

Aus der Medizinischen Klinik mit Schwerpunkt Kardiologie am Campus Virchow Klinikum
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Optimierung des Strahlenschutzes bei kardiologischen
Interventionen

Optimization of radiation protection during cardiologic
interventions

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor rerum medicinalium (Dr. rer. medic)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Britta Leonhäuser (M. Sc.)

Datum der Promotion: 25.06.2023

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	V
Abkürzungsverzeichnis	VII
Zusammenfassung	IX
1 Einleitung	1
2 Material und Methoden	7
2.1 Strahlenexposition von Patient und Personal	7
2.2 Ursachen für das Auftreten hoher Dosiswerte	16
2.3 Optimierungsstrategien zur Reduktion der Strahlenexposition	18
2.4 Einfluss von Schulungsmaßnahmen und neuer Gerätetechnik	21
3 Ergebnisse	23
3.1 Untersuchung der Strahlenexposition	23
3.2 Untersuchung zum Auftreten hoher Dosiswerte	31
3.3 Entwickelte Optimierungsstrategie	34
3.4 Optimierung durch Schulungsmaßnahmen und neue Gerätetechnik	38
4 Diskussion	45
4.1 Strahlenexposition von Patient und Untersucher	45
4.2 Gründe für hohe Dosiswerte	50
4.3 Optimierungsstrategie: Analyse der Arbeitstechnik	51
4.4 Einfluss der Schulungsmaßnahmen und neue Gerätetechnik auf die Dosis	55
4.5 Bewertung	60
5 Zusammenfassung	61
A Anhang	63
A.1 Untersuchungen mit Finger-Aufnahmen	63
A.2 Daten der Patienten-BMIs	64
A.3 Signifikanzanalyse	66
Literatur	67
Eidesstattliche Versicherung	73
Lebenslauf	75
Publikationsliste	79

Danksagung	81
Bescheinigung Statistik	83

Abbildungsverzeichnis

2.1	Messaufbau der Phantommessungen	10
2.2	Verteilung der Streustrahlung	12
2.3	Aufbau der Phantommessung für die Abschätzung der Fingerdosis	14
3.1	Darstellung der Ortsdosisleistung abhängig von der Bildfrequenz	24
3.2	Darstellung der Ortsdosisleistung und Patientenhautdosis	26
3.3	Prozentuale Winkelverteilung der verwendeten Röhrenangulation	27
3.4	Darstellung der Peak Skin Dose	28
3.5	Bilanz der Interventionen mit Untersucherextremitäten im Strahlenfeld	30
3.6	Serienaufnahme im Beckenbereich des Patienten	31
3.7	Häufigkeitsverteilung der Patienten BMIs	33
3.8	Zusammenhang BMI und DFP	34
3.9	Häufigkeit der gruppierten Untersuchungen	35
3.10	Boxplots der DFPs mit biplanarer und monoplanarer Technik	37
3.11	Boxplots der DFPs vor und nach der Schulung	39
3.12	Boxplots der DFPs vor und nach der Schulung und mit neuem Röntgengerät	41

Tabellenverzeichnis

2.1	Technische Daten der alten und neuen Röntgenanlage	8
2.2	Häufig genutzte Programme	9
2.3	Einteilung der Untersuchungen	16
2.4	Gruppierung der Untersuchungen	17
2.5	Arbeitserfahrung und Untersuchungszahlen der Teilnehmer	18
3.1	Ergebnisse der Phantommessung mit dem Standardprogramm	23
3.2	Ergebnisse der Phantommessung mit dem Low-Dose-Programm	24
3.3	Ergebnisse der Phantommessung mit unterschiedlichen Bildformaten	25
3.4	Abschätzung der effektiven Jahresdosis	27
3.5	Abschätzung der Jahresdosis ungeschützter Körperteile	29
3.6	Dosisleistung bei Durchleuchtung von Herz und Becken	29
3.7	Zusammenfassung der Daten für die Abschätzung der Extremitätendosis	32
3.8	Prozentuale Häufigkeit der Eingriffe	36
3.9	Daten des ersten Beobachtungszeitraumes	42
3.10	Daten des zweiten Beobachtungszeitraumes	43
3.11	Daten des dritten Beobachtungszeitraumes	44
A.1	Abschätzung der jährlichen Extremitätendosis im ersten Zeitraum	63
A.2	Abschätzung der jährlichen Extremitätendosis im zweiten Zeitraum	63
A.3	Abschätzung der jährlichen Extremitätendosis im dritten Zeitraum	63
A.4	Patientenzahlen innerhalb der BMI-Klassen und DFPs	65
A.5	p-Werte der Signifikanzanalyse (Diagnostik)	66
A.6	p-Werte der Signifikanzanalyse (Therapie)	66

Abkürzungsverzeichnis

ALARA-Prinzip As Low As Reasonably Achievable, es soll so wenig Dosis wie möglich, so viel Dosis wie nötig verwendet werden.

ASD-Verschluss Verschluss von Atrium-Septum-Defekten

BMI Body Mass Index

CAUD caudal, fußwärts

CRAN cranial, kopfwärts

DFP / DAP Dosisflächenprodukt / dose area product, Einheit $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine, Standard zum Austausch von Informationen im medizinischen Bilddatenmanagement

DMS Dosismanagementsystem

DR Dosis Report, wird von der Röntgenanlage als Bilddatei mit den gespeicherten Durchleuchtungsbildern im PACS gespeichert und enthält die Informationen zu den Röntgenbildern und das gesamte Dosisflächenprodukt für eine Untersuchung

DRWs Dosisreferenzwerte, die vom Bundesamt für Strahlenschutz veröffentlicht werden

IC Interventional Cardiologist, interventioneller Kardiologe

IVUS Intravaskulärer Unltraschall

Kerma Kinetic energy released per unit mass

LAA-Verschluss Verschluss des linken Vorhofohrs (left atrial appendage)

LAO left anterior oblique, links schräge Projektion

PACS Picture Archiving and Communications System

PCI Perkutane Koronarintervention

PFO-Verschluss Verschluss von Persistierenden Foramen Ovale

PTCA Perkutane transluminale Koronarangioplastie

RAO right anterior oblique, rechts schräge Projektion

RDSR Radiation Dose Structured Report, strukturierter Dosis Report, ein detaillierter Dosis Report, der jede ausgelöste Strahlung mit den dazugehörigen Parametern dokumentiert und ebenfalls im PACS gespeichert wird

StrSchG Strahlenschutzgesetz

StrSchV Strahlenschutzverordnung

SSK Strahlenschutzkommission

Zusammenfassung

In den vergangenen Jahrzehnten wurden hinsichtlich des Strahlenschutzes in der interventionellen Kardiologie verschiedene Konzepte evaluiert, um die Dosis von Patient und Untersucher zu reduzieren. Dabei haben sich vor allem die regelmäßige Schulung der Untersucher, sowie die stetige Kontrolle der Arbeitstechniken als wichtige Punkte herausgestellt. Darüber hinaus trägt der Einsatz neuer Gerätetechnik zur Reduzierung der Dosis bei. In dieser Arbeit wurde untersucht, wie sich zum einen eine individuelle Analyse der Arbeitstechniken und die Schulung über das Optimierungspotential auf eine Gruppe von interventionellen Kardiologen auf die Dosis auswirkte. Zum anderen wurde die Änderung der Dosis evaluiert, wenn derselben Gruppe eine Röntgenanlage mit neuester Technik für dosisarmes Arbeiten zur Verfügung gestellt wird.

Zu Beginn der Studie wurden retrospektiv die Arbeitstechniken hinsichtlich des Strahlenschutzes bei diagnostischen und therapeutischen Untersuchungen im Herzkatheterlabor über einen Zeitraum von drei Monaten analysiert. Im Rahmen einer Schulung wurde jedem Teilnehmer der Einfluss der technischen Parameter auf die Dosis vor Augen geführt und das Verbesserungspotential aufgezeigt. Im Anschluss daran wurden erneut über drei Monate Untersuchungsdaten erfasst und analog zum ersten Zeitraum ausgewertet. Ein Vergleich mit den Daten der ersten Analyse sollte zeigen, wie sich die Dosisflächenprodukte veränderten. Im nächsten Schritt wurde die verwendete Röntgenanlage ausgetauscht und durch eine neue Anlage ersetzt. Für weitere drei Monate wurden für jeden Teilnehmer die Daten gesammelt und mit den Ergebnissen nach der Schulung verglichen.

Die Veränderung durch die Schulung war nicht signifikant. Für die gesamte Gruppe ergab sich im Median eine minimale Verschlechterung von 11,8 auf 12,0 $Gy \cdot cm^2$ für diagnostische Eingriffe, bei therapeutischen Eingriffen eine Verbesserung von 31,4 auf 31,1 $Gy \cdot cm^2$. Durch die neue Röntgenanlage ergab sich eine deutlichere Verbesserung. Für die gesamte Gruppe konnte das Dosisflächenprodukt für diagnostische Eingriffe auf 7,3 $Gy \cdot cm^2$ gesenkt werden, für therapeutische Eingriffe auf 23,5 $Gy \cdot cm^2$.

Die geringe Änderung durch Schulung lag zum einen am bereits vorhandenen Bewusstsein für strahlenhygienisches Arbeiten der Ärzte, zum anderen an einer Veränderung des Patientenkollektivs durch die Covid-19-Pandemie. Die Schulung sensibilisierte die Teilnehmer jedoch stärker für den Strahlenschutz. Nach dem Gerätetausch zeigte sich dies in einem bewussteren Umgang mit den neuen Möglichkeiten, was letztendlich zu einer deutlichen Dosisreduzierung führte.

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass ein Zusammenspiel von individueller Analyse der Arbeitstechniken und Schulung der Ärzte über das Optimierungspotential in Verbindung mit neuer Gerätetechnik eine deutliche Reduzierung der Dosis für den Patienten und damit auch den Untersucher zur Folge hatte.

Abstract

In the past years, different concepts have been evaluated concerning radiation protection in the field of interventional cardiology in order to reduce the radiation dose. In this process, especially frequent training and analyzation of working techniques regarding radiation protection turned out to be a crucial point. However usage of latest x-ray technique is also of importance. In the present work, we evaluated how an individual analysis of working techniques and given feedback in view of optimization helped to lower the dose area product (DAP). Further, the impact of performing interventions with an up-to-date x-ray setup on the dose area product was investigated.

A retrospective individual data analysis of working techniques for a period of three months was performed to evaluate the baseline of each physician. Within a briefing, everyone got feedback how to improve. Afterwards, data from another period of three months was evaluated and compared with the baseline data to analyze the change of the DAP. After the installation of the new x-ray set-up, the data from another three months was evaluated and compared to the data of the second period.

The change of the DAP by given feedback was not significant. For diagnostic interventions a slight decrease of the DAP from 11.8 to 12.0 $Gy \cdot cm^2$ was observed, for therapeutic interventions a slight increase from 31.4 to 31.1 $Gy \cdot cm^2$. With the new x-ray set up the DAP lowered to 7.3 and 23.5 $Gy \cdot cm^2$ for diagnostic and therapeutic interventions respectively. The small alteration by given feedback was low due to the physicians working already on a high radiation protection level. At the same time, a change in the patient-clientele was observed caused by the covid-19 pandemic. However, the physicians got more sensitized towards radiation protection. This became apparent while analyzing data form interventions with the new x-ray set up. The physicians chose the new technical opportunities consciously. This resulted in a lower DAP.

The present work showed, that the DAP could be lowered impressively by a combination of individual analysis and given feedback of working techniques as well as the usage of latest x-ray technique, which finally lead to a lower radiation dose for patient and staff.

1 Einleitung

Die interventionelle Radiologie ist ein wesentlicher Bestandteil der heutigen Krankenhausinfrastruktur. Ihr Erfolg erklärt sich vor allem durch - verglichen mit operativen Eingriffen - geringere Invasivität, wodurch weniger Komplikationen verursacht und in Folge dessen die Krankenhausaufenthalte kürzer werden. Darüber hinaus entwickelten sich in der Vergangenheit neue Therapieansätze, wie beispielsweise das Wiedereröffnen von Gefäßen, das Implantieren von Gefäßprothesen oder künstlichen Herzklappensystemen, das perkutane Ableiten von Flüssigkeiten oder Schaffen künstlicher Gefäßverbindungen [1]. Im Bereich der Kardiologie entwickelte sich die Koronarangiographie zum Mittel der Wahl, um den Zustand der Herzkranzgefäße zu untersuchen und gegebenenfalls verschlossene Gefäße zu behandeln. Nachteilig ist bei dieser Technik der notwendige Einsatz von ionisierender Strahlung. Früh wurde erkannt, dass die Schulung des Personals im Strahlenschutz ein wichtiger Faktor ist, um Strahlenschäden auf Seiten der Patienten, aber auch beim klinischen Personal zu vermeiden. In der „Leitlinie zum Einrichten und Betreiben von Herzkatheterlaboren und Hybridoperationssälen/Hybridlaboren“ [2], der Leitlinie „Diagnostische Herzkatheteruntersuchung“ [3] sowie der Leitlinie „Perkutane Koronarinterventionen (PCI)“ [4] wird jeweils in einem Abschnitt auf den Strahlenschutz verwiesen.

Die dort angesprochenen Punkte beziehen sich auf das Besuchen der jährlichen Strahlenschutzunterweisung, die Notwendigkeit des Fachkunderwerbs, das Vorhandensein eines Strahlenschutzbeauftragten und die Durchführung der Qualitätskontrollen am Röntgengerät. Die amtliche Personendosimetrie zur Überwachung der effektiven Dosis des beruflich strahlenexponierten Personals wird ebenso thematisiert. Darüber hinaus werden die Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlenexposition durch gepulste Durchleuchtung, Einblenden und Tischpositionierung angesprochen, jedoch nicht weiter ausgeführt. Die Leitlinie „Diagnostische Herzkatheteruntersuchungen“ beschreibt unter dem Punkt „Spezielle Untersuchungstechniken“ detailliert die verschiedenen Angulationen der Röntgenröhre, die erforderlich sind um bestimmte Ansichten des Herzens zu erhalten und weist auf alternative, günstigere Winkelstellungen bezogen auf den Strahlenschutz hin.

In einem 2016 veröffentlichten Review von Zanzonico et al. wurde ein Überblick über die radiobiologischen Auswirkungen der kardiovaskulären Bildgebung gegeben [5]. Die Autoren führten an, dass auftretende Schädigungen aufgrund der niedrigen Dosis im Bereich der stochastischen Strahlenschäden anzusiedeln und daher eher theoretisch wären. Trotzdem ist die beachtenswerteste Folge eine Erhöhung des Risikos einer Krebserkrankung.

In der Vergangenheit wurden verschiedene Anstrengungen unternommen um ein besseres Verständnis für ionisierende Strahlung zu entwickeln, diese berechnen und anschaulich darstellen zu können. Zum einen wurden Simulationen und Programme entwickelt um die Charakteristik und Verteilung von Röntgenstrahlung zu untersuchen. Zum anderen fanden von verschiedenen Gruppen Messungen mit antropomorphen Phantomen statt, genauso wie Messungen während der Patientenuntersuchungen.

1997 wurden von Petoussi-Hess et al. durch Monte Carlo Simulationen Rückstreufaktoren für die diagnostische Radiologie berechnet [6]. Sie konzipierten verschiedene Medien und Feldgeometrien und berechneten die Rückstreufaktoren für verschiedenen Photonenenergien. Diese sollten als Standard für die Kalibrierung von Dosimetern verwendet werden um diagnostische Referenzwerte zu messen. Bis heute bieten diese Tabellen eine Grundlage für die Abschätzungen der Hautdosis eines Patienten bei der Untersuchung mit Röntgenstrahlung. Punnoose et al. veröffentlichten 2008 mit dem Programm SPEKTR 3.0 einen open source code, mit dessen Hilfe es möglich war Röntgenspektren zu generieren, modellieren und analysieren [7]. Ein ähnliches Programm mit dem Namen SpekCalc wurde von Poludniowski et al. veröffentlicht [8]. Durch eine solche Software lassen sich Untersuchungsparameter wie Röhrenspannung und Filterung, aber auch der Einfluss der Patientengeometrie und die Anwendung von Kontrastmittel untersuchen. Programme dieser Art trugen zu einem tieferen Verständnis der Röntgenanlage bei und sind auch heute noch von großem Nutzen.

In Phantommessungen wurden verschiedene Aspekte hinsichtlich des Strahlenschutzes evaluiert. Kuon et al. untersuchten den Einfluss der verschiedenen Einstrahlrichtungen der Röntgenstrahlung auf die Patientendosis sowie auf die Untersucherdosis [9]. Diese Ergebnisse sind heute noch Bestandteil der Leitlinie „Diagnostische Herzkatheruntersuchung“ [3]. In den Herzkatheterlaboren wurden sowohl bauseitige als auch individuelle Schutzausrüstungen etabliert um das Personal so gut wie möglich vor der Streustrahlung zu schützen. Eder et al. evaluierten mit Phantommessungen den Strahlenschutz durch verschiedene Bleiglasscheiben [10]. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass eine große Scheibe, versehen mit zusätzlichen Bleilamellen die auf dem Patienten auflagen, im Vergleich zu einer Bleiglasscheibe ohne zusätzliche Lamellen, eine deutliche Reduzierung der Untersucherdosis zur Folge hatte. In einer Studie von 2003 untersuchten von Boetticher et al. anhand von Phantommessungen die Strahlenexposition des Personals im Herzkatheterlabor [11]. Dazu verwendeten sie ein Alderson-Phantom als Streukörper und ein weiteres Phantom, welches bestückt mit Thermolumineszenz-Dosimetern an verschiedenen Positionen im Raum den Untersucher und das Assistenzpersonal symbolisierten. Die Gruppe kam zu dem Ergebnis, dass die Kombination aus baulicher und persönlicher Schutzausrüstung das Personal gut vor der Streustrahlung schützte, allerdings führten schon kleine Fehler in der Anwendung zu einer deutlich höheren effektiven Untersucherdosis. Eine ähnliche Messung wurde 2019 von Lahfi et al. durchgeführt [12]. Diese Gruppe betrachtete die Verteilung der Streustrahlung im Raum unter verschiedenen Angulationen relativ zum Untersucher. Sie kamen zu dem Schluss, dass

ihre Messergebnisse mit den allgemeinen Empfehlungen zum Strahlenschutz des Personals übereinstimmten.

Besonders der Schutz der Augenlinse ist in den letzten Jahren stark in den Fokus des Strahlenschutzes gerückt. Als Folge dessen wurde der Jahresgrenzwert auf 20 mSv gesenkt [13]. In einer 2019 erschienenen Phantom-Studie untersuchten König et al. verschiedene Konzepte wie Bleiglasbrillen oder Strahlenschutzvisiere, die dem Schutz der Augenlinse dienen [14]. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass alle getesteten Strahlenschutzmittel eine signifikante Reduktion der Augenlinsendosis zur Folge hatten.

Ähnlich zu den oben genannten Phantommessungen von Eder et al. evaluierten Lange et al. anhand von Patientenuntersuchungen den Einfluss einer Patientenabdeckung aus Blei auf die Untersucherdosis bei radialem Zugang und beobachteten eine signifikante Reduzierung der Dosis durch die Abdeckung [15]. In einer weiteren Studie untersuchte die Gruppe den Einfluss des gewählten Zugangs (radial oder femoral) auf die Untersucherdosis [16]. Hier kamen sie zu dem Schluss, dass der Untersucher bei radialem Zugang sowohl bei Koronarangiographien als auch bei Koronarinterventionen einer höheren Strahlenexposition ausgesetzt war im Vergleich zur Katheterführung über einen femoralen Zugang.

Ein weiterer Ansatz die Untersucherdosis zu reduzieren, wurde von Kamusella et al. unternommen [17]. Sie statteten drei Untersucher mit Messsonden aus, die sowohl Dosis als auch Dosisleistung messen konnten und bei Überschreiten von Dosissschwellen akustische Signale gaben. Die Messsonden wurden auf den linken Handrücken der Untersucher befestigt. Durch diese Art der direkten Dosimetrie konnten sie die Untersucherdosis für alle Teilnehmer reduzieren.

Auch die Optimierung von Durchleuchtungsprotokollen, also der wählbaren Programme an der Röntgenanlage, wurde in Betracht gezogen um die Dosis von Untersucher und Patient zu reduzieren. Ordiales et al. etablierten 2017 in ihrer klinischen Routine ein Programm, welches mit einer Bildfrequenz von 7,5/s statt 15/s durchleuchtete und erzielten auf diese Weise eine deutliche Reduzierung der Dosis [18]. Gutiérrez-Barrios et al. berichten von einer geringeren Patienten- und Untersucherdosis nach der Implementation eines Low-Dose-Programmes, also einer Dosisregelung, die den Strom und die Spannung der Röntgenröhre so einstellt, dass eine geringere Dosis am Detektor gemessen wird [19].

Die in den letzten Jahren gewonnenen Erkenntnisse über bauliche und persönliche Schutzausrüstung, das Wissen um die Strahlungsverteilung im Raum und das Verwenden von Arbeitstechniken, die sich positiv auf den Strahlenschutz auswirken wurden in den vergangenen Jahren immer wieder von verschiedenen Gruppen in Reviews zusammengefasst und als „Best practice“-Empfehlungen zum Strahlenschutz formuliert [20, 21, 22, 23, 24, 25].

Kuon et al. fassten dieses Wissen 2014 in einem Minikurs zusammen und untersuchten den Einfluss einer gezielten Schulung interventionell-tätiger Kardiologen auf den Strahlenschutz [26]. In ihrer Studie analysierten sie die Arbeitstechniken und Dosisflächenprodukte von 154 Kardiologen an 32 Herzzentren, schulten die Teilnehmer im Rahmen eines Minikurses und

überprüften im Anschluss erneut die Dosisflächenprodukte. Dabei beobachteten sie eine signifikante Reduzierung der verwendeten Dosis bei den Besuchern des Minikurses. In einer weiteren Studie untersuchte diese Gruppe wie lange sich eine Schulung im Strahlenschutz positiv auf die Dosis bei kardiologischen Interventionen auswirkte [27]. Dazu beobachteten sie einen erfahrenen Kardiologen über einen Zeitraum von 15 Jahren und kamen zu dem Schluss, dass eine regelmäßige autonome Kontrolle und Schulung notwendig sei um ein hohes Niveau im Strahlenschutz zu halten.

Neben den genannten Optimierungsansätzen entwickelte sich in den letzten Jahren auch die Gerätetechnik weiter. So wurden die in der Röntgentechnik gängigen Bildverstärkerdetektoren durch digitale Flachdetektoren abgelöst. Dies hatte zunächst lediglich einen Einfluss auf die Bildgebung, machte sich jedoch nicht in einer geringeren Dosis bemerkbar [28]. Durch Weiterentwicklung im Bereich der Röntgenröhren und der Detektoren, aber auch in der Bildverarbeitungskette lässt sich heute eine gute Bildgebung mit reduzierter Dosis umsetzen [29, 30].

Das entwickelte Bewusstsein für den Strahlenschutz hatte in Deutschland eine Gesetzesreform zur Folge. Im Jahr 2017 trat in Deutschland das neue Strahlenschutzgesetz (StrSchG) in Kraft, 2018 folgte die Strahlenschutzverordnung (StrSchV) [13, 31]. Diese lösten die bis dahin gültige Röntgen- und Strahlenschutzverordnung ab. Eine wesentliche Änderung durch das neue Gesetz war die oben genannte Reduktion der Augenlinsendosis in §78. Darüber hinaus wurde die Mitarbeit eines Medizinphysik-Experten bei Anwendungen mit ionisierender Strahlung in den Paragraphen §14 und §86 neu geregelt. In §131(2) der StrSchV wird auf das Hinzuziehen eines Medizinphysik-Experten bei Interventionen, die mit einer erheblichen Exposition einhergehen können, hingewiesen. In §132 der Strahlenschutzverordnung werden die Aufgaben des Medizinphysik-Experten beschrieben. Dazu gehören unter anderem die Überwachung der Exposition von Personen, an denen ionisierender Strahlung angewandt wird, sowie die Überwachung der Einhaltung von Dosisreferenzwerten (DRWs) und die Untersuchung von Vorkommnissen. Von verschiedenen Herstellern wurden in den vergangenen Jahren Dosismanagementsysteme (DMS) entwickelt um diese Aufgaben im klinischen Betrieb sinnvoll umsetzen zu können. Diese Systeme greifen direkt am Röntgengerät, oder aus dem nachgeschalteten radiologischen Bildspeicher, alle Dosisdaten, die zur entsprechenden Untersuchung gehören, ab und erlauben eine Dokumentation, Verarbeitung und Auswertung der Dosisinformationen. Da diese Systeme noch relativ neu sind und jede Klinik eigene Anforderungen und Erwartungen mitbringt, gestaltet sich das Implementieren des Dosismanagementsystems in die IT-Infrastruktur als iterativer Prozess.

In der Praxis bedeutet dies, dass den interventionellen Kardiologinnen und Kardiologen nun Medizinphysik-Expertinnen und -Experten zur Verfügung stehen und bei der Umsetzung des Strahlenschutzes Unterstützung leisten. Die neuen Möglichkeiten den Strahlenschutz zu optimieren, die sich durch diese Entwicklungen ergeben, sollen in der vorliegenden Ar-

beit evaluiert werden. Wie oben erwähnt, zeigten Kuon et al., dass durch regelmäßige und intensive Schulung des Personals, eine Verringerung der Dosis möglich ist. Dieser Ansatz wurde aufgegriffen und weiter ausgeführt. Die Untersucher sollten nicht nur eine grundlegende Schulung zu strahlenschutz-relevanten Arbeitstechniken bekommen, mit deren Hilfe die Dosis reduziert werden kann. Im Fokus stand vor allem eine individuelle Beratung jedes Teilnehmers, basierend auf einer vorausgegangenen Evaluation der Arbeitstechniken und des verwendeten Röntgengerätes. Durch gezielte Analyse einzelner Parameter und dem Vergleich mit den Teamkollegen zur Einordnung der eigenen Leistung, sollte eine Reduktion der Dosis bei diagnostischen und therapeutischen Eingriffen erreicht werden. Die individuelle Schulung wurde als erster Interventionspunkt betrachtet. Einen zweiten Interventionspunkt stellt die Installation einer neuen Röntgenanlage dar. Nachdem die Teilnehmer durch die individuelle Schulung für den Strahlenschutz sensibilisiert waren, sollte nun der Einfluss von neuester Gerätetechnik auf die Dosis untersucht werden.

Die Ziele dieser Arbeit lassen sich gliedern in

- die Untersuchung der auftretenden Strahlenexposition für Patient und Personal,
- die Untersuchung der Ursachen für das Auftreten hoher Dosiswerte,
- die Ermittlung von Optimierungsstrategien zur Reduktion der Strahlenexposition,
- die Untersuchung des Einflusses von Schulungsmaßnahmen und neuer Gerätetechnik auf die Strahlenexposition von Patient und Personal.

Hier soll aufgezeigt werden, wie das in den letzten Jahrzehnten gewonnene Wissen über den Strahlenschutz mit den neuen Möglichkeiten im klinischen Alltag angewandt werden kann und wo die Umsetzung des Strahlenschutzes an ihre Grenzen stößt.

2 Material und Methoden

2.1 Strahlenexposition von Patient und Personal

Zunächst war es notwendig, die auftretende Strahlenexposition im Herzkatheterlabor für die Patienten und das Personal zu untersuchen. Hierfür wurde mit dem Leiter des Labors eine repräsentative Gruppe von sechs Ärzten festgelegt, deren Arbeitstechniken hinsichtlich des Strahlenschutzes an einer festen kardiologischen Angiographie-Anlage über zwei Zeiträume analysiert wurden. Betrachtet wurden hierbei alle Untersuchungen die in einem jeweils 3-monatigen Intervall stattfanden. Zu einem späteren Zeitpunkt wurde die Röntgenanlage gegen eine neues Gerät getauscht und auch hier die Daten über drei Monate analysiert.

Zusätzlich wurden am Röntgengerät Phantommessungen durchgeführt. Diese trugen zu einem tieferen Verständnis der auftretenden Streustrahlung an der Untersucherposition bei und ermöglichten die Abschätzung der effektiven Jahresdosis der Untersucher. Die Variation der verschiedenen Durchleuchtungsparameter gab Aufschluss über den Einfluss der Geräteeinstellungen auf die Patientendosis. Da sich im Laufe dieser Arbeit zeigte, dass eine Abschätzung der Extremitätendosis notwendig sei, wurden mit einem zweiten Aufbau Phantommessungen durchgeführt und für jeden Untersucher eine individuelle Abschätzung durchgeführt.

Im Folgenden werden nun die Röntgenanlagen und die Phantommessungen vorgestellt, sowie der Einfluss der Geräteparameter auf die Untersucher- und Patientendosis.

Untersuchungsgeräte

Der größte Teil der kardiologischen Interventionen, die in dieser Arbeit analysiert wurden fanden an einem festen Röntgengerät (Röntgengerät Nr.1, Artis Zee, Siemens Healthineers) statt. Zu einem späteren Zeitpunkt wurde die Anlage gegen ein neues Gerät ausgetauscht (Röntgengerät Nr. 2, Artis Q, Siemens Healthineers) welches über eine aktuelle technische Ausstattung und eine größere Vielfalt an Durchleuchtungsprogrammen verfügte. Die technischen Parameter sind in Tabelle 2.1 dargestellt. Die am häufigsten verwendeten Programme zeigt Tabelle 2.2.

Tabelle 2.1: Dargestellt sind die technischen Daten der alten Röntgenanlage (Röntgengerät Nr. 1) und die der neuen Anlage (Röntgengerät Nr. 2).

	Röntgengerät Nr. 1	Röntgengerät Nr. 2
Bezeichnung	Artis Zee 2nd plane C	Artis Q biplan (Ecoline)
Hersteller	Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany	Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany
Baujahr	2009	2021
Gesamtfilterung	2,6 mm Al +0,1 mm Cu	2,6 mm Al + 0,1 mm Cu
Zusatzfilterung	0,2 - 0,9 mm Cu	0,0 - 0,9 mm Cu
Belichtungsautomatik	ja	nein
Automatische Dosisleistungsregelung	ja	ja
Streustrahlenraster	r15, N80, fo = 105	r15, N80, fo = 105
Blenden	manuell	manuell
Detektordurchmesser	25 cm (20 x 20 cm)	25 cm (20 x 20 cm)
Weitere Bildformate	20, 16 und 10 cm	20, 16 und 10 cm
Standard Bildfrequenz bei Fluoroskopie	6/s	6/s

Phantommessungen zur Untersucher- und Patientendosis

Den Teilnehmern der Studie sollte der Einfluss der verschiedenen Parameter auf Untersucher- und Patientendosis gezeigt werden. Dazu wurden mit Röntgengerät Nr. 1 Phantommessungen durchgeführt. Es wurde ein antropomorphes Thorax-Phantom auf dem Untersuchungstisch gelagert und im Bereich des Herzens in der Frontal-Ebene durchleuchtet. Die Streustrahlung wurde mit dem Ortsdosimeter „OD-02“ (Firma STEP-Sensor GmbH, Pockau-Lengefeld, Deutschland, Messungenauigkeit 5 %) gemessen. Das Dosisflächenprodukt und die Air-Kerma wurden dem Dosisreport der Anlage entnommen. Aus der Air-Kerma lässt sich durch Multiplikation mit dem Rückstrefaktor $B = 1,3$ die Hautdosis des Patienten abschätzen [6]. Eine schematische Zeichnung der Messung ist in Abbildung 2.1 gezeigt.

In der ersten Messung wurden Dosisflächenprodukt und Air-Kerma sowie die Streustrahlung an der Untersucherposition (ca. 1 m Entfernung) mit dem Standard-Programm für jeweils 10 s mit einem Bildformat von 16 cm gemessen und dabei verschiedene Bildfrequenzen eingestellt. Die Röntgenröhre befand sich unter dem Tisch, durchleuchtet wurde in der Frontal-Ebene. Die Messung erfolgte ohne bauliche Strahlenschutzmittel um eine möglichst gute Photonstatistik zu erreichen. Bei einer zweiten Messung blieben der Aufbau und die festen und variablen Parameter unverändert, jedoch wurde nun mit dem Low-Dose-Programm gemessen. In einer dritten Messung wurde der Einfluss des gewählten Bildformates auf Patienten- und Untersucherndosis betrachtet. Hierbei wurden bei gleichbleibender Bildfrequenz von 7,5/s

Tabelle 2.2: Gezeigt sind die am häufigsten genutzten Programme.

Programme	Röntgengerät Nr. 1	Röntgengerät Nr. 2
Standard	Coro: 7,5/s 170 nGy/frame	Coro: 7,5/s 170 nGy/frame
Low-Dose	LD-Coro: 7,5/s 120 nGy/frame	Coro CARE: 7,5/s 140 nGy/frame
		Coro xCARE: 7,5/s 80 nGy/frame
		Coro xxCARE: 7,5/s 65 nGy/frame
Linker Ventrikel	LV: 15/s 170 nGy/frame	LV: 15/s 120 nGy/frame
	LD-LV: 15/s 120 nGy/frame	
Spezialprogramme	Alt-ACQ: 10/s 80 nGy/frame	
		Coro BMI+: 30/s 80 nGy/frame Clearstent: 15/s, 170 nGy/frame

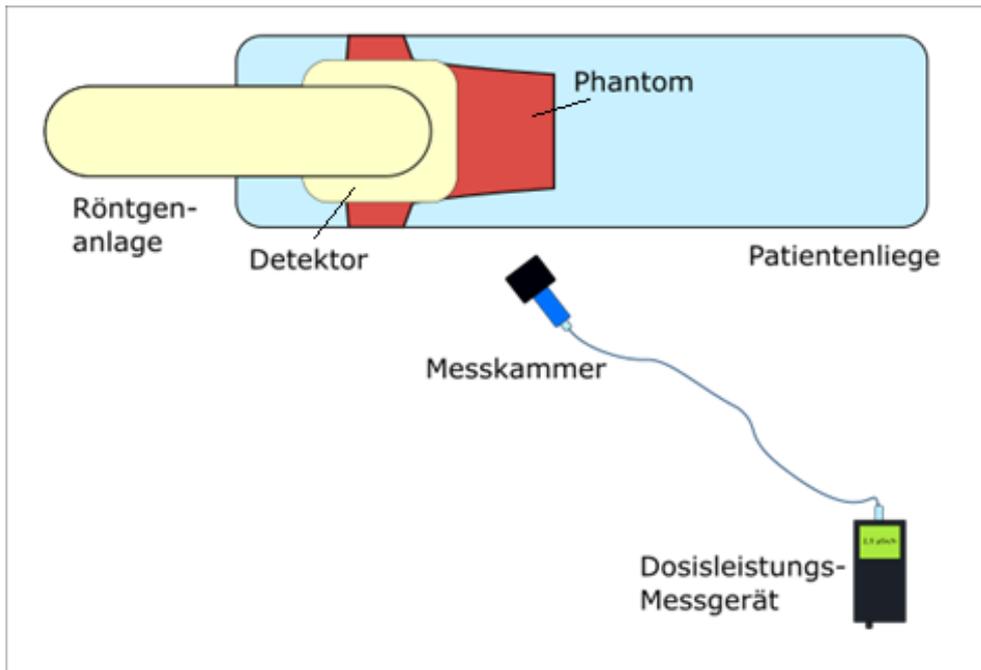


Abbildung 2.1: Gezeigt ist eine schematische Skizze des Messaufbaus für die Phantommessungen in der Aufsicht. Zu sehen ist die Patiententische, auf der sich das Thorax-Phantom befindet. In etwa 1 m Entfernung befindet sich die Messkammer des Dosisleistungsmessgerätes.

mit dem Low-Dose-Programm die vier verschiedenen Bildformate eingestellt.

Analyse der Röhren-Angulation und Patienten-Hautdosis

Ein wesentlicher Aspekt des technischen Strahlenschutzes ist das Angulieren der Röntgenröhre, also die Einstellung unterschiedlicher Winkel (cranial und caudal sowie right anterior oblique (RAO) und left anterior oblique (LAO)). Dies hilft nicht nur dem Arzt bei einer besseren Sicht auf das Untersuchungsobjekt, es schützt auch den Patienten vor deterministischen Hautschäden durch eine hohe Hautdosis. In der SSK Leitlinie Interventionelle Radiologie werden 3 Gy als Grenzwert für das Auftreten von ersten Hautschäden in Form von Erythemen genannt. In der klinischen Routine sieht man gerade bei adipösen Patienten mit schwieriger Anatomie häufiger Hautdosiswerte, die sich in diesem Bereich bewegen. Vorschädigungen durch andere Behandlungen sind ein zusätzlicher Risikofaktor für Hautschäden. Daher ist es elementar die Winkeleinstellung sinnvoll zu variieren. Kuon et al. zeigten in einer Publikation von 2004 anhand von Phantommessungen welche Durchleuchtungswinkel für den Untersucher, aber auch für den Patienten die geringste Dosisbelastung darstellen [9]. Diese Ergebnisse wurden ebenfalls in der Leitlinie für Diagnostische Herzkatheteruntersuchungen veröffentlicht [3]. Im ersten Beobachtungszeitraum der vorliegenden Studie wurden die am häufigsten von den Untersuchern verwendeten Winkel analysiert. Die Winkel wurden den Dosis Reports (DR) der Röntgenanlage entnommen und bilden dementsprechend nur die

dokumentierten Serien ab. Händisch wurden diese in eine Excel-Datei eingetragen, in 10° Intervalle eingeteilt und die prozentuale Häufigkeit in einer Winkelkarte, analog zu Kuon et al. dargestellt. Im weiteren Verlauf der Arbeit war es möglich, sich mit Hilfe der Dosismanagement Software nicht nur die Häufigkeit der Winkel, sondern auch die Hautdosis jeder einzelnen Untersuchung anzeigen zu lassen. Das Programm generiert zu jeder Untersuchung eine Winkelkarte und trägt die aus dem strukturierten Dosisreport (RDSR) ausgelesenen Winkel-Dosis-Paare in 20° Schritten auf. Für jede mit Dosis belegte Winkelkoordinate wird das Feld farbig hinterlegt, entsprechend einer angezeigten Dosis-Farblegende. Die Winkelstellung mit der höchsten Hautdosis (Peak Skin Dose) wird mit einem Punkt markiert, der ebenfalls abhängig von der Dosis, eingefärbt wird.

Abschätzung der effektiven Dosis der Untersucher

Alle Teilnehmer tragen die amtlichen Dosimeter zur Bestimmung der effektiven Dosis. Da die Dosimeter jedoch unter der Röntgenschutzkleidung getragen werden, ist die monatliche gemessene Dosis zumeist unterhalb der Messschwelle von 0,1 mSv. Mit Hilfe der Untersuchungsdaten und der Phantommessungen wurde die jährliche effektive Dosis unter Berücksichtigung der verschiedenen Parameter abgeschätzt um den Teilnehmern eine realistische Einschätzung der tatsächlichen Dosis zu ermöglichen. Für jeden Untersucher wurde die jährliche Durchleuchtungszeit aus dem Vorjahr verwendet. Da die Phantommessungen in der Frontal-Ebene stattgefunden haben, wurde mit Hilfe einer Gewichtungstabelle aus einer Publikation von Kuon et al. [9] die Dosiserhöhung durch Schrägprojektion berücksichtigt, siehe Abbildung 2.2. Zu sehen ist die Streustrahlung des Untersuchers unter den verschiedenen Neigungswinkeln (cranial, caudal, right anterior oblique und left anterior oblique) der Röntgenröhre bei der Durchleuchtung. Für die Dosisabschätzung wurden für jeden Arzt die jeweiligen verwendeten Winkel ermittelt und mit dem Wert der Streustrahlung aus den Phantommessungen multipliziert.

Die korrigierte Dosis berechnet sich somit nach der Formel

$$D_{korrr} = D_{FE} \cdot \sum_{90 \text{ LAO}}^{90 \text{ RAO}} \sum_{30 \text{ CRAN}}^{30 \text{ CAUD}} F_{D-W} \cdot N_W \quad (2.1)$$

wobei D_{FE} für die Dosis in der Frontalebene steht, die bei den Phantom Messungen ermittelt wurde, F_{D-W} den Dosis Umrechnungsfaktor abhängig vom Einstrahlwinkel (siehe Abbildung 2.2) angibt und N_W die Häufigkeit, mit der unter diesem Winkel durchleuchtet wurde. Näherungsweise wurde angenommen, dass die Durchleuchtungszeiten für alle Winkel gleich lang waren. Die jährliche effektive Dosis ohne Schutzmittel wurde mit der jährlichen Durchleuchtungszeit t_{DL} nach der Formel

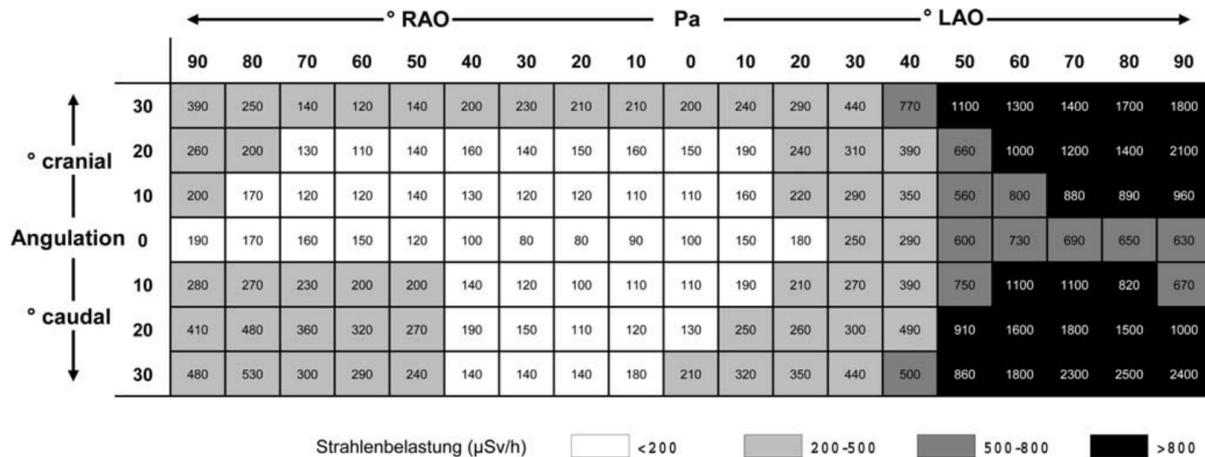


Abbildung 2.2: Zu sehen ist die Verteilung der Streustrahlung an der Untersucherposition unter verschiedenen Durchleuchtungswinkeln gemessen von Kuon et al. [3]. Diese wird für die Berechnung der Dosis herangezogen.

$$D_{eff} = t_{DL} \cdot D_{korr} \quad (2.2)$$

abgeschätzt und für die verschiedenen Pulsraten und das gewählte Programm berechnet. Berücksichtigt man den Bleigleichwert von 0,35 mmPb der getragenen Röntgenschutzkleidung, die vor 95 % der Strahlung schützt, wird D_{eff} mit dem Faktor 0,05 multipliziert. Zusätzlich werden bauseitige Strahlenschutzmittel wie Bleiglasscheibe und Ober- und Unter-tisch-Strahlenschutz mit einem Bleigleichwert von 0,5 mmPb eingesetzt, die einen weiteren Schutz von etwa 98 % bieten [32].

Abschätzung der Extremitätendosis der Untersucher

Wie bereits erwähnt, wurde während der Auswertung der Durchleuchtungsdaten die genauere Betrachtung der Fingerdosis relevant. Die Überwachung der Extremitätendosis geschieht in der Regel über Fingerringdosimeter. In der Praxis werden diese jedoch aus verschiedenen Gründen nicht immer akzeptiert und daher nicht verwendet. Mit einem Alderson-RANDO-Phantom wurden Phantommessungen durchgeführt und die Dosis basierend auf diesen abgeschätzt um trotzdem einen Eindruck der Finger-Dosis zu bekommen. Es wurden drei Strahlungsbeiträge angenommen die in Summe die gesamte Finger-Dosis ergaben. Zum einen waren die Hände des Untersuchers von der Streustrahlung betroffen, die beim Durchleuchten des Herzens entstand, zum anderen von der entstehenden Streustrahlung, wenn der Zugang im Bereich des Beckens kontrolliert und die Gefäße dargestellt wurden. Ein dritter Anteil traf den Untersucher, wenn die Fingerspitzen im Direktstrahl arbeiteten. Für Messungen der Streustrahlung wurden geeichte elektronische Personendosimeter „DMC 3000“ (MIRION Technologies (MGPI), Lamanon, Frankreich) verwendet, für Messungen im Di-

rektstrahl wurde das Dosimeter „Conny II T11007“ (PTW Freiburg GmbH, Freiburg im Breisgau, Deutschland) verwendet.

Das Phantom wurde auf dem Untersuchungstisch platziert und in der Frontalebene, zum einen im Bereich des Herzens, zum anderen im Beckenbereich durchleuchtet. Die Hand des Untersuchers wurde dabei durch zwei elektronische Personendosimeter vertreten, deren Messwerte gemittelt wurden. Die im Dosisreport der Anlage dokumentierte Air-Kerma wird mit der geeichten Dosismesskammer „Conny II“ gemessen und überprüft. Die Aufbauten sind in Abbildung 2.3 gezeigt. In a) beträgt der Abstand zwischen Strahlenfeld und elektronischem Dosimeter etwa 40 cm. In b) ist das Dosimeter am Rand des Strahlenfeldes platziert. Mit dem dosisreduzierten Low-Dose-Programm wurde sowohl für die Fluoroskopie (Bildfrequenz 6/s) als auch für die Serienaufnahme (Bildfrequenz 7,5/s) jeweils 10 Sekunden durchleuchtet. Als Bildformat wurden 20 cm gewählt, da dies die von den Ärzten am häufigsten verwendete Einstellung repräsentiert. Mit diesen Einstellungen wurde die Dosisleistung sowohl für Fluoroskopie als auch Serienaufnahmen bestimmt. In einem dritten Aufbau wurde die Dosis im Direktstrahl bestimmt (siehe Abbildung 2.3 c). Dazu wurde die Messkammer zunächst unter dem Phantom im Bereich des Beckens platziert um wieder die im Dosisreport dokumentierte Air Kerma zu überprüfen. Durchleuchtet wurde mit den oben genannten Parametern. Im Anschluss wurde das Dosimeter an der gleichen Position auf dem Phantom befestigt und die Messungen wiederholt.

Zur individuellen Bestimmung des Anteils der Fingerdosis durch Streustrahlung wurde ermittelt, welcher Arzt wie viele Serienaufnahmen im Bereich des Herzens und des Beckens durchgeführt hat. Dazu wurden alle im PACS gespeicherten Serien aus dem ersten und dem zweiten Beobachtungszeitraum betrachtet. Die Anteile für Herz N_{Herz} und Becken N_{Becken} wurden prozentual berechnet und auf die Fluoroskopie umgelegt. Anschließend wurde für jeden Arzt die Summe aller Fluoroskopiezeiten t_{Fl} und Serienzeiten t_{Sr} gebildet, die in beiden Zeiträumen abgestrahlt wurde. Die in den Phantommessungen bestimmten Dosisleistungen für Fluoroskopie in Bereich Herz Fl_{Herz} und Becken Fl_{Becken} sowie Serienaufnahmen für Herz DL_{Herz} und Becken DL_{Becken} wurden mit diesen Zeiten verrechnet und aufsummiert

$$\begin{aligned}
 D_{Streu} = & Fl_{Herz} \cdot N_{Herz} \cdot \sum_{1.+2.Periode} t_{Fl} + DL_{Herz} \cdot N_{Herz} \cdot \sum_{1.+2.Periode} t_{Sr} \\
 & + Fl_{Becken} \cdot N_{Becken} \cdot \sum_{1.+2.Periode} t_{Fl} + DL_{Becken} \cdot N_{Becken} \cdot \sum_{1.+2.Periode} t_{Sr}.
 \end{aligned} \tag{2.3}$$

Das Verfahren des Quellenkonzeptes (beschrieben in „Grundlagen der Strahlenphysik und des Strahlenschutzes“, Seite 630 [33]) wurde angewandt, um den individuellen Dosisanteil an den Händen und Fingern der Untersucher durch Arbeiten im Direktstrahl abzuschätzen. Mit Hilfe der Phantommessung wurde die nun folgende rechnerische Abschätzung validiert. Für die Berechnung wurde die Feldgröße dem DICOM-Header entnommen. Über den Strah-

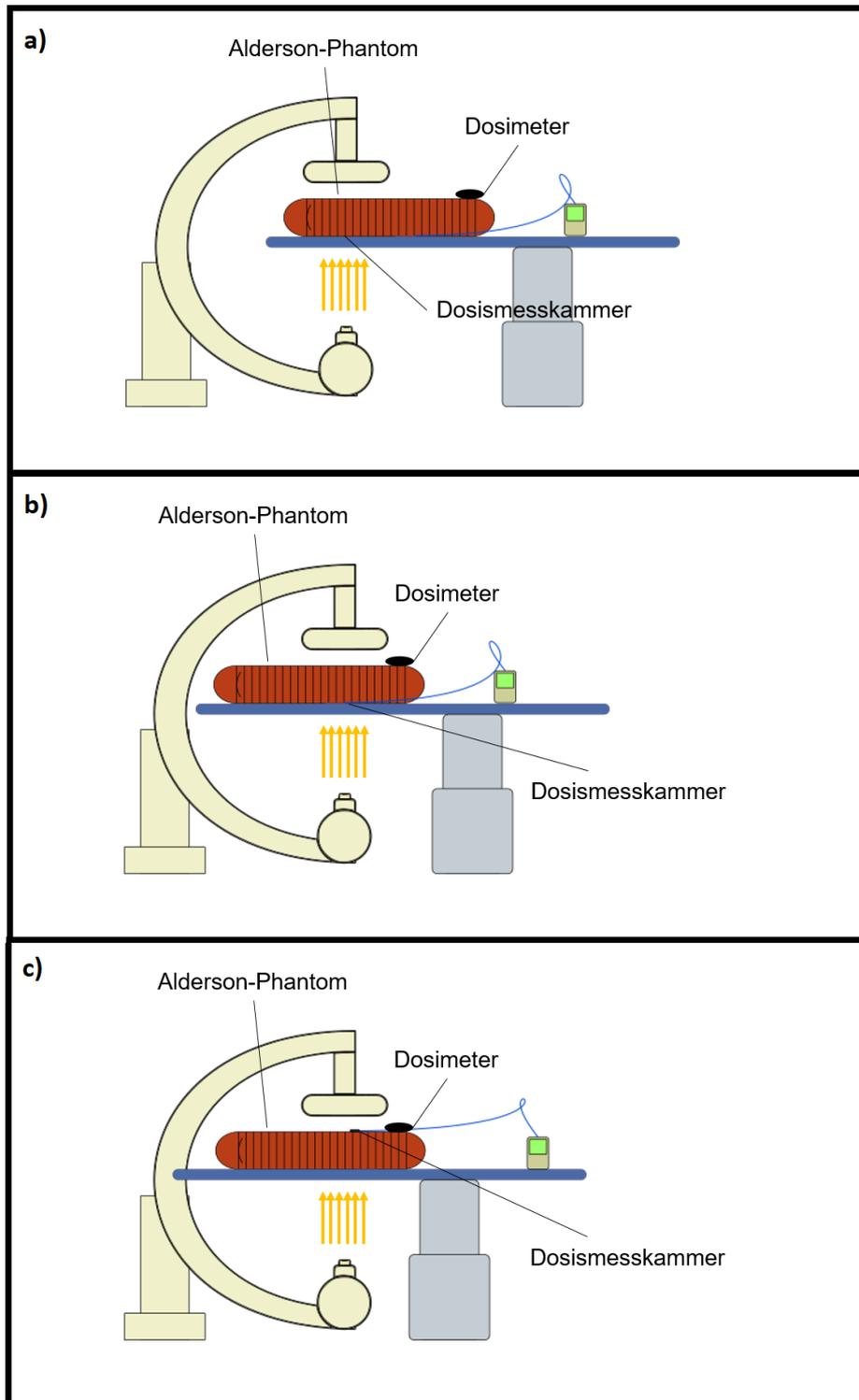


Abbildung 2.3: Die Abbildung zeigt den Aufbau der Phantommessung für die Abschätzung der Fingerdosis. In a) ist die Messung für die Ermittlung der Streustrahlung bei Durchleuchtung des Herzens gezeigt, b) zeigt die Durchleuchtung der Leiste. Die elektronischen Dosimeter, welche die Hand des Untersuchers darstellen, sind im Bereich der Leiste des Phantoms angebracht. Eine Dosismesskammer misst die Air-Kerma unter dem Phantom. Bild c) zeigt den Aufbau für die Messung der Dosis im Direktstrahl. Die Messkammer liegt hier im Strahlenfeld auf dem Phantom.

lensatz wurde aus dem Bildformat, dem Fokus Haut Abstand (FHA), dem Fokus Detektor Abstand (FDA) sowie der geschätzten Patientendicke x die Seitenlänge d des quadratischen Strahlenfeldes auf Höhe der Hand berechnet

$$d = \frac{\text{Bildformat} \cdot (\text{FHA} + x)}{\text{FDA}}. \quad (2.4)$$

Die Air-Kerma auf Höhe der Hand wurde über das Abstandsquadratgesetz berechnet. Dazu wurde dem Dosisreport die Air-Kerma K_a am Hauteintrittspunkt entnommen und diese mit dem Fokus Haut Abstand und der Patientendicke verrechnet

$$K'_a(x) = K_a \cdot \frac{\text{FHA}^2}{(\text{FHA} + x)^2}. \quad (2.5)$$

Da nicht unbedingt in jedem Bild der Serien die Finger zu sehen waren, wurde die Air-Kerma aus dem Dosisreport gleichmäßig auf alle Bilder verteilt angenommen und nur die Bilder mit den Fingern berücksichtigt und abgeschätzt, wieviel Fläche des Strahlenfeldes von den Fingern abgedeckt wurde

$$K_a(x) = K'_a(x) \cdot \text{Anteil}_{\text{Finger}} \cdot \frac{\text{Frames}_{\text{mit Hand}}}{\text{Frames}_{\text{gesamt}}}. \quad (2.6)$$

Der Massenenergieabsorptionskoeffizient für Wasser $t_{w,a} = 1,05$ sowie ein Faktor für das Gewebe Luft Verhältnis (TAR) wurden mit der Air-Kerma auf Höhe der Hand multipliziert, um die Absorption der Strahlungsenergie in der Hand und die Schwächung durch den Patienten zu berücksichtigen. Der Faktor TAR wurde einer Tabelle entnommen (siehe Tabelle 20.12.2 Quelle). Dieser hängt von der Beschleunigungsspannung, dem Strahlfilter, der Patientendicke x sowie der Größe d (siehe Gleichung 2.4) des Strahlenfeldes ab

$$D_{\text{Hand}} = K_a(x) \cdot t_{w,a} \cdot \text{TAR}. \quad (2.7)$$

Die beschriebene Berechnung wurde für alle Serien durchgeführt, auf denen Finger sichtbar waren. Die gesamte Extremitätendosis ergab sich aus der Summe der Streustrahlungsanteile und der Dosis aus der Direktstrahlung.

$$D_{\text{Jahresdosis}} = (D_{\text{Hand}} + D_{\text{Streu}}) \cdot 2. \quad (2.8)$$

Da für die Abschätzung zwei Zeiträume von jeweils 3 Monaten verwendet wurden, ergab sich die Jahresdosis durch Verdopplung des individuell ermittelten Wertes.

2.2 Ursachen für das Auftreten hoher Dosiswerte

Das Auftreten hoher Dosiswerte kann sich zum einen durch deterministische Schäden nachteilig auf den Patienten auswirken, zum anderen ist der Untersucher täglich über längere Zeiträume der Streustrahlung ausgesetzt. Eine hohe Patientendosis bedeutet immer auch eine hohe Untersucherdosis. Gründe für das Auftreten einer erhöhten Dosis können verschiedene Ursachen haben wie beispielsweise adipöse Patienten mit einem hohen Body-Mass-Index (BMI) oder anspruchsvolle Interventionen.

Gruppierung der Untersuchungen und Analyse der Häufigkeiten

Um die Ursachen hoher Dosiswerte zu identifizieren wurden die durchgeführten Untersuchungen in Gruppen eingeteilt und die Häufigkeit der verschiedenen Eingriffe analysiert. Dies wurde über drei Zeiträume von jeweils drei Monaten durchgeführt.

Der erste Beobachtungszeitraum erstreckte sich von September 2020 bis November 2020. Der zweite Beobachtungszeitraum begann im Mai 2021 und endete im Juli 2021. Diese Untersuchungen fanden an der Röntgenanlage Nr. 1 statt. Ende Juli wurde in der Abteilung der Einbau der neuen Röntgenanlage fertig gestellt. Seit Mitte August 2021 wurden Koronarangiographien, Perkutane Koronarinterventionen (PCI) beziehungsweise Perkutane transluminale Koronarangioplastie (PTCA), und weitere Maßnahmen wie Intravaskulärer Ultraschall (IVUS) hauptsächlich an der neuen Anlage durchgeführt. Der Beobachtungszeitraum der Untersuchungen begann im September 2021 und erstreckte sich über die folgenden Monate bis Ende November 2021.

Die Eingriffe wurden unterteilt in diagnostische und therapeutische Behandlungen:

Tabelle 2.3: Einteilung der Untersuchungen in Diagnostik und Therapie.

Diagnostische Untersuchungen	Therapeutische Untersuchungen
Koronarangiographie	PCI / PTCA
Biopsie	Interventioneller Verschluss
Druckmessung	- von Atrium-Septum-Defekten
IVUS	(ASD-Verschluss)
	- von Persistierenden Foramen
	Ovale (PFO-Verschluss)
	- des linken Vorhofohrs (left atrial appendage LAA-Verschluss)

Die Häufigkeiten der verschiedenen Untersuchungen in den einzelnen Beobachtungszeiträumen wurden analysiert um die Veränderungen der Dosis besser bewerten zu können. Dazu wurden die Untersuchungen wie erwähnt in verschiedene Gruppen eingeteilt und die

Häufigkeiten der Durchführung im jeweiligen Zeitraum gezählt. Die Einteilung ist in Tabelle 2.4

Tabelle 2.4: Zusammenfassung verschiedener Untersuchungen in Gruppen.

Gruppeneinteilung

Koronarangiographie ohne weitere Maßnahmen

Koronarangiographie und Druckmessung

Koronarangiographie und Biopsie

Koronarangiographie, Druckmessung und Biopsie

Koronarangiographie und IVUS

Koronarangiographie, Druckmessung und IVUS

Koronarangiographie und PTCA

Koronarangiographie mit PTCA und Implantation eines oder mehrerer Stents

Punktion des Perikards

Verschluss von Vorhofseptumsdefekten

Da bei therapeutischen Eingriffen Dosisbeiträge durch eine zusätzliche diagnostische Behandlung wie Biopsie, Druckmessung oder einen IVUS im Vergleich zu einer PTCA gering waren, wurden Kombinationen von Koronarangiographie, PTCA und weiteren diagnostischen Maßnahmen nicht extra betrachtet.

Analyse der Patienten BMIs und Korrelation mit dem Dosisflächenprodukt

Eine weitere Ursache für das Auftreten hoher Dosiswerte können wie erwähnt adipöse Patienten sein. Daher wurde die Verteilung der BMIs der untersuchten Patienten und die Korrelation mit dem Dosisflächenprodukt untersucht. Dazu wurden alle BMI-DFP-Paare aus den ersten beiden Beobachtungszeiträumen an der alten Röntgenanlage in BMI-Klassen eingeteilt und der Mittelwert des DFPs innerhalb der Klassen berechnet.

Diese Analyse ermöglicht es auch, die Ergebnisse der Phantommessungen besser einordnen zu können. Die Phantome weisen eine sehr schlanke Statur auf, womit sich die Frage der Alltagsnähe der Messung stellte. Mit Hilfe dieser BMI-Analyse ließ sich einschätzen um wieviel höher die tatsächliche Untersucherdosis im Vergleich zu den Phantommessungen wäre.

2.3 Optimierungsstrategien zur Reduktion der Strahlenexposition

Eine individuelle Analyse der Arbeitstechniken der Untersucher und Schulungsmaßnahmen über das Verbesserungspotenzial sollte zur Reduktion der Strahlenexposition führen. Daher wurde eine Gruppe von Ärzten benannt und wie beschrieben alle Untersuchungen, durchgeführt an den genannten Röntgengeräten, über drei Zeiträume erfasst und ausgewertet.

Im Folgenden werden die Ärzte und die zur Auswertung verwendete Software, sowie die Datenerfassung und statistische Auswertung vorgestellt.

Teilnehmende Ärzte

Bei den Teilnehmern der Studie handelt es sich um Mitarbeiter des Herzkatheterlabors der Charité – Universitätsmedizin Berlin am Campus Virchow Klinikum (CVK) die vom Leiter der Abteilung benannt wurden. Die an der Studie teilnehmenden Ärzte hatten zu Beginn eine Einverständniserklärung unterschrieben, und der anonymisierten Veröffentlichung ihrer Dosisdaten zugestimmt. Jedem Arzt wurde eine Untersucher Nummer und die Bezeichnung „Interventional Cardiologist“ (IC) zugeordnet. Wie Tabelle 2.5 zu entnehmen ist, deckt die Auswahl der Ärzte ein breites Spektrum an Arbeitserfahrung ab.

Tabelle 2.5: Gezeigt sind die Arbeitserfahrung in Jahren sowie die jährliche Anzahl an diagnostischen und therapeutischen Eingriffen im Herzkatheter-Labor für alle an der Studie teilnehmenden Ärzte.

	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6
Arbeitserfahrung in Jahren	18	16	4	1,5	5	1
Anzahl diagnostische Untersuchungen pro Jahr	≈ 1000	≈ 110	≈ 1500	≈ 400	≈ 150	≈ 400
Anzahl therapeutische Untersuchungen pro Jahr	≈ 450	≈ 120	≈ 800	≈ 200	≈ 100	≈ 100

Die Teilnehmer IC 1, IC 2, IC 3 und IC 5 besitzen die erforderliche Fachkunde im Strahlenschutz. Teilnehmer IC 4 war während des ersten Beobachtungszeitraumes noch in der Facharztausbildung. Diese war abgeschlossen bevor die zweite Datenerfassung begann. Teilnehmer IC 6 ist während der gesamten Studiendauer in der Ausbildung und besitzt zum Zeitpunkt der Datenerfassung lediglich den Grundkurs im Strahlenschutz. Alle besuchen regelmäßig die gesetzlich geforderte jährliche Unterweisung im Strahlenschutz.

Verwendete Software

Für die Erfassung und Verarbeitung der Dosisdaten wurde mit verschiedenen Programmen gearbeitet. Informationen über die Behandlungen und zugehörige Dosisdaten wurden dem Programm CentricityTM Cardio Workflow (GE Healthcare, Little Chalfont, UK), Software Version V7.0 SP7 (2020) entnommen. Die Software besitzt eine Schnittstelle mit den Röntgenanlagen und dokumentiert direkt nach Abschluss der Untersuchung die Dosisdaten. Informationen über die Eingriffe werden von den Ärzten ebenfalls hier dokumentiert. Über eine weitere Schnittstelle sendet die Röntgenanlage alle Bilder, die Bilddatei des Dosisreports sowie einen strukturierten Dosisreport (RDSR) in das Picture Archiving and Communications System (PACS) (MERLIN Diagnostic Workcenter, Phönix-PACS GmbH, Freiburg, Germany), Version 5.8.1.196776 (2021). Darüber hinaus wurde mit dem Dosismanagementsystem DoseM (INFINITT Healthcare Co., Ltd., Seoul, Korea) Version 2.0 gearbeitet. Das Dosismanagementsystem bezieht seine Informationen aus dem PACS und liebt aus den zur Verfügung stehenden DICOM-Headern der Bilder sowie dem Dosisreport und dem RDSR alle dosisrelevanten Daten. Alle Dosisdaten und Untersuchungsinformationen, wurden anschließend in Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA), Version 16.0.5188.1000 (2016) verarbeitet. Für statistische Analysen wurde mit der Software IBM SPSS Statistics Version 27.0.1.0 (IBM Corporation, Armonk, New York, USA) gearbeitet.

Datenerfassung und statistische Auswertung

Der Prozess der Datenerfassung und -analyse wird im Folgenden beschrieben. Zunächst wurden im CentricityTM Cardio Workflow alle Herzkatheteruntersuchungen am Standort CVK ausgewählt. Anschließend wurde der Bereich zeitlich eingegrenzt und nur die entsprechenden Monate ausgewählt. Diese Liste wurde als Excel-Tabelle exportiert und anschließend nach den Ärzten gefiltert, die an der Studie teilnahmen. Die in der Tabelle aufgeführten Untersuchungen wurden einzeln im CentricityTM Cardio Workflow aufgerufen und das Dosisflächenprodukt (DFP), die Durchleuchtungszeit sowie der Patienten-Body Mass Index (BMI) in der Tabelle ergänzt. Außerdem wurde an dieser Stelle die Aufteilung in diagnostische und therapeutische Maßnahmen durchgeführt. Jede einzelne Untersuchung wurde im Anschluss daran in PACS und im Dosismanagement System aufgerufen. Informationen über Air-Kerma, Programmwahl, Anzahl und Dauer der aufgenommenen Serien, Einstrahlwinkel sowie die gewählte Bildrate und das Bildformat wurden dem DoseM entnommen. Im PACS wurden die einzelnen gespeicherten Serien betrachtet und ermittelt, ob die manuellen Blenden eingesetzt wurden. Hin und wieder waren auf den Serien im Beckenbereich der Patienten die Finger des Untersuchers zu sehen. Daher wurde dieser Parameter in die Betrachtung mit aufgenommen und der prozentuale Anteil der Untersuchungen berechnet, bei denen die Finger des Untersuchers durchleuchtet wurden. Von den Patienten-BMIs wurde der Mittelwert jeweils für Diagnostik und Therapie berechnet. Die Verwendung des Low-Dose-Programms

wurde in Prozent der gesamten Serien eines jeden Arztes und der ganzen Gruppe berechnet. Mit der neuen Röntgenanlage stand den Untersuchern eine größere Programmauswahl zur Verfügung. Hier wurde nicht mehr zwischen Low-Dose-Programm und Standardprogramm unterschieden, sondern gezählt welche Programme wie häufig verwendet wurden. Für die Serien wurden zum einen die mittlere Anzahl der Serien pro Untersuchung für diagnostische und therapeutische Eingriffe berechnet, zum anderen die mittlere Zeit, die der jeweilige Untersucher pro Serie benötigte. Bei der Bildfrequenz konnten die Untersucher zwischen vier Pulsraten wählen (7,5/s, 10/s, 15/s und 30/s), beim Bildformat gab es ebenfalls vier verschiedene Stufen (25 cm, 20 cm, 16 cm und 10 cm). In beiden Fällen wurde der jeweilige Anteil in Prozent aller Serienaufnahmen in der jeweiligen Einstellung berechnet. Die Verwendung der Blenden wurde ebenfalls in Prozent der gesamten Serien berechnet. Hierbei wurde jedoch nur überprüft, ob die Blenden verwendet wurden, und nicht bewertet, wie gut eingeblendet wurde. Für die Analyse der Dosisflächenprodukte wurden für den jeweiligen Zeitraum für alle Teilnehmer die Daten erfasst und mit Hilfe eines Grubbs-Testes auf Ausreißer überprüft. Im Anschluss wurde für jeden Arzt der Median des DFPs bestimmt. Die Dosisflächenprodukte der ersten und zweiten Auswertung wurden für jeden Arzt verglichen. Da die Daten zwar ordinalskaliert, jedoch nicht normalverteilt sind, wurde für den Vergleich der DFPs vor dem Interventionspunkt mit den DFPs nach der Intervention ein Mann-Whitney-U-Testes gewählt. Anhand des Testes wurde überprüft, ob durch die Schulungsmaßnahme eine signifikante Veränderung der Dosis stattgefunden hat. Dafür wurden die Dosisflächenprodukte jedes Arztes nach der Schulung mit denen vor der Schulung verglichen. Nach dem Tausch der Röntgenanlage wurden die Dosisflächenprodukte der zweiten Auswertung mit denen der dritten verglichen und erneut mit einem Mann-Whitney-U-Test auf eine signifikante Veränderung der Dosis überprüft. Da es sich bei dieser Studie um eine explorative Analyse handelt, mit deren Hilfe ermittelt werden soll, ob eine individuelle Schulung des ärztlichen Personals in einer Klinik eine Verbesserung des Strahlenschutzes zur Folge hat, wird mit einer kleinen Studien-Gruppe von 6 Personen gearbeitet. Die Kontrollgruppe entfällt in diesem Studiendesign. Es wird keine Adjustierung für den Fehler 1. Art vorgenommen.

Auf expliziten ärztlichen Wunsch hin wurde in der ersten Analyse ergänzend zu den genannten Parametern der Einfluss der biplanaren Arbeitstechnik, also das Arbeiten mit zwei Durchleuchtungsebenen, auf das Dosisflächenprodukt betrachtet. Dafür wurden einmalig zwei erfahrene Ärzte aus der Gruppe gewählt, von denen ein Arzt biplanar arbeitet und einer monoplanar. Für beide wurden die Dosisflächenprodukte von 35 diagnostischen und 25 therapeutischen Untersuchungen aus einem Zeitraum von November 2019 bis September 2020 erfasst und die Medianwerte miteinander verglichen. Da die Eingriffe vergleichbar und die Fallzahlen nicht zu klein sein sollten, wurde der Zeitraum entsprechend groß gewählt.

2.4 Einfluss von Schulungsmaßnahmen und neuer Gerätetechnik

Die gesammelten und analysierten individuellen Daten wurden den Teilnehmern nach dem ersten Beobachtungszeitraum in einem 45-minütigen Vortrag präsentiert und gemeinsam diskutiert. Mit Hilfe der Phantom Messungen wurde die Bedeutung der verschiedenen Parameter bezüglich der Dosis demonstriert. Insbesondere auf die Risiken des Durchleuchtens der Finger wurde hingewiesen. Die Unterlagen zur Präsentation wurden im Anschluss ausgehändigt. Einige Wochen nach der Präsentation wurde mittels einer Umfrage ermittelt, ob die Ärzte den Eindruck hatten, von einer individuellen Analyse zu profitieren.

Direkt im Anschluss an die Präsentation wurde die zweite Beobachtungsphase für drei Monate begonnen. Die Daten wurden auf dieselbe Art erfasst und ausgewertet wie im ersten Zeitraum. Der direkte Vergleich sollte zeigen, ob die Hinweise zur Dosisoptimierung aus der ersten Schulung umgesetzt wurden und die Dosis für Untersucher und Patient reduziert werden konnten. Nach der zweiten Analysephase erhielten die Studienteilnehmer eine Rückmeldung über die individuellen Veränderungen und Auswirkungen auf die Dosis in Form eines Berichtes. Erneut wurde auf die Problematik der Durchleuchtung der Finger hingewiesen.

Eine Präsentation über die Abschätzung der Extremitätendosis wurde in einem separaten Termin abgehalten und die Unterlagen im Anschluss an alle beteiligten Ärzte verteilt. Die Präsentation fand nach der dritten Beobachtungsphase statt.

Nachdem die Teilnehmer für den Strahlenschutz noch stärker sensibilisiert waren, ergab es sich, dass die Röntgenanlage getauscht wurde. Dies ermöglichte die Untersuchung des Einflusses neuer Gerätetechnik auf die Dosis für einen weiteren Zeitraum von drei Monaten. Die Daten mit der neuen Anlage wurden ab September 2021 erhoben - einen Monat nach der Installation und Geräteeinweisung - um den Ärzten eine Eingewöhnungsphase zu ermöglichen. Analog zum ersten und zweiten Zeitraum wurden die Daten erfasst und ausgewertet und mit den Ergebnissen der zweiten Analyse verglichen. Zum Abschluss wurden allen Teilnehmern die Ergebnisse der gesamten Studie vorgestellt.

3 Ergebnisse

3.1 Untersuchung der Strahlenexposition

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Phantommessungen, der Angulationsanalyse und Patientenhautdosis sowie die Dosisabschätzungen vorgestellt.

Phantommessungen

Die Ergebnisse der ersten Messung mit dem Standardprogramm, beschrieben in Abschnitt 2.1 sind in Tabelle 3.1 gezeigt. Die erste Spalte zeigt die verschiedenen einstellbaren Bildfrequenzen. In Abhängigkeit von diesen sind in den weiteren Spalten das Dosisflächenprodukt, die Hauteintrittsdosis des Patienten und die Ortsdosisleistung an der Untersucherposition sowie die prozentuale Verringerung der Ortsdosisleistung relativ zum höchsten Messwert dargestellt.

Tabelle 3.1: Ergebnisse der ersten Phantommessung mit dem Standardprogramm bei unterschiedlicher Bildfrequenz. Zu sehen sind Dosisflächenprodukt, Hautdosis, Ortsdosisleistung und die Reduzierung der Dosis relativ zum Maximalwert.

Bildfrequenz in 1/s	DFP in Gy·cm²	Hautdosis in mSv	Dosisleistung in mSv/h	Reduzierung in %
30	293,9	136,5	13,2	0
15	147,2	68,1	6,3	52,3
10	98,8	45,8	4,3	67,4
7,5	73,7	34,1	2,8	79,2

Mit dem selben Messaufbau wurde die zweite Messung mit dem Low-Dose-Programm durchgeführt. Die Ergebnisse zeigt Tabelle 3.2.

Abbildung 3.1 zeigt den Einfluss von Programmwahl und Bildfrequenz auf die Ortsdosisleistung. Deutlich erkennbar ist die erhöhte Dosis bei hohen Bildfrequenzen und bei der Verwendung des Standardprogramms.

Im dritten Versuch wurde der Einfluss der verschiedenen Bildformate auf die Patienten- und Untersucherdosis untersucht. Die Ergebnisse zeigt Tabelle 3.3.

Wie erwartet bleibt das Dosisflächenprodukt näherungsweise unverändert, da die durchstrahlte Fläche zwar kleiner wird, jedoch auch die Dosis in dieser Fläche zunimmt. Die stei-

Tabelle 3.2: Ergebnisse der Phantommessung mit dem Low-Dose-Programm. Gezeigt sind die Daten vergleichbar mit Tabelle 3.1. Hier wurde jedoch mit dem Low-Dose-Programm gemessen.

Bildfrequenz in 1/s	DFP in Gy·cm ²	Hautdosis in mSv	Dosisleistung in mSv/h	Reduzierung in %
30	131,0	60,6	7,5	0
15	65,7	30,4	3,7	50,7
10	44,0	20,3	2,6	65,3
7,5	33,0	15,3	2,0	73,2

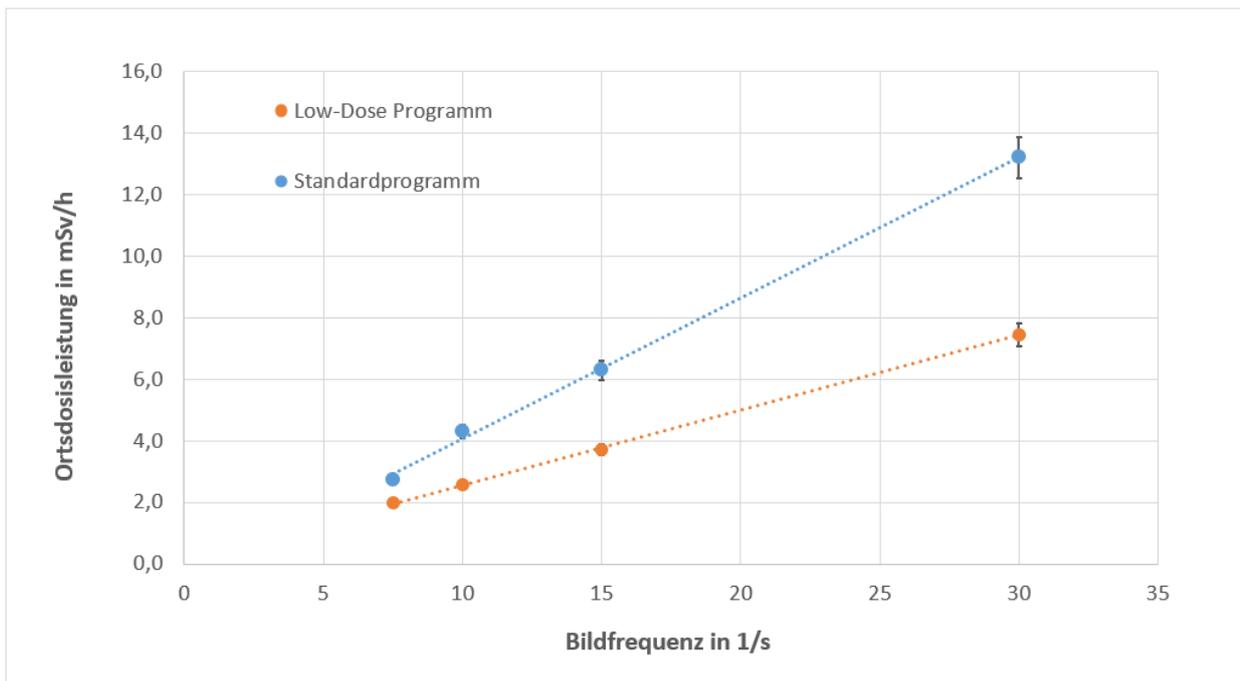


Abbildung 3.1: Gezeigt ist die gemessene Ortsdosisleistung aufgetragen über der Bildfrequenz für das Standardprogramm (blau) und das Low-Dose-Programm (orange).

gende Dosis macht sich in erster Linie durch den Wert der Hautdosis beim Patienten bemerkbar, daher bezieht sich die berechnete Dosisreduzierung in diesem Fall auf die Hautdosis. Die Ortsdosisleistung blieb im Rahmen von Messungenauigkeiten konstant. Abbildung 3.2 zeigt die Hautdosis des Patienten sowie die Ortsdosisleistung im Vergleich bei verändertem Bildformat. Hier werden die unterschiedlichen Auswirkungen des Bildformates auf Untersucher- und Patientendosis besonders deutlich.

Angulationsanalyse und Patientenhautdosis

Wie unter 2.1 beschrieben wurde im ersten Analysezeitraum die Verteilung der verwendeten Winkel ermittelt. Die prozentuale Häufigkeitsverteilung der Winkel ist in Abbildung 3.3 gezeigt.

Tabelle 3.3: Gezeigt sind Dosisflächenprodukt, Hautdosis, Ortsdosisleistung und Dosisreduzierung relativ zur maximalen Hautdosis. Gemessen wurde mit dem Low-Dose-Programm mit einer Bildfrequenz von 7,5/s.

Bildformat Seitenlänge in cm	DFP in Gy·cm ²	Hautdosis in mSv	Reduzierung in %	Dosisleistung in mSv/h
25	38,3	6,9	82,6	2,0
20	36,2	9,6	75,7	2,4
16	32,3	15,0	62,2	1,8
10	36,2	39,5	0	1,6

Werte zwischen 0 und 1 % sind grün markiert, Werte zwischen 1 und 2 % blau, zwischen 2 und 3 % gelb und größer als 3 % in orange. Im Dosismanagementsystem wurde anhand von Stichproben die Hautdosis der Patienten in Abhängigkeit der Winkel überprüft. In Abbildung 3.4 ist eine Überlagerung der Peak Skin Dose einiger Untersuchungen aus dem zweiten Analysezeitraum gezeigt. Die durch die Punkte markierte höchste Hautdosis stimmt gut mit der Analyse der verwendeten Winkel (vergleiche Abbildung 3.3) überein.

Abschätzung der effektiven Dosis pro Jahr

Mit dem unter 2.1 beschriebenen Verfahren wurde für jeden Untersucher eine jährliche effektive Dosis abgeschätzt, basierend auf den Durchleuchtungszeiten aus dem Jahr 2020, den Phantommessungen und den verwendeten Winkeln. Den Studienteilnehmern wurde am Beispiel eines Arztes die Dosisabschätzung demonstriert und anschließend die individuellen Ergebnisse präsentiert.

IC 1 hatte im Jahr 2020 eine Durchleuchtungszeit von 55,6 h. Für eine konservative Abschätzung wird angenommen, dass nur Serienaufnahmen durchgeführt wurden. Angenommen es wird das Standardprogramm bei einer Bildfrequenz von 7,5/s verwendet, ergibt sich bei Durchleuchtung in der Frontalebene eine Dosisleistung von 2,8 mSv/h (siehe Tabelle 3.1). Unter Berücksichtigung der verschiedenen Schrägprojektionen (siehe Abbildung 3.3) und der Dosisgewichtung (siehe Abbildung 2.2) ergibt sich eine Dosis, die um den Faktor 2,94 höher ist, verglichen mit der Dosis bei Durchleuchtung in der Frontalebene. Somit ergibt sich eine Jahresdosis von

$$D'_{eff} = t_{Durchleuchtung} \cdot DL_{Standard\ Programm, 7,5/s} \cdot 2,94 \quad (3.1)$$

$$D'_{eff} = 55,6\ h \cdot 2,8 \frac{mSv}{h} \cdot 2,94 = 457,7\ mSv. \quad (3.2)$$

Hinzu kommt nun noch der Schutz durch die bauseitigen Strahlenschutzmittel wie Bleiglas-

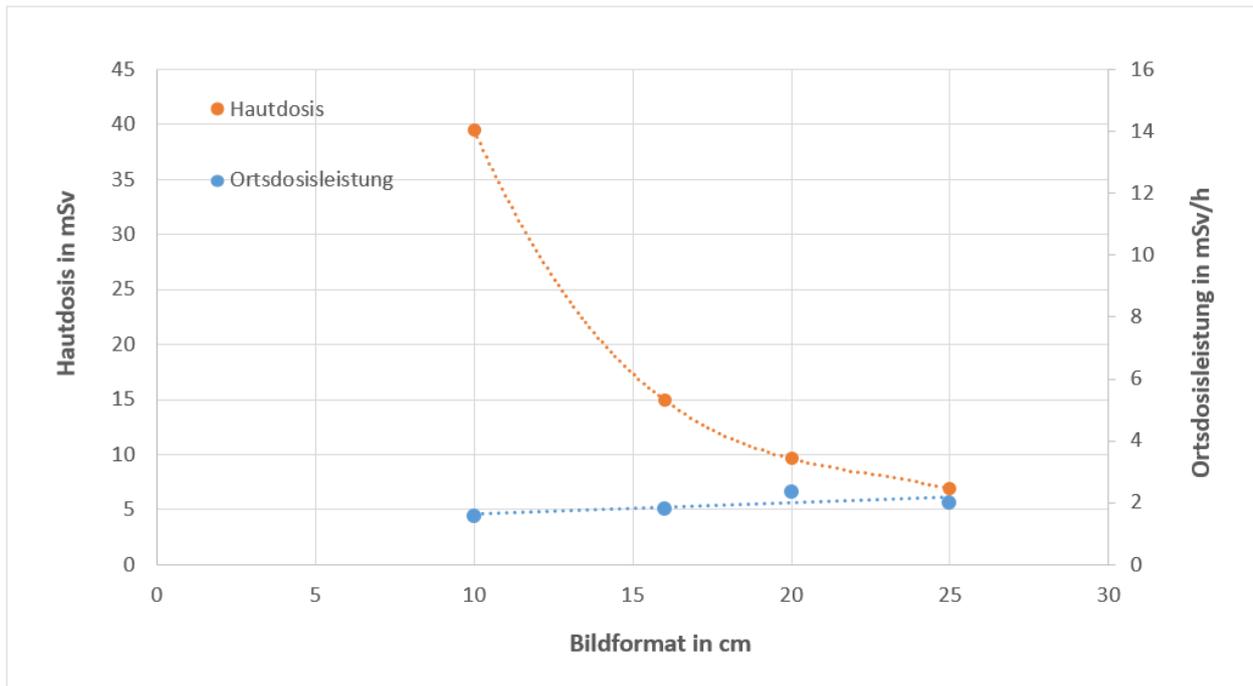


Abbildung 3.2: Dargestellt sind die Ortsdosisleistung (blau) und die Hautdosis des Patienten (orange) in Abhängigkeit vom Bildformat.

scheibe und Unter- und Obertischstrahlenschutz mit einer Absorption von 98 % der Streustrahlung und der persönlichen Strahlenschutzmittel wie Röntgenschutzkleidung mit einer Absorption von 95 % der Streustrahlung [32]

$$D_{eff} = D'_{eff} \cdot \mu_{baus.} \cdot \mu_{pers.} \quad (3.3)$$

$$D_{eff} = 457,7 \text{ mSv} \cdot 0,02 \cdot 0,05 = 0,5 \text{ mSv}. \quad (3.4)$$

Diese Dosisabschätzung setzt jedoch voraus, dass die Strahlenschutzmittel richtig verwendet werden. Tabelle 3.4 zeigt die Abschätzung der effektiven Jahresdosis in mSv für alle Teilnehmer im Vergleich für das Standardprogramm und das Low-Dose-Programm mit einer Bildfrequenz von jeweils 30/s und 7,5/s.

Da die Extremitäten und der Kopf meist ungeschützt sind, gilt der Faktor 0,05 für diese Bereiche des Körpers nicht. Damit ergeben sich die Werte in Tabelle 3.5 für diese Körperteile.

Abschätzung der Fingerdosis

Wie bereits erwähnt, wurde eine genauere Auswertung der Fingerdosis im Laufe der Studie relevant. Abbildung 3.5 zeigt die Anzahl der Untersuchungen mit Serienaufnahme ohne Finger (blau) und die Anzahl der Untersuchungen, bei denen mindestens in einer Serienaufnahme Finger oder Hände im Strahlenfeld zu sehen waren (orange). Die Daten zu Abbildung 3.5 befinden sich im Anhang.

		RAO								LAO									
		70	60	50	40	30	20	10	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
CRAN	50	0,0	0,0	0,2	0,5	0,4	1,2	1,0	0,9	0,9	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	
	40	0,0	0,3	1,8	2,8	0,8	1,4	5,2	2,9	4,3	0,2	0,3	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	
	30	0,0	0,4	1,3	2,3	1,8	0,4	2,0	1,2	1,8	0,2	1,1	1,3	0,2	0,0	0,0	0,0	0,0	
	20	0,0	0,0	0,3	0,1	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	1,0	0,3	0,1	0,0	0,0	0,0	
	10	0,0	0,0	0,3	1,1	0,3	0,1	0,2	0,2	0,2	0,1	0,5	0,3	0,2	0,7	0,4	0,1	0,0	
	0	0,0	0,0	0,2	0,9	0,8	0,3	0,3	1,4	0,4	0,4	0,8	1,0	0,4	2,8	1,6	0,1	0,2	
CAUD	10	0,0	0,0	0,2	0,4	0,2	0,5	2,0	0,2	0,5	0,2	0,5	0,4	0,7	3,7	1,1	0,1	0,3	
	20	0,0	0,1	0,5	0,5	0,4	0,7	0,4	0,0	0,0	0,1	0,3	0,1	0,3	0,4	0,2	0,1	0,0	
	30	0,0	0,1	0,3	1,5	1,9	1,2	0,9	0,4	0,7	0,3	0,2	0,6	1,2	2,2	1,1	0,0	0,0	
	40	0,0	0,0	0,1	1,1	0,4	0,2	3,3	2,5	1,5	0,5	0,3	0,6	1,1	0,5	0,3	0,0	0,0	
	50	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	0,1	0,6	0,5	0,3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	

Abbildung 3.3: Zu sehen ist eine prozentuale Verteilung der verwendeten Winkel während der Interventionen, gemittelt über alle Ärzte.

Tabelle 3.4: Abschätzung der effektiven Jahresdosis in mSv für jeden Untersucher basierend auf den individuellen Durchleuchtungszeiten. Die berechneten Werte beziehen die Dosisreduktion durch Verwendung von baulichen und persönlichen Strahlenschutzmittel mit ein.

Arzt	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6
Durchleuchtungszeit in h	55,6	37,9	35,7	42,6	58,0	10,6
Effektive Dosis mit Programm Standard, 30/s	2,2	1,5	1,4	1,7	2,3	0,4
Effektive Dosis mit Programm Standard, 7,5/s	0,5	0,3	0,3	0,4	0,5	0,1
Effektive Dosis mit Programm Low-Dose, 30/s	1,2	0,8	0,8	0,9	1,3	0,2
Effektive Dosis mit Programm Low-Dose, 7,5/s	0,3	0,2	0,2	0,3	0,3	0,1

Die Grafik zeigt die Daten aus den drei Beobachtungszeiträume. Obwohl in der Schulung darauf hingewiesen wurde, dass nach Möglichkeit die Finger nicht im Strahlenfeld arbeiten sollten, nahm der Anteil der Untersuchungen mit Serien, die Finger in den Aufnahmen zeigten, im zweiten Analysezeitraum im Mittel deutlich zu. Waren es bei der ersten Auswertung im Durchschnitt 9,9% der Untersuchungen, ergab die zweite Auswertung im Durchschnitt einen Anteil von 17,8%. Zwei Studienteilnehmer fielen jedoch besonders auf. Zum einen IC 2, der seine Finge konsequent aus dem Strahlenfeld heraushielt, und IC 5, der mit einem Anteil von rund 30% in beiden Analysen an der Spitze lag.

Wie in Abschnitt 2.1 beschrieben, wurde für jeden Arzt eine individuelle Fingerdosis aus den Daten der ersten beiden Beobachtungszeiträume abgeschätzt und auf ein gesamtes Jahr hochgerechnet.

Mit Hilfe der beschriebenen Phantommessungen wurde die Dosisleistung für jeweils Fluoroskopie und Serienaufnahmen bei Durchleuchtung im Bereich des Herzens und im Bereich des Beckens bestimmt. Das Dosimeter befand sich immer außerhalb des Strahlenfeldes im Bereich der Leiste des Patienten. Die Ergebnisse zeigt Tabelle 3.6.

Nach Gleichung 2.3 wurde der Dosisbeitrag durch Streustrahlung abgeschätzt. Am Beispiel von IC 1 soll dies nachvollzogen werden. Aufsummiert über die ersten beiden Zeiträume wur-

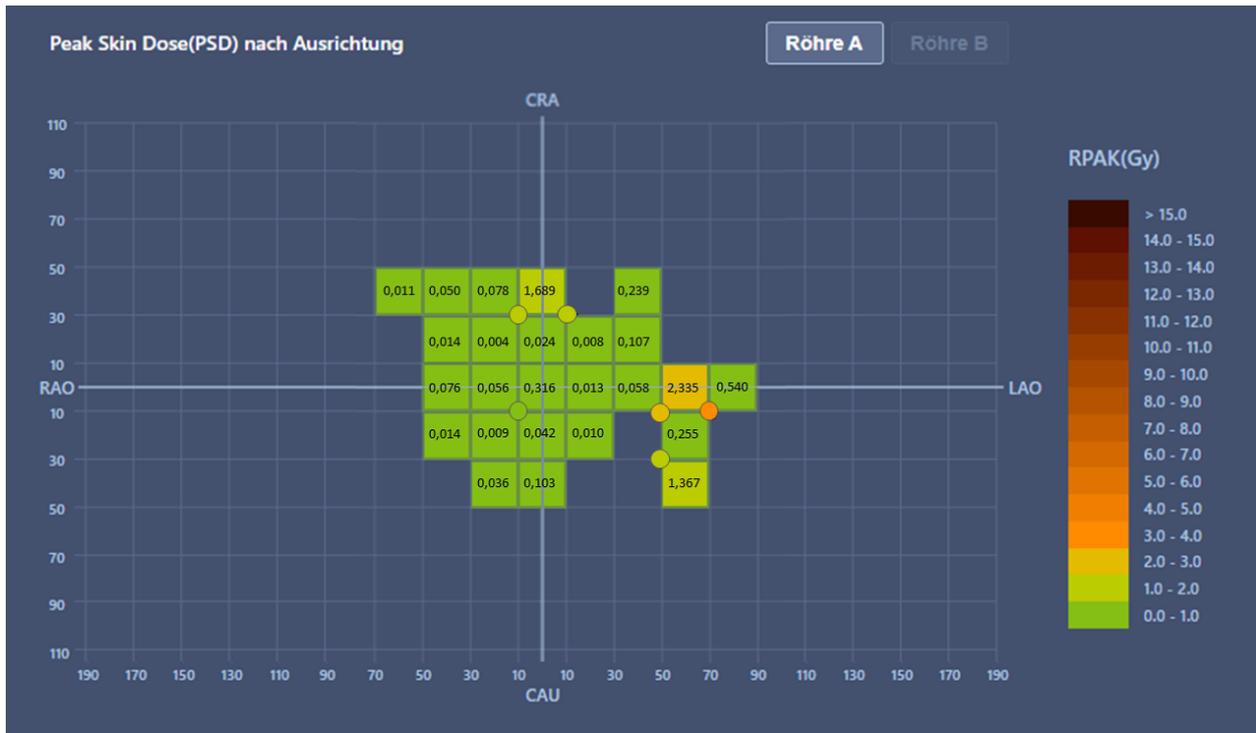


Abbildung 3.4: Die Abbildung zeigt eine Überlagerung der Darstellung der Peak Skin Dose von 6 Untersuchungen aus der Dosismanagement Software DoseM.

den für eine Zeit von $t_{Fl} = 64179$ s fluoroskopisch durchleuchtet und für eine Zeit von $t_{Sr} = 5086$ s Serienaufnahmen durchgeführt. Der Anteil an Durchleuchtungen im Beckenbereich betrug $N_{Herz} = 1,8\%$ und entsprechend $N_{Becken} = 98,2\%$. Mit den Werte aus Tabelle 3.6 ergibt sich der Dosisbeitrag durch Streustrahlung zu

$$\begin{aligned}
 D_{Streu} &= Fl_{Herz} \cdot N_{Herz} \cdot \sum_{1.+2.Periode} t_{Fl} + DL_{Herz} \cdot N_{Herz} \cdot \sum_{1.+2.Periode} t_{Sr} \\
 &+ Fl_{Becken} \cdot N_{Becken} \cdot \sum_{1.+2.Periode} t_{Fl} + DL_{Becken} \cdot N_{Becken} \cdot \sum_{1.+2.Periode} t_{Sr} \\
 &= 0,001 \frac{\mu Sv}{s} \cdot 0,982 \cdot 64179 s + 0,01 \frac{\mu Sv}{s} \cdot 0,982 \cdot 5086 s \\
 &+ 0,3 \frac{\mu Sv}{s} \cdot 0,018 \cdot 64179 s + 2 \frac{\mu Sv}{s} \cdot 0,018 \cdot 5086 s \\
 &= 113 \mu Sv + 527 \mu Sv \\
 &= 640 \mu Sv.
 \end{aligned} \tag{3.5}$$

Hochgerechnet auf ein Jahr beträgt die Dosis der Finger durch Streustrahlung von IC 1 folglich 1,28 mSv.

Die Berechnung der Dosis im Direktstrahl soll ebenfalls anhand eines Beispiels nachvollzogen werden. Abbildung 3.6 zeigt einige Bilder aus einer Serienaufnahme im Bereich des

Tabelle 3.5: Abschätzung der Jahresdosis in mSv für Körperteile, die nicht durch die persönliche Schutzausrüstung vor der Streustrahlung geschützt sind.

Arzt	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6
Durchleuchtungszeit in h	55,6	37,9	35,7	42,6	58,0	10,6
Effektive Dosis mit Programm Standard, 30/s	43,2	29,4	27,7	33,1	45,0	8,2
Effektive Dosis mit Programm Standard, 7,5/s	9,2	6,2	5,9	7,0	9,5	1,7
Effektive Dosis mit Programm Low-Dose, 30/s	24,5	16,7	15,7	18,8	25,6	4,7
Effektive Dosis mit Programm Low-Dose, 7,5/s	6,5	4,5	4,2	5,0	6,8	1,2

Tabelle 3.6: Gemessene Dosisleistungen bei Fluoroskopie und Serienaufnahmen bei Durchleuchtung im Bereich des Herzens und des Beckens.

	Durchleuchtung Herz	Durchleuchtung Becken
Dosisleistung Fluoroskopie in $\frac{\mu Sv}{s}$	0,001	0,3
Dosisleistung Serien in $\frac{\mu Sv}{s}$	0,01	2

Beckens in dem die Hand des Untersuchers deutlich zu sehen war.

Mit Hilfe von Gleichung (2.4) kann die Größe des Strahlenfeldes auf Höhe der Hand berechnet werden. Das verwendete Bildformat war 25 cm, der Fokus-Haut-Abstand betrug 71,3 cm, der Fokus-Detektor-Abstand 94,3 cm. Mit einer angenommenen Patientendicke von $x = 18$ cm ergibt sich die Länge und Breite des quadratischen Strahlenfeldes zu

$$d = \frac{\text{Bildformat} \cdot (FHA + x)}{FDA} = \frac{25 \text{ cm} \cdot (71,3 + 18) \text{ cm}}{94,3 \text{ cm}} = 23,7 \text{ cm}. \quad (3.6)$$

Die Air-Kerma $K'_a(x)$ auf Höhe der Hand wird nach Formel (2.5) berechnet, wobei die Air-Kerma $K_a = 2,6$ mGy, dem Dosis-Report entnommen wurde.

$$K'_a(x) = K_a \cdot \frac{FHA^2}{(FHA + x)^2} = 2,6 \text{ mGy} \cdot \frac{(71,3 \text{ cm})^2}{(71,3 + 18)^2 \text{ cm}^2} = 1,66 \text{ mGy}. \quad (3.7)$$

Die Aufnahmen der Hand wurde in den einzelnen Bildern abgezählt und der Anteil auf jedem Bild abgeschätzt. Hier war die Hand in 22 von 23 Bilder zu sehen und deckte dabei etwa 20 % des Strahlenfeldes ab. Nach Gleichung (2.6) ergibt sich somit eine Dosis von

$$K_a(x) = K'_a(x) \cdot \text{Anteil}_{\text{Finger}} \cdot \frac{\text{Frames}_{\text{mit Hand}}}{\text{Frames}_{\text{gesamt}}} = 1,66 \text{ mGy} \cdot 0,2 \cdot \frac{22}{23} = 0,31 \text{ mGy}. \quad (3.8)$$

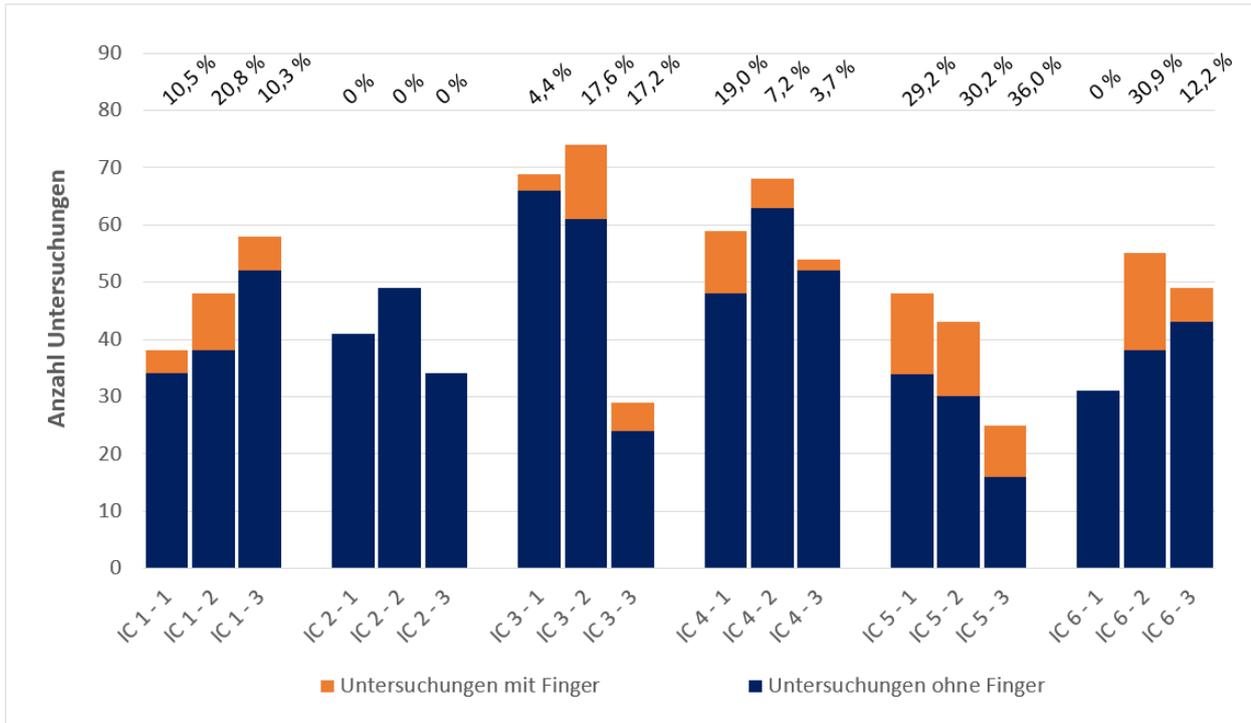


Abbildung 3.5: Die Abbildung zeigt die Anzahl der Untersuchungen in denen auf keiner Serienaufnahme Finger im Strahlenfeld sichtbar waren (blau) und die Anzahl der Untersuchungen mit Fingern oder Händen (orange) auf mindestens einer Serienaufnahme für alle drei Zeiträume. Die Prozentzahlen entsprechen dem Anteil der Serienaufnahmen mit Fingern oder Händen.

Nun wird der Massenenergieabsorptionskoeffizient $t_{w,a} = 1,05$ sowie der Faktor für das Gewebe Luft Verhältnis (TAR) mit der Air-Kerma auf Höhe der Hand multipliziert um die Absorption der Strahlung in der Hand und die Schwächung durch den Patienten zu berücksichtigen (Gleichung (2.7)). Die Beschleunigungsspannung beträgt etwa 80 kV, für die Vorfilterung werden 3,0 mm Aluminium angenommen, für die Patientendicke 18 cm. Die Größe des Strahlenfeldes auf Höhe der Hand wurde berechnet und betrug 23,7 cm. Daraus resultiert nach Tabelle 20.12.2 auf Seite 714 in [33] ein Tissue-to-Air-Ratio von 0,069. Somit ergab sich die Dosis der Hand zu

$$D_{Hand} = K_a(x) \cdot t_{w,a} \cdot TAR = 0,31 \text{ mSv} \cdot 1,05 \cdot 0,069 = 23 \mu\text{Sv}. \quad (3.9)$$

Auf diese Weise wurden für alle Serienaufnahmen mit Fingern oder Händen im Strahlenfeld die Dosis berechnet und für jeden Untersucher der Dosisbeitrag durch Direktstrahlung aufsummiert.

Die individuellen Dosisbeiträge sowie die berechnete Jahresdosis zeigt Tabelle 3.7.

Die Analyse der Serienaufnahmen zeigt, dass im Mittel etwa 2,6 % der Aufnahmen im Beckenbereich stattgefunden haben. Die Darstellung des Beckenbereiches war notwendig um

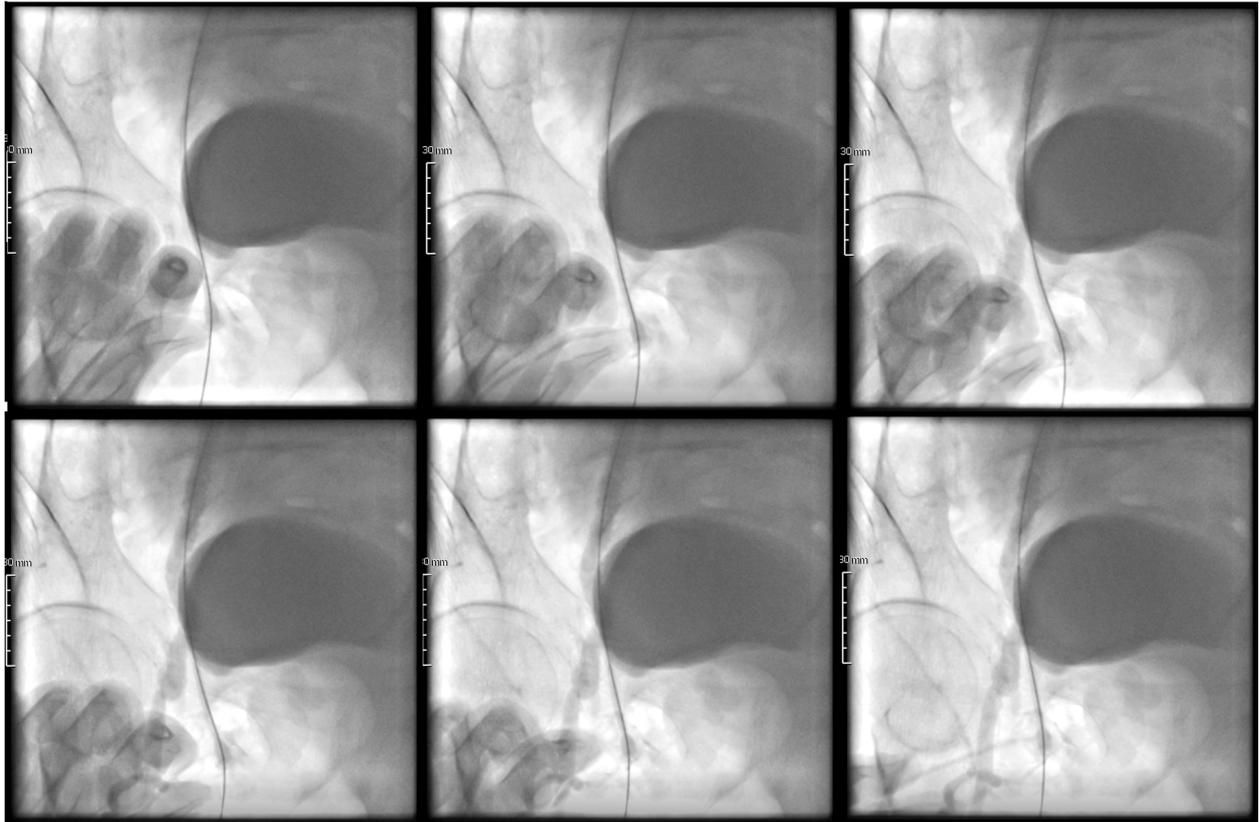


Abbildung 3.6: Die Abbildung zeigt einige Ausschnitte einer Serienaufnahme im Beckenbereich eines Patienten.

die Punktionsstelle zu überprüfen. Dieser Anteil variiert jedoch stark zwischen den verschiedenen Untersuchern, so wie auch die Häufigkeit der Finger im Direktstrahl.

Bei der zweiten Präsentation der Ergebnisse wurde ein weiteres Mal auf die Problematik der durchleuchteten Finger hingewiesen. Daraufhin stellte sich eine Verbesserung ein, was die Auswertungen an der neuen Anlage, also der dritte Beobachtungszeitraum, zeigte. Abbildung 3.5 stellt diese Entwicklung (Daten siehe Anhang) graphisch dar. Bis auf IC 5 und IC 3 konnten alle Ärzte die Arbeit im Direktstrahl reduzieren. Bei IC 3 ist der Wert näherungsweise konstant geblieben, IC 5 verzeichnet eine weitere Steigerung.

3.2 Untersuchung zum Auftreten hoher Dosiswerte

Wie unter 2.2 beschrieben, wurde eine Korrelation zwischen Patienten BMIs mit den Dosisflächenprodukten untersucht, sowie das gehäufte Auftreten von anspruchsvollen Untersuchungen.

Tabelle 3.7: Die Tabelle zeigt die Durchleuchtungszeiten für Fluoroskopie und Serienaufnahmen und den Anteil der Aufnahmen im Beckenbereich als Prozentzahl der gesamten Serienaufnahmen. In den weiteren Zeilen sind die berechneten Streustrahlungs- und Direktstrahlungsanteile für alle Ärzte gezeigt, sowie die Dosis, die sich daraus für die beiden Beobachtungszeiträume ergibt und die Hochrechnung für ein gesamtes Jahr.

Arzt	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6
Durchleuchtungszeit in s (Fluoro)	64179	48405	75353	74166	80251	49884
Durchleuchtungszeit in s (Serie)	5086	6883	7053	7208	7971	5010
Anteil Becken-Aufnahmen in %	1,8	0,3	2,8	2,0	4,4	4,5
Streustrahlung in μSv (Herz)	113	117	143	140	156	95
Streustrahlung in μSv (Becken)	527	71	734	1621	1104	1127
Direktstrahlung in μSv	46	0	107	109	232	62
Dosis in mSv (2x3 Monate)	0,7	0,2	1,3	1,0	2,2	1,3
Jahresdosis in mSv	1,4	0,4	2,6	2,0	4,4	2,6

Analyse der Patienten BMIs und Korrelation mit den Dosisflächenprodukten

Die Verteilung der Patienten BMIs ist in Abbildung 3.7 gezeigt. Die einzelnen BMI-Werte wurden in Klassen eingeteilt und als Histogramm dargestellt. Eine Klasse deckt den Bereich von 15,0 bis 15,9 kg/m², dann 16,0 bis 16,9 kg/m², und so weiter ab. Der Bereich von 19 bis 25 kg/m² entspricht einer normalgewichtigen Statur und wurde hier grün eingefärbt. Die Verteilung zeigt, dass ein Großteil der Patienten übergewichtig war. Im Mittel ergab sich ein BMI von (27,9 +/-5,8) kg/m².

In Abbildung 3.8 ist der Zusammenhang zwischen Patienten-BMI und dem Dosisflächenprodukt gezeigt. Die hellblauen Punkte entsprechen jeweils einem Datenpaar. Die jeweiligen Dosisflächenprodukte wurden in BMI-Klassen zusammengefasst und innerhalb der Klassen ein Dosismittelwert bestimmt um in der Punktwolke einen Trend erkennen zu können. In einem Bereich von 15 bis 34 kg/m² wurde mittels linearer Regressionsanalyse der lineare Zusammenhang zwischen BMI und DFP überprüft. Eine Regressionsgerade (rot) wurde angepasst und das Bestimmtheitsmaß $R^2 = 0,939$ bestimmt. Daraus lässt sich ein starker Zusammenhang zwischen Patienten BMI und dem Dosisflächenprodukt ableiten.

Ergebnis der Untersuchungsstatistik

Das Ergebnis der Analyse der Untersuchungshäufigkeiten in den verschiedenen Zeiträumen ist in Abbildung 3.9 gezeigt. Dargestellt sind die prozentualen Anteile der Untersuchungen als Balkendiagramme für die drei verschiedenen Beobachtungszeiträume. Die blauen Balken zeigen den ersten Zeitraum, die orangefarbenen den zweiten Zeitraum und die grauen den

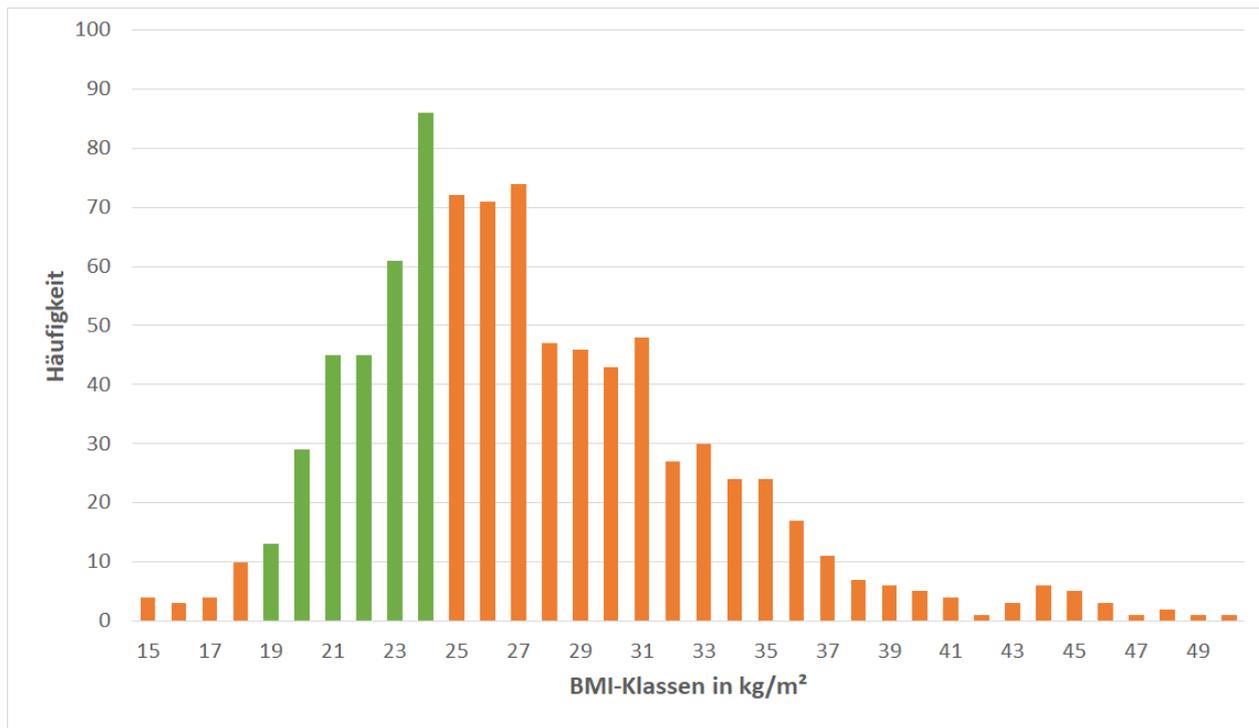


Abbildung 3.7: Die Abbildung zeigt die Häufigkeitsverteilung der Patienten BMIs von allen Untersuchungen, die in den drei Beobachtungszeiträumen von den Studienteilnehmern durchgeführt wurden. Der Bereich der Normalgewichtigen ist grün dargestellt.

dritten. Koronarangiographien ohne weitere Maßnahmen sind mit Koronarangiographien mit weiteren diagnostischen Maßnahmen zusammengefasst um die Darstellung zu vereinfachen (erste Gruppe). In einer zweiten Gruppe sind Koronarangiographien in Verbindung mit PTCA und Stentimplantationen zusammengefasst. Die dritte Gruppe beinhaltet die Punktion des Perikards sowie den Verschluss von Vorhofseptumsdefekten.

Die genauen Zahlen sind Tabelle 3.8 zu entnehmen.

Man erkennt im ersten Zeitraum eine Häufung von Koronarangiographien ohne weitere Maßnahmen. Gemeinsam mit Koronarangiographien mit weiteren Maßnahmen machte diese Gruppe der diagnostischen Untersuchungen einen Anteil von 65 % aus. Bei den therapeutischen Maßnahmen war mit einem Anteil von 28 % eine Häufung von Koronarangiographien mit PTCA und der Implantation von einem oder zwei Stents zu beobachten. Im zweiten Beobachtungszeitraum nahm die Zahl der Koronarangiographien ohne weitere Maßnahmen ab, die Zahl der Koronarangiographien mit weiteren Maßnahmen stieg leicht. Der gesamte diagnostische Untersuchungsanteil lag bei 53 %. Die Zahl der therapeutischen Untersuchungen nahm im zweiten Zeitraum zu und machte einen Anteil von 47 % aus. Insbesondere der Anteil der Koronarangiographien mit PTCA und einer Implantation von mehr als 3 Stents stieg von 5 % auf 13 %. Dieser Trend setzte sich im dritten Zeitraum fort. Der Anteil diagnostischer Untersuchungen verringerte sich um weitere 3 % auf 50 %, entsprechend nahmen die therapeutischen Eingriffe zu und erreichten einen Anteil von 56 %. Der Anteil der Koronarangiographien mit PTCA und einer Implantation von mehr als 3 Stents nahm

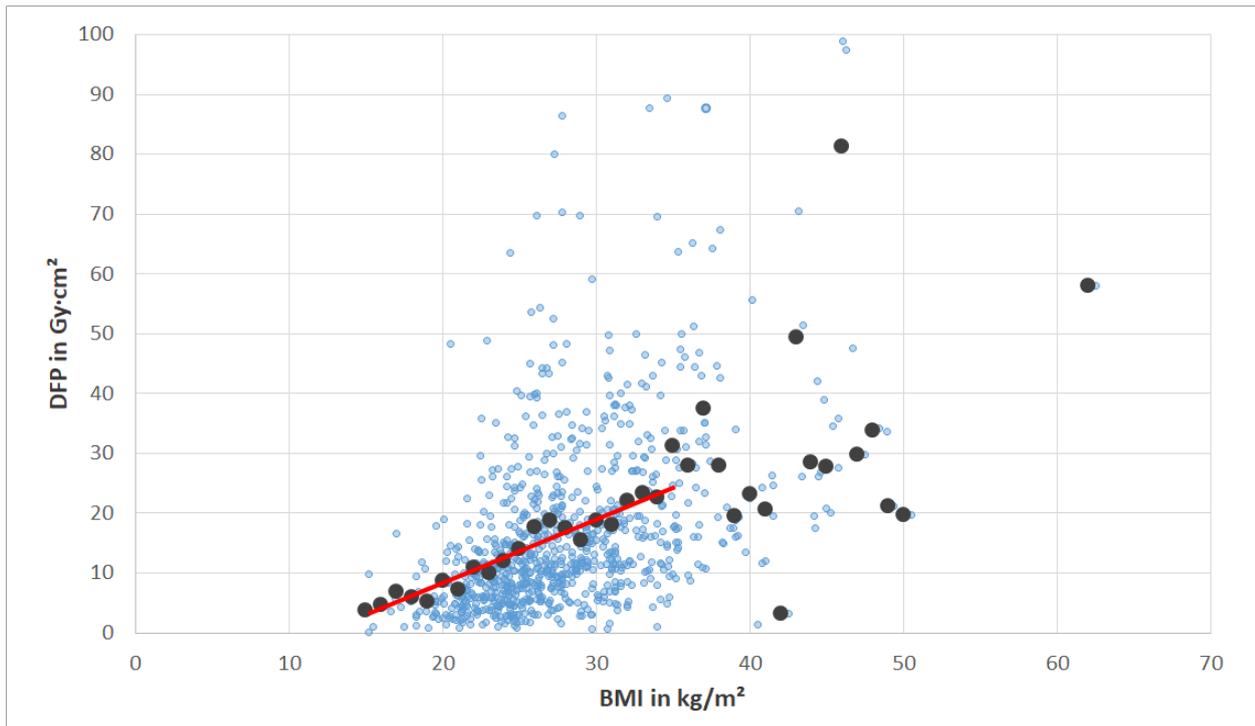


Abbildung 3.8: Die Abbildung zeigt den Zusammenhang des Body-Mass-Index mit dem Dosisflächenprodukt für alle Patienten deren Untersuchungen an Röntgengerät Nr. 1 durchgeführt wurden.

ebenfalls um weitere 3% zu. Eingriffe wie die Punktion des Perikards oder der Verschluss von Vorhofseptumsdefekten blieben konstant bei 2% über alle Beobachtungszeiträume.

3.3 Entwickelte Optimierungsstrategie

In Abschnitt 2.3 wird die Strategie zur Dosisreduktion vorgestellt. Durch die beschriebene Erfassung und Auswertung der verschiedenen Geräteparameter ließ sich erfassen, in welchen Punkten eine Optimierung erforderlich war. Die Analyse zeigte jedoch auch die Bereiche auf, in denen die Teilnehmer schon für den Strahlenschutz sensibilisiert waren und die richtigen Techniken anwendeten. Im nächsten Schritt wurden den Teilnehmern die Ergebnisse in einer Schulung vorgestellt.

Analyse der Daten des ersten Beobachtungszeitraumes

Die Auswertung der Daten des ersten Analysezeitraumes zeigt Tabelle 3.9.

Die erste Spalte enthält die Parameter, die für die einzelnen Studienteilnehmer ausgewertet wurden, in den weiteren Spalten sind die individuellen Auswertungen für jeden Arzt dargestellt. Die letzte Spalte zeigt die Ergebnisse der gesamten Gruppe.

Die erste Zeile enthält die Zahl der diagnostischen und therapeutischen Interventionen. IC6 hatte zum damaligen Zeitpunkt die Ausbildung zum Facharzt gerade begonnen und daher

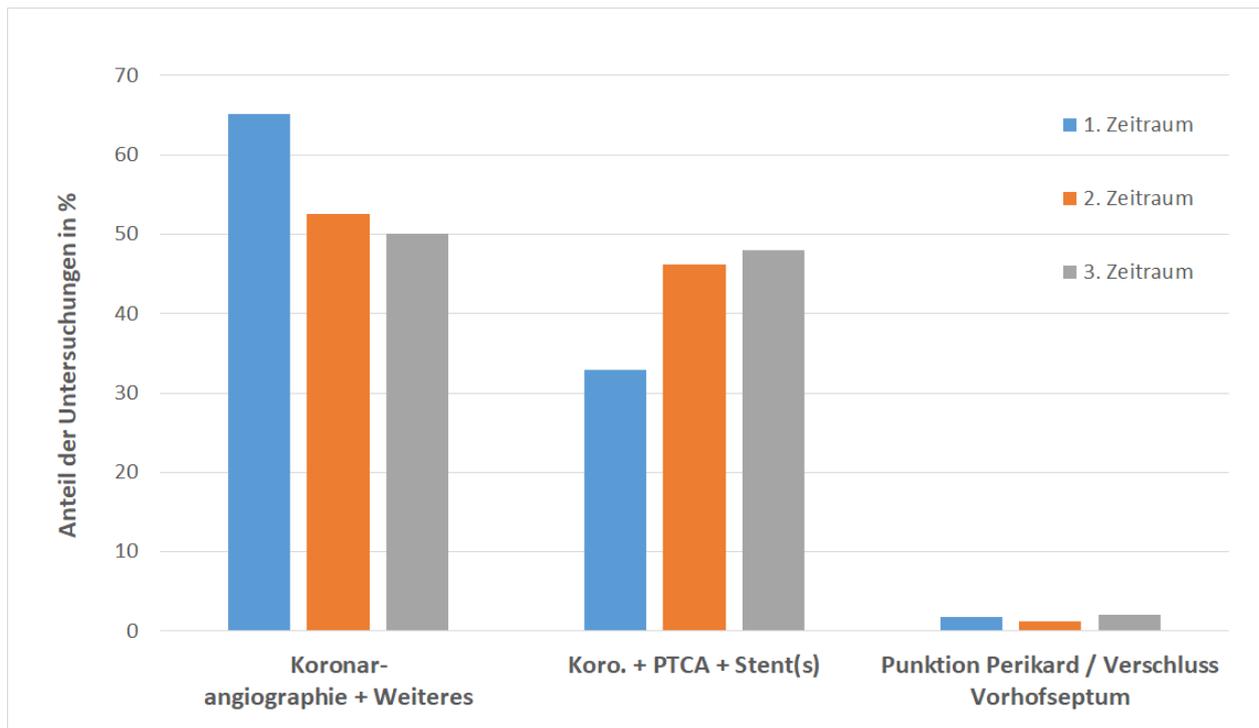


Abbildung 3.9: Die Abbildung stellt die Häufigkeit der verschiedenen Untersuchungen in Gruppen zusammengefasst dar. Die blauen Balken beinhalten die Daten des ersten Beobachtungszeitraumes, die orangefarbenen Balken, die Daten des zweiten Zeitraumes und die grauen Balken, die Daten des dritten.

im betrachteten Zeitraum nur wenige therapeutische Eingriffe durchgeführt. In der nächsten Zeile sind die mittleren Patienten BMIs gezeigt. Diese sind für alle Untersucher ähnlich, was die Dosisflächenprodukte vergleichbar macht. Die folgende Zeile gibt den prozentualen Anteil der Untersuchungen, in denen das Low-Dose-Programm statt des Standardprogramms verwendet wurde wieder. Darunter ist die mittlere Zahl der Serienaufnahmen pro Untersuchung sowohl für Diagnostik als auch für Therapien aufgeführt. Daran schließt sich die mittlere Seriedauer. Im Weiteren sind die prozentualen Anteile der gewählten Bildraten, der Verwendung der manuellen Blenden und der eingestellten Bildformate gezeigt. In der letzten Zeile befindet sich das mediane Dosisflächenprodukt, berechnet für diagnostische und therapeutische Eingriffe. Bei der Programmwahl sieht man, dass in 80 bis 90 % der Fälle das Low-Dose-Programm gewählt wurde. Die Analyse ließ bei der Programmwahl eine zeitliche Verbindung erkennen. War das Standardprogramm ausgewählt, wurden die folgenden 5 bis 10 Untersuchungen ebenfalls mit diesem Programm durchgeführt. In der Anzahl der Serien unterschieden sich IC 1, 3, 4 und 6 wenig. IC 2 und 5 wiesen bei den therapeutischen Eingriffen höhere Zahlen auf. Dies ließ sich mit einer biplanaren Arbeitsweise begründen. Bei der Betrachtung der mittleren Seriedauer zeigte sich ebenfalls ein homogenes Bild. Lediglich IC 6, welcher noch in der Ausbildung zum interventionellen Kardiologen war, durchleuchtete etwas länger als die erfahreneren Ärzte. An der Wahl der Bildfrequenz zeigte sich, dass ein Großteil des Teams bereits für den Strahlenschutz sensibilisiert war.

Tabelle 3.8: Die Tabelle zeigt die prozentualen Häufigkeiten der verschiedenen Eingriffe für alle drei Zeiträume.

Untersuchungsart	1. Zeitraum	2. Zeitraum	3. Zeitraum
Koronarangiographie	45	32	38
Koronarangio., Druckmessung	13	20	11
Koronarangio., Biopsie, Druckmessung	4	1	0
Koronarangio., Biopsie	1	0	1
Koronarangio., IVUS	1	0	0
Koronarangio., Druckmessung, IVUS	1	0	0
Koronarangio., PTCA	1	3	2
Koronarangio., PTCA, 1 Stent	15	18	18
Koronarangio., PTCA, 2 Stents	12	13	12
Koronarangio., PTCA, 3 Stents	3	6	10
Koronarangio., PTCA, 4 Stents	1	5	3
Koronarangio., PTCA, 5 Stents	1	1	2
Koronarangio., PTCA, 6 Stents	0	1	1
Punktion des Perikards	1	1	1
Verschluss des Vorhofseptums	1	1	1

Die standardmäßig gewählte Frequenz betrug 7,5/s. Höhere Bildfrequenzen wurden ganz bewusst nur dann gewählt, wenn es der Eingriff erforderte, wie zum Beispiel bei der Darstellung des linken Ventrikels. IC 6 war der einzige Teilnehmer, der nur in dreiviertel der Aufnahmen mit 7,5/s durchleuchtete. Bei der Verwendung der Blenden zeigte sich ein sehr inhomogenes Bild. Hier stach IC 4 besonders hervor, der in 44% der Serien die manuellen Blenden einsetzte. Die anderen Studienteilnehmer zeigten deutlich geringere Anteile. Bei der Wahl des Bildformates zeigte sich wie auch bei der Bildfrequenz, das vorhandene Wissen um den Strahlenschutz. In einem Großteil der Serien wurde das Bildformat von 20 cm gewählt. Das größere Format von 25 cm wurde für Übersichtsaufnahmen verwendet, war für eine detaillierte Darstellung der Gefäße am Herzen jedoch nicht geeignet. Kleinere Bildformate wurden wie auch höhere Bildfrequenzen bewusst und an die Situation angepasst gewählt. Die letzten Zeile der Tabelle zeigt die Mediane der Dosisflächenprodukte. Insbesondere IC 1 hat sowohl bei diagnostischen als auch bei therapeutischen Interventionen sehr niedrige Dosiswerte. Bei IC 2, IC 5 und IC 6 war das mediane Dosisflächenprodukt der Therapien im Vergleich mit der restlichen Gruppe erhöht. Bei IC 2 und IC 5 ließ sich dies auf die biplanare Arbeitsweise zurückführen.

Einfluss von biplanarer Arbeitstechnik auf die Dosis im Vergleich zu monoplanarer Technik

Die Auswertung der Dosisflächenprodukte für biplanares und monoplanares Arbeiten sind in Abbildung 3.10 gezeigt. Man erkennt deutlich, dass der Median für diagnostische Untersuchungen, die biplanar durchgeführt wurden mit $12,3 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ höher ist als bei monoplanarer Technik. Hier wurde nur ein medianes Dosisflächenprodukt von $5,8 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ erreicht. Auch bei den therapeutischen Eingriffen ergab sich bei biplanarer Arbeitstechnik ein höherer Wert von $34,1 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ im Vergleich zu $22,9 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$.

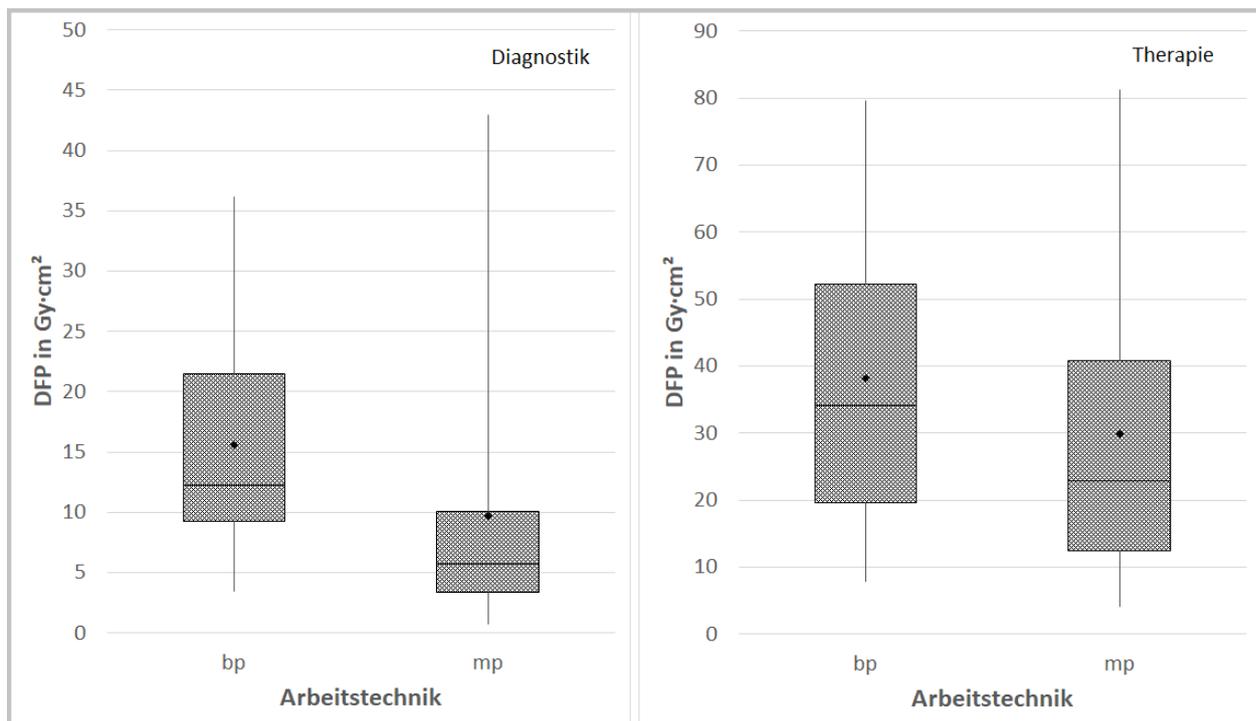


Abbildung 3.10: Die Abbildung zeigt die Boxplots für die Dosisflächenprodukte jeweils für Diagnostik und Therapie für den Vergleich von biplanarer und monoplanarer Arbeitstechnik.

Schulung der Teilnehmer

Die Präsentation der Ergebnisse fand im Rahmen eines 45-minütigen Online-Vortrages statt. Leider waren nicht alle Teilnehmer anwesend. Zunächst wurde allen Teilnehmern das Studiendesign erläutert. Daran schlossen sich die Ergebnisse der Phantommessungen, die den Ärzten einen Eindruck über den Einfluss der verschiedenen technischen Einstellungen am Röntgengerät auf die Dosis vor Augen führten. Basierend auf diesen Phantommessungen wurden die effektiven Jahresdosiswerte für die verschiedenen Szenarien, wie in Tabelle 3.4 gezeigt, vorgestellt. Im Folgenden wurde auf die in Tabelle 3.9 analysierten Parameter eingegangen und eine Bewertung hinsichtlich des Optimierungspotentials abgegeben. Es ergab sich eine rege Diskussion in der das Interesse der Ärzte an ihren individuellen Ergebnissen

im Vergleich zu ihren Kollegen deutlich wurde. In der später durchgeführten Umfrage gaben alle Ärzte an, dass sie von der individuellen Analyse profitieren und die Rückmeldung um das Optimierungspotential für wichtig hielten.

3.4 Optimierung durch Schulungsmaßnahmen und neue Gerätetechnik

Nach der Schulung wurden über weitere drei Monate die Untersuchungsdaten analysiert um durch Vergleich mit den zuerst erfassten Daten den Einfluss der Schulung auf die Dosis zu untersuchen. Danach erfolgte eine schriftliche Rückmeldung an die Teilnehmer. Nachdem die Röntgenanlage gegen ein neues Gerät mit aktueller Technik ausgetauscht worden war, wurden die Arbeitstechniken über weitere drei Monate erfasst und ausgewertet. Die Veränderung der Dosis durch die neue Anlage wurde durch Vergleich der Daten mit den Daten nach der Schulung bewertet.

Analyse der Daten des zweiten Beobachtungszeitraumes

Wie beschrieben begann der zweite Beobachtungszeitraum direkt im Anschluss an die Präsentation. Die Daten der folgenden Monate wurden entsprechend der ersten Auswertung analysiert und sind in Tabelle 3.10 dargestellt.

Auffällig war zunächst die gestiegene Anzahl an therapeutischen Eingriffen. Dies lag an der damaligen pandemischen Situation und der Anweisung an der Charité nur noch Notfälle zu behandeln um die Intensivstationen zu entlasten, beziehungsweise die Intensivkapazitäten für Covid-19-Patienten frei zu halten. Die mittleren BMIs der Patienten unterschieden sich in der zweiten Analyse nicht von denen in der ersten. Bei der Verwendung des Low-Dose-Programms sieht man einen deutlichen Anstieg von einem mittleren Wert von 86 % auf 91 % der Verwendung im Vergleich mit den ersten Daten. Der damals beobachtete zeitliche Zusammenhang konnte nur noch einmal beobachtet werden. Bei der Anzahl der Serien war ein leichter Anstieg zu verzeichnen, wohingegen die Dauer der Serien annähernd konstant blieb, wie auch die Wahl der Bildfrequenzen und Bildformate. Beim Einsatz der Blenden war bei den Ärzten 5 und 6 eine deutliche Steigerung von 8,7 % auf 35,7 % und 2,0 % auf 17,5 % im Vergleich zur ersten Auswertung zu erkennen. Betrachtet man nun die Medianwerte für die Dosisflächenprodukte erkennt man gemittelt über die gesamte Gruppe eine leichte Verschlechterung um $0,2 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Deutlichere Verbesserungen sah man jedoch bei einer individuellen Betrachtung der einzelnen Teilnehmer. Stellt man die Dosisflächenprodukte für jeden Arzt in einem Boxplot dar, lassen sich die Veränderungen auf einen Blick erkennen (siehe Abbildung 3.11).

Gezeigt sind die Dosisflächenprodukte der einzelnen Kardiologen vor und nach der Schulung für diagnostische und therapeutische Eingriffe. Die gestrichelte Linie zeigt den Dosisrefe-

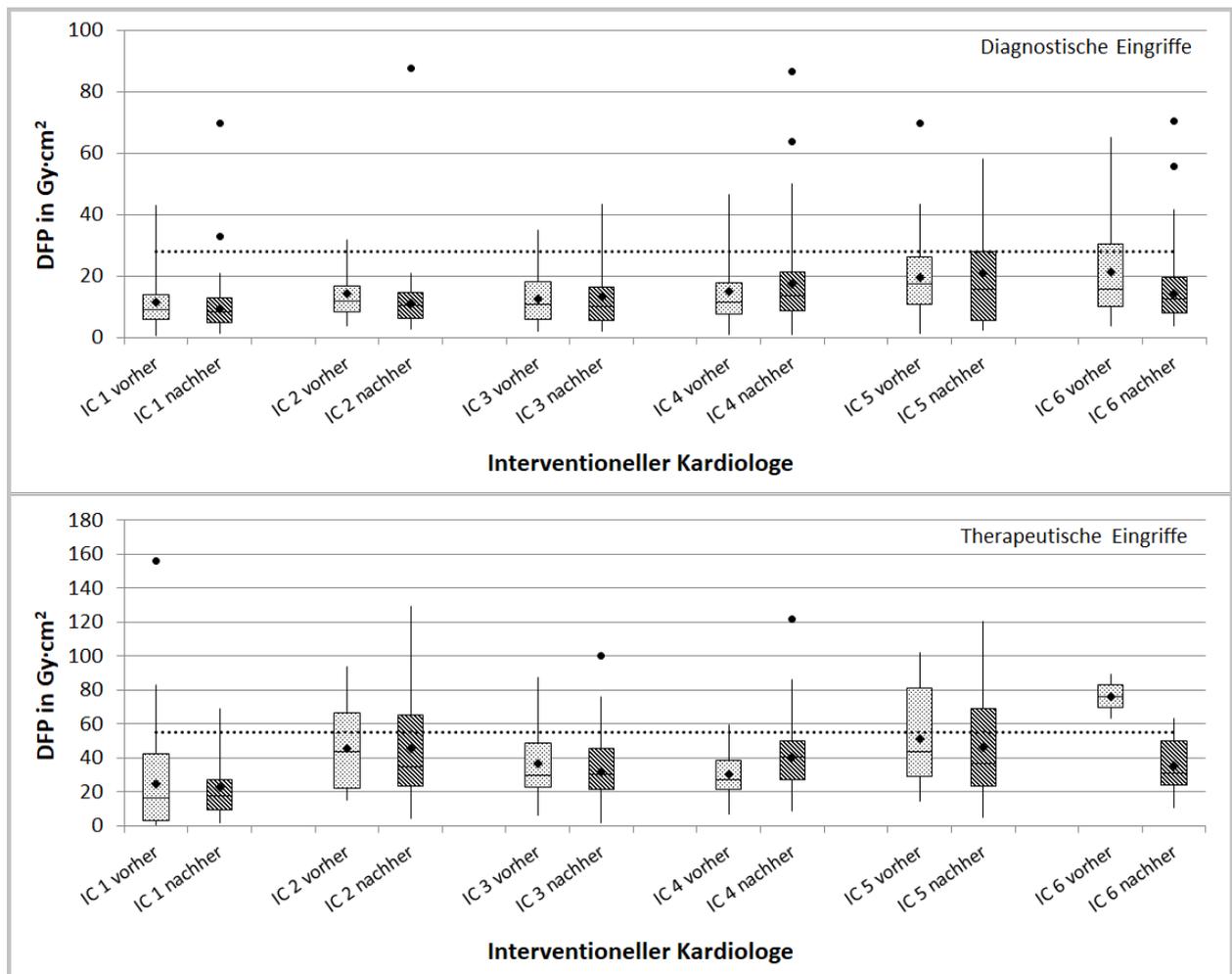


Abbildung 3.11: Die Abbildung zeigt die Verteilung der Dosisflächenprodukte als Box-Plots für diagnostische (a) und kombinierte, therapeutische Eingriffe (b) für die einzelnen Untersucher vor und nach der Schulung.

renzwert von $28 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ für Koronarangiographien und $55 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ für kombinierte Eingriffe [34]. Die Mittelwerte der Dosisflächenprodukte sind als Rauten innerhalb der Boxen dargestellt, die mittels eines Grubb's Test identifizierte Ausreißer als Punkte oberhalb der Boxen. Man sieht deutlich, dass einige Untersucher in der Lage waren die Dosis zu reduzieren, insbesondere bei den diagnostischen Eingriffen. Mittels Mann-Whitney-U-Tests wurden die Dosisflächenprodukte für jeden Arzt vor und nach der Schulung auf eine signifikante Veränderung überprüft. Eine signifikante Verbesserung ließ sich bei keinem Arzt bestätigen. Die p-Werte sind im Anhang aufgeführt.

Die Darstellung der Dosisflächenprodukte als Box-Plots zeigte jedoch, dass der diagnostische Dosisreferenzwert von fast allen Ärzten eingehalten wurde. Lediglich IC 6 überschritt mit der 75. Perzentile den Referenzwert. Bei den therapeutischen Eingriffen lagen die Dosiswerte der Ärzte IC 1 bis IC 5 in beiden Analysen im Median unter dem Referenzwert, IC 6 konnte die Dosis nach der Schulung reduzieren und lag mit dem Dosisflächenprodukt in der zweiten Analyse ebenfalls unterhalb des Dosisreferenzwertes. Die Ärzte IC 2 und IC 5 hingegen wie-

sen sowohl vor als auch nach der Schulung Dosisflächenprodukte auf, die zwar im Median unter dem Referenzwert lagen, mit der 75. Perzentile den Wert jedoch überschritten.

Zweite Rückmeldung an die Teilnehmer

Die Analyse der Daten und der Vergleich vor und nach der Schulung wurden im Anschluss mit dem Leiter der Klinik diskutiert. Die restlichen Studienteilnehmer erhielten die Ergebnisse in Form eines kurzen Berichtes. Darin wurden sowohl die Verbesserungen als auch das weitere Optimierungspotential angesprochen. Darüber hinaus wurde eine weitere Erfassung und Analyse von Daten in Aussicht gestellt, die den Einfluss der neuen Röntgenanlage auf die Dosis untersuchen sollte.

Veränderung der Dosis durch die neue Röntgenanlage

Ab August 2021 stand der Abteilung eine neue Röntgenanlage zur Verfügung. In einem dritten Beobachtungszeitraum wurden erneut Daten entsprechend des unter 2.3 beschriebenen Vorgehens erfasst und ausgewertet. Die Ergebnisse zeigt Tabelle 3.11. Da die pandemische Lage weiterhin bestand, wurden wie schon bei der zweiten Analyse mehr therapeutische Untersuchungen durchgeführt als während des ersten Beobachtungszeitraumes. Die BMIs der Patienten waren wieder vergleichbar mit den Werten aus den vorherigen Auswertungen. Die Analyse der Daten, die mit dem neuen Gerät aufgenommen wurden zeigte wenig Unterschiede bei der Anzahl und Dauer der Serienaufnahmen, dem gewählten Bildformat und der Verwendung der Blenden. Ein wesentlicher Unterschied bestand jedoch bei der Programmauswahl. Wie in Abschnitt 2.1 gezeigt, standen den Untersuchern mehr Programme zur Verfügung, die zum einen deutlich weniger Dosis benötigen um ein mit der alten Anlage vergleichbar gutes Bild zu erzeugen, zum anderen auf besondere Anforderungen, wie beispielsweise adipöse Patienten, zugeschnitten waren. Die Auswertung der Daten zeigte, dass alle Untersucher bewusst die dosissparenden Programme und die Spezialprogramme einsetzten. Im Vergleich zu den vorherigen Auswertungen wurden nun jedoch auch höhere Bildraten verwendet, bedingt durch die Spezialprogramme (vergleiche Tabelle 2.2).

Die neue Technik und der bewusste Einsatz der Durchleuchtungsprogramme spiegelte sich im Dosisflächenprodukt wider. Den direkten Vergleich zeigen die Boxplots in Abbildung 16. Insbesondere bei den diagnostischen Eingriffen war eine deutliche Senkung der Dosiswerte zu erkennen. Im Mittel verringerte sich das Dosisflächenprodukt aller Ärzte um 38 % von $12,0 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ auf $7,4 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Bei den therapeutischen Eingriffen ergab sich im Mittel eine Reduzierung um 22 % von $30,1 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ auf $23,5 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Für jeden Arzt wurde erneut mittels Mann-Whitney-U-Test überprüft, ob eine signifikante Verringerung des Dosisflächenproduktes erreicht werden konnte (siehe Anhang). Verglichen wurden die Dosisflächenprodukte nach der Schulung am alten Gerät mit den Dosisdaten des neuen Gerätes. Betrachtet man die diagnostischen Eingriffe, ergab sich eine signifikante Verbesserung bei

IC 1 von $8,2 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ auf $3,5 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ und bei IC 2 von $10,6 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ auf $5,3 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Bei den therapeutischen Eingriffen konnten sich IC 2 von $34,8 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ auf $20,9 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ und IC 6 von $31,3 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ auf $15,0 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ signifikant verbessern.

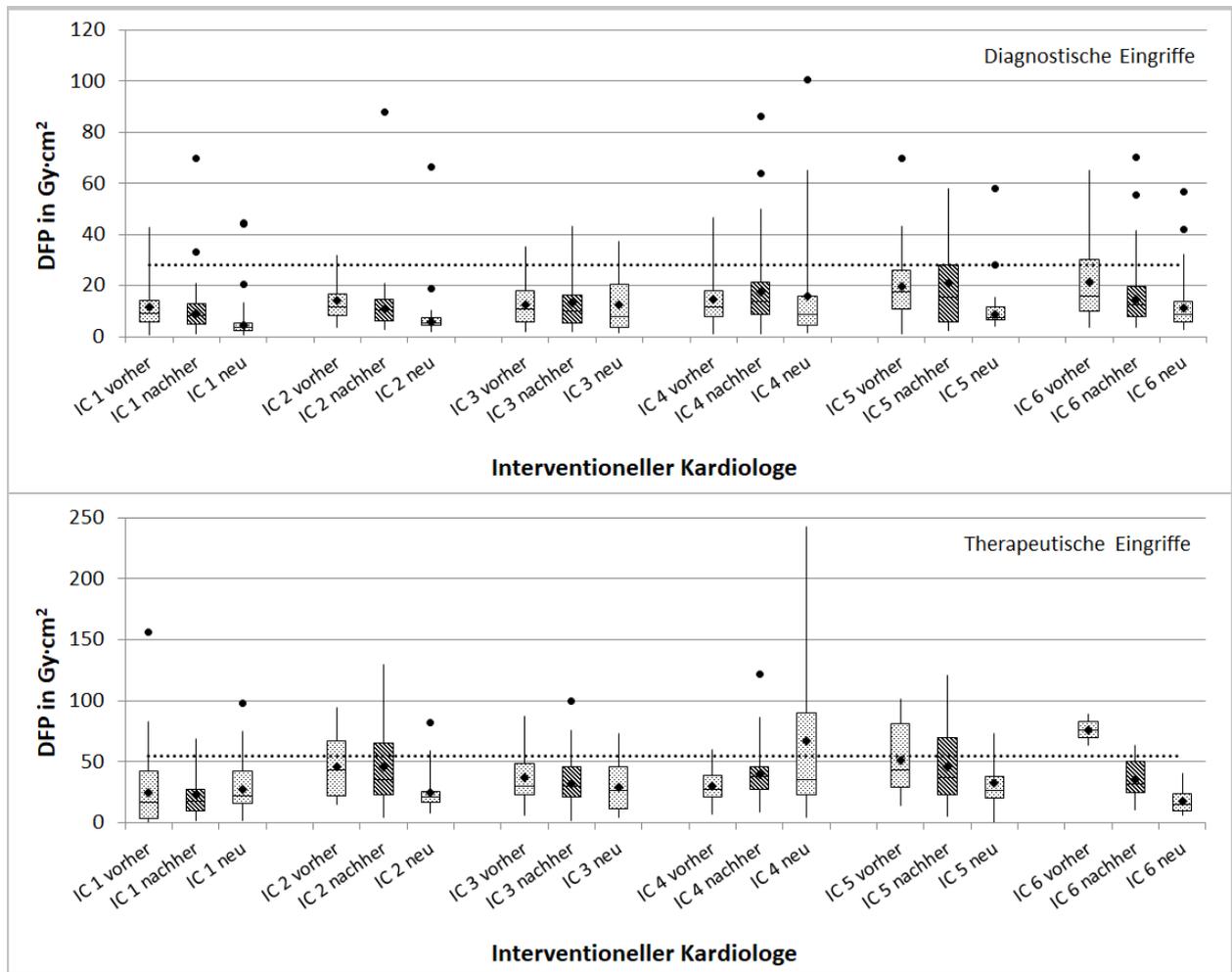


Abbildung 3.12: Die Abbildung zeigt die Boxplots der Dosisdaten vor und nach der Schulung sowie die Dosisdaten, die mit der neuen Anlage entstanden sind.

Tabelle 3.9: Die Tabelle zeigt die Daten des ersten Beobachtungszeitraumes.

Arzt	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6	alle
Anzahl der Untersuchungen (Diagn.)	15	22	42	43	35	26	183
Anzahl der Untersuchungen (Ther.)	23	19	25	15	13	2	97
Mittlerer Pat. BMI in kg/m ² (Diagn.)	25,8	26,3	25,5	28,8	29,9	28,6	27,5
Mittlerer Pat. BMI in kg/m ² (Ther.)	26,1	26,0	29,6	27,9	28,6	25,7	28,1
Verwendung Low-Dose Program in %	82	81	89	86	88	91	86
Mittlere Anz. $\frac{\text{Serien}}{\text{Untersuchung}}$ (Diagn.)	8	13	10	9	11	10	10
Mittlere Anz. $\frac{\text{Serien}}{\text{Untersuchung}}$ (Ther.)	24	33	23	22	31	16	25
Mittlere Seriadauer in s (Diagn.)	3,7	3,5	3,4	4,2	5,1	4,9	4,1
Mittlere Seriadauer in s (Ther.)	3,1	2,9	2,8	4,0	3,9	4,4	3,5
Verwendung Bildfrequenz 7,5/s %	88,2	100,0	90,9	97,5	91,2	74,8	91,8
Verwendung Bildfrequenz 10/s %	11,5	0,0	5,5	1,2	4,3	22,9	6,2
Verwendung Bildfrequenz 15/s %	0,3	0,0	3,3	1,3	4,5	2,1	1,9
Verwendung Bildfrequenz 30/s %	0,0	0,0	0,3	0,0	0,0	0,2	0,1
Verwendung der Blenden in %	14,7	10,9	5,8	44,1	8,7	2,0	14,5
Verwendung Bildformat 10 cm in %	0,6	0	0,1	0	0	0	0,1
Verwendung Bildformat 16 cm in %	29,7	2,6	15,0	6,5	2,1	9,3	10,5
Verwendung Bildformat 20 cm in %	65,3	95,4	74,7	87,9	86,4	83,4	83,5
Verwendung Bildformat 25 cm in %	4,4	2,0	5,7	5,6	11,5	7,3	5,9
Median DFP in Gy·cm ² (Diagn.)	9,0	11,7	10,9	11,6	17,4	15,8	11,8
Median DFP in Gy·cm ² (Ther.)	16,3	43,4	30,0	27,1	43,4	76,3	31,4

Tabelle 3.10: Die Tabelle zeigt die Auswertung der Daten des zweiten Beobachtungszeitraumes.

Arzt	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6	alle
Anzahl der Untersuchungen (Diagn.)	26	20	33	47	14	41	181
Anzahl der Untersuchungen (Ther.)	22	30	41	22	29	14	158
Mittlerer Pat. BMI in kg/m ² (Diagn.)	26,6	27,3	28,4	28,4	31,8	27,7	28,3
Mittlerer Pat. BMI in kg/m ² (Ther.)	25,8	29,5	26,5	27,4	29,5	27,0	27,8
Verwendung Low-Dose Program in %	94	88	95	100	81	84	91
Mittlere Anz. $\frac{\text{Serien}}{\text{Untersuchung}}$ (Diagn.)	13	14	11	10	14	10	13
Mittlere Anz. $\frac{\text{Serien}}{\text{Untersuchung}}$ (Ther.)	22	40	26	28	36	26	29
Mittlere Seriedauer in s (Diagn.)	3,8	3,7	3,4	4,4	4,4	4,8	4,1
Mittlere Seriedauer in s (Ther.)	3,1	2,7	2,6	3,7	3,6	4,3	3,1
Verwendung Bildfrequenz 7,5/s %	93,3	97,3	92,7	89,3	94,0	95,7	93,8
Verwendung Bildfrequenz 10/s %	6,1	2,7	2,2	6,1	3,1	0,5	3,4
Verwendung Bildfrequenz 15/s %	0,6	0,0	5,0	4,6	2,9	3,7	2,8
Verwendung Bildfrequenz 30/s %	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Verwendung der Blenden in %	40,3	11,6	4,7	39,6	35,7	17,5	23,0
Verwendung Bildformat 10 cm in %	5,1	0	0,1	2,7	1,7	0	1,4
Verwendung Bildformat 16 cm in %	31,5	0	28,3	15,8	27,8	14,6	19,0
Verwendung Bildformat 20 cm in %	58,0	98,0	67,1	74,6	64,9	74,0	74,2
Verwendung Bildformat 25 cm in %	5,4	2,0	4,5	6,8	5,6	11,5	5,4
Median DFP in Gy·cm ² (Diagn.)	8,2	10,6	9,9	13,6	15,6	12,6	12,0
Median DFP in Gy·cm ² (Ther.)	17,4	34,8	30,1	37,6	36,8	31,3	30,1

Tabelle 3.11: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des dritten Beobachtungszeitraumes, analog zu den Tabellen 3.9 und 3.10. Da das neue Gerät neben einer größeren Anzahl an Low-Dose-Programmen auch Spezialprogramme zur Verfügung stellte, wurde in dieser Tabelle eine weitere Zeile mit dem prozentualen Anteil des Einsatzes von Spezialprogrammen eingefügt (Zeile 5).

Arzt	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6	alle
Anzahl der Untersuchungen (Diagn.)	20	14	16	29	13	35	127
Anzahl der Untersuchungen (Ther.)	38	20	13	25	12	14	122
Mittlerer Pat. BMI in kg/m ² (Diagn.)	29,9	28,3	27,0	29,3	26,6	28,6	28,5
Mittlerer Pat. BMI in kg/m ² (Ther.)	26,3	25,6	25,2	31,3	26,3	27,6	27,4
Verwendung Low-Dose Program in %	75	97	81	66	86	89	81
Verwendung Spezialprogram in %	20	3	19	20	14	9	15
Mittlere Anz. $\frac{\text{Serien}}{\text{Untersuchung}}$ (Diagn.)	8	13	12	10	13	11	11
Mittlere Anz. $\frac{\text{Serien}}{\text{Untersuchung}}$ (Ther.)	28	39	30	36	30	22	33
Mittlere Seriedauer in s (Diagn.)	3,2	3,8	3,2	4,4	4,7	4,1	4,0
Mittlere Seriedauer in s (Ther.)	3,4	2,7	2,7	3,7	3,5	3,4	3,3
Verwendung Bildfrequenz 7,5/s %	75,3	79,5	76,3	79,4	85,5	90,7	83,4
Verwendung Bildfrequenz 10/s %	4,9	0,3	0,0	0,9	0,2	0,1	1,5
Verwendung Bildfrequenz 15/s %	11,4	1,8	12,9	9,6	8,8	6,0	8,5
Verwendung Bildfrequenz 30/s %	8,3	0,6	10,8	10,1	5,2	3,1	6,6
Verwendung der Blenden in %	45,1	6,9	9,8	42,2	24,2	17,4	27,6
Verwendung Bildformat 10 cm in %	3,9	0,0	4,9	4,6	3,8	0,0	2,9
Verwendung Bildformat 16 cm in %	26,6	0,1	27,3	19,4	12,1	12,4	16,9
Verwendung Bildformat 20 cm in %	61,7	99,0	58,3	69,2	67,9	74,0	72,1
Verwendung Bildformat 25 cm in %	7,7	0,9	9,5	6,8	16,1	13,6	8,1
Median DFP in Gy·cm ² (Diagn.)	3,5	5,3	8,0	8,8	7,3	8,7	7,3
Median DFP in Gy·cm ² (Ther.)	22,2	20,9	26,6	35,1	26,6	15,0	23,5

4 Diskussion

Die beschriebenen Methoden und verwendeten Materialien hatten zum Ziel den Strahlenschutz bei kardiologischen Interventionen zu optimieren. Eine Reduzierung der Strahlenexposition des Patienten hat auch immer eine Reduzierung der Untersucherdosis zur Folge. Somit ist es für jeden interventionell tätigen Arzt und jede Ärztin von großer Bedeutung, das Röntgengerät zu verstehen, dieses gemäß des ALARA-Prinzips bedienen zu können und darüber hinaus die eigenen Arbeitstechniken immer wieder kritisch zu hinterfragen.

4.1 Strahlenexposition von Patient und Untersucher

Zu Beginn dieser Arbeit wurden Phantommessungen durchgeführt um die Röntgenanlage kennenzulernen und einen Eindruck über die auftretende Patienten- und Untersucherdosis während der kardiologischen Intervention zu erhalten. Basierend auf diesen Messungen war es möglich Dosisabschätzungen durchzuführen. Die Messungen und abgeschätzten Werte sollen im Folgenden diskutiert werden.

Einfluss der technischen Parameter auf die Dosis

Die Tabellen 3.1 und 3.2 zeigen, dass eine Reduktion des Dosisflächenproduktes, zum Beispiel durch eine geringere Bildfrequenz, auch zu einer Verringerung der Dosisleistung an der Untersucherposition führt. Die Daten lassen einen linearen Zusammenhang vermuten. Dieser wurde sowohl für das Standard als auch für das Low-Dose-Programm mit einer linearen Regressionsanalyse überprüft. Der Korrelationskoeffizient weist in beiden Fällen mit einem R^2 von 0,999 auf einen starken Zusammenhang hin.

Den Einfluss des Bildformates auf Patienten- und Untersucherdosis zeigte die dritte Phantommessung. Mit Hilfe dieser Messung wurde den Untersuchern verdeutlicht, dass ein kleines Bildformat die Dosis des Untersuchers nicht erhöht, beim Patienten jedoch zu einem deutlichen Anstieg der Hautdosis führt. Durch die Verkleinerung der durchleuchteten Fläche sinkt die Quantenausbeute am Detektor. Um weiterhin ein gutes Bild zu erzeugen muss die Dosis erhöht werden, was eine Erhöhung der Hautdosis des Patienten zur Folge hat. Da sich mit einer kleineren Fläche das Streuvolumen im Patienten reduziert, steigt die Streustrahlung wenig und somit ändert sich die Untersucherdosis kaum.

Ein Aspekt, den die Messungen nicht abdecken, ist die Dynamik der Untersuchungen. Der

Aufbau mit dem Phantom war statisch. Röntgengerät, Patientenliege, Phantom und Messgeräte wurden platziert und mit dem unveränderten Aufbau die verschiedenen Messungen durchgeführt. In der Realität werden sowohl die Röntgenröhre, als auch der Untersuchungstisch, inklusive Patient bewegt. Dadurch verändert sich die Form des Streufeldes und auch die Dosis, bedingt durch verschiedene Gewebestrukturen und -dicken. Darüber hinaus kommt es vor, dass unterschiedliche Programme, zum Beispiel zur Untersuchung des linken Ventrikels, gewählt werden und somit für eine kurze Zeit mit einer höheren Bildfrequenz durchleuchtet wird. Diese Dynamik lässt sich mit den vorgestellten statischen Phantommessungen nur bedingt wiedergeben. Durch die Berücksichtigung der Winkelverteilung für die Abschätzung der Jahresdosis wurde zwar versucht die Messungen an variable Streufelder anzupassen, es bleibt jedoch nur eine Näherung. Trotzdem konnte den Teilnehmern anhand der durchgeführten Messungen ganz konkret an „ihrem“ Gerät demonstriert werden, welchen Einfluss Programmwahl, Bildfrequenz und Bildformat auf das Dosisflächenprodukt und somit auch auf die Untersucherdosis haben.

Verwendete Winkel und Patientenhautdosis

Die Analyse der am häufigsten verwendeten Winkel aus dem ersten Beobachtungszeitraum deckt sich gut mit der Patienten Hautdosis, die das Dosismanagementsystem berechnet hat. Vergleicht man diese Winkelverteilung nun mit den von Kuon et al. veröffentlichten Daten [9], können zwei Aspekte diskutiert werden. Zum einen die Bedeutung der gewählten Winkel für den Patienten. Je dicker das zu durchleuchtende Objekt ist, desto mehr Dosis wird benötigt um ein vergleichbar gutes Bild wie bei einem dünneren Objekt zu erzeugen. Dementsprechend ist eine Durchleuchtung in der Frontalebene (PA) immer am günstigsten. Wird mit der Röntgenröhre die Transversalebene (Neigung in craniale/caudale Richtung) oder Sagittalebene (Neigung in RAO/LAO) dargestellt, steigt aufgrund des zunehmenden Objektdurchmessers auch die benötigte Dosis. Die Analyse der verwendeten Winkel zeigt eine Häufung bei 10° RAO/ 40° cranial beziehungsweise 10° LAO/ 40° cranial, sowie 10° RAO/ 40° caudal, 60° LAO/ 10° caudal und 40° RAO/ 30° cranial. Diese Winkel haben alle in mindestens einer Richtung eine starke Verkipfung, welche die Dosis erhöht. Ein weiterer von den Teilnehmern oft genutzter Winkel war 10° RAO/ 10° caudal. Dieser Winkel weist nur eine geringe Verkipfung auf und durchleuchtet nahezu die Frontalebene. Diskutiert man die Wahl der Winkel im Hinblick auf die Untersucherdosis, sollte man nicht nur die Menge der benötigten Dosis für die Bildgebung berücksichtigen, sondern muss auch die Verteilung der Streustrahlung bedenken. Auf Grund der Energie der Röntgenstrahlung kommt es durch Comptonstreuung zu einer Rückstreuung der Comptonphotonen auf der Eintrittsseite der Strahlung. Dies bedeutet, dass auf der Seite der Röntgenröhre eine höhere Dosisleistung messbar ist, als auf der Seite des Detektors [33]. Auch dies zeigten Kuon et. al in ihrer Arbeit durch Phantommessungen. Befindet sich der Untersucher auf der vom Patienten aus gesehen rechten Seite, bewegt

sich die Röntgenröhre bei einer LAO-Angulation auf die Untersucherseite. Damit erhöht sich die Streustrahlung an der Untersucherposition. Wird die Röntgenröhre jedoch in eine RAO-Position gebracht, befindet sich der Detektor auf der Seite des Untersuchers und die Streustrahlung nimmt ab. Dies ist in Abbildung 2.2 zu erkennen. Betrachten wir nun die verwendeten Winkel aus dem ersten Beobachtungszeitraum. Die Angulation 10° RAO/ 40° cranial, 10° LAO/ 40° cranial sowie 10° RAO/ 40° caudal und 40° RAO/ 30° cranial sind auf Grund der starken Neigung nach cranial beziehungsweise caudal für den Untersucher ungünstig. Besonders der Winkel 60° LAO/ 10° caudal ist für den Untersucher mit einer hohen Strahlendosis behaftet und weist nach Kuon das 8-fache an Dosis auf, verglichen mit einer Durchleuchtung der Frontalebene. Unabhängig vom Strahlenschutz sind in der klinischen Routine jedoch bestimmte Winkeleinstellungen erforderlich um die zu untersuchende Gefäßregion bestmöglich darzustellen (z. B. RIVA Übersicht, Hauptstamm und Bifurkation Riva/RCX, ...). In der Leitlinie für diagnostische Herzkatheteruntersuchungen sind die typischen Winkeleinstellungen sowie Alternativen aufgeführt [2]. Ein Abgleich der in Abbildung 3.3 aufgetragenen Winkelhäufigkeiten mit den Darstellungen in der Leitlinie zeigte, dass dieses Wissen zum Teil umgesetzt und die aus Sicht des Strahlenschutzes günstigeren Durchleuchtungswinkel verwendet wurden.

Abschätzung der effektiven Dosis pro Jahr

Basierend auf den Phantommessungen und der Häufigkeitsverteilung der Winkel wurde entsprechend Abschnitt 2.1 eine Abschätzung der effektiven Jahresdosis vorgenommen. Wie erwähnt wurden alle Untersucher dosimetrisch überwacht um die behördlich vorgeschriebene Personendosimetrie umzusetzen. Dies geschah mittels eines amtlichen Personendosimeters. Die Dosimeter wurden unter der Röntgenschutzkleidung getragen. Dies führte dazu, dass in den wenigsten Monaten eine Dosis über $0,1$ mSv gemessen wurde, was wiederum zur Folge hatte, dass die Anwender nie eine Rückmeldung bezüglich ihrer Dosis erhielten. Diese erfolgte erst ab einer Dosis von 10% des für die jeweilige Strahlenschutz-Kategorie gesetzlich erlaubten Grenzwertes, für die Studienteilnehmer waren dies 2 mSv [35]. Beobachtungen aus der klinischen Routine zeigten, dass viele Mitarbeiter den Nutzen dieser Dosimetrie in Frage stellten oder davon ausgingen, dass sie so gut wie keiner Dosis ausgesetzt waren, was sich negativ auf die Motivation zum Tragen des Dosimeters auswirkte. Um den Teilnehmern ein Gefühl zu vermitteln, wie groß der Einfluss von Programmwahl, Bildfrequenz und Bildformat auf die effektive Jahresdosis ist, wurde für verschiedene Szenarien die effektive Jahresdosis abgeschätzt. Für die Abschätzung wurde die gesamte Durchleuchtungszeit der Ärzte aus dem Vorjahr, sowohl für Fluoroskopie als auch für Serienaufnahmen verwendet. Da das Dosismanagementsystem zum Zeitpunkt der ersten Auswertung noch nicht alle Dosisdaten abbildete, waren keine Informationen über die Anzahl der fluoroskopischen Durchleuchtungen dokumentiert und die Abschätzung wurde auf Basis der Serienaufnahme

durchgeführt. Weiterentwicklungen in der Implementation des DMS ermöglichten im zweite Analysezeitraum auch eine Auswertung der fluoroskopischen Daten und es zeigte sich, dass im Mittel etwa 10% der Durchleuchtungszeiten auf Serienaufnahmen entfielen. Die Dosis bei fluoroskopischer Durchleuchtung betrug an der alten Röntgenanlage etwa ein Zehntel der Dosis bei Serienaufnahmen unter gleichen Messbedingungen. Demnach überschätzte die unter 2.1 beschriebene Berechnung die effektive Dosis in erster Näherung. Wie bei der Diskussion der Phantommessungen schon erwähnt, wird auch bei der Dosisabschätzung nur eine statische Situation betrachtet. Die in der Abschätzung berücksichtigten Strahlenschutzmittel müssten für die berechnete Schutzwirkung genau platziert werden. Beobachtungen aus dem klinischen Alltag zeigten jedoch, dass die Bleiglasscheibe nicht immer den vollen Schutz bot. Beim Angulieren der Röntgenröhre in LAO-Richtung konnte es passieren, dass der Untertischstrahlenschutz angehoben wurde und so eine Lücke zwischen Fußboden und schützendem Material entstand oder durch Verschieben des Behandlungstisches das Fußpedal zum Auslösen der Strahlung unter den Untertischstrahlenschutz rutschte und der Untersucher seine Füße der Strahlung aussetzte. Darüber hinaus waren einige Ärzte auch in anderen Bereichen, wie dem Hybrid-OP tätig und arbeiteten dort ebenfalls mit Röntgenstrahlung, die nicht in die Dosisabschätzung mit einbezogen wurde. Die vorgestellte Abschätzung lieferte den Studienteilnehmern trotzdem einen wertvollen Hinweis auf die effektive Jahresdosis, der sie ausgesetzt waren. Insbesondere die Abschätzung für ungeschützte Körperteile wie Kopf, Nacken, Arme, Hände und Unterschenkel (siehe Tabelle 3.5) zeigte ein generelles Problem der Personendosimetrie. In verschiedenen Publikationen von Järvinen et al. oder von Boetticher et al. wird eine Dosimetrie diskutiert, bei der ein Dosimeter über der Röntgenschutzkleidung und ein weiteres darunter getragen wird[36, 37]. Von Boetticher weist darauf hin, dass das Tragen eines Dosimeters unter der Schutzkleidung zum einen keine Auskunft über die Dosis von Kopf und Nacken gibt, zum anderen aber auch zu einer Unterschätzung der effektiven Dosis führt und empfiehlt ein Dosimetrie-Konzept mit zwei Dosimetern. Die vorliegende Studie bestätigt die Vermutung der Dosisunterschätzung. Fast alle Studienteilnehmer hatten in den beobachteten Zeiträumen keine Dosis auf ihren Dosimetern dokumentiert. Die Abschätzung zeigte aber deutlich, dass selbst bei optimaler Arbeitsweise jeder Teilnehmer eine nennenswerte effektive Jahresdosis aufwies.

Abschätzung der Extremitätendosis

Für die Dosimetrie der Teilkörperdosis der Finger standen den Teilnehmern Ringdosimeter zur Verfügung. Diese wurden nach dem ersten Beobachtungszeitraum und der Schulung ausgegeben, da die Analyse der Bilddaten immer wieder Aufnahmen mit den Fingern der Untersucher zeigte. Eine Anleitung zum korrekten Tragen und Desinfizieren wurde per E-Mail an alle versandt. Die Bereitschaft zum Tragen der Dosimeter war gering und die Auswertung der Daten des zweiten Beobachtungszeitraumes zeigte keine Verbesserung beim Heraushalten der

Finger aus dem Strahlenfeld. In einer 2018 erschienenen Publikation von Yoon et al. berichteten die Autoren von einem Chirurgen, der nach 11-jähriger Arbeit mit Röntgenstrahlung an den Fingern einen stochastischen Strahlenschaden in Form eines Plattenepithel Karzinoms entwickelte [38]. Die weit verbreitete Meinung, dass deterministische Strahlenschäden der Hände, wie sie in den ersten Jahren nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung beobachtet wurden, mit den heutigen Anlagen nicht mehr auftreten können mag zwar stimmen, irreparable Veränderungen durch stochastische Strahlenschäden sind jedoch weiterhin möglich. Der Fallbericht von Yoon et al. und die hier vorgestellte Analyse der Arbeitsweise der interventionellen Kardiologen zeigte, dass es sich bei der Überwachung der Fingerdosis um eine aktuelle Thematik handelte. Daher wurde nach der zweiten Analyse erneut auf die bestehende Problematik hingewiesen und die Abschätzung der Fingerdosis, wie in Abschnitt 2.1 beschrieben, durchgeführt. Die berechneten Werte in Tabelle 3.7 sind verglichen mit dem Dosisgrenzwert für Extremitäten von 500 mSv sehr niedrig [39]. Dies ist auf verschiedene Aspekte zurückzuführen. Zum einen liegt es, wie schon mehrfach erwähnt, an der Einfachheit des Messaufbaus, der die komplexen Arbeitsabläufe während einer Untersuchung nur näherungsweise wiedergeben kann. Beispielsweise wurden die Phantommessungen nur in der Frontalebene durchgeführt. Die Röntgenröhre wurde in einer Messung auf 90° LAO/ 0° cranial eingestellt um einen Eindruck über den Einfluss der Angulation auf die Fingerdosis zu erhalten. Dabei wurde etwa das 4-fache der Dosis an der Stelle der Untersucherhand gemessen, im Vergleich zur Durchleuchtung der Frontalebene. Für eine genauere Untersuchung des Einflusses der verschiedenen Winkelstellungen, wären weitere Phantommessungen erforderlich. Ein weiterer Punkt, der zur Unterschätzung der Fingerdosis beiträgt, ist das in den Phantommessungen verwendete Low-Dose-Programm. Dieses Programm durchleuchtet standardmäßig mit einer Bildfrequenz von 7,5/s und wird entlang einer dosissparenden Kennlinie gesteuert. Die Analyse der Programmwahl zeigte jedoch, dass nicht immer nur das Low-Dose-Programm verwendet, sondern auch das Standardprogramm genutzt wurde, welches wie in Tabelle 3.1 gezeigt, verglichen mit dem Low-Dose-Programm, eine deutlich höhere Dosis erzeugt. Auch die Analyse der genutzten Bildfrequenzen zeigt die Verwendung höherer Einstellungen als 7,5/s. Beide Aspekte führen zu einer höheren Dosis während der Untersuchung. Hinzu kommt der Einfluss der Statur des Patienten auf das Dosisflächenprodukt, welches im Mittel beim Patienten höher ausfällt als beim Phantom. Schließlich ist noch zu erwähnen, dass die analysierten Daten sich auf die Arbeit mit dem alten Röntgengerät beschränkten. Eine Auswertung aller Herzkatheter-Untersuchungen der teilnehmenden Ärzte zeigte, dass etwa 80 % der Eingriffe an dieser Röntgenanlage durchgeführt wurden. Bei Wartungsarbeiten und Reparaturen an der Anlage oder einem höheren Patientenaufkommen wurden die Eingriffe an Röntgengeräten in den Nachbarräumen durchgeführt. Darüber hinaus waren einige Ärzte, wie bereits erwähnt, auch im Hybrid-OP tätig. Dosisbeiträge von anderen Röntgenanlagen und Untersuchungsarten wurden in die Abschätzung nicht inkludiert. Trotzdem enthielt die beschriebene Abschätzung wertvolle Informationen für die Teilnehmer. Zum einen zeigte sie

welche Ärzte beim Durchleuchten des Beckens besser auf ihre Finger achten sollten, zum anderen wurde deutlich, dass, selbst wenn die Hände nur der Streustrahlung ausgesetzt waren, eine Dosis im Gewebe deponiert wurde. Eine exaktere Auskunft über die Extremitätendosis könnte das Tragen eines Ringdosimeters liefern. Die in Abbildung 3.5 gezeigten Anteile der Untersuchungen mit Serienaufnahmen, in denen die Finger des Untersuchers zu sehen waren, lassen erkennen, dass zumindest manche Teilnehmer den Hinweis, besser auf die Position der Finger zu achten ernstgenommen hatten.

4.2 Gründe für hohe Dosiswerte

In Abschnitt 3.2 wurde das Entstehen von hohen Dosiswerten bei den Untersuchungen näher untersucht. Die Faktoren Patienten-BMI und aufwändige Untersuchungen wurden analysiert und es zeigte sich, dass die Patienten im Mittel übergewichtig waren. Dies hat Auswirkung auf die Dosisabschätzung aus Abschnitt 3.1. Darüberhinaus zeigte sich, dass in den analysierten Zeiträumen zunehmend anspruchsvollere Eingriffe durchgeführt wurden.

Korrelation des Patienten-BMIs mit dem Dosisflächenprodukt

Mit Hilfe der beschriebenen Phantommessungen wurde vereinfacht eine Untersuchungssituation im Herzkatheterlabor dargestellt wie sie täglich mehrfach an der Charité stattfindet. Der untersuchte Patiententorso entspricht einem normalgewichtigen Patienten. Die Auswertungen der Patienten-BMIs in allen drei Beobachtungszeiträumen zeigten jedoch, dass die Patienten im Mittel einen BMI von $(27,9 \pm 5,8) \text{ kg/m}^2$ aufweisen und somit übergewichtig waren. Madder et al. zeigten, dass die Untersucherdosis mit dem BMI des Patienten korreliert [40]. Diese Beobachtung konnte im Rahmen dieser Arbeit bestätigt werden, wie Abbildung 3.8 zeigt. Die Regressionsanalyse ergab einen Korrelationskoeffizienten R^2 von 0,998, was auf einen starken Zusammenhang zwischen BMI und DFP schließen lässt, zumindest für den Bereich zwischen 15 und 34 kg/m^2 . Für höhere BMIs war die Datenlage nicht ausreichend um statistisch begründbare Aussagen zu treffen. In den Phantommessungen wurde gezeigt, dass ein höheres Dosisflächenprodukt eine höhere Strahlenexposition des Untersuchers zur Folge hat. Unter der Annahme, dass das Phantom einem Patienten mit einem BMI von $22,5 \text{ kg/m}^2$ entsprach, wäre die Untersucherdosis bei einem durchschnittlichen Patienten mit einem BMI von 28 kg/m^2 53% höher als in den Phantommessungen. Die abgeschätzte effektive Dosis der Untersucher unterschätzt die tatsächliche Dosis der klinischen Routine folglich.

Analyse der Untersuchungsstatistik

Die Analyse der Untersuchungshäufigkeiten trug zur Bewertung und Einordnung der Dosisergebnisse der Untersucher bei. Die Zunahme der therapeutischen Behandlungen, der über die

drei Zeiträume beobachtet werden konnte, insbesondere die Zunahme der Koronarangiographien mit PTCA und der Implantation von drei oder mehr Stents, wies auf eine Veränderung der Patientenklientel hin. Im Rahmen der Covid-19-Pandemie wurde an der Charité ab dem Herbst 2020 der Klinikbetrieb zunächst stark reduziert um Kapazitäten für die Behandlung schwer erkrankter Covid-19-Patienten frei zu halten. In den folgenden Wochen nahmen die Zahlen der intensivpflichtigen Covid-19-Patienten zu, weswegen die Charité den Klinikbetrieb weiter reduzierte und nur noch Notfälle behandelt wurden. Dieser Notfallbetrieb erstreckte sich bis zum Beginn des Sommers 2021. In diese Zeit fiel der zweite Beobachtungszeitraum. Das erneute Ansteigen der Covid-19-Infektionszahlen im Herbst 2021 sorgte für eine wiederholte Reduzierung des Klinikbetriebes auf eine reine Notfallversorgung, wodurch auch die Daten des dritten Beobachtungszeitraumes betroffen waren. Dementsprechend handelt es sich bei den Untersuchungen der zweiten und dritten Analyse um schwerwiegendere Eingriffe, was sich in der Zunahme der Stentimplantationen widerspiegelte. Die beobachtete Veränderung der Patientenklientel hatte direkte Auswirkungen auf die Dosis während der Untersuchungen. Es ist selbstverständlich, dass für die Implantation eines einzelnen Stents weniger Durchleuchtung erforderlich ist, als für das Implantieren mehrerer Stents. Dies zeichnete sich letztendlich im Dosisflächenprodukt der Therapien ab. Da die benötigte Dosis bei Koronarangiographien mit oder ohne weitere Maßnahmen gegenüber der Veränderung durch den Notfallbetrieb robuster ist, ließen sich die Fortschritte der Teilnehmer bei der Optimierung des Strahlenschutzes deutlicher an den diagnostischen Untersuchungen erkennen.

4.3 Optimierungsstrategie: Analyse der Arbeitstechnik

Wie eingangs erwähnt, war die gewählte Optimierungsstrategie die Analyse der Arbeitstechniken der einzelnen Untersucher sowie eine individuelle Schulung über das Verbesserungspotenzial. Die in Abschnitt 3.3 gezeigten Ergebnisse bildeten den Referenzpunkt von dem aus die Veränderung der Dosis beobachtet wurde.

Daten des ersten Beobachtungszeitraumes

Die Daten der ersten Analyse sind in Tabelle 3.9 gezeigt. In dieser ersten Auswertung waren sowohl IC 4 als auch IC 6 noch in der Ausbildung. IC 6 hatte im genannten Zeitraum lediglich 2 therapeutische Eingriffe durchgeführt, dies sollte man bei der Interpretation des therapeutischen Dosisflächenproduktes berücksichtigen. Die Verteilung der Patienten-BMIs ist näherungsweise homogen über alle Untersucher verteilt und passt zu dem in Abschnitt 3.2 berechneten Mittelwert. Die Programmwahl zeigt, dass in über 80 % der Untersuchungen mit dem Low-Dose-Programm gearbeitet wurde, was für das Strahlenschutzbewusstsein der Ärzte spricht. Allerdings konnte bei der Verwendung des Standardprogrammes ein zeitlicher Zusammenhang beobachtet werden, der darauf schließen ließ, dass nicht jeder Teilnehmer

das Durchleuchtungsprogramm bewusst auswählte. In diesem Punkt wurde ein deutliches Verbesserungspotential identifiziert. In den Ergebnissen wurde angesprochen, dass bei der benötigten Anzahl von Serienaufnahmen pro Untersuchung, die Ärzte IC 2 und IC 5 die höchsten Werte aufwiesen. Dies ließ sich durch das Durchleuchten in zwei Ebenen begründen. Beobachtet wurde, dass in den meisten Fällen für eine Einstellung mit beiden Röntgenröhren eine Serie aufgenommen wurde, was sich anhand des Zeitstempels im Dosisreport überprüfen ließ. Beim monoplanaren Arbeiten mit nur einer Ebene war dies nicht der Fall, weil es technisch nicht möglich war. Für eine Aufnahme aus einem anderen Winkel musste dieser bewusst eingestellt werden. Im Gespräch mit den Ärzten wird als Argument für das biplanare Arbeiten häufig das Einsparen von Kontrastmittel angeführt und dafür eine höhere Strahlendosis toleriert. Smith et al. veröffentlichten 2018 eine Studie, in der sie den Kontrastmittelverbrauch und die Strahlendosis bei biplanarer und monoplanarer Arbeitstechnik verglichen [41]. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass bei der Arbeit mit einem Zwei-Ebenen-System deutlich weniger Kontrastmittel eingesetzt, dafür eine höhere Strahlendosis appliziert wurde. Bezüglich der Strahlendosis konnten die Ergebnisse in dieser Arbeit bestätigt werden (siehe Abbildung 3.10). Da der Kontrastmittelverbrauch für den Strahlenschutz nicht direkt relevant ist, wurden diesbezüglich keine Daten erhoben. Die Autoren der Studie empfahlen ein genaues Abwägen der Arbeitstechnik. Liegen bei einem Patienten beispielsweise Nierenfunktionsstörungen vor die einen sparsamen Einsatz von Kontrastmittel erfordern, halten sie eine höhere Strahlenexposition für gerechtfertigt. Bei gesunden Patienten ist die Strahlendosis gemäß des ALARA-Prinzips so gering wie möglich zu halten, womit das biplanare Arbeiten nicht indiziert ist. Durch eine monoplanare Arbeitstechnik könnten IC 2 und IC 5 die in den Untersuchungen verwendete Dosis folglich reduzieren.

Betrachtet man die mittlere Seriedauern, zeigten sich bei den erfahreneren Teilnehmern IC 1 und IC 2 sowie IC 3, der verglichen mit den Anderen sehr viele Untersuchungen durchführte, etwas geringere Durchleuchtungszeiten, als bei den unerfahreneren, weniger routinierteren Ärzten IC 4, IC 5 und IC 6. Aus dieser Beobachtung lässt sich ableiten, dass sich die für den Untersucher notwendige Durchleuchtungsdauer durch Übung und Erfahrung verkürzen lässt. In der "Leitlinie zum Einrichten und Betreiben von Herzkatheterlaboren und Hybridoperatonsälen/Hybridlaboren" wird auf die besonderen Anforderungen für die kardiale Bildgebung eingegangen [2]. Es werden Bildfrequenzen von 7,5/s bis 30/s empfohlen um die schnelle Bewegung des Herzens optimal darzustellen. Mit Hilfe der Phantommessungen wurde gezeigt, wie stark die Dosis mit Erhöhung der Bildfrequenz steigt. Die Analyse der verwendeten Bildfrequenzen zeigte, dass im Mittel in fast 92% der Serienaufnahmen mit 7,5/s durchleuchtet wurde und nur bei besonderen Fragestellungen eine höhere Bildfrequenz gewählt wurde. IC 6 durchleuchtete in dreiviertel der Serienaufnahmen mit 7,5/s. Die von ihm gewählten höheren Bildfrequenzen, in Verbindung mit längeren Durchleuchtungszeiten führten zu hohen DFPs verglichen mit den anderen Teilnehmern. IC 1 verwendete in nur 88,2% der Serienaufnahmen die Bildfrequenz von 7,5/s. Da er kurze Durchleuchtungszeiten hatte, waren sein DFPs nied-

riger. IC 2 verwendete in 100 % der Serienaufnahmen 7,5/s. Da dieser Arzt eine hohe Anzahl an Serienaufnahmen bei Therapien aufwies, war das therapeutische DFP entsprechend hoch. Ein weiterer betrachteter Aspekt war die Verwendung der manuellen Blenden. Das Einblenden des Strahlenfeldes schützt das Gewebe des Patienten, welches nicht untersucht werden soll, vor einer unnötigen Strahlenexposition und führt darüber hinaus zu einer Reduktion der Streustrahlung, was wiederum eine geringere Strahlenexposition des Untersuchers zur Folge hat. Die Serienaufnahmen wurden im PACS betrachtet um die Einblendung der gespeicherten Bilder zu überprüfen. Es wurde nur überprüft, ob das Strahlenfeld eingeblendet wurde. Wie gut die Positionierung der Blenden war, wurde nicht beurteilt. Die ausgewerteten Daten des ersten Beobachtungszeitraumes zeigten, dass manche Teilnehmer, zum Beispiel IC 4, die Blenden häufig verwendeten, wohingegen andere Teilnehmer, wie IC 3 und IC 6, nur sehr selten das Strahlenfeld manuell eingrenzten. Im Mittel wurde in 14,5 % der Serienaufnahmen eingeblendet. Hinsichtlich dieses Punktes existierte bei einigen Studienteilnehmern Optimierungspotenzial.

Der letzte arbeitstechnische Aspekt, der in dieser Arbeit analysiert wurde war die Wahl des Bildformates. Je kleiner das gewählte Bildformat, desto höher ist die Dosis, die der Patient in dem durchleuchteten Bereich erhält. Auf die Untersucherdosis wirkt sich ein kleines Bildformat geringfügig positiv aus. Dieser Punkt wurde im Rahmen der Phantommessungen (siehe Tabelle 3.2) untersucht und der Einfluss des Bildformates auf die Dosis am alten Röntgengerät evaluiert. In Tabelle 3.9 wird deutlich, dass die Studienteilnehmer bevorzugt mit einem Bildformat von 20 cm arbeiteten (83,5 %). Das größere Bildformat wurde nur für Übersichtsaufnahmen im Beckenbereich verwendet. War eine genauere Darstellung der untersuchten Region notwendig, wurde bewusst ein kleineres Format gewählt. Insbesondere IC 2 verwendete in 97,4 % der Serienaufnahmen die Formate 20 und 25 cm. Dies zeigte, dass die Teilnehmer auch hinsichtlich der Wahl des Bildformates schon sehr gut geschult waren. Alle betrachteten technischen Parameter haben, abgesehen vom Bildformat, einen direkten Einfluss auf das Dosisflächenprodukt. Dieses ist in der letzten Zeile von Tabelle 3.9 für diagnostische und therapeutische Eingriffe gezeigt.

Vergleicht man die Ergebnisse der einzelnen Untersucher untereinander, fällt auf, dass IC 5 und IC 6 die höchsten DFPs bei diagnostischen Eingriffen aufwiesen, bei therapeutischen Eingriffen hatten IC 2, IC 5 und IC 6 die höchsten Werte. Wie oben diskutiert, hatten besonders die Programmwahl, die Anzahl der Serien und die Bildfrequenz einen großen Einfluss auf die Dosis. IC 2 verwendete in 81 % der Serienaufnahmen das Low-Dose-Programm und arbeitete bevorzugt mit einer biplanaren Technik, was eine hohe Anzahl an Aufnahmen zur Folge hatte. Insbesondere bei therapeutischen Eingriffen verursachte dies hohe Dosiswerte. IC 5 verwendete das Low-Dose-Programm zu 88 %, verwendete ebenfalls öfter die biplanare Arbeitstechnik und durchleuchtete in 91,2 % der Serienaufnahmen mit einer Bildfrequenz von 7,5/s. Im Vergleich mit den anderen Teilnehmern hatte er die höchste diagnostische Seriedauer. Sowohl bei diagnostischen als auch bei therapeutischen Eingriffen führte diese

Kombination zu den höchsten Dosiswerten. IC 6 hatte ebenfalls längere Seriedauern, jedoch geringere Serienanzahlen pro Untersuchung. In seinem Fall resultierten die hohen DFPs, wie erwähnt, aus der gewählten Bildfrequenz. IC 1 hatte im Vergleich die niedrigsten DFPs. Obwohl er das Low-Dose-Programm in nur 82 % der Serienaufnahmen nutzte, führten niedrige Seriedauer und -anzahl sowie Einblenden (14,7 %) zu geringen Dosiswerten. Die DFPs von IC 3 und IC 4 lagen im Mittelfeld. Sowohl bei der Programmwahl, als auch bei der Serienanzahl lag IC 4 etwas über den Werten von IC 3. Bei der gewählten Bildfrequenz und der Verwendung der Blenden zeigten sich bei IC 4 die aus Sicht des Strahlenschutz günstigeren Arbeitsweisen.

Vergleicht man die Dosisflächenprodukte der Teilnehmer mit den in Deutschland geltenden DRWs, die vom Bundesamt für Strahlenschutz veröffentlicht wurden, wird noch einmal deutlich, dass die Teilnehmer für den Strahlenschutz sensibilisiert waren. Für diagnostische Eingriffe (Koronarangiographie) liegt der Dosisreferenzwert bei $28 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$, für kombinierte therapeutische Eingriffe (Koronarangiographie und PTCA) liegt der Wert bei $55 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Das Dosisflächenprodukt für diagnostische Untersuchungen der gesamten Gruppe lag im Median bei $12,3 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$, also 56 % unter dem DRW. Hinsichtlich der therapeutischen Eingriffe ergab sich im Median ein Wert von $30,7 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$, was 44 % unter dem DRW lag. Ausreißer mit sehr hohen Dosisflächenprodukten wurden im ersten Zeitraum nur wenig beobachtet. Diese begründeten sich auf einer schwierigen Anatomie der Gefäße und erforderten daher eine ungewöhnlich hohe Dosis.

Schulung der Teilnehmer

Die Ergebnisse und die ausgewerteten Daten wurden den Teilnehmern im Sinne der Kontaktreduzierung auf Grund der Corona-Pandemie in einer Onlinepräsentation vorgestellt. Dass die Daten nicht persönlich vorgestellt wurden hatte keinen negativen Einfluss auf das Interesse der Ärzte. Es ergab sich eine lockere Atmosphäre in der die Teilnehmer offen über ihre Ergebnisse diskutierten und Fragen zu Verbesserungsmöglichkeiten stellten. Leider waren zwei Teilnehmer nicht anwesend und konnten so nicht von dem regen Austausch profitieren. Alle Teilnehmer erhielten die Unterlagen nach der Schulung, sodass auch die nicht Anwesenden ihre Ergebnisse einsehen konnten. Die Möglichkeit für Nachfragen bei Unklarheiten nach der Schulung wurde angeboten, jedoch von keinem Teilnehmer genutzt. Die Vorstellung der Phantommessungen vermittelte den Untersuchern einen Eindruck welchen Einfluss die verschiedenen technischen Parameter „ihrer“ Röntgenanlage auf die Dosis hatten. Auf diese Weise bekamen die in den Strahlenschutzkursen genannten Aspekte für einen bewussten Umgang mit der Strahlung für die Teilnehmer einen persönlichen Bezug und vermittelten anhand der Messwerte ein Gefühl für die Menge an Dosis, die eingespart werden konnte. Dass dieser Punkt in der Schulung sinnvoll und für die Ärzte interessant war, wurde durch gestellte Fragen, wie etwa ob es dosissparender sei mit einem kleineren Bildformat oder lieber einer

höheren Bildfrequenz zu arbeiten, deutlich. Die anschließende Darstellung der individuellen Ergebnisse und die Bewertung, welche Aspekte bereits sehr gut umgesetzt wurden und wo Verbesserungen möglich seien, wurde sehr positiv aufgefasst und förderte den freundschaftlichen Konkurrenzkampf sich im Strahlenschutz zu verbessern.

Vergleicht man diese Schulung mit der jährlichen Unterweisung im Strahlenschutz, welche die Teilnehmer regelmäßig besuchen, lassen sich Unterschiede erkennen. Im Rahmen der jährlichen Strahlenschutzunterweisung werden den Zuhörern ebenfalls Arbeitstechniken genannt, die zu einem bewussten Umgang mit Röntgenstrahlen gehören. Die konkrete Bedeutung für das persönliche Arbeiten fehlt jedoch genauso, wie eine objektive Analyse der eigenen Arbeitstechniken. Daher hielt sich das Interesse an den bekannten, allgemein formulierten Ratschlägen während der Strahlenschutzunterweisungen meist in Grenzen. Im Vergleich dazu ergab eine wenige Monate nach der Schulung durchgeführte Umfrage unter den Teilnehmern, dass sowohl das Interesse als auch das Gefühl der Notwendigkeit einer individuellen Analyse wie sie im Rahmen dieser Arbeit stattgefunden hatte vorhanden waren.

4.4 Einfluss der Schulungsmaßnahmen und neue Gerätetechnik auf die Dosis

Der tatsächliche Nutzen der Schulung sollte sich in einer Verbesserung der Teilnehmer anhand einer Reduzierung der verwendeten Dosis bei den Untersuchungen bemerkbar machen. Darüber hinaus sollte der Tausch des Röntgengerätes zu einer weiteren Reduzierung der Dosis beitragen.

Verbesserung durch Schulung

Die Daten des zweiten Beobachtungszeitraumes sind in Tabelle 3.10 gezeigt. Auffällig ist, dass deutlich mehr therapeutische Untersuchungen durchgeführt wurden. Dies begründete sich mit der pandemischen Situation. Da in der Charité Intensivkapazitäten für Patienten mit schweren Corona-Infektionen freigehalten werden sollten, wurden in allen Klinikbereichen nur noch Notfälle behandelt.

Bezüglich des mittleren Patienten-BMIs gab es während der Pandemie keine nennenswerte Veränderung der Patientenlientel.

In der Schulung der Teilnehmer wurde besonders auf die richtige Programmwahl hingewiesen. Der im ersten Analysezeitraum beobachtete zeitliche Zusammenhang von aufeinander folgenden Untersuchungen mit dem Standardprogramm, wurde, wie bereits erwähnt, nur noch einmal innerhalb der zweiten drei Monate beobachtet. Somit stieg der Anteil von Untersuchungen, die mit dem Low-Dose-Programm durchgeführt wurden. Im Mittel zeigte sich eine Steigerung von 5% bei der Verwendung des Low-Dose-Programmes. In diesem Punkt ließ sich der Nutzen der Schulung klar erkennen.

Die mittlere Anzahl der Serienaufnahmen nahm im Vergleich zur ersten Analyse zu. Dies ließ sich durch einen schlechteren Gesundheitszustand, in dem die Patienten vorstellig wurden, bedingt durch die Corona-Pandemie begründen. Roedl et al. bestätigten in einer aktuellen, retrospektiven Studie, dass Herz-Patienten 2020 schwerere Krankheitsverläufe aufwiesen als die Patienten im Vorjahr [42].

Die Dauer der einzelnen Serienaufnahmen veränderte sich hingegen kaum. Nach wie vor zeigten sich bei IC 1 bis IC 3 eine geringere mittlere Seriedauer als bei den weniger erfahrenen Ärzten IC 4 bis IC 6. Die benötigte persönliche Durchleuchtungszeit ist möglicherweise ein Parameter, der sich über einen längeren Zeitraum verändert.

Da sowohl die gewählte Bildfrequenz, als auch die Wahl des Bildformates entsprechend des Strahlenschutzes bewusst gewählt wurde, ließ sich in diesem Punkt keinerlei Verbesserung beobachten.

Die Verwendung der manuellen Blenden gemittelt über die gesamte Gruppe verbesserte sich im Vergleich zum ersten Beobachtungszeitraum deutlich, was jedoch in erster Linie auf die Verbesserung von IC 5 zurückzuführen war, der eine Steigerung um 27 % verzeichnen konnte. Ziel der individuellen Analyse und Schulung der Teilnehmer war eine Reduktion der Dosis. Im Mittel erreichte die Gruppe jedoch nur eine geringe Verbesserung, sowohl in diagnostischen als auch therapeutischen Behandlungen. Betrachtet man jedoch die individuellen Verbesserungen, zeigt sich ein anderes Bild. In Abbildung 3.11 sind die Ergebnisse der einzelnen Untersucher als Boxplots dargestellt. Zu erkennen ist, dass fast alle Ärzte in der Lage waren das Dosisflächenprodukt zu reduzieren.

IC 1 verwendete das Low-Dose-Programm nach der Schulung 6 % häufiger, wählte in 93 % der Serienaufnahmen die kleinste Bildfrequenz und blendete häufiger ein (40,3 %). Dadurch wurde das diagnostische DFP um 9 % reduziert. IC 2 änderte wenig an seiner Arbeitsweise. Lediglich bei der Programmwahl verwendete er das Low-Dose-Programm häufiger (7 %). Dies führte zu einer Dosisreduktion von 9 % bei den diagnostischen und 20 % bei den therapeutischen Eingriffen. Ähnliches gilt für IC 3. Dieser Arzt steigerte die Verwendung des Low-Dose-Programmes um 6 % und durchleuchtete öfter mit einer Bildfrequenz von 7,5/s, was zu einer Reduzierung der diagnostischen Dosis um 9 % führte. Obwohl IC 5 und IC 6 weniger häufig das Low-Dose-Programm verwendeten (jeweils 7 %), konnten beide die Dosis verringern. Beide hatten nach der Schulung kürzere Seriedauern, arbeiteten häufiger mit der kleinsten Bildfrequenz und nutzten öfter die manuellen Blenden. IC 5 reduzierte das Dosisflächenprodukt um 10 % (Diagnostik) bzw. 15 % (Therapie). IC 6 erreichte nach der Schulung eine Verringerung um 20 % und 59 %. Lediglich IC 4 wies in der zweiten Analyse höhere DFPs auf als im ersten Beobachtungszeitraum, obwohl er bei 100 % der Serienaufnahmen das Low-Dose-Programm verwendete. In seinem Fall lässt sich dies in erster Linie auf eine veränderte Patienten-Klientel zurückführen. Während des ersten Zeitraumes war dieser Arzt noch in der Ausbildung und hatte entsprechend vermehrt einfache Fälle behandelt. Während der zweiten Datenerhebung hatte er die Ausbildung zum Facharzt abgeschlossen

und übernahm neben den regulären Patienten auch viele Notfälle.

Da diese Studie zur Verbesserung des Strahlenschutzes bei allen interventionellen Eingriffen im Herzkatheterlabor beitragen soll, wurden alle Untersuchungen in die Auswertungen inkludiert, die Ausreißer jedoch mit einem Grubbs-Test identifiziert. Diese ließen sich im zweiten Beobachtungszeitraum durch verschiedene Aspekte begründen. Drei Patienten wiesen einen schlechten Allgemeinzustand auf und mussten aufgrund eines Myokardinfarktes reanimiert werden. Drei weitere Patienten hatten starkes Übergewicht, mit einem BMI von über 33 kg/m^2 , was wie bereits erklärt direkte Auswirkungen auf die Dosis hat. Darüber hinaus zeigte sich bei vier Patienten eine schwerwiegende Stenose, deren Behandlung den Eingriff verkomplizierte.

Wie schon in der ersten Analyse beobachtet, lagen die diagnostischen Dosisflächenprodukte auch in der zweiten Auswertung unter dem Dosisreferenzwert. Mittels Mann-Whitney-U-Test ließ sich keine signifikante Verbesserung der individuellen Dosisflächenprodukte nachweisen. Die Ergebnisse der therapeutischen Eingriffe zeigten, dass sich einige Teilnehmer verbessern und die Dosiswerte senken konnten. Jedoch machte sich hier der oben bereits erwähnte schlechtere Gesundheitszustand der Patienten und die Notfall-Regelung der Charité, bedingt durch die Covid-19-Pandemie bemerkbar. Die beobachteten Verbesserungen waren auch bei den therapeutischen Eingriffen nicht signifikant. Kuon et al. zeigten, dass Kardiologen, die mittels eines Strahlenschutz Mini-Kurses geschult wurden, in der Lage waren die Dosis während den Untersuchungen signifikant zu reduzieren [26]. Dazu analysierten sie jeweils 10 Koronarangiographien von interventionellen Kardiologen an verschiedenen Einrichtungen vor und nach dem Mini-Kurs und verglichen die Ergebnisse mit einer Gruppe, die nicht am Mini-Kurs teilgenommen hatte. Die Besucher des Mini-Kurses erreichten eine Reduktion der Dosis um 48,4 % von $26,5 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ auf $13,7 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$.

In der vorliegenden Arbeit konnten keine signifikanten Verbesserungen durch Schulung erzielt werden. Begründen lässt sich dies mit einer guten Umsetzung von Strahlenschutztechniken schon zu Beginn der Studie. Das diagnostische Dosisflächenprodukt betrug im Median für die gesamte Gruppe $11,8 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ und lag damit schon unterhalb des Endwertes, den Kuon et al. berichteten. Trotzdem wurde deutlich, dass individuelle Verbesserungen möglich waren. Insbesondere Ärzte, die sich in der Ausbildung befanden, wie IC6, aber auch erfahrenere, engagierte Untersucher, waren in der Lage durch eine individuelle Beratung die Dosis zu reduzieren. Die vorliegende Studie zeigte anhand der vorgestellten Daten die Limitationen durch die zur Verfügung stehende technische Ausrüstung. Die bisher betrachteten Untersuchungen wurden mit einer älteren Röntgenanlage durchgeführt. Veraltete Röhren- und Detektortechnik ließen keine weiteren Optimierungen der Durchleuchtungsprogramme zu. Da ein Tausch der Anlage bevorstand, stellte sich die Frage, wie groß die Verbesserung sein würde, wenn den gut geschulten Untersuchern die neueste Technik zur Verfügung gestellt würde.

Einfluss der neue Röntgenanlage

Folglich wurde ein dritter Beobachtungszeitraum gewählt. Die Parameter wurden erneut analog zum ersten Beobachtungszeitraum erfasst und ausgewertet (siehe Tabelle 3.11). Da die pandemische Lage weiterhin bestand und die Charité in erster Linie Notfälle versorgte, war die Zahl der therapeutischen Untersuchungen vergleichbar zum zweiten Beobachtungszeitraum. Der Patienten-BMI war näherungsweise mit den Daten des ersten und zweiten Beobachtungszeitraumes identisch. Ein großer Unterschied zur alten Röntgenanlage bestand in der größeren Auswahl an Spezialprogrammen. Zusätzlich zum bekannten Standard- und Low-Dose-Programm bot die Anlage mehrere Abstufungen des Low-Dose-Programms, sowie ein extra Programm für adipöse Patienten und eines für das Setzen von Stents (siehe Tabelle 2.2). Durch neue Röhren- und Detektortechnologie sowie eine Weiterentwicklung in der Verarbeitung der Bilddaten war im Vergleich zur alten Anlage weniger Dosis bei gleichem visuellen Bildeindruck nötig [29]. Beispielsweise wurde im Programm für adipöse Patienten bei der Serienaufnahme mit einer Bildfrequenz von 30/s durchleuchtet, jedoch mit nur 80 nGy/Bild, was eine deutlich niedrigere Dosis pro Bild ergab, als bei dem Low-Dose-Programm Coro Care mit 140 nGy/Bild (siehe Tabelle 2.1). Die aufgenommenen einzelnen Bilder wurden im Anschluss durch die Bildverarbeitung so aufgearbeitet, dass sich auch mit weniger Dosis ein gutes Bild ergab. Für das Low-Dose-Programm Coro Care bestand die Möglichkeit die Dosis von 140 nGy/Bild auf 80 nGy/Bild und um eine weitere Stufe auf 65 nGy/Bild zu reduzieren. Die größere Auswahl an Programmen ermöglichte den Ärzten eine bessere Anpassung der Dosis an die Gegebenheiten der Untersuchungen. Die Analyse der Daten zeigte, dass im Mittel in 95,2% der Untersuchungen mit den Low-Dose und Spezialprogrammen gearbeitet wurde, was nochmal eine weitere Steigerung im Vergleich zu den Daten der zweiten Analyse bedeutete. Die weiteren ausgewerteten Parameter zeigten wenige Änderungen. Hier wurde noch einmal deutlich, dass die Gruppe bereits ein gutes Bewusstsein für den Strahlenschutz hatte und die, mit der neuen Anlage gebotenen, Möglichkeiten, die Dosis weiter zu senken, bereitwillig umsetzte.

Abbildung 3.12 zeigt im Boxplot die Entwicklung der Dosisflächenprodukte für die einzelnen Teilnehmer. Gerade bei den diagnostischen Eingriffen wird sehr deutlich, wie groß die Verbesserung durch das neue Röntgengerät war. Das Dosisflächenprodukt der gesamten Gruppe konnte von $12,0 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ um 38 % auf $7,4 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ reduziert werden. Die Verbesserung der Gruppe bei den therapeutischen Eingriffen von $30,5 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ auf $23,5 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ bedeutete eine Senkung des Dosisflächenproduktes um 23 %, und zeigte ebenfalls eine deutliche Verbesserung im Vergleich zur Arbeit mit dem alten Gerät. Da jedoch, wie bereits diskutiert, alle therapeutischen Untersuchungen, in die Auswertung einbezogen wurden, zeichnete sich bei individueller Betrachtung teilweise keine Verbesserung ab.

IC 1 verkürzte bei diagnostischen Eingriffen die Durchleuchtungszeit und verwendete in 95 % der Serienaufnahmen ein Low-Dose- oder Spezialprogramm. Die Dosis konnte so um 57 %

reduziert werden. Bei therapeutischen Eingriffen verschlechterte sich die Dosis aus den oben genannten Gründen zwar, aber nur auf einen Medianwert von $22,2 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$, womit er immer noch unter dem Median der gesamten Gruppe lag. IC 2 arbeitete zu 100 % mit Low-Dose- und Spezialprogrammen und reduzierte die Dosisflächenprodukte mit der neuen Anlage um 50 % (Diagnostik) und 40 % (Therapie). Auch IC 3 verzichtete komplett auf das alte Standardprogramm und verringerte die Dosis um 19 % und 12 %. Bei IC 4 zeigt die Größe des Boxplots eine breitere Streuung der DFPs. Dies ließ sich in seinem Fall erneut mit der Übernahme vieler Notfälle und anatomisch herausfordernder Patienten begründen. Abgesehen davon verwendete dieser Teilnehmer am häufigsten das alte Standardprogramm (14 %), was dazu führte, dass das DFP der Therapien lediglich um 7 % gesenkt werden konnte. Bei diagnostischen Eingriffen konnte dieser Teilnehmer die Dosis um 35 % senken. IC 5 und IC 6 verwendeten die neuen Programme zu 100 % und 98 %. Beide konnten die Dosisflächenprodukte mit der neuen Anlage sowohl bei diagnostischen (um 53 % und 31 %) als auch bei therapeutischen Eingriffen (um 28 % und 52 %) senken.

Die Anzahl der Ausreißer im dritten Beobachtungszeitraum deutete weiterhin auf einen schlechteren Gesundheitszustand der Patienten-Klientel hin. Bei 5 Patienten handelte es sich um Notfälle, die zum Teil reanimiert werden mussten, weitere 3 Patienten wiesen sehr schwere Gefäßerkrankungen auf, deren Diagnose und Behandlung eine höhere Dosis erforderte und noch einmal 3 Patienten wurden mit einem BMI über $39 \text{ kg}/\text{m}^2$ vorstellig, was, wie bereits erklärt, zu hohen Dosiswerten führte. Aus Abbildung 3.12 geht ebenfalls hervor, dass alle Teilnehmer auch in der dritten Analyse im Median ein Dosisflächenprodukt unterhalb des Dosisreferenzwertes aufwiesen.

Kommunikation mit dem ärztlichen Personal

Während der Studie zeigte sich, dass der Erfolg einer Optimierung des Strahlenschutzes stark vom Interesse und Engagement der Teilnehmer abhängt. Die geführten Gespräche sowie die Umfrage zeigten, dass die Kardiologen den persönlichen Strahlenschutz für sehr wichtig hielten. Trotzdem gestaltete sich die Kommunikation mit dem ärztlichen Personal sehr schwierig. So wurde beispielsweise auf schriftliche Anfragen erst auf mehrfaches Nachfragen reagiert. Auch zum Schulungstermin, sowie der Vorstellung der Daten zur Extremitätendosis, waren nicht alle Teilnehmer anwesend. Die Ursache dafür findet sich möglicherweise in der Organisationsstruktur des Gesundheitssystems, welches abseits der Behandlung von Patienten wenig Spielraum für die persönliche Weiterbildung lässt. Dies erklärt möglicherweise auch den entstandenen Eindruck, dass einige Teilnehmer mit den bisherigen Ergebnissen zufrieden waren und dementsprechend bestimmte Arbeitstechniken nicht umsetzten. Dies zeigte sich besonders bei der Verwendung der Blenden, der Verwendung der biplanaren Arbeitstechnik und dem Arbeiten im Strahlenfeld.

4.5 Bewertung

Betrachtet man die Studie in ihrer Gesamtheit, stellt sich die Frage, ob die individuelle Analyse der Arbeitstechniken zur Verbesserung des Strahlenschutzes beigetragen hat. Hätte man sich den ersten Schritt sparen können und direkt das alte Röntgengerät durch ein neues austauschen können?

Auch wenn die Dosis durch die Analyse der Techniken und Schulung nur wenig reduziert werden konnte, wurden durch das genaue Auswerten der Daten die Schwachpunkte, beispielsweise bei der Programmwahl, in der täglichen Routine aufgedeckt. Die Tatsache, dass es nur wenig Verbesserungspotenzial gab, zeigte, dass die Teilnehmer ein hohes Interesse an der Umsetzung von Strahlenschutzmaßnahmen besaßen. Insbesondere junge und unerfahrene Kollegen profitierten stark von einer individuellen Analyse, was man an der Entwicklung von IC 6 beobachten konnte. Das alleinige Austauschen eines Gerätes, ohne die Sensibilisierung der Mitarbeiter für eine Nutzung der Low-Dose-Programme würde nicht zu einer Reduzierung der Dosis führen. Wie in Tabelle 2.2 gezeigt, ist das Standardprogramm, welches in der ersten Analyse in 14% der Untersuchungen verwendet wurde, auch auf dem neuen Gerät angelegt. Dieses wurde im dritten Beobachtungszeitraum jedoch nur noch in 4,8% der Untersuchungen verwendet. Das Zusammenspiel aus der Analyse der Arbeitstechniken, einer individuellen Schulung über das Verbesserungspotential und die anschließende Umsetzung mithilfe der neuesten Gerätetechnik bildet die Grundlage des Strahlenschutzes. Wie bereits in der Einleitung angesprochen, ist die regelmäßige Kontrolle und Schulung ein wichtiger Punkt bei der Aufrechterhaltung des Strahlenschutzes. Ein weiterer Zeitraum der Datenerfassung mit individueller Analyse nach einem Jahr könnte daher Aufschluss über die Nachhaltigkeit der Schulung geben. Erneut könnte jedem Teilnehmer auf diese Weise gezeigt werden, an welcher Stelle Verbesserungen notwendig wären. In diesem Rahmen könnten ebenso die Durchleuchtungsprogramme an der Röntgenanlage überprüft und gegebenenfalls weiter optimiert werden. Diese Maßnahmen sind notwendig um in der klinischen Routine den Strahlenschutz auf ein hohes Niveau zu bringen und dort zu erhalten. Auf diese Weise ist sichergestellt, dass sowohl Patient als auch Untersucher den bestmöglichen Schutz vor ionisierender Strahlung bekommen.

5 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit zeigt, dass eine individuelle Analyse und Schulung der Untersucher zu einer Reduzierung der Dosis des Patienten und damit auch des Untersuchers führen kann. Wichtig sind dabei jedoch das individuelle Engagement jedes Einzelnen, die Bereitschaft zum Umsetzen der Ratschläge sowie die Zeit, sich mit dem Thema Strahlenschutz zu beschäftigen. Durch eine individuelle Analyse war es möglich jeden Untersucher gezielt auf sein Verbesserungspotenzial aufmerksam zu machen. Das gemischte Teilnehmerfeld in dieser Arbeit zeigte deutlich, dass gerade unerfahrenere Ärzte von einer Analyse und einer Schulung profitierten. Bei der Analyse der Röntgendaten ist die Mitarbeit einer Medizinphysik-Expertin oder eines Medizinphysik-Experten von Vorteil.

Die Erfassung und Auswertung der Daten erforderte in der vorliegenden Studie viel Handarbeit, und kann in vergleichbarer Weise nicht von einem ärztlichen Mitarbeiter neben dem Patientenbetriebes durchgeführt werden. Im Laufe der zwei Jahre, die diese Arbeit umfasste, wurde das Dosismanagementsystem an der Charité installiert und an die Kliniken angepasst. Dies erleichterte im zweiten und dritten Analysezeitraum die Erfassung der Daten. Eine umfassende Auswertung, wie sie hier vorgestellt wurde, ließ sich zum Ende dieser Arbeit jedoch noch nicht mit Hilfe des DMS durchführen, was beispielsweise auf eine unvollständige Eingliederung in die IT-Infrastruktur in Form von Schnittstellen zwischen dem Dokumentationssystem der Kardiologie und dem DMS, zurückzuführen war. Das Ziel bei der Etablierung eines Dosismanagementsystems sollte es sein, dass Medizinphysik-Experten, ärztliche Strahlenschutzbeauftragte und Klinikleiter in der Lage sind mit wenig Aufwand umfassende Auswertungen zu erstellen und auf dieser Basis den Strahlenschutz zu optimieren.

Darüber hinaus ist es von großer Bedeutung, dass die Untersucher ein Grundverständnis für die verwendete Röntgenanlage besitzen. Jeder interventionelltätige Arzt sollte wissen welchen Einfluss die verschiedenen Einstellungen am Gerät auf die Dosis des Patienten und somit auch auf die des Untersuchers haben. Diese Fragen können im Rahmen einer Geräteeinweisung durch den Hersteller oder durch eine ersteingewiesene Person geklärt werden. Neue Mitarbeiter sollten bei der Einarbeitung auf eine ausführliche Geräteeinweisung bestehen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde den Teilnehmern der Einfluss der Geräteparameter anhand von Phantommessungen demonstriert. Die Messungen bildeten die komplexen Abläufe einer Untersuchung am Patienten zwar nur begrenzt ab, lieferten jedoch erste Anhaltspunkte im Hinblick auf die Effektive- und Teilkörperdosis und erlaubten eine grobe Abschätzung der

Dosis. Anhand dieser Messungen konnte auch auf die ungünstige Situation der Dosimetrie der effektiven Dosis unter der Röntgenschürze hingewiesen werden, wie sie in Deutschland immer noch durchgeführt wird. Auf diese Problematik wurde schon vor vielen Jahren hingewiesen. Im Rahmen der Sensibilisierung der Gesellschaft für den Strahlenschutz, die letztendlich zur Reform der Röntgenverordnung führte, sollte die amtliche Dosimetrie ebenfalls neu konzipiert werden.

In dieser Arbeit wurde nicht nur die Verbesserung des Strahlenschutzes bei kardiologischen Interventionen durch eine Sensibilisierung des Personals evaluiert, es wurde auch der Einfluss neuester Gerätetechnik auf die Dosis untersucht. Hier zeigte sich, dass eine Abteilung, die ein gutes Bewusstsein für die Umsetzung des Strahlenschutzes im klinischen Alltag besitzt, die Dosis durch eine neue Röntgenanlage deutlich reduzieren konnte. Es muss jedoch eindrücklich darauf hingewiesen werden, dass ein alleiniges Austauschen des Gerätes keine Verbesserung des Strahlenschutzes herbeiführte. Das neue Röntgengerät bot zwar die Möglichkeit mit geringer Dosis eine ausreichend gute Bildgebung zu erzeugen, es wurden jedoch ebenfalls die alten Programme mit einer höheren Dosis übernommen. Lediglich das geschulte Bewusstsein der Teilnehmer sorgte dafür, dass fast ausschließlich mit Spezial- und Low-Dose-Programmen gearbeitet und so die Dosis deutlich gesenkt wurde.

Folglich ist die Kombination aus einer individuellen Analyse mit einer anschließenden Schulung der interventionell tätigen Ärzte über ihr jeweiliges Optimierungspotential und die Verwendung neuester Gerätetechnik das Erfolgskonzept, welches eine effektive Reduzierung der Dosis und somit eine praktische Umsetzung des Strahlenschutzes in der klinischen Routine ermöglicht.

A Anhang

A.1 Untersuchungen mit Finger-Aufnahmen

Anteile der Untersuchungen, bei denen auf mindestens einer Serienaufnahme Finger oder Hände des Untersuchers im Strahlenfeld zu sehen waren.

Tabelle A.1: Abschätzung der effektiven Jahresdosis der Finger und Hände in mSv für jeden Untersucher basierend auf den individuellen Durchleuchtungszeiten für den ersten Zeitraum.

Arzt	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6
Anzahl Untersuchungen gesamt	38	41	67	58	48	28
Anzahl Untersuchungen mit Fingern	4	0	3	11	14	0
Anteil mit Fingern in %	10,5	0	4,4	19,0	29,2	0

Tabelle A.2: Abschätzung der effektiven Jahresdosis der Finger und Hände in mSv für den zweiten Zeitraum.

Arzt	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6
Anzahl Untersuchungen gesamt	48	50	74	69	43	55
Anzahl Untersuchungen mit Fingern	10	0	13	5	13	17
Anteil mit Fingern in %	20,8	0	17,6	7,2	30,2	30,9

Tabelle A.3: Abschätzung der effektiven Jahresdosis der Finger und Hände in mSv für den dritten Zeitraum.

Arzt	IC 1	IC 2	IC 3	IC 4	IC 5	IC 6
Anzahl Untersuchungen gesamt	58	34	29	54	25	49
Anzahl Untersuchungen mit Fingern	6	0	5	2	9	6
Anteil mit Fingern in %	10,3	0	17,2	3,7	36	12,2

A.2 Daten der Patienten-BMIs

Die dargestellte Tabelle zeigt den Zusammenhang zwischen BMI und DFP. In der ersten Spalte sind die BMIs in kg/m^2 in Klassen von 15,0 bis 15,9, 16,0 bis 16,9, usw. aufgetragen. Die zweite Spalte zeigt die Anzahl der Untersuchungen an Patienten mit dem entsprechenden BMI. Die dritte Spalte zeigt das mittlere Dosisflächenprodukt aller Untersuchungen innerhalb der jeweiligen Klasse.

Tabelle A.4: Anzahl der Untersuchungen von Patienten innerhalb der definierten BMI-Klassen und mittlere Dosisflächenprodukte in $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ innerhalb der Klassen.

BMI in kg/m^2	Anzahl Untersuchungen	mittleres DFP in $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$
15	4	3,7
16	3	4,6
17	4	6,8
18	10	5,9
19	13	5,3
20	29	8,8
21	45	7,2
22	45	11,0
23	61	10,0
24	86	11,9
25	72	14,1
26	71	17,8
27	74	18,9
28	47	17,6
29	46	15,4
30	43	18,8
31	48	18,0
32	27	22,0
33	30	23,3
34	24	22,7
35	24	31,2
36	17	28,0
37	11	37,6
38	7	28,0
39	6	19,6
40	5	23,1
41	4	20,6
42	1	3,2
43	3	49,3
44	6	28,5
45	5	27,8
46	3	81,4
47	1	29,8
48	2	33,9
49	1	21,1
50	1	19,7
62	1	58,0

A.3 Signifikanzanalyse

Die Tabelle zeigt für jeden Teilnehmer die Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests zur Überprüfung auf signifikante Veränderung der Dosisflächenprodukte durch die individuelle Analyse und Schulung (Spalte 2) und durch die Verwendung der neuen Röntgenanlage (Spalte 3). Die obere Tabelle zeigt die Daten für diagnostische Untersuchungen, die untere Tabelle enthält die Daten der therapeutischen Eingriffe. In den grau hinterlegten Feldern war der Median des Dosisflächenproduktes nach dem Interventionspunkt (Unterrichtung oder neue Röntgenanlage) höher als zuvor.

Tabelle A.5: p-Werte der Signifikanzanalyse für diagnostische Untersuchungen.

Arzt	p-Wert Unterrichtung	p-Wert Röntgenanlage
IC 1	0,644	0,006
IC 2	0,250	0,019
IC 3	0,940	0,482
IC 4	0,337	0,067
IC 5	0,330	0,384
IC 6	0,105	0,102

Tabelle A.6: p-Werte der Signifikanzanalyse für therapeutische Untersuchungen.

Arzt	p-Wert Unterrichtung	p-Wert Röntgenanlage
IC 1	0,707	0,286
IC 2	0,712	0,013
IC 3	0,599	0,613
IC 4	0,136	0,667
IC 5	0,471	0,197
IC 6	0,039	0,004

Literatur

1. The German Commission on Radiological Protection. Interventional Radiology - Recommendation by the German Commission on Radiological Protection. https://www.ssk.de/SharedDocs/Beratungsergebnisse_E/2007/Interventionelle_Radiologie.html. SSK Leitlinie. 2007
2. Schächinger V, Nef H, Achenbach S, Butter C, Deisenhofer I, Eckardt L, Eggebrecht H, Kuon E, Levenson B, Linke A, Madlener K, Mudra H, Naber CK, Rieber J, Rittger H, Walther T, Zeus T und Kelm M. Leitlinie zum Einrichten und Betreiben von Herzkatheterlaboren und Hybridoperationssälen/Hybridlaboren. <https://leitlinien.dgk.org/2015/leitlinie-zum-einrichten-und-betreiben-von-herzkatheterlaboren-und-hybridoperationssaelenhybridlaboren/>. Leitlinie DGK. 2015
3. Hamm CW, Albrecht A, Bonzel T, Kelm M, Lange H, Schächinger V, Terres W und Voelker W. Diagnostische Herzkatheteruntersuchung. <https://leitlinien.dgk.org/2008/diagnostische-herzkatheteruntersuchung/>. Leitlinie DGK. 2008
4. Bonzel T, Erbel R, Hamm CW, Levenson B, Neumann FJ, Rupprecht HJ und Zahn R. Perkutane Koronarintervention (PCI). <https://leitlinien.dgk.org/2008/perkutane-koronarintervention-pci/>. Leitlinie DGK. 2008
5. Zanzonico P, Dauer L und Strauss HW. Radiobiology in Cardiovascular Imaging. *JACC Cardiovasc Imaging* 2016; 9:1446–61
6. Petoussi-Henss N, Zankl M, Drexler G, Panzer W und Regulla D. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. *Phys Med Biol* 1998; 43:2237–50
7. Punnoose J, Xu J, Sisniega A, Zbijewski W und Siewerdsen JH. Technical Note: spektr 3.0-A computational tool for x-ray spectrum modeling and analysis. *Med Phys* 2016; 43:4711–7
8. Poludniowski G, Landry G, DeBlois F, Evans PM und Verhaegen F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. *Phys Med Biol* 2009; 54:1–6
9. Kuon E, Dahm JB, Empen K, Robinson DM, Reuter G und Wucherer M. Identification of less-irradiating tube angulations in invasive cardiology. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44:1420–8
10. Eder H, Seidenbusch MC, Treitl M und Gilligan P. A New Design of a Lead-Acrylic Shield for Staff Dose Reduction in Radial and Femoral Access Coronary Catheterization. *Rofo* 2015; 187:915–23
11. Boetticher H von, Meenen C, Lachmund J, Hoffmann W und Engel HJ. Radiation exposure to personnel in cardiac catheterization laboratories. *Z Med Phys* 2003; 13:251–6

12. Lahfi Y und Ismail A. Evaluation of radiation dose in different positions around the patient table during interventional cardiology projections. *Radiat Prot Dosimetry* 2020; 188:199–204
13. Federal Ministry for the Environment, Nature Conservation and Nuclear Safety. Act on Protection against the Harmful Effects of Ionising Radiation: Radiation Protection Act. <https://www.bmu.de/en/law/act-on-protection-against-the-harmful-effects-of-ionising-radiation>. Government Document. 2017
14. Koenig AM, Etzel R, Greger W, Viniol S, Fiebich M, Thomas RP und Mahnken AH. Protective Efficacy of Different Ocular Radiation Protection Devices: A Phantom Study. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2020; 43:127–34
15. Lange HW und Boetticher H von. Reduction of operator radiation dose by a pelvic lead shield during cardiac catheterization by radial access: comparison with femoral access. *JACC Cardiovasc Interv* 2012; 5:445–9
16. Lange HW und Boetticher H von. Randomized comparison of operator radiation exposure during coronary angiography and intervention by radial or femoral approach. *Catheter Cardiovasc Interv* 2006; 67:12–6
17. Kamusella P, Wissgott C, Wiggermann P, Scheer F und Andresen R. Reduction of radiation exposure for the examiner in angiography using a direct dosimeter. *Rofo* 2013; 185:241–6
18. Ordiales JM, Vano E, Nogales JM, Ramos J, López-Mínguez JR, Martínez G, Cerrato P und Álvarez FJ. Optimisation of imaging protocols in interventional cardiology: impact on patient doses. *J Radiol Prot* 2017; 37:684–96
19. Gutiérrez-Barrios A, Camacho-Galán H, Medina-Camacho F, Cañadas-Pruaño D, Jimenez-Moreno A, Calle-Perez G und Vázquez-García R. Effective Reduction of Radiation Exposure during Cardiac Catheterization. *Tex Heart Inst J.* 2019; 46:167–71
20. Christopoulos G, Makke L, Christakopoulos G, Kotsia A, Rangan BV, Roesle M, Haagen D, Kumbhani DJ, Chambers CE, Kapadia S, Mahmud E, Banerjee S und Brilakis ES. Optimizing Radiation Safety in the Cardiac Catheterization Laboratory: A Practical Approach. *Catheter Cardiovasc Interv* 2015; 87:291–301
21. Einstein AJ und Knuuti J. Cardiac imaging: does radiation matter? *Eur Heart J* 2012; 33:573–8
22. Bisio SMR und Vidovicj MI. Radiation protection in the cardiac catheterization laboratory. *J Thorac Dis.* 2020; 12:1648–55
23. Roguin A und Nolan J. Radiation protection in the cardiac catheterisation lab: best practice. *Heart* 2020; 107:76–82
24. König AM, Etzel R, Thomas RP und Mahnken AH. Personal Radiation Protection and Corresponding Dosimetry in Interventional Radiology: An Overview and Future Developments. *Rofo.* 2019; 191:512–21
25. Massalha S, Almuffleh A, Small G, Marvin B, Keidar Z, Israel O und Kennedy JA. Strategies for Minimizing Occupational Radiation Exposure in Cardiac Imaging. *Curr Cardiol Rep.* 2019; 21:1–6

26. Kuon E, Weitmann K, Hoffmann W, Dörr M, Reffelmann T, Hummel A, Riad A, Busch MC, Empen K und Felix SB. Efficacy of a minicourse in radiation-reducing techniques in invasive cardiology: a multicenter field study. *JACC Cardiovasc Interv* 2014; 7:382–90
27. Kuon E, Felix SB, Weitmann K, Büchner I und Empen K. Long-term strategies support autonomy in radiation safety in invasive cardiology. *J Cardiol* 2016; 68:43–8
28. Bogaert E, Bacher K, Lapere R und Thierens H. Does digital flat detector technology tip the scale towards better image quality or reduced patient dose in interventional cardiology? *Eur J Radiol* 2009; 72:348–53
29. Siemens Healthcare GmbH. White Paper - Artis Q: Technological Advancements and Clinical Advantages. https://cdn0.scrvt.com/39b415fb07de4d9656c7b516d8e2d907/1800000002166933/2f021fa78083/AX_Artis_Q_Whitepaper_1800000002166933.pdf. Siemens Document. 2015
30. Dehairs M, Bosmans H und Marshall NW. Implementation of a spatio-temporal figure of merit for new automatic dose rate control regimes in dynamic x-ray imaging. *Phys Med Biol*. 2019; 64:1–17
31. Federal Ministry for the Environment, Nature Conservation and Nuclear Safety. Ordinance on Protection against the Harmful Effects of Ionising Radiation: Radiation Protection Ordinance. <https://www.bmu.de/en/law/radiation-protection-ordinance>. Government Document. 2018
32. Mavig GmbH. Röntgenschutz Kleidung und Zubehör in der medizinischen Strahlenanwendung. https://mavig.de/wp-content/uploads/2021/09/Katalog_Personenschutz-PSA-2021_de_0921.pdf. Katalog Personenschutz, Seite 9. 2021
33. Krieger H. Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes. Springer-Verlag GmbH Deutschland, Heidelberger Platz 3, 14197 Berlin, Germany: Springer, 2019
34. Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/referenzwerte/referenzwerte_node.html. BfS. 2016
35. Federal Ministry for the Environment, Nature Conservation and Nuclear Safety. Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen - Teil 1: Ermittlung der Körperdosis bei äußerer Strahlenexposition. <https://www.bmu.de/gesetz/bmub-richtlinien-fuer-die-physikalische-strahlenschutzkontrolle-zur-ermittlung-der-koerperdosis>. BMUB-Richtlinie. 2003
36. Järvinen H, Buls N, Clerinx P, Jansen J, Miljanić S, Nikodemová D, Ranogajec-Komor M und d’Errico F. Overview of double dosimetry procedures for the determination of the effective dose to the interventional radiology staff. *Radiat Prot Dosimetry* 2008; 129:333–9
37. Boetticher H von, Lachmund J und Hoffmann W. Effective dose estimation in diagnostic radiology with two dosimeters: impact of the 2007 recommendations of the ICRP. *Health Phys* 2008; 95:337–40
38. Yoon HS, Heo JH, Lee SH, Shin J, Choi GS und 1 JWB. Squamous Cell Carcinoma on the Fingers of Orthopedic Surgeon Induced by Occupational Radiation Exposure. *Ann Dermatol*. 2019; 31:251–3

39. The German Commission on Radiological Protection. Dose limits for occupational skin exposure to ionising radiation. https://www.ssk.de/SharedDocs/Beratungsergebnisse_E/2011/Grenzwerte_Strahlenexposition_der_Haut.html. SSK Leitlinie. 2011
40. Madder RD, VanOosterhout S, Mulder A, Brock TT, Clarey AT, Parker JL und Jacoby ME. Patient Body Mass Index and Physician Radiation Dose During Coronary Angiography. *Circ Cardiovasc Interv.* 2019; 12:1–8
41. Smith K, Crowhurst J, Walters D und Starkey D. Bi-plane and single plane angiography: a study to compare contrast usage and radiation doses for adult cardiac patients in diagnostic studies. *Br J Radiol* 2019; 92:1–7
42. Roedl K, Söffker G, Fischer D, Müller J, Westermann D, Issleib M, Kluge S und Jarczak D. Effects of COVID-19 on in-hospital cardiac arrest: incidence, causes, and outcome - a retrospective cohort study. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med* 2021; 29:1–11
43. Schlegel W, Karger CP und (Hrsg.) OJ. *Medizinische Physik*. Springer-Verlag GmbH Deutschland, Heidelberger Platz 3, 14197 Berlin, Germany: Springer, 2018
44. Vogl TJ, Reith W und (Hrsg.) EJR. *Diagnostische und Interventionelle Radiologie*. Springer-Verlag GmbH Deutschland, Heidelberger Platz 3, 14197 Berlin, Germany: Springer, 2011
45. Meschede D. *Gerthsen Physik*. Springer-Verlag GmbH Deutschland, Heidelberger Platz 3, 14197 Berlin, Germany: Springer, 2010
46. Winkhardt M. *Das Herzkatheterlabor*. Springer-Verlag GmbH Deutschland, Heidelberger Platz 3, 14197 Berlin, Germany: Springer, 2017
47. Zanca F, Dabin J, Collard C, Alexandre N, Groote AD, Salembier JP, Hery M, Rombaut E, Sghaier S und Massart PE. Evaluation of a suspended radiation protection system to reduce operator exposure in cardiology interventional procedures. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2021; 98:1–8
48. Roch P, Célier D, Dessaud C, Etard C und Rehani MM. Long-term experience and analysis of data on diagnostic reference levels: the good, the bad, and the ugly. *Eur Radiol.* 2020; 30:1127–36
49. Tu CY, Lin CJ, Yang BH, 1 JW und Wu TH. Cardiac catheterization real-time dynamic radiation dose measurement to estimate lifetime attributable risk of cancer. *PLoS One.* 2020; 15:1–12
50. Vlastra W, Claessen BE, Beijik MA, Sjaauw KD, Streekstra GJ, Wykrzykowska JJ, Vis MM, Koch KT, Winter RJ de, Piek JJ, Henriques JPS und Delewi R. Cardiology fellows-in-training are exposed to relatively high levels of radiation in the cath lab compared with staff interventional cardiologists-insights from the RECAP trial. *Neth Heart J.* 2019; 27:330–3
51. Henien S, Aronow HD und Abbott JD. Quality management in the cardiac catheterization laboratory. *J Thorac Dis.* 2020; 12:1695–705
52. Kobayashi T und Jr JWH. Radiation Exposure in Cardiac Catheterization: Operator Behavior Matters. *Circ Cardiovasc Interv.* 2017; 10:1–3
53. Fiebich M. Practical radiation protection of the patient in radiological diagnostics. *Radiologe* 2017; 57:534–40
54. Williams MC, Stewart C, Weir NW und Newby DE. Using radiation safely in cardiology: what imagers need to know. *Heart* 2019; 105:798–806

55. Cohen S, Liu A, Gurvitz M, Guo L, Therrien J, Laprise C, Kaufman JS, Abrahamowicz M und Marelli AJ. Exposure to Low-Dose Ionizing Radiation From Cardiac Procedures and Malignancy Risk in Adults With Congenital Heart Disease. *Circulation* 2018; 137:1334–45
56. Karatasakis A und Brilakis ES. Shields and garb for decreasing radiation exposure in the cath lab. *Expert Rev Med Devices* 2018; 15:683–8
57. Buytaert D, Vandekerckhove K, Panzer J, Rubbens L, Wolf DD und Bacher K. Local DRLs and automated risk estimation in paediatric interventional cardiology. *PLoS One* 2019; 14:1–16
58. Bai J, Wang F, Yang H, 1 YL und Wu L. Reducing radiation dose in paediatric interventional cardiac catheterisation. *Cardiol Young* 2019; 29:967–71
59. The German Commission on Radiological Protection. Monitoring the Eye Lens Dose. https://www.ssk.de/SharedDocs/Beratungsergebnisse_PDF/2015/2015-07-03_Empf%20Augenlinsendosis_e.html?nn=2041716. SSK Leitlinie. 2015
60. The German Commission on Radiological Protection. Personal Dosimeter Requirements. https://www.ssk.de/SharedDocs/Beratungsergebnisse_PDF/2011/2011_01e.html?nn=2041716. SSK Leitlinie. 2011
61. Ferrari P, Becker F, Jovanovic Z, Khan S, Bakhanova E, Principi S, Kristic D, Pierotti L, Mariotti F, Faj D, Turk T, Nikezic D und Bertolini M. Simulation of Hp (10) and effective dose received by the medical staff in interventional radiology procedures. *J Radiol Prot* 2019; 39:809–24
62. Schäfer S, Alexandre-Lafont E, Schmidt T, Gizewski ER, Fiebich M und Krombach GA. Dose management for X-ray and CT: systematic comparison of exposition values from two institutes to diagnostic reference levels and use of results for optimisation of exposition. *Rofo* 2014; 186:785–94
63. Livingstone RS, Chase D, Varghese A, George PV und George OK. Transition from image intensifier to flat panel detector in interventional cardiology: Impact of radiation dose. *J Med Phys* 2015; 40:24–8
64. Motzkus F. The effect of the K-absorption limit of iodine-containing contrast media in radiographic diagnosis. *Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed* 1966; 104:553–5
65. Hansson B und Krambatsakidou A. Relationships Between Entrance Skin Dose, Effective Dose and Dose Area Product for Patients in Diagnostic and Interventional Cardiac Procedures. *Radiat Prot Dosimetry* 2018; 178:141–4
66. Putte S van de, Verhaegen F, Taeymans Y und Thierens H. Correlation of patient skin doses in cardiac interventional radiology with dose-area product. *Br J Radiol* 2000; 73:504–13
67. Bogaert E, Bacher K und Thierens H. A large-scale multicentre study in Belgium of dose area product values and effective doses in interventional cardiology using contemporary X-ray equipment. *Radiat Prot Dosimetry* 2008; 128:312–23
68. Gosch D, Gosch K und Kahn T. Conversion coefficients for estimation of effective dose to patients from dose area product during fluoroscopy x-ray examinations. *Rofo* 2007; 179:1035–42

69. Bogaert E, Bacher K, Lemmens K, Carlier M, Desmet W, Wagter XD, Djian D, Hanet C, Heyndrickx G, Legrand V, Taeymans Y und Thierens H. A large-scale multicentre study of patient skin doses in interventional cardiology: dose-area product action levels and dose reference levels. *Br J Radiol* 2009; 82:303–12
70. Kaufmann PA und Knuuti J. Ionizing radiation risks of cardiac imaging: estimates of the immeasurable. *Eur Heart J* 2011; 32:269–71
71. Bor D, Olgar T, Onal E, Caglan A und Toklu T. Assessment of radiation doses to cardiologists during interventional examinations. *Med Phys* 2009; 36:3730–6
72. Martin CJ. Personal dosimetry for interventional operators: when and how should monitoring be done? *Br J Radiol* 2011; 84:639–49
73. Carinou E, Ferrari P, Koukorava C, Krim S und Struelens L. Monte Carlo calculations on extremity and eye lens dosimetry for medical staff at interventional radiology procedures. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144:492–6
74. Grabowicz W, Domienik-Andrzejewska J, Masiarek K, Górnik T, Grycewicz T, Brodecki M und Lubiński A. Effectiveness of pelvic lead blanket to reduce the doses to eye lens and hands of interventional cardiologists and assistant nurses. *J Radiol Prot* 2017; 37:715–27
75. Efstathopoulos EP, Pantos I, Andreou M, Gkatzis A, Carinou E, Koukorava C, Kelekis NL und Brountzos E. Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. *Br J Radiol* 2011; 84:70–7
76. Domienik J, Brodecki M, Carinou E, Donadille L, Jankowski J, Koukorava C, Krim S, Nikodemova D, Ruiz-Lopez N, Sans-Mercé M, Struelens L und Vanhavere F. Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144:442–7

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Britta Leonhäuser, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: Optimierung des Strahlenschutzes bei kardiologischen Interventionen (Optimization of radiation protection during cardiologic interventions) selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum, Unterschrift

.....

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikationen und Tagungsbeiträge

B. Leonhäuser, D. Schmidt, K. Menhart, J. Grosse, E. Muzhipov, A. Kulova, M. Schmiedel, B. Schmidbauer, J. Moosbauer, D. Hellwig. Nieren Dosimetrie unter Therapie mit Lu 177 Radiopharmaka: Vergleich dreier Kalibrationsverfahren für Ganzkörper Szintigraphien (GKSz) versus quantitative SPECT/CT (qSPECT/CT). Presented at 56th annual meeting of DGN, Bremen, Germany (2019)

W. T. Kranert, C. Happel, **B. Leonhäuser**, F. Grünwald. Lu 177 Aktivitätskinetik bei der Behandlung von NET mit Lu-177-HA-DOTATATE. Presented at 56th annual meeting of DGN, Bremen, Germany (2018)

B. Leonhäuser, C. Happel, B. Bockisch, Y. Korkusuz, F. Grünwald, M. Fiebich, W. T. Kranert. Lu-177-DOTATATE Nierendosimetrie mittels Ganzkörperszintigraphie, SPECT und Gamma Sonde bei Patienten mit neuroendokrinen Tumoren. Presented at 47th annual meeting of DGMP, Würzburg, Germany (2016)

B. Leonhäuser, H. Kissel, J. W. Tomm, M. Hempel, A. Unger, and J. Biesenbach. High Power Diode Lasers under External Optical Feedback. Conference Paper presented at 13th annual meeting of SPIE LASE, Proceedings Volume 9348, High Power Diode Laser Technology and Applications XIII; 93480M, San Francisco, United States, (2015)

B. Leonhäuser, H. Kissel, A. Unger, B. Köhler, and J. Biesenbach Feedback induced catastrophic optical mirror damage (COMD) on 976nm broad area single emitters with different AR reflectivity. Conference Paper presented at 12th annual meeting of SPIE LASE, Proceedings Volume 8965, High Power Diode Laser Technology and Applications XII; 896506, San Francisco, United States, (2014)

B. Leonhäuser-Rein , L. Drzewietzki, F. Schad, W. Elsässer. Investigations of mode beat frequencies of external cavity semiconductor lasers. Appl. Phys. B 113:2, 215-220 (2013)

B. Leonhäuser-Rein , F. Schad, W. Elsässer. Research of Feedback Induced Instabilities on Quantum Cascade Lasers for Chaos Communication. Presented at the 6th International Summer School, New Frontiers in Optical Technologies, Tampere, Finland (2011)

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Menschen bedanken, die zum Gelingen dieser Dissertation beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt der gesamten Abteilung des Herzkatheterlabors am Campus Virchow Klinikum und Herrn Prof. Dr. Burkert Pieske für die Erlaubnis die Arbeit in der Abteilung durchführen zu dürfen.

Darüberhinaus danke ich meinen Doktorvätern Herr PD Dr. Mohammad Sherif (Charité) und Herr Prof. Dr. Martin Fiebich (THM Gießen) für die Unterstützung, Betreuung, Beratung und Ermutigungen.

Auch bei den 6 teilnehmenden Ärzten möchte ich mich noch einmal herzlich für die Mitarbeit bedanken.

Im weiteren Danke ich meiner Abteilung Medizinphysik-Experten für sonstige Einrichtungen, die mir die Messmittel und Kapazitäten, die für die Bearbeitung dieser Arbeit erforderlich waren, zur Verfügung stellten.

Meinen Korrekturlesern Herr Stefan Kalinowski, Herr Benjamin Kerl, Frau Dr. Dorothea Leonhäuser und Frau Mirjam Leonhäuser danke ich für die Verbesserungen und Anregungen.

Außerdem bedanke ich mich bei meinem Lieblingskollegen für die vielen konstruktiven Gespräche und aufbauenden Worte, den großartigen Humor und die beruhigende Wirkung in der ganzen Zeit, die wir zusammen gearbeitet haben.

Weil Arbeit nicht alles ist bin ich ganz besonders auch meinen Musiklehrern Tomas und Matthias dankbar dafür, dass ich dank euch den Kopf auch immer wieder frei bekommen habe.

Zum Schluss danke ich meiner Familie. An erster Stelle meinem Freund, der in der Zwischenzeit wahrscheinlich auch Profi im Strahlenschutz bei kardiologischen Interventionen ist für das Zuhören, nachdem ich ihn jeden Tag in den vergenenen zweieinhalb Jahren über die Entwicklungen unterrichtet habe - ob er das nun wollte oder nicht. Und dafür, dass er mich ertragen hat.

Als nächstes meinen Eltern für die guten Gene, die aus einer Krankenschwester und einem Ingenieur eine Medizinphysik-Expertin werden ließen und natürlich alles, was sie bis heute für mich getan haben. Und schließlich meinen Schwestern für Beratung, aufbauende Worte und Ablenkung.



Name, Vorname: Leonhäuser, Britta
Emailadresse: britta.leonhaeuser@charite.de
Matrikelnummer: 4001258
PromotionsbetreuerIn: PD Dr. Mohammad Sherif / 2 Prof. Dr. Martin Fiebich
Promotionsinstitution / Klinik: Medizinische Klinik mit Schwerpunkt Kardiologie / invasive Kardiologie und Angiologie

Bescheinigung

Hiermit bescheinige ich, dass Frau Britta Leonhäuser innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE) bei Herrn Claus Peter Nowak und mir eine statistische Beratung zu einem Promotionsvorhaben wahrgenommen hat. Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- Termin 1: 24.07.2020
- Termin 2: 28.01.2022

Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvollen Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:

- Fokus auf Deskription der Daten legen.
- Mann-Whitney-U Tests nur pro Arzt berechnen und keine Pooling der Daten vornehmen (Clusterung der Daten).
- Explorativen Charakter der Daten hervorheben und entsprechend keine Adjustierung für multiples Testen durchführen.
- Geringe Fallzahl von $n = 6$ sowie Heterogenität der Daten kritisch diskutieren.

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.

Datum: 31.01.2022

Name des Beraters/der Beraterin: Kerstin Rubarth

Unterschrift BeraterIn, Institutsstempel