

Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik I
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. Steffen Massberg

**Einflussfaktoren der Streustrahlenbelastung bei
Herzkatheteruntersuchungen**

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

Tina Rauch
aus
Forchheim

2013

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr. Johannes Rieber
Mitberichterstatter: Prof. Dr. Werner Rühm
Prof. Dr. Hans-Christoph Becker
Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung: 31.01.2013

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung

- 1.1. Geschichte der Herzkatheteruntersuchung
- 1.2. Funktionsweise einer Herzkatheteranlage
- 1.3. Grundlagen des Strahlenschutzes
 - 1.3.1. Strahlungsarten
 - 1.3.2. Strahlenschäden
 - 1.3.3. Strahlenbelastung im täglichen Leben und in bestimmten Berufsgruppen
 - 1.3.4. Rechtliche Grundlagen im Umgang mit ionisierender Strahlung
- 1.4. Grundlagen der Dosimetrie
- 1.5. Streustrahlung

2. Zielsetzung

3. Material und Methoden

- 3.1. Versuchsaufbau
- 3.2. Herzkatheteranlage
- 3.3. RANDO Alderson Phantom
- 3.4. Ionisationskammer
- 3.5. Dosimeter
- 3.6. Parameter
- 3.7. Baulicher und persönlicher Strahlenschutz
- 3.8. zusätzliche Strahlenschutzmaßnahmen
- 3.9. Angulation und Rotation
- 3.10. Statistik
- 3.11. Versuchsanordnungen
 - 3.11.1. Versuchsanordnung 1: Angulation und Rotation
 - 3.11.2. Versuchsanordnung 2: verschiedener Strahlenschutz

- 3.11.2.1 Messungen in Forchheim: Strahlenschutz 1-7
- 3.11.2.2 Messungen in Rosenheim: Strahlenschutz 8
- 3.11.3. Versuchsanordnung 3: Untersucherhöhen
- 3.11.4. Versuchsanordnung 4: Strahler-Detektor-Abstand
- 3.11.5. Versuchsanordnung 5: Vergrößerungsfaktoren

4. Ergebnisse

- 4.1. Streustrahlung in Abhängigkeit verschiedener Angulationen
- 4.2. Streustrahlung in Abhängigkeit der Strahlenschutzmaßnahmen
- 4.3. Streustrahlung in Abhängigkeit verschiedener Höhen
- 4.4. Streustrahlung in Abhängigkeit des Strahler-Detektor-Abstands
- 4.5. Streustrahlung in Abhängigkeit des Vergrößerungsfaktors

5. Diskussion

6. Zusammenfassung

7. Literaturverzeichnis

8. Abkürzungsverzeichnis

9. Danksagung

1. Einleitung

1.1. Geschichte der Herzkatheteruntersuchung

Bereits im Jahr 1929 führte der deutsche Assistenzarzt Werner Forßmann (1), Urologe in Eberswalde, zum ersten Mal eine Katheterisierung des rechten Vorhofs im Selbstversuch durch. Forßmann punktierte sich selbst die Armvene und schob einen Gummischlauch bis zu seiner rechten Herzkammer vor, was er mit Hilfe einer Röntgenaufnahme dokumentierte. Ende desselben Jahres publizierte er seine Arbeit „Über die Sondierung des rechten Herzens“ (2), welche allerdings anfangs auf wenig Verständnis stieß.

Die beiden Mediziner Dickinson Woodruff Richards und André Frédéric Cournand wurden schließlich auf seine Arbeit aufmerksam und führten weitere Studien hierzu durch. Im Jahre 1956 erhielten Richards, Cournand und Forßmann schließlich den Nobelpreis für Medizin für ihre Entdeckungen zur Herzkatheterisierung (3).

Ein weiterer Name, der in Verbindung mit Herzkatheteruntersuchungen und deren Fortschritten genannt werden muss, ist Dr. Charles Dotter (1). Dotter glaubte, dass Engstellen im Gefäßsystem durch eine zeitweilig eingeführte Schiene langfristig offen gehalten werden können. Er rekanalisierte durch Zufall eine verschlossene Vene und erkannte dabei das Potential dieser Behandlungsmethode. Nach der Erfindung des Ballonkatheters für periphere Arterien 1974, führte der deutsche Arzt Andreas Roland Grüntzig (1) im Jahre 1977 die erste erfolgreiche Ballondilatation eines Herzkrankgefäßes im Kantonsspital Zürich durch und erweiterte hiermit die diagnostische Angiographie um eine ihrer therapeutischen Möglichkeiten. Heutzutage hat sich die Koronarangioplastie als Behandlungsmethode arteriosklerotisch verengter Herzkrankgefäße weltweit etabliert und wird zunehmend weiterentwickelt. Die Herzkatheteruntersuchung zählt inzwischen zu den Standardmethoden in der klinischen Praxis und wird deutschlandweit jährlich über 850.000mal durchgeführt (4). So wurden im Jahr 2007 deutschlandweit 742 Herzkatheterlabore betrieben, in welchen im selben Jahr 830658 diagnostische Herzkatheteruntersuchungen und 298726 Koronarinterventionen durchgeführt

wurden (5). Allein in den zehn Jahren von 1997 bis 2007 stieg demnach die Zahl der diagnostischen Herzkatheter von 478837 auf 830658 um rund 40 Prozent und der jährliche Anstieg der Herzkatheterzahlen liegt auch im Jahr 2007 noch bei circa 3 Prozent. In hoch frequentierten Schwerpunkt-katheterzentren kann das Arbeitsaufkommen eines Kardiologen bei 1000 solcher Untersuchungen pro Jahr liegen (6). Dies hat zu einer wesentlichen Verbesserung der Qualität der medizinischen Versorgung von Patienten mit akutem Koronarsyndrom geführt.

1.2. Funktionsweise einer Herzkatheteranlage

Prinzipiell hat sich am grundlegenden Aufbau einer Herzkatheteranlage im Lauf der Jahre wenig verändert. So besteht eine Angiographieanlage aus einem Patiententisch, welcher beweglich und gut zugänglich sein sollte, aus einem Röntgengenerator, in welchem die Röntgenstrahlung erzeugt wird und einem Bildverstärker bzw. einem Flachdetektor, in dem die Bildaufnahme erfolgt, sowie einem Monitor zur Anzeige des generierten Bildes. Hierbei müssen Röntgenröhre und Bildverstärker im Raum beweglich sein, um das Herz aus unterschiedlichen Projektionen beurteilen zu können. Dies umfasst meist einen Rotationsbereich von $\pm 90^\circ$ und einen Angulationsbereich von $\pm 40^\circ$ (7).

Im Folgenden soll nun kurz auf die Funktionsweise einer solchen Angiographieanlage eingegangen werden. In der Röntgenröhre wird mittels Glühkathode und Drehanode die Röntgenstrahlung erzeugt (8, 9). Die hierfür benötigte Beschleunigungsspannung wird mit Hilfe des Hochspannungsgenerators erzeugt, welcher zusätzlich den Röhrenstrom regelt. Direkt auf dem Strahler befindet sich nun der Kollimator, welcher den Röntgenstrahl einblendet und so gegebenenfalls für eine Vorfilterung und Aufhärtung der Röntgenstrahlung sorgt. Die Aufhärtung ist eine Filterwirkung, die dafür sorgt, dass bei gleicher Wellenlänge die energiereichere Strahlung zunimmt. Dies ist erwünscht, da hierdurch die Eindringtiefe zu-, die Strahlenbelastung jedoch abnimmt (58). Anschließend durchdringt die Röntgenstrahlung die zu untersuchende Materie, bevor sie über ein Streustrahlenraster, welches die Streustrahlung herausfiltert und so die

Bildqualität verbessern soll, auf den Detektor trifft, welcher das Röntgenbild aufnimmt. Die Streustrahlung wird durch die zu untersuchende Materie selbst erzeugt und nimmt mit deren Masse zu. Sie wird durch eine Ablenkung einiger Röntgenstrahlen hervorgerufen und sorgt dadurch für eine schlechtere Bildqualität. Dieser Effekt kann durch die Verwendung eines Streustrahlenrasters vermindert werden, da hierdurch die Röntgenstrahlen auf den dahinter liegenden Detektor fokussiert werden, was zu einer schärferen Abbildung und höherem Kontrast führt (59). Diese Bildaufnahme durch den Detektor erfolgt über einen Leuchtstoff, dem Szintillator. Szintillatoren sind Kristalle, deren Moleküle beim Eintreffen von Röntgenstrahlen angeregt werden und die diese Energie je nach Intensität der Röntgenstrahlung in Form von Licht wieder an die Umgebung abgeben. Übliche Szintillatoren sind beispielsweise Caesiumjodid (CsI) oder Gadoliniumoxysulfid (GOS).

Für den Detektor gibt es hier zwei verschiedene Möglichkeiten: Zum einen den Bildverstärker, welcher das emittierte Licht zunächst wieder in Elektronen umwandelt und diese anschließend wieder in Licht, dessen Intensität nun aber um ein Vielfaches höher ist, da die Elektronen durch die Beschleunigung sehr viel Energie speichern. Das entstehende Bild kann nun mit einer Kamera aufgezeichnet werden. Zum anderen gibt es den Flachdetektor, bei dem das Licht aus dem Szintillator direkt in ein digitales Signal umgewandelt und digitalisiert wird. Der Vorteil des Flachdetektors liegt vor allem in seinem geringeren Bauraum, sowie in der Verzerrungsfreiheit gegenüber dem Bildverstärkersystem. Nachdem der jeweilige Detektor das Bild aufgenommen hat, wird es mit Hilfe des Bildsystems verarbeitet und am Monitor dargestellt. Des Weiteren gibt es an einer Angiographieanlage noch die Steuerungseinheit, welche die Röntgenaufnahme koordiniert, sowie Röhrenspannung, Röhrenstrom und Aufnahmezeit regelt.

Im Laufe der Zeit gab es erhebliche technische Fortschritte, welche vor allem durch eine Verbesserung der Röhrentechnik, bessere Kontrastauflösung und der eben genannten digitalen Technik durch den Flachdetektor bestimmt sind (7).

Trotz dieser Modifikationen, die auch zu einer erheblichen Reduktion der Strahlenbelastung von Patient und Personal geführt haben, bleibt diese weiterhin hoch, weshalb das Personal in einem Herzkatheterlabor Kenntnisse des Strahlenschutzes besitzen muss.

1.3. Grundlagen des Strahlenschutzes

1.3.1. Strahlungsarten

Grundsätzlich kann man ionisierende Strahlung in zwei Gruppen einteilen: direkt ionisierende Strahlung, bestehend aus geladenen Teilchen wie Alphateilchen, Elektronen und Protonen und indirekt ionisierende Strahlung, bestehend aus ungeladenen Teilchen wie Photonen. Bei der indirekt ionisierenden Strahlung erfolgt die Wechselwirkung mit der durchstrahlten Materie zunächst durch Erzeugung geladener Teilchen, die anschließend ihre Energie auf die Materie übertragen (10).

Wichtig für die medizinische Dosimetrie, also die Messung der Strahlendosis, erscheint vor allem die elektromagnetische Photonenstrahlung, die nach ihrem Entstehungsort in zwei Gruppen unterteilt werden kann. Zum einen gibt es die γ -Strahlung, die ihren Ursprung von angeregten Atomkernen nimmt und zum anderen die Röntgenstrahlung, die in der Atomhülle oder im Coulombschen Feld von Atomkernen entsteht. Weiterhin unterscheidet man daher zwei Arten von Röntgenstrahlung: die Röntgenbremsstrahlung und die charakteristische Röntgenstrahlung (11). Die Röntgenbremsstrahlung wird vorwiegend durch Abbremsung von Elektronen in Röntgenröhren oder Beschleunigerröhren erzeugt. Diese Strahlung wird vor allem in der diagnostischen Radiologie und somit auch bei der Herzkatheteruntersuchung verwendet. Die charakteristische Röntgenstrahlung hat im Gegensatz zur Röntgenbremsstrahlung ein diskontinuierliches Energiespektrum, welches für die jeweilige Anode charakteristisch ist. Sie findet vor allem in Spezialtechniken der diagnostischen Radiologie z.B. der Mammographie Anwendung (22).

1.3.2. Strahlenschäden

Durch die Fähigkeit ionisierender Strahlung in Materie Energie an umliegende Atome und Moleküle abzugeben, kann sie Elektronen aus Atomhüllen schlagen und chemische Bindungen aufbrechen, was zu DNA-Veränderungen in menschlichen Zellen führen kann (12). Meist werden diese durch Enzyme des menschlichen Körpers repariert, allerdings bleibt dies in manchen Fällen aus oder geschieht falsch, wodurch ein Strahlenschaden entstehen kann.

Man unterscheidet zwischen deterministischen und stochastischen Strahlenschäden (13, 14) Bei den deterministischen Strahlenschäden verliert die Zelle ihre Teilungsfähigkeit und stirbt schließlich ab. Hier bedarf es einer gewissen Schwellendosis (15), bis so viele Zellen eines Gewebes abgestorben sind, dass es sich klinisch im Funktionsverlust des Gewebes manifestiert. Der Schweregrad der deterministischen Schäden ist dosisabhängig und führt ab einer bestimmten letalen Dosis zum Tod. Die Schäden treten mit einer Latenz von Stunden bis Wochen nach der Strahlenexposition auf. Zu den deterministischen Strahlenschäden gehört beispielsweise die akute Strahlenkrankheit oder die Trübung der Augenlinse.

Bei stochastischen Strahlenschäden hingegen stirbt die betroffene Zelle nicht ab, sondern bleibt weiterhin teilungsfähig und gibt die veränderte DNA an ihre Tochterzellen weiter. Stochastische Schäden treten mit einer Latenzzeit von Jahren bis Jahrzehnten auf. Die Dosis hat hierbei keinen Einfluss auf das Ausmaß des Strahlenschadens, wohl aber auf die Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines solchen (15). Die auftretenden DNA-Veränderungen können zur Entstehung von Erbkrankheiten, zu teratogenen Effekten oder zur Entstehung von Krebs (16) führen.

Die Folgen von Strahlenschäden lassen sich beispielsweise an den Atombombenabwürfen über Hiroshima und Nagasaki im August 1945 oder dem Reaktorunfall von Tschernobyl 1986 nachvollziehen. Hier traten deterministische Strahlenschäden in Form eines akuten Strahlensyndroms auf. Dieses betrifft vor allem sich schnell regenerierende Zellen wie das Knochenmark und die Schleimhäute des Magen-Darm-Trakts. Es führt zu Fieber, Blutungsneigung,

Immunschwäche, Haarausfall, Schleimhautulzera und massivem Durchfall. Ab Werten oberhalb von 20 Sievert sind das zentrale Nervensystem und das Herz von der Strahlung betroffen, was sich in Krämpfen und Bewusstseinsverlust äußert und innerhalb kurzer Zeit zum Tod führen kann (17). Aber auch Jahre nach der gefährlichen Strahlenexposition sind die Anwohner in einem weiten Umkreis von Tschernobyl ebenso wie die Überlebenden der Atombombenabwürfe durch die stochastischen Strahlenschäden gefährdet. Dies spiegelt sich vor allem in einem erhöhten Krebsrisiko vor allem für Leukämien, Brustkrebs und Lungenkrebs wider. Die Latenzzeiten für die einzelnen Krebserkrankungen sind hierbei unterschiedlich lang. Besonders kurz ist diese beispielsweise für Leukämien oder das Schilddrüsenkarzinom. Es gibt inzwischen Daten, die eine zusätzliche Anzahl von 6000 Schilddrüsenkarzinomen, die auf das Reaktorunglück von Tschernobyl zurückzuführen sind, belegen (17). Bei Überlebenden von Atombombenabwürfen sind beispielsweise 54% aller auftretenden Leukämien direkt und kausal auf diese zurückzuführen (17). Noch bis heute gelten die Überlebenden der Atombombenabwürfe über Hiroshima und Nagasaki als Referenzgruppe, um die Folgen radioaktiver Strahlung wissenschaftlich abzuschätzen (45), da hier Überlebende registriert und im Verhältnis zu einer Kontrollgruppe regelmäßig untersucht wurden (18).

1.3.3. Strahlenbelastung im täglichen Leben und in bestimmten Berufsgruppen

In Deutschland ist jeder Bürger einer durchschnittlichen Strahlenbelastung von etwa 2-4 mSv pro Jahr ausgesetzt. Diese setzt sich zusammen aus der natürlichen Strahlung, die durch radioaktive Isotope der Umwelt oder kosmische Strahlung verursacht wird und aus der zivilisatorischen Strahlung wie sie beispielsweise durch Röntgenuntersuchungen verursacht wird. Eine Röntgenthoraxaufnahme liefert eine Strahlenbelastung von 0,02-0,08 mSv, ein Kontinentalflug ebenfalls etwa 0,02 mSv, eine Computertomografie des Thorax zwischen 6 und 10 mSv.

In bestimmten Berufsgruppen ist die Strahlenbelastung ungleich höher als in der Normalbevölkerung, was es notwendig macht, diese in besonderer Weise zu überwachen, um extrem hohe Belastungen zu vermeiden. Hierzu gibt es das Strahlenschutzregister, eine zentrale Einrichtung des Bundes, in der deutschlandweit die berufliche Strahlenexposition von jährlich etwa 360.000 Personen überwacht wird (19). Hiervon sind zwei Drittel der Personen im medizinischen Bereich tätig. Eine weitere große Gruppe bildet das Flugpersonal inklusive Astronauten. Die Strahlenbelastung wird durch Personendosimeter, die am Körper getragen werden müssen, gemessen und an das Strahlenschutzregister übermittelt. Bei Überschreitung der zulässigen Höchstdosiswerte wird durch die zuständige Aufsichtsbehörde eine Ursache ermittelt und nach Möglichkeit beseitigt. Hierdurch soll eine Optimierung der Strahlenexposition erreicht werden. Außerdem kann durch die Speicherung der Daten ein statistischer Zusammenhang zwischen Strahlenexposition und eventuell entstehenden Spätschäden besser ermittelt werden.

Die Strahlenbelastung des fliegenden Personals liegt bei durchschnittlich 2,26 mSv pro Jahr. Die mittlere Dosis der Exponierten, welche in der Radiografie tätig sind, ging von 2004 bis 2008 um 17% auf 1,88 mSv zurück. Hierunter haben die Kardiologen eine der höchsten Strahlenbelastungen (47), die auf 1,5 mSv pro Jahr geschätzt wird (45). Ohne die entsprechenden Schutzeinrichtungen liegt diese sogar bei 7,8 mSv pro Jahr (45). Durch diese etwa fünffache Reduktion der Strahlenbelastung wird deutlich, dass der Strahlenschutz eine wichtige Rolle im Berufsleben eines Kardiologen spielt.

1.3.4. Rechtliche Grundlagen im Umgang mit ionisierender Strahlung

Um die Strahlenbelastung sowohl für Patienten als auch für das Personal besonders gering zu halten, gibt es einige rechtliche Grundlagen, die einzuhalten gilt. Zum einen gilt das Prinzip der rechtfertigenden Indikation (14), was bedeutet, dass die medizinischen Strahlenexpositionen einen diagnostischen Nutzen für den Einzelnen oder einen Nutzen für die Gesellschaft haben müssen, welcher gegenüber dem möglichen Strahlenrisiko des Einzelnen

abgewogen werden muss. Derjenige, der die rechtfertigende Indikation stellt, muss die Fachkunde im Strahlenschutz besitzen. Diese setzt sich zusammen aus der Sachkunde im jeweiligen Arbeitsgebiet, sowie der Teilnahme an einem behördlich anerkannten Strahlenschutzkurs. Des Weiteren gilt das sogenannte ALARA-Prinzip (14, 20, 21) („as low as reasonable achievable“), welches besagt, dass die Strahlenexpositionen so niedrig wie vernünftigerweise möglich gehalten werden sollen. Weiterhin sind die 4 A's des Strahlenschutzes zu beachten: Abstand von der Strahlenquelle, Abschirmung verwenden, Aufenthaltszeit begrenzen und Aufnahme (Inkorporation) von radioaktiven Substanzen vermeiden (15).

Die Röntgenverordnung regelt den Umgang mit allen Geräten, die Röntgenstrahlung mit Beschleunigungsspannung zwischen 5 kV und 1 MeV erzeugen (14). Laut RöV darf die effektive Dosis beruflich Strahlenexponierter den Grenzwert von 20 mSv im Kalenderjahr nicht überschreiten, wobei der Grenzwert für die Organdosis der Augenlinse bei 150 mSv jährlich liegt. Die Berufslebensdosis, also die Summe der in allen Kalenderjahren ermittelten effektiven Dosen beruflich Strahlenexponierter, darf den Grenzwert von 400 mSv nicht überschreiten (22). Weiterhin legt die Röntgenverordnung fest, dass für jede Röntgeneinrichtung zur Anwendung von Röntgenstrahlung am Menschen schriftliche Arbeitsanweisungen für die an dieser Einrichtung häufig vorgenommenen Untersuchungen oder Behandlungen zu erstellen sind (23). In dieser Arbeitsanweisung (23) sind sowohl Strahlenschutzmaßnahmen für Patient und Personal als auch diagnostische Referenzwerte der jeweiligen Untersuchung festgelegt, die nicht ungerechtfertigt überschritten werden dürfen.

Da die Untersuchungen und Eingriffe in einem Herzkatheterlabor zu den radiologischen Verfahren mit einer hohen Strahlenexposition für Patienten und auch für Untersucher und Mitarbeiter gehören (24), erscheint es umso wichtiger, dass sich das Personal der Strahlenbelastung, die mit dieser Untersuchung verbunden ist, bewusst ist und entsprechende Maßnahmen ergreift, um diese sinnvoll zu reduzieren (25). Es ist inzwischen nach geltender Richtlinie (26) verpflichtend, dass Dosisinformationen im Sinne der Anzeige eines

Dosisflächenprodukts während der Untersuchung zur Verfügung stehen (27). Das Bundesamt für Strahlenschutz legte in seiner Bekanntmachung vom 10.07.2003 hierfür diagnostische Referenzwerte fest, die nicht ungerechtfertigt überschritten werden dürfen (23). Diese oberen Richtwerte liegen für die Koronarangiographie bei 60 Gy cm² und für die perkutane transluminale Koronarangioplastie (PTCA) bei 120 Gy cm².

1.4. Grundlagen der Dosimetrie

Um bestimmte Grenzwerte im Strahlenschutz einzuhalten ist es natürlich besonders wichtig, die ionisierende Strahlung auf einfache Weise zu messen und anzeigen zu können. Bereits kurz nach der Entdeckung der später nach ihm benannten X-Strahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen 1895 beschrieb er in seiner ersten Mitteilung „Über eine neue Art von Strahlen“ (10) verschiedene physikalische Eigenschaften wie Fluoreszenz und Schwärzung von Fotoplatten, die man zur Intensitätsmessung dieser Strahlen verwenden könnte. Seither wurden immer weitere Methoden zur Dosimetrie, also der Messkunde der Wechselwirkungen ionisierender Strahlung mit Materie, entwickelt.

Die Basismethode der klinischen Dosimetrie ist die Ionisationsdosimetrie (11). Ionisationssonden werden auch im Personenstrahlenschutz in Form von Füllhalterdosimetern genutzt. Im Wesentlichen werden in der Personendosimetrie heutzutage drei verschiedene Arten von Dosimetern verwendet: Füllhalterdosimeter, Filmdosimeter und Thermolumineszenzdosimeter. In der Routineüberwachung beruflich Strahlenexponierter im Bereich der Medizin werden gewöhnlich Filmplaketten verwendet, deren aufgenommene Dosis dann im Schwärzungsvergleich mit definiert bestrahlten Filmen bestimmt wird.

In der Dosimetrie werden bestimmte Begriffe (10, 11, 15, 35, 61) verwendet, die zu Beschreibung der unterschiedlichen Dosen dienen. Auf diese Begriffe soll im Folgenden kurz eingegangen werden.

Energiedosis

Ionisierende Strahlen haben die Fähigkeit Materie zu durchdringen und hierbei mit dem Atomkern und den Elektronen in Wechselwirkung zu treten, wodurch ein Teil ihrer Energie auf das durchstrahlte Material übertragen wird. Die Energiedosis D ist definitionsgemäß die mittlere Energie, die durch ionisierende Strahlung auf das Material übertragen wird bezogen auf die Masse dieses Materials.

$$D = dE / dm$$

Dies ist die zentrale Messgröße der Dosimetrie mit der SI-Einheit Gray.

$$1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$$

Sie wird im Folgenden durch die Messungen mit der Ionisationskammer aus der ermittelten Ionendosis berechnet und in μGy angegeben.

Ionendosis

In den Messgeräten des praktischen Strahlenschutzes wird zumeist nicht nur die absorbierte Energie, sprich die Energiedosis gemessen, sondern eine mit der Energieübertragung verknüpfte Wirkung in Form einer freigesetzten Ladung. Diese wird ins Verhältnis zu dem betrachteten Volumen gesetzt und als Ionendosis J bezeichnet. Sie besitzt die SI-Einheit Coulomb durch Kilogramm (C/kg). Die Ionendosis wird in einem kleinen gasgefüllten Hohlraum mit gewebeäquivalenten Wänden, wie einer Ionisationskammer, gemessen und kann zur Abschätzung von Strahlenexpositionen über Umrechnungsfaktoren direkt in die Energiedosis umgerechnet werden. Hierbei gilt: 1C/kg entspricht $38,8 \text{ Gy}$ in Weichteilgewebe (15)

Effektive Dosis

Die effektive Dosis ist ein Maß für die Strahlenexposition des Menschen. Bei ihrer Berechnung wird sowohl die unterschiedliche Wirksamkeit verschiedener Strahlungsarten als auch die unterschiedliche Empfindlichkeit der Organe gegenüber ionisierender Strahlung berücksichtigt. Die Einheit der Effektiven Dosis ist Sievert (Sv).

Kerma

Dies ist die Abkürzung für „kinetic energy released per unit mass“. Es bezeichnet den Quotienten aus der Summe aller Bewegungsenergien, die durch Photonen- oder Neutronenstrahlung in einem Material direkt auf geladene Teilchen übertragen wird und der Masse des bestrahlten Materials. Die SI-Einheit der Kerma ist Gray (Gy) (15).

Flächendosisprodukt

Bei dem Flächendosisprodukt, welches häufig in der Röntgendiagnostik als Parameter zur Abschätzung der Strahlenexposition von Patienten angegeben wird, handelt es sich um Luftkerma. Es wird in Bezug gesetzt zur jeweiligen Querschnittsfläche durch das Nutzstrahlenbündel und trägt deshalb die SI-Einheit Gym^2 (15).

1.5. Streustrahlung

Die Strahlenbelastung des im Herzkatherlabor tätigen Kardiologen wird zu einem großen Teil durch die Streustrahlung bedingt, weshalb im Folgenden kurz auf die Entstehung dieser Strahlung eingegangen werden soll.

Wenn eine Materie mit Röntgenstrahlen interagiert, tritt sowohl eine Absorption der Strahlung durch die Materie als auch eine Aufstreuung der eintreffenden Primärstrahlung mit einer Richtungsänderung auf (13). Prinzipiell kann man zwischen zwei verschiedenen Streuprozessen unterscheiden, der klassischen Streustrahlung und der Compton-Streuung (14). Diese beiden Effekte sind zum einen für eine Minderung der Bildqualität, zum anderen für eine zusätzliche Strahlenexposition für den Patienten und das Personal verantwortlich. Bei der klassischen Streuung, auch Thomson-Streuung, elastische oder kohärente Streuung genannt, wird ein Photon an einem Elektron oder an der Kernladung gestreut, ohne dass dabei Energie übertragen wird. Hierbei findet also nur eine Richtungsänderung der Strahlung statt, die Atomhülle bleibt unverändert. Dieser Streueffekt tritt vor allem bei niedrigeren Photoenergien, wie sie vielfach bei Röntgenröhren vorkommen, auf (15). Die Compton-Streuung oder inkohärente

Streuung hingegen gewinnt ab Energien von 30-40 MeV an Bedeutung und hat daher für die Angiographieanlage, die sich im Energiebereich zwischen 20 und 150 keV bewegt, keine Bedeutung (8, 13, 22).

Im Allgemeinen vermindern Streuungseffekte die Qualität des Röntgenbildes durch Abschwächung der Primärstrahlung und Kontrastminderung und sind somit möglichst gering zu halten. Eine Verbesserung der Bildqualität wird meist durch verwendete Streustrahlenraster (22), die den Kontrast erhalten sollen, angestrebt. Durch Einblendung des einfallenden Strahlenbündels soll außerdem die Strahlendosis für den Patienten reduziert werden, was meist in einer geringeren Streustrahlenbelastung für den Untersucher resultiert. Dem Untersucher stehen zusätzlich Maßnahmen des baulichen und persönlichen Strahlenschutzes zur Verfügung, die die Streustrahlung weiterhin beträchtlich reduzieren können.

2. Zielsetzung

Von den vielen verschiedenen Faktoren, welche die Strahlenbelastung einer Herzkatheteruntersuchung beeinflussen, sind nicht alle durch den Untersucher veränderbar. So stellen beispielsweise die Körperfülle des Patienten (21, 28), die Komplexität des medizinischen Eingriffs (29, 30, 31), die Erfahrung des Untersuchers (32, 33), sowie dessen Arbeitsaufkommen und Körpergröße (29) Faktoren dar, die als gegeben hingenommen werden müssen, auch wenn sie eventuell die Strahlenbelastung erhöhen. Von den Punkten, die sich bezüglich der Strahlenbelastung günstig beeinflussen lassen, zählen vor allem zwei zu den wichtigsten: Die Geräteeinstellungen einschließlich Röhrenangulation und Einblendung, sowie die Anwendung von Strahlenschutzmaßnahmen.

Die vorliegende Arbeit verfolgt daher das Ziel die Strahlenbelastung des Untersuchers bei Herzkatheteruntersuchungen in Abhängigkeit eben genannter Einflussfaktoren zu quantifizieren und zu optimieren, um so für den in der Koronarangiographie tätigen Arzt die strahlenhygienisch betrachtet optimalen Einstellungen herauszufinden. Anders als die meisten bisherigen Studien wird diese nicht mit Bildverstärkersystemen, sondern mit Flachdetektoren durchgeführt. Da die digitale Röntgentechnik die konventionelle Film-Technik zunehmend verdrängt, erscheint es sinnvoll sich bei neu angelegten Studien auf diese Technologie zu beziehen.

3. Material und Methoden

3.1. Versuchsaufbau

Der hier angewandte Versuchsaufbau verfolgt das Ziel eine Herzkatheteruntersuchung am Patienten möglichst realitätsnah nachzustellen. Hierzu werden die Versuche mit einer handelsüblichen Herzkatheteranlage durchgeführt. Der Patient wird mit Hilfe eines Rando Alderson Phantoms dargestellt. Dieses dient als artifizieller Streukörper und wird in Rückenlage an die Stelle des Patienten auf dem Kathetertisch positioniert. Es werden außerdem die üblichen Strahlenschutzmaßnahmen verwendet. Diese bestehen aus einer Bleiglasscheibe als Oberkörperstrahlenschutz und mehreren kombinierbaren Untertischlamellen als Unterkörperstrahlenschutz. Diese werden so angebracht, wie es den realen Bedingungen einer Herzkatheteruntersuchung weitestgehend entspricht. Der Untersucher wird durch eine Ionisationskammer repräsentiert, welche rechtsseitig des Rando Alderson im Bereich des femoralen Zugangs platziert wird. Diese dient als Messinstrument der Streustrahlung und kann in ihrer Höhe variiert werden, um die dort auftreffende Dosis für die verschiedenen Körperregionen des Untersuchers zu simulieren.

Die genaue Anordnung des Versuchsaufbaus ist dem folgenden Bild zu entnehmen.

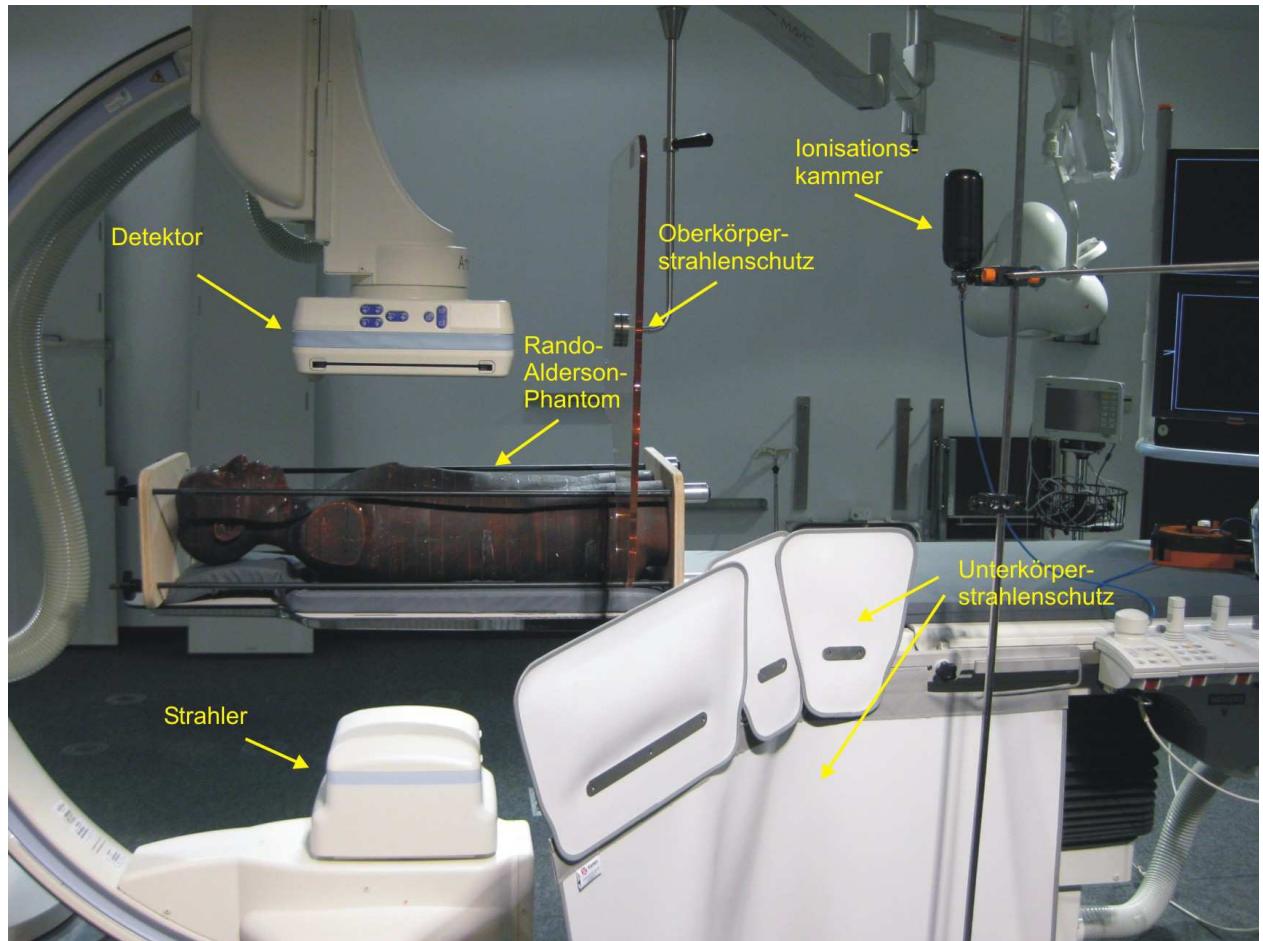


Abbildung 1: Versuchsaufbau

3.2. Herzkatheteranlage

Als Angiographie-Anlage wurde eine handelsübliche Katheteranlage moderner Bauart der Firma Siemens AG (Artis Zee, Siemens Healthcare Sector, Forchheim, Deutschland) verwendet. Das Bildaufnahmesystem verfügt über einen Flachdetektor mit den Maßen 30 x 40 cm. Als Aufnahmeprogramm wurde das Organprogramm CARD gewählt. Dieses ist ein Standardaufnahmeprogramm wie es bei Herzuntersuchungen üblicherweise verwendet wird. Die Dosis wird hierbei immer aufgezeichnet. Weiterhin wurde der für Herzkatheteruntersuchungen typische Coro-SF-Modus eingestellt. SF steht hierbei für „small focus“, um eine maximale Bildschärfe zu erreichen.

Die Steuerungseinheit verfügt über einen Rotationsbereich von $\pm 130^\circ$, sowie einen Angulationsbereich von $+ 55^\circ$ Cranial/ -45° Caudal (46). Die Durchleuchtungszeit kann ebenso wie die Bildrate beliebig gewählt werden. Die maximale Bildfrequenz beträgt 30 Einzelbilder pro Sekunde (frames per second = f/s) für den 30 x 40 cm Flachdetektor. In den durchgeföhrten Versuchen betrug die Durchleuchtungszeit jeweils 10 Sekunden mit einer Frequenz von 15 Einzelbildern pro Sekunde. Die Tischhöhe kann ebenfalls verändert werden, blieb jedoch in allen Versuchsreihen konstant bei 1 m. Ein optional zur Verfügung stehender Kupferfilter zur weiteren Aufhärtung der Strahlung wurde nicht verwendet.

Röhrenspannung und Röhrenstrom werden von der Steuerungseinheit selbst geregelt und sind somit nur indirekt beeinflussbar. Die Werte werden jedoch selbstständig durch das Gerät erfasst und konnten so in die Auswertungen mit einfließen.



Abbildung 2: Siemens Artis Zee Gerät, biplanes System

Für die Messreihe, die sich auf den vergrößerten Oberkörperstrahlenschutz bezieht, kam die monoplane Anlage der Firma Siemens (Axiom Artis, Siemens Healthcare Sector, Forchheim, Deutschland) zum Einsatz, da diese Messungen im Herzkatheterlabor der 1.Medizinischen Klinik des Klinikums Rosenheim stattfanden. Die Geräteeinstellungen wurden hierzu identisch gewählt. Um eine Verzerrung der Ergebnisse weiterhin auszuschließen, wurden die Messwerte der beiden Katheteranlagen nicht untereinander verglichen, sondern nur zu den Messwerten der gleichen Anlage in Beziehung gesetzt.

3.3. RANDO Alderson Phantom

Als Phantom wurde das RANDO® Phantom der Firma Alderson Research Laboratories Inc., Stamford, CT, USA verwendet (34). Es ist ein anthropomorphes Phantom bestehend aus einem menschlichen Skelett, welches von einer Isocyanid-Gummimasse mit einer spezifischen Dichte $0,985 \text{ g/cm}^3$ umgeben ist. Hierdurch entsprechen die Absorptions- und Streueigenschaften dieses Phantoms gegenüber ionisierender Strahlung denen des menschlichen Gewebes. Das Phantom ist extremitätenlos, die sonstigen Körpermaße

entsprechen jenen eines Durchschnittsmenschen mit einer Körpergröße von 173 cm und einem Gewicht von 73,5 kg (35). Das Phantom ist in 34 axiale Schichten mit einer Höhe von 2,5 cm zerlegbar, welche jeweils mit Bohrlöchern versehen sind. In diese Bohrlöcher können bei Bedarf Thermolumineszenzdosimeter eingebracht werden, welche zum Zwecke von Strahlenschutzmessungen an Position der jeweiligen Organe gesteckt werden. Dies blieb bei den hier vorliegenden Versuchen aus, da hierbei die Patientendosis irrelevant war und das Phantom lediglich als Streukörper benutzt wurde.



**Abbildung 4: RANDO Alderson
Phantom**

3.4. Ionisationskammer

Eine Ionisationskammer ist ein sehr einfacher Strahlungsdetektor, der im Prinzip wie ein elektrischer Plattenkondensator aufgebaut ist. Die einfallende zu messende Strahlung erzeugt in einem gasgefüllten Zählvolumen Elektronen und Ionen, die in einem konstanten elektrischen Feld von den jeweils entgegengesetzten Elektroden eingesammelt werden. Die hierbei entstehenden Ladungsstöße können als elektrische Impulse gemessen werden. Über eine Messung des Kammerstroms kann somit eine genaue Bestimmung der Ionendosis erfolgen (36, 15). Bei der verwendeten Ionisationskammer handelt es sich um die PM 500 der Firma Capintec Inc. (Ramsey New Jersey, USA) mit einem aktiven Volumen von 530 cm³, deren Kammerwand besteht aus Polypropylen und einer leitfähigen Beschichtung aus Graphit besteht. Eine Ionisationskammer bietet den Vorteil, dass die gemessene Dosis mit Hilfe eines Dosimeters sofort digital abgelesen werden kann, so dass innerhalb kurzer Zeit viele Messungen hintereinander durchgeführt werden können.

Die Messkammer wurde an der Position des Untersuchers rechts vom Patienten angebracht und in einer Höhe von 165 cm, wie es den Augen eines Untersuchers mit einer Standardkörpergröße von 175 cm entsprechen würde, befestigt. Die Höhe der Ionisationskammer blieb in allen Versuchen gleich, außer in jenen, die sich mit der Verteilung der Streustrahlung am Körper des Untersuchers beschäftigten.



Abbildung 5: Ionisationskammer

3.5. Dosimeter

Als Anzeigegerät wurde das UNIDOS® Dosemeter der Firma PTW GmbH (Freiburg, Deutschland) (12) verwendet, welches mit Hilfe der Ionisationskammer PM 500 die auftreffende Strahlung wiedergibt. Es handelt sich um ein Universaldosimeter für die Messung von Dosis- und Dosisleistung. Die vorliegenden Messwerte wurden jeweils in Gy bzw. μ Gy angegeben. Luftdichtekorrekturen lassen sich durch Eingabe von Luftdruck und Temperatur oder mit radioaktiven Kontrollvorrichtungen durchführen, weshalb Luftdruck und Temperatur vor jeder neuen Messreihe erfasst wurden.



Abbildung 6: UNIDOS® Dosemeter

3.6. Parameter

Die verwendete Herzkatheteranlage speichert selbstständig einen Dosisreport („dose report“), in dem die einzelnen Parameter jeder einzelnen Untersuchung aufgeführt sind. Hierzu zählen die Anodenstromstärke in mA, die Beschleunigungsspannung in kV, die absolute Anzahl der Einzelbilder in frames, die Bildfrequenz in f/s, die Durchleuchtungsdauer in s, die Impulsdauer in ms, der verwendete Kupferfilter, der Fokus, der Vergrößerungsfaktor und die Angulation und Rotation.

Folgende Parameter wurden während aller durchgeführten Untersuchungen konstant gehalten.

Durchleuchtungsdauer	10 s
Anzahl der Einzelbilder	151 frames
Bildfrequenz	15 f/s
Kupferfilter	0,0
Fokus	small

Tabelle 1: Benennung der konstanten Untersuchungsparameter

Weiterhin blieb der Vergrößerungsfaktor, angegeben als Bilddiagonale in cm, in allen Untersuchungen außer in denen, die sich mit der Auswirkung des Faktors auf die Streustrahlung beschäftigte, konstant bei 16. Ebenfalls konstant gehalten wurde der Abstand zwischen Strahler und Detektor. Dieser betrug in allen Versuchsanordnungen 110 cm, wurde allerdings auch in einer Versuchsreihe variiert.

Außerdem werden im Dosisbericht die beiden für die Evaluation der Strahlenbelastung wichtigen Parameter, das Dosisflächenprodukt, sowie die Patientendosis angegeben, welche ebenso wie Beschleunigungsspannung, Anodenstromstärke und die Impulsdauer durch das Gerät automatisch reguliert wurden.

Dosisflächenprodukt (DAP = Dosis area product)

Das Dosisflächenprodukt ist ein Maß für die Strahlenbelastung des Patienten in der Röntgendiagnostik.

Es wird durch eine Dosismesskammer an der verwendeten Herzkatheteranlage, die die Anzahl der Quanten aus dem Strahler bezogen auf das Strahlungsfeld mit einer bestimmten Fläche angibt, direkt ermittelt. Das DAP hat die SI-Einheit Gy m^2 und entsprechende Untereinheiten wie Gy cm^2 .

Im Folgenden wird das Dosisflächenprodukt mit der Einheit $\mu\text{Gy m}^2$ angegeben, deren Werte der konventionellen Einheit in cGy cm^2 entsprechen. Das Dosisflächenprodukt wird bei den meisten Geräten während einer Herzkatheruntersuchung angezeigt, um einen Überblick über die bereits applizierte Dosis zu bekommen. Es ist ein Maß für stochastische Strahlenschäden.

Patientendosis (Hautdosis)

Aus dem Dosisflächenprodukt wird unter Berücksichtigung der Einblendung durch den Kollimator sowie des Abstandes des Referenzzentrums vom Brennpunkt die Patientendosis berechnet. Diese wird im Allgemeinen in mGy

angegeben. Im Folgenden wird sie in μGy angeben, um eine bessere Vergleichbarkeit mit der Streustrahlendosis zu erreichen, die in μGy gemessen wurde. Die Patientendosis ist ein Maß für deterministische Strahlenschäden.

Streustrahlendosis

Diese spiegelt die Strahlenbelastung des Untersuchers wider. Sie wird mit Hilfe der Ionisationskammer gemessen und in μGy angegeben.

Die drei wichtigen Parameter für die Darstellung und Quantifizierung der Strahlenbelastung bei Herzkatheteruntersuchungen sind also Streustrahlendosis, Dosisflächenprodukt und Hautdosis.

3.7. Baulicher und persönlicher Strahlenschutz

Im hier vorliegenden Versuchsaufbau wurden primär die kommerziell erhältlichen Maßnahmen des baulichen Strahlenschutzes verwendet.

Hierzu zählt der Oberkörperstrahlenschutz der Firma MAVIG (Mod.: OT25B050; MAVIG, München, Deutschland) bestehend aus einer deckenmontierten, um 360° schwenkbaren Acrylglasscheibe mit einem Bleigleichwert von 0,5 mm und den Maßen 61 cm x 76 cm mit einer bogenförmigen Aussparung für interventionelle Eingriffe.



Abbildung 7:
Oberkörperstrahlenschutz

Ebenso zählt hierzu der Unterkörperstrahlenschutz der Firma Kenex (Essex, UK), welcher über eine Zubehörschiene am Patiententisch montiert werden kann. Er besteht aus einer Basiseinheit mit den Maßen 118 cm x 68 cm, welche den Bereich zwischen der Zubehörschiene und dem Boden abschirmt und drei ansteckbaren Lamellen, die den Bereich von der Oberkante der Basiseinheit nach oben abschirmt. Diese Einheiten besitzen eine Länge von 57 cm bzw. 27 cm und können leicht überlappend angebracht werden.



Abbildung 8: Unterkörperstrahlenschutz

Zum persönlichen Strahlenschutz zählt im Routinealltag eines interventionell tätigen Kardiologen eine Bleischürze, die er direkt am Körper trägt. Hierauf kann im vorliegenden Versuchsaufbau nicht eingegangen werden, da der Untersucher lediglich durch die Ionisationskammer repräsentiert wird.

3.8. Zusätzlich angewandte Strahlenschutzmaßnahmen

Diese beiden Strahlenschutzvorrichtungen wurden in den Messungen, die sich auf die Strahlenschutzmaßnahmen beziehen um verschiedene Bleidecken und Bleilamellen ergänzt. Es kam eine Bleidecke mit einer Größe von 50cm x 69cm und einem Bleiäquivalent von 0,5 mm Pb zum Einsatz, die sowohl auf dem Patienten, einmal caudal und einmal cranial der Punktionsstelle in der Leiste des Patienten als auch unter dem Patienten platziert wurde. In der cranialen Position wurde die Bleidecke doppelt genommen, so dass es einem Bleiäquivalent von

1,0 mm Pb entspricht, da sie sonst zu groß gewesen wäre und den femoralen Zugang verdeckt hätte. Dies wird in den folgenden Abbildungen verdeutlicht.



Abbildung 9: Bleidecke auf dem Patienten caudal der Punktionsstelle



Abbildung 10: Bleidecke auf dem Patienten cranial der Punktionsstelle

Dieselbe Bleidecke wurde auch unterhalb des Patienten positioniert.



Abbildung 11: Bleidecke unterhalb des Patienten

Außerdem wurde ein sogenanntes Radpad® Protection Shield (Radpad, Worldwide innovations & Technologies, Overland Park, Kansas) angewandt, welches 42,5 x 31cm misst. Dieses sterile Einmalprodukt ist komplett bleifrei und besteht zum größten Teil aus Bismuth. Das Radpad® Protection Shield wird so auf dem Patienten platziert, dass die Öffnung in der Mitte mit den Maßen 8,3 x 5 cm die Punktionsstelle freilässt.

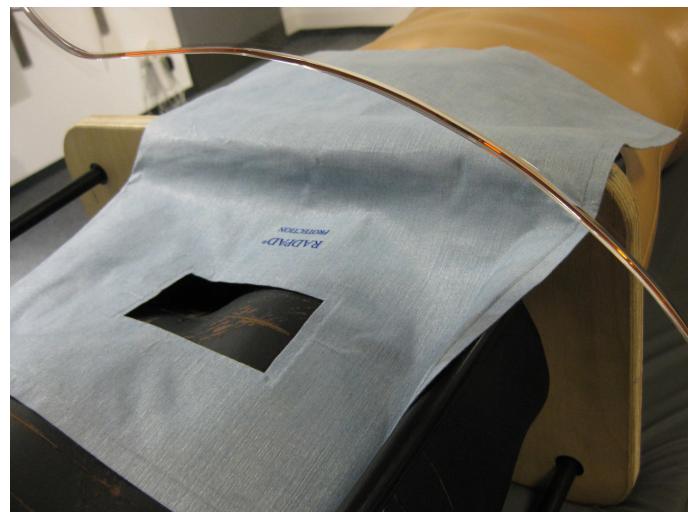


Abbildung 12: Rad Pad Protection Shield

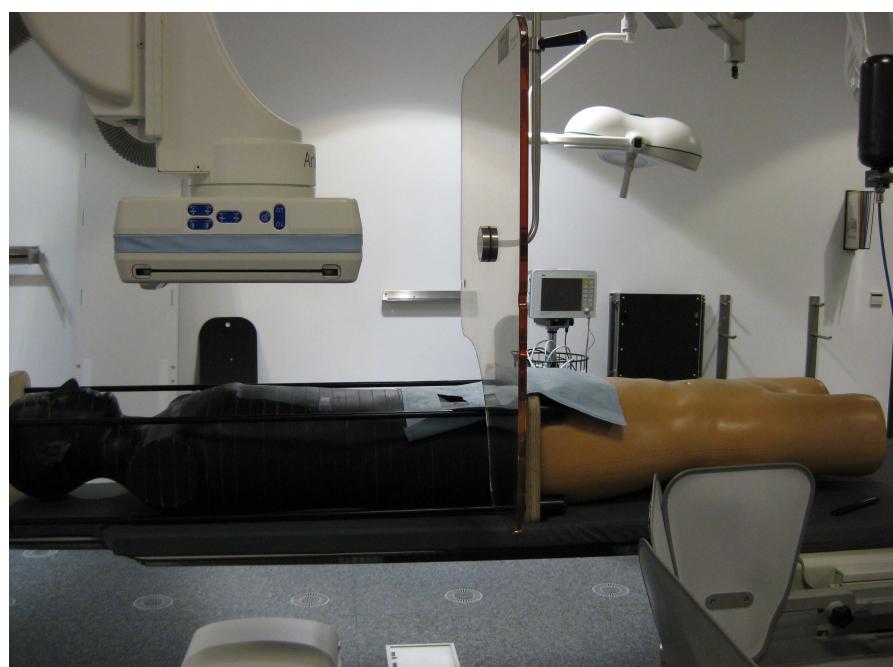


Abbildung 13: Rad Pad Protection Shield um Punktionsstelle

Des Weiteren wurde eine Bleilamelle mit einem Bleigleichwert von 0,5 mm Pb konstruiert. Diese Bleilamelle besteht aus zwei Teilen, wobei das größere Stück die Maße 31 cm x 21 cm, beziehungsweise an der langen Seite 31 cm x 31 cm und das kleinere Stück die Maße 20,5 cm x 24 cm besitzt.



**Abbildung 14: zusätzliche
Bleilamelle I**

Die Bleilamelle wurde so an die Bleiglasscheibe angeklebt, dass sie die Lücke zwischen Patientenkörper und der Bleiglasscheibe abschirmen sollte.



Abbildung 15: zusätzliche Bleilamelle II

Bei den Messungen, die sich mit einem vergrößerten Oberkörperstrahlenschutz beschäftigten, kam eine Einzelanfertigung der Bleiglasscheibe zum Einsatz. Diese entspricht in ihren Eigenschaften weitestgehend dem kommerziell erhältlichen Oberkörperstrahlenschutz, wurde jedoch mit den Maßen 114 cm x 103 cm produziert und ist somit 38 cm höher und 42 cm breiter als der herkömmliche Oberkörperstrahlenschutz.

3.9. Angulation und Rotation

Im Versuchsaufbau, der sich mit der Auswirkung verschiedener Angulationen auf die Streustrahlenbelastung beschäftigte, wurde in allen Positionen in 10° Schritten von 90 LAO bis 90 RAO und von 25 CRA bis 25 CAU gemessen.

Im Versuchsaufbau, der sich mit den verschiedenen Strahlenschutzmaßnahmen beschäftigt, wurde zum einen in allen Positionen von 90 LAO bis 90 RAO in 30° Schritten und von 25 CRA bis 25 CAU in 10°-Schritten gemessen. Hierdurch ließ sich eine Verlaufsgrafik der Streustrahlung über die verschiedenen Angulationen erstellen. Um eine verlässliche Aussage über die Streustrahlenbelastung im klinischen Alltag treffen zu können, wurde zum anderen in folgenden 9 Positionen gemessen, die als Standardeinstellungen bei Herzkatheteruntersuchungen gelten. Diese Einstellungen werden für eine orientierende Übersicht, den linken Ventrikel (=LV), die linke Koronararterie (=LCA) und die rechte Koronararterie (=RCA) verwendet.

Übersicht	LCA	RCA	LV
0 LAO / 0 CRA	10 RAO / 20 CRA	45 LAO / 0 CRA	30 RAO / 0 CRA
	10 RAO / 20 CAU	45 RAO / 0 CAU	60 LAO / 0 CRA
	60 LAO / 0 CRA		
	90 LAO / 0 CRA		
	50 LAO / 25 CAU		

Tabelle 2: Benennung der im Versuchsaufbau verwendeten Standardpositionen bei Herzkatheteruntersuchungen

Im Versuchsaufbau, der sich den Vergrößerungsfaktoren, Strahler-Detektorabständen und den Untersucherhöhen beschäftigt, wurde nur in diesen 9 definierten Standardpositionen gemessen.

3.10. Statistik

Die Messwerte wurden jeweils über drei durchgeführte Messungen gemittelt und werden als Mittelwerte mit ihren Standardabweichungen dargestellt. Diese Dreifachmessung zeigte eine sehr geringe Varianz der jeweiligen Messung mit einer Übereinstimmung von > 99,9%. Der Vergleich der Mittelwerte wurde unter Verwendung der unifaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA, engl. analysis of variance) sowie mit Hilfe des Levene-Varianzhomogenitätstests durchgeführt. Anschließend fand der verbundene Student's t-Test Anwendung. Die Berechnungen erfolgten mit dem Statistikpaket PASW 17 (SPSS Inc., Chicago, IL). Das Signifikanzniveau wurde bei 5% angenommen.

3.11. Versuchsanordnungen

Es wurde bei allen Versuchsreihen zunächst das Phantom an die Patientenposition auf dem Kathetertisch platziert und die Messkammer auf einer Höhe von 165 cm, wie es den Augen des Untersuchers entspricht, an der gängigen Position des Untersuchers angebracht. Die Lage des Phantoms und der Ionisationskammer wurde zur genauen Reproduzierbarkeit im Verhältnis zur Position des Tisches abgemessen. Es erfolgte eine Messung von Luftdruck und Temperatur, um die Ionisationskammer entsprechend kalibrieren zu können. Nun wurde an jedem neuen Messtag jeweils eine erste Messreihe ohne Verwendung des Strahlenschutzes in den zu untersuchenden Positionen durchgeführt, um die entsprechenden Referenzwerte zu erhalten. Dann erst erfolgte die Anbringung des Strahlenschutzes. Um dies ebenfalls möglichst reproduzierbar zu gestalten, wurde der Unterkörperstrahlenschutz jeweils 21cm in die dafür vorgesehene Befestigung eingeschoben und der Oberkörperstrahlenschutz jeweils mit einer Lücke von 6 cm im Verhältnis zum Phantom angebracht. Trotz genauerer Ausmessungen ist dieser Versuchsaufbau individuellen Schwankungen unterlegen, die es unerlässlich machten, vor jeder neuen Messreihe Referenzmessungen ohne Strahlenschutz und mit herkömmlichem Unter- und Oberkörperstrahlenschutz durchzuführen. Je nach Ziel der jeweiligen Versuchsanordnung wurden nun zusätzliche Strahlenschutzmaßnahmen

integriert, die Messhöhe oder der Strahler-Detektor-Abstand variiert und jeweils in allen zu untersuchenden Positionen gemessen. Hierdurch wurden die Bedingungen der jeweiligen Messreihe möglichst konstant gehalten. Außerdem wurden für jede Einstellung drei Messwerte gewonnen, aus welchen jeweils der Mittelwert gebildet wurde. Diese Maßnahmen trugen wesentlich dazu bei, äußere Einflüsse, die die Messwerte verfälschen könnten, so gering wie möglich zu halten.

3.11.1. Versuchsanordnung 1: Angulation und Rotation

Diese Versuchsreihe beschäftigte sich mit der Auswirkung von Angulation und Rotation auf die Streustrahlenbelastung und untersuchte diese sowohl ohne Strahlenschutz als auch mit Ober- und Unterkörperstrahlenschutz. Es wurde in insgesamt 133 Positionen in 10° Grad Schritten von 90 LAO bis 90 RAO und von 25 CRA bis 25 CAU die Streustrahlung jeweils ohne Strahlenschutz und anschließend mit Strahlenschutz gemessen. In jeder Position wurden je 3 Messungen durchgeführt und hieraus wurde der Mittelwert gebildet, woraus sich eine Gesamtzahl von 798 ergibt.

3.11.2. Versuchsanordnung 2: verschiedener Strahlenschutz

In dieser Versuchsreihe wurden nun 6 verschiedene zusätzliche Strahlenschutzmaßnahmen und deren mögliche Reduktion der Streustrahlung untersucht. Hierbei handelt es sich um eine Bleidecke, die sowohl auf dem Phantomkörper zum einen cranial, zum anderen caudal der femoralen Punktionsstelle als auch unter dem Phantomkörper platziert wurde. Außerdem kam ebenso eine Bleilamelle, die die Lücke zwischen Phantomkörper und Strahlenschutzscheibe schließen sollte, wie ein sogenanntes Rad Pad Protection Shield, das um die femorale Punktionsstelle platziert wurde, zum Einsatz. Zusätzlich wurde die Wirkung eines größeren Oberkörperstrahlenschutzes untersucht.

Man muss hierbei zwischen zwei verschiedenen Versuchsanordnungen unterscheiden, da die Messungen zur Strahlenschutzwirkung des vergrößerten

Oberkörperstrahlenschutzes mit einer anderen Anlage in Rosenheim durchgeführt wurden und deshalb nicht mit den anderen Werten verglichen werden dürfen.

Im Folgenden werden die verschiedenen Strahlenschutzmaßnahmen nur noch mit den nachfolgenden Ziffern benannt.

Strahlenschutz	Ziffer
Kein Strahlenschutz	1
Ober- und Unterkörperstrahlenschutz	2
Ober- und Unterkörperstrahlenschutz + Bleidecke auf Phantom caudal der Scheibe	3
Ober- und Unterkörperstrahlenschutz + Bleidecke auf Phantom caudal der Scheibe	4
Ober- und Unterkörperstrahlenschutz + Rad Pad Protection Shield	5
Ober- und Unterkörperstrahlenschutz + Bleilamelle	6
Ober- und Unterkörperstrahlenschutz + Bleidecke unter Phantom	7
vergrößerter Oberkörperstrahlenschutz + herkömmlicher Unterkörperstrahlenschutz	8

Tabelle 3: Nummerierung der verschiedenen Strahlenschutzmaßnahmen

3.11.2a. Versuchsanordnung 2a:

Hier wurden in 40 verschiedenen Positionen je 3 Messungen für jede der Strahlenschutzmaßnahmen 1-7 durchgeführt. Die Gesamtzahl beläuft sich somit auf 840.

3.11.2b. Versuchsanordnung 2b:

Es wurde in 38 Positionen für die Strahlenschutzmaßnahmen 1,2 und 8 jeweils dreimal die Streustrahlendosis gemessen, woraus sich eine Messzahl von 114 pro Strahlenschutz und eine Gesamtzahl von 342 ergibt. Die Positionen 10RAO/20CAU und 50LAO/25CAU kamen dabei im Gegensatz zur Versuchsanordnung 2a nicht zum Einsatz.

3.11.3. Versuchsanordnung 3: Untersucherhöhen

In den bisherigen Versuchsanordnungen wurde die Untersucherdosis jeweils auf einer Körperhöhe von 165 cm gemessen, wie es den ungeschützten Augen des Untersuchers entsprechen würde. Um einen Überblick über die Verteilung der Streustrahlung auf den Körper des Untersuchers zu erlangen, wurde nun die Ionisationskammer in ihrer Höhe variiert. Die untersuchten Höhen und das entsprechende Körperteil, für das sie stehen sollen, sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

Höhe in cm	Körperteil
165	Augenlinse
150	Schilddrüse
130	Thorax
100	Gonaden
30	Unterschenkel

Tabelle 4: Benennung der verwendeten Untersucherhöhen mit entsprechendem Körperteil

In jeder der 9 Standardpositionen wurden je 3 Messungen in den 5 verschiedenen Körperhöhen durchgeführt, wodurch sich eine Gesamtzahl für diese Versuchsreihe von 135 ergibt.

3.11.4. Versuchsanordnung 4: Strahler-Detektor-Abstand

Der Strahler-Detektor-Abstand, der in den vorherigen Versuchsreihen konstant bei 110 cm gehalten wurde, wurde nun zwischen 100 cm und 120 cm über die 9 definierten Standardpositionen einer Koronarangiographie variiert. Nicht in allen Positionen konnte ein Strahler-Detektor-Abstand von 100 cm erreicht werden, da dies in extremen Angulationen aus geometrischen Gründen nicht möglich war. Die folgende Tabelle zeigt die untersuchten Abstände bezogen auf die jeweilige Position.

Standardposition	untersuchter Strahler-Detektor-Abstand in cm				
0 LAO / 0 CRA	100	105	110	115	120
45 LAO / 0 CRA		105	110	115	120
60 LAO / 0 CRA		105	110	115	120
90 LAO / 0 CRA		105	110	115	120
30 RAO / 0 CRA	100	105	110	115	120
45 RAO / 0 CAU		105	110	115	120
10 RAO / 20 CRA		105	110	115	120
10 RAO / 20 CAU		105	110	115	120
50 LAO / 25 CAU			110	115	120

Tabelle 5: untersuchte Strahler-Detektor-Abstände in Abhängigkeit der Position

Somit konnten in 2 der 9 Positionen Daten für alle 5 verschiedenen Strahler-Detektor-Abstände erhoben werden, in weiteren 6 Positionen Daten für 4 verschiedene Abstände und in einer Position Daten für nur 3 verschiedene Abstände. Unter Berücksichtigung der je 3 durchgeführten Messungen pro Position und Abstand ergibt sich eine Gesamtzahl von 111.

3.11.5. Versuchsanordnung 5: Vergrößerungsfaktoren

Beim dem verwendeten Artis Zee Gerät besteht die Möglichkeit zwischen sechs verschiedenen Vergrößerungsfaktoren zu wählen. Diese Faktoren werden jeweils als Bilddiagonale in Zentimeter angegeben. Bei den bisherigen Messungen wurde stets die 16 cm-Vergrößerung gewählt, da sie eine der typischen Koronareinstellungen darstellt. Nun wurde die Vergrößerung in allen sechs Stufen variiert, während die Rahmenbedingungen möglichst gleich bleiben sollten, um eine verlässliche Aussage über den Einfluss der Vergrößerung auf die Strahlenbelastung treffen zu können.

Die 6 Vergrößerungsstufen und deren Verwendung im klinischen Alltag sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

Zoom-Faktor	klinische Anwendung
48 cm	grobe orientierende Übersicht über das Herz
42 cm	orientierende Übersicht über das Herz
32 cm	linksventrikuläre Darstellung
22 cm	Koronararteriendarstellung
16 cm	Koronararteriendarstellung (mittlere Vergrößerung)
11 cm	starke Koronararterienvergrößerung

Tabelle 6: Zoom-Faktoren und deren Verwendung im klinischen Alltag

Ob für die erste orientierende Übersicht die 48 cm- oder die 42 cm-Bilddiagonale verwendet wird, hängt ebenso von der Vorliebe des jeweiligen Untersuchers ab wie die Wahl zwischen der 22 cm- und der 16 cm-Vergrößerung für die Koronararteriendarstellung. Hierfür gibt es keine festgelegten Normen.

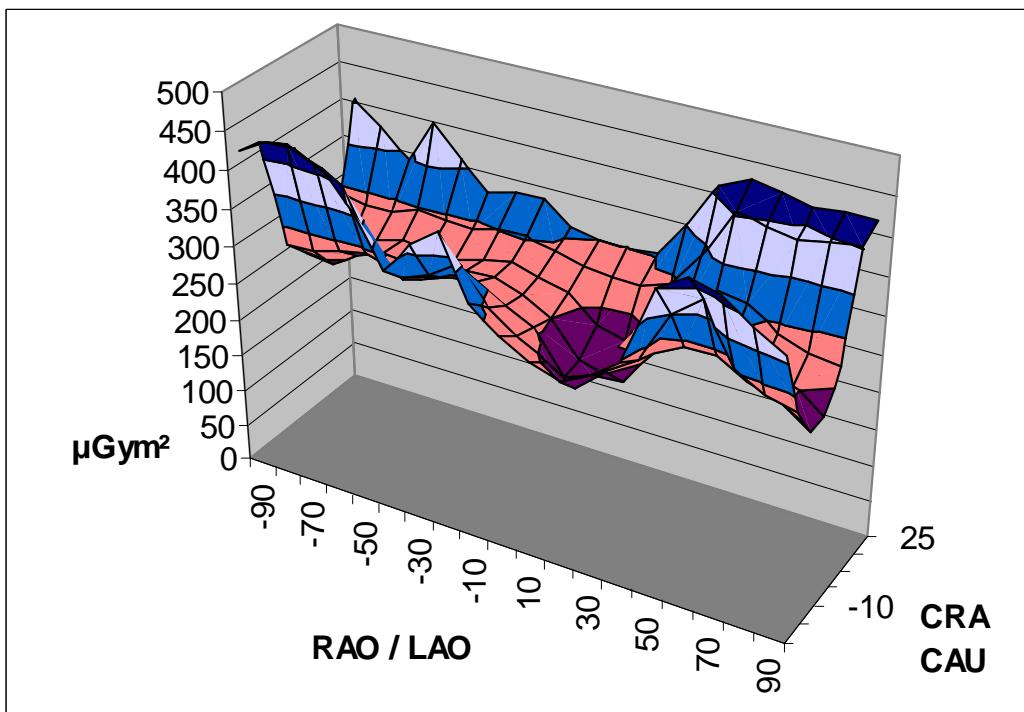
Gemessen wurde wiederum in den 9 Standardpositionen einer Koronarangiographie mit einer Messzahl von 3 Messungen pro Einstellung, womit sich die Gesamtzahl auf 162 belief.

4. Ergebnisse

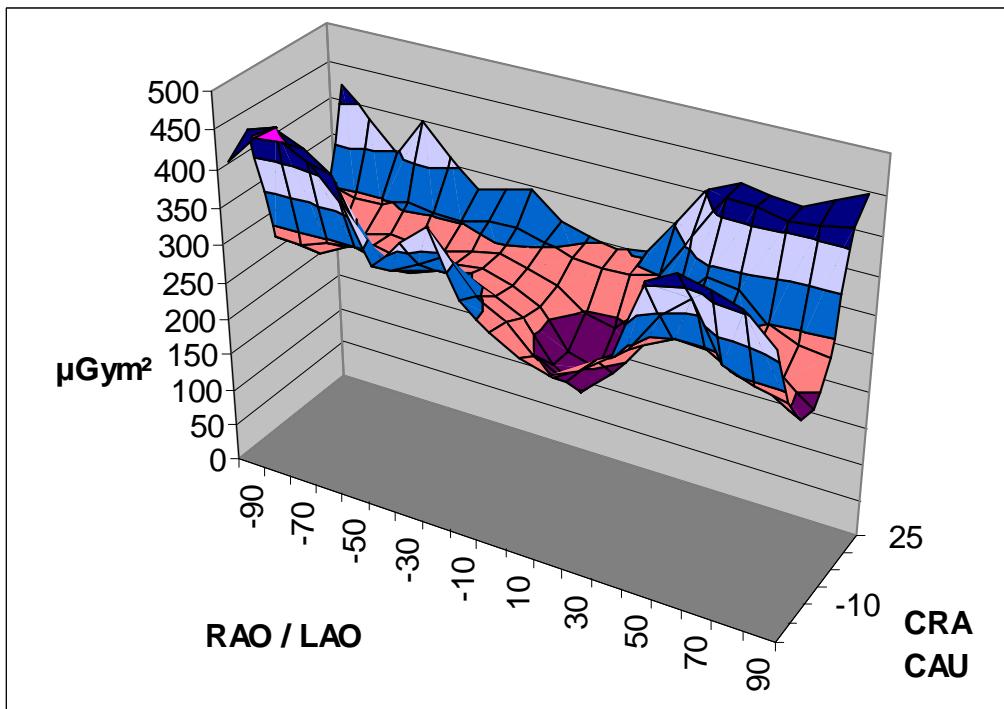
4.1. Streustrahlung in Abhängigkeit verschiedener Angulationen

Der vorliegende Versuchsaufbau beschäftigte sich mit der Auswirkung von Angulation und Rotation auf die Streustrahlenbelastung und untersuchte diese sowohl ohne Strahlenschutz als auch mit Ober- und Unterkörperstrahlenschutz. Es wurde in allen 133 Positionen in 10° Grad Schritten von 90 LAO bis 90 RAO und von 25 CRA bis 25 CAU die Streustrahlung jeweils ohne Strahlenschutz und mit Strahlenschutz gemessen. In jeder Position wurden je 3 Messungen durchgeführt und hieraus wurde der Mittelwert gebildet, woraus sich eine Gesamtzahl von 798 ergibt.

Betrachtet man zunächst den Verlauf des Dosisflächenprodukts bezogen auf alle Positionen, so ergibt sich grafisch beim Vergleich zwischen den Messungen ohne Strahlenschutz und jenen mit Strahlenschutz folgendes Bild.



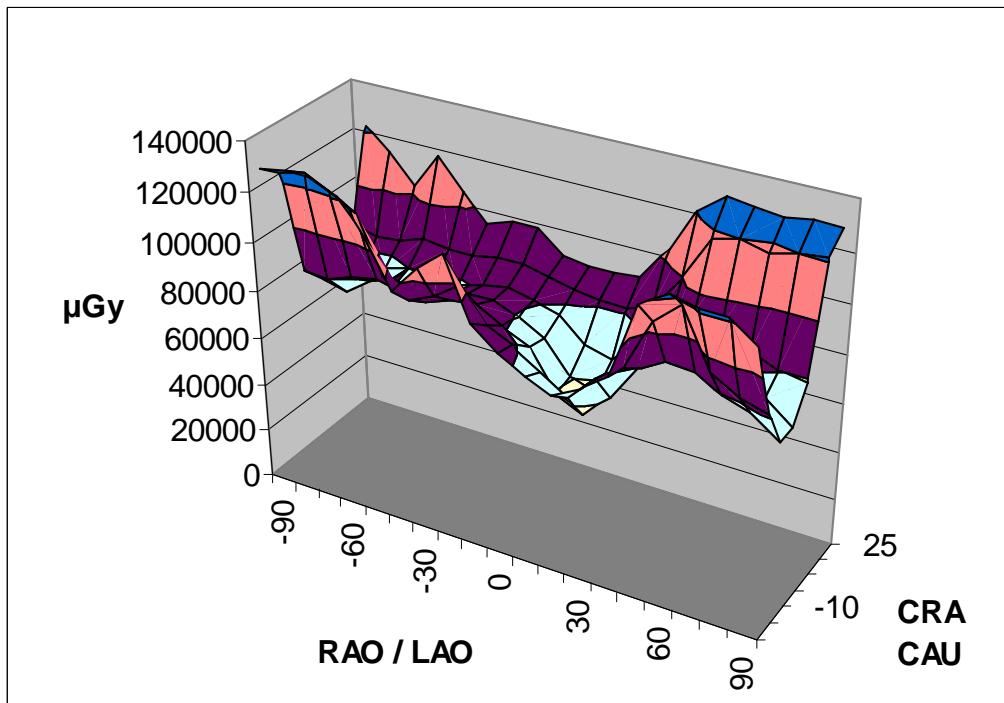
Grafik 1: Verlauf des DAPs [μGym^2] ohne Strahlenschutz



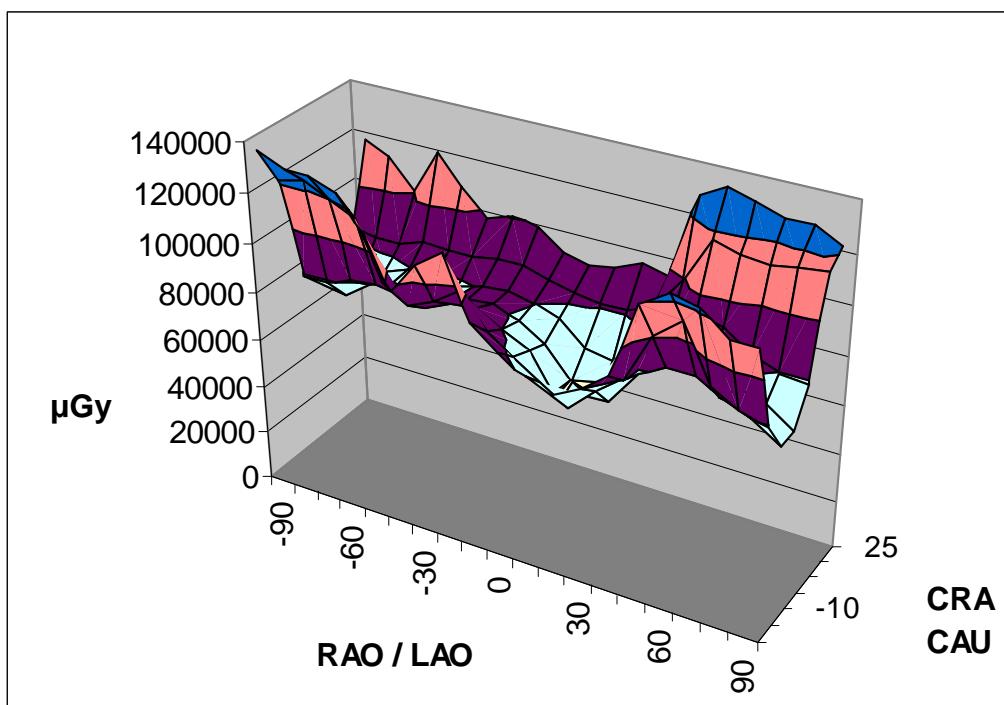
Grafik 2: Verlauf des DAPs [μGym^2] mit Strahlenschutz

Hieran kann man zum einen erkennen, dass das DAP ausgehend von der $0^\circ/0^\circ$ -Position sowohl nach RAO als auch nach LAO leicht ansteigt, wobei der Anstieg in den extrem angulierten Positionen größer ist und hier in den LAO-Positionen stärker als in den RAO-Positionen. Zum anderen konnte dargestellt werden, dass die Verwendung eines Strahlenschutzes keinen Einfluss auf die absoluten Messwerte des DAPs hat und auch der Verlauf des DAPs bezogen auf die Angulationen durch den Einsatz des Strahlenschutzes nicht wesentlich beeinflusst wird.

Bezüglich der Patientendosis ist ein ganz ähnlicher Verlauf zu erkennen.



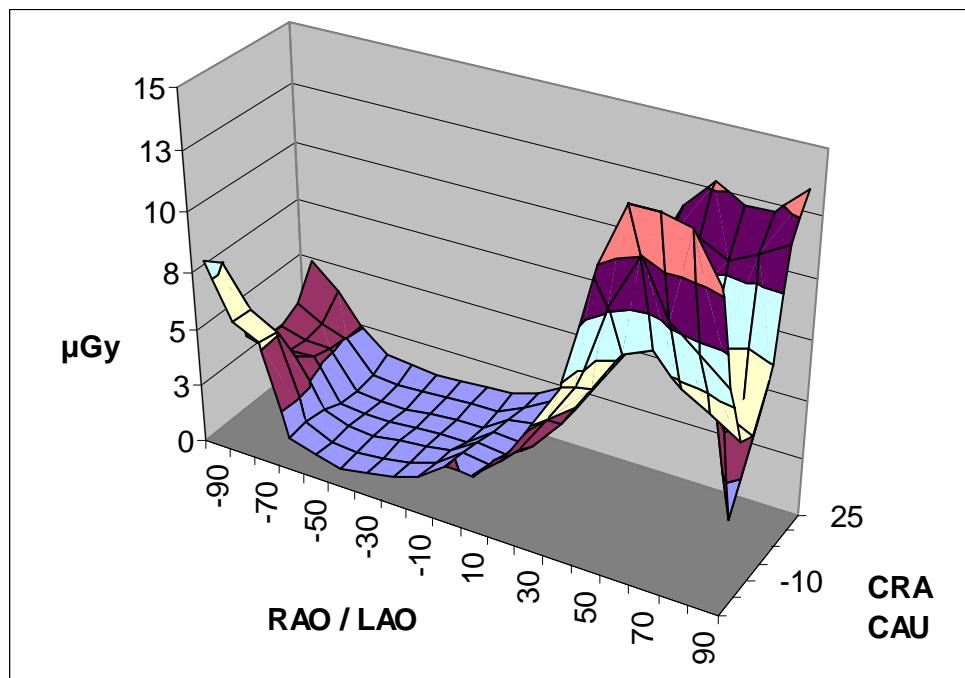
Grafik 3: Verlauf der Patientendosis [μGy] ohne Strahlenschutz



Grafik 4: Verlauf der Patientendosis [μGy] mit Strahlenschutz

Auch hier zeigt sich, dass kein signifikanter Unterschied bezüglich der Patientendosis besteht, ob sie nun mit oder ohne Strahlenschutz gemessen wurde. Außerdem stellen sich einige Positionen als besonders strahlenintensiv dar. Dies sind vor allem die LAO-Projektionen, besonders wenn sie extrem anguliert sind, wie beispielsweise in den oben dunkelblau dargestellten Positionen 60-90 LAO / 20-25 CRA.

Betrachtet man nun den Verlauf der Streustrahlendosis, wie er ohne die Verwendung eines Strahlenschutzes gemessen wurde, stellt er sich wie folgt dar.

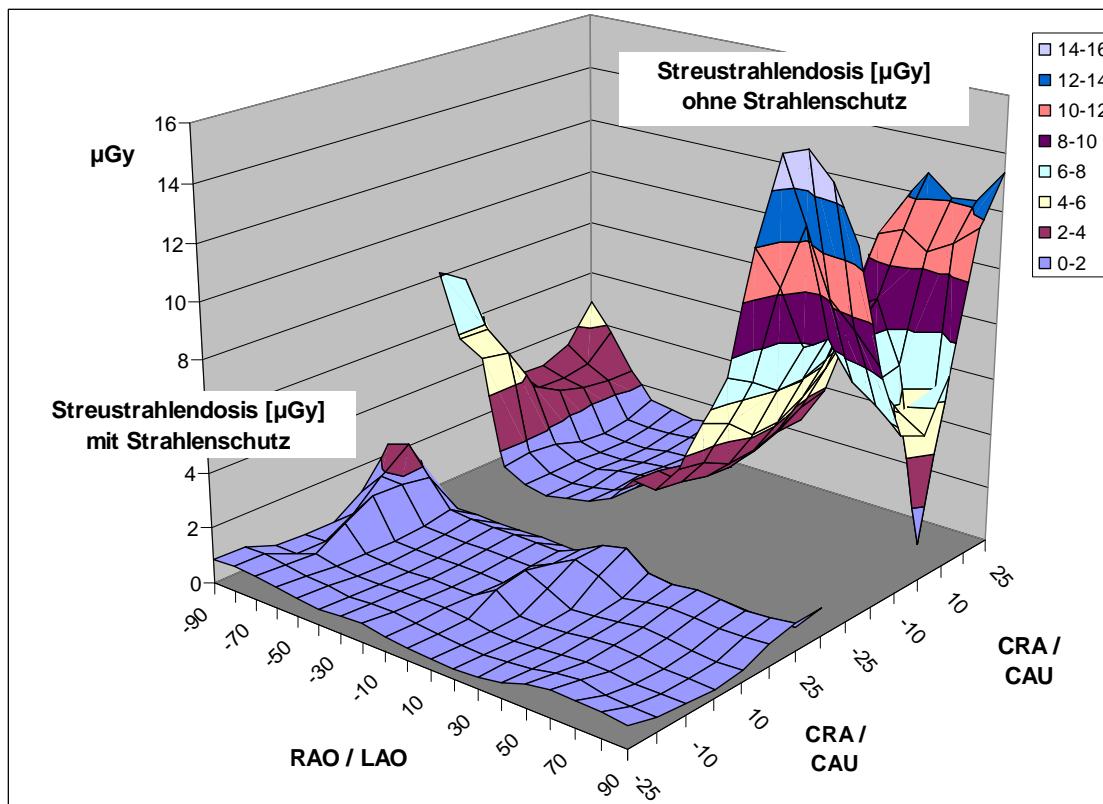


Grafik 5: Verlauf der Streustrahlendosis [μGy] ohne Strahlenschutz

Die Grafik macht deutlich, dass für den Untersucher die RAO-Positionen wenig strahlenintensiv sind. Auch wenn diese Positionen extrem anguliert sind, nimmt die Streustrahlendosis nur leicht zu. Erst ab einer RAO-Position von 80° - 90° kann man einen etwas stärkeren Anstieg der Streustrahlung feststellen, welcher vor allem bei extremer caudaler Angulation ausgeprägt ist und hier Maximalwerte von circa $8\mu\text{Gy}$ erreicht. Bei den LAO-Positionen dagegen, steigt die

Streustrahlendosis bereits ab einer LAO-Projektion von circa 30° kontinuierlich an. Ab 60-70°LAO können Maximalwerte von fast 16 μ Gy gemessen werden. Diese Werte sind besonders hoch, wenn die Röhre gleichzeitig nach cranial oder caudal anguliert ist, wobei dies nach caudal noch stärker ausgeprägt ist als nach cranial. Dies ist besonders auffällig, da man im Vergleich hierzu bei DAP und Patientendosis gesehen hat, dass diese nach RAO und LAO nahezu gleich stark zunehmen und dass hier die cranialen LAO-Angulationen eine höhere Dosis bewirken, wohingegen es bezogen auf die Streustrahlendosis die caudalen LAO-Angulationen sind, in denen Spitzenwerte erreicht werden. Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die strahlenintensivsten Positionen für den Untersucher, der keinen Strahlenschutz verwendet, die extrem nach caudal angulierten LAO-Positionen sind, wohingegen er in den RAO-Positionen auch bei starker Angulation nur halb so hohen Streustrahlendosen ausgesetzt ist.

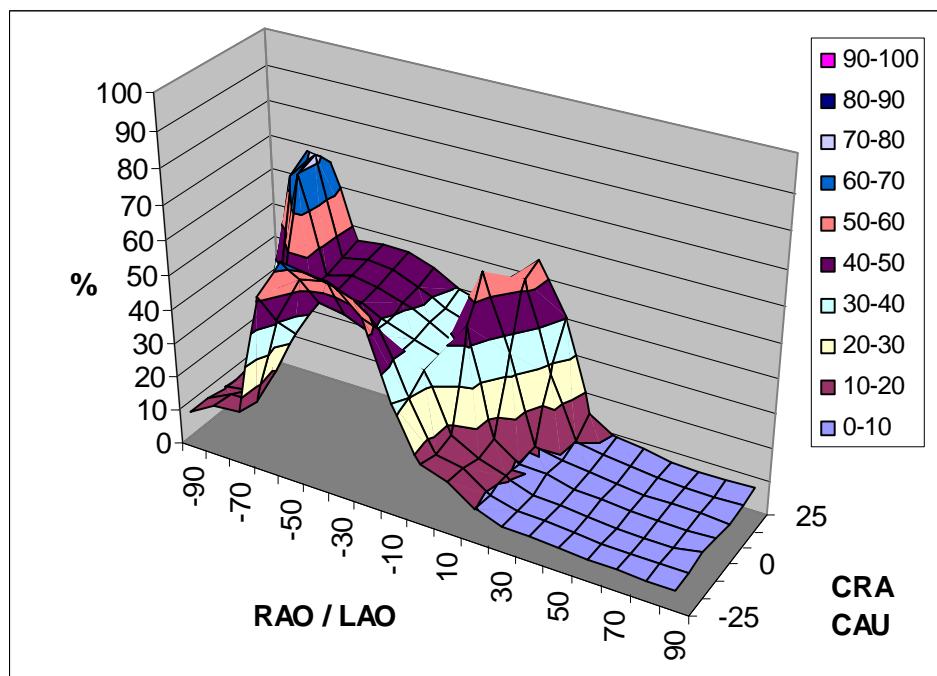
Wenn der Untersucher nun einen Ober- und Unterkörperstrahlenschutz verwendet, lässt sich die Streustrahlenbelastung signifikant um durchschnittlich 74,5% reduzieren. Die Streustrahlendosis kann damit auf 25,5% der ursprünglichen Dosis gesenkt werden, wie es folgende Grafik veranschaulichen soll.



Grafik 6: Vergleich der Streustrahlendosis [μGy] mit und ohne Strahlenschutz

Es wird deutlich, dass die Streustrahlendosis unter Verwendung eines Strahlenschutzes in nahezu allen Positionen zwischen 0 und 2 μGy liegt, wie es der blau markierte Bereich zeigt.

Die Streustrahlenreduktion liegt zwar im Mittel bei rund 75%, schwankt aber mit einer Bandbreite von 28-94% zwischen den verschiedenen untersuchten Positionen erheblich. Dies verdeutlicht der Verlauf der prozentualen Reststreustrahlung, wie er in nachstehender Grafik dargestellt ist.

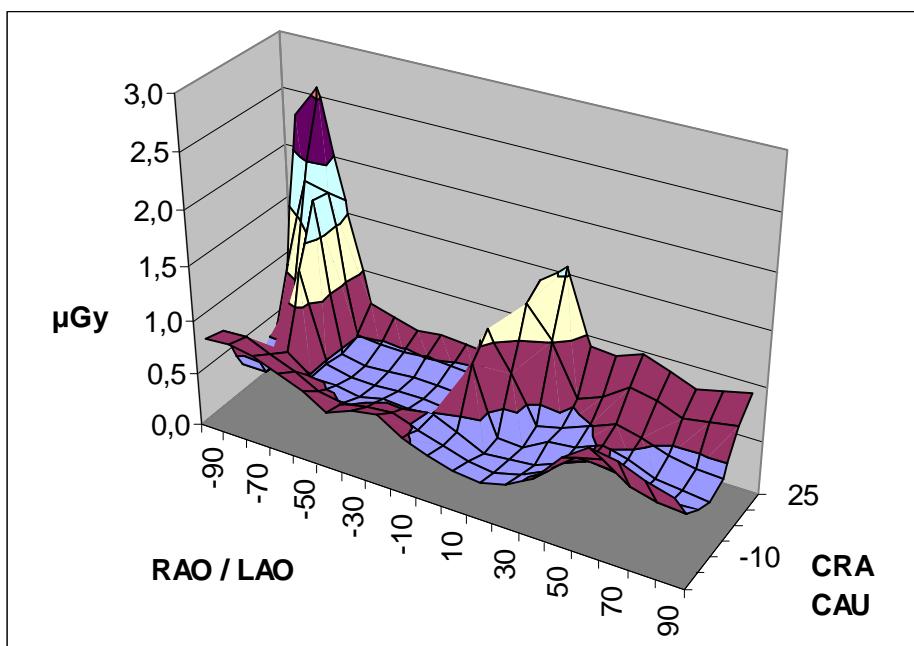


Grafik 7: Verteilung der prozentualen Reststreustrahlung [%]

Demnach ist die Reststreustrahlung am geringsten in den LAO-Projektionen. Hier liegt sie in nahezu allen Projektionen unter 10% der Ausgangsstrahlendosis, wie es die blau markierten Bereiche zeigen. Im Gegensatz hierzu liegt die restliche Streustrahlendosis in den RAO-Projektionen wesentlich höher. Prozentual kann in allen LAO-Projektionen (10° bis 90°) eine durchschnittliche Streustrahlenreduktion um 90% auf 10% der Ausgangsdosis durch Verwendung eines Strahlenschutzes erzielt werden, wohingegen in allen RAO-Projektionen (-10° bis -90°) nur eine prozentuale Streustrahlenreduktion um 61% auf 39% der ursprünglichen Strahlendosis erreicht werden kann. Besonders hoch ist die verbleibende Streustrahlung in RAO-Projektionen, die extrem cranial anguliert sind. So verbleiben beispielsweise in der Position $-70/20$ 72% der

Ausgangsdosis. Hier ist die Reduktion der Streustrahlung also mit nur 28% am geringsten.

Betrachtet man nun die absoluten Werte der Streustrahlendosis und deren Verlauf bezogen auf die untersuchten Positionen unter Verwendung des Ober- und Unterkörperstrahlenschutzes, stellt dieser sich folgendermaßen dar.



Grafik 8: Verlauf der Streustrahlendosis [μGy] mit Strahlenschutz

Im Vergleich zum Verlauf der Streustrahlendosis ohne Strahlenschutz wird deutlich, dass hier nicht die LAO-Projektionen am strahlenintensivsten sind, sondern extrem nach cranial angulierte RAO-Projektionen die höchsten Streustrahlenbelastungen aufweisen. Es wird hieran deutlich, dass der Ober- und Unterkörperstrahlenschutz gut dazu geeignet ist, die hohen Streustrahlenbelastungen in extrem angulierten LAO-Projektionen abzufangen, aber in den RAO-Angulationen wenig effektiv ist und dass sich damit unter Verwendung eines Strahlenschutzes, wie es heute Standard in Herzkatheterlaboren ist, ein völlig anderer Verlauf der Strahlenbelastung für den Untersucher ergibt.

Einen übersichtlichen Vergleich der Streustrahlenbelastung in allen Positionen sollen auch folgende Tabellen liefern. Auch hier wird deutlich, dass der Strahlenschutz gut dazu geeignet ist, die hier dunkelrot und rot markierten Bereiche mit hoher Strahlenbelastung in den LAO-Positionen abzuschirmen.

	-90	-80	-70	-60	-50	-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90
25	4,8	3,8	2,4	1,5	1,3	1,2	1,4	1,4	1,5	1,9	2,5	3,9	6,5	9,2	11,5	12,8	12,1	12,2	13,3
20	3,5	2,9	2,5	1,1	1,1	1,1	1,2	1,3	1,3	1,8	2,4	3,6	5,4	7,5	10,7	11,1	10,5	11,0	11,8
10	3,0	2,7	2,6	1,0	0,9	0,9	1,1	1,1	1,2	1,9	2,1	3,2	4,7	6,3	8,5	9,0	6,8	6,6	6,9
0	3,0	2,8	2,9	1,1	0,9	0,9	1,1	1,2	1,2	2,0	2,0	2,9	4,2	6,0	7,7	8,0	6,6	5,8	5,2
-10	3,7	3,4	3,5	1,4	1,0	1,0	1,2	1,3	1,4	2,2	2,1	2,8	4,1	6,0	7,8	8,3	7,1	6,5	5,7
-20	7,5	5,8	5,2	1,6	1,0	0,9	1,0	1,2	1,6	2,5	2,3	3,3	5,0	6,7	10,3	12,6	10,3	9,5	8,5
-25	8,2	5,8	5,3	1,4	1,0	0,9	1,0	1,2	1,6	2,5	2,5	3,5	5,4	7,3	12,0	15,3	15,6	14,7	12,9

Strahlenbelastung in μGy 0-2 2-5 5-10 10-16

Tabelle 7: Streustrahlenbelastung [μGy] des Untersuchers ohne Strahlenschutz

	-90	-80	-70	-60	-50	-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90
25	2,4	2,6	1,7	0,7	0,6	0,6	0,6	0,6	0,9	1,4	1,6	0,9	0,9	1,0	0,9	0,8	0,9	1,0	
20	1,0	1,9	1,8	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,9	1,3	1,1	0,6	0,7	0,8	0,8	0,7	0,7	0,8	
10	0,3	0,9	1,9	0,5	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	1,1	0,8	0,4	0,4	0,5	0,6	0,6	0,5	0,4	0,4
0	0,3	0,4	1,3	0,5	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,9	0,3	0,3	0,3	0,4	0,5	0,5	0,4	0,4	0,3
-10	0,4	0,4	0,7	0,5	0,5	0,4	0,5	0,5	0,5	0,4	0,3	0,3	0,3	0,4	0,5	0,5	0,4	0,4	0,4
-20	0,8	0,9	0,8	0,7	0,6	0,5	0,6	0,6	0,5	0,4	0,3	0,3	0,4	0,5	0,7	0,7	0,6	0,5	0,5
-25	0,8	0,9	0,9	0,8	0,7	0,5	0,6	0,7	0,5	0,5	0,4	0,4	0,4	0,6	0,8	1,0	1,0	0,9	0,8

Strahlenbelastung in μGy 0-0,5 0,5-1 1-2 2-3

Tabelle 8: Streustrahlenbelastung [μGy] des Untersuchers mit Strahlenschutz

4.2. Streustrahlung in Abhängigkeit der Strahlenschutzmaßnahmen

Ziel dieses Versuchsaufbaus war es Möglichkeiten zu finden, um den Ober- und Unterkörperstrahlenschutz sinnvoll zu ergänzen und somit die Streustrahlenbelastung für den untersuchenden Arzt weiterhin signifikant zu reduzieren. Hierbei wurde oben genannte Strahlenschutzmaßnahmen 1-8 und deren mögliche Reduktion der Streustrahlung untersucht. Es müssen zwei verschiedene Versuchsanordnungen unterschieden werden, da die Messungen zur Strahlenschutzwirkung des größeren Oberkörperstrahlenschutzes

(Strahlenschutz 8) mit einer anderen Anlage in Rosenheim durchgeführt wurden und deshalb nicht mit den anderen Werten verglichen werden dürfen.

Bezüglich der Strahlenschutzmaßnahmen 1-7 wurden in 40 verschiedenen Positionen je 3 Messungen durchgeführt. Die Gesamtzahl belief sich somit auf 840, die Anzahl der statistisch relevanten Mittelwerte auf 280.

Die Strahlenschutzmaßnahmen 1,2 und 8 wurden in Rosenheim gesondert untersucht und verglichen, wobei in 38 verschiedenen Positionen jeweils dreimal die Streustrahlendosis gemessen wurde, woraus sich eine Messzahl von 114 pro Strahlenschutz, eine Gesamtzahl von 342 und eine Mittelwertsanzahl von 114 ergibt. Die Positionen 10RAO/20CAU und 50LAO/25CAU kamen dabei im Gegensatz zur Versuchsanordnung der Strahlenschutzmöglichkeiten 1-7 nicht zum Einsatz.

Für die Messungen der Strahlenschutzmaßen 1-7 wurde der herkömmliche Ober- und Unterkörperschutz um verschiedene zusätzliche Bleielemente ergänzt. Hierbei kamen eine Bleidecke, die sowohl auf dem Patienten cranial und caudal der Punktionsstelle als auch unter dem Patienten platziert wurde, ein Rad Pad Protection Shield und eine zugeschnittene Bleilamelle zum Einsatz.

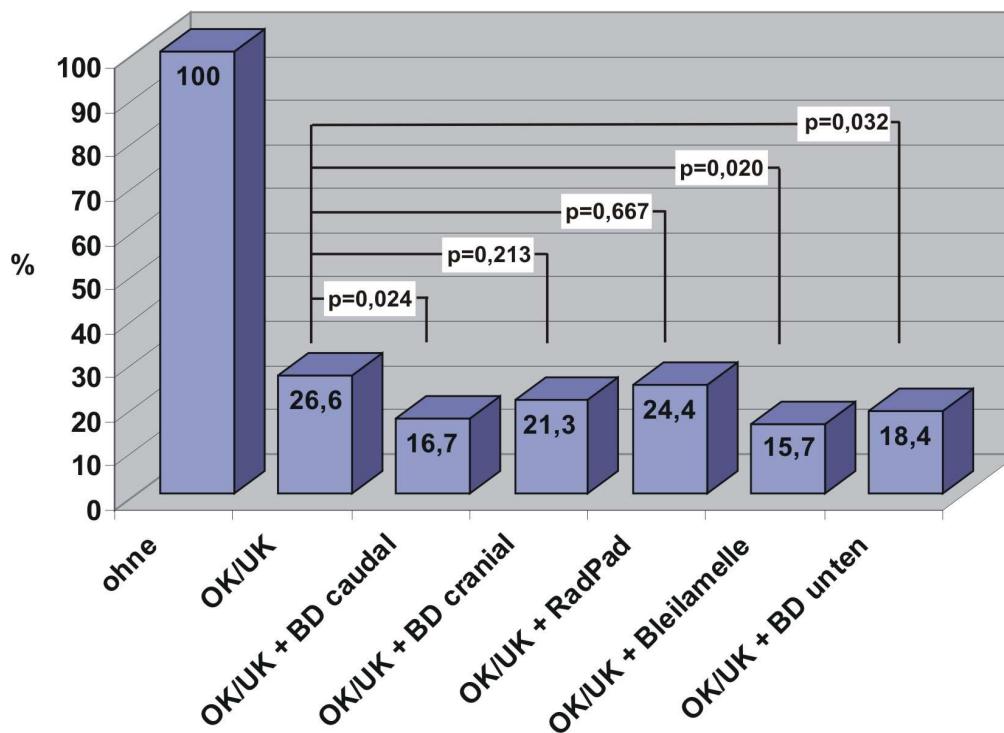
Die automatisch regulierten gerätetechnischen Parameter sind aus folgender Tabelle gemittelt über alle 280 Messungen ersichtlich.

	Mittelwert	STD	Minimum	Maximum
Spannung (kV)	89,88	6,058	81	109
Stromstärke (mA)	385,53	30,03	303,33	433,33
Impulsdauer (ms)	7,21	0,95	6,6	9,3

Tabelle 9: Übersicht über die automatisch regulierten Geräteparameter

Zunächst konnte auch in dieser Versuchsreihe eine signifikante Dosisreduktion durch Verwendung eines Ober- und Unterkörperstrahlenschutzes um 73,5% auf 26,6% der Streustrahlung erreicht werden, wie es der vorhergehenden Messreihe bezüglich der Angulationen weitestgehend entspricht. Die folgende Grafik spiegelt die prozentuale Reststreustrahlung wider, wie sie unter

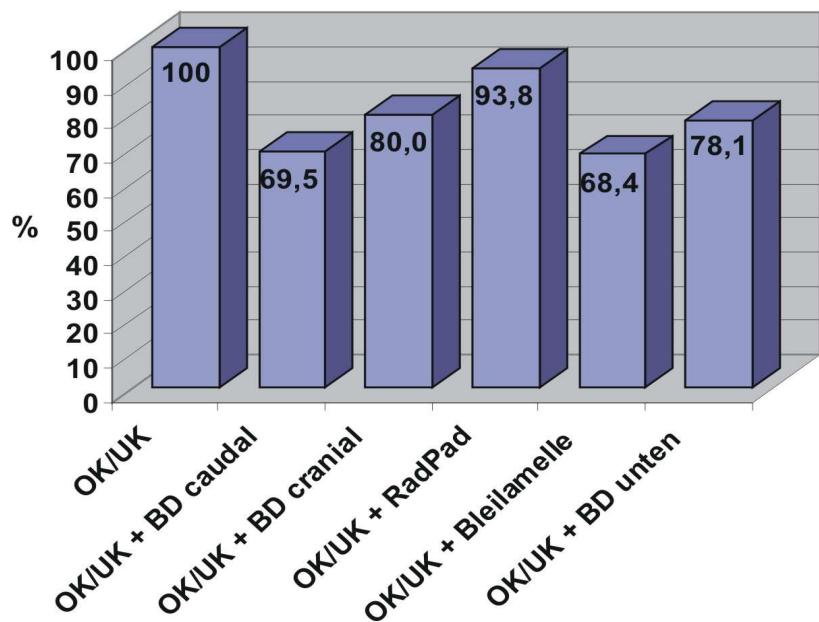
Verwendung der einzelnen zusätzlichen Strahlenschutzmaßnahmen gemessen wurde.



Grafik 9: prozentuale Reststreustrahlung im Vergleich zur Messung ohne Strahlenschutz

Alle angewandten Strahlenschutzmaßnahmen führten zu einer signifikanten Dosisreduktion ($p=0.014$) gegenüber der Messungen ohne Strahlenschutz, was zu erwarten war, da die Strahlenschutzmaßnahmen 3-7 ergänzende Maßnahmen zum Strahlenschutz 2 darstellen, der bereits alleine zu einer signifikanten Dosisreduktion führt. Interessant ist nun, welche der untersuchten zusätzlichen Strahlenschutzmaßnahmen, die Streustrahlenbelastung weiterhin signifikant reduzieren können. Insgesamt wurde durch alle zusätzlichen Maßnahmen die Streustrahlung reduziert, allerdings war diese Reduktion nicht bei jeder Maßnahme signifikant. So führte die Verwendung der Bleidecke, welche auf dem Patienten caudal der Punktionsstelle platziert wurde zu einer signifikanten Dosisreduktion ($p=0,024$), ebenso wie die Verwendung der

Bleilamelle, welche auf die Scheibe aufgeklebt wurde ($p=0,020$) und der Bleidecke, welche unter den Patienten gelegt wurde ($p=0,032$). Die höchste Streustrahlenreduktion erzielte hierbei die Bleilamelle, welche es in Kombination mit dem Ober- und Unterkörperstrahlenschutz ermöglicht 84,3% der Streustrahlung effektiv abzuschirmen. Durch die Bleidecke, die oberhalb des Patienten cranial der Scheibe platziert wurde ($p=0,213$) und durch das Rad Pad Protection Shield ($p=0,667$) konnte in unserer Versuchsreihe keine signifikante Dosisreduktion gegenüber des herkömmlichen Strahlenschutzes erzielt werden. Die Verteilung der prozentualen Reststreustrahlung im Vergleich zur Verwendung des Ober- und Unterkörperstrahlenschutzes alleine ist in folgender Grafik dargestellt.



Grafik 10: prozentuale Reststreustrahlung im Vergleich zur Messung mit Ober- und Unterkörperstrahlenschutz

Der zweite Teil dieser Versuchsreihe untersucht die Auswirkungen eines größeren Oberkörperschutzes. Dieser stand als Einzelanfertigung am Klinikum Rosenheim zur Verfügung, weshalb diese Versuche mit der dortigen Koronarangiographieanlage im Herzkatheterlabor durchgeführt wurden. Da die Herzkatheteranlagen aufgrund ihrer unterschiedlichen Systemeinstellungen und Charakteristika nicht exakt übereinstimmen, wurden die Absolutwerte der Messungen nicht direkt mit den Daten aus den ersten Messungen verglichen. Es erfolgten jeweils drei Messungen für jede der 38 zu untersuchenden Positionen zunächst ohne Strahlenschutzmaßnahmen (=1), dann mit Unterkörperschutz und dem Standard-Oberkörperschutz (=2) und anschließend mit Unterkörperschutz und der Sonderanfertigung des größeren Oberkörperstrahlenschutzes (=8).

Die folgende Tabelle bietet eine Übersicht über die Messwerte.

Strahlenschutz	1	2	8
DAP (μGym^2)	$56,47 \pm 10,91$	$55,85 \pm 10,78$	$55,37 \pm 10,71$
Streustrahlung (μGy)	$2,92 \pm 2,18$	$0,58 \pm 0,32$	$0,46 \pm 0,29$
Streustrahlung/DAP	$5,11 \pm 3,29$	$1,04 \pm 0,63$	$0,81 \pm 0,49$

Tabelle 10: Mittelwerte von DAP [μGym^2] und Streustrahlung [μGy] im Vergleich zwischen Strahlenschutz 1,2, und 8

Durch die Verwendung des Strahlenschutzes 2 konnte gegenüber dem fehlenden Strahlenschutz eine Streustrahlenreduktion von $68,37 \pm 22,01\%$ erreicht werden. Fand stattdessen der vergrößerte Oberkörperstrahlenschutz zusammen mit dem Unterkörperstrahlenschutz Anwendung, konnte die Dosis ebenfalls signifikant um $74,55 \pm 18,69\%$ gesenkt werden. Der direkte Vergleich zwischen Strahlenschutz 2 und 8 ergab eine zusätzlich Reduktion um im Mittel $18,82 \pm 16,95\%$, welche sich als statistisch signifikant erwies ($p<0,05$).

4.3. Streustrahlung in Abhängigkeit verschiedener Höhen

In den bisherigen Versuchsanordnungen wurde die Untersucherdosis jeweils auf einer Körperhöhe von 165 cm gemessen, wie es den Augen des Untersuchers entsprechen würde. Um einen Überblick über die Verteilung der Streustrahlung auf den Körper des Untersuchers zu erlangen, wurde nun die Ionisationskammer in ihrer Höhe zwischen 30 und 165 cm variiert. Die untersuchten Höhen und das jeweilige Körperteil für das sie stehen, sind der Versuchsanordnung 3 zu entnehmen

In jeder der 9 Standardpositionen wurden je 3 Messungen in den 5 verschiedenen Körperhöhen durchgeführt, wodurch sich eine Gesamtzahl für diese Versuchsreihe von 135 ergibt. Für die deskriptive Statistik wurde wiederum mit den jeweiligen Mittelwerten gearbeitet, woraus sich eine Zahl von 9 für jede Höhe und eine Gesamtzahl von 45 ergibt.

Der Mittelwert des DAP belief sich auf $286,34 \pm 41,91 \mu\text{Gym}^2$ und einem 95%-Konfidenzintervall von $273,75 \mu\text{Gym}^2$ bis $298,93 \mu\text{Gym}^2$. Die Werte des DAP für die einzelnen Höhen sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

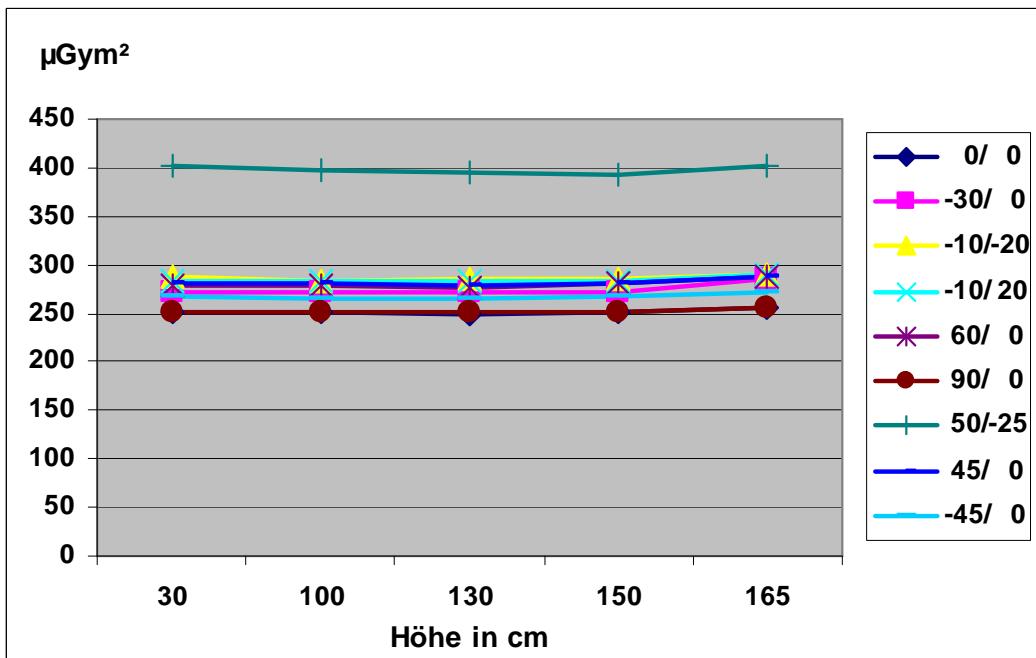
				95% -Konfidenzintervall	
Höhe in cm	n	Mittelwert	Standardabweichung	Untergrenze	Obergrenze
30	9	285,78	$\pm 45,75$	250,62	320,95
100	9	284,88	$\pm 43,82$	251,20	318,57
130	9	284,23	$\pm 43,72$	250,62	317,84
150	9	285,09	$\pm 42,60$	252,34	317,83
165	9	291,70	$\pm 43,35$	258,38	325,02
Gesamt	45	286,34	$\pm 41,91$	273,75	298,93

Tabelle 11: DAP [μGym^2] in Abhängigkeit der Untersucherhöhe

Da sich die Konfidenzintervalle der Mittelwerte jeweils überschneiden, besteht kein signifikanter Unterschied ($p=0,996$) zwischen den Werten des DAP in Abhängigkeit von der Höhe der Ionisationskammer. Dies war zu erwarten, da die Höhe, in der die Streustrahlung gemessen wird, keinen Einfluss auf die

applizierte Dosis haben sollte. Dies spiegelte sich auch im Levene-Varianzhomogenitätstest wider, der mit einer Signifikanz von 1,000 zeigt, dass die Varianz der Werte in allen 5 Gruppen gleich groß ist.

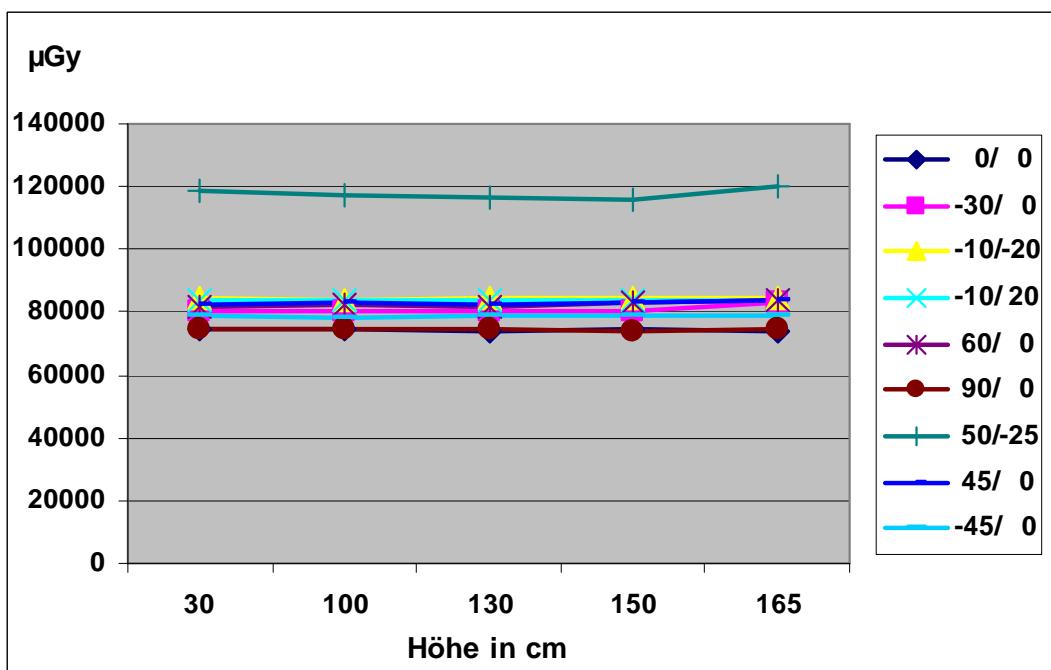
Die folgende Graphik soll dies visuell verdeutlichen.



Grafik 11: DAP [μGym^2] in Abhängigkeit der Messhöhe am Untersucher

Ebenso verhielt es sich mit der Patientendosis. Diese ließ gleichfalls keinen signifikanten Unterschied ($p=1,000$) bezogen auf die untersuchten Untersucherhöhen erkennen.

Der Mittelwert der Patientendosis betrug $84404,44 \pm 12497,55 \mu\text{Gy}$ mit einem 95%-Konfidenzintervall von 80649,77 bis 88159,12.



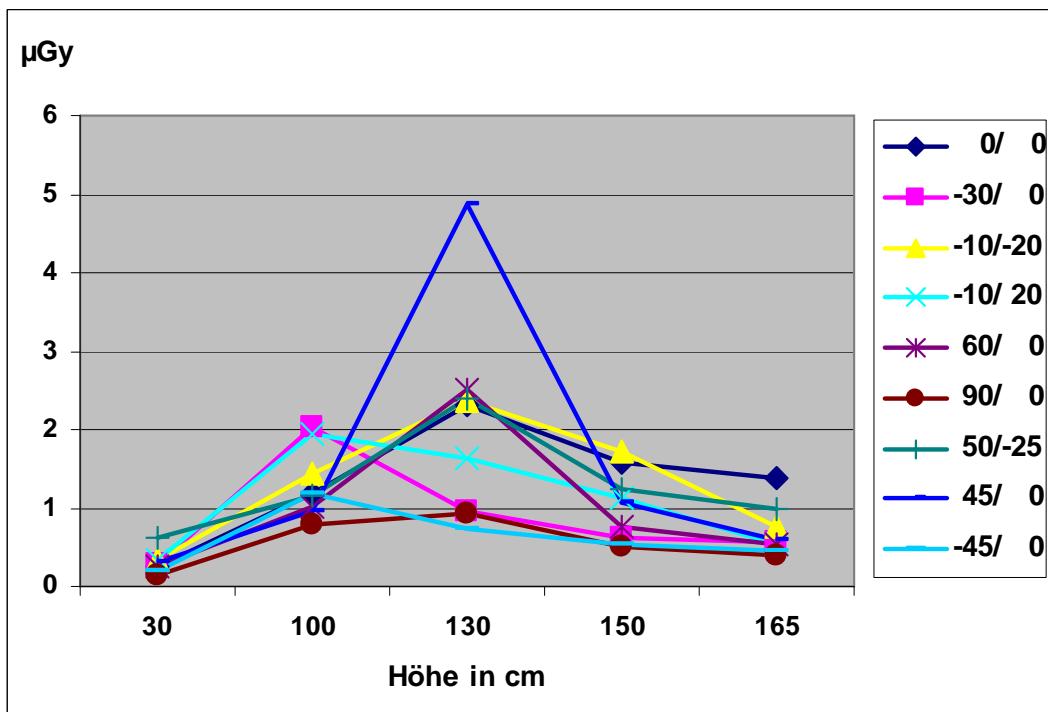
Grafik 12: Patientendosis [μGy] in Abhängigkeit der Messhöhe am Untersucher

Die Streustrahlendosis hingegen, die den Untersucher in einer bestimmten Körperregion trifft, ist unterschiedlich, je nachdem in welcher Höhe sie gemessen wird. Die jeweiligen Mittelwerte sind in folgender Tabelle aufgelistet.

				95% -Konfidenzintervall	
Höhe in cm	n	Mittelwert	Standardabweichung	Untergrenze	Obergrenze
30	9	0,30	$\pm 0,13$	0,20	0,40
100	9	1,30	$\pm 0,43$	0,97	1,63
130	9	2,08	$\pm 1,27$	1,10	3,05
150	9	1,02	$\pm 0,45$	0,67	1,36
165	9	0,68	$\pm 0,32$	0,44	0,93
Gesamt	45	1,07	$\pm 0,87$	0,81	1,34

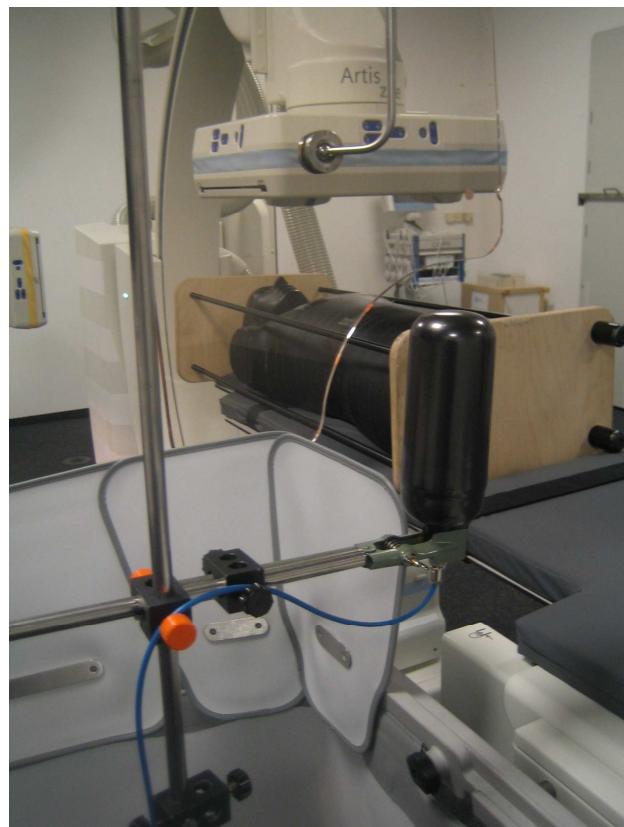
Tabelle 12: Streustrahlendosis [μGy] in Abhängigkeit der Messhöhe am Untersucher

Die Werte der Streustrahlendosis unterscheiden sich signifikant voneinander ($p=0,000$) in Abhängigkeit der Höhe, in der gemessen wurde. Dies wird ebenfalls mit dem Levene-Varianzhomogenitätstest bewiesen, der mit einer Signifikanz von 0,002 die Inhomogenität der Werte bezogen auf die untersuchten Höhen belegt. Die Streustrahlung ist mit einem 95%-Konfidenzintervall von 0,20-0,40 μGy in 30 cm Höhe am niedrigsten und unterscheidet sich hier signifikant von der Streustrahlung, wie sie in allen anderen untersuchten Höhen gemessen wurde. Weiterhin niedrig ist die Streustrahlung in einer Höhe von 165 cm und unterscheidet sich signifikant mit einem 95%-Konfidenzintervall von 0,44-0,93 μGy von der Streustrahlung wie sie in 100 cm und 130 cm Höhe gemessen wurde. In diesen beiden Höhen wurde die höchste Streustrahlung gemessen. Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Höhen. Dennoch erreicht die Streustrahlung in einer Höhe von 130 cm weitaus höhere Werte mit einem Maximum von 4,89 μGy , wie es auch in folgender Grafik dargestellt ist.

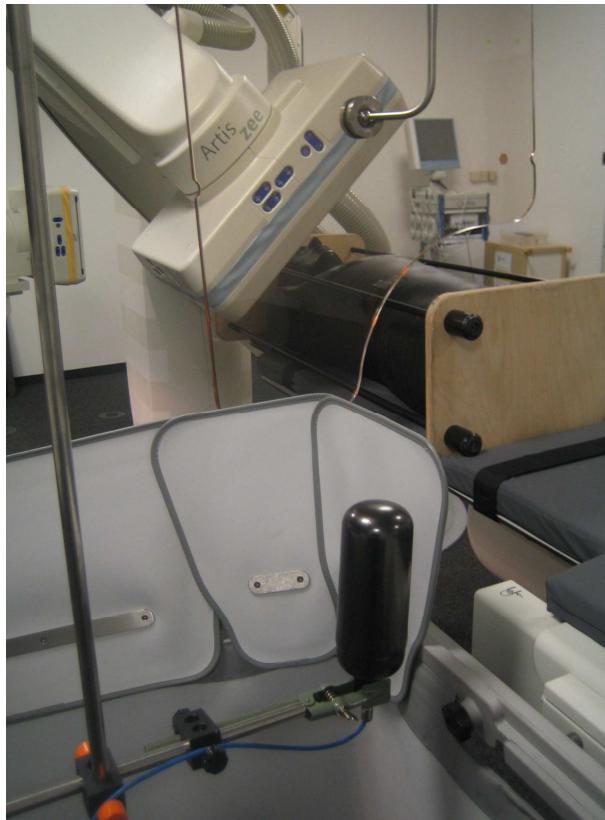


Grafik 13: Streustrahlung [μGy] in Abhängigkeit der Messhöhe am Untersucher

In fast allen Positionen lässt sich die höchste Streustrahlendosis in einer Höhe von 130 cm messen, wie es dem Thorax des Untersuchers entsprechen würde. Besonders hoch ist die Strahlenbelastung hier in der Projektion 45°LAO/0°CRA. Wenn man den Versuchsaufbau mit dem verwendeten Strahlenschutz genauer betrachtet, lässt sich der starke Anstieg in 130 cm Höhe sehr gut erklären. Hier zeigt sich nämlich eine Lücke zwischen der Bleiglasscheibe und dem am Tisch installierten Unterkörperstrahlenschutz, wodurch Streustrahlen an dieser Stelle vermehrt den Untersucher treffen können.



**Abbildung 16: Ionisationskammer in 130 cm
Messhöhe**



**Abbildung 17: Ionisationskammer in 100 cm
Messhöhe**

4.4. Streustrahlung in Abhängigkeit des Strahler-Detektor-Abstands

Der Strahler-Detektor-Abstand, der in den vorherigen Versuchsreihen konstant bei 110 cm gehalten wurde, wurde nun in 5cm-Schritten zwischen 100 und 120 cm über die 9 definierten Standardpositionen einer Koronarangiographie variiert. Die untersuchten Strahler-Detektor-Abstände in den jeweiligen Positionen sind der Versuchsanordnung 4 zu entnehmen. Unter Berücksichtigung der je 3 durchgeföhrten Messungen pro Position und Abstand ergibt sich eine Gesamtzahl von 111, sowie von 37 Mittelwerten.

Die Werte der deskriptiven Statistik des Dosisflächenprodukts sowie der Patientendosis sind folgenden Tabellen zu entnehmen.

				95% -Konfidenzintervall	
Abstand	n	Mittelwert	Standardabweichung	Untergrenze	Obergrenze
110	9	286,16	$\pm 43,98$	252,36	319,97
115	9	274,19	$\pm 42,96$	241,17	307,21
120	9	265,08	$\pm 42,68$	232,27	297,88
Gesamt	27	275,14	$\pm 42,44$	258,36	291,93

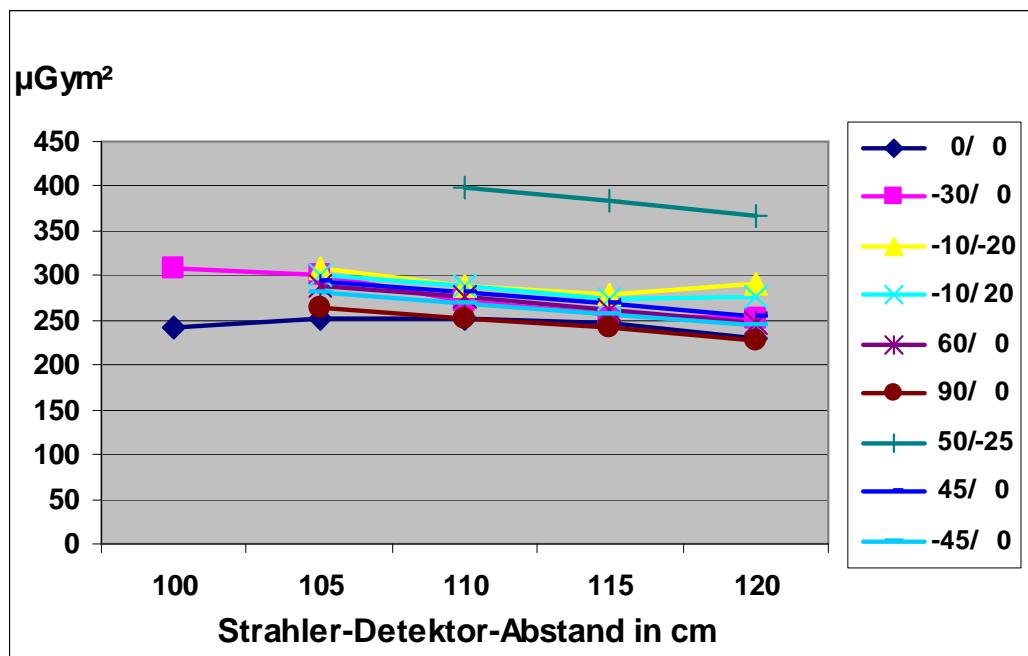
Tabelle 13: DAP [μGym^2] in Abhängigkeit des Strahler-Detektor-Abstands

				95% -Konfidenzintervall	
Abstand	n	Mittelwert	Standardabweichung	Untergrenze	Obergrenze
110	9	84774,07	$\pm 13775,80$	74185,06	95363,09
115	9	87603,70	$\pm 13904,82$	76915,51	98291,89
120	9	91811,11	$\pm 15135,63$	80176,84	103445,58
Gesamt	27	88062,96	$\pm 14037,48$	82509,92	93916,00

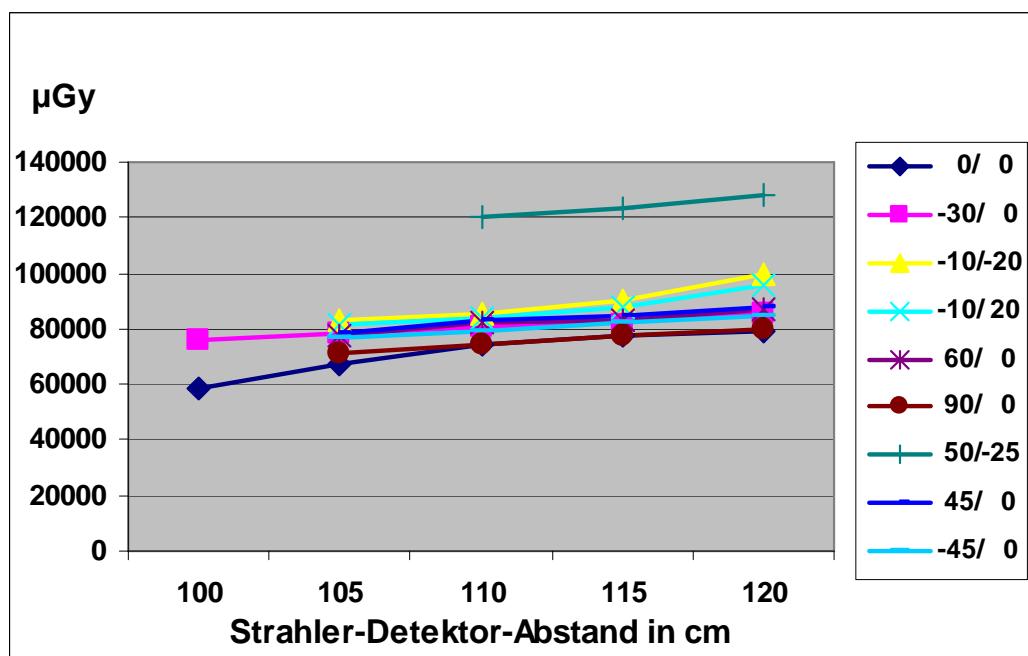
Tabelle 14: Patientendosis [μGy] in Abhängigkeit des Strahler-Detektor-Abstands

Anhand der Tabellen wird deutlich, dass weder bei der Messung des DAPs ($p=0,590$), noch bei der Messung der Patientendosis ($p=0,582$) ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den gemessenen Strahler-Detektor-Abständen besteht, auch wenn eine leichte Tendenz zu erkennen ist, dass das DAP mit zunehmendem Abstand sinkt, während die Patientendosis mit zunehmendem Abstand steigt.

Grafisch stellt sich der Verlauf von DAP und Patientendosis folgendermaßen dar.



Grafik 14: DAP [$\mu\text{Gy cm}^2$] in Abhängigkeit des Strahler-Detektor-Abstandes



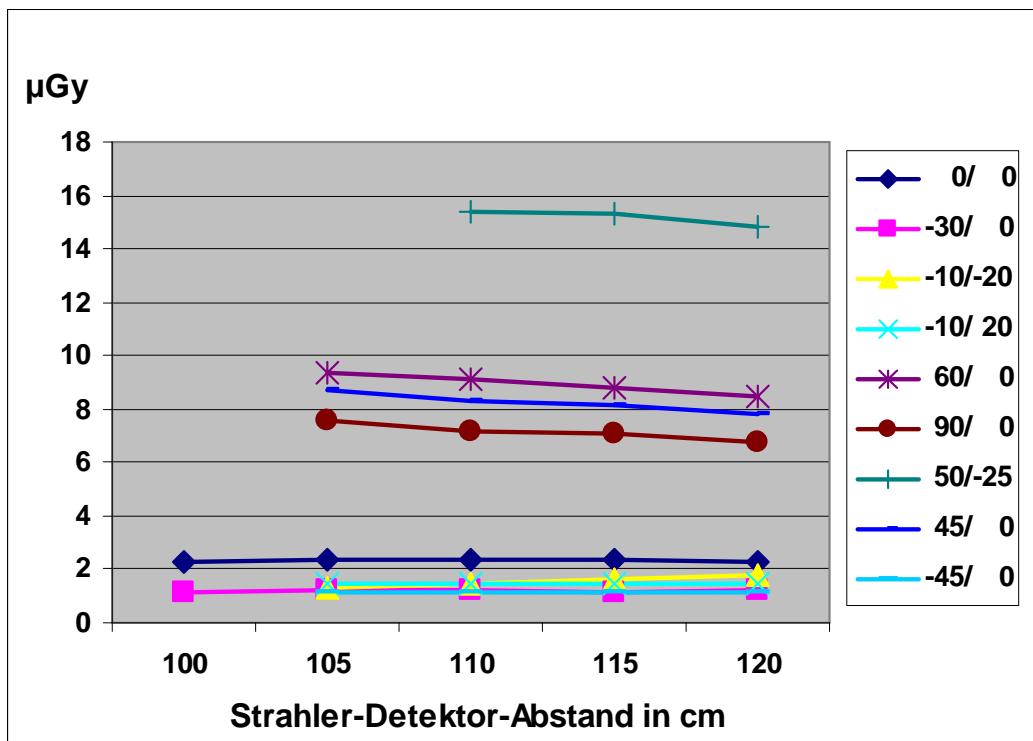
Grafik 15: Patientendosis [μGy] in Abhängigkeit des Strahler-Detektor-Abstandes

Betrachtet man die Verteilung der Streustrahlung ergeben sich folgende Werte der deskriptiven Statistik.

				95% -Konfidenzintervall	
Abstand	n	Mittelwert	Standardabweichung	Untergrenze	Obergrenze
110	9	5,30	± 5,03	1,43	9,16
115	9	5,23	± 4,93	1,44	9,03
120	9	5,64	± 4,78	1,96	9,33
Gesamt	27	5,39	± 4,73	3,52	7,26

Tabelle 15: Streustrahlung [μGy] in Abhängigkeit des Strahler-Detektor-Abstands

Auch hier besteht kein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,982$) zwischen den Werten der Streustrahlung, wie sie bei verschiedenen Strahler-Detektor-Abständen gemessen wurden. Dies wird in der nachstehend angeführten Grafik dargestellt.



Grafik 16: Streustrahlung [μGy] in Abhängigkeit des Strahler-Detektor-Abstandes

Die berechneten Mittelwerte der Streustrahlung bleiben unabhängig vom Abstand zwischen Strahler und Detektor nahezu konstant und anders als bei DAP und Patientendosis ist hier nicht einmal eine Tendenz in eine bestimmte Richtung (Abnahme oder Zunahme) in Abhängigkeit vom Abstand zu erkennen. Die hohe Standard-Abweichung kommt dadurch zustande, dass in den unterschiedlichen Positionen, in denen gemessen wurde, die Streustrahlenbelastung unterschiedlich hoch ist, wie es bereits unter 1 und 2 gezeigt wurde, und ist nicht durch die Strahler-Detektor-Abstände bedingt.

4.5. Streustrahlung in Abhängigkeit des Vergrößerungsfaktors

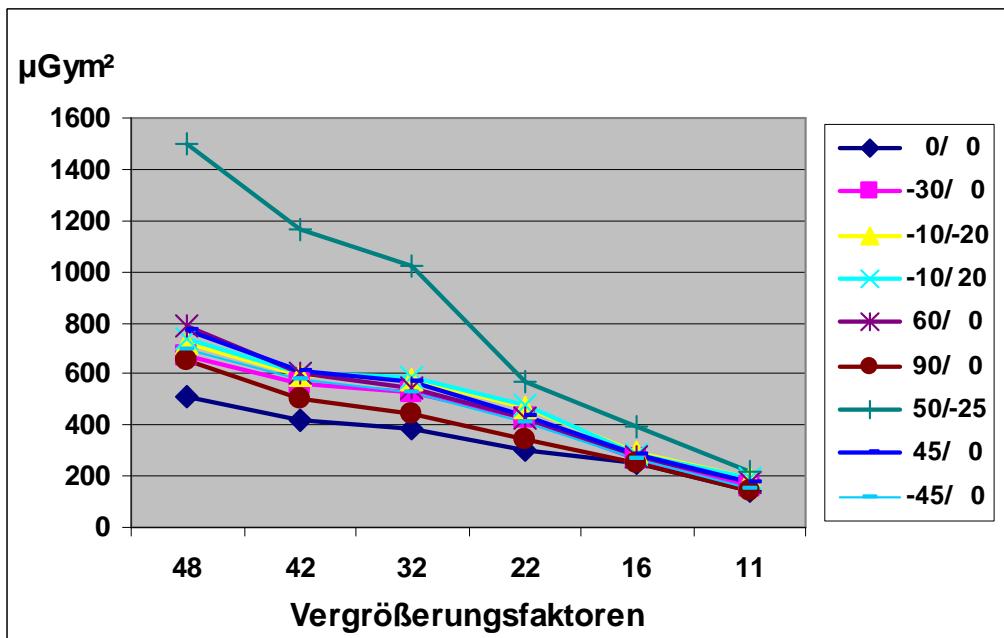
In der Versuchsanordnung 5 wurden nun die verschiedenen Vergrößerungsfaktoren, welche beim Artis Zee Gerät zur Verfügung stehen, verändert. Bei den bisherigen Messungen wurde stets die 16 cm-Vergrößerung gewählt, da sie eine der typischen Koronareinstellungen darstellt. Nun wurde die Vergrößerung in allen sechs Stufen wiederum in den 9 Standardpositionen einer Koronarangiographie mit einer Messzahl von 3 Messungen pro Einstellung variiert. Die Gesamtzahl belief sich auf 162. In die Auswertung wurden nur die Mittelwerte einbezogen (n=54).

Die Werte der deskriptiven Statistik für das Dosisflächenprodukt sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

				95% -Konfidenzintervall	
Vergrößerungsfaktor	n	Mittelwert	Standardabweichung	Unter grenze	Ober grenze
48	9	782,17	± 281,99	565,42	998,92
42	9	628,50	± 211,43	465,98	791,02
32	9	577,89	± 179,14	440,19	715,58
22	9	428,42	± 77,09	369,16	487,68
16	9	286,16	± 43,98	252,36	319,97
11	9	171,69	± 26,16	151,58	191,80
Gesamt	54	479,14	± 262,18	407,58	550,70

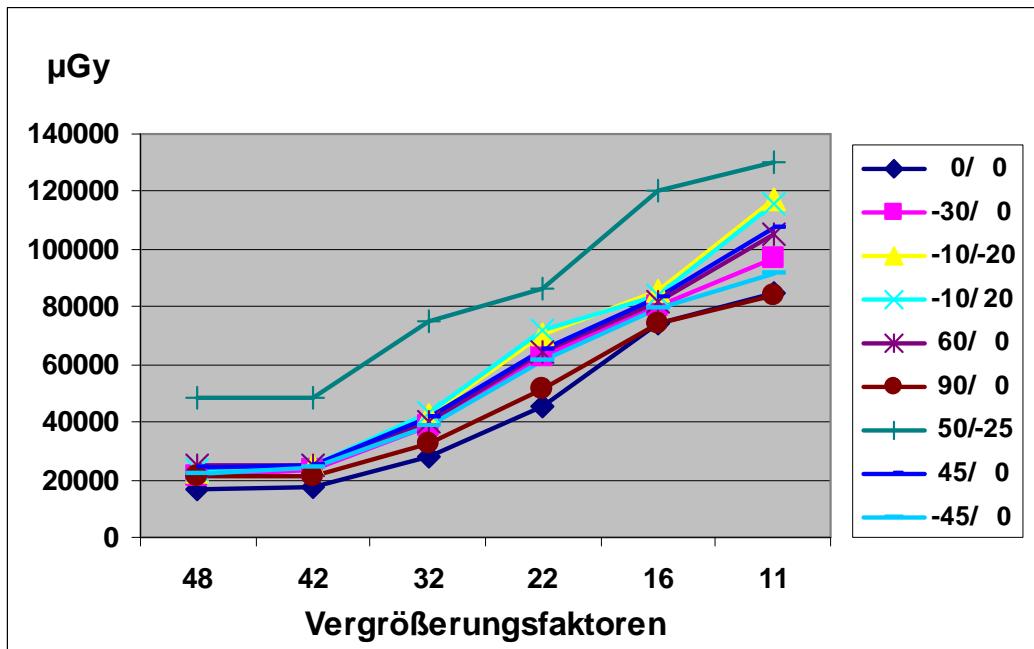
Tabelle 16: DAP [μGycm^2]in Abhängigkeit der Vergrößerungsfaktoren

Man kann der Tabelle entnehmen, dass es mit zunehmender Vergrößerung zu einem Abfall des DAP kommt, der insgesamt statistisch signifikant ist ($p=0,000$). Grafisch stellt sich dies folgendermaßen dar.



Grafik 17: DAP [μGycm^2] in Abhängigkeit der Vergrößerungsfaktoren

Betrachtet man nun den Verlauf der Patientendosis, so verhält sich diese genau umgekehrt.



Grafik 18: Patientendosis [μGy] in Abhängigkeit der Vergrößerungsfaktoren

Vergrößerungs faktor	n	Mittel Wert	Standard abweichung	95% -Konfidenzintervall	
				Unter grenze	Ober grenze
48	9	24992,59	± 9084,14	18009,90	31975,28
42	9	26103,70	± 8885,00	19274,09	32933,32
32	9	42162,96	± 13149,75	32055,17	52270,76
22	9	64355,56	± 11606,48	55434,03	73277,08
16	9	84774,07	± 13775,80	74185,06	95363,09
11	9	103774,07	± 15812,79	91619,29	115928,86
Gesamt	54	57693,83	± 31966,33	48968,70	66418,96

Tabelle 17: Patientendosis [μGy] in Abhängigkeit der Vergrößerungsfaktoren

Der Anstieg der Patientendosis mit zunehmender Vergrößerung ist ebenfalls statistisch signifikant ($p=0,000$) bezogen auf alle Positionen und Vergrößerungsfaktoren.

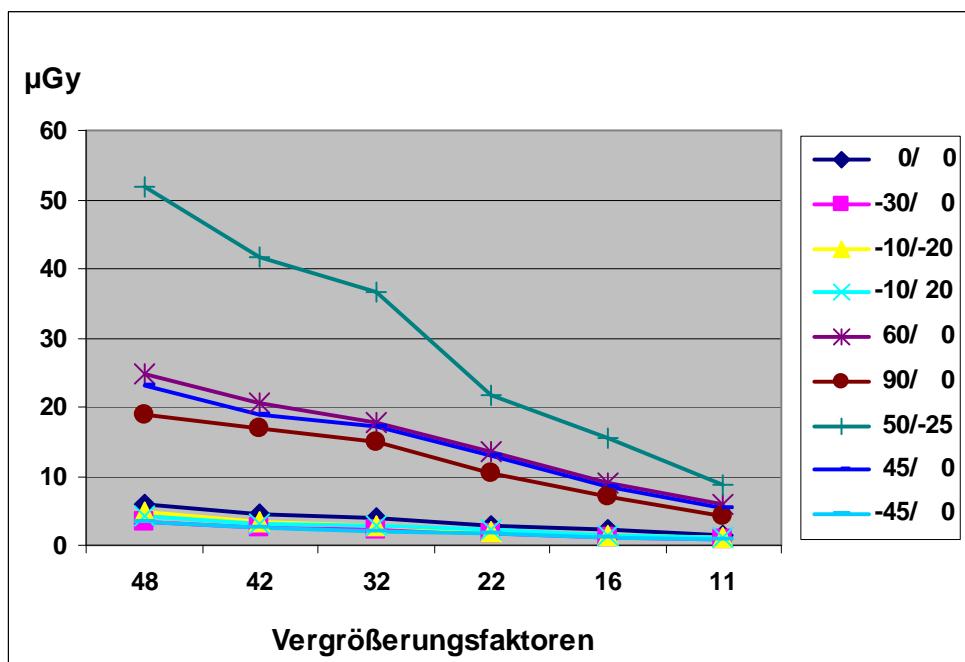
Sowohl beim DAP als auch bei der Patientendosis lässt sich feststellen, dass der Unterschied für die stärkeren Vergrößerungen (11; 16; 22) signifikant ist, während er für die schwächeren (32; 42; 48) nicht signifikant ist.

Die für den Untersucher wichtige Streustrahlendosis verhält sich ähnlich dem DAP und fällt mit zunehmender Vergrößerung.

Vergrößerungs faktor	n	Mittel Wert	Standard abweichung	95% -Konfidenzintervall	
				Unter grenze	Ober grenze
48	9	15,60	16,21	3,14	28,06
42	9	12,64	13,29	2,43	22,86
32	9	11,16	11,71	2,15	20,17
22	9	7,68	7,30	2,08	13,29
16	9	5,30	5,03	1,43	9,16
11	9	3,26	2,93	1,00	5,51
Gesamt	54	9,27	10,90	6,30	12,25

Tabelle 18: Streustrahlendosis [μGy] in Abhängigkeit der Vergrößerungsfaktoren

Der Unterschied der Streustrahlung in Abhängigkeit des Vergrößerungsfaktors ist hierbei nicht statistisch signifikant ($p=0,135$). Es lässt sich zwar eine Tendenz erkennen, dass die Streustrahlendosis mit zunehmender Vergrößerung abnimmt, allerdings ist das 95%-Konfidenzintervall jeweils sehr groß, weshalb sich keine statistisch signifikante Aussage treffen lässt. Das liegt wohl daran, dass der Einfluss des Vergrößerungsfaktors je nach untersuchter Position sehr stark schwankt, wie man der folgenden Grafik entnehmen kann.



Grafik 19: Streustrahlung [μGy] in Abhängigkeit der Vergrößerungsfaktoren

5. Diskussion

Angesichts der weiteren Zunahme von Herzkatheteruntersuchungen innerhalb der letzten Jahre und somit auch der Strahlenbelastung für Patient und Untersucher (4, 5, 6), war es unerlässlich, die Strahlenbelastung zu überwachen und Wege zu finden, diese sinnvoll zu reduzieren. Hierbei wurde zum einen auf den technischen Fortschritt wie beispielsweise die Anwendung digitaler Röntgentechnik (48, 49, 50) gesetzt. Zum anderen wurde aber auch deutlich, dass die Kenntnisse des Untersuchers über den Strahlenschutz eine herausragende Rolle spielen, da ihm selbst Möglichkeiten zur Verfügung stehen diese zu minimieren.

So zeigen Vaño et al (39) in ihrer 15-year-follow-up-Studie, wie in den Jahren 1989-2004 die Strahlenbelastung bei Herzkatheteruntersuchungen von durchschnittlich 10,2 mSv pro Jahr für den Untersucher, gemessen unter der Röntgenschürze, auf 1,2 mSv pro Jahr reduziert werden konnte. Sie schreiben diese zehnfache Reduktion der Strahlenbelastung besseren Schutzmechanismen und den häufigeren und besseren Schulungen in Strahlenschutzkunde zu. Besonders der Bleiglasscheibe, die erst seit 2000 standardmäßig bei den in dieser Studie verwendeten Geräten mitgeliefert wurde, schreiben sie einen erheblichen Nutzen zu. Allerdings stellten Vaño et al (40) bereits in einer früheren Studie zur Messung der Strahlenbelastung von medizinischem Personal, ebenso wie Tsapaki et al (55) fest, dass gerade die richtige Anwendung dieser Scheibe sehr schwierig ist, da die Position der Scheibe, sowohl von Untersucher zu Untersucher als auch individuell stark schwanken kann. Auch in den Untersuchungen dieser Arbeit wurde festgestellt, dass eine minimale Veränderung der Position der Strahlenschutzscheibe in manchen Angulationen enorme Auswirkungen auf den Messwert der Streustrahlung hat.

Folkerts et al (41) gaben die jährliche Strahlenbelastung eines interventionell tätigen Kardiologen ohne Strahlenschutzvorrichtungen mit 46,2 mSv an. Dies entspricht über dem Doppelten der zulässigen Dosis für beruflich Strahlenexponierte. Allein durch das Tragen einer Röntgenschürze konnte die

Dosis auf 3,5 mSv pro Jahr reduziert werden, zusätzlich durch den Schilddrüsenschutz auf 1,7 mSv.

Bereits in anderen veröffentlichten Studien konnte gezeigt werden, dass die Röhrenangulation großen Einfluss auf die Strahlenbelastung des Untersuchers hat. So untersuchten Kuon et al (37) in ihrer Studie von 2004 den Einfluss der Angulation und Rotation auf die Streustrahlendosis. Sie verwendeten hierfür ebenfalls ein RANDO Alderson Phantom als Streukörper und führten insgesamt 1640 Messungen in allen Positionen in Zehnerschritten von 100 LAO bis 100 RAO und von 30 CRA bis 30 CAU durch. Hierbei kamen sie zu dem Ergebnis, dass das DAP sowohl nach LAO als auch nach RAO zunimmt und zwar besonders stark in den extrem cranial und caudal angulierten Positionen. Die Streustrahlendosis hingegen verhält sich etwas anders. Diese nimmt nach RAO kaum zu, allerdings ist hier nach LAO ein starker Anstieg zu verzeichnen, der wiederum besonders stark in den extrem angulierten Positionen ausfällt. Dies deckt sich weitestgehend mit den in dieser Arbeit gefundenen Ergebnissen bezüglich der Messungen von DAP und Streustrahlendosis und man könnte daraus folgern, dass vor allem extrem angulierte LAO-Positionen für den Untersucher strahlenintensiv und somit zu vermeiden sind. Allerdings führten Kuon et al diese Untersuchungen ohne Verwendung eines Strahlenschutzes durch, wie er heute standardmäßig in Herzkatheterlaboren eingesetzt wird. Bei den hier vorliegenden Versuchen zeigte sich, dass der Ober- und Unterkörperstrahlenschutz wesentlich besser dazu geeignet die Streustrahlung resultierend aus den LAO-Rotationen abzufangen als jene aus den RAO-Rotationen. Da die ursprüngliche Streustrahlenbelastung in den LAO-Rotationen wesentlich höher ist, ist es sicherlich sinnvoll, dass gerade in diesen Rotationen die Strahlung durch Schutzmaßnahmen reduziert wird. Allerdings ergibt sich hieraus ein völlig anderes Bild der Streustrahlungsverteilung, was dazu führt, dass man die gängigen Richtlinien bezüglich der bevorzugten Projektionen überdenken sollte. In Anlehnung an die Ergebnisse von Kuon et al (37) heißt es in der 2006 von Silber et al veröffentlichten „Arbeitsanweisung im HKL“ (23)

ebenso wie im 2009 veröffentlichten „Leitfaden Herzkatheter“ (38), dass LAO-Projektionen besonders strahlenbelastend seien, vor allem wenn sie anguliert sind und diese Projektionen daher seltener eingesetzt werden sollten. Auch in der kurzen Übersichtsarbit von Vano E. (47), die einige praktische Tipps zur Verbesserung des Strahlenschutzes von Kardiologen enthält, wird darauf hingewiesen, dass die Strahlenbelastung in seitlichen Projektionen wesentlich höher ist, wenn der Untersucher sich auf der Seite der Röntgenröhre befindet, wie es den LAO-Projektionen entspricht, als auf der Seite des Detektors.

Es konnte in der vorliegenden Arbeit zwar ebenfalls gezeigt werden, dass für den Untersucher LAO-Projektionen mit einer höheren Strahlenbelastung einhergehen, allerdings stellte sich heraus, dass dieser Effekt unter Verwendung eines Strahlenschutzes verschwindend gering ist. So gleichen sich hier die Messwerte der Streustrahlung bezüglich LAO- und RAO-Projektionen nahezu an, wobei sich extrem cranial angulierte RAO-Projektionen sogar als strahlenintensiver darstellen. Diese werden allerdings in der klinischen Routine kaum angewendet. Die im „Leitfaden Herzkatheter“ (38) erwähnte 70%ige Reduktion der Untersucherexposition durch die Wahl der 90°RAO/0°CRA- statt der 90°LAO/0°-Einstellung kann unter Verwendung einer Strahlenschutzvorrichtung nicht bestätigt werden, da hier die Messwerte mit 0,32 µGy in der RAO-Position und 0,33µGy in der LAO-Position keinen signifikanten Unterschied aufweisen. Die sogenannte Spider-View, die bei 40-50°LAO/20-25°CRA liegt und oft für die Darstellung des Hauptstammes und der proximalen Anteile des Ramus interventricularis anterior sowie Ramus circumflexus eingesetzt wird, wird als sehr strahlenintensiv betrachtet und sollte laut „Leitfaden Herzkatheter“ (38) zugunsten einer 0-10°RAO/30°CRA-Einstellung verlassen werden. Mit Strahlenschutz stellt sich die 0°PA/25°CRA mit einem Messwert von 0,89 µGy kaum günstiger dar als die Spider-View (Messwert: 0,96 µGy), lediglich bei zunehmender RAO-Rotation von 10° ist die Streustrahlung mit 58% der ursprünglichen Strahlung geringer (Messwert: 0,56 µGy). So lässt sich abschließend bezüglich Angulation und Rotation feststellen, dass extreme Angulationen zwar weiterhin vermieden werden sollten, aber gerade in diesen

Positionen der Ober- und Unterkörperstrahlenschutz eine entscheidende Rolle spielt und es daher besonders wichtig erscheint, dessen Position zu kontrollieren. Wenn die Strahlenschutzvorrichtungen optimal genutzt werden, können auch extreme Angulationen problemlos zur Untersuchung genutzt werden.

Wie wichtig die Verwendung von Strahlenschutzvorrichtungen und deren richtiger Einsatz ist, konnte auch in den durchgeführten Messungen nachdrücklich belegt werden, da durch diese Maßnahmen bereits 75% der ursprünglichen Streustrahlung abgeschirmt werden konnten. Dies belegten Maeder et al (42) in ihrer Studie ebenfalls, indem sie die Streustrahlendosis am linken Auge sowie an der linken Hand mit Hilfe von Dosimetern an drei verschiedenen Untersuchern während insgesamt 813 Koronarangiographien maßen. Hierbei führten sie 198 Messungen ohne die Strahlenschutzscheibe und 615 mit dieser durch. Diese Studie nimmt einen besonderen Stellenwert ein, da sie als unter in-vivo-Bedingungen Messungen der Streustrahlung unternahm. Durchschnittlich konnte die Streustrahlendosis gemessen an der Hand des Untersuchers durch die Verwendung der Scheibe um 63% von 26,3 mSv auf 9,8 mSv gesenkt werden, jene am Auge des Untersuchers um 84% von 49,6 mSv auf 8 mSv. Daraus lässt sich ableiten, dass die Bleiglasscheibe zu einer signifikanten Reduktion am Auge des Untersuchers führt ($p < 0,0001$), wohingegen die Streustrahlenreduktion an der Hand des Untersuchers durch die Scheibe statistisch nicht signifikant ist. Dies könnte auf die Lücke zwischen Oberkörper- und Unterkörperstrahlenschutz zurückzuführen sein, wie sie in der vorliegenden Arbeit ebenfalls gezeigt wurde. Diese Lücke konnte durch die Verwendung einer Bleilamelle suffizient geschlossen werden, so dass hierdurch die höchste Streustrahlenreduktion erreicht werden konnte. Weiterhin konnte durch eine Bleidecke auf dem Patienten caudal der Punktionsstelle, sowie unterhalb des Patienten die Dosis signifikant reduziert werden. Die Verwendung einer Bleigummimatte unterhalb des Patienten wird inzwischen in der Arbeitsanweisung im Herzkatheterlabor (23) empfohlen.

Laut Internetseite der Herstellerfirma kann durch das sogenannte Radpad® eine signifikante Dosisreduktion um 50-95% erzielt werden (51). Auch klinische Studien belegen eine signifikante Dosisreduktion (52, 53, 54). King et al führten zunächst Messungen am Phantom, anschließend auch Patientenuntersuchungen durch. Hierbei zeigte sich eine Dosisreduktion um ca. 30% an der Hand des Untersuchers, um ca. 25% an der Schilddrüse und ca. 12 % am Auge. Ähnliche Ergebnisse liefert die Studie von Politi et al, die die absolute Dosisreduktion durch das Radpad® mit 23% angeben. Diese ist hier wiederum am größten an der Hand des Untersuchers und wesentlich geringer an den Augen. Die Untersuchung von Politi et al betraf allerdings den radialen und nicht den femoralen Zugangsweg. In den hier vorliegenden Untersuchungen konnte keine signifikante Dosisreduktion durch das Radpad® erreicht werden, es hatte sogar den geringsten Effekt aller hier untersuchten zusätzlichen Strahlenschutzmaßnahmen. Die vorliegenden Messungen wurden allesamt an einer Position durchgeführt, wie sie den Augen des Untersuchers entsprechen sollte. Hier ist die Dosisreduktion durch das Radpad® am geringsten anzusehen, so dass sie in den vorliegenden Messungen das Signifikanzniveau unterschritten hat. Da es sich hierbei um einen starren Versuchsaufbau handelt, bei dem die Position des Untersuchers nicht verändert wurde, kann dies eventuell die Ursache der mangelnden Dosisreduktion darstellen. In den genannten klinischen Studien kann es durch die Bewegung des Untersuchers, der sich in bestimmten Situationen über den femoralen Zugangsweg beugt oder sich diesem und damit auch der Strahlenquelle nähert, zu einer Dosisreduktion durch das Radpad® kommen. Da die Dosisreduktion in der Studie von King et al (52) an der Assistentenposition nicht signifikant war, kann es sein, dass auch in den vorliegenden Messungen die Ionisationskammer etwas weiter distal der klinischen Untersucherposition angebracht war. Es ist durchaus plausibel, dass es an der Hand des Untersuchers zu einer signifikanten Dosisreduktion kommt, da diese direkt durch das Radpad® geschützt wird. Dieser Effekt ist jedoch am Auge des Untersuchers zunehmend geringer, da hier die Streustrahlung aus den umliegenden Bereichen weiterhin wirkt. Die Dosisreduktion in diesem Bereich

scheint im Vergleich zu den vorliegenden Messungen durch die beiden zitierten Studien überschätzt zu werden. Das Radpad® ist sicherlich in der Lage einen Teil der Streustrahlung abzuschirmen. Dieser ist aber wahrscheinlich geringer als durch die Herstellerfirma beworben wird, weshalb der Einsatz bei einem Preis von ca. 35 Euro gut überlegt sein will.

Ein Problem der vorliegenden Messungen bezüglich zusätzlicher Schutzmaßnahmen stellt dar, dass sie alle auf einer Höhe von 1,65 m durchgeführt wurden und somit nicht auf die Hände des Untersuchers oder andere Körperteile übertragbar sind. Da aber gerade der Kopf und die Augenlinse gegenüber ionisierender empfindliche Organe sind, sind diese Messungen durchaus repräsentativ. Die Position der Scheibe und damit die Größe der Lücke zwischen Ober- und Unterkörperstrahlenschutz stellt somit eines der wichtigsten Kriterien für ihre Wirksamkeit dar. In ähnlicher Weise belegt dies die 2002 von Kuon et al (43) veröffentlichte Studie, bei der der herkömmliche Strahlenschutz sowohl oberhalb des Unterkörperstrahlenschutzes als auch unterhalb des Oberkörperstrahlenschutzes durch einen Aufsatz mit einem Bleiwert von 1,0 mm Pb ergänzt wurde. Als Streukörper wurde ein RANDO Alderson Phantom verwendet und die Streustrahlung mit einem Dosimeter in verschiedenen Höhen von 0 bis 180 cm, sowie unter 10 verschiedenen Angulationen gemessen. Hier wurde beschrieben, dass die Streustrahlung am höchsten zwischen einer Körperhöhe von 80 und 105 cm ist und hier durch zusätzliche Schutzmaßnahmen, die diese Lücke schließen sollten, effektiv verringert werden kann. So führte der herkömmliche Strahlenschutz mit einem Bleiwert von 0,5 mm Pb zu einer 86%igen Streustrahlenreduktion, mit einem Bleiwert von 1,0 Pb zu einer 94%igen Reduktion und durch die zusätzlichen Aufsätze zu einer 99%igen Reduktion. Der Effekt war hierbei in nahezu allen Angulation gleich groß. Morrish et al (44) maßen die Streustrahlung ebenfalls mit Hilfe eines RANDO Alderson Phantom als Streukörper mit einer Ionisationskammer, die in drei verschiedenen Höhen angebracht wurde: 60, 120 und 180 cm. Auch hier zeigte sich, dass in einer

Höhe von 120 cm die Abschirmung der Strahlung durch die Strahlenschutzmaßnahmen am geringsten ist. Während in 60 cm Höhe 96% und in 170 cm 93% abgeschirmt werden konnten, waren es in einer Höhe von 120 cm nur 89%. Dieser Effekt zeigte sich in vier der fünf untersuchten Angulationen. Lediglich in der 30°RAO/25°CAU-Position war die Streustrahlung in einer Höhe von 60 cm etwas höher als bei 120 cm.

Dies deckt sich weitestgehend mit den Ergebnissen der hier vorliegenden Arbeit. Sie wiesen ebenfalls eine signifikant erhöhte Streustrahlendosis in einer Höhe von 100-130 cm auf. Dies ist in einer Höhe von 130 cm bei LAO-Projektionen zwischen 45-60° besonders stark ausgeprägt. Es macht deutlich, wie wichtig es ist, diese Lücke im Strahlenschutz durch weitere Schutzmaßnahmen, wie es die hier verwendete Bleilamelle darstellt, abzuschirmen.

Unter den Kardiologen, die Herzkatheteruntersuchungen durchführen, herrscht die weit verbreitete Meinung, dass es für sie strahlenhygienisch am günstigsten ist, Strahler und Detektor möglichst nahe aneinander zu fahren. So wird zum Beispiel in der Arbeitsanweisung im Herzkatheterlabor darauf hingewiesen, den Bildverstärker patientennah zu positionieren. Dies gestaltet sich oft zum einen aufgrund des Leibesumfangs des Patienten, zum anderen aufgrund geometrischer Schwierigkeiten, vor allem in extremen Angulationen, schwierig. Wie hier gezeigt werden konnte, verursacht ein größerer Abstand zwischen Strahler und Detektor aber weder für den Patienten noch für den Untersucher eine statistisch signifikante Erhöhung der Strahlendosis. Allerdings ist hierbei anzumerken, dass die Streustrahlendosis für den Untersucher mit zunehmendem Abstand beinahe konstant bleibt, wohingegen sich bei der Patientendosis eine leichte Tendenz abzeichnet, dass diese mit zunehmendem Abstand steigt. Aufgrund der geringen Messzahl in dieser Versuchsreihe ist nicht sicher auszuschließen, dass diese Tendenz mit zunehmender Messzahl statistisch signifikant werden könnte. In verschiedenen Studien, die sich mit der Messung der Patientendosis beschäftigen, wurde darauf hingewiesen, dass diese mit zunehmendem Abstand des Patienten vom Bilddetektor zunimmt, dieser Abstand

also möglichst gering zu halten ist, wohingegen der Abstand des Patienten vom Strahler möglichst groß sein sollte (56, 57). Diese Hinweise sollten angesichts der mangelnden Datenlage weiterhin auf ihre Gültigkeit untersucht werden.

Bezüglich der verschiedenen untersuchten Vergrößerungsfaktoren zeigt sich ein zunächst verwirrend erscheinender Effekt. DAP und Patientendosis verhalten sich scheinbar gegensinnig. Dies lässt sich daraus erklären, dass in die Messung des DAPs die Fläche in Meter mit einbezogen wird, welche bei der Berechnung der Patientendosis aus den Werten des DAPs herausgerechnet wird. Deshalb scheint es, als wäre die Patientendosis bei einem Vergrößerungsfaktor von 11 cm Bilddiagonale höher als bei einer 48 cm Bilddiagonalen, da hierbei die größere Fläche der 48 cm Bilddiagonalen vernachlässigt wird. Der eigentlich verlässliche Wert ist bei diesen Messungen somit das DAP, da dieses direkt gemessen und nicht nur berechnet wird. Damit zeigt sich, dass die Bilddiagonale Einfluss auf DAP und Streustrahlung hat, da beide mit zunehmender Bilddiagonale steigen. So wäre es gerade bei jenen Bilddiagonalen, die etwa gleichwertig in ihrem Einsatzbereich sind, wie beispielsweise die 16 cm und 22 cm, ebenso wie die 48 cm und 42 cm, von Vorteil die jeweils kleinere zu wählen. Allerdings erwies sich dieser Unterschied zwischen den nahe beieinander liegenden Bilddiagonalen als statistisch nicht signifikant und ist daher vernachlässigbar.

6. Zusammenfassung

Die Koronarangiographie ist eine weit verbreitete und zunehmend häufiger angewandte Diagnose- und Therapiemöglichkeit der koronaren Herzerkrankung. Prinzipiell stellt der Strahlenschutz für den Betreiber einer Herzkateteranlage eine wichtige Komponente dar, weshalb er gute Kenntnisse in diesem Bereich besitzen sollte. Ein wichtiger Punkt ist, dass es inzwischen verpflichtend ist das Dosisflächenprodukt während der jeweiligen Untersuchung anzuzeigen, um die Strahlenbelastung abzuschätzen. Der Untersucher sollte sich aber im Klaren darüber sein, dass das Dosisflächenprodukt zwar einen guten Hinweis für die Strahlenbelastung des Patienten bietet, die Strahlenbelastung des Untersuchers aber von vielen zusätzlichen Faktoren abhängt. Besonderes Augenmerk liegt hierbei auf den anzuwendenden Strahlenschutzmaßnahmen, da diese in der klinischen Routine zwar angewendet, aber aus Zeitmangel oder Unkenntnis oft falsch platziert werden. Dies hat vor allem bei extremen Angulationen enorme Auswirkung auf die Streustrahlendosis, weshalb die Kenntnis dieser Angulationen von großer Wichtigkeit für den Untersucher ist. Weiterhin ist es interessant zu wissen, dass es unter richtiger Anwendung des Strahlenschutzes nicht die LAO- Angulationen sind, die eine höhere Strahlenbelastung mit sich bringen, so dass es nicht sinnvoll erscheint, diese ursprünglich strahlenintensiveren Positionen zu meiden, solange der Strahlenschutz richtig eingesetzt wird. Sinnvolle Ergänzungen des Ober- und Unterkörperstrahlenschutzes stellen beispielsweise eine Bleilamelle, die die Lücke zwischen beiden schließen sollte oder eine Bleidecke, auf der der Patient liegt, dar. Ebenso sinnvoll ist das Tragen einer Röntgenschürze, da die Strahlung, die besonders hoch in einer Körperhöhe von 100 bis 130 cm ist, hiermit abgeschirmt werden kann. Der Abstand zwischen Strahler und Detektor erscheint hingegen für die Streustrahlenbelastung von untergeordneter Rolle. Ebenso wenig konnte ein statistisch signifikanter Unterschied beim Einsatz verschiedener Vergrößerungsfaktoren gezeigt werden, weshalb es bei diesen beiden Punkten dem Untersucher überlassen sein sollte, je nach eigenen

Vorlieben und angenehmerer Arbeitsweise die besten Einstellungen für sich zu wählen, solange keine weiteren validen Daten hierzu vorliegen.

7. Literaturverzeichnis

- 1 Schmitt JM, Beeres M. Die Geschichte der Medizintechnologie, MTD-Verlag GmbH 2004; 12: 86-89
- 2 Forßmann W, Die Sondierung des rechten Herzens, Klin Wochenschr 1929, 8: 2085-2087
- 3 Weibel, Ewald R.: Andre Frederic Cournand 1895-1988, A Biographical Memoir, National Academies Press, Washington D.C., 1995
- 4 Bruckenberger E, Herzbericht 2008
- 5 van Buuren F, Horstkotte D (2009), 24.Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland, Kardiologe 2009 3:512-518
- 6 Kuon E, Empen K, Reuter G, Dahm JB, Höhe und Röhrenangulation als die Determinanten der möglichen Untersucher-Ortsdosisleistung in der invasiven Kardiologie, Fortschr Röntgenstr 2004; 176: 739-745
- 7 Krakau, Ingo: Das Herzkatheterbuch, Diagnostische und interventionelle Kathetertechniken. Georg Thieme Verlag. Stuttgart; New York. 1999
- 8 Oppelt, Arnulf. Imaging Systems for Medical Diagnostics. Publicis Corporate Publishing. 2005
- 9 Eichinger, Horst. Dierker, Joachim. Joite-Barfuß, Sigrid. Säbel, Manfred. Radiation Exposure und Image Quality in X-ray Diagnostic Radiology. Springer Verlag Berlin Heidelberg. 2004
- 10 Reich, Herbert: Dosimetrie ionisierender Strahlung: Grundlagen und Anwendung. B.G. Teubner Verlag, 1990
- 11 Krieger, Hanno: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz, Band 2: Strahlungsquellen, Detektoren und klinische Dosimetrie, 3.Aufl. B.G. Teubner Verlag, 2001
- 12 <http://www.ptw.de>, 26.04.2010
- 13 Krieger, Hanno. Grundlagen der Strahlenphysik und des Strahlenschutzes. 2.Aufl. B.G. Teubner Verlag 2007

- 14 Reiser, Maximilian. Duale Reihe – Radiologie. 2.Aufl. Georg Thieme Verlag. 2006
- 15 Vogt, Hans-Gerrit. Schultz, Heinrich: Grundzüge des praktischen Strahlenschutzes. 5.Auflage. Carl Hanser Verlag München Wien. 2010
- 16 Picano E, Vano E, Semelka R et al, The American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine: deep impact on the practice of cardiovascular imaging, *Cardiovascular Ultrasound*, 5:37, 2007
- 17 Deutsches Ärzteblatt, Jg. 108, Heft 13, 1.April 2011
- 18 Hall X (2002): Langzeitfolgen der Atombomben auf die Menschen, Atomwaffen A-Z, <http://www.atomwaffena-z.info/atomwaffen-geschichte/einsatz-vonatomwaffen/langzeitfolgen/index.html>, 10.05.2011
- 19 Frasch, Gerhard et al, Bundesamt für Strahlenschutz; Bericht des Strahlenschutzregisters: Die berufliche Strahlenexposition in Deutschland 2008
- 20 Kuon E, Kaye AD, Radiation exposure in invasive cardiology – an on-going challenge for cardiologists, industry and control organs, Business Briefing: Global healthcare 2002
- 21 Kuon E, Glaser C, Dahm JB, Effective techniques for reduction of radiation dosage to patients undergoing invasive cardiac procedures, *The British Journal of Radiology*, 76:406-413, 2003
- 22 Kauffmann, Günter W. Radiologie. 3.Aufl. Urban&Fischer. 2006
- 23 Silber S, Hoffmeister HM et al. Arbeitsanweisung im HKL, *Clin Res Cardiol*, Suppl 4, 2006, 95: 72-75
- 24 von Boetticher H, Meenen C, Lachmund J et al, Strahlenexposition des Personals im Herzkatheterlabor, *Z Med Phys* 13, 2003, 251-256
- 25 Hamm C.W. et al, Diagnostische Herzkatheteruntersuchung, *Clin Res Cardiol* 97:475-512, 2008
- 26 Richtlinie für Sachverständigenprüfung nach Röntgenverordnung. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz (Regelwerk 13), 1998. Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft GmbH, Bremerhaven

- 27 Hamm C.W. et al, Leitlinien zur Einrichtung und zum Betreiben von Herzkatheterräumen, Z Kardiol 90:367-376, Steinkopff Verlag 2001
- 28 Vano E, Ubeda C, Leyton F et al, Staff radiation doses in interventional cardiology: correlation with patient exposure, Pediatr Cardiol 30:409-413, 2009
- 29 Kim KP, Miller DL, minimising radiation exposure to physicians performing fluoroscopically guided cardiac catheterisation procedures: a review, Radiation protection dosimetry, Vol. 133, 4:227-233, 2009
- 30 Bernardi G, Padovani R, Morocutti G et al, Clinical and technical determinants of the complexity of percutaneous transluminal coronary angioplasty procedures: analysis in relation to radiation exposure parameters, Catheter Cardiovasc Interv 2000, 51:1-9
- 31 Padovani R, Bernardi G, Malisan MR et al, Patient dose related to the complexity of interventional cardiology procedures, Radiat Prot Dosimetry 2001, 94:189-92
- 32 Tsapaki V, Kottou S, Vano E et al, Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology, Radiation Protection Dosimetry, Vol.117, 1-3:26-29, 2005
- 33 Bernardi G, Padovani R, Trianni A et al, The effect of fellows' training in invasive cardiology on radiological exposure of patients, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 128, 1:72-76, 2008
- 34 The RANDO® Phantom, Alderson Research Laboratories Inc., Stamford, CT, USA
- 35 Schmidhuber, Heidrun: Dosisermittlung und Beurteilung der Bildqualität beim Einsatz des ISO-C-3D am Hüftgelenk und an der Lendenwirbelsäule im Vergleich zur Spiral-CT, 2005
- 36 Grupen, Claus: Grundkurs Strahlenschutz, Praxiswissen für den Umgang mit radioaktiven Stoffen. 3. Auflage. Springer Verlag. 2003
- 37 Kuon E, Dahm JB et al. Identification of less-irradiating tube angulations in invasive cardiology, J Am Coll Cardiol. 2004 Oct 6; 44(7):1420-8

- 38 Bonzel, Tassilo. Hamm, C.H. Leitfaden Herzkatheter, 1.Auflage. Steinkopff Verlag. 2009
- 39 Vano E, Gonzalez L, Fernandez JM et al. Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up, Br J Radiol 2006, 79: 383-388
- 40 Vano E, Gonzalez L, Guiberalde E et al. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology, Br J Radiol 1998, 71: 954-960
- 41 Folkerts KH, Muenz A, Jung S, Estimation of radiation exposure and radiationrisk to staff of cardiac catheterization laboratories. Z Kardiol 1997; 86:258-263
- 42 Maeder M, Brunner-La Rocca HP, Wolber T et al. Impact of a lead glass screen on scatter radiation to eyes and hands in interventional cardiologists, Catheter Cardiovasc Interv 2006, 67: 18-23
- 43 Kuon E, Schmitt M, Dahm JB, Significant reduction of radiation exposure to operator and staff during cardiac interventions by analysis of radiation leakage and improved lead shielding, Am J Cardiol 2002; 89:44-49
- 44 Morrish OWE, Goldstone KE, An investigation into patient and staff doses from X-ray angiography during coronary interventional procedures, The British Journal of Radiology 2008; 81:35-45
- 45 Lachmund, Jörn: Zur Quantifizierung der biologisch relevanten Strahlenexposition von Beschäftigten in der Radiologie und Kardiologie. Shaker Verlag. Aachen 2005
- 46 <http://www.siemens.com/healthcare>; Artis zee biplane systems for interventional radiology VC 14; Data sheet
- 47 Vano E, Radiation exposure to cardiologists: how it could be reduced, Heart 2003; 89:1123-1124
- 48 Trianni A, Bernardi G, Padovani R, Are new technologies always reducing patient doeses in cardiac procedures?, Radiation Protection Dosimetry 2005; Vol. 117, No.1-3: 97-101

- 49 Tsapaki V, Kottou S, Kollaros N et al. Comparison of a conventional and a flat-panel digital system in interventional cardiology procedures, The British Journal of Radiology 2004; 77:562-567
- 50 McCormick VA, Schultz CC, Hollingsworth-Schuler V et al. Reducing radiation dose in the cardiac catheterization laboratory by design alterations and staff education, The American Journal of Cardiology 2002; 90:903-905
- 51 <http://www.radpad.com>, 11.05.2011
- 52 King JN, Champlin AM, Kelsey CA, Tripp DA. Using a sterile disposable protective surgical drape for reduction of radiation exposure to interventionalists, American Journal of Roentgenology 2002; 178: 153-157
- 53 Germano JJ, Day G, Gregorios D et al. A novel radiation protection drape reduces radiation exposure during fluoroscopy-guided electrophysiology procedures, J Invasive Cardiol 2005; 17:469-472
- 54 Politi L, Biondi-Zocca G, Nocetti L et al. Reduction of scatter radiation during transradial percutaneous coronary angiography: a randomized trial using a lead-free radiation shield, Catheterization and Cardiovascular Interventions 2011
- 55 Tsapaki V, Kottou S, Vano E et al. Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology, Radiation Protection Dosimetry 2005, Vol. 117, 1-3:26-29
- 56 Chida K, Kato M, Kagaya Y et al. Radiation dose and radiation protection for patients and physicians during interventional procedure, J Radiat Res 2010, 51:97-105
- 57 Pantos I, Patatoukas G, Katritsis DG et al. Patient radiation doses in interventional cardiology procedures, Current Cardiology Reviews 2009, 5:1-11
- 58 <http://www.joerglicher.de/cms/upload/pdf/RadKurs-Roentgenstrahlerzeugung.pdf>, 11.01.2012

- 59 <http://www.manmed.de/seiten/themen/veranstaltungen/kongresse/Hannover/Strahlenschutz%20-%20Sinn%20und%20Unsinn-Roth.pdf>,
11.01.2012
- 60 <http://www.bfs.de>, 11.01.2012
- 61 Hammerschlag Sascha, Dosisermittlung und Vergleich der Effektivdosen bei der stentgestützten Angioplastie der Arteria carotis interna unter Verwendung mono- und biplanarer Angiographieanlagen, 2008

8. Abkürzungsverzeichnis

AG	Aktiengesellschaft
BD	Bleidecke
CAU	caudal
cGy cm ²	Centigray mal Quadratzentimeter
cm	Zentimeter
cm ³	Kubikzentimeter
CRA	cranial
DAP	Dosisflächenprodukt
DNA	Desoxyribonukleinsäure
et al	et altera
f/s	frames per second = Bilder pro Sekunde
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
g/cm ²	Gramm pro Quadratzentimeter
Gy	Gray
Gy cm ²	Gray mal Quadratzentimeter
Gy m	Gray mal Meter
Gy m ²	Gray mal Quadratmeter
Gy/min	Gray pro Minute
HKL	Herzkatheterlabor
kg	Kilogramm
kV	Kilovolt
LAO	left anterior oblique
LCA	linke Koronararterie
LV	linker Ventrikel
m	Meter
mA	Milliampere
MeV	Megaelektronenvolt
mm	Millimeter
ms	Millisekunde
mSv	Millisievert

n	Anzahl
OK	Oberkörper(strahlenschutz)
Pb	Blei
PTCA	perkutane transluminale Koronarangiographie
R	Radiant
RAO	right anterior oblique
RCA	rechte Koronararterie
RöV	Röntgenverordnung
R/min	Radiant pro Minute
s	Sekunde
SI	Internationales Einheitensystem
STD	Standardabweichung
Sv	Sievert
Sv/h	Sievert pro Stunde
UK	Unterkörper(strahlenschutz)
USA	United States of America
μ Gy	Mikrogray

9. Danksagung

Herrn PD Dr. Johannes Rieber möchte ich herzlich für die interessante Aufgabenstellung und die nette Betreuung während der gesamten Arbeit danken. Er unterstützte mich bei der Planung, Ausführung und Auswertung der Arbeit äußerst fachkundig und wertvoll. Er wies mich in die Handhabung einer Herzkatheteranlage ein und stand mir bei allen Versuchen rat- und tatkräftig zur Seite. Besonders hervorheben möchte ich hierbei die außerordentliche Hilfe bei der statistischen Auswertung der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Frau Rosemarie Banckwitz. Durch sie kam diese Arbeit überhaupt erst zustande, als sie mir während eines Ferienjobs bei der Fa. Siemens die Möglichkeit einer wissenschaftlichen Arbeit eröffnete. Ich danke ihr für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes sowie des entsprechenden Equipments. Danken möchte ich ihr außerdem für ihre freundliche und geduldige Unterstützung und die Bereitschaft ihr breites Wissen über die Dosimetrie mit mir zu teilen. Mit ihren kreativen Vorschlägen bereicherte sie diese Arbeit und trug auch in schwierigen Zeiten dazu bei die Arbeit voranzubringen.

Weiterhin danken möchte ich Philipp Bernhardt, der mir in seiner ruhigen und verständlichen Art die für einen Mediziner manchmal doch etwas komplizierten Eigenschaften und Funktionsweisen einer Angiographieanlage erläuterte. Meine Fragen stießen hier immer auf ein offenes Ohr.

Außerdem möchte ich Herrn Dr. Martin Morgenstern für die Bereitstellung des Herzkatheterlabors am Klinikum Rosenheim danken, wodurch die Versuche mit der vergrößerten Bleiglasscheibe möglich waren.

Ein herzliches Dankeschön geht an Michael Knauer, der mir mit Hilfe eines Software-Programms diese Arbeit überaus erleichterte. Stundenlanges Abtippen von Zahlenreihen konnte somit umgangen werden und diese Zeit in sinnvollere Tätigkeiten investiert werden. Vielen Dank hierfür.

Mein ganz besonderer Dank geht an meine Eltern. Diese standen mir mit Ausdauer, Beharrlichkeit und manchmal sanftem Druck immer unterstützend und liebevoll zur Seite. Meinem Vater möchte ich außerdem vielmals für die Bearbeitung einiger in dieser Arbeit verwendeten Grafiken danken.

Abschließend danke ich meinem Mann, der mir vor allem durch Ruhe und Verständnis bei dieser Arbeit geholfen hat.