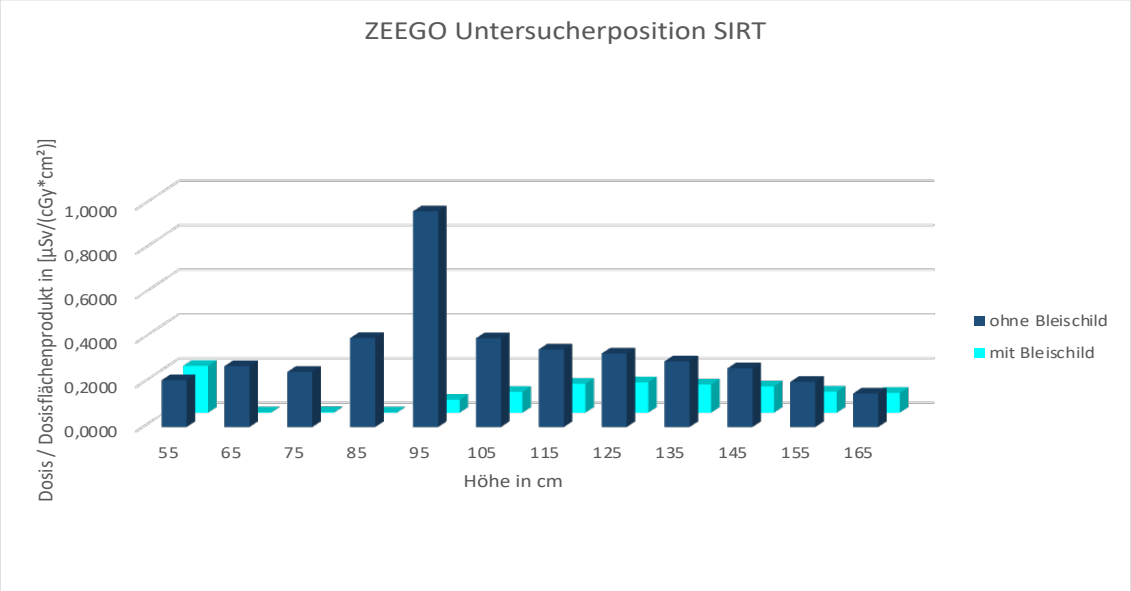

Abbildung 19 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Zeego Untersucherposition SIRT

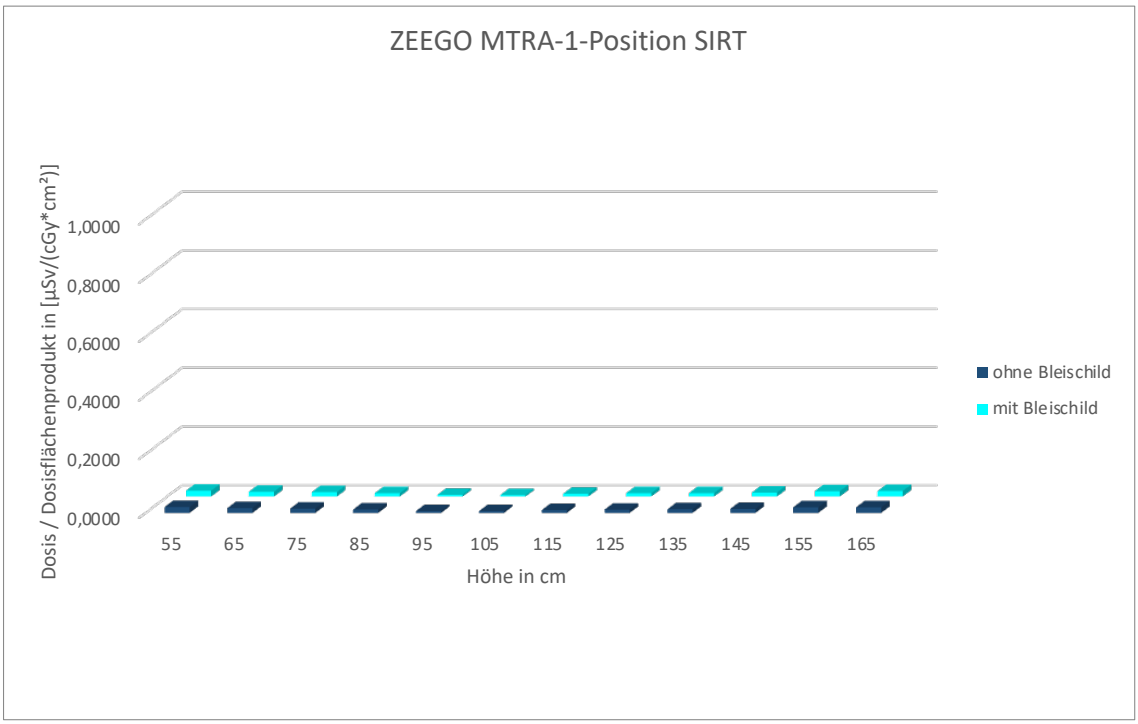

Abbildung 20 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Zeego MTRA-1-Position SIRT

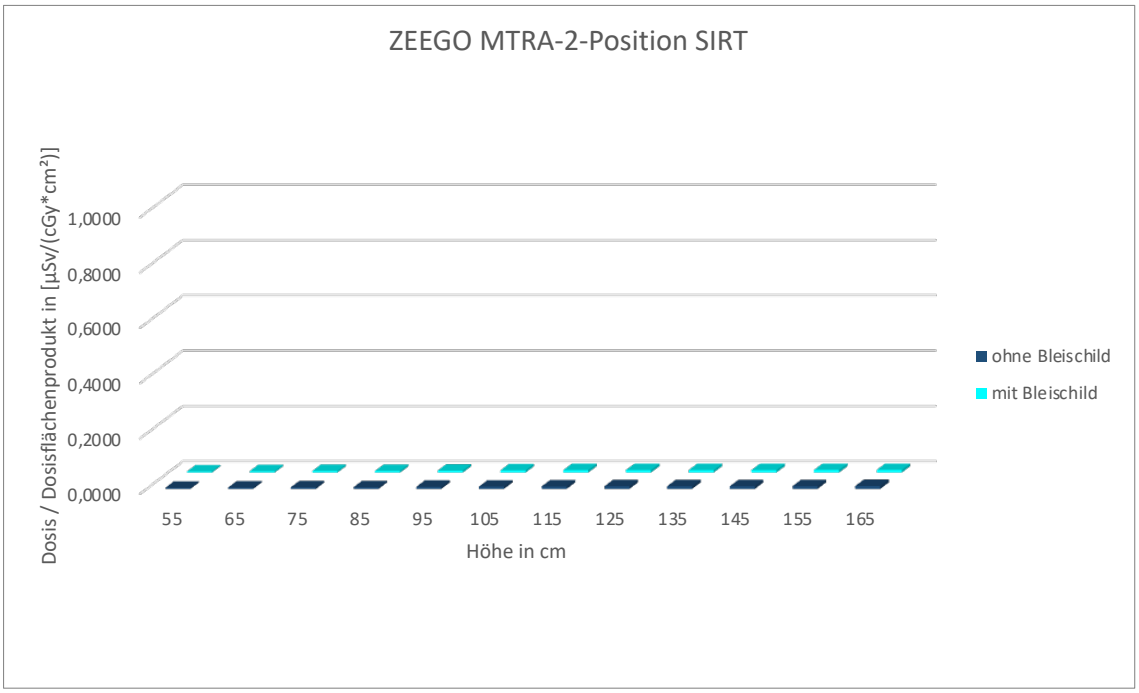

Abbildung 21 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Zeego MTRA-2-Position SIRT

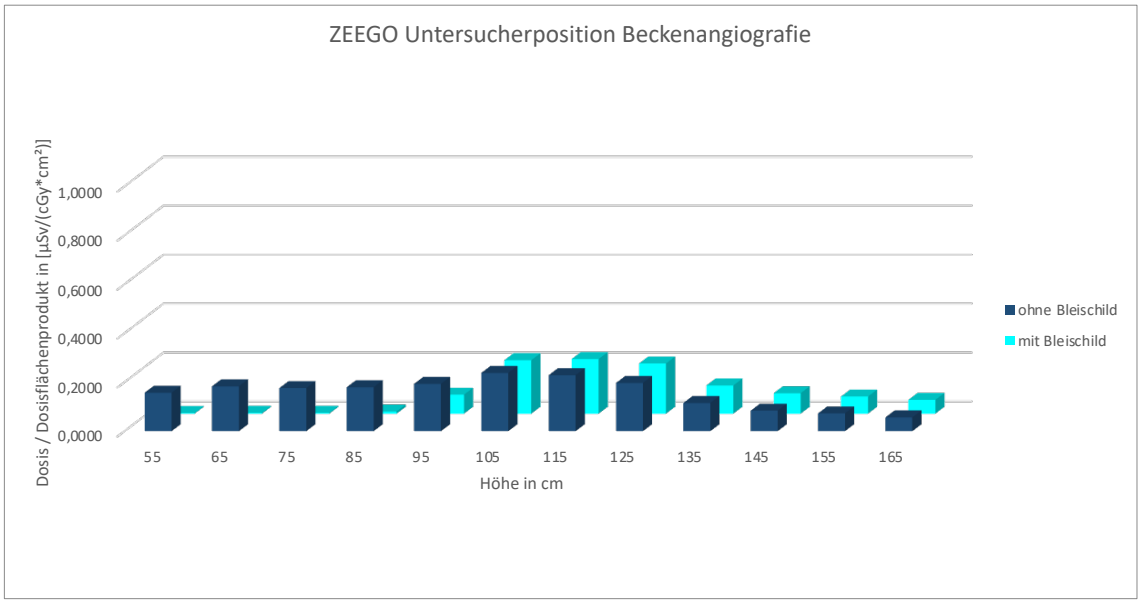

Abbildung 22 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Zeego Untersucherposition Beckenangiografie

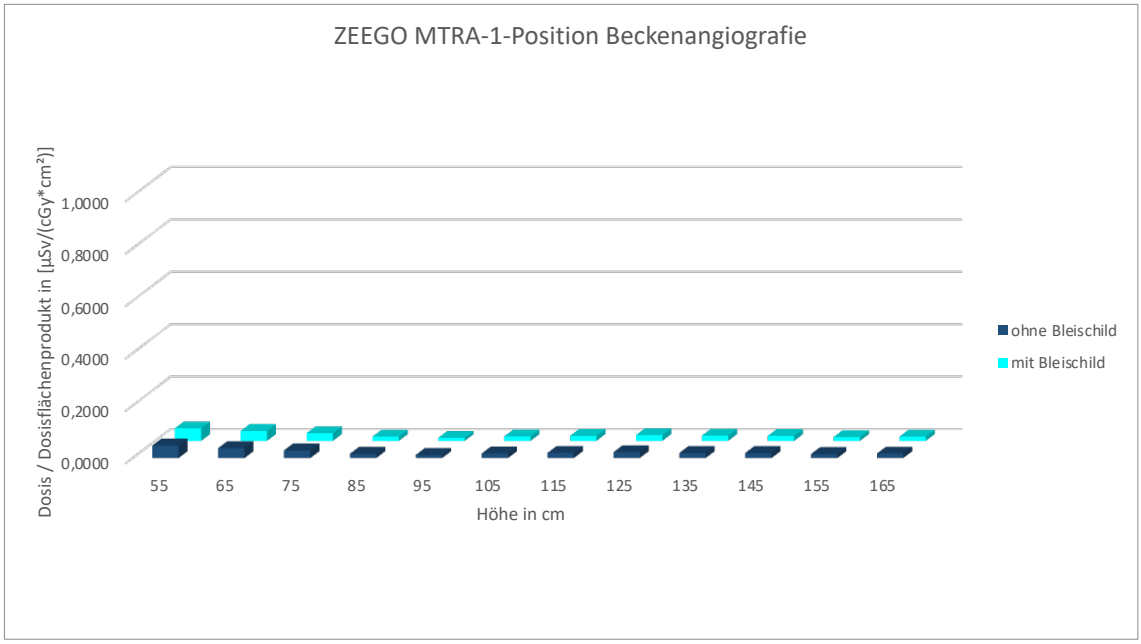

Abbildung 23 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Zeego MTRA-1-Position Beckenangiografie

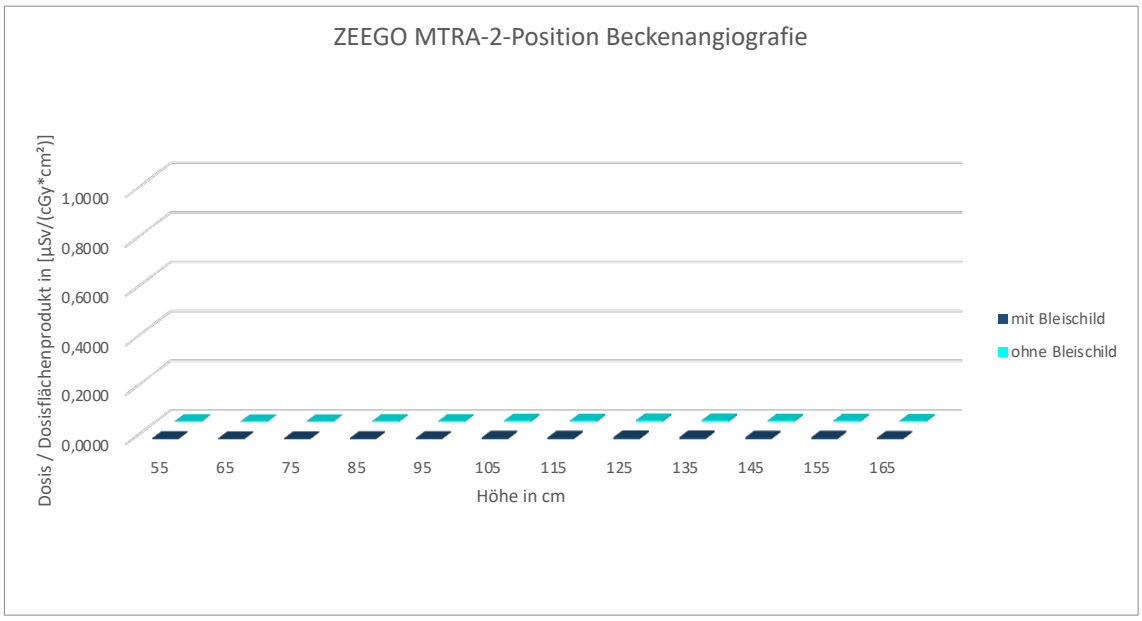

Abbildung 24 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Zeego MTRA-2-Position Beckenangiografie

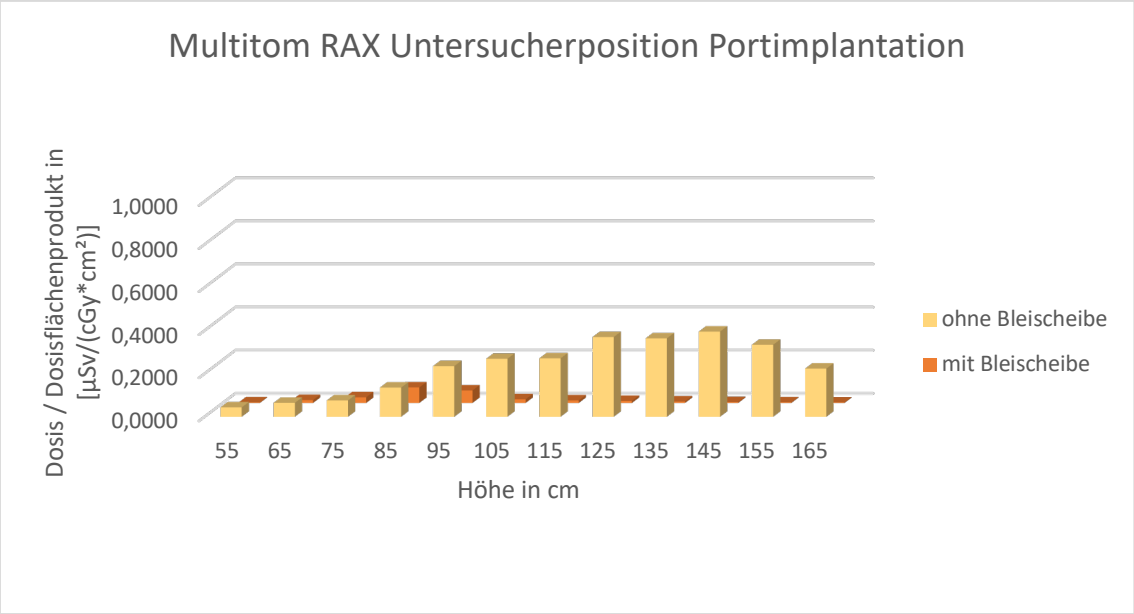

Abbildung 25 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Multitom Rax Untersucherposition Portimplantation

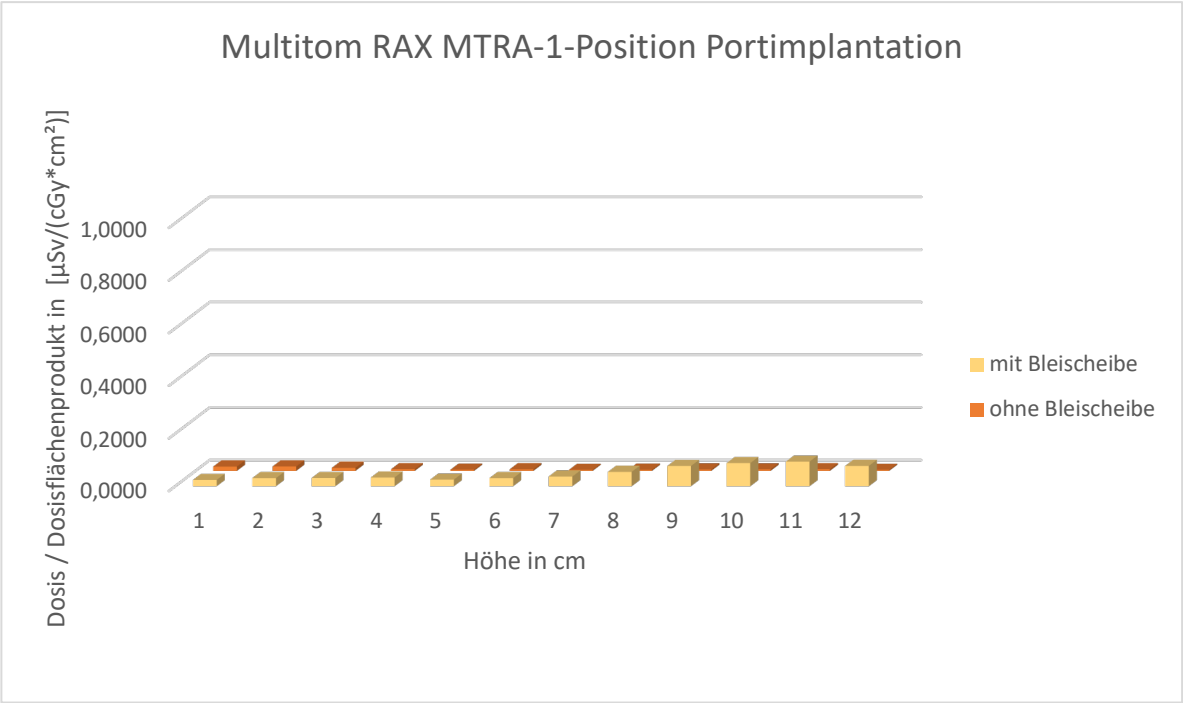

Abbildung 26 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Multitom Rax MTRA-1-Position Portimplantation

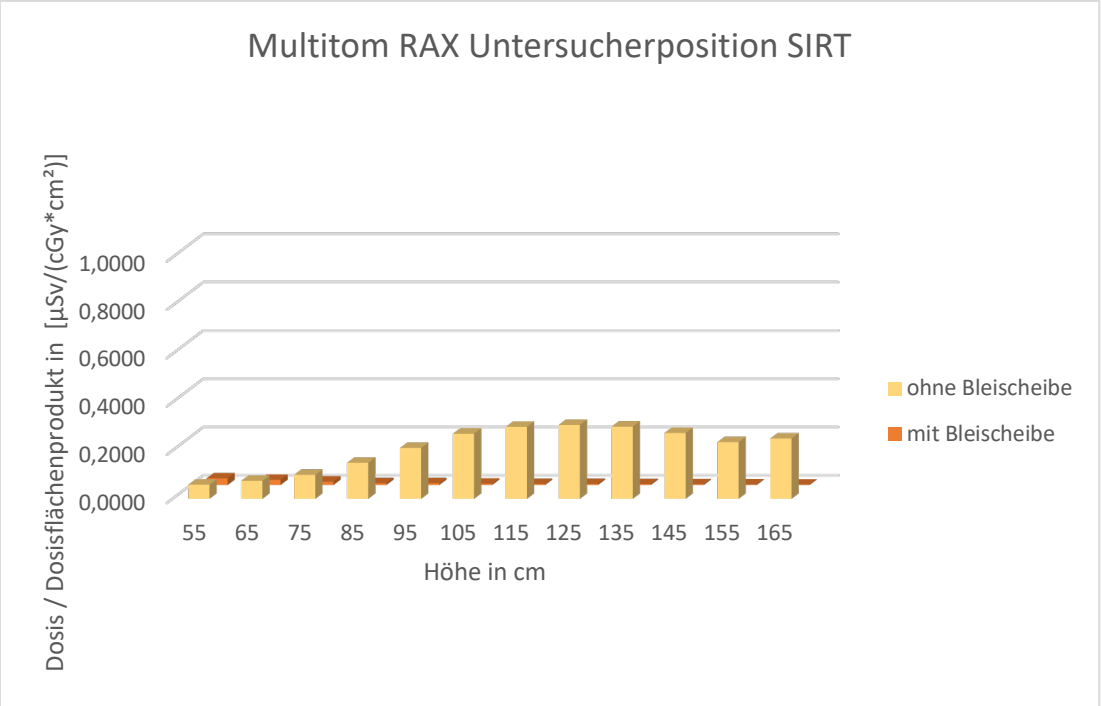

Abbildung 27 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Multitom Rax Untersucherposition SIRT

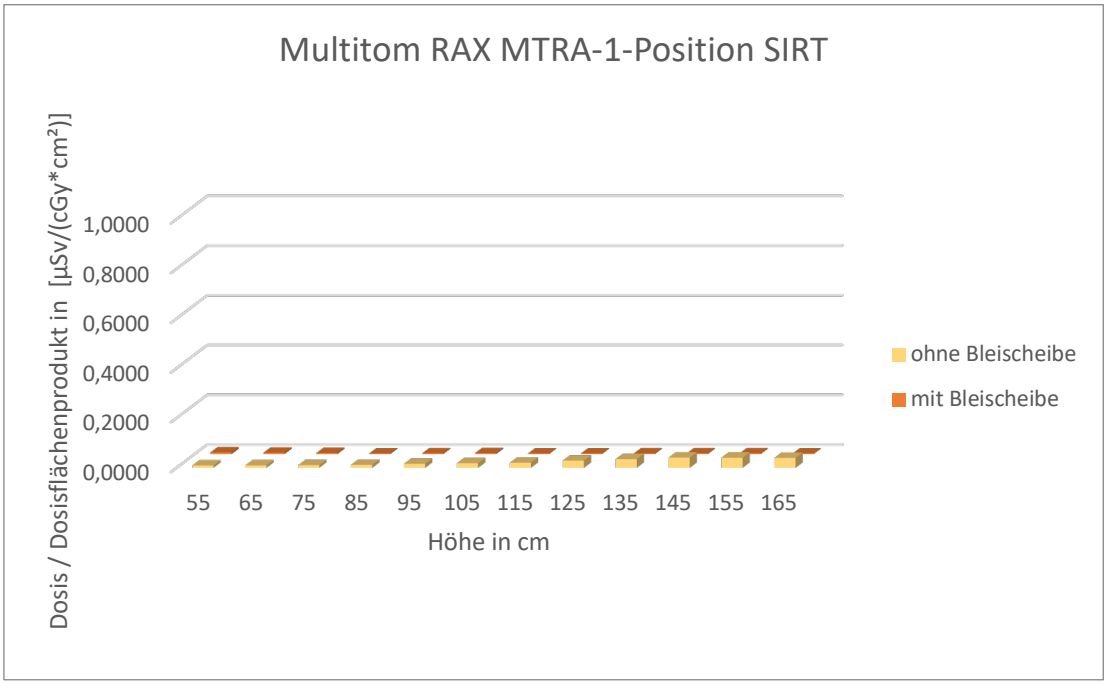

Abbildung 28 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Multitom Rax MTRA-1-Position SIRT

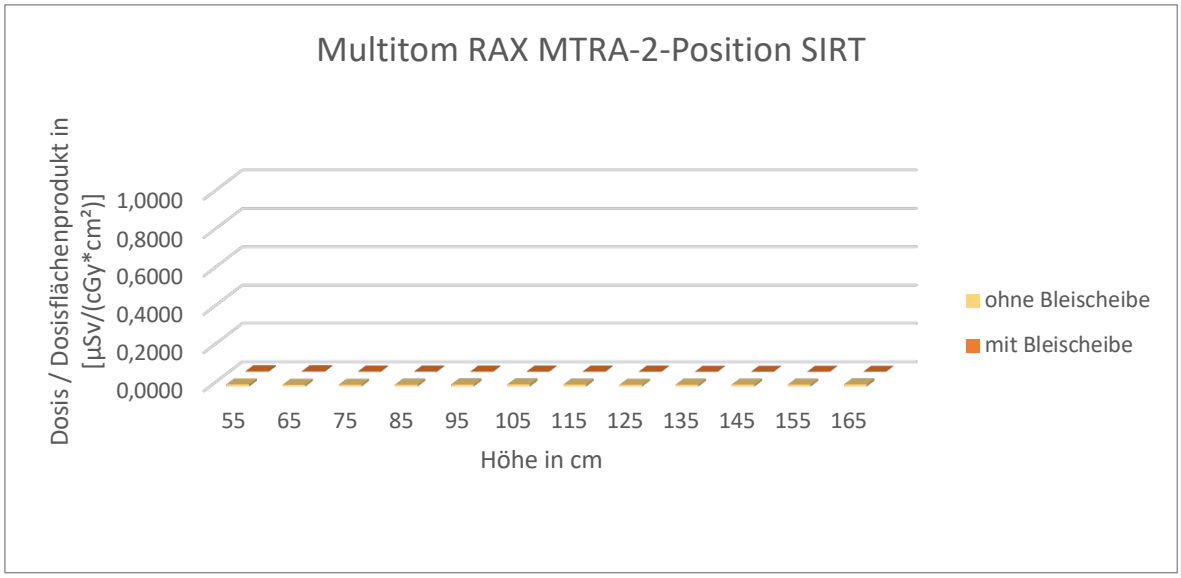

Abbildung 29 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Multitom Rax MTRA-2-Position SIRT

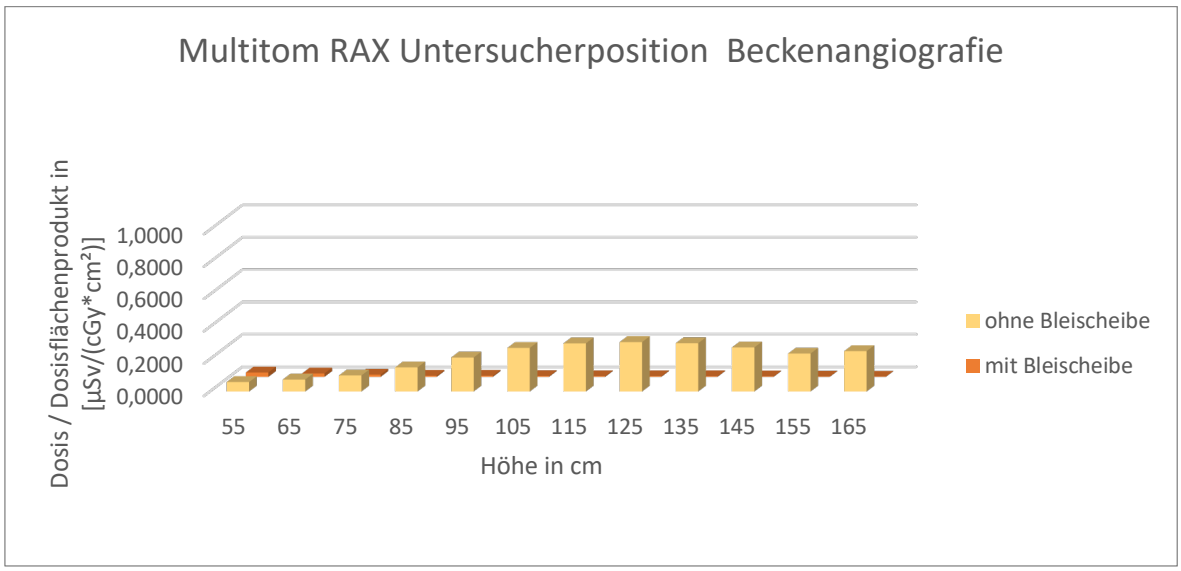

Abbildung 30 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Multitom Rax Untersucherposition Beckenangiografie

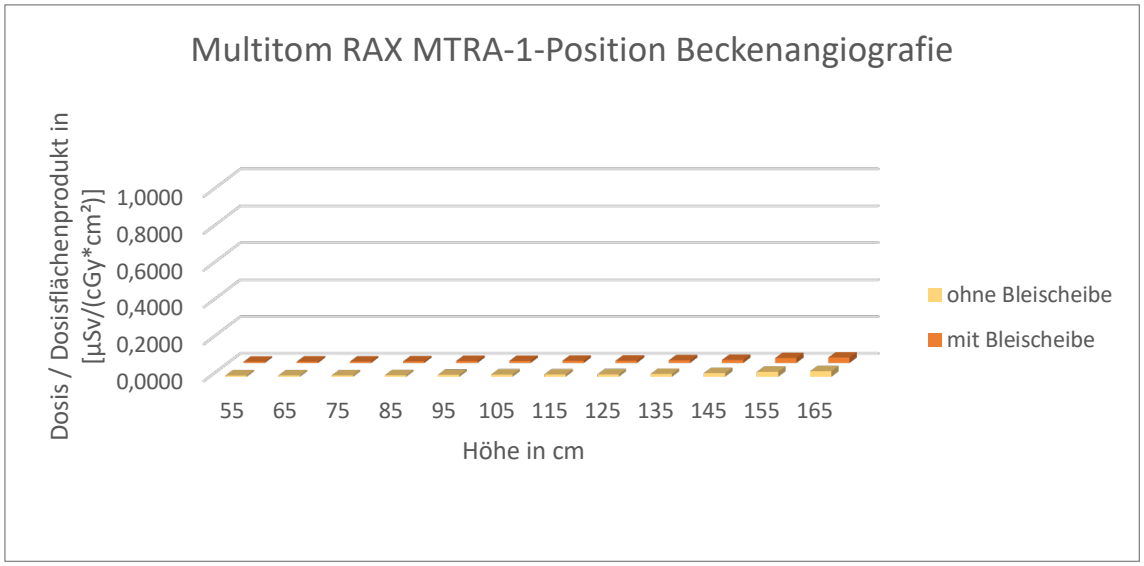

Abbildung 31 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Multitom Rax MTRA-1-Position Beckenangiografie

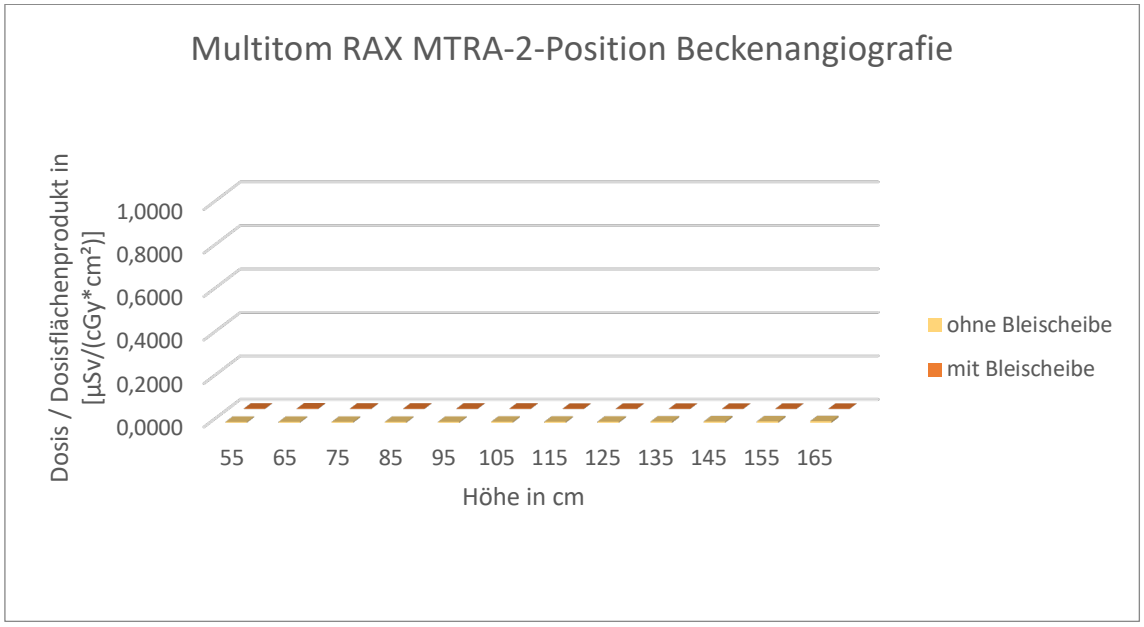

Abbildung 32 Balkendiagramm Dosis/DFP mit und ohne Bleischeibe für Multitom Rax MTRA-2-Position Beckenangiografie

Die Daten sind ausreißerbehaftet, was aus dem untenstehenden Boxplot deutlich wird.

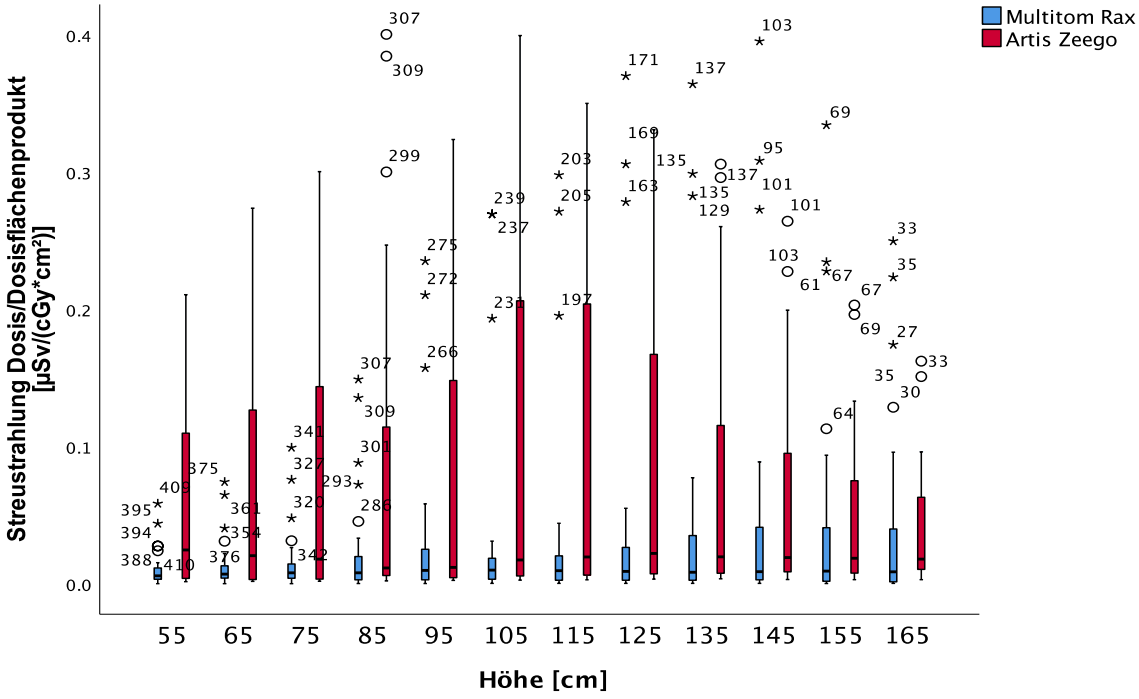

Abbildung 33 Boxplot

Die untenstehenden Graphen (Abb. 34-39) zeigen die gemessene Streustrahlendosis im Verlauf der Körperhöhe für das medizinische Personal bei den unterschiedlichen Interventionen.

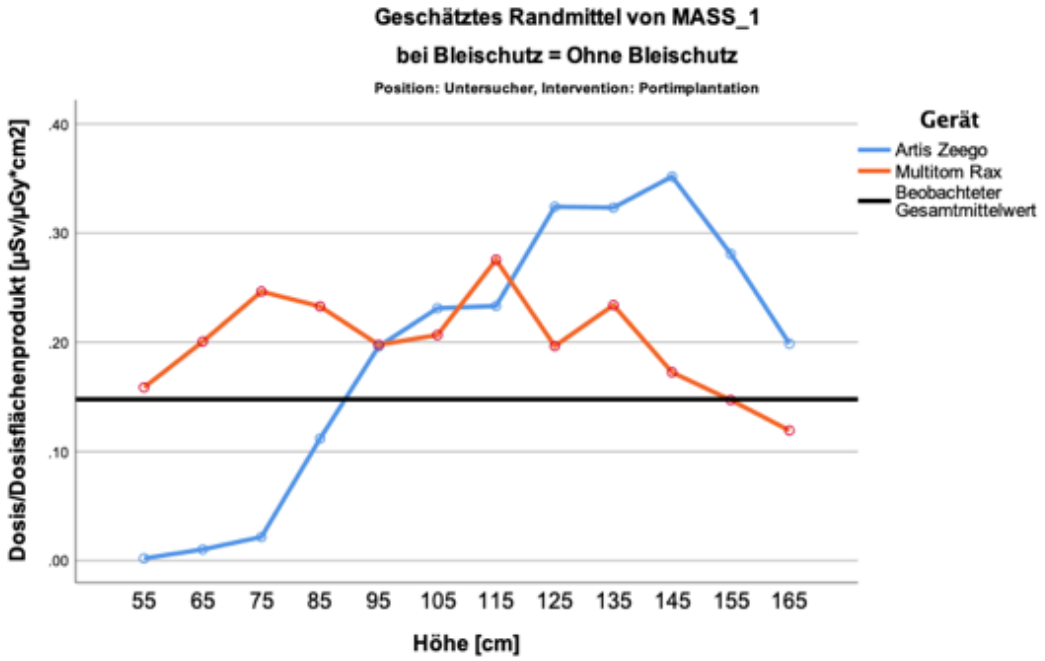

Abbildung 34 Graphische Darstellung der Streustrahlendosis im Höhenverlauf für die Untersucher-Position bei der simulierten Portimplantation

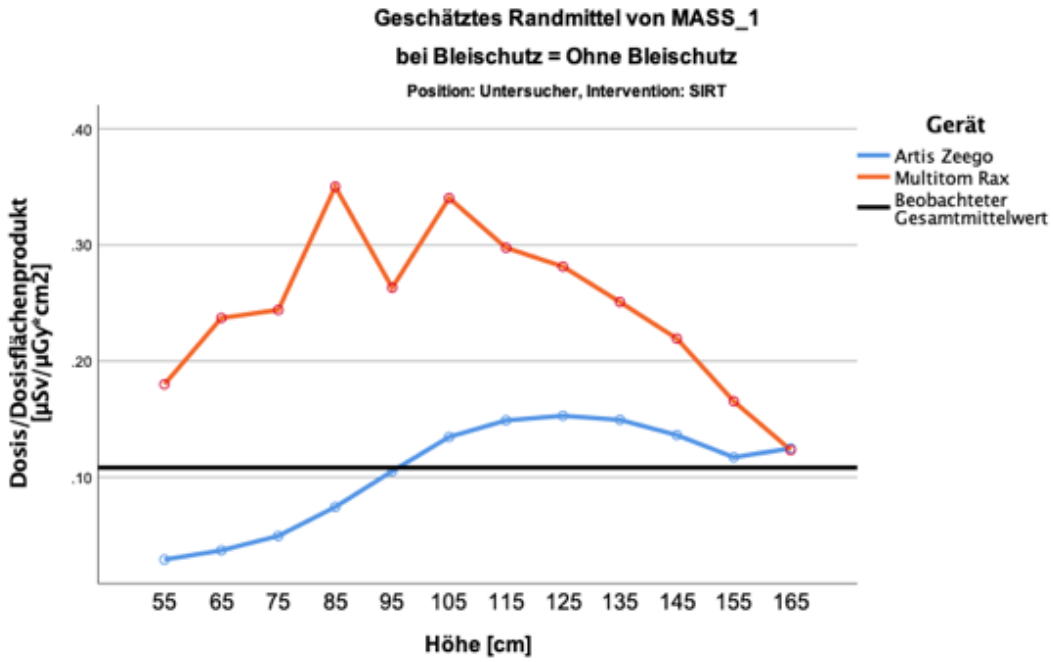

Abbildung 35 Graphische Darstellung der Streustrahlendosis im Höhenverlauf für die Untersucher-Position bei der simulierten SIRT

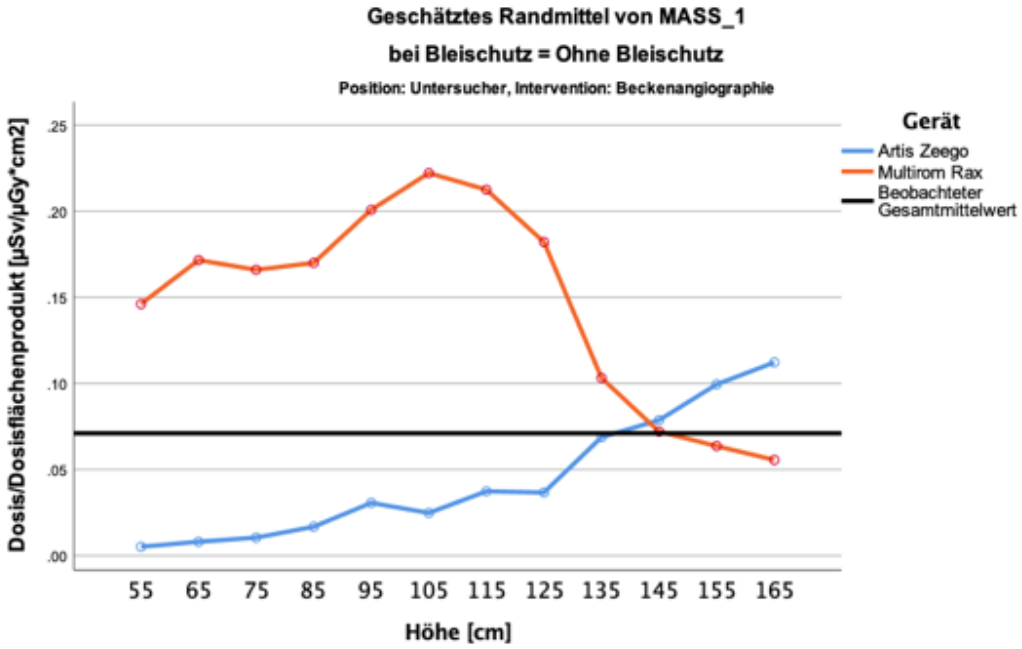

Abbildung 36 Graphische Darstellung der Streustrahlendosis im Höhenverlauf für die Untersucher-Position bei der simulierten Beckenangiografie

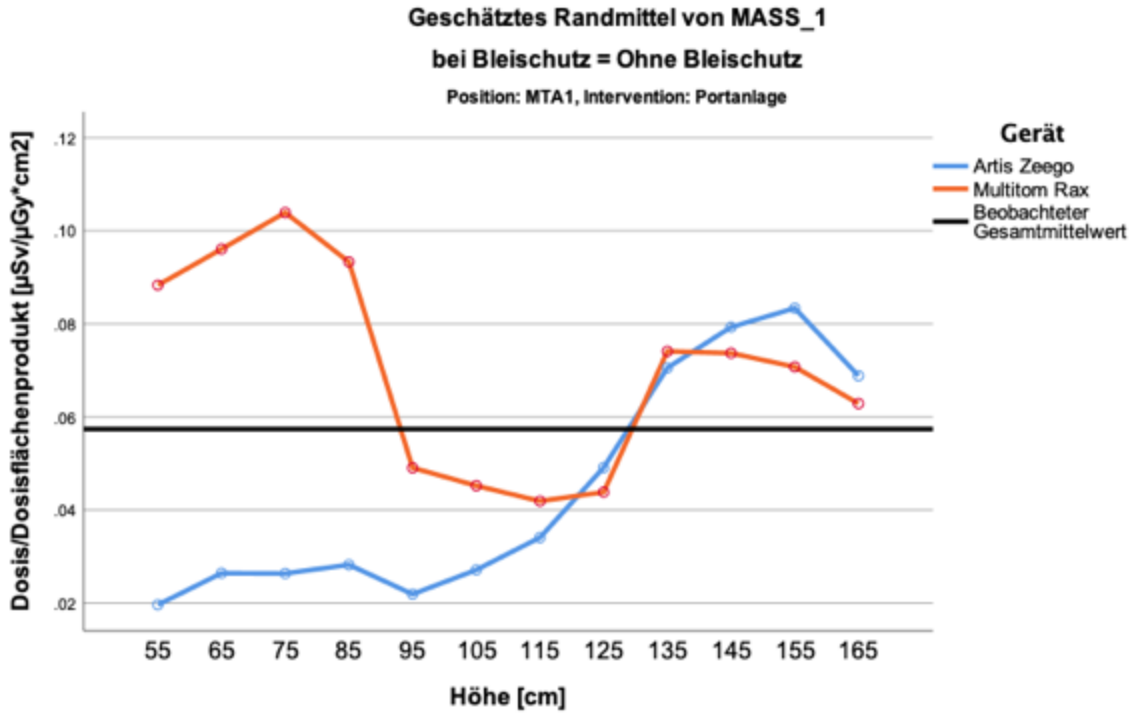

Abbildung 37 Graphische Darstellung der Streustrahlendosis im Höhenverlauf für die MTRA1-Position bei der simulierten Portanlage

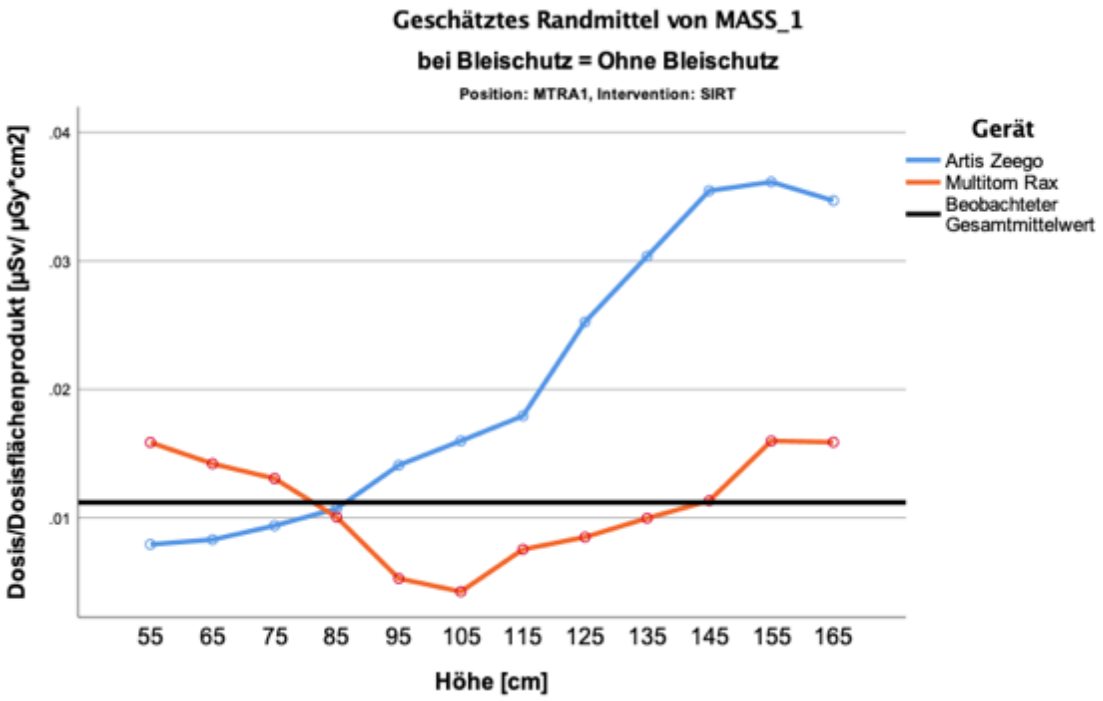

Abbildung 38 Graphische Darstellung der Streustrahlendosis im Höhenverlauf für die MTRA1-Position bei der simulierten SIRT

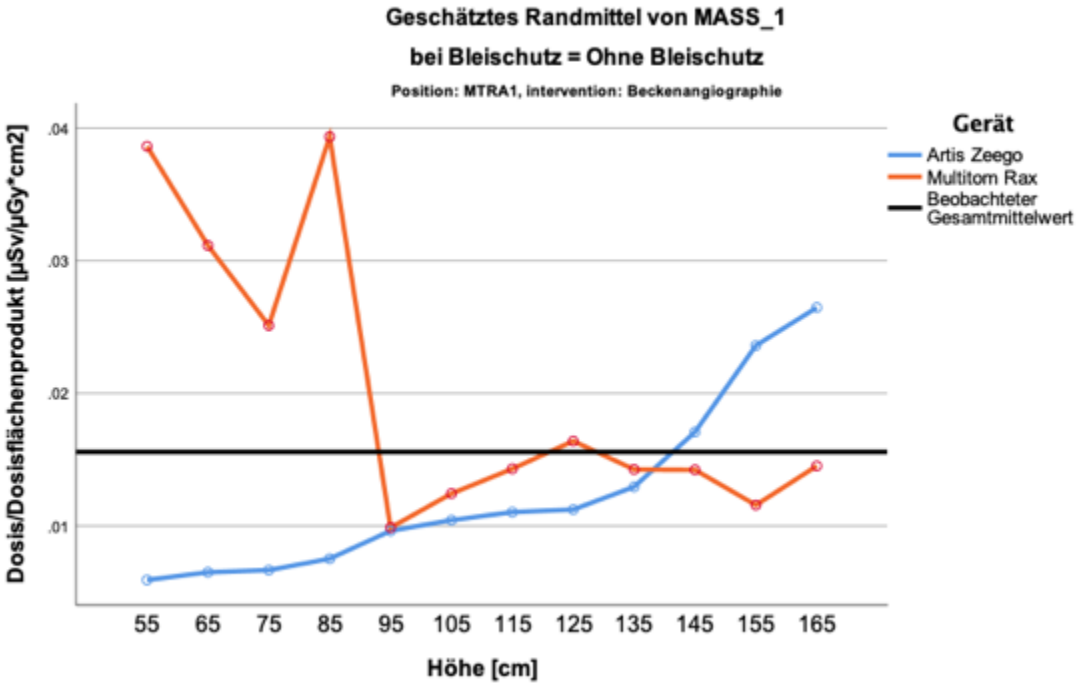

Abbildung 39 Graphische Darstellung der Streustrahlendosis im Höhenverlauf für die MTRA1-Position bei der simulierten Beckenangiografie

Zur Bewertung der Effizienz und Strahlenbelastung eines Röntgensystems wird der Quotient aus Dosis und DFP (Dosis/DFP) herangezogen. In der durchgeführten Studie war der Mittelwert des Dosis/DFP-Quotienten für die Untersucherposition bei der Portimplantation und ohne Strahlenschutz nahezu doppelt so hoch am Untertischgerät mit 0,2342 µSv/(cGy*cm²) als am Obertischgerät mit 0,1398 µSv/(cGy*cm²), was auf eine höhere Strahlenbelastung pro Flächeneinheit am Untertischgerät hinweist.

Für die Untersucherposition bei der SIRT und ohne Strahlenschutz zeigte sich der Mittelwert des Dosis/DFP-Quotienten für das Untertischgerät marginal höher mit 0,2375 µSv/(cGy*cm²) als am Obertischgerät mit 0,2251 µSv/(cGy*cm²). Ähnliche Ergebnisse wurden für die Untersucherposition bei der Beckenangiografie und ohne Strahlenschutz festgestellt. Dort zeigte sich der Mittelwert des Dosis/DFP-Quotienten am Untertischgerät geringfügig höher mit 0,2375 µSv/(cGy*cm²) als am Obertischgerät mit 0,2251 µSv/(cGy*cm²). Der Mittelwert des Dosis/DFP-Quotienten für die Untersucherposition bei der Beckenangiografie und ohne Strahlenschutz 37,21% höher am Untertischgerät mit 0,1532 µSv/(cGy*cm²) als am Obertischgerät mit 0,057 µSv/(cGy*cm²).

Für die MTRA-1-Position bei der Portimplantation und ohne Strahlenschutz war der Mittelwert Dosis/DFP-Quotient um 60,7 % höher am Untertischgerät mit 0,0840 µSv/(cGy*cm²) als am Obertischgerät mit 0,051 µSv/(cGy*cm²). Für die MTRA-1-Position bei der SIRT und ohne Strahlenschutz zeigte sich der Mittelwert des Dosis/DFP-Quotienten für das Untertischgerät knapp halb so hoch mit 0, 013 µSv/(cGy*cm²) als am Obertischgerät mit 0,0252 µSv/(cGy*cm²). Der Mittelwert des Dosis/DFP-Quotienten für die MTRA-1-Position bei der Beckenangiografie und ohne Strahlenschutz liegt am Untertischgerät mit 0,0186 µSv/(cGy*cm²) um 0,3 % höher als am Obertischgerät mit 0,0156 µSv/(cGy*cm²).

Für die MTRA-2-Position bei der SIRT ohne Strahlenschutz war der Dosis/DFP-Quotient am Obertischgerät (0,0102 µSv/(cGycm²)) um 25,93% größer als am Untertischgerät (0,0081µSv/(cGycm²)). Bei der Beckenangiografie unterschieden sich die Dosis/DFP-Quotienten der MTRA-2-Position zwischen Untertisch- (0,005 µSv/(cGycm²)) und Obertischgerät (0,005 µSv/(cGycm²)) nicht.

4.1.2 Patientendosis

Es wurden *n* = 440 Messungen über bis zu fünf Messzeitpunkte durchgeführt, mit 110 kompletten Datensätzen in den ersten drei Messzeitpunkten und zusätzlichen 28 Messungen bei den Obertischgeräten in MZ 4 und MZ 5. Die Messdaten waren zeilenweise verbunden und wurden unter konsistenten Bedingungen verglichen: Jedes Gerät nutzte dasselbe Durchleuchtungsverfahren für die gleiche TLD-Position und die gleiche Intervention wurde unter identischen Schutzvorkehrungen durchgeführt.

Dadurch konnte die direkten Strahlenbelastungen des Phantoms unter einheitlichen Bedingungen statisch analysiert werden, um einen direkten Vergleich zwischen den beiden Geräten zu ermöglichen. Dabei bezogen sich diese Bedingungen auf die Intervention, das betroffene Organ und die TLD-Position.

Vergleicht man die gebundenen Mittelwerte beider Geräte, bezogen auf die gesamten Messzeitpunkte, zeigen sich mehr Ausreißer am Obertischgerät, die voranging in den Oberflächenmessungen lagen. Man kann dem untenstehenden Boxplot entnehmen, dass der Mittelwert beim Untertischgerät (M = 11970, *SD* = 23655) gegenüber dem Obertischgerät doppelt so hoch lag (M = 25745, *SD* = 70373).

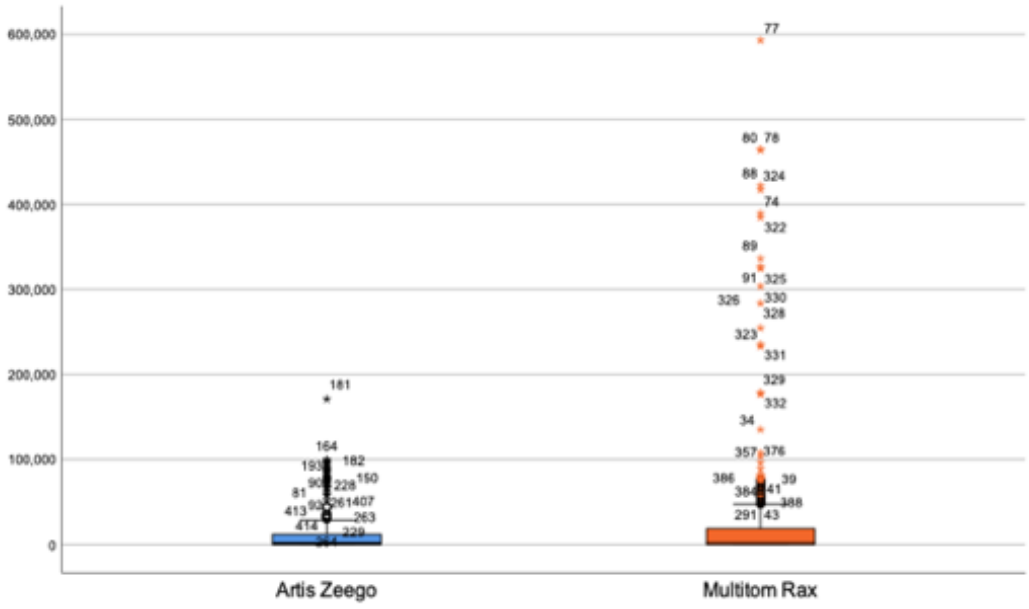

Abbildung 40 Boxplot der gebundenen Mittelwerte beider Geräte bezogen auf die gesamten Messzeitpunkte

Für den beim Messzeitpunkt 1 (MZ 1) lag der Dosismittelwert für das Untertischgerät (*M* = 56639485, *SD* = 110377518) fast dreimal so hoch, wie am Obertischgerät (*M* = 18237085, *SD* = 25005875). Der Unterschied zeigte sich jedoch nicht signifikant (*p* = 0.165).

Für den MZ 2 belief sich der Median der gemessenen Dosis für das Obertischgerät (*M* = 38256802, *SD* = 76129417) fast doppelt so hoch wie am Untertischgerät (*M* = 21121513, *SD* = 30933349). Der Unterschied zeigte sich jedoch nicht signifikant (*p* = 0.026).

Beim MZ 3 lag der gemessene Dosismittelwert am Obertischgerät (*M* = 16346917, *SD* = 26141948) geringfügig über dem Mittelwert am Untertischgerät (*M* = 15751608, SD = 26262614). Der Unterschied zeigte sich jedoch nicht signifikant (*p* = 0.153).

Beim MZ 4 war Dosismittelwert am Obertischgerät geringfügig höher (*M* = 1649060, *SD* = 227516) als beim Untertischgerät (*M* = 1489687 (*SD* = 1152933). Der Unterschied zeigte sich jedoch nicht signifikant (*p* = 0.010).

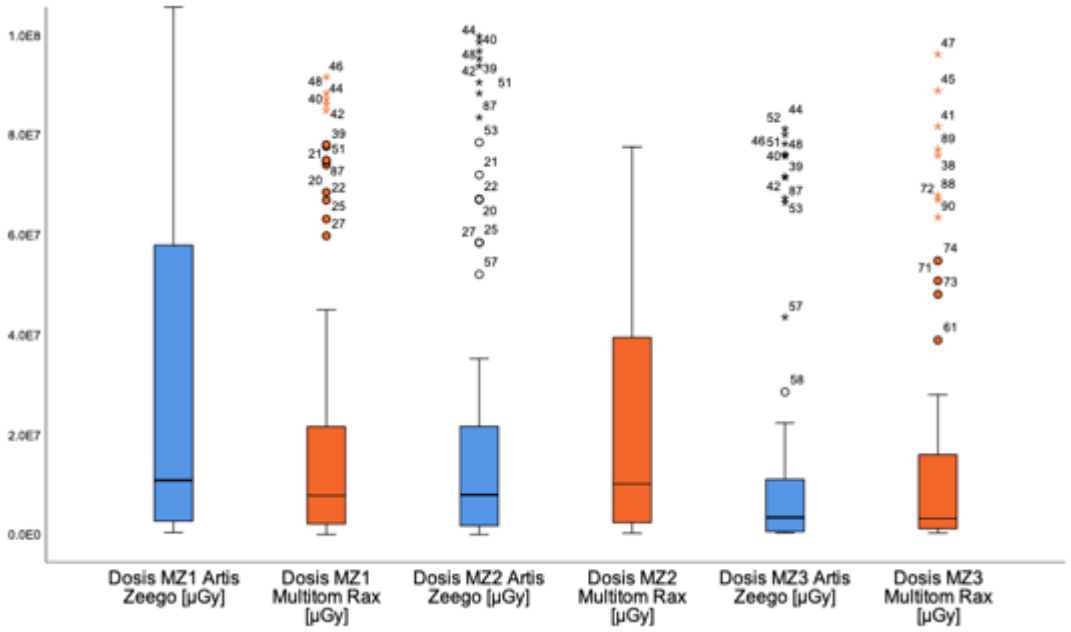

Abbildung 41 Boxplot der gebundenen Mittelwerte beider Geräte bezogen auf die gesamten Messzeitpunkte

Die mittleren Dosiswerte der einzelnen TLDs über die Messzeitpunkte bei den jeweiligen Interventionen sind graphisch in den Abbildungen 42-47 aufgeschlüsselt nach Gerät dargestellt. Die höchsten Dosiswerte erzielten die TLDs, die am oberflächlichsten zur Strahlenquelle exponiert waren.

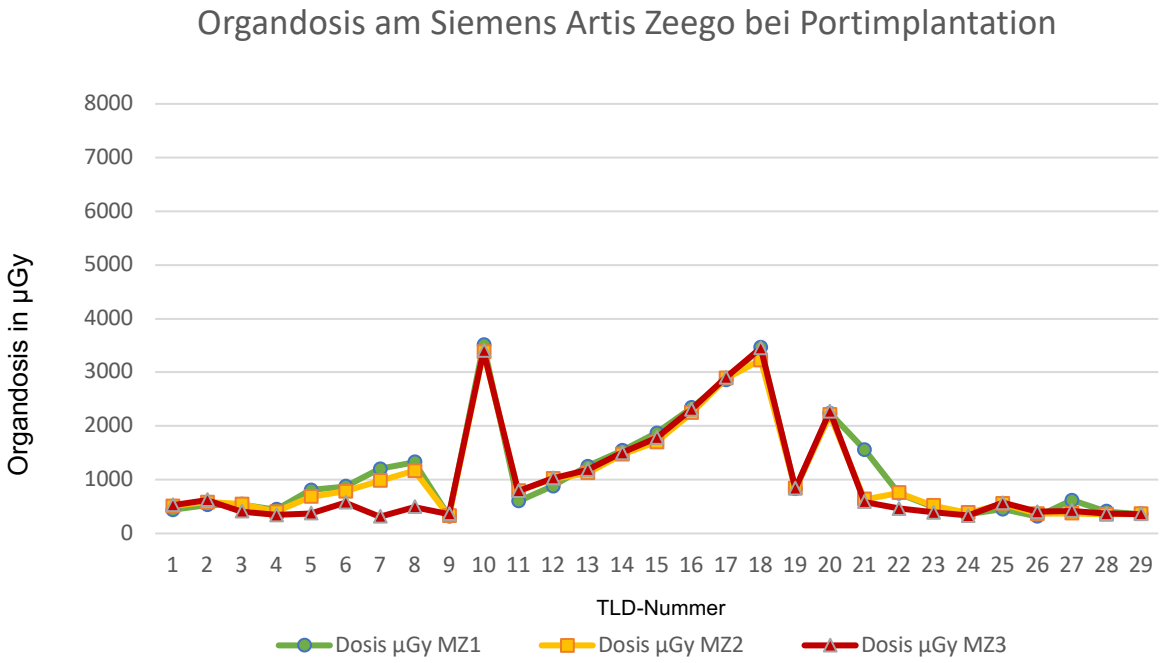

Abbildung 42 Graphische Darstellung der Organdosis am Untertischgerät bei Portimplantation

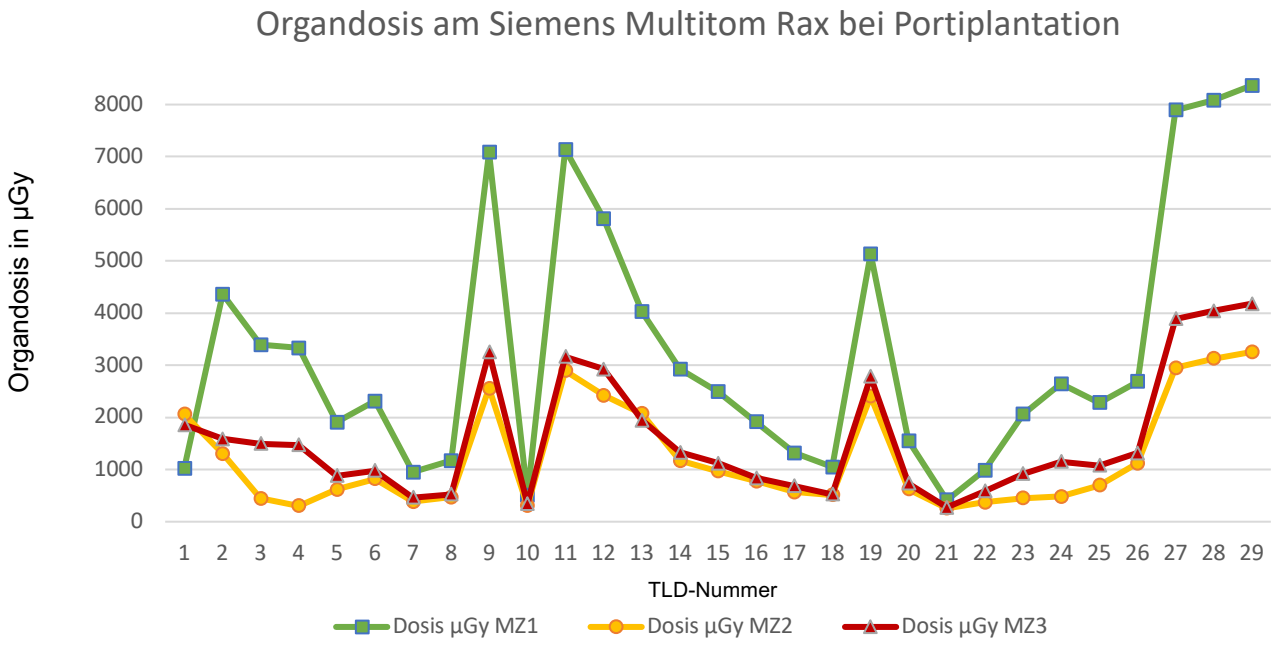

Abbildung 43 Graphische Darstellung der Organdosis am Obertischgerät bei Portimplantation

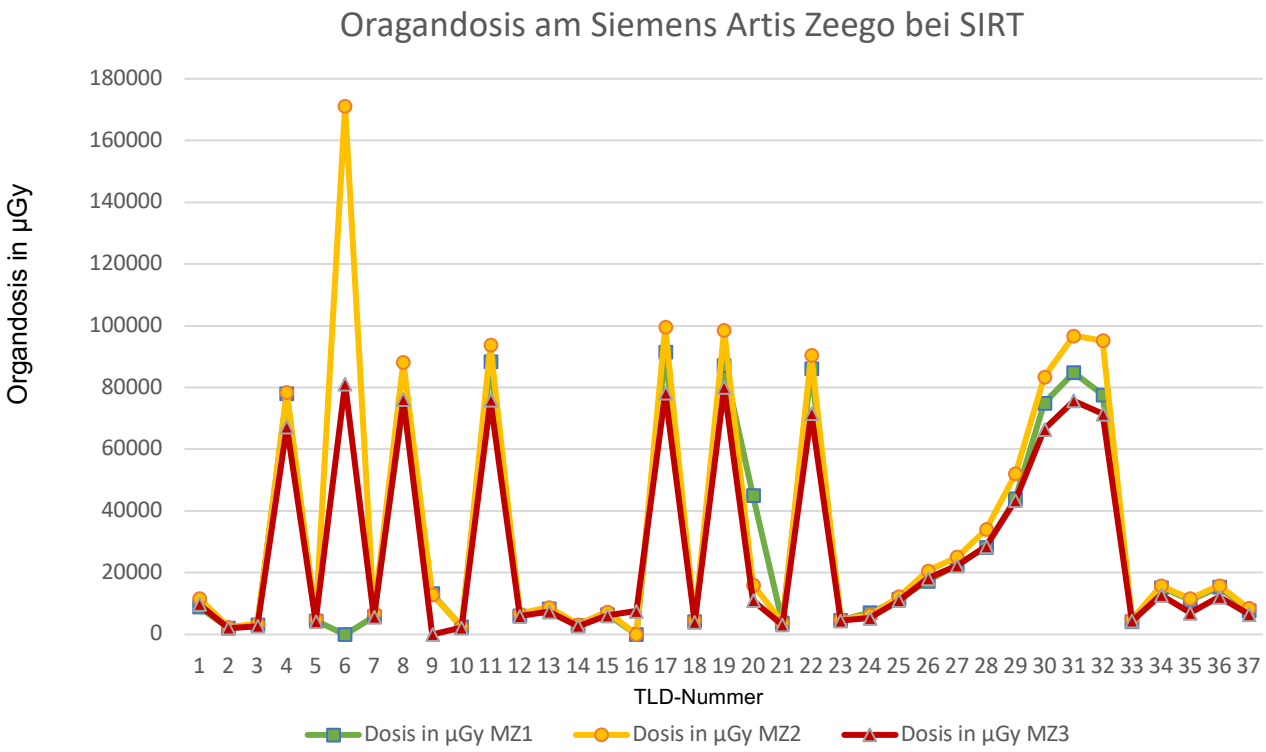

Abbildung 44 Graphische Darstellung Organdosis am Untertischgerät bei SIRT

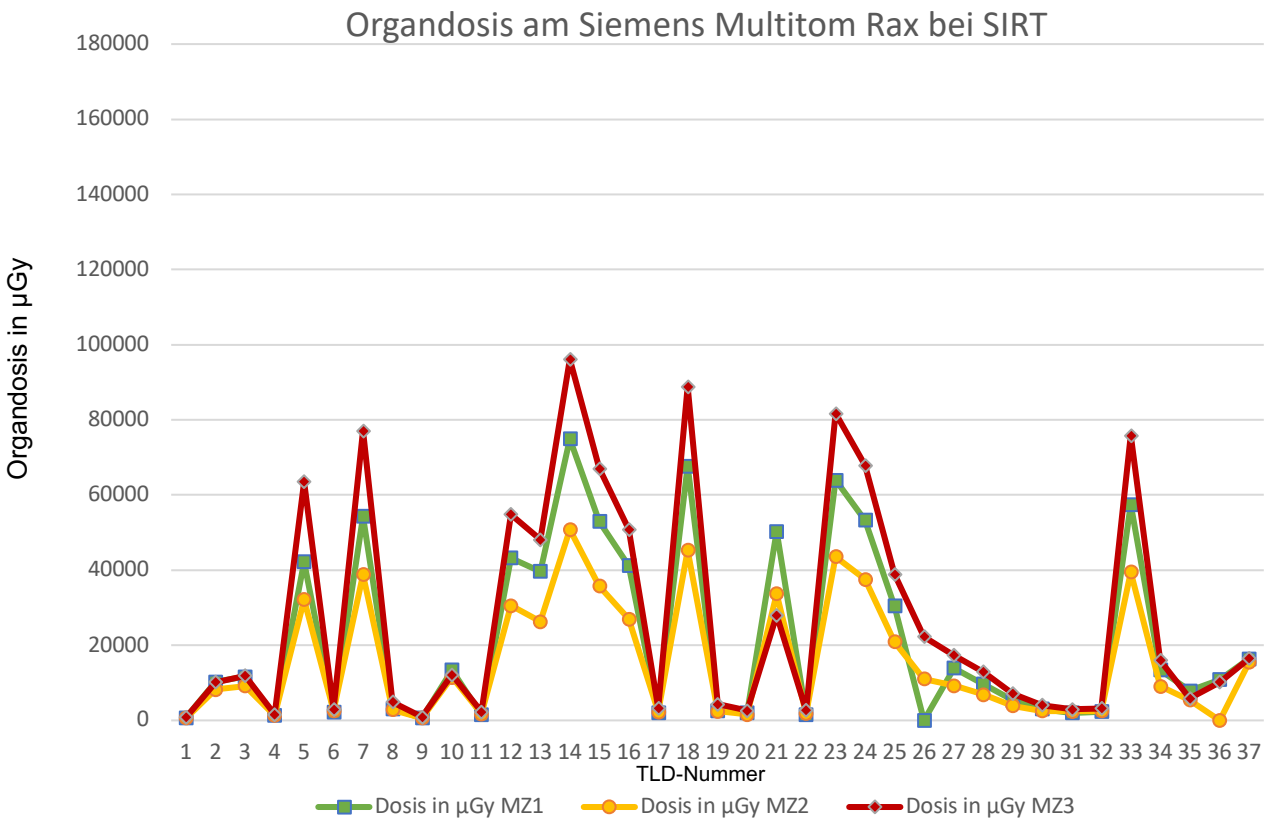

Abbildung 45 Graphische Darstellung der Organdosis am Obertischgerät bei SIRT

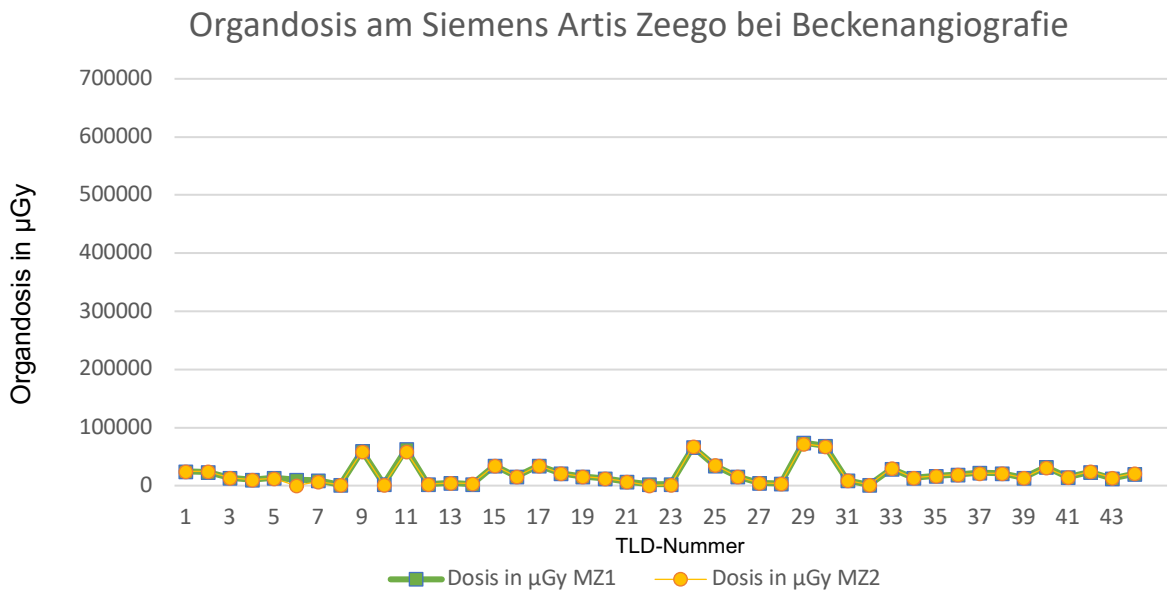

Abbildung 46 Graphische Darstellung der Organdosis am Untertischgerät bei Beckenangiografie

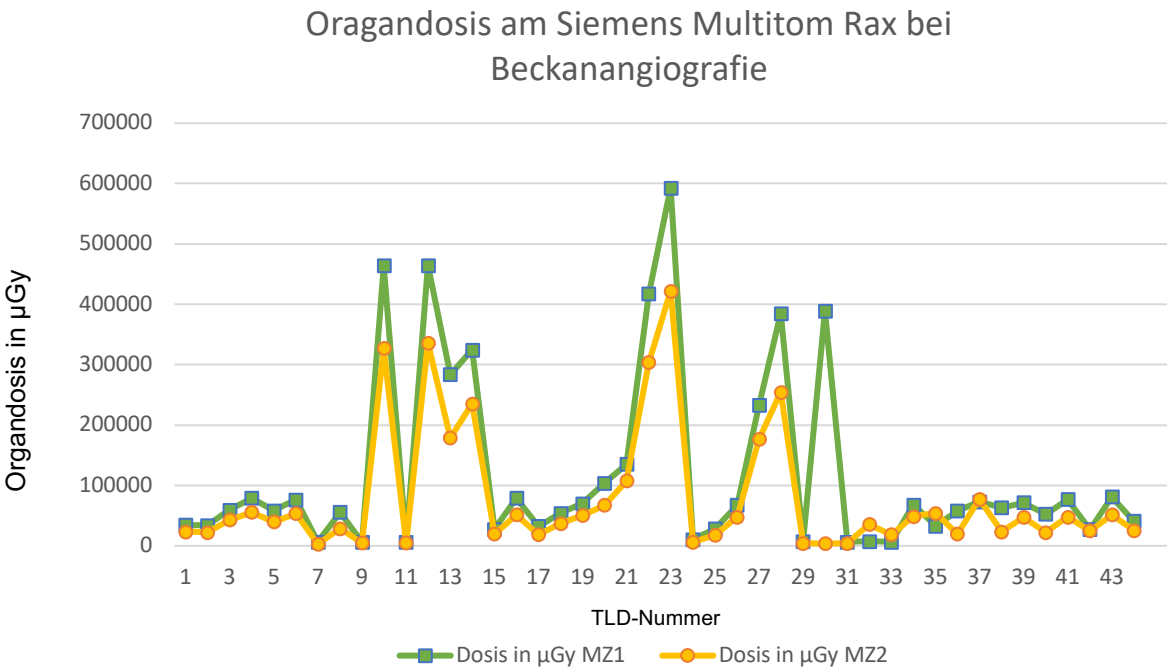

Abbildung 47 Graphische Darstellung der Organdosis am Obertischgerät bei Beckenangiografie

Aufgeschlüsselt nach Organen bzw. Gewebe, aber verbunden nach Intervention ergaben sich die untenstehenden Ergebnisse bei den mittleren Dosismessungen (Tabelle 12).

Tabelle 12 Deskriptive Statistik der mittleren Organdosis von Untertischgerät und Obertischgerät

		Artis Zeego		*Multitom Rax*	
Organ / Gewebe	N	mittlere Dosis in µGy	Std.-Abweichung	mittlere Dosis in µGy	Std.-Abweichung
Aorta	12	602	222	1328	1073
Colon	12	7982	5646	7375	6559
Colon sigmoideum	8	12157	12999	14319	15898
Harnblase	40	6474	7413	33443	38060
oberflächliche Dosis Beckenangiographie	44	16016	27385	71737	160714
oberflächliche Dosis Portanlage	32	1351	1393	3355	2342
oberflächliche Dosis SIRT	72	33181	42336	14365	25381
Leber	24	18132	14997	10351	10273
Lunge	16	1835	509	1569	974
Muskulatur Beckenangiographie	8	15315	16399	12568	18570
Muskulatur Portanlage	12	1878	1015	1755	1574
Myokard Portanlage	16	4429	3624	32332	21955
Myokard SIRT	16	656	723	1215	796
Ösophagus	8	733	196	1194	593
periphere Muskulatur Beckenangiographie	24	1494	1834	118139	148086
periphere Muskulatur SIRT	20	14237	26427	25450	26693
Prostata	32	8624	9248	26604	30286
Rektum	20	14430	15697	15446	19455
Spinalkanal	16	5264	11472	772	731
Vena Cava superior	8	578	148	1819	1258
Gesamt	440	11970	23655	25745	70373

Zur Berechnung, ob ein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Organe vorliegt, wurde ein non-parametrischer Wilcoxon-Test aufgrund der nicht gegebenen Normalverteilung der Daten durchgeführt (Tabelle 13). Dieser ist voraussetzungsfrei. Wegen der geringen Stichprobenanzahl wurden die Daten gestapelt. Die Power für diesen Test ist trotz der Stichprobengröße teilweise gering, das heißt, die Wahrscheinlichkeit, einen tatsächlich vorhandenen Effekt aufzudecken, gering ist.

Tabelle 13 Ergebnisse Wilcoxon Test der Ränge von der Differenz der Organdosis Artis Zeego vs. Multitom Rax.

Organ	**Inter-vention**	**Negative Ränge (Multitom Rax< Zeego)**	**Positive Ränge (Multitom Rax> Zeego)**	**Bind-ung**	***Z*-Wert**	***p*-Wert**	**Effekt-stärke (*r*)**	**Test-power**	**Signifikanter Unterschied**
Schilddrüse	Port	4	8	0	-3.961	< .005	0.17	95%	ja
Ösophagus	Port	1	7	0	-2.240	> .005	0.11	64%	nein
Spinalkanal	Port	13	2	1	-3.237	<.005	0.15	90%	ja
Haut (Eintritt)	Port	8	24	0	-2.412	> .005	0.11	64%	nein
Lunge	Port	11	5	0	-1.138	> .005	0.05	18%	nein
Haut (Austritt)	Port	7	5	0	-0.628	> .005	0.03	10%	nein
Myokard	Port	0	12	4	-3.059	< .001	0.15	88%	ja
Haut (Eintritt)	SIRT	31	23	18	-2.820	< .005	0.13	78%	ja
Haut (Austritt)	SIRT	3	12	5	-1.136	< .001	0.05	88%	ja
Myokard	SIRT	3	13	0	-2.275	>.005	0.11	5%	nein
Leber	SIRT	13	5	6	-1.892	> .005	0.09	47%	nein
Colon	Becken	6	3	3	-0.178	> .005	0.008	5%	nein
Colon sigmoideum	Becken	2	2	4	-0.730	> .005	0.035	11%	nein
Harnblase	Becken	0	20	20	-3.920	< .001	0.19	98%	ja
Haut (Eintritt)	Becken	13	9	22	-0.666	> .005	0.03	10%	nein
Muskulatur	Becken	3	1	4	-0.730	> .005	0.03	10%	nein
Haut (Austritt)	Becken	0	12	12	-3.059	<.005	0.15	89%	ja
Prostata	Becken	0	16	16	3.516	<.001	0.17	95%	ja
Rektum	Becken	6	4	10	-0.561	>.005	0.03	10%	nein

Eine Mixed ANOVA-Berechnung wurde nicht durchgeführt, da sich die Varianzen zwischen dem Untertischgerät und dem Obertischgerät stark unterscheiden, sodass eine sinnvolle Berechnung nicht möglich war. Die Daten sind ausreißerbehaftet und nicht normalverteilt, was aus dem untenstehenden Boxplot deutlich wird.

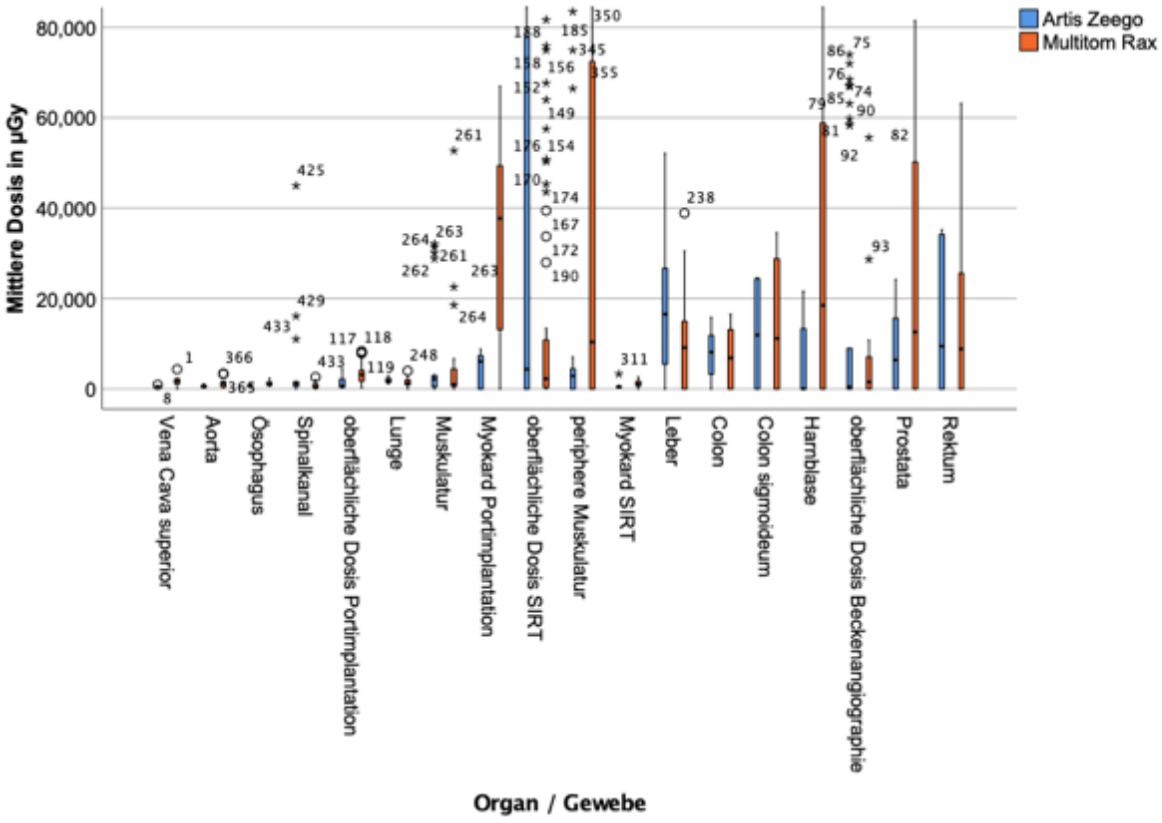

Abbildung 48 Boxplot der Organdosis

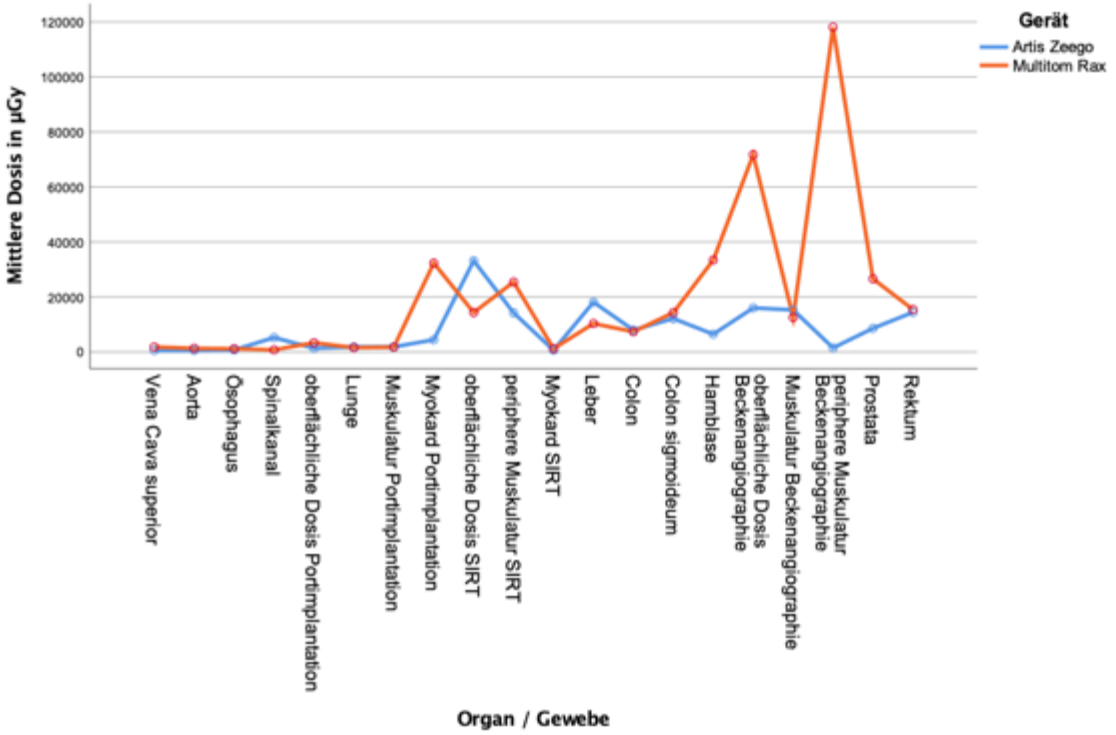

Abbildung 49 Grafische Darstellung Untertischgerät im Vergleich zum Obertischgerät nach Organ

Die Hypothese, dass das Obertischgerät höhere Organdosiswerte als das Untertischgerät erzielt, wurde mittels abhängigem t-Test berechnet, hierfür wurden die Mittelwerte für das jeweilige Gerät aus den verschiedenen Messzeitpunkten berechnet. Dadurch konnten zwei Werte für Obertischgerät und Untertischgerät berechnet werden. Entscheidend ist die Bindung der Werte, da diese auf die gleichen Zustände verbunden wurden: gleiche Intervention, gleiches Organ und gleiche TLD-Nummer.

Die Voraussetzungen für einen abhängigen t-Test sind Normalverteilung und Ausreißerfreiheit. Diese waren nicht gegeben, was im untenstehenden Histogramm deutlich wird. Deswegen wurde zur Absicherung ein non-parametrischer Wilcoxon-Test berechnet.

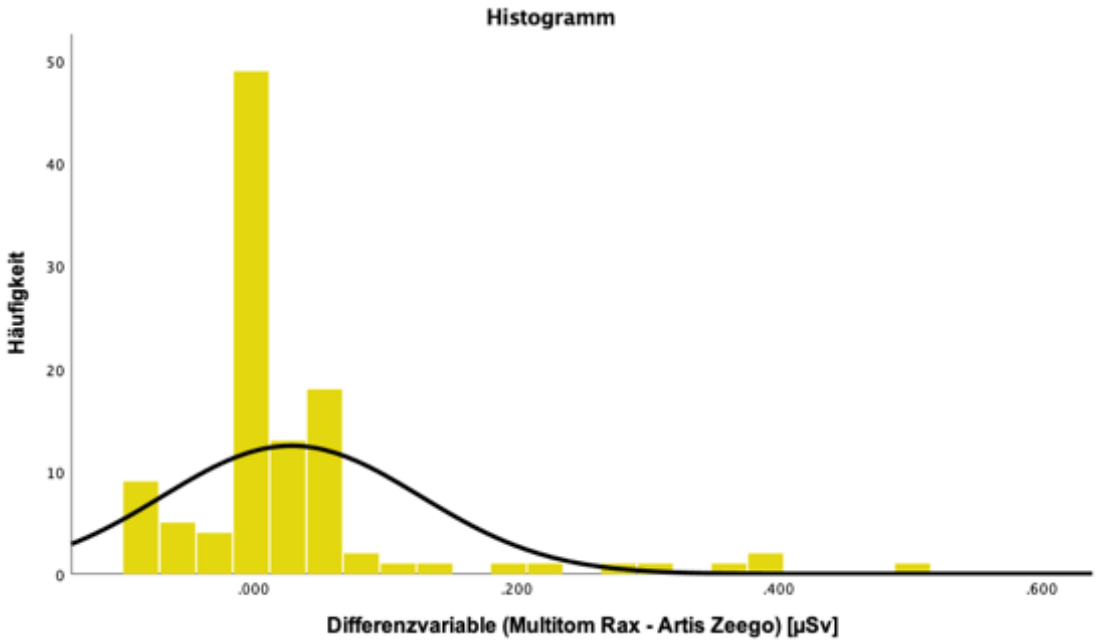

Abbildung 50 Histogramm

Vergleicht man die beiden Geräte hinsichtlich der Intervention, ergaben sich folgende Ergebnisse:

Im direkten Vergleich beider Geräte für die Intervention „Portimplantation“ lag das Untertischgerät (*M* = 0.0011, *SD* = .0009) unter dem Mittelwert am Obertischgerät (*M* = 0 .0019, *SD* = .0014).

Bei der Intervention „SIRT“ lag die mittlere Dosis des Untertischgerätes (*M* = 0.0304, *SD* = .001) über den Werten des Obertischgerätes (*M* = 0.0219 (*SD* = .023).

Für die Intervention „Beckenangiografie“ ergab sich der größte Unterschied zwischen beiden Geräten. Hier lag der Mittelwert des Obertischgerätes (*M* = 0.0989, *SD* = .1251) fast viermal höher als am Untertischgerät (*M* = 0,0204, SD = .02).

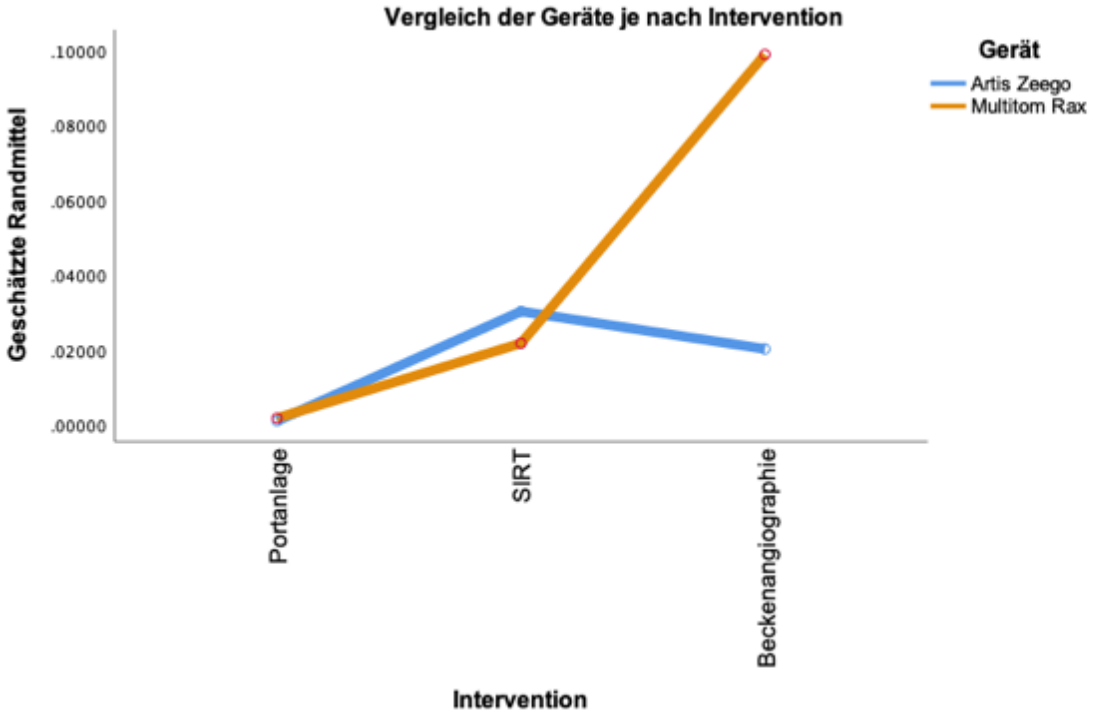

Abbildung 51 Vergleich der Geräte je nach Intervention

Das Obertischgerät wies signifikant höhere Dosiswerte auf als das Untertischgerät ($t_{(109)}$ = 3.067, Z = -3.603, p < .001). Die Mittelwertsdifferenz betrug hierbei -13774 (CI-95 [-20798, -6750]) bei einer SD = 3574.

Mittels Wilcoxon-Tests ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen dem Untertischgerät und dem Obertischgerät. Das Obertischgerät lag im Direktvergleich in 190 Fällen über dem Untertischgerät lag (Positive Ränge = 190), während das Untertischgerät in 125 Fällen (Negative Ränge = 125) über dem Obertischgerät lag im direkten Vergleich bei gleichen Bedingungen (Z = -3.603, p < .001, r = 0.17). Das Obertischgerät liegt mit einem kleinen Effekt über dem Untertischgerät. Bei n = 440 betrug die Power 95 % einen mittleren Effekt tatsächlich zu finden.

Das Obertischgerät liegt signifikant mit der mittleren Strahlendosis über dem Untertischgerät bei gleichen Bedingungen: gleiche Intervention, gleiches Organ und gleiche TLD-Nummer.

5. Diskussion

5.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

In der Medizin heutzutage gibt es eine Vielzahl an Geräten, die röntgenologische Bildgebung, eine intraoperative Darstellung des Operationsbereiches und eine umfassende Diagnostik verschiedener Körperregionen ermöglichen. Insbesondere für gefäßmedizinische Eingriffe ergibt sich eine breitgefächerte Verwendbarkeit und eine hohe Bildqualität (Diegeler *et al*., 2010, Boland *et al*., 2016).

Bisherige Studien zeigten, dass die Strahlenbelastung für den Interventionisten mit fortschreitender Geräteentwicklung sinkt (McNeice *et al*., 2018).

Durch unterschiedliche Bauweisen wächst das Interesse, diese Geräte hinsichtlich ihres Strahlenbelastungsrisikos zu vergleichen.

Das Ziel der durchgeführten Studie war es, das Untertischgerät und das Obertischgerät hinsichtlich der Strahlenexposition für die Organe des zu intervenierenden Patienten, als auch für das medizinische Fachpersonal während angiografischer Interventionen zu vergleichen.

Für den Patienten wurde ein Phantom repräsentativ eingesetzt. Die Dosimetrie wurde am Phantom mit TLDs in verschiedenen Körperregionen, die die einzelnen Gewebe bzw. Organe verkörpern sollten, erfasst und ausgewertet. Bei den Positionen des medizinischen Fachpersonals erfolgte die Strahlendosiserfassung mittels Ray Safe X2 Gerät. Es wurden drei fluoroskopische Interventionen simuliert (Portimplantation, SIRT, diagnostische Beckenangiografie) und die Strahlung in mehreren Durchläufen für Patient und medizinisches Fachpersonal gemessen.

Zusammenfassend ergaben sich folgende Hauptergebnisse:

1. Beim Untertischgerät ist der Untersucher in den meisten Fällen höheren Strahlendosen ausgesetzt als beim Obertischgerät. Dies spiegelte sich in den statistischen Analysen wider, die allesamt hochsignifikante Unterschiede zwischen den Geräten aufzeigten, mit p-Werten < 0,001.
2. Die Streustrahlung nimmt beim Obertischgerät mit zunehmender Körperhöhe des Untersuchers bzw. mit zunehmender Nähe zur Strahlungsquelle kontinuierlich zu. Die Streustrahlung des Untertischgerätes ist am höchsten unmittelbar unter dem Operationstisch im Bereich der Strahlungsquelle und nimmt nach oben und unten wieder ab.
3. Die gemessenen Dosiswerte für das gesamte medizinische Personal sind beim Untertischgerät im Durchschnitt fast doppelt so hoch wie beim Obertischgerät. Die Standardabweichung war beim Artis Zeego höher als beim Multitom Rax.
4. Der Quotient aus gemessener Dosis / DFP zeigt eine höhere Effizienz des Obertischgerätes für die Messungen der indirekten Strahlenbelastung des medizinischen Personals.
5. Beim Einsatz des Obertischgerätes ist der Patient einer doppelt so hohen Strahlung ausgesetzt wie bei Verwendung des Untertischgerätes.
6. Es gibt vereinzelt signifikante Unterschiede zwischen beiden Geräten hinsichtlich der Strahlenbelastung einzelner Organe. Das Untertischgerät führt bei der Intervention SIRT zu einer höheren Strahlungsbelastung im Spinalkanal und an der Körperoberfläche, während die Strahlungsbelastung des Myokards bei einer Portimplantation am Obertischgerät signifikant höher ist als die des Untertischgerätes. Die häufigsten signifikanten Unterschiede der Organdosis zeigten sich bei der Beckenangiografie.
7. In der Gesamtauswertung aller Messungen wurde eine signifikant höhere Strahlung des Obertischgerätes im Vergleich zum Untertischgerät festgestellt, wobei diese Unterschiede ausschließlich auf die Messungen während der simulierten Beckendiagnostik zurückzuführen waren.

Im Folgenden werden diese Ergebnisse diskutiert und in die Literatur eingeordnet.

5.2 Indirekte Strahlenbelastung für den Untersucher

In der durchgeführten Studie variierte die Strahlenbelastung abhängig von der Position des Personals im Interventionsraum. Die Untersuchung konzentrierte sich auf die Höhenverläufe der gemessenen Strahlenbelastungswerte und die Effizienz der Röntgensysteme, ausgedrückt durch den Quotienten aus Dosis pro Flächeneinheit (DFP).

Die Strahlenexpositionsdosis wird hauptsächlich durch die Strahlendosis, die Expositionszeit und die Entfernung von der Strahlenquelle beeinflusst (Killewich *et al*., 2011). Die durchgeführte Studie zeigt, dass die Exposition des anwesenden medizinischen Fachpersonals mit Lagebezug zur Strahlungsquelle zunimmt. An beiden Geräten wurden die höchsten Strahlungswerte auf der Untersucherposition gemessen, verglichen zu den weiter entfernten Positionen (s. Abb. 17-32). Dies ist durch die unmittelbare Nähe zur Strahlungsquelle während der Intervention erklärt (Andrés et al., 2017a). Ähnliche Ergebnisse wurden auch in Studien von Boland *et al*. und Steinvil *et al*. dokumentiert (Boland *et al*., 2014, Steinvil *et al*., 2013).

Die Dosis nimmt zum Lagerungstisch hin zu und umgekehrt nimmt sie am stärksten ab, wenn die Entfernung zum Patienten vergrößert wird, gemäß des Dosis-Abstand-Gesetztes (Zampini *et al*., 2021).

5.2.1 Strahlenbelastungseffekte auf verschiedene Körperregionen

5.2.1.1 Kopfregion

Betrachtet man den Höhenverlauf von 55 cm bis 165 cm, so erkennt man eine inhomogene Exposition des Untersuchers. Auf Kopfhöhe, insbesondere auf Augenhöhe, wurden am Obertischgerät signifikant höhere Strahlungswerte gemessen. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen Akhlaghi *et al*. (Akhlaghi, 2013). Die inhomogene und in der Kopfregion erhöhte Strahlenexposition birgt das

Risiko gesundheitlicher Beeinträchtigungen, wie z.B. das Auftreten von Hirntumoren, Katarakten und Schilddrüsenerkrankungen (Finkelstein, 1998).

Besonders interessant ist die Beobachtung, dass vermehrt linksseitig auftretende Hirntumore bei Interventionisten im Vergleich zur Allgemeinbevölkerung festgestellt wurden. Dies deutet auf einen möglichen Zusammenhang mit der verstärkten Exposition der linken Körperhälfte während interventioneller Eingriffe hin (Roguin *et al*., 2012, Roguin *et al*., 2013, Reeves *et al*., 2015).

Interventionelle Radiologen und das anwesende medizinische Fachpersonal, die während der Intervention keine Schutzbrille tragen, haben ein erhöhtes Risiko für eine Kataraktentwicklung (Jacob *et al*., 2013, Vañó *et al*., 2013, Kawauchi *et al*., 2021, Boal and Pinak, 2015).

Die signifikant höhere Strahlenbelastung auf Augenhöhe am Obertischgerät und die inhomogene Exposition legen nahe, dass tiefer getragene Dosimeter die Expositionsdosis niedriger schätzen lassen. Die Wahl der Dosimeterposition ist essentiell für eine effiziente Expositionsüberwachung, wie andere Studien belegen (Carinou *et al.*, 2015).

Weitere Folgen mangelhafter Verwendung der Strahlenschutzmaßnahmen können Schilddrüsenneoplasien sein, die vorrangig beim medizinischen Personal auftreten (Ron and Brenner, 2010, Schneider *et al*., 1993). Auf Schilddrüsenhöhe bei 145 cm lagen die gemessen Dosiswerte jedoch beim Untertischgerät höher.

In der durchgeführten Studie zeigte sich am Untertischgerät eine erhöhte Strahlenbelastung des Untersuchers für diese vulnerablen Regionen, insbesondere bei den Interventionen Portimplantation und Beckenangiografie ohne Verwendung einer Strahlenschutzscheibe (s. Abb. 16 - 31). Dies könnte darauf hindeuten, dass die Position des Detektors in Bezug auf die Höhe die Streustrahlungsbelastung beeinflussen kann (Haqqani *et al*., 2013).

5.2.1.2 Rumpfregion und Hände

Die Körpermitte in Höhe des Lagerungstisches bzw. der Hände des Untersuchers war am Untertischgerät höher exponiert (Whitby and Martin, 2005).

Die Strahlenbelastung für den Interventionisten zeigte sich auf Lagerungstischhöhe am stärksten und konnte hier am geringsten mittels Bleischutzscheibe reduziert werden.

Die Strahlendosis unterhalb des Lagerungstisches war signifikant höher am Obertischgerät als am Untertischgerät. Zu gleichen Ergebnissen kam die Studie von Artschan *et. al.* (Artschan *et al.,* 2014). Die Verwendung des vorhandenen Bleischutzvorhangs am Untertischgerät ist essentiell, da sie die Strahlendosis für den Interventionisten erheblich reduziert (Shortt *et al*., 2007).

5.3 Indirekte Strahlenbelastung für die MTRA

In der durchgeführten Studie zeigt sich, dass das gesamte, während einer radiologischen Intervention anwesende Personal, abhängig von seiner Position einer unterschiedlichen Exposition ausgesetzt ist (Khan *et al*., 2013, Elliott *et al*., 2021, König *et al.*, 2019).

Die Ergebnisse zeigen, dass die gemessene Strahlenbelastung beim Untertischgerät im Durchschnitt fast doppelt so hoch waren im Vergleich zum Obertischgerät. Dies wurde für verschiedene Messhöhen dokumentiert, wobei der Unterschied am signifikantesten bei 55 cm war. Dies ist durch die Nähe zur Strahlenquelle begründet und durch einen nicht vollständig bodenlangen Strahlenschutzvorhang.

Für die MTRA-1-Position bei der Portanlage ohne Strahlenschutz war der Dosis / DFP Quotient am Untertischgerät 60,7 % höher als am Obertischgerät. Bei der SIRT und Beckenangiografie war der Unterschied nicht so ausgeprägt, zeigte jedoch eine höhere Strahlenbelastung pro Flächeneinheit am Untertischgerät.

Für die Messungen im Höhenverlauf auf Höhe der MTRA-2 zeigte sich eine homogenere Verteilung der Strahlenbelastung im Vergleich zur Position des Untersuchers. Dies liegt darin begründet, dass die Position der MTRA-2 den größten Abstand zum Phantom aufwies, welches für die Streustrahlung verantwortlich ist.

Bei der MTRA-2-Position und ohne Strahlenschutz war der Dosis / DFP Quotient am Obertischgerät größer als am Untertischgerät. Dies deutet darauf hin, dass die Strahlenbelastung für MTRA-2 bei bestimmten Interventionen höher ist. Bei der SIRT und der Beckenangiografie zeigte sich, dass das Obertischgerät eine höhere Strahlenbelastung pro Flächeneinheit aufwies.

5.4 Vergleich Ober-und Untertischgerät

Die Arbeitshypothese, dass das Obertischgerät potenziell eine höhere Strahlenbelastung für das anwesende Personal aufweist, konnte nur teilweise bestätigt werden. Besonders auffällig war die fast viermal höhere Strahlenbelastung durch das Obertischgerät bei der simulierten Beckenangiografie. Dieses Ergebnis korreliert mit einer Studie von Arienti *et al.*, die ebenfalls eine höhere Dosisbelastung beim Einsatz des Siemens Multitom Rax für die Beckenangiografie feststellte (Arienti, 2019).

Mögliche Ursachen hierfür könnten die unterschiedlichen Gerätevoreinstellungen sein, beispielsweise die höhere Kathodenspannung am Obertischgerät. Eine niedrigere Kathodenspannung kann als Methode zur Strahlendosisreduktion angewendet werden (Seyal *et al*., 2015). Die Ergebnisse der Strahlendosis der Interventionen Portimplantation und SIRT unterscheiden sich marginal. Beide Geräte strahlen bei diesen Interventionen mit derselben voreingestellten Kathodenspannung.

Bei den Gerätevoreinstellungen für die jeweilige Intervention lag die gepulste Durchleuchtungsrate am Obertischgerät bei 10 Pulsen/s, während das Untertischgerät eine Durchleuchtungsrate von 7,5 Pulsen/s aufweist. Durch die Veränderung der Durchleuchtungsrate kann eine Reduktion der Strahlendosis um bis zu 38 % erreicht werden (Pyne *et al*., 2014).

Trotz höherer absolut gemessener Dosis am Obertischgerät zeigte dieses eine höhere Effizienz, gemessen am Dosis/DFP-Quotienten, insbesondere an der Untersucherposition. In den Gerätevoreinstellungen ist ein deutlicher Unterschied hinsichtlich des Röhrenstroms zu erkennen. Das Obertischgerät

liegt weit unter den Werten des Untertischgerätes. Es wird eine deutlich höhere Anzahl von Röntgenphotonen pro Zeiteinheit erzeugt, was zu einer entsprechend höheren Strahlendosis führt. Dieses legt nahe, dass das Obertischgerät die Strahlenbelastung effizienter verteilt, was zu einem niedrigeren DFP führt.

Die Weiterentwicklung robotergestützter Angiografiesysteme hat zu einer Senkung des DFP und der Dosis pro Eingriff geführt, was besonders im Vergleich zu älteren Geräten deutlich wird (Fidalgo Domingos *et al.*, 2018, Paul *et al.*, 2013, Guillou *et al.*, 2018, Kendrick *et al.*, 2016).

Die Studie von Attigah *et al.* zeigte einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem DFP und der Strahlendosis für Augenlinse und Finger (Attigah *et al.*, 2016). Dies unterstreicht die Relevanz der gemessenen Strahlendosen an exponierten Stellen.

5.5 Strahlenschutzvorgaben für strahlenexponierte Arbeitskräfte

Es ist von großer Wichtigkeit die Strahlendosis während einer interventionellen Angiografie möglichst genau zu kennen, um das Risiko strahleninduzierter Erkrankungen bei den exponierten Personen gering zu halten und die Gesundheit des medizinischen Personals nicht zu gefährden. Zu diesem Zweck gibt es in Deutschland durch das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) die Vorgabe der maximal zulässigen effektiven Dosis von 20 mSv für beruflich Exponierte. Frauen im gebärfähigen Alter sollten eine Maximaldosis von 2 mSv pro Monat nicht überschreiten.

Da das medizinische Personal teilweise täglich Strahlung ausgesetzt ist, muss die maximale Höchstdosis pro Jahr eingehalten werden. In der durchgeführten Studie lag die Strahlenexposition des Personals im Durchschnitt bei 0,03 µSv für das Obertischgerät und bei 0,07 µSv für das Untertischgerät. Diese Ergebnisse machen deutlich, dass bei täglicher Nutzung, über das Jahr gerechnet, die festgelegten Grenzwerte der Strahlendosis erreicht werden können.

In der durchgeführten Studie konnte die Strahlendosis mit Hilfe der Bleischutzscheibe auf durchschnittlich 1,81 µSv für die Untersucherposition gesenkt werden. Es ist davon auszugehen, dass das medizinische Personal die gesetzlich vorgeschriebene jährliche Höchstdosis von 20 mSv mit korrekt angewandtem Strahlenschutz bei den gemessenen Dosiswerten nicht überschreiten würde.

Efstathopoulos *et al.* erzielten in ihrer Studie Ergebnisse, die zeigten, dass trotz hoher Dosiswerte für Extremitäten und Augen des medizinischen Personals während verschiedener radiologischer Interventionen die vorgeschriebenen jährlichen Maximaldosen für einzelne Körperregionen nicht überschritten wurden. Sie betonen jedoch, dass eine Überschreitung der Grenzwerte bei nachlässiger Handhabung des Strahlenschutzes schnell möglich ist (Efstathopoulos *et al*., 2011).

5.5.1 Strahlenschutzmaßnahmen für medizinisches Personal

Der Strahlenschutz, der Bleischürze, Schutzbrille, Schilddrüsenschutz und Kopfschutz umfassen sollte, ist essenziell. Er darf jedoch im klinischen Alltag die Bewegungs- und Handlungsfähigkeit des Interventionisten nicht einschränken. Das Tragen der Schutzbekleidung kann aufgrund des hohen Gewichts auf lange Sicht gesehen zu orthopädischen Problemen beim Träger führen (Livingstone *et al*., 2018).

In der durchgeführten Studie wurde die Effektivität von Bleischutzscheibe zur Reduktion der Strahlenbelastung bestätigt. Der Einsatz einer deckenmontierten Acryl-Bleischutzscheibe reduzierte die Gesamtdosis um über 50 %. Ähnliche Ergebnisse wurden von Guenthner *et al.* und Jia *et al.* berichtet (Guenthner *et al*., 2020, Jia *et al*., 2017). Es zeigte sich, dass der Untersucher einer bis zu 93 % bis 95 % geringeren Strahlendosis ausgesetzt war, wenn die Bleischutzscheibe nahe vor seinem Körper platziert wurde (Jia *et al.*, 2017, Sukupova *et al.,* 2018). In der durchgeführten Studie lag der Wert noch etwas höher.

Besonders auffällig war die Reduktion der Strahlenbelastung auf Augenhöhe durch die Bleischutzscheibe. Die Ergebnisse der durchgeführten Studie zeigen

eine Reduktion um 98,18 % für Interventionen am Untertischgerät, was mit den Ergebnissen von Morrish *et al* übereinstimmt (Morrish and Goldstone, 2008). Der Bleiwert der Strahlenschutzscheibe liegt höher als bei Strahlenschutzbrillen. In der Studie von Rooijen *et al.* zeigte sich eine vergleichbare Schutzwirkung gegenüber Röntgenstrahlen von Strahlenschutzbrille im Vergleich zu Acryl-Blei-Schutzglas (Rooijen *et al*., 2013).

Die Bedeutung von Strahlenschutzbrillen bei Betrachtung der inhomogenen Strahlenbelastung im Höhenverlauf, insbesondere für Interventionisten größerer Körpergröße, wird durch Kesavachandran *et al.* und Zampini *et al.* unterstrichen (Kesavachandran *et al.*, 2012, Zampini *et al*., 2021). Allerdings zeigten Behr-Meenen *et al*., dass nur ein geringer Prozentsatz der Interventionisten immer eine Schutzbrille trägt (Behr-Meenen *et al*., 2021).

Um die Strahlenexposition des Kopfes des Interventionisten zu reduzieren, stehen beispielsweise bleifreie chirurgische OP-Hauben zur Verfügung. Diese enthalten Bismut und Barium und können die Strahlendosis des Kopfes signifikant reduzieren (Alazzoni *et al*., 2015).

Unter Verwendung eines Nadelhalters, kann die Exposition der Hände durch die Primärstrahlung vermieden werden (Sarmento *et al*., 2018). Die Strahlendosis kann durch zusätzliche Strahlenschutzhandschuhe signifikant gesenkt werden (Kamusella *et al*., 2017).

Für Körperregionen, die nicht durch die erwähnten Strahlenschutzmaßnahmen abgedeckt werden können, weil diese die Bewegungsfreiheit des Operateurs einschränken würden, können beispielsweise Einwegprodukte wie die beschriebenen Strahlenschutzhandschuhe oder eine strahlungsabweisende Hautcreme verwendet werden (Shorrock *et al*., 2015).

In der Praxis ergeben sich für die simulierten Interventionen verschiedene Durchleuchtungszeiten. Gemäß dem ALARA-Prinzip wäre eine effektive Strahlenschutzmaßnahme die Verkürzung der Expositionszeit (Jung *et al*., 2013).

Die MTRA-2-Position in der durchgeführten Studie befand sich in 1,5 m Abstand zum Phantom. Um der Streustrahlung vollständig zu entgehen ist es

dementsprechend nicht ausreichend, einen größeren Abstand zum Patienten einzuhalten.

Di Leo *et al.* schlussfolgerten, dass die effektivste Methode des Strahlenschutzes das Verlassen des Interventionssaals während des Scans ist (Di Leo *et al*., 2018).

Das Verlassen des Operationssaals während einer Intervention ist aus praktischen Gründen oft nicht möglich. Es besteht eine hohe Wahrscheinlichkeit für mögliche Kontaminationen, die durch das Verlassen und Wiederbetreten des Hybridsaals entstehen können. Die erneute Dekontamination, bevor die Operation wieder aufgenommen wird, ist nicht praktikabel. Im Idealfall kann der Operateur den Abstand zur Strahlungsquelle vergrößern, durch Verwendung von robotergestützte Systeme, da sie sich aus einiger Entfernung bedienen lassen (Chakravartti and Rao, 2019).

In Übereinstimmung mit Schuetze *et al.* wurden in der durchgeführten Studie besonders hohe Streustrahlungswerte bei Scans in der Beckenregion gemessen, sodass schützende Maßnahmen bei derartigen Scans zu berücksichtigen sind (Schuetze *et al*., 2018). Das Strahlungsfeld bei der Beckenangiografie war im Vergleich zu der Portimplantation und der SIRT am weitesten aufgeblendet, mit einer Größe von 25 cm x 30 cm. Eine Reduzierung des Strahlungsfeldes auf 25% der ursprünglichen Größe kann die Strahlendosis um die Hälfte reduzieren (Serna Santos et al., 2020b).

In der durchgeführten Studie konnte gezeigt werden, dass die Reduktion der Strahlungsdosis am Gerät die Streustrahlendosis signifikant vermindert. Eine deutliche Abnahme der Streustrahlenbelastung wurde sowohl beim Übergang von hoher zu normaler als auch von normaler zu niedriger Dosis beobachtet (Serna Santos et al., 2020b).

Die Expertise des medizinischen Personals sowie deren Schulung im Bereich des Strahlenschutzes und der Anwendung geeigneter Schutzmaßnahmen sind von entscheidender Bedeutung. Eine erhöhte Expertise des Interventionisten führt zu einer Verkürzung der Fluoroskopiezeit (Gausden *et al*., 2017, Sanchez *et al*., 2010). Barakat *et al.* zeigten, dass ein 20-minütiges Schulungsvideo, das

sich auf die optimale Nutzung der anpassbaren Einstellungen von Fluoroskopiegeräten konzentriert, die durchschnittliche Durchleuchtungszeit um 30 % bis 50 % reduzieren kann (Barakat *et al.*, 2018).

5.6 Patientendosis

Die röntgenologische Bildgebung in hybriden Operationssälen ermöglicht eine detaillierte Bildgebung während interventioneller Eingriffe. Durch Echtzeit-Überwachung der Dosimetrie kann der Interventionist rechtzeitig Anpassungen vornehmen, um das Operationsergebnis zu optimieren und die Strahlenbelastung für den Patienten zu minimieren (Inaba *et al.*, 2020). Die interventionelle Radiologie birgt variable Strahlenbelastung für den Patienten, abhängig von Interventionsart und -dauer.

Das ALARA-Prinzip betont die sorgfältige Abwägung des Nutzen-Risiko-Verhältnisses für den Patienten. Die durchgeführte Studie untersucht die Hypothese, dass die Wahl des Angiografiegerätes die Sicherheit des Patienten in hybriden Operationssälen beeinflussen kann.

5.6.1 Gesetzliche Grenzwerte und Strahlenschutzstandards

Die gesetzlichen Grenzwerte für Strahlenbelastung der Allgemeinbevölkerung sind im Strahlenschutzgesetz vom Bundesamt für Strahlenschutz festgelegt. Die maximal tolerierbare Höchstdosis beträgt pro Kopf 1 mSv für Direktstrahlung. Medizinische Anwendungen sind in diesem Grenzwert nicht enthalten. Der jährliche Grenzwert für die Organdosis beträgt 15 bis 50 mSv, abhängig vom exponierten Organ bzw. der Körperregion. Für medizinische Anwendungen existiert eine spezifische Höchstdosis pro Aufnahme, beispielsweise 0,01 bis 0,03 mSv im Thoraxbereich und 1 bis 3 mSv pro kranialer CT-Aufnahme (Bundesamt für Strahlenschutz, 2022). Die variierenden Organdosisgrenzwerte veranschaulichen, dass das Risiko gesundheitlicher Schäden auch durch die Art und den Ort der Strahlenexposition beeinflusst wird.

5.6.2 Differenz in Organdosis zwischen Ober- und Untertischgerät

Die durchschnittliche „Organdosis“ des Phantoms pro Intervention am Untertischgerät lag nie über 0,2 µSv. Die mittleren Strahlungswerte am Obertischgerät lagen mit 0,4 µSv doppelt so hoch.

Die Werte liegen deutlich unterhalb der zugelassenen Grenzwerte für die Organdosis, somit ist davon auszugehen, dass ein einmaliger Eingriff kein relevantes Risiko für die Patientengesundheit darstellt. Dass ein gesundheitliches Risiko für den Patienten bei wiederholter geringerer Strahlenexposition besteht, zeigt die retrospektive COCCINEL Studie (Abalo *et al.*, 2021).

Insbesondere bei der Beckenangiografie zeigte sich eine deutlich höhere Strahlendosis am Obertischgerät. Die Messwerte waren für „Harnblase“ (p<.001), „periphere Muskulatur“ (p<.005) und „Prostata“ (p<.001) signifikant. Aus diesen Ergebnissen kann gefolgert werden, dass die Strahlenbelastung sich je nach verwendetem Gerät und durchgeführter Intervention unterscheidet. Zu ähnlichem Schluss kamen Ubeda *et al.* (Ubeda *et al.*, 2015).

Die durchgeführte Studie zeigt, dass die mittlere Dosis am Obertischgerät für die Aorta, Harnblase und Haut, während der Beckenangiografie und Portimplantation deutlich höher war als am Untertischgerät.

Es ist jedoch zu beachten, dass es auch Organe gab, bei denen der Mittelwert am Untertischgerät höher war, wie zum Beispiel bei "Colon" und "Leber". In einigen Fällen waren die Unterschiede zwischen den beiden Geräten geringfügig, während in anderen Fällen die Unterschiede signifikant waren.

Diese Erkenntnisse unterstreichen die Notwendigkeit, bei häufigen diagnostischen oder therapeutischen Eingriffen das Risiko einer kumulativen Strahlenexposition für Patienten zu berücksichtigen, insbesondere bei Verwendung des Obertischgeräts.

Die Organdosis „Spinalkanal“ und an der Körperoberfläche zeigte sich signifikant höher am Untertischgerät als am Obertischgerät für eine simulierte SIRT. Die Leistung des Angiografiesystems in Bezug auf die Strahlendosis lässt sich am

besten durch die Hauteintrittsexpositionsraten charakterisieren, die in regelmäßigen Abständen bewertet werden sollten (Mahesh, 2001).

Die Bedeutung der Hauteintrittsdosis als Prädiktor für die Gesamthautdosis (Chida *et al.*, 2007) wird durch die durchgeführte Studie bestätigt.

Bei der Portimplantation wurde die höchste Organdosis im „Myokard“ mit dem Obertischgerät festgestellt. Dies steht im Kontrast zu anderen Organen, wie dem „Spinalkanal,“ der bei simulierten Interventionen am Untertischgerät eine höhere Strahlenbelastung aufwies. Die unterschiedlichen Strahlenbelastungen zwischen den Gerätetypen könnten auf verschiedene Faktoren zurückzuführen sein, darunter die Positionierung des Patienten und die technischen Eigenschaften der Geräte. Der Patient liegt in Rückenlage und der Spinalkanal ist der Strahlenquelle des Untertischgerätes zugewandt.

Die Unterschiede der Vergleichsgeräte für die oberflächlich gemessene Dosis lassen sich nicht leicht erklären. Dass die oberflächliche Dosis am Obertischgerät, vor allem bei der Beckenangiografie höher lag, lässt sich durch die höhere Kathodenspannung des Obertischgerätes, die Nähe zur Strahlungsquelle sowie durch das größere Einblendungsfeld begründen (Li, 2013, Serna Santos et al., 2020a). Eine höhere Kathodenspannung bedeutet eine höhere Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlen. Das hat einen größeren Einfluss auf die Organ- und Austrittsdosis als auf die Eintrittsdosis (Fauber, 2016). Für die Portimplantation wurden ähnliche Dosisunterschiede beobachtet, bedingt durch die Orientierung der Körperoberfläche zum Obertischgerät.

In der durchgeführten Studie bestätigt sich die in der Studie von Andrés *et al.* beobachtete Korrelation zwischen der Patienteneintrittsdosis und der maximalen Hautdosis (Andrés et al., 2017a).

Dies verdeutlicht die Variabilität der Strahlendosen, beeinflusst durch verschiedene Interventionen mit variablen Durchleuchtungszeiten und Patientencharakteristika wie Körpergröße.

In der durchgeführten Studie blieben Gewicht und Größe des Phantoms konstant, obwohl diese Faktoren laut vergangenen Studien die Strahlendosis beeinflussen (Chida *et al*., 2010, Schegerer *et al*., 2021). Die zunehmende Prävalenz von Adiposität in Industrieländern ist daher ein wichtiger Faktor in der interventionellen Radiologie (Nasir *et al*., 2007, Ng *et al.*, 2014, Uppot *et al.*, 2007).

Andrés *et al.* heben die Bedeutung der Anpassung der Strahlendosis an die Art des Eingriffs hervor, insbesondere angesichts der variierenden Interventionsdauer (Andrés et al., 2017b). Auffällig sind die hohen Strahlenwerte bei diagnostischen Interventionen. Die Unterschiede in der Strahlenbelastung je nach Gerätetyp und Eingriff korrelieren mit der unterschiedlichen Expositionsdauer, was sowohl Patienten als auch medizinisches Personal betrifft.

Die Studie von Guillou *et al.* zeigt, dass die Beweglichkeit des Gerätearmes die Strahlenbelastung des Patienten beeinflusst, wobei Bleiauflagen, ein maximaler Abstand zur Strahlenquelle und eine reduzierte Durchleuchtungsdauer die Belastung minimieren können (Guillou *et al*., 2018). Kendrick *et al.* bestätigen diese Ergebnisse bei Verwendung eines C-Bogen-Systems (Kendrick *et al*., 2016). Drastische Reduktionen der Patientendosis können bei Verwendung von Strahlenschutzauflagen beobachtet werden (Dromi *et al*., 2006, Lawson *et al*., 2020).

Technologische Verbesserungen der bildgebenden Geräte wie die Modifikation des Röntgenröhrenpotentials, der Pulsstärke, der Brennfleckgrößen und der Stromstärke tragen ebenfalls zur Dosisreduktion bei (Spahn, 2005). Eine Nachbearbeitung der Bilder, die mit kurzer Expositionszeit erzeugt wurden, erhöht die Bildqualität, ohne die Strahlenexposition zu steigern. (Söderman et al., 2013, Dekker *et al.*, 2013, Haas *et al.*, 2015). Kumashiro *et al.* und Eloot *et al.* demonstrierten, dass rauschreduzierende Technologie die Strahlenbelastung um bis zu 75 % senken könnte, ohne die Bildqualität zu beeinträchtigen (Kumashiro *et al.*, 2018, Eloot *et al.*, 2015). Die erzielte Strahlendosisreduktion trägt zu einer erhöhten Sicherheit für den Patienten und des medizinischen Personals bei (Ten

Cate *et al.*, 2015). Dies bestätigt das Potential für die interventionelle Angiografie, die Strahlenbelastung zu begrenzen und gleichzeitig qualitativ hochwertige Bilder zu liefern.

5.6.3 Effektive Strahlenschutzmaßnahmen für Patienten

Eine wesentliche Methode zur Dosisreduktion ist die Optimierung der Aufnahmeparameter. Hierbei ist insbesondere die Anpassung der Röntgengeräteeinstellungen, wie die Reduktion der Röhrenspannung und des Röhrenstroms, hervorzuheben. Eine niedrigere Röhrenspannung reduziert die durchdringende Strahlung, was vor allem bei pädiatrischen Patienten effektiv zur Anwendung kommen kann (Ward *et al.*, 2008).

Durch Anwendung von Streustrahlenraster oder der „Air-Gap"-Technik, bei der ein zusätzlicher Abstand zwischen Patienten und Detektor geschaffen wird, kann die Streustrahlenbildung und die direkte Strahlenbelastung für den Patienten reduziert werden (Uffmann and Schaefer-Prokop, 2009, Neitzel, 1992, Partridge *et al.*, 2006).

Der Einsatz von Strahlenschutzmitteln wie Bleischürzen und Gonadenschutz kann die Strahlenexposition signifikant reduzieren. Diese Schutzmittel absorbieren einen Teil der Streustrahlung und schützen empfindliche Körperregionen (Balter *et al.*, 2010). Vergangene Studien haben gezeigt, dass bei Verwendung von Patientenbedeckungen aus Bismut, mit einen Bleiäquivalentwert von 0,1 mm, zu einer Verringerung der Strahlenbelastung um bis zu 91 % für die Augen, 96 % für die Schilddrüse und 96 % für die Hände führen (Meisinger *et al.*, 2016, King *et al.,* 2002, Dromi *et al.*, 2006).

Eine weitere wichtige Maßnahme ist die Begrenzung der Durchleuchtungszeit sowie die Vermeidung unnötiger Wiederholungen von Aufnahmen (Miller *et al.*, 2003). Wie auch in der durchgeführten Studie gezeigt, kann eine Minimierung der Durchleuchtungszeit durch Einsatz gepulster Durchleuchtung anstelle kontinuierlicher Durchleuchtung die Dosis deutlich reduzieren.

5.7 Optimierung des Strahlenschutzes und zukünftige Entwicklungen

Die durchgeführte Studie zeigt, dass praxisnahe Strahlenschutzmaßnahmen, wie die Verwendung von Bleischutzscheiben und -auflagen, eine beutende Rolle bei der Dosisreduzierung spielen (Dauer *et al.*, 2017, Chida, 2022).

Neben dem physischen Strahlenschutz kann in Zukunft durch den Einsatz von künstlicher Intelligenz (KI) zusätzliche Strahlenschutzoptimierung erfolgen (Pashazadeh and Hoeschen, 2023, Bang *et al.*, 2020, Lang *et al.*, 2023). Während einer Untersuchung können die Algorithmen die Bildqualität überwachen und die Strahlendosis automatisch reduzieren, wenn eine ausreichende Bildqualität erreicht ist. In einem Artikel von Lee *et al.* wird erläutert, wie Deep Learning-Techniken dazu verwendet werden können, Bildrauschen zu reduzieren und die diagnostische Qualität zu erhalten (Lee *et al.*, 2017). Dies ist entscheidend, um sicherzustellen, dass die Strahlendosis so niedrig wie möglich gehalten werden kann, ohne die Genauigkeit der Diagnose zu beeinträchtigen

Zusammenfassend bestätigen die Ergebnisse, dass das Obertischgerät eine höhere Strahlenbelastung aufweist, insbesondere bei der Beckenangiografie. Die höhere Effizienz des Obertischgerätes bei der Verteilung der Strahlenbelastung und die Vorteile neuerer robotergestützter Systeme sind wichtige Erkenntnisse, die in der klinischen Praxis berücksichtigt werden sollten, um das Risiko für Patienten und medizinisches Personal zu minimieren.

5.8 Limitationen der Studie

Die durchgeführte Studie weist einige Limitation auf, die im Folgenden erläutert werden sollen.

Für die Studie wurde ein Phantom als Modell verwendet, um die Strahlenbelastung zu messen. Obwohl Phantome nützliche Instrumente zur Strahlenexpositionsanalyse sind, können sie nicht alle morphologischen Unterschiede wie Geschlecht, Körpergröße und -gewicht realer Patienten akkurat abbilden. Diese Einschränkung könnte die direkte Übertragbarkeit der Ergebnisse auf reale klinische Szenarien limitieren. Es ist anzumerken, dass, obwohl sich die Holzhalterung nicht unmittelbar im Strahlenfeld befand, sie dennoch zur zusätzlichen Streuung beigetragen haben könnte, was die Messergebnisse beeinflusst haben könnte. Die Verwendung eines Phantoms ist bei wiederholter Strahlenexposition aus ethischen Gründen notwendig, da eine vergleichbare Studie an echten Probanden nicht durchführbar ist.

Zudem ermöglicht das Phantom die gleichzeitige Messung in verschiedenen Organen und Körperstellen, was am lebenden Patienten nicht umsetzbar ist. Alternativ könnten strahlenexponierte bzw. strahlensensible Körperregionen mit Dosimetern versehen und die Dosis während echter radiologischer Eingriffe erfasst und retrospektiv analysiert werden.

Die festen Positionen bei den Messungen zur indirekten Strahlenbelastung des Personals spiegeln nicht den dynamischen, klinischen Alltag wider, in dem der Abstand des Personals zur Strahlungsquelle variiert.

Ein weiterer wichtiger Punkt beim Vergleich von Angiografiesystemen ist die Beurteilung der Bildqualität. In dieser Studie lag der Fokus jedoch auf dem Vergleich der Strahlenexposition als Sicherheitsmaß. Die Bildqualität wurde daher nicht untersucht, da sie auf den Standardeinstellungen der Systeme basierte. Zukünftige Untersuchungen könnten jedoch die Dosis weiter optimieren, indem sie angepasste Protokolle unter Berücksichtigung der Bildqualität einsetzen. Zudem sollten zukünftige Studien die Streustrahlung während echter Patienteninterventionen messen, um die individuellen Charakteristika der Patienten besser zu berücksichtigen.

Obwohl es nur wenige Studien zu hybriden Angiografiegeräten gibt, zeigen die vorhandenen Ergebnisse mögliche Unterschiede. Sie verdeutlichen, dass medizinisches Personal die Schutzrichtlinien strikt einhalten muss. Dazu gehört auch, sich ausreichend von der Strahlungsquelle zu entfernen. Dies ist jedoch eine Herausforderung, weil das Personal während der Intervention in der Nähe des Patienten oder des Geräts bleiben muss.

6. Zusammenfassung

Kritisch ist bei der Anwendung von Röntgenstrahlung die Strahlenbelastung des Patienten und des anwesenden medizinischen Personals zu betrachten. Für die interventionelle Angiografie stehen verschiedene Strahler zur Verfügung.

Obwohl in vergangenen Studien bereits die Strahlenbelastung durch einzelne Strahler analysiert wurde, wurde nicht untersucht, inwieweit sich Ober- und Untertischgeräte hinsichtlich der Strahlendosis für Patient und Personal unterscheiden. Diese Studie wurde durchgeführt, um die exponierten Strahlendosen bei simulierter Portimplantation, SIRT und Angiografie der Beckengefäße an einem Ober- oder Untertischgerät zu vergleichen.

Das Siemens Multitom Rax Gerät kam als Obertischgerät zum Einsatz, das Siemens Artis Zeego als Untertischgerät. Ein Phantom, das den Patienten repräsentiert, wurde auf dem Lagerungstisch platziert, wobei Dosimeter in verschiedenen Körperregionen positioniert wurden.

Es gab signifikante Unterschiede in der Strahlenbelastung von Patienten und medizinischem Personal zwischen den beiden Geräten, wobei das Obertischgerät insgesamt höhere Dosen aufwies. Die Streustrahlung variierte je nach Körperhöhe und Gerät.

Limitationen der Studie liegen in der kleinen Stichprobengröße und fehlendem Einflussfaktoren wie Patientengröße und -gewicht. Weitere Studien mit Einbeziehung dieser Faktoren wären notwendig, um die Ergebnisse zu verallgemeinern und die Ursachen der beobachteten Unterschiede zu differenzieren und die Sicherheit der Geräte in verschiedenen Anwendungen zu bewerten.

Die Studienergebnisse zeigen deutlich, dass die Strahlenbelastung von Patienten und medizinischem Personal je nach Lage der Strahlenquelle unterschiedlich und ein entsprechender Strahlenschutz erforderlich ist. Die Wahl des Angiografiegerätes, insbesondere bei der Beckenangiografie und die Einhaltung von Strahlenschutzrichtlinien ist essenziell für eine Reduktion der Strahlenbelastung und Minimierung von strahlungsinduzierten Schäden.

7. Literaturverzeichnis

ABALO, K. D., MALEKZADEH-MILANI, S., HASCOËT, S., DREUIL, S., FEUILLET, T., COHEN, S., DAUPHIN, C., FILIPPO, S. D., DOUCHIN, S., GODART, F., GUÉRIN, P., HELMS, P., KARSENTY, C., LEFORT, B., MAURAN, P., OVAERT, C., PIÉCHAUD, J. F., THAMBO, J. B., LEURAUD, K., BONNET, D., BERNIER, M. O. & RAGE, E. 2021. Exposure to low-dose ionising radiation from cardiac catheterisation and risk of cancer: the COCCINELLE study cohort profile. *BMJ Open,* 11**,** e048576.

AKHLAGHI, P., MIRI-HAKIMABAD, H., KARDAN, M. R., & FAGHIHI, R 2013. Evaluation of scattered radiation doses in interventional radiology. *Iranian Journal of Radiation Research* 10.4 193-197.

ALAZZONI, A., GORDON, C. L., SYED, J., NATARAJAN, M. K., ROKOSS, M., SCHWALM, J.-D., MEHTA, S. R., SHETH, T., VALETTAS, N. & VELIANOU, J. 2015. Randomized controlled trial of radiation protection with a patient lead shield and a novel, nonlead surgical cap for operators performing coronary angiography or intervention. *Circulation: Cardiovascular Interventions,* 8**,** e002384.

ALKHORAYEF 2014. In vivo thermolumiinescence dosimetry. *Journal of Medical Physics*.

ANDRÉS, C., PÉREZ-GARCÍA, H., AGULLA, M., TORRES, R., MIGUEL, D., DEL CASTILLO, A., FLOTA, C. M., ALONSO, D., DE FRUTOS, J. & VAQUERO, C. 2017a. Patient doses and occupational exposure in a hybrid operating room. *Phys Med,* 37**,** 37-42.

ANDRÉS, C., PÉREZ-GARCÍA, H., AGULLA, M., TORRES, R., MIGUEL, D., DEL CASTILLO, A., FLOTA, C. M., ALONSO, D., DE FRUTOS, J. & VAQUERO, C. 2017b. Patient doses and occupational exposure in a hybrid operating room. *Physica Medica,* 37**,** 37-42.

ARIENTI, V. E. A. 2019. Radiation dose reduction with iterative reconstruction in CT angiography of the pelvis: Comparison between two different CT scanner models. *European Journal of Radiology***,** 154-159.

ARNSTEIN, P. M., RICHARDS, A. M. & PUTNEY, R. 1994. The risk from radiation exposure during operative X-ray screening in hand surgery. *J Hand Surg Br,* 19**,** 393-6.

ARTSCHAN, R., BRETTLE, D., CHASE, K., FENDER, A., HOWELLS, P. & BUCHAN, S. 2014. An investigation of the radiation doses to the lower legs and feet of staff undertaking interventional procedures. *The British journal of radiology,* 87**,** 20130746.

ATTIGAH, N., OIKONOMOU, K., HINZ, U., KNOCH, T., DEMIREL, S., VERHOEVEN, E. & BÖCKLER, D. 2016. Radiation exposure to eye lens and operator hands during endovascular procedures in hybrid operating rooms. *J Vasc Surg,* 63**,** 198-203.

BALTER, S., HOPEWELL, J. W., MILLER, D. L., WAGNER, L. K. & ZELEFSKY, M. J. 2010. Fluoroscopically guided interventional procedures: a review of radiation effects on patients' skin and hair. *Radiology,* 254**,** 326-341.

BANG, J. Y., HOUGH, M., HAWES, R. H. & VARADARAJULU, S. 2020. Use of Artificial Intelligence to Reduce Radiation Exposure at Fluoroscopy-Guided Endoscopic Procedures. *Am J Gastroenterol,* 115**,** 555-561.

BARAKAT, M. T., THOSANI, N. C., HUANG, R. J., CHOUDHARY, A., KOCHAR, R., KOTHARI, S. & BANERJEE, S. 2018. Effects of a Brief Educational Program on Optimization of Fluoroscopy to Minimize Radiation Exposure During Endoscopic Retrograde Cholangiopancreatography. *Clinical gastroenterology and hepatology : the official clinical practice journal of the American Gastroenterological Association,* 16**,** 550-557.

BEDUHN, D. 1988. Konstrastmitteluntersuchung des Herzens und der Gefäßsysteme. *In:* WILLICH, E., GEORGI, P., KUTTIG, H. & WENZ, W. (eds.) *Radiologie und Strahlenschutz.* Berlin: Springer-Verlag.

BEHR-MEENEN, C., VON BOETTICHER, H., KERSTEN, J. F. & NIENHAUS, A. 2021. Radiation Protection in Interventional Radiology/Cardiology-Is State-of-the-Art Equipment Used? *Int J Environ Res Public Health,* 18.

BOAL, T. & PINAK, M. 2015. Dose limits to the lens of the eye: International Basic Safety Standards and related guidance. *Annals of the ICRP,* 44**,** 112-117.

BOLAND, J. E., WANG, L. W., LOVE, B. J., CHRISTOFI, M. & MULLER, D. W. 2016. Impact of New-generation Hybrid Imaging Technology on Radiation Dose during Percutaneous Coronary Interventions and Trans-femoral Aortic Valve Implantations: A comparison with conventional flat-plate angiography. *Heart Lung Circ,* 25**,** 668-75.

BOLAND, J. E., WANG, L. W., LOVE, B. J., WYNNE, D. G. & MULLER, D. W. M. 2014. Radiation dose during percutaneous treatment of structural heart disease. *Heart, lung & circulation,* 23 11**,** 1075-83.

BRIX, G., NAGEL, H., STAMM, G., VEIT, R., LECHEL, U., GRIEBEL, J. & GALANSKI, M. 2003. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *European radiology,* 13**,** 1979-1991.

BUNDESAMT FÜR STRAHLENSCHUTZ 2010. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen.

BUNDESAMT FÜR STRAHLENSCHUTZ 2018. BfS-Jahresbericht 2017/18. Salzgitter.

BUNDESAMT FÜR STRAHLENSCHUTZ. 2019. *Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition* [Online]. Available: http://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html [Accessed 27.11.2019].

BUNDESAMT FÜR STRAHLENSCHUTZ. 2020a. *Grenzwerte für beruflich exponierte Personen* [Online]. Available: https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/beruf/grenzwerte/grenzwerte_node.html [Accessed].

BUNDESAMT FÜR STRAHLENSCHUTZ. 2020b. *Vererbbare Strahlenschäden* [Online]. Available: https://www.bfs.de/DE/themen/ion/wirkung/vererbbar/vererbbar.html [Accessed 26.08.2020].

BUNDESAMT FÜR STRAHLENSCHUTZ. 2020c. *Wie hoch ist die natürliche Strahlung in Deutschland?* [Online]. Available: https://www.bfs.de/DE/themen/ion/umwelt/natuerliche-strahlenbelastung/natuerliche-strahlenbelastung_node.html [Accessed 20.07.2020].

BUNDESAMT FÜR STRAHLENSCHUTZ. 2022. *Grenzwerte im Strahlenschutz* [Online]. Available: https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/grenzwerte/grenzwerte.html [Accessed 08.04.2022 2022].

CARINOU, E., FERRARI, P., BJELAC, O. C., GINGAUME, M., MERCE, M. S. & O'CONNOR, U. 2015. Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosemeters, calibration and practical aspects of Hp (3) monitoring. A 2015 review. *Journal of Radiological Protection,* 35**,** R17.

CHAKRAVARTTI, J. & RAO, S. V. 2019. Robotic assisted percutaneous coronary intervention: hype or hope? *Journal of the American Heart Association,* 8**,** e012743.

CHIDA, K. 2022. What are useful methods to reduce occupational radiation exposure among radiological medical workers, especially for interventional radiology personnel? *Radiological Physics and Technology,* 15**,** 101-115.

CHIDA, K., KAGAYA, Y., SAITO, H., TAKAI, Y., TAKAHASHI, S., YAMADA, S., KOHZUKI, M. & ZUGUCHI, M. 2007. Total entrance skin dose: an effective indicator of maximum radiation dose to the skin during percutaneous coronary intervention. *AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY-NEW SERIES-,* 189**,** 989.

CHIDA, K., OHNO, T., KAKIZAKI, S., TAKEGAWA, M., YUUKI, H., NAKADA, M., TAKAHASHI, S. & ZUGUCHI, M. 2010. Radiation dose to the pediatric cardiac catheterization and intervention patient. *American Journal of Roentgenology,* 195**,** 1175-1179.

CIRAJ-BJELAC, O., REHANI, M. M., SIM, K. H., LIEW, H. B., VANO, E. & KLEIMAN, N. J. 2010. Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology: is there reason for concern? *Catheter Cardiovasc Interv,* 76**,** 826-34.

COMMISSION, E. 2014. Radiation Protection No. 180. *Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries*.

COULAM, C. M., ERICKSON, J., ROLLO, F. & JAMES, A. 1981. The physical basis of medical imaging.

COUNCIL, N. R. 2006. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2.

DAUER, L. T., HAMADA, N. & BLAKELY, E. A. 2017. National council on radiation protection and measurements commentary number 26: impact of revised guidance on radiation protection for the lens of the eye. *Journal of the American College of Radiology,* 14**,** 980-982.

DEBUS, E. S. 2010. Schwindende Fachgrenzen zwischen Gefäßchirurgie und interventioneller Radiologie aus Sicht des Gefäßchirurgen. *Der Chirurg,* 81**,** 1088-1096.

DEKKER, L., VAN DER VOORT, P. H., SIMMERS, T. A., VERBEEK, X. A., BULLENS, R., VEER, M. V. T., BRANDS, P. J. & MEIJER, A. 2013. New image processing and noise reduction technology allows reduction of radiation exposure in complex electrophysiologic interventions while maintaining optimal image quality: a randomized clinical trial. *Heart rhythm,* 10 11**,** 1678-82.

DENNY, D. F., JR. 1992. The role of the radiologist in long-term central-vein access. *Radiology,* 185**,** 637-8.

DI LEO, A., BITUMEN, G., BRAMBILLA, M., CARRAFIELLO, D., CIARAMELLA, A., CICCARELLI, C., COZZI, F., D'ERRICO, A., D'ONOFRIO, S., GUERRA, G., MAGGIALETTI, M., MARCONI, M., MONACO, G., NOCCHI, G., PALORINI, F., PETRUCCI, A., RAZZANO, R., SCOPINARO, M. & TOMMASINO, F. 2018. Occupational exposure to ionizing radiation during interventional procedures: a multicentre study in Italy. *Radiation Protection Dosimetry,* 181**,** 152-159.

DIEGELER, A., FRÖHNER, S. & DÄHNERT, I. 2010. Precise Stent Placement Using the New Siemens Artis Zeego 3D Rotation Angiography in a Stenosis of a Shelhigh Pulmonary Conduit. *Innovations (Phila),* 5**,** 128-30.

DROMI, S., WOOD, B. J., OBEROI, J. & NEEMAN, Z. 2006. Heavy metal pad shielding during fluoroscopic interventions. *Journal of Vascular and Interventional Radiology,* 17**,** 1201-1206.

EFSTATHOPOULOS, E., PANTOS, I., ANDREOU, M., GKATZIS, A., CARINOU, E., KOUKORAVA, C., KELEKIS, N. & BROUNTZOS, E. 2011. Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. *The British journal of radiology,* 84**,** 70-77.

ELLIOTT, A., MCKEOWN, S. R., SUTTON, S., RILEY, P., TAYLOR, R., WARNER, H., MCFADDEN, S., ROBERTSON, I., JANSEN, D. & WHITE, P. 2021. Radiation doses in interventional radiology: issues for patients and staff within the UK.

ELOOT, L., THIERENS, H., TAEYMANS, Y., DRIEGHE, B., DE POOTER, J., VAN PETEGHEM, S., BUYTAERT, D., GIJS, T., LAPERE, R. & BACHER, K. 2015. Novel X-ray imaging technology enables significant patient dose reduction in interventional cardiology while maintaining diagnostic image quality. *Catheter Cardiovasc Interv,* 86**,** E205-12.

FAUBER, T. L. 2016. *Radiographic Imaging and Exposure-E-Book*, Elsevier Health Sciences.

FIDALGO DOMINGOS, L., SAN NORBERTO GARCÍA, E. M., GUTIÉRREZ CASTILLO, D., FLOTA RUIZ, C., ESTÉVEZ FERNÁNDEZ, I. & VAQUERO PUERTA, C. 2018. Radioprotection Measures during the Learning Curve with Hybrid Operating Rooms. *Annals of Vascular Surgery,* 50**,** 253-258.

FINKELSTEIN, M. M. 1998. Is brain cancer an occupational disease of cardiologists? *The Canadian journal of cardiology,* 14**,** 1385-1388.

GAUSDEN, E. B., CHRIST, A. B., ZELDIN, R., LANE, J. M. & MCCARTHY, M. M. 2017. Tracking Cumulative Radiation Exposure in Orthopaedic Surgeons and Residents: What Dose Are We Getting? *JBJS,* 99**,** 1324-1329.

GEORGI, M. 1988. Technische Grundlagen der bildgebenden Diagnostik. *In:* WILLICH, E., GEORGI, P., KUTTIG, H. & WENZ, W. (eds.) *Radiologie und Strahlenschutz.* Berlin: Springer Verlag.

GREILICH, S. & OSINGA-BLÄTTERMANN, J.-M. 2018. Strahlenphysik. *In:* SCHLEGEL, W. K., CHRISTIAN P. ; JÄKEL, OLIVER (ed.) *Medizinische Physik: Grundlagen - Bildgebung -Therapie - Technik.* Berlin: Springer-Verlag.

GRUNERT, J. 2019. Strahlenschutz für Röntgendiagnostik und Computertomografie. *Grundkurs und Spezialkurse*.

GRUPEN, C., STROH, T. & WERTHENBACH, U. 2008. *Grundkurs Strahlenschutz: Praxiswissen für den Umgang mit radioaktiven Stoffen,* Berlin, Springer-Verlag.

GUENTHNER, G., EDDY, A., SEMBRANO, J., POLLY, D. W. & MARTIN, C. T. 2020. The effectiveness of a free-standing lead-shield in reducing spine surgeon radiation exposure during intraoperative 3-dimensional imaging. *The Spine Journal,* 20**,** 1685-1691.

GUILLOU, M., MAUREL, B., NECIB, H., VENT, P. A., COSTARGENT, A., CHAILLOU, P., GOUËFFIC, Y. & KALADJI, A. 2018. Comparison of Radiation Exposure during Endovascular Treatment of Peripheral Arterial Disease with Flat-Panel Detectors on Mobile C-arm versus Fixed Systems. *Ann Vasc Surg,* 47**,** 104-113.

HAAS, N. A., HAPPEL, C. M., MAUTI, M., SAHYOUN, C., TEBART, L. Z., KECECIOGLU, D. & LASER, K. T. 2015. Substantial radiation reduction in pediatric and adult congenital heart disease interventions with a novel X-ray imaging technology. *International journal of cardiology. Heart & vasculature* [Online], 6. Available: http://europepmc.org/abstract/MED/28785634

https://doi.org/10.1016/j.ijcha.2015.01.007

https://europepmc.org/articles/PMC5497176

https://europepmc.org/articles/PMC5497176?pdf=render [Accessed 2015/03//].

HACIOSMANOGLU, T. Natural and Artificial Radiation Sources and Personal Dose Additives/Dogal ve Yapay Radyasyon Kaynaklari, Kisisel Doza Katkilari. Nuclear Medicine Seminars, 2017. Galenos Yayinevi Tic. Ltd., 166-172.

HALL, E. J. & GIACCIA, A. J. 2006. *Radiobiology for the Radiologist*, Philadelphia.

HAQQANI, O. P., AGARWAL, P. K., HALIN, N. M. & IAFRATI, M. D. 2013. Defining the radiation “scatter cloud” in the interventional suite. *Journal of vascular surgery,* 58**,** 1339-1345.

HEUCK, F. H. W. 1995. Fortschritte in der Medizin. *Forschung mit Röntgensltrahlung: Bilanz eines Jahrhunderts (1895-1995)* Springer Verlag.

HOESCHEN, C. 2018. EURAMED’s vision on medical radiation protection (research). *Annals of the ICRP,* 47**,** 152-158.

HOFFMANN, H. & KRISCHEWSKI, J.-P. 2002. *Original-Prüfungsfragen mit Kommentar GK 2. Radiologie*, Georg Thieme Verlag.

HUDA, W. & SLONE, R. M. 2003. *Review of radiologic physics*, Lippincott Williams & Wilkins.

ICRP 2007. ICRP publication 103. *Ann ICRP,* 37**,** 2.

ICRP 2011. Radiological Protection in Ionising Radiation Imaging: Final report of a coordinated research project in Africa, Asia and Eastern Europe.

INABA, Y., CHIDA, K., MURABAYASHI, Y., ENDO, M., OTOMO, K. & ZUGUCHI, M. 2020. An initial investigation of a wireless patient radiation dosimeter for use in interventional radiology. *Radiological Physics and Technology,* 13**,** 321-326.

JACOB, S., BOVEDA, S., BAR, O., BRÉZIN, A., MACCIA, C., LAURIER, D. & BERNIER, M. O. 2013. Interventional cardiologists and risk of radiation-induced cataract: results of a French multicenter observational study. *Int J Cardiol,* 167**,** 1843-7.

JIA, Q., CHEN, Z., JIANG, X., ZHAO, Z., HUANG, M., LI, J., ZHUANG, J., LIU, X., HU, T. & LIANG, W. 2017. Operator Radiation and the Efficacy of Ceiling-Suspended Lead Screen Shielding during Coronary Angiography: An Anthropomorphic Phantom Study Using Real-Time Dosimeters. *Scientific Reports,* 7**,** 42077.

JOHN D. BOICE, J., LAND, C. E., SHORE, R. E., NORMAN, J. E. & TOKUNAGA, M. 1979. Risk of Breast Cancer Following Low-Dose Radiation Exposure. *Radiology,* 131**,** 589-597.

JOHNS, H. E. & CUNNINGHAM, J. R. 1983. *The Physics of Radiology,* Springfield USA, Charles C Thomas.

JONES, D. & WATSON, J. 2010. *Biomedical Sensors,* New York, USA, Momentum Press.

JUNG, C. H., RYU, J. S., BAEK, S. W., OH, J. H., WOO, N. S., KIM, H. K. & KIM, J. H. 2013. Radiation exposure of the hand and chest during C-arm fluoroscopy-guided procedures. *The Korean journal of pain,* 26**,** 51-56.

KALTENBACH, M. 2006. Bedeutung von Herz-Kreislaufkrankheiten für die allgemeine Erkrankungshäufigkeit und Sterblichkeit, Konsequenzen für die Versorgung. *Herz Kreislauf kompakt.* Springer.

KAMUSELLA, P., SCHEER, F., LÜDTKE, C. W., WIGGERMANN, P., WISSGOTT, C. & ANDRESEN, R. 2017. Interventional Angiography: Radiation Protection for the Examiner by using Lead-free Gloves. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR,* 11**,** TC26-TC29.

KAUL, A. 2003. Natürliche und zivilisatorische Strahlenexpositionen. *In:* SCHMIDT, T. (ed.) *Handbuch diagnostische Radiologie: Strahlenphysik Strahlenbiologie Strahlenschutz.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

KAWAUCHI, S., CHIDA, K., HAMADA, Y. & TSURUTA, W. 2021. Lens dose reduction with a bismuth shield in neuro cone-beam computed tomography: an investigation on optimum shield device placement conditions. *Radiological Physics and Technology***,** 1-12.

KENDRICK, D. E., MILLER, C. P., MOOREHEAD, P. A., KIM, A. H., BAELE, H. R., WONG, V. L., JORDAN, D. W. & KASHYAP, V. S. 2016. Comparative occupational radiation exposure between fixed and mobile imaging systems. *J Vasc Surg,* 63**,** 190-7.

KESAVACHANDRAN, C. N., HAAMANN, F. & NIENHAUS, A. 2012. Radiation exposure of eyes, thyroid gland and hands in orthopaedic staff: a systematic review. *Eur J Med Res,* 17**,** 28.

KHAN, N. I., BRADLEY, D. A., HUGTENBURG, R. P., DANCE, M., BORAH, R. C., SHARPE, M., TARIQ, H. N. & ZAHID, N. K. 2013. Occupational exposure of medical staff during interventional radiology procedures. *British Journal of Radiology*.

KIEFER, J. & KIEFER, I. 2003. *Allgemeine Radiologie: Strahlenanwendung - Strahlenwirkung - Strahlenschutz*, Parey Buchverlag im Blackwell Verlag GmbH.

KILLEWICH, L. A., FALLS, G., MASTRACCI, T. M. & BROWN, K. R. 2011. Factors affecting radiation injury. Elsevier.

KIM, H.-K., CUNNINGHAM, I. A., YIN, Z. & CHO, G.-S. 2008. On the development of digital radiography detectors: A review. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing,* 9**,** 86-100.

KING, J. N., CHAMPLIN, A. M., KELSEY, C. A. & TRIPP, D. A. 2002. Using a sterile disposable protective surgical drape for reduction of radiation exposure to interventionalists. *American Journal of Roentgenology,* 178**,** 153-157.

KÖNIG, A. M., ETZEL, R., THOMAS, R. P. & MAHNKEN, A. H. Personal radiation protection and corresponding dosimetry in interventional radiology: an overview and future developments. RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 2019. © Georg Thieme Verlag KG, 512-521.

KORNER, M., WEBER, C. H., WIRTH, S., PFEIFER, K.-J., REISER, M. F. & TREITL, M. 2007. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics,* 27**,** 675-686.

KOTHARY, N., ABDELMAKSOUD, M. H., TOGNOLINI, A., FAHRIG, R., ROSENBERG, J., HOVSEPIAN, D. M., GANGULY, A., LOUIE, J. D., KUO, W. T. & HWANG, G. L.

2011. Imaging guidance with C-arm CT: prospective evaluation of its impact on patient radiation exposure during transhepatic arterial chemoembolization. *Journal of Vascular and Interventional Radiology,* 22**,** 1535-1543.
KRAUS, M., FISCHER, E., GEBHARD, F. & RICHTER, P. H. 2016. Image quality and effective dose of a robotic flat panel 3D C-arm vs computed tomography. *Int J Med Robot,* 12**,** 743-750.
KRIEGER, H. 2013. *Strahlungsmessung und Dosimetrie,* Wiesbaden, Springer Verlag.
KRIEGER, H. 2017. *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes,* Ingolstadt, Springer-Verlag.
KUMASHIRO, M., KATAOKA, T., YOKOTA, S., NAKAGAWA, S., OTSUKI, K., MIYAKE, N., OSUMI, S. & YAMAOKA, K. 2018. Image Quality of the Coronary Angiography with Noise Reduction Technology to Decrease the Radiation Dose. *Acta Med Okayama,* 72**,** 153-164.
LANG, S., HOELTER, P., SCHMIDT, M. A., MROCHEN, A., KURAMATSU, J., KAETHNER, C., ROSER, P., KOWARSCHIK, M. & DOERFLER, A. 2023. Accuracy of Dose-Saving Artificial-Intelligence-Based 3D Angiography (3DA) for Grading of Intracranial Artery Stenoses: Preliminary Findings. *Diagnostics,* 13**,** 712.
LANGE, D. 1988. Physikalische Grundlagen. *In:* WILLICH, E., GEORGI, P., KUTTIG, H. & WENZ, W. (eds.) *Radiologie und Strahlenschutz.* Berlin: Springer-Verlag.
LAU, W. Y., HO, S., LEUNG, T. W. T., CHAN, M., HO, R., JOHNSON, P. J. & LI, A. K. C. 1998. Selective internal radiation therapy for nonresectable hepatocellular carcinoma with intraarterial infusion of 90yttrium microspheres. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics,* 40**,** 583-592.
LAUBENBERGER, T. & LAUBENBERGER, J. 1999. *Technik der medizinischen Radiologie: Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz; für Ärzte, Medizinstudenten und MTRA;[mit 71 Tabellen]*, Deutscher Ärzteverlag.
LAUNDERS, J. H., COWEN, A. R., BURY, R. F. & HAWKRIDGE, P. 2001. Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. *European Radiology,* 11**,** 870-875.
LAWSON, M., PARRY, G. & BADAWY, M. K. 2020. The use of patient drapes for staff dose reduction in fluoroscopically-guided interventions. *Physical and Engineering Sciences in Medicine,* 43**,** 7-8.
LEE, J.-G., JUN, S., CHO, Y.-W., LEE, H., KIM, G. B., SEO, J. B. & KIM, N. 2017. Deep learning in medical imaging: general overview. *Korean journal of radiology,* 18**,** 570-584.
LI, G. 2013. Patient radiation dose and protection from cone-beam computed tomography. *Imaging science in dentistry,* 43**,** 63-69.
LIAPI, E. & GESCHWIND, J.-F. H. 2007. Transcatheter and ablative therapeutic approaches for solid malignancies. *Journal of Clinical Oncology,* 25**,** 978-986.
LINK, T. & HEPPE, A. 1998. *Physikalische und technische Grundlagen der Radiologie,* Berlin, Springer Verlag.
LIVINGSTONE, R. S., VARGHESE, A. & KESHAVA, S. N. 2018. A Study on the Use of Radiation-Protective Apron among Interventionists in Radiology. *J Clin Imaging Sci,* 8**,** 34.
LOOSE, R. 2018. Röntgendiagnostik. *In:* SCHLEGEL, W., KARGER, C. P. & JÄKEL, O. (eds.) *Medizinische Physik: Grundlagen - Bildgebung - Therapie - Technik.* Berlin: Springer-Verlag.
MAHESH, M. 2001. Fluoroscopy: Patient Radiation Exposure Issues. *RadioGraphics,* 21**,** 1033-1045.
MAHESH, M. 2013. The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition. *Med Phys,* 40.
MAVIG GMBH. 2020. *Strahlenschutz Scheiben* [Online]. Available: https://www.mavig.de/systemtechnik/strahlenschutz-scheiben/ [Accessed].
MCNEICE, A. H., BROOKS, M., HANRATTY, C. G., STEVENSON, M., SPRATT, J. C. & WALSH, S. J. 2018. A retrospective study of radiation dose measurements comparing different cath lab X-ray systems in a sample population of patients

undergoing percutaneous coronary intervention for chronic total occlusions. *Catheterization and Cardiovascular Interventions,* 92**,** E254-E261.
MEISINGER, Q. C., STAHL, C. M., ANDRE, M. P., KINNEY, T. B. & NEWTON, I. G. 2016. Radiation protection for the fluoroscopy operator and staff. *American Journal of Roentgenology,* 207**,** 745-754.
MILLER, D. L. 2008. OVERVIEW OF CONTEMPORARY INTERVENTIONAL FLUOROSCOPY PROCEDURES. *Health Physics,* 95**,** 638-644.
MILLER, D. L., BALTER, S., COLE, P. E., LU, H. T., SCHUELER, B. A., GEISINGER, M., BERENSTEIN, A., ALBERT, R., GEORGIA, J. D. & NOONAN, P. T. 2003. Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study part I: overall measures of dose. *Journal of vascular and interventional radiology,* 14**,** 711-727.
MORRISH, O. W. E. & GOLDSTONE, K. E. 2008. An investigation into patient and staff doses from X-ray angiography during coronary interventional procedures. *The British Journal of Radiology,* 81**,** 35-45.
NASIR, K., MICHOS, E. D. & BLUMENTHAL, R. S. 2007. Rationale to Screen for Coronary Artery Disease. *The American Journal of Cardiology,* 90.
NEITZEL, U. 1992. Grids or air gaps for scatter reduction in digital radiography: a model calculation. *Medical physics,* 19**,** 475-481.
NG, M., FLEMING, T., ROBINSON, M., THOMSON, B., GRAETZ, N., MARGONO, C., MULLANY, E. C., BIRYUKOV, S., ABBAFATI, C., ABERA, S. F., ABRAHAM, J. P., ABU-RMEILEH, N. M., ACHOKI, T., ALBUHAIRAN, F. S., ALEMU, Z. A., ALFONSO, R., ALI, M. K., ALI, R., GUZMAN, N. A., AMMAR, W., ANWARI, P., BANERJEE, A., BARQUERA, S., BASU, S., BENNETT, D. A., BHUTTA, Z., BLORE, J., CABRAL, N., NONATO, I. C., CHANG, J. C., CHOWDHURY, R., COURVILLE, K. J., CRIQUI, M. H., CUNDIFF, D. K., DABHADKAR, K. C., DANDONA, L., DAVIS, A., DAYAMA, A., DHARMARATNE, S. D., DING, E. L., DURRANI, A. M., ESTEGHAMATI, A., FARZADFAR, F., FAY, D. F., FEIGIN, V. L., FLAXMAN, A., FOROUZANFAR, M. H., GOTO, A., GREEN, M. A., GUPTA, R., HAFEZI-NEJAD, N., HANKEY, G. J., HAREWOOD, H. C., HAVMOELLER, R., HAY, S., HERNANDEZ, L., HUSSEINI, A., IDRISOV, B. T., IKEDA, N., ISLAMI, F., JAHANGIR, E., JASSAL, S. K., JEE, S. H., JEFFREYS, M., JONAS, J. B., KABAGAMBE, E. K., KHALIFA, S. E., KENGNE, A. P., KHADER, Y. S., KHANG, Y. H., KIM, D., KIMOKOTI, R. W., KINGE, J. M., KOKUBO, Y., KOSEN, S., KWAN, G., LAI, T., LEINSALU, M., LI, Y., LIANG, X., LIU, S., LOGROSCINO, G., LOTUFO, P. A., LU, Y., MA, J., MAINOO, N. K., MENSAH, G. A., MERRIMAN, T. R., MOKDAD, A. H., MOSCHANDREAS, J., NAGHAVI, M., NAHEED, A., NAND, D., NARAYAN, K. M., NELSON, E. L., NEUHOUSER, M. L., NISAR, M. I., OHKUBO, T., OTI, S. O., PEDROZA, A., et al. 2014. Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980-2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *Lancet,* 384**,** 766-81.
NOVELLINE, R. 1997. *Squire's Radiologie: Grundlagen der klinischen Diagnostik für Studium und Praxis,* Stuttgart, Schattauer.
PARTRIDGE, J., MCGAHAN, G., CAUSTON, S., BOWERS, M., MASON, M., DALBY, M. & MITCHELL, A. 2006. Radiation dose reduction without compromise of image quality in cardiac angiography and intervention with the use of a flat panel detector without an antiscatter grid. *Heart,* 92**,** 507-510.
PASHAZADEH, A. & HOESCHEN, C. 2023. Möglichkeiten der künstlichen Intelligenz im Strahlenschutz. *Die Radiologie,* 63**,** 530-538.
PAUL, J., JACOBI, V., FARHANG, M., BAZRAFSHAN, B., VOGL, T. J. & MBALISIKE, E. C. 2013. Radiation dose and image quality of X-ray volume imaging systems: cone-beam computed tomography, digital subtraction angiography and digital fluoroscopy. *European radiology,* 23**,** 1582-1593.
PETERS, E., PRITZKULEIT, R., BESKE, F. & KATALINIC, A. 2010. Demografischer Wandel und Krankheitshäufigkeiten. *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz,* 53**,** 417-426.

PICANO, E. & VANO, E. 2011. The Radiation Issue in Cardiology: the time for action is now. *Cardiovascular Ultrasound,* 9**,** 35.
PICANO, E., VANO, E., DOMENICI, L., BOTTAI, M. & THIERRY-CHEF, I. 2012. Cancer and non-cancer brain and eye effects of chronic low-dose ionizing radiation exposure. *BMC cancer,* 12**,** 1-13.
PROMPERS, L., BUCERIUS, J., BRANS, B., TEMUR, Y., BERGER, L. & MOTTAGHY, F. M. 2011. Selective internal radiation therapy (SIRT) in primary or secondary liver cancer. *Methods,* 55**,** 253-257.
PYNE, C. T., GADEY, G., JEON, C., PIEMONTE, T., WAXMAN, S. & RESNIC, F. 2014. Effect of reduction of the pulse rates of fluoroscopy and CINE-acquisition on X-ray dose and angiographic image quality during invasive cardiovascular procedures. *Circulation: Cardiovascular Interventions,* 7**,** 441-446.
REEVES, R. R., ANG, L., BAHADORANI, J., NAGHI, J., DOMINGUEZ, A., PALAKODETI, V., TSIMIKAS, S., PATEL, M. P. & MAHMUD, E. 2015. Invasive Cardiologists Are Exposed to Greater Left Sided Cranial Radiation: The BRAIN Study (Brain Radiation Exposure and Attenuation During Invasive Cardiology Procedures). *JACC Cardiovasc Interv,* 8**,** 1197-1206.
REISER, M. K., FRITZ-PETER ; DEBUS, JÜRGEN 2017. *Duale Reihe: Radiologie,* Stuttgart, Thieme.
ROGUIN, A., GOLDSTEIN, J. & BAR, O. 2012. Brain tumours among interventional cardiologists: a cause for alarm? Report of four new cases from two cities and a review of the literature. *EuroIntervention,* 7**,** 1081-6.
ROGUIN, A., GOLDSTEIN, J., BAR, O. & GOLDSTEIN, J. A. 2013. Brain and neck tumors among physicians performing interventional procedures. *The American journal of cardiology,* 111 9**,** 1368-72.
RON, E. & BRENNER, A. 2010. Non-malignant thyroid diseases after a wide range of radiation exposures. *Radiat Res,* 174**,** 877-88.
ROOIJEN, B., DE HAAN, M., DAS, M., ARNOLDUSSEN, C., GRAAF, R., ZWAM, W., BACKES, W. & JEUKENS, C. 2013. Efficacy of Radiation Safety Glasses in Interventional Radiology. *Cardiovascular and interventional radiology,* 37.
RSD RADIOLOGY SUPPORT DEVICES. 2018. *The Alderson Radiation Therapy Phantom* [Online]. Available: http://rsdphantoms.com/radiation-therapy/the-alderson-radiation-therapy-phantom/ [Accessed].
SABHARWAL, T., FOTIADIS, N. & ADAM, A. 2007. Modern trends in interventional radiology. *British Medical Bulletin,* 81-82**,** 167-182.
SANCHEZ, R., VANO, E., FERNANDEZ, J. & GALLEGO, J. 2010. Staff radiation doses in a real-time display inside the angiography room. *Cardiovascular and interventional radiology,* 33**,** 1210-1214.
SARMENTO, S., PEREIRA, J. S., SOUSA, M. J., CUNHA, L. T., DIAS, A. G., PEREIRA, M. F., OLIVEIRA, A. D., CARDOSO, J. V., SANTOS, L. M., SANTOS, J. A. M. & ALVES, J. G. 2018. The use of needle holders in CTF guided biopsies as a dose reduction tool. *Journal of Applied Clinical Medical Physics,* 19**,** 250-258.
SCHEGERER, A. A., FRIJA, G., PAULO, G., JASCHKE, W., TSAPAKI, V., REPUSSARD, J. & DAMILAKIS, J. 2021. Radiation dose and diagnostic reference levels for four interventional radiology procedures: results of the prospective European multicenter survey EUCLID. *European Radiology,* 31**,** 9346-9360.
SCHNEIDER, A. B., RON, E., LUBIN, J. H., STOVALL, M. A. & GIERLOWSKI, T. C. 1993. Dose-response relationships for radiation-induced thyroid cancer and thyroid nodules: evidence for the prolonged effects of radiation on the thyroid. *The Journal of clinical endocrinology and metabolism,* 77 2**,** 362-9.
SCHUETZE, K., KRAUS, M., EICKHOFF, A., GEBHARD, F. & RICHTER, P. H. 2018. Radiation exposure for intraoperative 3D scans in a hybrid operating room: how to reduce radiation exposure for the surgical team. *Int J Comput Assist Radiol Surg,* 13**,** 1291-1300.

SCHULZ, R. Digitale Detektorsysteme für die Projektionsradiographie. RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 2001. © Georg Thieme Verlag Stuttgart· New York, 1137-1146.

SEDGINIDSE, G. A. 1933. Die kombinierte Wirkung der Röntgenstrahlen und des Steinkohlenteers auf die Haut der weißen Mäuse. *Zeitschrift für Krebsforschung,* 38**,** 21-34.

SERNA SANTOS, J., UUSI-SIMOLA, J., KAASALAINEN, T., AHO, P. & VENERMO, M. 2020a. Radiation Doses to Staff in a Hybrid Operating Room: An Anthropomorphic Phantom Study with Active Electronic Dosimeters. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery,* 59**,** 654-660.

SERNA SANTOS, J., UUSI-SIMOLA, J., KAASALAINEN, T., AHO, P. & VENERMO, M. 2020b. Radiation Doses to Staff in a Hybrid Operating Room: An Anthropomorphic Phantom Study with Active Electronic Dosimeters. *Eur J Vasc Endovasc Surg,* 59**,** 654-660.

SERVOMAA, A. & KARPPINEN, J. 2001. The Dose-area Product and Assessment of the Occupational Dose in Interventional Radiology. *Radiation Protection Dosimetry,* 96**,** 235-236.

SEYAL, A. R., ARSLANOGLU, A., ABBOUD, S. F., SAHIN, A., HOROWITZ, J. M. & YAGHMAI, V. 2015. CT of the abdomen with reduced tube voltage in adults: a practical approach. *Radiographics,* 35**,** 1922-1939.

SHORROCK, D., GEORGIOS CHRISTOPOULOS, M., JEDREK WOSIK, M., ANNA KOTSIA, M., BAVANA RANGAN, B., SHUAIB ABDULLAH, M., DAISHA CIPHER, M., SUBHASH BANERJEE, M. & BRILAKIS, E. S. 2015. Impact of a disposable sterile radiation shield on operator radiation exposure during percutaneous coronary intervention of chronic total occlusions. *Journal of Invasive Cardiology,* 27.

SHORTT, C., AL-HASHIMI, H., MALONE, L. & LEE, M. 2007. Staff radiation doses to the lower extremities in interventional radiology. *Cardiovascular and interventional radiology,* 30**,** 1206-1209.

SÖDERMAN, M., HOLMIN, S., ANDERSSON, T., PALMGREN, C., BABIĆ, D. & HOORNAERT, B. 2013. Image noise reduction algorithm for digital subtraction angiography: clinical results. *Radiology,* 269**,** 553-560.

SPAHN, M. 2005. Flat detectors and their clinical applications. *European Radiology,* 15**,** 1934-1947.

STATISTISCHES BUNDESAMT (DESTATIS). 2021.

Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern (4-Steller) 2020 [Online]. Available: https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankenhaeuser/Publikationen/Downloads-Krankenhaeuser/operationen-prozeduren-5231401207014.pdf?__blob=publicationFile [Accessed].

STEINBAUER, M., KATSARGYRIS, A., GREINDL, M., TÖPEL, I. & VERHOEVEN, E. 2013. [Hybrid operation theatre in vascular surgery. Options and perspectives]. *Chirurg,* 84**,** 1030-5.

STEINVIL, A., AVIRAM, G., KONIGSTEIN, M., ABRAMOWITZ, Y., HALKIN, A., ARBEL, Y., BEN-GAL, Y., KEREN, G., BANAI, S. & FINKELSTEIN, A. 2013. Radiation dose of patients undergoing transcatheter aortic valve implantation: a comparison between Edwards SAPIEN XT and Medtronic CoreValve aortic valve prostheses. *Catheter Cardiovasc Interv,* 82**,** E578-82.

STEWART, F., AKLEYEV, A., HAUER-JENSEN, M., HENDRY, J., KLEIMAN, N., MACVITTIE, T., ALEMAN, B., EDGAR, A., MABUCHI, K. & MUIRHEAD, C. 2012. ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs—threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. *Annals of the ICRP,* 41**,** 1-322.

STRAHLENSCHUTZKOMMISION 1997. Anwendung der effektiven Dosis bei medizinischen Untersuchungen.
STRAHLENSCHUTZKOMMISSION, I. 2007. Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007 ICRP-Veröffentlichung 103 Verabschiedet im März 2007. *Deutsche Ausgabe. März*.
SUKUPOVA, L., HLAVACEK, O. & VEDLICH, D. 2018. Impact of the Ceiling-Mounted Radiation Shielding Position on the Physician's Dose from Scatter Radiation during Interventional Procedures. *Radiol Res Pract,* 2018**,** 4287973.
TEN CATE, T., VAN WELY, M., GEHLMANN, H., MAUTI, M., CAMARO, C., REIFART, N., SURYAPRANATA, H. & DE BOER, M. J. 2015. Novel X-ray image noise reduction technology reduces patient radiation dose while maintaining image quality in coronary angiography. *Neth Heart J,* 23**,** 525-30.
TINGBERG, A. & SJOSTROM, D. Search for optimal tube voltage for image plate radiography. Medical Imaging 2003: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment, 2003. SPIE, 187-196.
UBEDA, C., VANO, E., MIRANDA, P., AGUIRRE, D., RIQUELME, N. & GUARDA, E. 2015. Comparison of two angiographic systems in paediatric interventional cardiology. *Radiation protection dosimetry,* 165.
UFFMANN, M. & SCHAEFER-PROKOP, C. 2009. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. *European Journal of Radiology,* 72**,** 202-208.
UPPOT, R. N., SAHANI, D. V., HAHN, P. F., GERVAIS, D. & MUELLER, P. R. 2007. Impact of obesity on medical imaging and image-guided intervention. *AJR Am J Roentgenol,* 188**,** 433-40.
VAÑÓ, E., KLEIMAN, N. J., DURÁN, A., ROMANO-MILLER, M. & REHANI, M. M. 2013. Radiation-associated lens opacities in catheterization personnel: results of a survey and direct assessments. *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR,* 24 2**,** 197-204.
WANG, P., SOH, K. L., YING, Y., LIU, Y., HUANG, X. & HUANG, J. 2022. Risk of VTE associated with PORTs and PICCs in cancer patients: A systematic review and meta-analysis. *Thrombosis Research,* 213**,** 34-42.
WARD, V. L., STRAUSS, K. J., BARNEWOLT, C. E., ZURAKOWSKI, D., VENKATAKRISHNAN, V., FAHEY, F. H., LEBOWITZ, R. L. & TAYLOR, G. A. 2008. Pediatric radiation exposure and effective dose reduction during voiding cystourethrography. *Radiology,* 249**,** 1002-1009.
WHITBY, M. & MARTIN, C. J. 2005. A study of the distribution of dose across the hands of interventional radiologists and cardiologists. *The British Journal of Radiology,* 78**,** 219-229.
ZAMPINI, A. M., BAMBERGER, J. N., GUPTA, K., GALLANTE, B., ATALLAH, W. M. & GUPTA, M. 2021. Factors Affecting Patient Radiation Exposure During Prone and Supine Percutaneous Nephrolithotomy. *J Endourol,* 35**,** 1448-1453.

8. Erklärung zum Eigenteil

Die vorliegende wissenschaftliche Arbeit wurde in der radiologischen Universitätsklinik Tübingen erstellt und von Herrn Dr. med. Christer Ruff betreut. Das Versuchsprotokoll wurde unter Leitung von Prof. Dr. med. Roland Syha zusammen mit Prof. Dr. med. Gerd Grözinger ausgearbeitet. Beratend stand Dipl.-Phys. Klaus Herz von der Abteilung Strahlenschutz zur Seite.

Alle Daten wurden von mir selbstständig erhoben nach Einarbeitung durch Herrn Dr. med. Christer Ruff. Die Auslesung der TLDs wurde von Isabella Strobel und Katrin Hubel aus der Abteilung für Strahlenschutz geleistet.

Ich versichere die vorgelegte Dissertation selbst verfasst und keine anderen als die ausdrücklich bezeichneten Quellen und Hilfsmittel benutzt zu haben und wörtlich oder inhaltlich übernommene Stellen als solche gekennzeichnet zu haben.

Ich habe an keiner anderen Hochschule ein Promotionsverfahren oder entsprechendes Prüfungsverfahren beantragt.

Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form in einem anderen universitären Prüfungsverfahren vorgelegt.

Ich erkläre, dass kein Strafverfahren im Zusammenhang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten gegen mich läuft.

9. Veröffentlichung

Teile der Ergebnisse der vorliegenden Dissertationsschrift wurden bereits in der folgenden Publikation veröffentlicht: Ruff C, Partovi S, Strobel I, Kaleth S, Herz K, Nikolaou K, Levitin A, Kirksey L, Syha R, Artzner C, Grözinger G. Radiation Exposure and Safety Considerations in Interventional Radiology: Comparison of a Twin Robotic X-ray System to a Conventional Angiography System. J Clin Med. 2024 May 7;13(10):2732. doi: 10.3390/jcm13102732. PMID: 38792273; PMCID: PMC11122633.

10. Danksagung

Ein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Roland Syha für die Unterstützung, Führung und kurzfristige Erreichbarkeit während meiner Dissertation.

Ich möchte auch meinem Betreuer, Herrn Dr. med. Christer Ruff, meinen Dank aussprechen. Seine Geduld und konstruktiven Ratschläge haben mir geholfen, mich auf dem richtigen Weg zu halten. Ich bin ihm sehr dankbar für die wertvolle Zeit, die er investiert hat, um mich bei meinen Forschungen zu unterstützen.

Ebenfalls möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Gerd Grözinger danken, der mir ebenso bei Fragen zur Seite stand. Ein weiterer Dank gilt Herrn Herz aus der Abteilung Strahlenschutz. Seine fachlichen Kenntnisse, seine wertvollen Einblicke und seine hilfreichen Anregungen haben meine Arbeit bereichert und mir dabei geholfen, neue Erkenntnisse zu gewinnen.

Ich danke ebenfalls Herrn Oliver Dohm aus dem Bereich Medizinische Physik für die Unterstützung und Bereitstellung des Alderson RANDO Phantoms. Weiterhin möchte ich Isabella Strobel und Katrin Hubel aus dem Institut für Strahlenschutz für die Auslesung der TLDs danken.

Ein großer Dank gilt auch meiner Familie und meinem Freund. Ihre bedingungslose Unterstützung haben mir die Kraft gegeben, dieses anspruchsvolle Projekt abzuschließen.