



WHZ Westsächsische
Hochschule Zwickau
University of Applied Sciences

Masterarbeit

zum Erlangen des Grades „Master of Science“
im Studiengang Medizin- und Gesundheitstechnologie

Fakultät Physikalische Technik / Informatik an der
Westsächsischen Hochschule Zwickau

Strahlenexposition des Personals im OP bei Einsatz von mobilen Durchleuchtungsgeräten

Verfasser	Cecilia Schlesinger Matrikelnummer: 40727 Seminargruppe: 231215/KVZ Cecilia.schlesinger.jtw@fh-zwickau.de
Hochschule	Westsächsische Hochschule Zwickau Kornmarkt 1 08056 Zwickau Fakultät Physikalische Technik / Informatik Betreuer: Prof. Dr. Ralf Hinderer
Wirtschaftspartner	Heinrich-Braun-Klinikum gemeinnützige GmbH Standort Zwickau Karl-Keil-Straße Karl-Keil-Straße 35 08060 Zwickau Betreuer: Prof. Dr. med. Bernhard Karich
Abgabetermin	13.01.2025

Kurzfassung

Die vorliegende Arbeit untersucht die Strahlenexposition des medizinischen Personals durch Streustrahlung, die während intraoperativer Röntdurchleuchtung entsteht. Ziel ist es, die am stärksten exponierten Körperregionen sowie die Auswirkungen der Position des Operators zu bestimmen und bestehende Strahlenschutzmaßnahmen zu untersuchen und Verbesserungsvorschläge zu entwickeln. Die Messungen wurden im Heinrich-Braun-Klinikum in Zwickau mithilfe von sechs Personendosimeter der Firma RaySafe durchgeführt, um die Streustrahlung an den Armen, Füßen und Gesichtern des Personals zu messen. Ergänzende Messungen mit einem Plattenphantom und Implantaten wurden durchgeführt, um den Einfluss von Implantaten sowie der Position des mobilen Röntgengeräts zu untersuchen.

Die Ergebnisse zeigen, dass der Patient die Hauptquelle der Streustrahlung darstellt. Die Höhe der Exposition der Körperteile des Personals variiert abhängig von der Einstellung des C-Bogens, dem Fachbereich der Operation sowie der Art des Eingriffs. Besonders auffällig war die Belastung der Füße bei urologischen Eingriffen. Es zeigte sich zudem, dass die Nutzung einer Blende die Streustrahlung signifikant reduziert. Es sollte vermieden werden, bei horizontaler Einstellung des C-Bogens in der Nähe des Strahlers zu stehen, da die gemessenen Werte hier deutlich höher sind als auf der Seite des Detektors. Es wird empfohlen, die Füße durch einen Bleivorhang oder Schienbeinschutz und die Augen mithilfe einer Röntgenschutzbrille besser zu schützen. Zudem sollte das medizinische Personal für eine bewusste Positionierung während der Röntgenaufnahmen sensibilisiert werden.

Abstract

This study investigates the radiation exposure of medical personnel caused by scatter radiation during intraoperative X-ray procedures. The aim is to identify which body regions have the most exposure, analyze the impact of the medical staffs positioning, evaluate existing radiation protection measures, and develop recommendations for improvement. The measurements were carried out at the Heinrich-Braun Klinikum Zwickau using six personal dosimeters from the company RaySafe. Additional experiments were conducted with a slab phantom and implants to analyze the impact of scattering radiation under more controlled conditions to investigate the impact of implants and positioning of operators near the X-ray.

The results show the patient to be the biggest influence of the scattered radiation. The amount of exposure of the different body regions varies depending on the position of the C-arm, the field of surgery and the type of procedure. Especially the exposure of the feet during urological procedures were noticeably higher in comparison to the rest of the body. It was also shown that the use of the collimator significantly reduces scattered radiation. While the C-arm is in a horizontal position the medical staff should avoid standing close to the X-ray emitter. On this side the measured scatter radiation was higher in comparison to standing next to the detector. It is recommended to improve foot protection by using lead curtains or shin guards and to enhance eye protection through the use of lead glasses. Additionally, medical personnel should be sensitized to maintain conscious positioning during X-ray imaging procedures to reduce their exposure.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mich während der Anfertigung dieser Masterarbeit unterstützt und motiviert haben.

Zuerst gebührt mein Dank Herrn CA Dr. med. Bernhard Karich, der meine Masterarbeit betreut und begutachtet hat. Für die hilfreichen Anregungen und die konstruktive Kritik bei der Erstellung dieser Arbeit möchte ich mich herzlich bedanken.

Ein besonderer Dank gilt meinem Hochschulbetreuer Herrn Prof. Dr. Ralf Hinderer, der mir mit wertvollen Anregungen und hilfreicher Kritik zur Seite stand.

Ebenfalls möchte ich dem Unternehmen des Heinrich-Braun-Klinikums Zwickau und dem Team der Unfallchirurgie bedanken, welche mir die Möglichkeit gegeben haben, die Forschung durchzuführen.

Ein herzlicher Dank gilt auch meinen Freunden Larissa Haas, Martha Saath und Tobias Fuchs, die mich mit Korrekturlesen, aufbauenden Worten und der nötigen Motivation in den entscheidenden Momenten unterstützt haben.

Abschließend möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mir mein Studium durch ihre Unterstützung ermöglicht haben und stets ein offenes Ohr für mich hatten.

Cecilia Schlesinger

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	II
Abstract	III
Danksagung	IV
Inhaltsverzeichnis	V
Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	XI
Abkürzungsverzeichnis	XII
Hinweis auf besondere Schreibweise	XIII
1 Einleitung	1
2 Grundlagen	3
2.1 Strahlung, Strahlenexposition und Strahlenschutz	3
2.1.1 Arten von Strahlung und ihre Wechselwirkung mit Materie	3
2.1.2 Röntgenstrahlung	7
2.1.3 Auswirkungen auf den Menschen	11
2.1.4 Typische Röntgenanwendungen in der Medizin	15
2.1.5 Angewandter Strahlenschutz	16
2.2 Messung von Strahlendosen	18
2.2.1 Dosisbegriffe und relevante Größen	18
2.2.2 Dosisbestimmung und Messung	20
2.2.3 Halbleiterdetektoren	22
2.2.4 Messphantome für Dosisbestimmung	23

Inhaltsverzeichnis

2.3 Aktueller Forschungsstand	24
3 Material und Methoden.....	26
3.1 Verwendete Materialien	26
3.1.1 Bildverstärker C-Bogen.....	26
3.1.2 Flachdetektor-C-Bogen.....	27
3.1.3 Raysafe i3 Messgerät	28
3.1.4 Strahlenschutzvorkehrungen im HBK	30
3.1.5 Plattenphantom.....	31
3.1.6 Implantate	32
3.2 Methodik.....	34
3.2.1 Messvorgehen und Versuchsaufbau der Vergleichsdaten.....	34
3.2.2 Allgemeiner Ablauf der Messungen bei Operationen	39
3.2.3 Faktoren, die die Messergebnisse beeinflussen.....	40
4 Ergebnisse	42
4.1 Phantommessungen.....	42
4.1.1 Phantommessungen der p.a. Einstellung.....	42
4.1.2 Phantommessungen der horizontalen Einstellung	48
4.2 Messungen im OP-Alltag	53
5 Diskussion.....	65
6 Zusammenfassung und Ausblick.....	70
7 Literatur- und Quellenverzeichnis	72
8 Anhang.....	75

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Darstellung des Compton-Effekts [K17, S.174].	4
Abb. 2: Schematische Darstellung des Photoeffekts [K17, S.169].	4
Abb. 3: Diagramm der relativen Anteile der Photonen-Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten in Abhängigkeit von Photonenenergie und Ordnungszahl des Absorbers. Blaue gestrichelte Linie: Gewebe, Wasser und Phantommaterial mit Ordnungszahl 7. Der linke Bereich ist der Photoeffekt, in der Mitte der Compton-Effekt und rechts die Paarbildung. Für die Röntgendiagnostik ist lediglich der Bereich bis 1000 keV zu betrachten [K17, S. 202].	5
Abb. 4: Schematische Darstellung des klassischen Streuvorgangs [K17, S. 194].	5
Abb. 5: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre mit Beschriftung der wichtigsten Komponenten [M18, S. 125].	7
Abb. 6: Röntgenspektrum mit kontinuierlichem Bremsstrahlanteil (Dreieck) und diskreter charakteristischer Röntgenstrahlung (blaue "Spitzen") [KS13, S. 90].	8
Abb. 7: Ziehm Vision Flachdetektor-C-Bogen [ZVRFD3D21].	9
Abb. 8: Aufbau eines Streustrahlenrasters. Die Röntgenstrahlen passieren die Durchgangskanäle im gelb dargestellten Streustrahlenraster [PB15, S. 199].	10
Abb. 9: Diagramm zur deterministischen Wirkung ionisierender Strahlung [VS11, S. 82].	12
Abb. 10: Diagramme zur Darstellung stochastischer Wirkung ionisierender Strahlung [VS11, S. 82].	13
Abb. 11: Dosiswirkungskurve mit einer Darstellung der relativen Anzahl der "Einheiten" für die untersuchte Wirkung von letal geschädigten Zellen oder Zellen mit strukturellen Chromosomenveränderungen [K17, S. 439].	14
Abb. 12: Anordnung von Valenzband (V) und Leitungsband (L) [K13, S. 78].	22
Abb. 13: Mobiler C-Bogen der Firma Ziehm Imaging [ME25].	26
Abb. 14: Ziehm Imaging Flachdetektor-C-Bogen [ZVRFD3D21].	28
Abb. 15: Raysafe i3 mit Dosimeter [RSPDM19, S. 1].	29

Abbildungsverzeichnis

Abb. 16: Winkelabhängigkeit der Dosimeter, links Horizontal und rechts Vertikal [RSPDM19, S. 7].	29
Abb. 17: Auf dem linken Bild sind eine normale Bleischürze sowie die OP-Haube und die Schutzbrille zu sehen, welche aufgrund der Messungen mit Dosimetern ausgestattet sind. Auf dem mittleren oberen Bild ist eine bessere Ansicht der Brille gezeigt und darunter ein Bleivorhang (Quelle: [XPS24]), der am OP-Tisch befestigt werden kann. Das rechte Bild zeigt einen Schienbeinschutz.	31
Abb. 18: Plattenphantom aus dem wasseräquivalenten Material RW3.	32
Abb. 19: Implantate für Vergleichsdaten. Links ist der Gammanagel zu sehen, die weiteren Platten sind unter anderem für die Stabilisierung von Knochenbrüchen am Handgelenk oder Knöchel geeignet.	33
Abb. 20: Schematischer Aufbau der p.a. Messung. Die rot markierten Rechtecke sind die Positionen, in welchen die Dosimeter angebracht wurden.	36
Abb. 21: Vertikale Ausrichtung des Plattenphantoms.	37
Abb. 22: Nachgestelltes Knochenbein. Auf beiden Seiten des Knies sind Knochenplatten befestigt.	37
Abb. 23: Schematischer Aufbau der horizontalen Messung. Die rot markierten Rechtecke sind die Positionen, in welchen die Dosimeter angebracht wurden.	38
Abb. 24: Positionen der Dosimeter am Körper.	39
Abb. 25: Versuchsaufbau Phantommessung p.a., rot markiert sind die Positionen der Dosimeter.	42
Abb. 26: Links ist der Aufbau des Plattenphantoms zu sehen, rechts wurde in der Lücke ein kurzer Gammanagel hineingelegt.	43
Abb. 27: Diagramm des Vergleichs der Ergebnisse zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen der Phantommessungen ohne Messobjekt.	44
Abb. 28: Von links nach rechts ist der kurze Gammanagel zu sehen. Das erste Bild zeigt ihn frontal, danach im Phantom und zuletzt als aufgenommenes Röntgenbild.	45

Abbildungsverzeichnis

Abb. 29: Auf dem ersten Bild sind L-förmige Knochenplatten ähnlicher Größe zu sehen. Die linke ist aus Titan und die rechte aus Stahl, beide sind 2 mm dick. Das zweite und dritte Bild zeigen je eine Knochenplatte im Phantom und als aufgenommenes Röntgenbild.	46
Abb. 30: Diagramm des Materialvergleichs von Stahl und Titan aus den BV-Messungen. ...	47
Abb. 31: Diagramm des Vergleichs der Ergebnisse zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen für die L-förmige Stahlplatte.	48
Abb. 32: Versuchsaufbau Phantommessung horizontal, rot markiert sind die Positionen der Dosimeter.	48
Abb. 33: Diagramm des Vergleichs bei gleichem Abstand zwischen Phantom und Strahler/Detektor zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen.	49
Abb. 34: Die Diagramme zeigen die Vergleiche zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen, wenn der Detektor am Phantom (links) und Strahler am Phantom (recht) platziert ist.	50
Abb. 35: Die Diagramme zeigen die Vergleiche zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen, wenn der Detektor am Phantom (links) und Strahler am Phantom (rechts) platziert ist, unter Einsatz einer Blende.	51
Abb. 36: Die Abbildungen zeigen aufgenommene Röntgenbilder mit dem BV (links) und FD (rechts), das linke Bild zeigt je das Röntgenbild, bevor die Blende jeweils eingestellt wurde.	52
Abb. 37: Die Diagramme zeigen die Vergleiche der Daten zwischen den verschiedenen Positionen für den BV-C-Bogen (links) und FD-C-Bogen (rechts).	52
Abb. 38: Vergleich des DFP der Gammanägel.	53
Abb. 39: Vergleich der Messergebnisse von drei langen Gammanägeln von drei Patienten.	54
Abb. 40: Vergleich der Messergebnisse zweier Femurnägel des gleichen Patienten.	54
Abb. 41: Eingriff der Femurnägel am gleichen Patienten mit unterschiedlichen Ärzten. Links ist der Eingriff des linken Nagels zu sehen, rechts der des rechten Nagels. Im rechten Bild sieht man ebenfalls die horizontale Einstellung des C-Bogens.	55

Abbildungsverzeichnis

Abb. 42: Die linke Abbildung zeigt die Verplattung der Tibia und Fibula, bei welcher die Streustrahlung an der OTA gemessen wurde, der rote Pfeil deutet auf die Dosimeter. Die rechte Abbildung veranschaulicht die laterale Verplattung, bei welcher die Bildaufnahmen mit einem FD-C-Bogen aufgenommen wurden.	57
Abb. 43: Die beiden Abbildungen zeigen den Eingriff der TIS-Verschraubung, welcher verschiedene Positionen des C-Bogens und zahlreiche Bildaufnahmen benötigte, damit die Schraube bestmöglich platziert werden konnte.....	57
Abb. 44: Vergleich der Perkutanen Nephrolithotomie-Messungen.	58
Abb. 45: Vergleich der Messergebnisse von zwei PNL-Messungen mit einem hohem DFP. 59	
Abb. 46: Vergleiche der Splint-Messungen.....	59
Abb. 47: Vergleich der Messdaten von drei verschiedenen Splintmessungen.	60
Abb. 48: Das linke Bild zeigt den beidseitigen Splintwechsel, das rechte die Splintung auf der linken Seite. Beide zeigen die Position des Arztes zum C-Bogen und das der am nächsten zum Strahlengang platziert wird.	60
Abb. 49: Vergleich des DFP bei URS.	61
Abb. 50: Abbildung der Position der OTA bei einer flexiblen URS, der rote Pfeil deutet auf die Dosimeter an den Füßen der OTA hin.	61
Abb. 51: Messergebnisse der PCN-Wechsel-Messungen.	62
Abb. 52: Die linke Abbildung zeigt die Ballon Kyphoplastie, der rote Pfeil deutet auf den Detektor des BV-C-Bogen, welcher horizontal ausgerichtet ist. Die rechte Abbildung zeigt die Spondylodese, hier wurde der BV-C-Bogen ausschließlich horizontal verwendet. Die roten Pfeile zeigen den Strahler (links) und Detektor (rechts).	63
Abb. 53: Vergleich der Messergebnisse der Ballon und Vexim Kyphoplastie sowie der Spondylodese.	64
Abb. 54: Vergleich der Messdaten der p.a. Messung der L-förmigen Stahlplatte sowie einer winkelstabilen Plattenosteosynthese.	67

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Gewebe-Gewichtungsfaktoren w_T [BAJ18, Anlage VI, Teil C 2.]	19
Tab. 2: Messergebnisse der Phantommessung ohne Messobjekt für den BV-C-Bogen.	43
Tab. 3: Messergebnisse der Phantommessung ohne Messobjekt für den FD-C-Bogen.	44
Tab. 4: BV-C-Bogen Messung mit kurzem Gammanagel.	45
Tab. 5: FD-C-Bogen Messung eines kurzen Gammanagels.	46
Tab. 6: Vergleich der BV-Daten der Stahl und Titan Knochenplatten.....	47
Tab. 7: Abstände der Dosimeter zum Phantom für die Phantommessung der horizontalen Einstellung.....	49
Tab. 8: Messergebnisse der Streustrahlung, die bei verschiedenen Osteosynthesen gemessen wurde.	56
Tab. 9: Zugehörige Daten der Messungen verschiedener Osteosynthesen.....	56
Tab. 10: Daten der TIS-Verschraubung.....	58
Tab. 11: Tabelle der Messergebnisse einer URS assistierenden OTA.	62
Tab. 12: Dauer, Gewicht und DFP für die PCN-Wechsel-Messungen.	62
Tab. 13: Messergebnisse des Eingriffs des Cross-over-Bypass und der Stentimplantation. .	63

Abkürzungsverzeichnis

BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BV	Bildverstärker
CT	Computertomographie
DFP	Dosisflächenprodukt
DNA	Erbsubstanz
FD	Flachdetektor
GECH	Gefäßchirurgie
HBK	Heinrich-Braun-Klinikum gGmbH
LET	Linearer Energie Transfer
LNT	Linear-no-Threshold
M	Mittelwert
ME	Materialentfernung
NECH	Neurochirurgie
OP	Operation
OTA	Operationstechnischen Assistenz
P.A.	posterior anterior
SD	Standardabweichung
StrlSchG	Strahlenschutzgesetz
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
UNFC	Unfallchirurgie
UROL	Urologie

Hinweis auf besondere Schreibweise

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird in der vorliegenden Masterarbeit die gewohnte männliche Sprachform bei personenbezogenen Substantiven und Pronomen verwendet. Dies impliziert jedoch keine Benachteiligung des weiblichen Geschlechts, sondern soll im Sinne der sprachlichen Vereinfachung als geschlechtsneutral zu verstehen sein. Ich bitte dafür um Verständnis.

1 Einleitung

Die Nutzung von Bildgebungstechnologien wie Röntgenaufnahmen ist in medizinischen Einrichtungen allgegenwärtig. Das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) schätzt regelmäßig ab, wie viele Röntgenuntersuchungen durchgeführt werden und veröffentlicht darauf basierend die Häufigkeit und Strahlenexposition für die deutsche Bevölkerung. Diese Untersuchung ergab, dass im Jahr 2018, ohne Einbeziehen des zahnmedizinischen Bereiches, eine Anzahl von knapp 80 Mio. Röntgenanwendungen abgeschätzt wurde [BFS24]. Betrachtet man diesen Fakt, so zeigt sich, dass die jährliche Strahlenbelastung der Menschen in Mitteleuropa, welche medizinisch begründet ist, fast gleich der natürlichen Strahlenbelastung ist [SBWOK16, S. 224ff]. Es zeigt, dass täglich unzählige Patienten, sowohl routinemäßig als auch vor und nach operativen Eingriffen, untersucht werden. Insbesondere während Operationen werden in vielen Fällen intraoperative Bildaufnahmen eingesetzt, wobei der C-Bogen eine zentrale Rolle einnimmt. Dieses mobile Röntgengerät ermöglicht es, Echtzeitbilder während des Eingriffs aufzunehmen, wodurch Präzision und Sicherheit der Operationen verbessert werden können. Allerdings birgt die Verwendung von Röntgenstrahlen auch Risiken, insbesondere in Bezug auf die Strahlenexposition der Patienten und des medizinischen Personals. Aufgrund der steigenden Anzahl minimalinvasiver Eingriffe und der damit häufiger eingesetzten Röntgendurchleuchtung ist auch das medizinische Personal von der Strahlenexposition stärker betroffen. Sie müssen häufig in der Nähe der Strahlenquelle verweilen, um die Operationen durchzuführen [S05, S. 69]. Zudem scheint die Position des Chirurgen relativ zum C-Bogen seine Strahlenexposition zu beeinflussen [YK14].

Die vorliegende Masterarbeit zielt darauf ab, die Strahlenexposition des OP-Personals bei intraoperativen Röntgenanwendungen zu untersuchen und dabei auf verschiedene Aspekte einzugehen. Eine Einschränkung auf das intraoperative Röntgen wurde vorgenommen, da geprüft werden sollte, ob die aktuell herrschenden Schutzmaßnahmen ausreichend vor möglichen Langzeitstrahlungsfolgen schützen. Das Personal ist regelmäßiger Strahlung bei intraoperativen Röntgenuntersuchungen ausgesetzt und besitzt sowohl Röntgenschutz als auch ein Verständnis für das Einhalten der Regelungen, um den eigenen Schutz zu gewährleisten. Dennoch gibt es je nach Operation Fälle, bei denen beispielsweise die Operateure den Körperbereich richten und halten müssen, der durchleuchtet wird. In so einem Fall können sie die Hände, und somit sich selbst, nicht an die vorgesehenen Abstandsregelungen halten. Aufgrund solcher Gegebenheiten kamen im Heinrich-Braun-Klinikum in Zwickau Bedenken für die Sicherheit des Personals auf. Mit Messungen der Strahlenexposition soll festgestellt werden, ob die aktuellen Schutzvorkehrungen genügen

1 Einleitung

oder ein weiteres Fördern und Belehren für die Sicherheit sinnvoll ist. Zudem stand ein Messgerät zur Verfügung, was für den Einsatz während Operationen geeignet ist.

Die Untersuchungen und Messungen sollen verschiedene Fragen klären. Es gilt herauszufinden, in welchen Fachbereichen häufig Röntgenbilder aufgenommen werden. Zusätzlich soll daraufhin ermittelt werden, wo die Strahlenexposition des Personals am höchsten ist. Außerdem gilt es zu klären, welche Position zum C-Bogen eingenommen werden sollte, um die Strahlenbelastung geringstmöglich zu halten und welche weiteren Schutzmöglichkeiten in Betracht gezogen werden sollten. Weiterhin sollen verschiedene Implantate mithilfe eines Phantoms betrachtet werden, um herauszufinden, ob diese die Höhe Strahlenexposition beeinflussen.

Ein weiterer Schwerpunkt liegt in der Erarbeitung von weiteren Möglichkeiten zur Prävention und Reduzierung der Strahlenbelastung für das medizinische Personal. Hierbei soll neben weiteren Optionen des Personenschutzes ebenfalls auf die Sensibilisierung und Schulung des Personals hinsichtlich des Strahlenschutzes eingegangen werden. Es ist wichtig, das Bewusstsein für den Eigenschutz zu stärken und Verhaltensweisen zu etablieren, die die Gesundheit und Sicherheit des Personals langfristig gewährleisten.

Insgesamt soll diese Masterarbeit einen Beitrag zur Verbesserung des Strahlenschutzes in medizinischen Einrichtungen leisten und dazu beitragen, dass die Vorteile der Bildgebungstechnologien voll ausgeschöpft werden können, ohne dabei die Gesundheit von Patienten und Personal zu gefährden.

2 Grundlagen

2.1 Strahlung, Strahlenexposition und Strahlenschutz

Für ein besseres Verständnis der gemessenen Werte soll zunächst ein Grundverständnis geschaffen werden, um welche Strahlung genau es sich handelt, die bei Durchleuchtungen genutzt wird. Zudem werden die Auswirkungen auf den Menschen erläutert, die infolge einer Bestrahlung auftreten können. Hierbei sollen ebenfalls Grenzwerte aufgezeigt werden, die nicht überschritten werden sollten. Neben typischen Röntgenstrahlungsanwendungen im Operationsbereich soll ebenfalls auf den allgemeinen Strahlenschutz eingegangen werden und die Regeln, die dafür beachtet werden müssen.

2.1.1 Arten von Strahlung und ihre Wechselwirkung mit Materie

In der Bildgebungstechnologie wird Strahlung für die Bildaufnahmen eingesetzt, um das Gewebe des Patienten abbilden zu können. Die für diesen Zweck angewandte Strahlung ist dennoch nur eine von zahlreichen unterschiedlichen Arten. Prinzipiell unterscheiden sich die Arten in der von ihnen mitgeführte Energie und somit Wirkung [BFSSTR19, S. 8]. *Photonenstrahlung* beispielsweise besteht aus elektromagnetischen Wellen, welche elektromagnetische Energie transportieren. Dadurch umfasst diese Strahlungsart alle elektromagnetischen Strahlungen, zu welchen ebenfalls die Röntgenstrahlung gehört. Weiterhin werden Strahlungsarten in *ionisierende* und *nicht ionisierende* Strahlung unterteilt, je nachdem ob sie in der Lage sind, Elektronen aus den Atomhüllen bestrahlter Materie zu lösen [K17, S. 17]. Ionisierende Strahlung kann sowohl natürlich vorkommen als auch von menschlicher Tätigkeit künstlich erzeugt werden. Röntgenstrahlung wird dabei als ionisierende Strahlung kategorisiert. Zudem kann sie für den Menschen schädliche Auswirkungen hervorrufen. Bei nicht ionisierender Strahlung ist die Energie nicht ausreichend, um Atome und Moleküle zu ionisieren. Zu ihr zählen z.B. Radio- und Mikrowellen oder (Sonnen-)Licht. Sie kann auf das menschliche Gewebe sowohl nützliche als auch schädigende Wirkungen ausüben [BFSSTR19, S. 8].

Radioaktivität ist die Eigenschaft einiger Atomkerne, die Energie in Form von elektromagnetischer Strahlung oder Teilchenstrahlung aussenden. In den meisten Fällen wandeln sich Kerne die dabei in andere Kerne um. Diese Kernumwandlung wird auch als Kernzerfall bezeichnet, wobei die abgegebene Strahlung eine ionisierende ist [BFSSTR19, S. 12].

2 Grundlagen

Als Primärstrahlung wird die gesamte aus einem Strahler austretende Strahlung bezeichnet [PKW98, S. 1290]. Trifft diese Primärstrahlung (ausgehend von einer Röntgenröhre) auf ein Objekt und durchstrahlt dieses, entsteht infolge einer Wechselwirkung der ionisierenden Photonenstrahlung mit den Atomen des Objektes die sogenannte Streustrahlung. Diese Streuung ist aufgeteilt in kohärente Streuung und inkohärente Streuung. Zur inkohärenten Streuung gehören der *Compton-Effekt* und der *Photoeffekt*. Beim Compton-Effekt trifft ein Photon auf Materie (s. Abb. 1). Daraufhin löst sich ein locker gebundenes Elektron aus dem äußeren Teil der Atomhülle und bekommt einen Teil der Energie des Photons übertragen. Dieses Sekundärelektron überträgt anschließend seine Energie durch Ionisierung auf das Absorbermaterial weiter. Das Photon hingegen fliegt mit einer geänderten Richtung als ein energieärmeres Streuquant weiter [PB15, S. 197] [PKW98, S. 296].

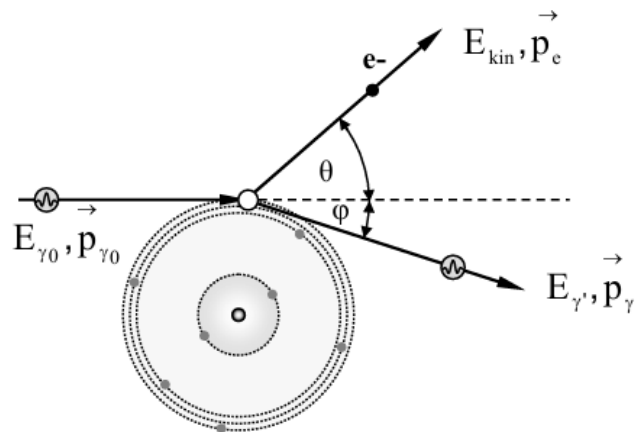


Abb. 1: Schematische Darstellung des Compton-Effekts [K17, S.174].

Der Compton-Effekt, überträgt nur ein Teil der Energie des Photons auf das Elektron. Beim Photoeffekt hingegen wird die gesamte Energie auf ein Hüllenelektron des wechselwirkenden Atoms übertragen. Infolgedessen wird das Elektron vollständig aus dem Atom gelöst, welches daraufhin ionisiert. Wenn es gelöst wird, bekommt es die Differenz der Photonenenergie und der nach der Ionisation übrigen Energie als Bewegungsenergie übertragen. Das Elektronenloch wird durch ein äußeres Elektron aufgefüllt. Die Differenzenergie wird als Photon emittiert (s. Abb. 2). Das bedeutet, die Schwächung der Strahlung ist auf die Streuung

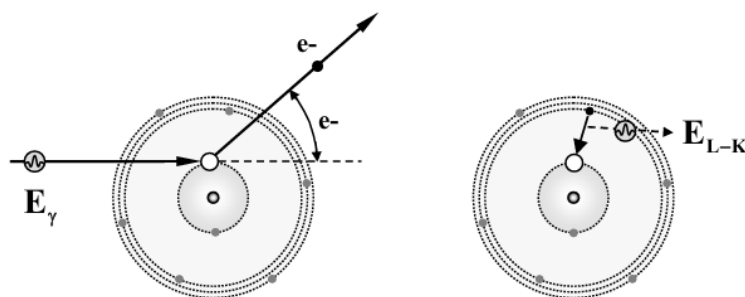


Abb. 2: Schematische Darstellung des Photoeffekts [K17, S.169].

2 Grundlagen

(Compton-Effekt) und Absorption (Photoeffekt) zurückzuführen [KV23, S. 8]. Das folgende Diagramm (s. Abb. 3) stellt bildlich dar, dass insbesondere der Compton-Effekt als Wechselwirkung der Photonen eintritt.

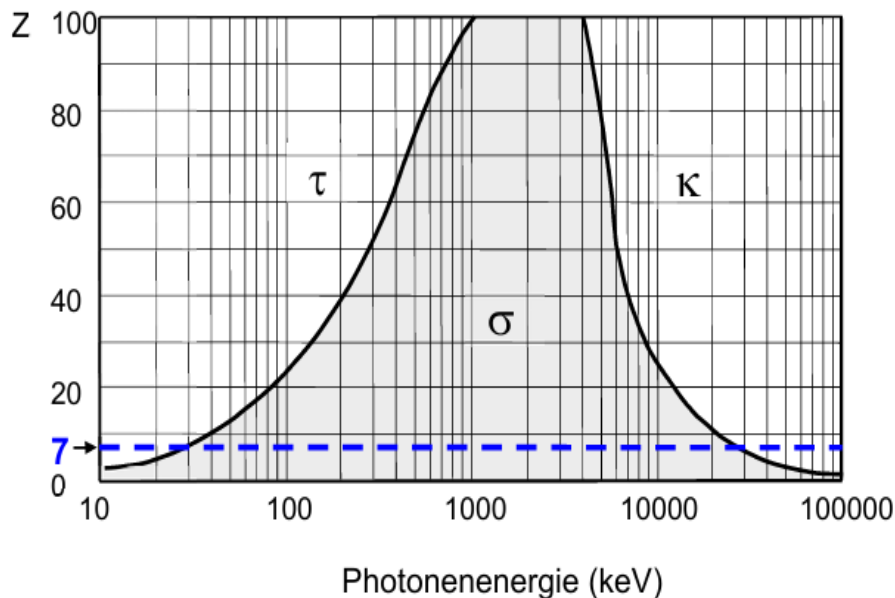


Abb. 3: Diagramm der relativen Anteile der Photonen-Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten in Abhängigkeit von Photonenenergie und Ordnungszahl des Absorbers. Blaue gestrichelte Linie: Gewebe, Wasser und Phantommaterial mit Ordnungszahl 7. Der linke Bereich ist der Photoeffekt, in der Mitte der Compton-Effekt und rechts die Paarbildung. Für die Röntgendiagnostik ist lediglich der Bereich bis 1000 keV zu betrachten [K17, S. 202].

Klassische Streuung wird auch kohärenten Streuung genannt. Bei ihr streuen die Photonen ohne Energieverlust, die Atomhülle bleibt daher unverändert. Sie entsteht, wenn ein Photon auf ein fest gebundenes Hüllenelektron stößt und das gesamte Atom den Rückstoß aufnimmt (s. Abb. 4). Das abgestrahlte Photon hat die gleiche Energie, jedoch ist dessen Richtung eine andere. Bei Photonenenergien oberhalb von etwa 10 keV nimmt diese Streuung ab. Für menschliches Gewebe hat sie nur unterhalb von einer Photonenenergie von 20 keV Bedeutung [K17, S. 194ff].

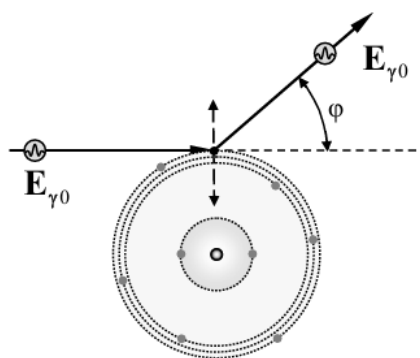


Abb. 4: Schematische Darstellung des klassischen Streuvorgangs [K17, S. 194].

Ein großer Teil der Photonen der Strahlung, die auf den Patienten treffen, wird durch den Compton-Effekt beeinflusst. Nur die Photonen, die im Patienten keine solche Interaktion

2 Grundlagen

erfahren, sind für die diagnostische Bildgebung von Nutzen. Die gestreuten Photonen liefern keine verwertbaren Informationen und führen lediglich zu einer schlechteren Bildqualität sowie einem verringerten Bildkontrast. Die austretende Strahlung setzt sich sowohl aus der transmittierten als auch aus der gestreuten Strahlung zusammen. Die Streustrahlung wird, bedingt durch die Richtungsänderung des Compton-Effekts, vom Patienten in alle Richtungen abgestrahlt. Das ist der Grund, warum das Personal einer Strahlenexposition ausgesetzt ist [FO10, S. 165].

Im Gegensatz zur gerichteten Primärstrahlung weist die Streustrahlung ein ungerichtetes Ausbreitungsmuster auf. Die Menge dieser Streustrahlung kann durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden. Dazu zählen die Objektdicke, das Objektvolumen, die Zusammensetzung des durchstrahlten Gewebes (Ordnungszahl Z), die Objektdichte sowie eine Röhrenspannung von über 60 kV [PB15, S. 197].

Der Patient ist die Hauptquelle der Streuung, die die Bildqualität beeinträchtigt. Allerdings können alle Objekte, die sich im Strahlengang befinden, eine Streuung verursachen. Das heißt auch die Patientenliege kann die Menge der Streustrahlung beeinflussen. Eine Zunahme der Gewebedicke führt ebenfalls zu einer höheren Menge an Streustrahlung. Eine größere Menge Gewebe bedeutet gleichzeitig eine höhere Anzahl von Atomen, mit denen interagiert werden kann [FO10, S. 165]. Ein weiterer Einflussfaktor für die Menge der Streustrahlung ist die Art des bestrahlten Gewebes. Gewebe mit einer höheren Ordnungszahl absorbiert mehr Röntgenstrahlen als Gewebe mit einer niedrigeren Ordnungszahl. Zum Beispiel besteht Knochen aus Gewebe mit einer hohen Ordnungszahl und besitzt zudem eine höhere Dichte, was dazu führt, dass Knochen mehr Strahlung absorbieren und weniger Streuung verursachen, da mehr Photonen aufgenommen werden. Im Gegensatz dazu hat weiches Gewebe eine niedrigere Ordnungszahl und kann weniger Photonen absorbieren, was zu einer höheren Streuung führt [FO10, S. 166]. Aufgrund der variierenden Schwächung der Strahlung in Gewebe wie Knochen, Muskeln und Fett entstehen die verschiedenen Graustufen des Strahlungsbildes [KV23, S. 8].

2.1.2 Röntgenstrahlung

Im Folgenden soll auf die Entstehung der Röntgenstrahlung sowie auf die Eigenschaften der Röntgenröhre eingegangen werden.

2.1.2.1 Entstehung von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung ist Photonenstrahlung, die 1895 von W. C. Röntgen entdeckt wurde. Ihre Entstehung erfolgt in einer Röntgenanlage. Diese bestehen aus einem Röntgenstrahler/Röntgenröhre (Erzeugung der Strahlen), Röntgengenerator (versorgt Röntgenstrahler mit Hochspannung), Röntgenanwendungsgerät (dient Lagerung des Patienten) sowie Röntgenbildwandler (bzw. Detektor). Der schematische Aufbau einer Röntgenröhre mit ihren wichtigsten Komponenten wird in der Abb. 5 aufgezeigt. In der Röntgenröhre befinden sich eine Kathode und eine Anode in einem Hochvakuum. Eine Glühwendel versorgt die Kathode mit Heizspannung. Dies erhitzt die Kathode, woraufhin Elektronen aus ihr austreten. Eine zwischen Kathode und Anode angelegte Hochspannung beschleunigt die Elektronen zur Anode hin. Diese Beschleunigungsspannung liegt typischerweise zwischen 30 und 150 kV. Wenn die Elektronen die Anode erreichen, stehen sie dort den Atomen des Anodenmaterials (z.B. Wolfram) gegenüber. Daraufhin entstehen dort die charakteristische Röntgenstrahlung sowie Bremsstrahlung [M18, S. 125] [KS13 S. 89]. Der Röntgengenerator produziert die benötigte Hochspannung zwischen Glühkathode und Anode [KV23, S. 27] [M18, S. 132].

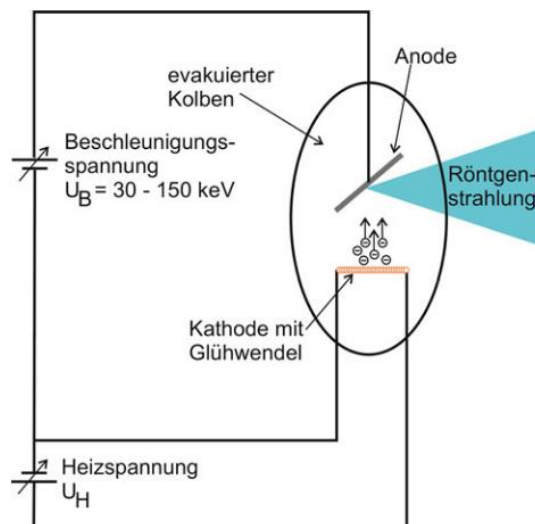


Abb. 5: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre mit Beschriftung der wichtigsten Komponenten [M18, S. 125].

2 Grundlagen

Wenn die Beschleunigung der Elektronen hinreichend groß ist, werden sie im elektrischen Feld der Atomkerne des Anodenmaterials abgebremst. Dabei geben sie die Bremsstrahlung ab. Aufgrund des Abbremsvorgangs wird ein Teil der kinetischen Energie des Elektrons in die Energie der entstehenden Photonen (die Röntgenstrahlung) umgesetzt. Wenn die Elektronen nicht am Atomkern vorbeifliegen, sondern auf Elektronen eines Kernes des Anodenmaterials treffen, werden diese aus ihrer Schale herausgeschlagen. Es folgt eine Ionisation des Atoms und die Entstehung eines freien Platzes auf der Schale. Dieser freie Platz kann mit einem Elektron aus der höheren Schale belegt werden. Die dadurch freiwerdende Energie wird zudem auf ein Photon übertragen. Dieses gilt als die charakteristische Röntgenstrahlung [M18, S. 126].

Die Röntgenröhre erzeugt ein Photonenspektrum, welches aus der Überlagerung des kontinuierlichen Spektrums der Röntgenbremsstrahlung und dem diskreten Linienspektrum der charakteristischen Röntgenstrahlung besteht (s. Abb. 6). Die Röntgenbremsstrahlung ist eher weiche Röntgenstrahlung. Da diese die Strahlenexposition des Patienten erhöht, ohne besondere Vorteile in der Bildgebung zu erbringen, schreibt der Gesetzgeber Filter vor. Die „Spitzen“ im Diagramm stammen von der charakteristischen Röntgenstrahlung und werden vom Anodenmaterial und der Röntgenspannung beeinflusst [K17, S. 226ff] [KS13, S. 89ff].

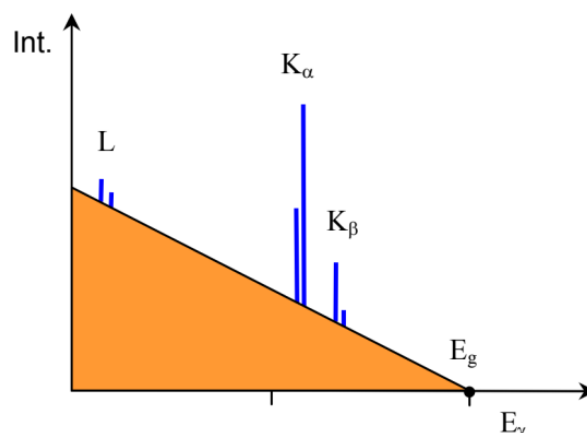


Abb. 6: Röntgenspektrum mit kontinuierlichem Bremsstrahlanteil (Dreieck) und diskreter charakteristischer Röntgenstrahlung (blaue "Spitzen") [KS13, S. 90].

Damit das aufgenommene Röntgenbild eine gute Qualität besitzt, muss für eine homogene, ausreichende Belichtung sowie einen guten Kontrast gesorgt werden. Hierfür ist die optimale Wahl von Röhrenstrom (mA), Belichtungszeit und Qualität der Strahlung (Röhrenspannung, kV) wichtig. Wird ein Bild mit hohem kV-Wert aufgenommen, ist die ausgehende Strahlung härter und kann dichte Strukturen leichter durchdringen, allerdings verliert das Bild dadurch an Kontrast [KV23, S. 28].

2 Grundlagen

Neben festen Röntgenanlagen existiert auch eine mobile Variante. Der C-Bogen (s. Abb. 7) ist ein bewegliches Röntgengerät, das „C“-bogenförmig die Röntgenröhre und den



Abb. 7: Ziehm Vision Flachdetektor-C-Bogen [ZVRFD3D21].

Röntgenbildverstärker bzw. Flachdetektor verbindet [PKW98, S. 258]. Das entstandene Röntgenbild wird bei einigen C-Bogen Modellen elektronenoptisch verstärkt. Hierfür wird bei älteren Modellen ein Röntgenbildverstärker genutzt, welcher ebenfalls Strahlenexposition des Patienten senkt [PKW98, S. 1388].

2.1.2.2 Technische Eigenschaften und Funktionen der Röntgenröhre

Bei den Anlagen der Röntgengeräte kann für die Bildgewinnung ein Organprogramm ausgewählt werden. Das Organprogramm sorgt für die Wahl der richtigen Filterung und des korrekten Spannungsbereiches der Röntgenröhre. Das Ziel der Nutzung eines Organprogramms ist, die Qualität der Aufnahmen zu sichern, sodass diese für Befundungen verwendet werden können [M18, S. 134].

Nur ein geringer Teil der erzeugten Röntgenstrahlen kann als Nutzstrahlung eingesetzt werden, da sie von der Anode in nahezu alle Raumrichtungen ausgestrahlt wird. Die restliche Röntgenstrahlung wird als Streu-/Störstrahlung zusammengefasst und soll bereits im Strahlenschutzgehäuse geschwächt werden. Daher wird die Röntgen-Nutzstrahlung bereits beim Austritt aus dem Austrittsfenster der Röntgenröhre einer Eigenfilterung unterzogen. Eine Eigenfilterung bedeutet, dass niederenergetische Röntgenstrahlung wird durch die Anode und das Strahlenaustrittsfenster absorbiert. Mit einem Aluminium-Gleichwert wird die Eigenfilterung angegeben. Es ist vom Strahlenschutz festgelegt, dass diese Filterung

2 Grundlagen

mindestens einer 2,5 mm Aluminium-äquivalenter Gesamtfilterung entspricht. Wenn dies nicht erreicht werden kann, muss ein Zusatzfilter die erforderliche Schwächung sicherstellen. Eine weitere Begrenzung der Röntgenstrahlung erfolgt durch das Röhrengehäuse. Für eine Verbesserungen der Bildgebung sowie einer Reduktion der Streustrahlung werden zwei Blendenpaare verwendet. Die Einblendung erfolgt durch bewegliche Bleilammeln in mehreren Ebenen bzw. Tiefen, weshalb diese Art als Tiefenblende bezeichnet wird [M18, S. 135]. Mithilfe der Einblendung wird das Strahlenbündel auf das Format des Röntgenfilms angepasst und ermöglicht das vermindern von Strahlung, die außerhalb des Brennflecks entstehen kann. Ein Beispiel für eine solche Blende in Durchleuchtungsgeräten ist die Irisblende [PB15, S. 197].

Eine weitere Maßnahme um Streustrahlung zu reduzieren, ist die Verwendung eines Streustrahlenraster (s. Abb. 8). Ihre Aufgabe ist die Absorption der bildgütemindernden Streustrahlung. Der Aufbau des Streustrahlenraster umfasst hochkant stehende Lamellen, die aus einem strahlenundurchlässigen Material wie Blei oder Wolfram bestehen. Diese Lamellen sind in einem festen Abstand zueinander angeordnet, wobei ihr Zwischenraum mit strahlendurchlässigem Material, wie Aluminium oder Plastik, gefüllt ist. Das Material

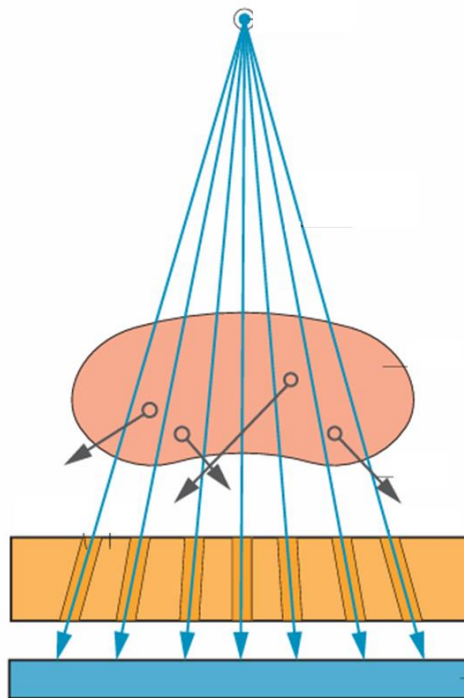


Abb. 8: Aufbau eines Streustrahlenrasters. Die Röntgenstrahlen passieren die Durchgangskanäle im gelb dargestellten Streustrahlenraster [PB15, S. 199].

beeinflusst somit ob die Gesamtstrahlendosis höher oder niedriger ausfällt. Angebracht wird das Raster zwischen dem durchstrahlten Objekt (Patient) und dem Detektor. Wenn nun die Durchleuchtung erfolgt, passiert die Primärstrahlung die strahlendurchlässigen

Zwischenräume des Rasters. Die entstehende Streustrahlung hingegen trifft aufgrund der veränderten Winkel auf die Lamellen und wird von diesen absorbiert [PB15, S. 197ff].

2.1.3 Auswirkungen auf den Menschen

In der Medizin wird bei diagnostischen Anwendungen unter anderem Röntgenstrahlung verwendet. Neben Sonographien (Ultraschalluntersuchungen) sind Röntgenuntersuchungen die am häufigsten eingesetzten Verfahren der bildgebenden Diagnostik. Dennoch bleibt die Anzahl der Röntgenuntersuchungen in den vergangenen 10 Jahren weitgehend unverändert. Allerdings lässt sich eine Verbesserung in Form einer Verringerung der Höhe der Strahlendosis einzelner Untersuchungsverfahren vermerken. Sie konnte deutlich herabgesetzt werden [BFSSTR19, S. 29].

Wenn ionisierende Strahlung auf den menschlichen Körper trifft, erfolgt eine Strahlenexposition. Dabei tritt die Strahlung in Wechselwirkung mit dem Körpergewebe, welches einen Teil von ihr aufnimmt. Verschiedene Strahlungsarten verursachen zudem unterschiedlich starke biologische Wirkungen im Körpergewebe. Das bedeutet, wenn Röntgenstrahlung auf den menschlichen Körper trifft und ihn durchdringt, dann sammelt sie sich dort nicht an. Das Gewebe absorbiert hingegen einen Teil der Strahlung, woraufhin biologischen Veränderungen in den Zellen eintreten können [BFSSTR19, S. 29]. Die erhöhte Belastung durch die ionisierende Strahlung kann daraufhin verschiedene gesundheitliche Folgen haben. Darunter zählen maligne Erkrankungen wie Leukämie oder Krebs. Auch besteht die Möglichkeit genetische Schäden zu erleiden, die sich in Folgegenerationen aufgrund von Mutationen in der Keimbahn zeigen. Für strahleninduzierten Krebs und andere strahlenbedingte Krankheiten gibt es Risikoabschätzungen. Diese basieren hauptsächlich auf epidemiologischen Studien. Solche Studien ermöglichten bereits Erkenntnisse über das Krebsrisiko bei höheren Dosen und hohen Dosisraten, stoßen jedoch bei kleinsten diagnostischen oder beruflichen Dosen an ihre Grenzen. Auch ist eine Übertragung der Ergebnisse auf verschiedene Altersgruppen schwierig. Problematisch ist gerade der hohe Zeitbedarf, den eine epidemiologische Studie benötigt. Es wären Folgeuntersuchungen bis weit in das nächste Jahrhundert nötig. Ergebnisse für genetische Effekte würden sogar die Untersuchung mehrerer Generationen benötigen [SB98, S. 719f].

Infolge einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung können beim Menschen sowohl kurz- als auch langfristige Wirkungen auftreten. Die Strahlenwirkungen werden in deterministisch und stochastisch unterteilt [K17, S. 721].

2 Grundlagen

Eine biologische Strahlenwirkung gilt als **deterministisch**, wenn die Schäden nach einer Strahlenexposition oberhalb einer bestimmten Dosis, dem Schwellenwert, auftreten. Er gilt als erreicht, wenn aufgrund der Strahlung ein bestimmtes Maß zerstörter oder geschädigter Zellen überschritten wird. Zusätzlich beeinflusst die Höhe der Dosis den Schweregrad der Schädigung. Aufgrund dessen können die Wirkungen auf spezifische Strahlenexpositionen zurückgeführt werden. Der Wirkungseintritt erfolgt nach typischen Latenzzeiten, welche von der Dosis und dem Gewebe abhängig sind. Schädigungen einer Akutwirkung können bereits nach wenigen Stunden bis Tagen auftreten, während sich chronische Spätfolgen erst nach Jahren zeigen können. Der Schwellenwert für Menschen liegt bei einer akuten Exposition des gesamten Körpers bei 500 mSv. Von den Wirkungen sind im Wesentlichen Blutbildungsorgane, die Schleimhäute des Magen-Darm-Traktes und der Atemwege sowie die Keimdrüsen betroffen. Allerdings können deterministische Schäden in der Regel nicht aufgrund der in der Diagnostik verwendeten Strahlendosis hervorgerufen werden [BFSSTR19, S.36] [F13 S. 41]. Kompletต์ ausschließen kann man die Möglichkeit dieser Strahlenschäden jedoch nicht. Eine Fehlbedienung des Personals oder eine Fehlfunktion des Geräts, insbesondere bei längeren Durchleuchtungszeiten, könnten potentiell deterministische Strahlenschäden als Folge haben. Das folgende Diagramm (s. Abb. 9) stellt die deterministischen Strahlenwirkungen mit dem Schwellwert vereinfacht dar.

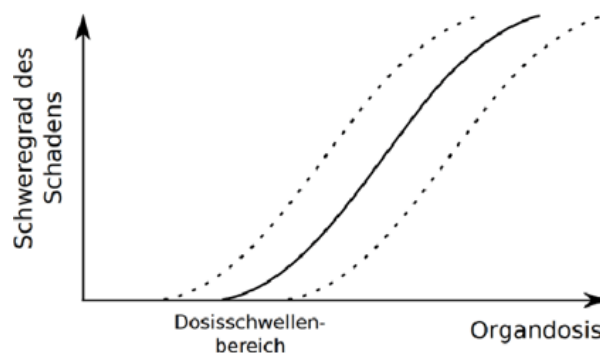


Abb. 9: Diagramm zur deterministischen Wirkung ionisierender Strahlung [VS11, S. 82].

Im Gegensatz zu deterministischen Strahlenwirkungen existieren die **stochastischen** Strahlenwirkungen, die nur mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit nach Ablauf einer längeren Latenzzeit auftreten. Hierbei gilt, je höher die Strahlendosis ist, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass ein Strahlenschaden eintritt. Die Schäden können erst Jahre oder Jahrzehnte nach einer Exposition auftreten. Das heißt beispielsweise für eine Gruppe gleichartig bestrahlter Personen können lediglich statistische Vorhersagen über die Wahrscheinlichkeiten der Strahlenwirkungen gemacht werden. Für stochastische Strahlenwirkungen gibt es keinen Schwellenwert. Zudem unterscheidet sich die auftretende

2 Grundlagen

Wirkung je nachdem, ob eine Keimzelle oder Körperzelle betroffen ist. Ist eine Keimzelle betroffen, kann es sich um eine Veränderung der Erbanlage handeln. Bei einer Körperzelle hingegen können Krebserkrankungen wie Leukämie entstehen. Die Strahleneinwirkung kann den Informationsgehalt im Zellkern einer Zelle verändern. Bleibt die Zelle an sich lebensfähig, können diese Veränderungen an nachfolgende Zellgenerationen weitergegeben werden. Auf diese Schäden können beispielsweise genetische Defekte oder Tumorerkrankungen folgen [BFSSTR19, S.36] [F13 S. 41].

Die Aussage, dass es für stochastische Strahlenwirkungen keinen festgelegten Schwellenwert gibt, konnte bislang weder bewiesen noch widerlegt werden. Das liegt unter anderem daran, dass aufgrund der Existenz natürlicher Strahlungsquellen Experimente, die eine eindeutige Schlussfolgerung zulassen könnten, nicht durchführbar sind. Zudem ist ungeklärt, ob die Möglichkeit einer positiven Wirkung infolge einer geringen Strahlenexposition besteht. Dies würde dann als Hormesis-Effekt bezeichnet werden [HJS17, S. 15ff]. Hormesis ist hierbei die Annahme, dass schädliche Stoffe in einer niedrigen Dosis einen günstigen Einfluss haben. Während in der Pharmazie Fälle des Hormesis-Effekt bekannt sind, ist die Existenz einer „Strahlenhormesis“ eher umstritten [K12, S. 271]. Die folgende Abbildung (s. Abb. 10) stellt ein Diagramm für die stochastische Strahlenwirkung dar. Es wird sowohl die mögliche lineare als auch die linear-quadratische Abhängigkeit dargestellt. Der potentielle Hormesis-Effekt ist ebenso aufgeführt.

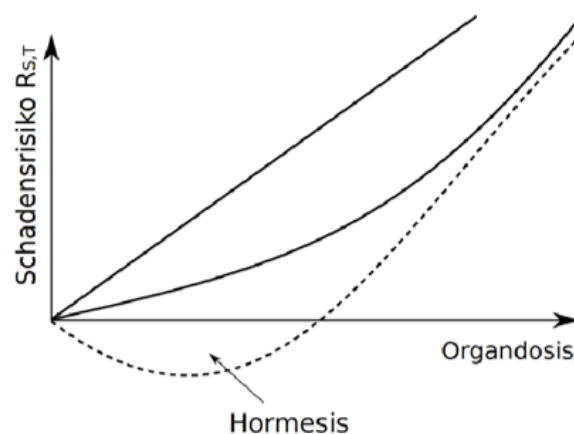


Abb. 10: Diagramme zur Darstellung stochastischer Wirkung ionisierender Strahlung [VS11, S. 82].

Für eine Dosis-Wirkungs-Beziehung konnten Kenntnisse aufgrund von Studien wie der Life Span Study gewonnen werden. Bei dieser wurden Untersuchungen von der Radiation Effects Research Foundation (RERF) an den Überlebenden von Hiroshima und Nagasaki durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen, dass für stochastische Strahlenwirkungen die Dosis-Wirkungs-Beziehungen im Wesentlichen linear verlaufen und keine Hinweise auf einen Schwellenwert geben. Dies führte zu dem Linear-No-Threshold (LNT)-Modell. Für das Modell

2 Grundlagen

wird angenommen, dass die stochastischen Strahlenwirkungen von der Dosis linear abhängen und es keinen Schwellwert gibt, worunter keine Effekte auftreten. Das Problem des LNT-Modells besteht jedoch darin, dass bei unter 100 mSv zusätzliche Krebsfälle nicht länger erkennbar sind. Die Risiken sind unter der Annahme des LNT-Modells berechenbar und plausibel, doch die Frage nach der Gültigkeit ist ein Problem des Strahlenschutzes [M16, S. 21]. Das LNT-Modell kann man auch als eine Dosiswirkungskurve bezeichnen. Es eignet sich besonders, um die Strahlenwirkung an einzelnen Zellen und Zellkulturen darzustellen. Mit Dosiswirkungskurven kann man die Wirkung, die zuvor an den Zellen untersucht wurde, als eine Funktion der Energiedosis darstellen. Die folgende Grafik ist ein Beispiel für eine Dosiswirkungskurve (s. Abb. 11).

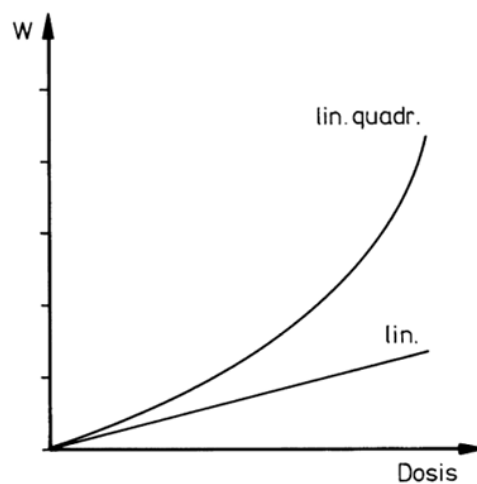


Abb. 11: Dosiswirkungskurve mit einer Darstellung der relativen Anzahl der "Einheiten" für die untersuchte Wirkung von letal geschädigten Zellen oder Zellen mit strukturellen Chromosomenveränderungen [K17, S. 439].

Die Energiedosis im Gewebe bestimmt nicht alleinig das Ausmaß einer biologischen Strahlenwirkung und die damit verbundenen gesundheitlichen Folgen. Im Wesentlichen wird die Strahlenwirkung von der Strahlenqualität beeinflusst, die durch die Ionisationsdichte, den Linearen Energietransfers (LET) längs der Teilchenbahn, definiert ist. Bei einer gleichen Energiedosis hängt die biologische Strahlenwirkung unter anderem auch von der mikroskopischen, räumlichen Verteilung der Energieüberträge ab. Daher ist beispielsweise Alphastrahlung bei der gleichen Energiedosis aufgrund der mikroskopisch dichteren Schadensereignisse in den Zellen biologisch wirksamer als Elektronenstrahlung. Die Ionisationsdichte beeinflusst daher die Eindringtiefe und auch die Qualität des biologischen Schadens [SB98, S. 720] [K17, S. 311].

Der wichtigste Angriffspunkt der Strahlung ist die Erbsubstanz (DNA). Da sie der zentrale Informationsträger einer Zelle ist, hat ein solcher Angriff direkte Auswirkungen auf die Funktionsfähigkeit der Zelle, welche infolge strahleninduzierter Schäden auf verschiedene

Weisen reagiert. Auch bei geringen Dosen bleiben in der Regel Schäden zurück. Aufgrund bleibender Mutationen ist die Erbinformation verändert oder es kann der Ausgangspunkt für einen Tumor entstehen. Ebenfalls kann es zu einem Stopp der Zellteilung führen. Für die Weitergabe der genetischen Informationen einer Zelle an ihre Tochterzelle ist die strukturelle Integrität der DNA die wichtigste Voraussetzung. Sie ist auch für die Aufrechterhaltung von Kontroll- und Regelmechanismen in mehrzelligen Organismen bedeutend. Zu den möglichen Folgen nachdem ionisierende Strahlung auf den Zellkern getroffen ist, gehören Basen- und Zuckermodifikationen, DNA-Einzel- und Doppelstrangbrüchen sowie Protein-DNA-Strangvernetzungen. Dennoch sind solche Zellverluste oder Veränderungen einzelner Zellen nicht gleichbedeutend mit der Entstehung eines gesundheitlichen Schadens. Grund dafür ist die Fähigkeit des Organismus, geschädigte Zellen zu erkennen und Zellverluste auszugleichen. Durch Reparaturmechanismen, Absterben der Zellen sowie Immunabwehr kann er den Normalzustand wieder herstellen. Es besteht jedoch die Möglichkeit, dass diese Abwehr- und Reparaturmechanismen überfordert sind oder versagen. Der dafür ausschlaggebende Faktor ist die Höhe der Dosis, die der Körper abbekommt. Bei komplexen Schädigungen, wie mehreren Doppelstrangbrüchen, erfolgt die Reparatur mitunter fehlerhaft und unvollständig. Es können Veränderungen entstehen, die für den Organismus Langzeitfolgen bedeuten [BFSSTR19, S.36] [SB98, S. 720f] [K12, S. 181ff].

2.1.4 Typische Röntgenanwendungen in der Medizin

In der Medizin gibt es viele unterschiedliche Möglichkeiten und Anlässe, Röntgenstrahlung einzusetzen. Für diese Arbeit sind die Untersuchungen relevant, welche im OP-Bereich von Krankenhäusern während Operationen, also intraoperativ, mithilfe eines C-Bogens durchgeführt werden. Ihr Nutzen gilt der Gewinnung von Informationen über das OP-Gebiet in Echtzeit während chirurgischer Eingriffe. Es ermöglicht zudem sowohl die Instrumenten- als auch die Implantatsposition einzusehen. Jedoch unterscheidet sich die Häufigkeit und Dauer der Bildgebung je nach Fachrichtung, Eingriff und dem jeweiligen Arzt stark. Es wird ebenfalls versucht, den Einsatz des C-Bogens bestmöglich zu minimieren, um sowohl die Strahlenexposition des Patienten als auch des Personals so niedrig wie möglich zu halten.

Der Fortschritt der minimalinvasiven Chirurgie rückte die intraoperative Bildgebung weiter in den Fokus. Sie ist unter anderem hilfreich in der Neurochirurgie, der orthopädischen Chirurgie und der Tumorchirurgie. In der Neurochirurgie kann so die Genauigkeit bei der Entfernung von Hirntumoren erhöht und das Risiko von Schädigungen kritischer Strukturen verringert werden. Zudem bietet die 2D digitale Durchleuchtung richtige Echtzeitbildübertragung, was in einigen Eingriffen von Bedeutung ist [ZMD20, S. 2171 u. 2176]. Auch in der Urologie kommt die

röntgendiagnostische Bildgebung regelmäßig zum Einsatz. Beispielsweise beim Einsetzen oder Wechseln eines Splints sowie bei einer Perkutanen Nephrolithotomie (PNL). Im Bereich der Unfallchirurgie hingegen wird sie genutzt, wenn Knochenbrüche mithilfe von Implantaten stabilisiert werden. In der Gefäßchirurgie kommt sie zum Beispiel bei einer Stentimplantation oder einem Bypass zum Einsatz.

2.1.5 Angewandter Strahlenschutz

Die gesetzlichen Grundlagen des Strahlenschutzes sind im Strahlenschutzgesetz (StrlSchG) und der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) geregelt. Das StrlSchG legt die grundlegenden und grundrechtsrelevanten Aspekte zum Schutz von Mensch und Umwelt vor ionisierender Strahlung fest, einschließlich der Strahlenschutzgrundsätze, Genehmigungs- und Anzeigetatbestände sowie Grenz- und Referenzwerten. Die StrlSchV ergänzt die Vorgaben des StrlSchG [BFSSTR19, S.40].

Die zentrale Aufgabe des Strahlenschutzes ist der Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung mittels baulicher Anforderungen, Grenzwerte und Qualitätssicherung [M18, S.90]. Das System des Strahlenschutzes wurde basierend auf der Annahme einer linearen Dosis-Wirkungs-Beziehung ohne Schwelle sowie der Anwendung der Prinzipien Rechtfertigung, Optimierung und Dosisbegrenzung aufgebaut [BFSSTR19, S.8].

Die Rechtfertigung fordert, dass jede Anwendung ionisierender Strahlung durch ihren gesellschaftlichen Nutzen gerechtfertigt ist. Die Anwendung muss für den Einzelnen oder die Gesellschaft einen Nutzen erbringen, der nicht auf einem anderen Weg zu erlangen ist. Außerdem muss das Risiko, einen Schaden durch die Nutzung zu verursachen, dem tatsächlichen Nutzen aufwiegen [BFSSTR19, S.38] [M18, S. 90].

Die Optimierung fordert anschließend, dass alle möglichen Maßnahmen ausgeschöpft werden, um das Schadensrisiko zu minimieren. Der Strahlenschutz folgt daher dem ALARA-Prinzip („As Low As Reasonable Achievable“). Das bedeutet die Strahlenexposition muss durch sinnvolle und vernünftige Maßnahmen auf ein für die Diagnostik/Therapie erforderliches Minimum reduziert werden [KV23, S. 18]. Wenn die Strahlenquelle außerhalb des Körpers ist, wie es z.B. bei Röntgengeräten der Fall ist, erfolgt eine äußere Strahlenexposition. In diesem Fall kann sich beispielsweise die Röntgenassistentin schützen, indem sie beim Röntgen den Raum verlässt oder sich hinter eine abschirmende Wand begibt. Eine Möglichkeit die Minimierung des Schadensrisikos umzusetzen, ist die Einhaltung der vier Grundregeln des Strahlenschutzes:

2 Grundlagen

1. Die Aufenthaltsdauer in einem Strahlungsfeld muss beschränkt werden. Eine halbierte Aufenthaltszeit reduziert die Strahlenbelastung auf die Hälfte.
2. Die Abschirmung der Strahlung mittels geeigneter Materialien.
3. Verwendung einer möglichst geringen Aktivität der Strahlenquelle.
4. Die Einhaltung eines sicheren Abstands zur Strahlenquelle. Der doppelte Abstand reduziert die Strahlenbelastung bereits auf ein Viertel der ursprünglichen Menge [BFSSTR19, S.38].

Punkt vier benennt das Abstandsquadratgesetz. Es ist für die Radiologie von hoher Bedeutung. Es besagt, dass die Intensität der Strahlung und bildgebende Wirkung mit größerer Entfernung abnehmen. Röntgenstrahlung tritt nicht als parallel verlaufendes Strahlenbündel aus, weshalb die Röntgenstrahlen sich bei steigendem Voranschreiten immer weiter voneinander entfernen. Daher nimmt die Intensität der Strahlung mit zunehmendem Abstand von der Quelle in einem quadratischen Verhältnis ab [BBOPR08, S. 22] [KV23, S. 8].

Im Strahlenschutz gilt, dass jede Strahlendosis gesundheitsgefährdend sein kann. Festgelegte Dosisgrenzwerte sind keine Trennlinie zwischen gefährlicher und ungefährlicher Strahlenexposition. Sie dienen lediglich der Risikobegrenzung. Jede unnötige Strahlenbelastung ist zu vermeiden, weshalb die Einhaltung der Dosisgrenzwerte für die Exposition von Personen kontrolliert wird. Eine Überschreitung des Grenzwertes bedeutet, dass bei fortdauernder Exposition das Risiko für den Betroffenen unter normalen Umständen nicht mehr akzeptiert werden kann [BFSSTR19, S.39].

2.2 Messung von Strahlendosen

Die Messung der ionisierenden Strahlung ist ein wichtiger Bestandteil der vorliegenden Arbeit. Daher werden grundlegende Begriffe und wichtige Größen im Zusammenhang mit der Messung von Strahlung in diesem Kapitel behandelt. Dazu zählen unter anderem Dosisbegriffe und Wichtungsfaktoren sowie eine Erläuterung wie die Messung von Strahlung erfolgt, welche Geräte dafür eingesetzt werden und welche Prinzipien diesen zugrunde liegen. Hierbei wird insbesondere auf die Detektorart eingegangen, die für die Messungen dieser arbeitet verwendet wurde.

2.2.1 Dosisbegriffe und relevante Größen

Die sogenannte Dosis bezeichnet in der Radiologie allgemein und leicht vereinfacht eine gewisse Menge an ionisierender Strahlung. Die genauere Begriffsbestimmung der Dosisgröße sollte ebenfalls mit der beobachteten Wirkung einer Strahlendosis korrelieren. Das bedeutet sie sollte die Wirkung der aufgenommenen Strahlung ausdrücken. Als Organ-Energiedosis hingegen wird die Menge an Energie (in Joule) bezeichnet, die von der Strahlung übertragen und von Materie (in Kilogramm) aufgenommen wird. Die Maßeinheit der Energiedosis wird als Gray (Gy) bezeichnet, wobei $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ ist [BFSSTR19, S.16] [SKJ18, S.426].

Aufgrund der potentiellen Unterschiede in der Strahlungswirkung auf das Gewebe wurden Strahlungswichtungsfaktoren entwickelt. Sie werden genutzt, um die Organ-Energiedosis in die Organdosis (auch als Organ-Äquivalentdosis H_R im Strahlenschutzgesetz bezeichnet) umzurechnen. Das bedeutet man erhält die Organdosis durch die Multiplikation der Organ-Energiedosis mit dem jeweiligen Strahlungswichtungsfaktor w_R . Die Maßeinheit der Organdosis ist das Sievert (Sv). Es ist wichtig, dass die Faktoren ein Maß für die biologische Wirksamkeit der verschiedenen Strahlungsarten bei niedrigen Dosen darstellen. Daher wurden geeignete Zahlenwerte für die Wichtungsfaktoren gewählt, die dies ermöglichen. Der Wichtungsfaktor für Strahlung mit geringer Ionisationsdichte (Zahl der Ionisationsvorgänge auf einer bestimmten Wegstrecke) in Gewebe, wie zum Beispiel Röntgen-, Gamma- und Betastrahlung, wird mit 1 angenommen. Für Strahlung mit hoher Ionisationsdichte wie Alpha- und Neutronenstrahlung werden höhere Werte angenommen [BFSSTR19, S.16] [KV23, S. 19].

Die Einheit der effektiven Dosis E (auch effektive Äquivalentdosis) wird ebenfalls in Sievert angegeben. Sie steht für die Summe der mit einem jeweiligen Gewebewichtungsfaktor w_T gewichteten Organdosen. Die effektive Dosis kann für den Vergleich verschiedener Strahlenexpositionen hinsichtlich ihrer Risiken genutzt werden, da sie die

2 Grundlagen

Strahlenempfindlichkeit der einzelnen Organe berücksichtigt. Die verwendeten Gewebewichtungsfaktoren sind in der Strahlenschutzverordnung gesetzlich definiert [KV23, S. 19-20]. Sie können aus der folgenden Tabelle entnommen werden (s. Tab. 1). Die Organdosis und effektive Dosis werden als Körperdosen bezeichnet. Sie sind Schutzgrößen die nicht direkt im Körper eines Menschen gemessen werden können. Sie werden verwendet, um die Ziele zu definieren, die im Strahlenschutz erreicht werden müssen. Darunter zählt beispielsweise die Einschränkung der effektiven Dosis auf 1 Millisievert (mSv) im Kalenderjahr, für den Schutz von Einzelpersonen der Bevölkerung. Für Personen in einem beruflichen Umfeld, die arbeitsbedingt mit Strahlung konfrontiert werden, beträgt der Grenzwert 20 mSv pro Jahr [BFSSTR19, S.17].

Tab. 1: Gewebe-Gewichtungsfaktoren w_T [BAJ18, Anlage VI, Teil C 2.].

Gewebe oder Organe	Gewebewichtungsfaktor w_T
1. Knochenmark (rot)	0,12
2. Dickdarm	0,12
3. Lunge	0,12
4. Magen	0,12
5. Brust	0,12
6. Keimdrüsen	0,08
7. Blase	0,04
8. Speiseröhre	0,04
9. Leber	0,04
10. Schilddrüse	0,04
11. Haut	0,01
12. Knochenoberfläche	0,01
13. Gehirn	0,01
14. Speicheldrüsen	0,01
15. Andere Organe oder Gewebe	0,12

Kurzgefasst lässt sich der Zusammenhang zwischen Organ-Energiedosis, Organdosis und effektiver Dosis zur Bewertung des Strahlenrisikos folgendermaßen beschreiben: Die Organ-Energiedosis gibt die Energie an, die durch die Strahlung auf das Gewebe übertragen wird. Sie wird anschließend mit dem Strahlungswichtungsfaktor multipliziert. Das Ergebnis ist die Organdosis (Organ-Äquivalentdosis), welche die Organ-Energiedosis unter Berücksichtigung der biologischen Wirksamkeit der Strahlenarten wichtet. Wenn diese Organdosen mit ihrem jeweiligen Gewebewichtungsfaktor gewichtet und aufsummiert werden, ist das Endergebnis

die effektive Dosis. Diese ist ein Maß für die Gesamtkörperdosis unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Strahlenempfindlichkeit der Organe und Gewebe für stochastische Strahlenwirkungen [BFSSTR19, S.16-17] [KV23, S. 19-20].

Weiterhin wird die Größe des linearen Energietransfers beispielsweise im Strahlenschutz genutzt. Es ist eine physikalische Größe, die den Energieübertrag auf einen bestrahlten Absorber, mit der Folge einer Energieabsorption und der Entstehung einer Energiedosis, ausdrückt [K17, S. 311]. Er ist ein Maß für die schädigende Wirkung und beschreibt, wie viele Ionisationen ein Strahlenquant auf seinem Weg durch das Gewebe auslösen kann [KV23, S. 12].

Das Dosisflächenprodukt (DFP) ist bei Röntgenaufnahmen und Durchleuchtungen der zu dokumentierende Dosiswert. Der Wert ist das Produkt aus Dosis und Fläche. Die Dosis wird hierbei über eine Flächenionisationskammer mit bekannter Fläche gemessen. Während die Dosis, wie das Abstandsquadratgesetz besagt, mit der Entfernung zum Strahler abnimmt, nimmt die Fläche aufgrund der Strahlendivergenz hingegen im Quadrat zu. Dadurch ist das DFP abstandsunabhängig. Die Maßeinheit ist in der Regel cGycm^2 oder μGym^2 , wobei $1 \text{ cGycm}^2 = 1 \mu\text{Gym}^2$ ist. Außerdem ist das DFP mit der effektiven Dosis gekoppelt und somit auch ein Maß für das Strahlenrisiko, da die effektive Dosis aus dem DFP ermittelt werden kann, in dem das DFP mit einem für die jeweilige Körperregion spezifischen Konversionsfaktor multipliziert wird [KV23, S. 20].

2.2.2 Dosisbestimmung und Messung

Eine Auswertung der Strahlenexposition setzt voraus, dass die ionisierende Strahlung gemessen werden kann. Damit dies funktioniert, wird die Wirkung von ionisierender Strahlung auf Materie (wie beispielsweise Gas oder Kristall) genutzt [BFSSTR19, S.18]. Solange ein Signal durch die Strahlenexposition entsteht, können die Materialien als Detektoren für die Strahlung genutzt werden. Daher kann jeglicher physikalische, chemische oder sogar biologische Effekt genutzt werden, sofern er durch die ionisierende Strahlung verursacht wird [K13, S.21]. Ein bekanntes Messgerät ist unter anderem das umgangssprachlich als „Geigerzähler“ bezeichnete Geiger-Müller-Zählrohr [BFSSTR19, S.18].

Als Detektoren werden unter anderem Festkörperdetektoren wie Halbleiterdetektoren verwendet, da sie die Energie der Strahlung sehr genau bestimmen können. Weitere Arten von der Strahlungsmessgeräte verwenden als Detektormaterial feste Stoffe in Kristallform, Gläser, Kunststoff oder andere spezielle Materialien. Daher wird die Wahl des Messgerätes und des Detektors maßgeblich von der Messaufgabe beeinflusst [BFSSTR19, S.19].

2 Grundlagen

In der Strahlenmessung gibt es verschiedene Aufgaben. Diese umfassen unter anderem die Dosimetrie, Strahlenschutzmessungen und Personendosimetrie [K13, S.17]. Die *Dosimetrie* ist die Lehre der Verfahren zur Messung und Berechnung der Dosis, die aufgrund der Wechselwirkung ionisierender Strahlung in einem Medium entsteht. Dabei wird die Dosis bestimmt, die von einem Strahlungsfeld in einer bestimmten Substanz verursacht wird. Für die Messungen werden Strahlendosismessgeräte (Dosimeter) verwendet. Hierbei ist die klinische Dosimetrie, z.B. an therapeutischen Strahlungsquellen im Rahmen der Radioonkologie, der wichtigste Arbeitsbereich der Dosimetrie [K13, S.19] [SKJ18 S.426] [PKW98, S. 363].

Die Sondenmethode ist ein mittelbares Verfahren, um die Energiedosis zu messen. Die Anwendung solcher Verfahren ist erforderlich, weil die Energiedosis in biologischem Gewebe oder Material in der Praxis nicht direkt am Messort gemessen werden kann. Eine messtechnische Erfassung der Strahlungswirkung auf das Material ist dort nicht unmittelbar durchführbar. Daher wird eine Sonde, bestehend aus dem Detektormaterial und dessen Umhüllung, in das zu untersuchende Material eingebracht oder daran befestigt. Anschließend folgt die Bestrahlung der Sonde und des Materials. Die Sonde wird daher auch als Dosimeter bezeichnet und aus dem ausgehenden Detektorsignal kann anschließend die Energiedosis am Messort gemessen werden [SKJ18, S.426].

Eine weitere wichtige Messaufgabe des Strahlenschutzes ist das Ermitteln der Dosis, der Personen im beruflichen Umgang mit ionisierender Strahlung ausgesetzt sind. Strahlungsmessgeräte, die für diesen Zweck verwendet werden, bezeichnet man als *Personendosimeter*. Sie werden grundsätzlich an Arbeits- oder Schutzkleidung befestigt und erfassen so die Personendosis in einem sich örtlich und zeitlich ändernden Strahlungsfeld [BFSSTR19, S. 19]. Zum einen wird darauf geachtet, dass repräsentative Körperdosen festgestellt werden. Zum anderen soll auf die Einhaltung und Unterschreitung der gesetzlichen Dosisgrenzwerte geachtet werden, sofern dies mit einem vernünftigen Aufwand möglich ist. Die Grundlage hierfür ist ebenfalls das ALARA-Prinzip [K13, S.19]. Weitere Anforderungen an die Personendosimeter für den Strahlenschutz sind unter anderem, dass sie leicht, beweglich, robust und kostengünstig sein müssen [K13, S.21].

2.2.3 Halbleiterdetektoren

Halbleiterdetektoren gehören zu den Festkörperdetektoren. Wenn ein kristalliner Festkörper ionisierender Strahlung ausgesetzt wird, entstehen Ladungsträgerpaare aus Elektronen und Ionen, die durch externe elektrische Felder abgeleitet und gesammelt werden. Ob ein Festkörper als Ladungsdetektor geeignet ist, hängt von seiner Leitfähigkeit ab. Dotierte Halbleiter eignen sich gut als Detektoren [K13, S. 75].

Mit dem Bändermodell können die Vorgänge im kristallinen Festkörper erklärt werden. In isolierten Atomen befinden sich die Hüllenelektronen in klar getrennten Energieniveaus. Aufgrund der Wechselwirkung der Atome werden die Energieniveaus energetisch verbreitert, sodass man von Energiebändern spricht. Zwischen den Energiebändern befinden sich Bandlücken, in denen sich keine Elektronen aufhalten können [K13, S. 76].

Im Bändermodell gibt es zwei besondere Bänder. Das *Valenzband* ist das letzte vollständig gefüllte Energieband des Kristalls. In ihm befinden sich Valenzelektronen. Das *Leitungsband* hingegen liegt energetisch über dem Valenzband. Die Elektronen, die sich bereits im Band befinden oder über Anregungen aufgenommen werden, können sich frei im Kristall bewegen. Daher wird der Festkörper elektrisch leitend, weshalb das Band als Leitungsband bezeichnet wird. Damit Elektronen vom Valenzband ins Leitungsband überwechseln können, benötigen sie eine Anregungsenergie (s. Abb. 12). Diese Energie kommt beispielsweise von Wärmebewegung oder ionisierender Strahlung. Bei großen Bandlücken (2–6 Elektronvolt (eV)) reicht diese Energie nicht aus, was den Festkörper zum Isolator macht [K13, S. 76ff]. Kleine Bandlücken (0,2–2 eV), wo bereits Raumtemperatur einen Übergang der Elektronen ermöglicht, machen einen Festkörper zum Halbleiter. Ihre Leitfähigkeit nimmt mit steigender Temperatur zu [K13, S. 83].

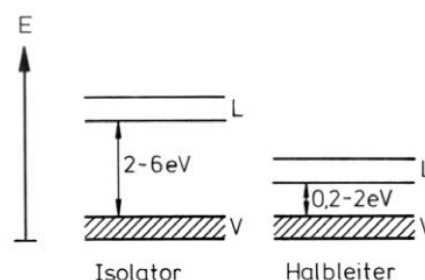


Abb. 12: Anordnung von Valenzband (V) und Leitungsband (L) [K13, S. 78].

Die Dotierung von Halbleitern bezeichnet das Einbringen von Fremdatomen anderer Substanzen. Bei einem *n-Halbleiter* wird ein 5-wertiges Element eingesetzt. Da Halbleitermaterialien wie Germanium oder Silizium 4-wertige Elemente sind, bleibt eines der fünf Valenzelektronen übrig. Es wird als ein zusätzliches frei bewegliches Elektron an den Kristall abgegeben. Im Gegensatz dazu gibt es die *p-Halbleiter*, welchen 3-wertige

Fremdatome eingesetzt werden. In diesem Fall fehlt ein Elektron, welches daraufhin vom Kristall entzogen wird. Anschließend entsteht oberhalb des Valenzbandes ein Lochzustand. Infolge einer thermischen Anregung kann ein Elektron aus dem Valenzband in dieses Niveau geholt werden. Daraufhin bleibt ein bewegliches Loch im Valenzband, welches die Leitfähigkeit des Kristalls erhöht [K13, S. 84ff].

Bei Halbleiter-Ionisationsdetektoren unterscheidet man die von Strahlung erzeugten Ladungen von thermischen Eigenladungen. Dies wird durch p-i-n-Dioden erreicht, bei denen zwischen p- und n-Schichten eine ladungsträgerfreie Zone (intrinsische Zone) liegt. Die Größe der intrinsischen Zone wird durch die Höhe der Dotierung und der angelegten Sperrspannung gesteuert [K13, S. 87ff].

2.2.4 Messphantome für Dosisbestimmung

Ein Messphantom, bzw. Prüfkörper, ist ein Objekt, welches bei Röntgenuntersuchungen als Patient fungiert und diesen somit substituiert. Es gibt unterschiedliche Materialien, die für Messphantome verwendet werden. Wichtig ist, dass Dichte und Dicke dem entsprechenden Körperteil ähneln, mit dem es verglichen werden soll [P01, S. 173].

In der Strahlentherapie werden Dosismessungen meist mithilfe eines Wasserphantoms durchgeführt. Das liegt an den Ähnlichkeiten, die die Strahlungstransporteigenschaften (Absorption, Streuung, Sekundärteilchenfeld) von Wasser im Vergleich zu denen von Weichteilgewebe haben. Neben Wasser existieren weitere Phantommaterialien, die für solche Messungen eingesetzt werden. In diesem Fall ist es wichtig, dass das Material in Annäherung wasseräquivalent ist. Zudem sollte es eine gute Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Positionierung bieten. Ein solches Phantom besteht zum Beispiel aus einzelnen Platten, die bei Bedarf gestapelt werden können. Die Nutzung eines Festkörperphantoms ist jedoch mit einer höheren Messunsicherheit der Dosismessung verbunden, da weitere Umrechnungsfaktoren benötigt werden [SKJ18, S.436].

Benötigt werden solche Messphantome unter anderem dann, wenn zum Beispiel die Dosis der ionisierenden Strahlung im Untersuchungsraum gemessen werden soll. Da diese grundsätzlich aus Streustrahlung besteht, die vom durchleuchteten Körperteil des Patienten ausgeht, muss ein Phantom als Streukörper verwendet werden. Ein weiterer Einsatz für Messphantome ist das Ersetzen eines bestimmten Gewebes für die Messung der Strahlung, damit diese Daten für einen Vergleich mit Daten eines echten Körpers geeignet sind. Diese Ersatzsubstanz unterzieht sich jedoch in einem solchen Fall der Frage nach der dosimetrischen Äquivalenz. Dazu gehört nicht nur die Gleichheit der verschiedenen

Wechselwirkungsraten für Photonen- und Elektronenstrahlungen, sondern auch die Gleichheit bezüglich der Dosisverteilungen an jedem Punkt dieser Phantome. Das bedeutet genauer, dass Messergebnisse einer Ersatzsubstanz nur auf andere Substanzen übertragen werden können, wenn diese Materialien in ihrer Wirkung auf das Strahlenbündel und der Energieabsorption im Messmedium identisch sind [K13, S. 283].

2.3 Aktueller Forschungsstand

Das Strahlenschutzgesetz legt gesetzlich für beruflich exponierte Personen einen jährlichen Dosisgrenzwert fest, der nicht überschritten werden darf. Dieser Wert liegt bei 20 Millisievert im Kalenderjahr (§ 78 (1) Strahlenschutzgesetz) und gilt für Frauen und Männer gleichermaßen. Für die Augenlinse besteht ein zusätzlicher Grenzwert von ebenfalls 20 mSv. Haut, Hände, Unterarme, Füße und Knöchel hingegen haben einen Grenzwert von 500 mSv [BFSG22].

Unter Aspekt des Röntgenschutzes und der Sicherheit von Patienten und Personal wurden bereits verschiedene Studien durchgeführt, die unterschiedliche Daten bezüglich der Röntgenstrahlung gemessen und ausgewertet haben. Zudem gibt es Untersuchungen, die versuchen einzuschätzen, wie gefährlich geringe Mengen an Strahlung auf Dauer sind. Ein Beispiel ist die Untersuchung des Krebsrisikos bei niedrigen Dosen an Strahlung von CT-Untersuchungen. Die vorliegenden Daten suggerieren, dass eine kumulierte Strahlendosis von bis zu 100–200 mSv, die durch mehrere CT-Untersuchungen sowie durch andere Quellen geringer Strahlung entsteht, das Krebsrisiko nicht erhöht [SFMD20, S. 9]. Es existiert außerdem kein bekannter Grenzwert, unter dem keine Tumorinduktion stattfinden kann. Für Dosen unter 0,05 Gy ist jedoch das Risiko so gering, dass keine größere epidemiologische Studie ein statistisch signifikantes Tumoraufreten nachweisen konnte. Das Risiko eines solchen signifikanten Tumorauftritts steigt linear mit der Strahlendosis, vom Niedrigdosisbereich (5-100 mSv) bis ca. 2,5 Sv [SBWOK16, S. 226].

In einer weiteren Studie wurde die Strahlendosis an Händen und Beinen bei Radiologen untersucht. Die Messungen ergaben, dass die Dosis an den Beinen häufig ähnlich oder höher war als die an den Händen, insbesondere wenn kein Bleischutz verwendet wurde. Die durchschnittliche Dosis an den Beinen variierte je nach Verfahrenstyp und lag zwischen 0,19 mSv und 2,61 mSv pro Eingriff [WM03, S. 321].

Ein anderer Artikel untersuchte die Strahlenexposition von Kardiologen während interventioneller kardiologischer Eingriffe. Die Ergebnisse zeigten, dass die durchschnittliche effektive Dosis pro Verfahren zwischen 1,2 und 2,7 μ Sv lag. Die jährliche maximale Dosis

2 Grundlagen

wurde auf 1,9 bis 2,8 mSv geschätzt, abhängig vom Arbeitsaufkommen der Labore [DPMGSHP03, S. 268].

In einem weiteren Artikel wurde ebenfalls versucht, durch eine Reihe von Untersuchungen klinischer Szenarien, die Exposition des OP-Personals zu erfassen. Die Recherche trug die folgenden Daten zusammen: Bei der Messung von Stabilisierungen von Tibiafrakturen mittels intramedullärer Nagelung, betrug die durchschnittliche Durchleuchtungsdauer 4,6 Minuten. Die Strahlenexposition des Operators dieser Untersuchungen betrug 1,27 mSv und die des ersten Assistenten 1,19 mSv. In einer weiteren Untersuchung konnte ein Zusammenhang zwischen der Frakturschwere, Erfahrung des OP-Teams und der Strahlenemission nachgewiesen werden. Es zeigte sich, dass bei komplexeren Frakturen mehr Strahlung eingesetzt wird und dass die Erfahrung des gesamten Teams einen Einfluss auf die Dauer der Emission haben kann. Zudem konnte festgestellt werden, dass die Röntgenröhrenposition einen Einfluss auf die Verteilung der Streustrahlung hat. So kann die Dosis am Torso des Chirurgen, insbesondere auf der Seite des Röntgenstrahlers, im Vergleich zur Seite des Bildverstärkers immens hoch sein. Nicht nur die horizontale Position des Röntgenstrahlers spielt eine entscheidende Rolle, auch vertikal ist zu beachten, dass der Strahler unter dem Tisch ist (Untertischposition). Wird die Position von Bildverstärker und Strahler getauscht, kommt es zu einer erhöhten Exposition im Bereich des Oberkörpers, des Kopfes, der Augen und der Schilddrüse des Arztes. Dies liegt daran, dass der Großteil der Strahlung in der Untertischposition von sowohl Tisch als auch vom Patienten reflektiert und Richtung Boden geworfen wird. Am wichtigsten für den Strahlenschutz wird jedoch das Abstandsquadratgesetz gewertet, da bereits durch einen etwas größeren Abstand die Exposition sehr verringert werden kann [KRR14, S. 139ff].

3 Material und Methoden

3.1 Verwendete Materialien

Die Untersuchungen im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden mit zwei gängigen C-Bogen Modellen, dem Bildverstärker C-Bogen sowie dem Flachdetektor-C-Bogen durchgeführt. Daher wird auf die Eckdaten beider Modelle eingegangen. Für die Messungen wurden Personendosimeter von RaySafe verwendet. Der vorhandene Strahlenschutz für das Personal wird ebenfalls näher beleuchtet, gefolgt von dem verwendeten Messphantom und Messobjekten.

3.1.1 Bildverstärker C-Bogen

Der hauptsächlich eingesetzte Bogen für die Röntgenbildaufnahmen ist der Ziehm Vision, ein C-Bogen mit einem Bildverstärker (s. Abb. 13). Das Modell wird in mehreren Sälen des OP-Bereichs des HBK verwendet, weshalb ein Großteil der Messungen mit diesem Modell durchgeführt wurden. Die Detektorgröße beträgt 21 cm x 21 cm. Die Position des C-Bogens im OP-Gebiet kann mittels mehrerer Hebel angepasst werden. Außerdem kann er aufgrund von Rädern frei platziert und auch während einer Operation bewegt werden. Damit der Arzt während Operationen Bilder aufnehmen kann, gehört ein Doppelfußpedal zur Ausstattung des C-Bogens. Mit dem linken Pedal werden Bilder aufgenommen, mit dem rechten gespeichert. Die Bilder werden auf dem dazugehörigen Monitor links abgebildet. Auf der rechten Hälfte kann ein zuvor aufgenommenes Bild als Referenzbild wiedergegeben werden.



Abb. 13: Mobiler C-Bogen der Firma Ziehm Imaging [ME25].

Wenn der Bogen verwendet wird, können verschiedene Einstellungen vorgenommen werden, um ihn optimal an die jeweilige Operation anzupassen. Eine Möglichkeit ist die Verwendung der computergesteuerten Organautomatik für Dosisleistungs- und Bildqualitätsregelung. Es können je nach Art des Eingriffs verschiedene Programme eingestellt werden. Darunter ist zum Beispiel ein Metallprogramm zur Vermeidung einer Überstrahlung bei Metallimplantaten und OP-Instrumenten. Außerdem kann die Strahlendosis weiter reduziert werden, indem eine virtuelle Blende eingestellt wird. Bei dieser zeigt der Monitor eine Vorschau des Bereichs, welcher durch die Blende eingeschränkt wird. Man kann diesen am Gerät einstellen, bevor die Aufnahme mit Strahlung durchgeführt wird und reduziert so vermeidbare Strahlenexposition [ZI11, S. 2-2]. Die Pulsfrequenz der Aufnahme kann ebenfalls angepasst werden. Hierbei gilt, je niedriger die Frequenz, desto geringer die Dosis, mit der gestrahlt wird [ZI11, S. 7-2]. Grundsätzlich wird ein einzelner Bildschuss, sowie der erste Bildschuss einer längeren Aufnahme im HBK, so konfiguriert, dass er immer mit 25 Pulsen pro Sekunde aufgenommen wird. Bei längeren Aufnahmen werden die weiteren Bilder mit einer zuvor festgelegten Anzahl an Pulsen weiter aufgenommen.

Die Röntgenröhre des Ziehm Vision ist eine Einfokus-Stehanodenröhre, das Anodenmaterial ist Wolfram. Es sind zum weiteren Schutz Filter verbaut. Ein 3,9 mm Al-Äquivalent sowie ein Cu 0,1 mm Filter [ZI11, S. A-76]. Außerdem verfügt der C-Bogen über eine Iris- und eine Schlitzblende, welche im Normalzustand komplett offen sind. Über eine Tastenbewegung des Berührungsfeldes können sie stufenlos eingestellt und ebenso zurückgesetzt werden [ZI11, S. 8-10].

3.1.2 Flachdetektor-C-Bogen

Der verwendete Flachdetektor-C-Bogen (FD) ist der Ziehm Vision RFD 3D CMOSline, ebenfalls von Ziehm Imaging (s. Abb. 14). Dieser C-Bogen verfügt über eine 3D-Bildgebungstechnologie, die es ermöglicht, dreidimensionale Bilder zu erfassen. Für die vorliegende Arbeit wurden jedoch ausschließlich 2D-Bilder aufgenommen. Dies war notwendig, da der herkömmliche Bildverstärker-C-Bögen lediglich 2D-Bilder aufnehmen kann. Der Flachdetektor wird hauptsächlich in der Gefäßchirurgie eingesetzt. Auch er verfügt über ein Fußpedal für die Bildaufnahme sowie einen Monitor, der die aufgenommenen und gespeicherten Bilder anzeigen kann.



Abb. 14: Ziehm Imaging Flachdetektor-C-Bogen [ZVRFD3D21].

Der Bogen nutzt laut Hersteller die CMOS-Flachdetektortechnologie. Diese Technologie ermöglicht eine höhere räumliche Auflösung durch kleinere Pixelgrößen und geringeres Rauschen im Vergleich zu herkömmlichen C-Bögen. Die Größe des Flachdetektors beträgt 31 cm x 31 cm [ZVRFD3D21]. Abgesehen von diesen technischen Details gleicht er in vielen Aspekten dem Bildverstärker C-Bogen. Da sie von der gleichen Firma stammen, sind die Software und Einstellungsmöglichkeiten ähnlich. Außerdem ist die Beweglichkeit mittels der Hebel und Räder nahezu identisch.

Wie beim Ziehm Vision können verschiedene Organprogramme ausgewählt, eine Blende eingestellt und die Pulsfrequenz der Aufnahmen angepasst werden. Die Röntgenröhre des Flachdetektors ist ebenfalls eine Einfokus-Stehandenröhre, das Anodenmaterial ist Wolfram. Es sind zum weiteren Schutz die gleichen Filter verbaut, ein 3,9 mm Al-Äquivalent sowie ein Cu 0,1 mm Filter [ZV11, S. A-76].

3.1.3 Raysafe i3 Messgerät

Alle vorliegenden Dosismessungen dieser Arbeit wurden mit den Personendosimeter Raysafe i3 durchgeführt. Das verwendete Raysafe i3 besteht aus einem Set von 6 individuellen Personendosimetern sowie einem größeren Display. Das Display zeigt die von den einzelnen Dosimetern erfasste Streustrahlung in μSv an. Gemessen wird die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$, also die personenbezogene Äquivalentdosis für eine Gewebetiefe von 10 mm [RSPDM19, S. 7]. Die Visualisierung erfolgt hierbei über Balkendiagramme, die die Belastung

3 Material und Methoden

durch Röntgenstrahlen anzeigen [MD23]. Abb. 15 zeigt sowohl das Display als auch die Dosimeter und die Balken, die die Menge der gemessenen Strahlung darstellen.



Abb. 15: Raysafe i3 mit Dosimeter [RSPDM19, S. 1].

Die Übertragung der Daten zwischen den Dosimetern und dem Echtzeitdisplay erfolgt einmal pro Sekunde über Funk. Die gemessene Strahlendosis wird in den Balken dargestellt, die sich je nach Höhe grün, gelb oder rot einfärben [RSSM20, S.4]. Gemessen wird die Strahlung über einen Festkörper-Halbleiterdetektor. Genauere Daten zur Art des Detektors werden nicht vom Hersteller offengelegt [HIK23, S. 2].

Die Dosimeter besitzen eine Triggerschwelle, die für eine Messung der Dosis überschritten werden muss. Sie liegt bei unter $30 \mu\text{Sv/h}$. Die Messgenauigkeit der Dosimeter bei kontinuierlicher Strahlung hängt von der Höhe der Dosisleistung pro Sekunde, bzw. der akkumulierten Dosis pro Stunde, ab. So sind es 10 % oder $10 \mu\text{Sv/h}$ für eine gemessene Dosis zwischen $40 \mu\text{Sv/h}$ - 150 mSv/h . Bei noch höherer Dosis steigt ebenfalls der Prozentsatz der Messgenauigkeit. Werte dieser Höhe werden bei den Messungen jedoch nicht erreicht. Zudem beeinflusst auch der Winkel der einfallenden Strahlung, wie genau diese erfasst wird (s. Abb. 16). In dem Bild sind die dargestellten Dosen relative Werte, wobei 1 die Dosis bei 0°

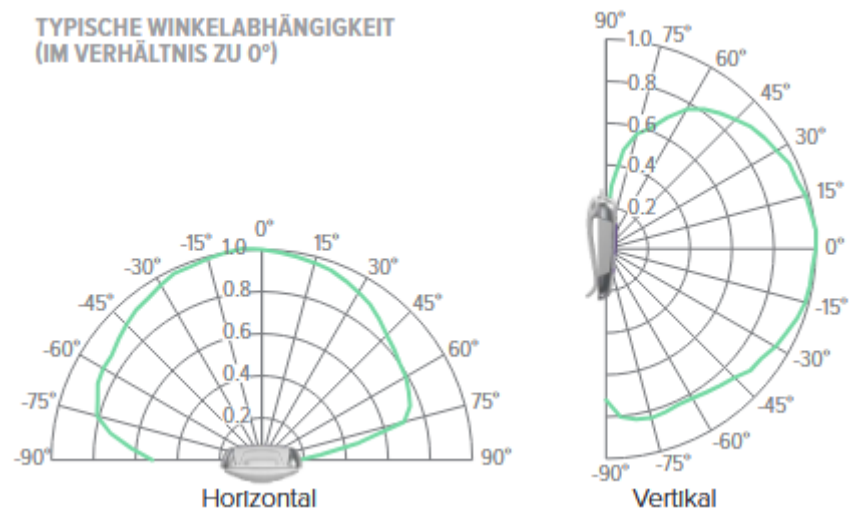


Abb. 16: Winkelabhängigkeit der Dosimeter, links Horizontal und rechts Vertikal [RSPDM19, S. 7].

repräsentiert. Die Winkelabhängigkeit der horizontalen Richtung zeigt, dass im Bereich von 0 bis $\pm 75^\circ$ mit einer Sensitivität von über 80 % die Dosis gemessen wird. Für die vertikale Richtung liegen diese Werte im Bereich von 0 bis $+65^\circ$ und von 0 bis -90° , ebenfalls mit einer Sensitivität von über 80% [RSPDM19, S. 7].

Die Personendosimeter (s. Abb. 15) funktionieren mittels einer austauschbaren Batterie. Sie sind kompakt und praktisch, mit den Abmessungen $40 \times 58 \times 17 \text{ mm}^3$. An der Rückseite befindet sich ein Clip, der eine einfache Befestigung an der Kleidung ermöglicht [RSSM20, S. 38]. Zudem wurde Pflasterband eingesetzt, um sicherzustellen, dass die Dosimeter während der Operationen nicht verrutschen und das Personal bei der Arbeit nicht stören. Wenn die Dosimeter an Körperteilen ohne Strahlenschutz befestigt werden, beispielsweise nicht an einer Bleischürze, so muss dennoch keine Rückstrahlung der Röntgenstrahlung aus dem Körper an die Rückseite des Dosimeters einbezogen werden. Der Sensor des i3 kann an der Rückseite keine Strahlung aufnehmen [HIK23, S. 8]. In der Regel werden Personendosimeter im Strahlenschutz hinter der Bleischürze getragen. In diesem Fall wurde für die Messungen davon abgesehen, da die Streustrahlung für die Körperteile gemessen wurde, bei denen in der Regel kein Strahlenschutz in Form von beispielsweise Bleischürzen zum Einsatz kommt.

3.1.4 Strahlenschutzvorkehrungen im HBK

Zu dem grundsätzlichen Strahlenschutz in den Operationssälen gehören Bleischutzschürzen sowie Schilddrüsenschutz (s. Abb. 17). Die Schürzen sind entweder einteilige Frontschutzschürzen oder sie bestehen aus zwei Teilen, einer Weste mit Rock. Der Schilddrüsenschutz wird um den Hals herum befestigt. Zusätzlich gibt es OP-Hauben und Brillen, die für Operationen geeignet sind, um sowohl das Gehirn als auch die Augen/Augenlinsen vor der Streustrahlung zu schützen. Auch kann Schutz für die Schienbeine und Füße in Form eines Röntgenschienbeinschutzes angelegt werden. Zusätzlich gibt es optional die Möglichkeit einen Unterkörperstrahlenschutz am Patiententisch zu befestigen. Dieser dient der Reduktion von Streustrahlung auf den unteren Körperbereich des strahlenexponierten Personals. An den Seiten des Tisches befindet sich auf Höhe der Untersucherposition eine fest montierte Halterung mit Metallschiene, für das Anbringen weiterer Komponenten, wie eines solchen Schutzes.



Abb. 17: Auf dem linken Bild sind eine normale Bleischürze sowie die OP-Haube und die Schutzbrille zu sehen, welche aufgrund der Messungen mit Dosimetern ausgestattet sind. Auf dem mittleren oberen Bild ist eine bessere Ansicht der Brille gezeigt und darunter ein Bleivorhang (Quelle: [XPS24]), der am OP-Tisch befestigt werden kann. Das rechte Bild zeigt einen Schienbeinschutz.

3.1.5 Plattenphantom

Die Personendosis im Untersuchungsbereich bei einer Röntgenuntersuchung stammt grundsätzlich nicht aus der Primärstrahlung des Röntgengeräts. Stattdessen wird sie durch die Streustrahlung verursacht, die von den Objekten im Strahlengang ausgeht. Untersuchungen, die beispielsweise dem Sammeln von bei unterschiedlichen Bedingungen dienen, können nicht an einem echten Patienten durchgeführt werden. Daher wird in diesem Fall ein Phantom als Streukörper eingesetzt, um als Ersatzsubstanz für das menschliche Gewebe zu dienen. Für einen Teil der Messungen dieser Arbeit wird hierfür ein Plattenphantom eingesetzt.

Das Phantom besteht aus mehreren Platten einer einheitlichen Größe, die aus dem wasseräquivalenten weißen RW3-Material, auch als Goettingen White Water bezeichnet, bestehen. Es ist ein Plattenphantom für die Dosimetrie, welches prinzipiell für Monitorkalibrierung und Qualitätssicherungsmessungen genutzt wird [PTW24]. Für die Messungen mit dem Phantom wurden nicht alle vorhandenen Platten genutzt. Zum Einsatz kamen 20 Platten, die je 10 mm dick und 30 cm x 30 cm lang und breit sind (s. Abb. 18). Es gilt als wasseräquivalent zwischen 60 Co-Gammastrahlung und Photonen bis 50 MeV, also Photonenenergien jenseits der Photoeffekt-Wechselwirkungen, und für Elektronenenergien zwischen 4-25 MeV [K13, S. 290]. Dadurch ist es leider nicht wasseräquivalent auf der

3 Material und Methoden

Photonenenergie, mit welcher die Röntgenbilder aufgenommen werden. Allerdings wird dieses Plattenphantom im HBK für Kalibrierungsmessungen eingesetzt, weshalb es zur Verfügung stand und eingesetzt wurde.

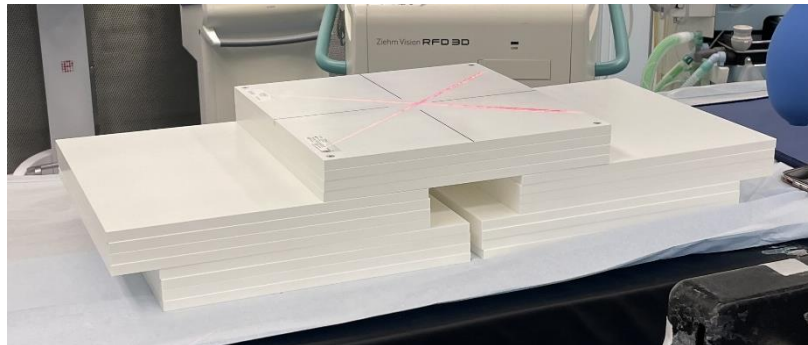


Abb. 18: Plattenphantom aus dem wasseräquivalenten Material RW3.

Für die Messungen wären menschenähnliche bzw. menschenäquivalente Phantome geeigneter gewesen, da diese in Form und Zusammensetzung den Geweben gleichen, die bei den Messungen im reellen OP-Betrieb unter anderem durchleuchtet werden. Jedoch standen keine zur Verfügung. Die geometrischen Bedingungen können daher nicht eingehalten werden, wodurch die gemessenen Daten nicht zum direkten Vergleich mit dem Menschen dienen. Ein Vergleich unter den Implantaten und deren Auswirkung auf die Streustrahlung hingegen ist möglich.

3.1.6 Implantate

Der Begriff Implantat ist ein Sammelbegriff für Stoffe und Teile, die für einen begrenzten Zeitraum oder auch auf Lebenszeit in den menschlichen Körper eingebracht werden, um bestimmte Ersatzfunktionen erfüllen zu können. Sie bestehen in der Regel aus toter Materie [PKW98, S. 751]. Sie kommen regelmäßig in unterschiedlichen Formen in Operationen zum Einsatz. Aufgrund der Vielzahl an unterschiedlichen Implantaten, die nicht immer aus dem gleichen Material hergestellt sind, wurden für die Phantommessungen verschiedene Implantate ausgewählt. Es wurden Implantate aus sowohl Stahl als auch aus Titan verwendet, um mögliche materialbedingte Unterschiede in die Auswertung einbeziehen zu können. Der Fokus lag hierbei auf Implantaten, die in der Unfallchirurgie zum Einsatz kommen, da der Großteil der Messungen in diesem Fachbereich durchgeführt wurde. In der Unfallchirurgie werden zudem täglich zahlreiche Implantate für stark variierende Eingriffe verwendet, weshalb eine breite Auswahl getroffen wurde.

3 Material und Methoden

Zu den für die Vergleichsdaten und Phantommessungen herangezogenen Implantaten gehören: Platten, Schrauben, ein kurzer Gammanagel, sowie ein nachgebildetes Skelettbein mit Platten. Es ist zu beachten, dass das Skelettbein natürlich kein Implantat ist. Es kam zum Einsatz um eine realistischere Nachbildung eines Eingriffs zu ermöglichen. Die verschiedenen Implantate werden in Abb. 19 aufgezeigt.



Abb. 19: Implantate für Vergleichsdaten. Links ist der Gammanagel zu sehen, die weiteren Platten sind unter anderem für die Stabilisierung von Knochenbrüchen am Handgelenk oder Knöchel geeignet.

3.2 Methodik

Im nächsten Abschnitt wird sowohl das Verfahren für die Phantommessungen als auch der tatsächliche Versuchsaufbau behandelt.

Das Messen von Daten mit einem Phantom ist notwendig, um einerseits die Messdaten aus dem tatsächlichen Betrieb mit ihnen zu vergleichen und andererseits um die Fragen zu klären, die sich damit befassen, an welchen Positionen das Personal am häufigsten Streustrahlung ausgesetzt ist. Daher ist die detaillierte Darstellung des Vorgehens und Aufbaus bedeutsam, um die Reproduzierbarkeit und Qualität der Ergebnisse zu gewährleisten.

Die Messungen der Strahlung in den realen Abläufen bei Operationen folgen in der Regel dem gleichen Ablauf, auf welchen ebenfalls eingegangen wird. Zusätzlich gibt es einige Faktoren, die diese Daten beeinflussen können, die anschließend benannt werden.

3.2.1 Messvorgehen und Versuchsaufbau der Vergleichsdaten

Das Durchführen der Messungen mit einem Phantom wurde für einheitliche Ergebnisse, die verglichen werden können, geplant und festgelegt. Das Phantom soll in einer vereinfachten Weise die Situation einer OP wiedergeben. Hierfür wurde eine feste Anzahl an Messdurchläufen unter einheitlichen Bedingungen für alle Messungen vorgesehen. Es wurden für beide Bögen die gleichen Einstellungen getroffen. So zum Beispiel das gleiche Organprogramm und die gleiche Pulsfrequenz. Dadurch sollen mögliche Schwankungen und menschliche Ungenauigkeiten, also zufällige Fehler, die auftreten können, minimiert werden. Auch ermöglicht dies das Berechnen von Mittelwerten und Standardabweichungen der Ergebnisse. Der Ablauf der Messungen beginnt mit einem einzelnen Bildschuss, gefolgt von zehn Aufnahmen pro Implantat bzw. Einstellung, die je 10 Sekunden andauern.

Der Versuchsaufbau umfasst die Messobjekte, die Messgeräte sowie deren Platzierung für eine Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Es ist wichtig, dass alle Komponenten am gleichen Platz und mit einem gleichen Abstand platziert werden, um genaue, vergleichbare und zuverlässige Messergebnisse zu erzielen. Für die Messungen wird als Patiententisch ein Carbontisch verwendet, der problemlos von der Röntgenstrahlung durchdrungen werden kann. Die Dosimeter werden an für die Messung relevanten Orten angebracht. Diese unterscheiden sich für die beiden Positionen. Für die Messungen, die in der p.a. (posterior-anterior, bedeutet von hinten nach vorn [PKW98, S. 1282]) Einstellung durchgeführt wurden, werden die Dosimeter anders platziert, als in der horizontalen Ausrichtung. Der Abstand

3 Material und Methoden

zwischen Patienten und Detektor oder Strahler beeinflusst hierbei die Größe des abgeleuchteten Körperbereichs.

Die Mehrheit der erfassten Daten, die bei den Operationen gemessen wurden, kommen aus dem Bereich der Unfallchirurgie. Bei einem Großteil der Operationen kamen hierbei Implantate zum Einsatz. Diese Implantate waren überwiegend kleine Platten oder Gammanägel. Aus diesem Grund wurden vergleichbare Implantate, teilweise mit den entsprechenden Schrauben, die für die Fixierung im Körper eingesetzt werden, ausgewählt. Die Implantate, die bei den Phantommessungen in der p.a. Einstellung verwendet wurden, sind im Kapitel 3.1.6 bildlich dargestellt.

Aufgrund der unterschiedlichen Einstellungen des C-Bogens während einer Operation, wurden zwei Messdurchläufe mit unterschiedlichen Positionen des C-Bogens durchgeführt. Für die erste Messung wurde die häufig genutzte p.a. Position untersucht, bei der das Phantom von unter dem Tisch aus durchleuchtet wird. Grund hierfür ist, dass der C-Bogen standardmäßig in seiner Grundposition verwendet wird, wobei der Strahler unter und der Detektor über dem Tisch positioniert ist, wodurch p.a. – vom Rücken zur Vorderseite – durchleuchtet wird. Im Routinebetrieb werden so am häufigsten Röntgenbilder aufgenommen. Lediglich für kleine Anpassungen für die erforderlichen Perspektiven wird der Winkel leicht geändert. Die Ärzte stehen dabei patientennah und somit oft in C-Bogen-Nähe. Grundsätzlich wird während der Bildaufnahme Abstand gehalten. Jedoch wurden für die Phantommessungen in der Nähe des C-Bogens Messpunkte gewählt, um die maximale Strahlungsintensität zu erfassen, die der Arzt abbekommen könnte.

Bei der Messung mit dem Plattenphantom in der p.a. Ausrichtung des C-Bogens soll darauf Wert gelegt werden, unterschiedliche Implantate und Eingriffe der Unfallchirurgie (UNFC) nachzustellen. Dabei sind verschiedene Implantate zu messen, die die verschiedenen Größen und Materialien abdecken sollen. Dies soll Rückschlüsse ermöglichen, ob bei den Eingriffen lediglich der Patient den Großteil der Unterschiede an Streustrahlung verursacht (genauer das Gewicht oder das durchleuchtete Körperteil) oder ob das jeweilige Implantat einen signifikanten Einfluss hat. Um zusätzlich die Materialien einzubeziehen, besitzen zwei der Platten eine ähnliche Größe, sind jedoch aus unterschiedlichen Materialien. Eine besteht aus Stahl, die andere aus Titan. Es wurde keine Messung als Vergleich durchgeführt, bei der auch das Plattenphantom fehlt. Da normalerweise immer ein Patient durchleuchtet wird, wurden Messungen ohne die Substitution des Patienten nicht in Betracht gezogen.

Für den Versuchsaufbau wird auf dem Carbontisch ein Plattenphantom so angeordnet, dass in der Mitte ein Hohlraum entsteht, in das die Implantate platziert werden können. Dadurch soll

3 Material und Methoden

das Gewebe mit dem Phantom nachgestellt und die Implantate im Körper simuliert werden. Für das Anbringen der Dosimeter wird zum einen ein Tropf verwendet, um die Fußhöhe, Armhöhe und Kopfhöhe des Arztes zu repräsentieren. Dieser wird in die Nähe des Phantoms und des Strahlengangs platziert, also dort, wo sich in der Regel der Arzt befindet, der die Bilder aufnimmt. Ein weiteres Dosimeter wird am Ende des OP-Tisches angebracht, um die Streustrahlung zu messen, die das Anästhesiepersonal erreicht. Die letzten beiden Dosimeter werden an den Bildschirmen angebracht, die an den C-Bögen befestigt sind. Dadurch soll ein Schluss gezogen werden können, ob das Personal, das den Bogen verfährt, eine relevante Menge an Strahlung aufnimmt oder nicht. Der Aufbau und Abstand vom Phantom zu den Dosimetern und dem C-Bogen ist in der Abbildung (s. Abb. 20) einsehbar.

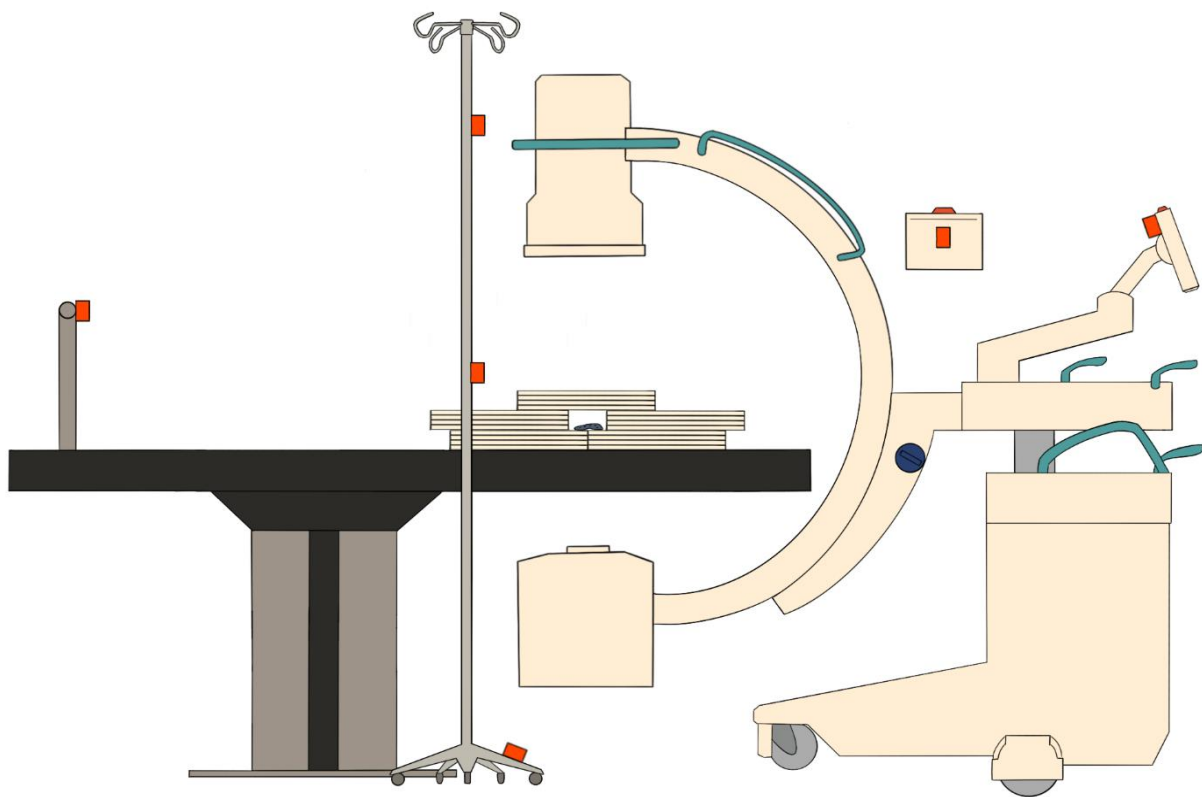


Abb. 20: Schematischer Aufbau der p.a. Messung. Die rot markierten Rechtecke sind die Positionen, in welchen die Dosimeter angebracht wurden.

Zwischen den beiden Bögen besteht kein signifikanter Unterschied für die Messungen. Sie wurden an der gleichen Stelle platziert. Der größte Unterschied liegt im abweichenden Abstand des Strahlers zum Phantom, der auf den ungleichen Abstand von Detektor und Strahler der beiden Bögen zurückzuführen ist. Bei diesem Messversuch wurde außerdem nicht vorgesehen, unterschiedliche Abstände zwischen Detektor und Phantom zu messen, da der Fokus auf der Quantität mit den verschiedenen Messobjekten liegt.

3 Material und Methoden

Für den anderen Messaufbau hingegen wird der C-Bogen in eine horizontale Position gebracht. Das Phantom muss somit für die Durchleuchtung vertikal aufgestellt werden (s. Abb. 21). Aufgrund der verschiedenen C-Bogen-Positionen im OP-Alltag wurde auch beschlossen,

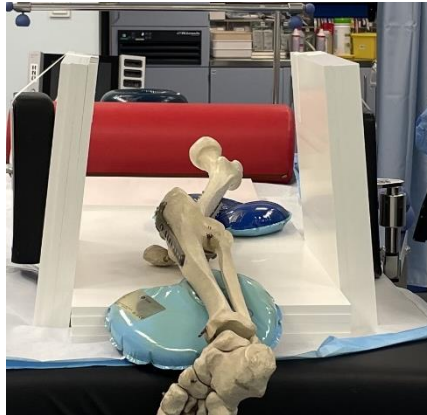


Abb. 21: Vertikale Ausrichtung des Plattenphantoms.

Daten für die horizontale Einstellung zu erheben. Diese Position ist bei Operationen besonders nützlich, wenn eine Drehung des Körperteils nicht möglich ist oder die korrekte Platzierung von Instrumenten oder Implantaten ein seitliches Bild erfordert. Bei diesen Messungen lag der Schwerpunkt darauf, die Positionen mit der höchsten Strahlenbelastung für den Operateur zu identifizieren. Konkret sollte ermittelt werden, ob der Standort am Strahler, Detektor oder in der Nähe des Strahlengangs vorteilhafter ist. Die Messungen müssen daher in geringer Geräteentfernung erfolgen, wo die Streustrahlung am intensivsten ist. Es ist häufig der Fall, dass Ärzte situationsbedingt nah am Gerät und OP-Feld arbeiten müssen, wenn die Bilder aufgenommen werden. Als Messobjekt für die horizontalen Messungen dienten aufgrund der anderen Ansprüche nicht die verschiedenen Implantate der p.a. Messungen, sondern ein künstliches Knochenbein mit am Knie verschraubten Implantats-Platten (s. Abb. 22).



Abb. 22: Nachgestelltes Knochenbein. Auf beiden Seiten des Knies sind Knochenplatten befestigt.

3 Material und Methoden

Aufgrund der Gegebenheiten wurden die zwei relevantesten Positionen, die der Arzt einnehmen kann, im Versuchsaufbau berücksichtigt. Dabei mussten die Abstände von den Dosimetern zum Phantom möglichst gleich sein. Dadurch ist die Bestimmung der Position möglich, bei der der Körper mehr Streustrahlung aufnimmt. Hierfür wurden insgesamt vier Dosimeter verwendet, je eines auf Arm bzw. Handhöhe und je eines auf Kopfhöhe. Die übrigen zwei wurden an dem Bildschirm des jeweiligen C-Bogens angebracht und auf einen gleichen Abstand und einer gleichen Höhe hinter dem Strahler. Der Aufbau kann aus der folgenden Abbildung (s. Abb. 23) entnommen werden.

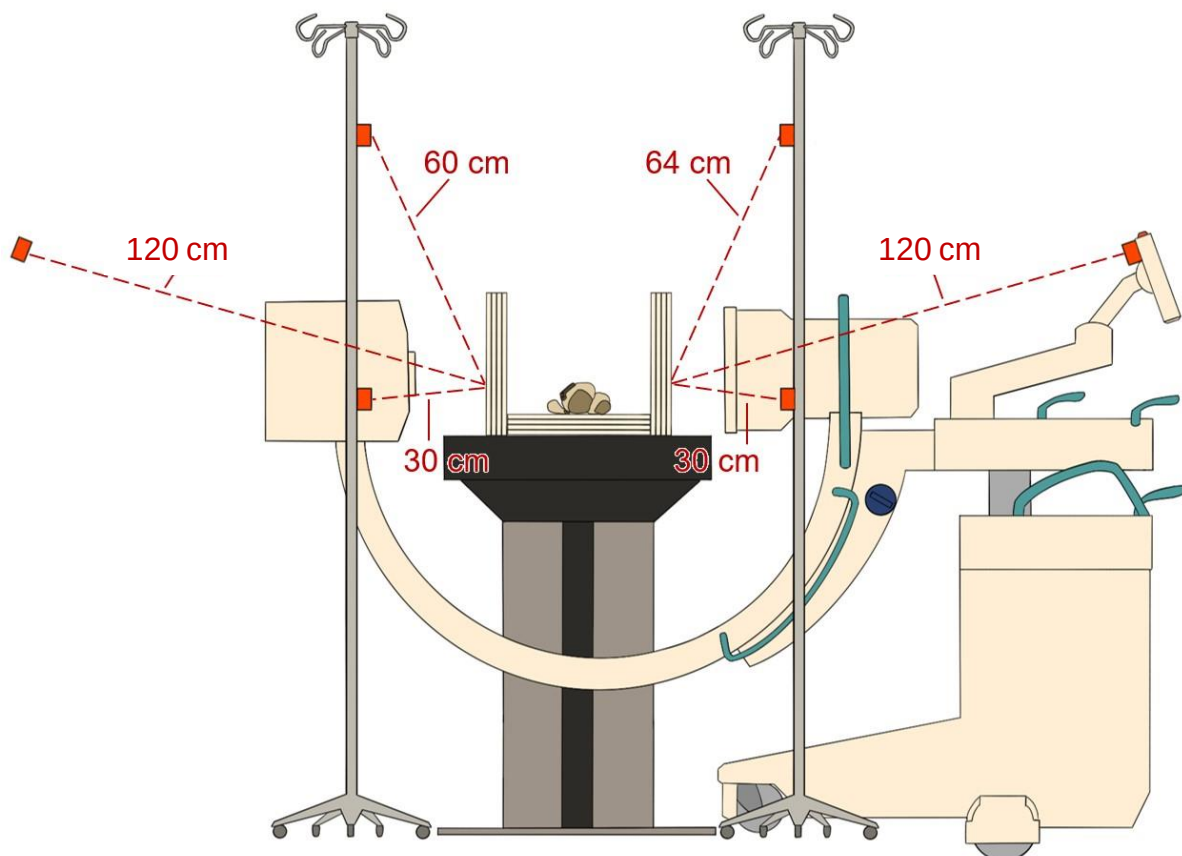


Abb. 23: Schematischer Aufbau der horizontalen Messung. Die rot markierten Rechtecke sind die Positionen, in welchen die Dosimeter angebracht wurden.

Die Messungen wurden für drei verschiedene Abstände durchgeführt. Diese umfassten das Platzieren des Phantoms genau in der Mitte zwischen Strahler und Detektor, das Phantom am Strahler und das Phantom am Detektor. Zusätzlich wurde unter der gleichen Einstellung sowohl mit als auch ohne eine Blende gemessen, um herauszufinden, ob es bedeutende Unterschiede in der Streustrahlung gibt. Lediglich bei den gleichen Abständen auf beiden Seiten zum C-Bogen wurde nur ohne den Einsatz einer Blende gemessen. Zudem variiert die Blende zwischen den beiden Bögen, da diese nicht über angebbare Werte einstellbar sind, sondern über den Touchscreen mit dem Finger verschoben und eingestellt werden. Aufgrund

der bei den Bögen gegebenen unterschiedlichen Abstände zwischen Detektor und Strahler sind die Abstände zum Phantom nicht vollständig gleich.

3.2.2 Allgemeiner Ablauf der Messungen bei Operationen

Der Ablauf der Messungen, die innerhalb laufender Operationen durchgeführt wurden, wich selten voneinander ab. Im Folgenden wird der ungefähre Ablauf der nötigen Vorbereitungen und der Durchführung beschrieben. Dazu gehört das Aufbauen des Messgeräts, das Anbringen der Dosimeter an den Messstellen und das Erfassen der Positionen der Dosimeter.

Zu Beginn wird das Gerät eingeschaltet, woraufhin sich die Dosimeter automatisch verbinden. Vier davon messen und übertragen die Daten nur, wenn sie durch regelmäßige Bewegungen aktiviert bleiben. Diese Eigenschaft konnte nicht deaktiviert werden, da sie bereits vom Hersteller vorgenommen wurde und es keine Zugriffsmöglichkeiten darauf gab. Gegebenenfalls müssen am Display die Messwerte der Dosimeter der letzten Messung zurückgesetzt werden, sodass sie bei null beginnen. Anschließend werden die Dosimeter an ihren Messpositionen angebracht. In der Regel bedeutet das, dass alle sechs Dosimeter am operierenden Arzt angebracht werden. Dadurch bleiben sie aufgrund der Bewegungen beim Operieren aktiv. Die Dosimeter wurden grundsätzlich an einheitlichen Stellen angebracht, damit ein Vergleich der Daten möglich ist. An den folgenden Stellen werden typischerweise die Dosimeter unter Verwendung von Pflasterband angebracht (s. Abb. 24):

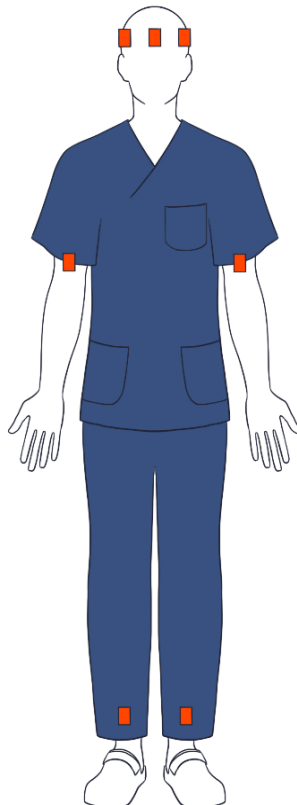


Abb. 24: Positionen der Dosimeter am Körper.

3 Material und Methoden

- am Kopf werden 3 Dosimeter befestigt, jeweils an der Stirn und an den Seiten des Kopfes,
- ein Dosimeter je Arm wird an den Ärmeln der Kasaks befestigt,
- das letzte Dosimeter wird an einen der beiden Füße angebracht.

In einigen Fällen hingegen wurde an beiden Füßen jeweils ein Dosimeter und nur an einem der beiden Arme ein Dosimeter befestigt. Dies geschah insbesondere bei urologischen Eingriffen, da die Ärzte dort häufig sitzen und ihre Füße in die Nähe des Strahlenbereichs platzieren.

Während des laufenden Eingriffs messen die Dosimeter die eingehende Streustrahlung und übertragen diese an das RaySafe, welches die aufgenommenen Mikrosievert veranschaulicht.

Nach Abschluss des Eingriffs wurden die Daten des RaySafe festgehalten. Vom Bildschirm des C-Bogens können die Belichtungszeit, kV, mA und cGycm^2 abgelesen werden. Zusätzlich werden das ungefähre Gewicht, Geschlecht und der Eingriff des Patienten dokumentiert.

3.2.3 Faktoren, die die Messergebnisse beeinflussen

In diesem Kapitel werden die Einflüsse besprochen werden, die die Messergebnisse aufgrund natürlicher Umstände verfälschen können. Zudem unterscheiden sich einige dieser Einflussfaktoren zwischen den Phantommessungen und den Messungen der Operationen, während andere gleich sind. Zu letzteren gehören die unterschiedlichen technischen Gegebenheiten, wie die Größe des Detektors oder der Abstand zwischen dem Strahler und dem Detektor. Ebenso wurden Messungen in Operationen durchgeführt, bei denen die Dosimeter nicht an einer Person, sondern in der Umgebung platziert wurden. Daher ist die genaue Platzierung der Dosimeter sowie deren Ausrichtung nicht immer komplett gleich, sondern kann um einige Millimeter abweichen. Grund hierfür ist der Ruhemodus, in den die Dosimeter nach einer gewissen Zeit wechseln, woraufhin ihre Verbindung mit dem Bildschirm unterbrochen wird und keine weiteren Daten aufgenommen werden. Infolge dessen müssen sie bewegt oder leicht geschüttelt werden, um erneut aktiv und funktionsfähig zu sein. Dadurch ist es nicht möglich, die Ausrichtung konstant zu halten. Dieser Ruhemodus ist besonders für die Phantommessungen beeinträchtigend gewesen. Zudem weisen die Dosimeter eine Messgenauigkeit von 10 % laut Hersteller auf.

Neben diesen Faktoren wurden die Phantommessungen ebenfalls von der Platzierung der Bögen beeinflusst. Aufgrund des notwendigen Wechsels zwischen dem Bildverstärker- und Flachdetektor-C-Bogen besteht die Möglichkeit, dass unterschiedliche Abstände verursacht

3 Material und Methoden

wurden. Dies bedeutet auch, dass die Dosimeter, welche an den Bildschirmen der Bögen befestigt wurden, keinen einheitlichen Abstand zum Phantom aufweisen.

Auch die C-Bögen könnten Ungenauigkeiten in den angezeigten Werten, wie dem DFP oder der genutzten Röhrenspannung aufweisen.

Bei den Operationen hingegen unterscheiden sich zunächst die Einstellungen der Bildaufnahmen der C-Bögen in den verschiedenen Fachrichtungen voneinander. Grund hierfür sind die unterschiedlichen Körperbereiche, die durchleuchtet werden. In der Unfallchirurgie sind dies meist die Extremitäten, während es bei den Urologen der Bauchbereich ist. Dies muss berücksichtigt werden, wenn die Ergebnisse betrachtet und zwischen den Fachbereichen verglichen werden. Zusätzlich zu den abweichenden Einstellungen bestehen zwei Möglichkeiten, Röntgenbilder aufzunehmen. Zum einen können einzelne Bilder aufgenommen werden, zum anderen können laufende Bildaufnahmen durchgeführt werden. Diese werden als Live-Bildaufnahmen bezeichnet. In der Unfallchirurgie werden eher selten bewegte Live-Bildaufnahmen verwendet. Oft reicht eine einzelne Bildaufnahme aus. Im Gegensatz dazu werden in der Urologie bevorzugt bewegte Live-Bildaufnahmen verwendet, da bei einigen Eingriffen Instrumente genau platziert werden müssen. Dabei können sich die Anzahl der Pulse pro Sekunde in den darauffolgenden Sekunden unterscheiden.

Die Daten wurden über mehrere Wochen im Operationsbereich in den unterschiedlichen Fachbereichen bei mehreren unterschiedlichen Eingriffen gemessen. Am häufigsten wurden sie in der Unfallchirurgie und Urologie gemessen, da dort in der Regel nahezu täglich geröntgt wird. Es ist jedoch auch wichtig, in anderen Fachbereichen zu messen, vorzugsweise bei ähnlichen Eingriffen, um Vergleichsdaten zu erhalten. Aufgrund dieser Gegebenheiten variieren in der Regel die Ärzte, Eingriffe und Positionen, was die Daten weiterhin beeinflusst.

4 Ergebnisse

4.1 Phantommessungen

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Phantommessungen aufgezeigt. Die umfassenden Daten werden mit Diagrammen dargestellt und relevante Datensätze miteinander verglichen.

4.1.1 Phantommessungen der p.a. Einstellung

Für jedes Messobjekt wurden die folgenden Parameter und Daten aufgenommen: Messgerät, Dauer, Dosisflächenprodukt (cGycm^2), Röhrenspannung (kV), Röhrenstrom (mA) sowie die Streustrahlung in μSv an den Positionen Monitor BV-C-Bogen, Monitor Flachdetektor-C-Bogen, Tischende, Armhöhe, Fußhöhe und Kopfhöhe. Eine schematische Veranschaulichung erfolgte bereits in Kapitel 3.2.2, die folgende Abbildung zeigt den realen Versuchsaufbau (s. Abb. 25).



Abb. 25: Versuchsaufbau Phantommessung p.a., rot markiert sind die Positionen der Dosimeter.

4 Ergebnisse

Die erste Messung wurde zunächst ohne ein Messobjekt durchgeführt, sodass lediglich das Plattenphantom auf dem OP-Tisch gemessen wird. Dadurch ist ersichtlich, wie viel Streustrahlung die Objekte im Strahlengang, wie das Phantom und der Patiententisch, verursachen. Dadurch können diese Werte von den Werten der Messobjekte subtrahiert werden, sodass die Streustrahlung der Implantate abgeleitet werden kann. In der folgenden Abbildung (s. Abb. 26) ist sowohl der Aufbau des Plattenphantoms zu sehen als auch wie es aussah, wenn ein Implantat hineingelegt wurde.



Abb. 26: Links ist der Aufbau des Plattenphantoms zu sehen, rechts wurde in der Lücke ein kurzer Gammanagel hineingelegt.

Die Messungen ohne Implantat des BV sind in der ersten Tabelle (s. Tab. 2) einzusehen, die des FD in der zweiten Tabelle (s. Tab. 3). Im darauffolgenden Diagramm ist ein Vergleich zwischen beiden Bögen aufgezeigt (s. Abb. 27). In der letzten Zeile der Tabellen werden die gebildeten Mittelwerte (M) gezeigt, welche für die Diagramme genutzt wurden. Ebenso wurde aus den Werten die Standardabweichung (SD), welche als Stichprobe angenommen wird, berechnet und in den Diagrammen ebenfalls dargestellt. In den Tabellen wird er auf zwei Stellen nach dem Komma gerundet. Aufgrund der geringen Abweichungen der Messergebnisse und der Abwesenheit von Ausreißern ist die Standardabweichung in der Regel sehr gering. Die Ergebnisse zeigen, dass die Werte bei der Bildaufnahme mit dem FD höher ausgefallen sind, als mit dem BV. Zudem ist anhand der Daten ersichtlich, dass das Absatzquadratgesetz und somit das Einhalten des Abstandes zur Strahlenquelle, der effektivste Schutz vor Streustrahlung ist. Ein größerer Abstand bewirkt eine starke Verringerung der Strahlendosis.

Tab. 2: Messergebnisse der Phantommessung ohne Messobjekt für den BV-C-Bogen.

	Dauer (s)	DFP (cGycm ²)	kV	mA	Fuß (μSv)	Monitor BV (μSv)	Tischende (μSv)	Monitor FD (μSv)	Arm (μSv)	Kopf (μSv)
	1s	0,58	52	5,5	0,1	0	0	0	0,1	0,1
	10s	7,87	52	5,4	1	0	0,1	0	1,3	0,7
	10s	8,67	52	5,4	1,1	0	0,1	0	1,4	0,7
	10s	8,94	52	5,4	1,1	0	0,1	0	1,4	0,8
	10s	8,8	52	5,4	1,1	0	0,1	0	1,3	0,8

4 Ergebnisse

	10s	8,78	52	5,4	1,1	0	0,1	0	1,2	0,8
	10s	8,81	52	5,4	1,2	0	0,1	0	1,4	0,8
	10s	8,77	52	5,4	1,1	0	0,1	0	1,4	0,8
	10s	8,74	52	5,4	1,2	0	0,1	0	1,3	0,9
	10s	8,77	52	5,4	1,1	0	0,1	0	1,3	0,8
	10s	8,81	52	5,4	1,1	0	0,1	0	1,3	0,9
M	10s	8,696	52	5,4	1,11	0	0,1	0	1,33	0,8
SD	0	0,3	0	0	0	0	0,07	0,07	0,06	0

Tab. 3: Messergebnisse der Phantommessung ohne Messobjekt für den FD-C-Bogen.

	Dauer (s)	DFP (cGycm ²)	kV	mA	Fuß (μSv)	Monitor BV (μSv)	Tischende (μSv)	Monitor FD (μSv)	Arm (μSv)	Kopf (μSv)
	1s	0,75	60	5,9	0,2	0	0	0	0,2	0,2
	10s	22,6	60	5,9	2,9	0,1	0,2	0	3,9	2,2
	10s	24,27	60	5,9	3	0,1	0,2	0	4,1	2,3
	10s	25,42	60	5,9	3	0,2	0,3	0	4,6	2,3
	10s	24,79	60	5,9	3	0,1	0,2	0	4,5	2,2
	10s	25,11	60	5,9	3	0,1	0,3	0	4,5	2,2
	10s	24,67	60	5,9	3,2	0,1	0,3	0	4,3	2,4
	10s	25,03	60	5,9	3,3	0,2	0,2	0	4,2	2,4
	10s	23,85	60	5,9	3,3	0,1	0,2	0	4,4	2,2
	10s	25,63	60	5,9	3,4	0,1	0,2	0	4,3	2,5
	10s	23,34	60	5,9	3,1	0,1	0,2	0	4,1	2,1
M	10s	24,471	60	5,9	3,12	0,12	0,23	0	4,29	2,28
SD	0	0,96	0	0	0	0,04	0,12	0,22	0,17	0,05

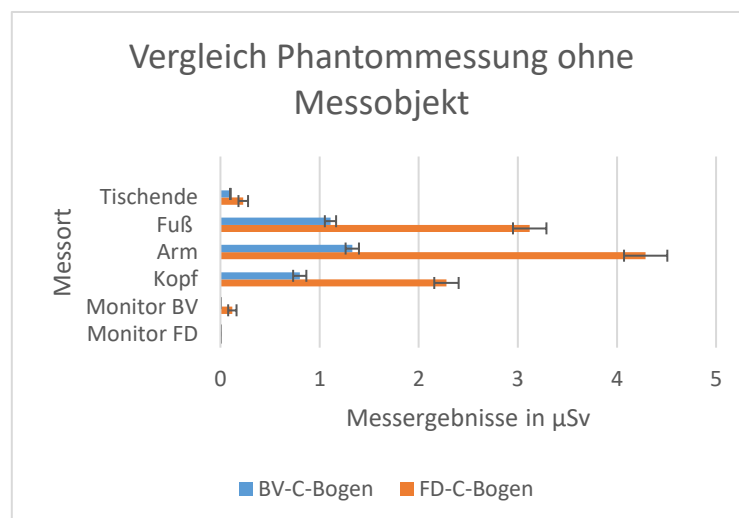


Abb. 27: Diagramm des Vergleichs der Ergebnisse zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen der Phantommessungen ohne Messobjekt.

4 Ergebnisse

Als nächstes folgen die Messergebnisse des kurzen Gammanagels (s. Abb. 28). Neben dem



Abb. 28: Von links nach rechts ist der kurze Gammanagel zu sehen. Das erste Bild zeigt ihn frontal, danach im Phantom und zuletzt als aufgenommenes Röntgenbild.

kleinen Gammanagel werden in Operationen häufig auch größere eingesetzt. Für die Messungen macht die Länge des Nagels hingegen keinen großen Unterschied, da auf dem begrenzten Bildausschnitt nie der gesamte Nagel abgebildet wird. In der darauffolgenden Tabelle (s. Tab. 4) ist ein Ausschnitt der Werte des kurzen Gammanagels abgebildet, die bei der Nutzung des BV gemessen wurden. Aufgrund des Umfangs der Daten befinden sich die vollständigen Ergebnisse der restlichen Phantommessungen der p.a. Einstellung im Anhang. Die letzten beiden Zeilen der Tabelle beinhalten zunächst die Differenz 1, welche die Werte des Einzelbildes der Phantommessung ohne Messobjekt vom kurzen Gammanagel subtrahiert sowie Differenz 2, wo das Gleiche für die Mittelwerte beider berechnet wurde. Die Mittelwerte wurden aus den vollständigen Werten gebildet. Sie zeigen, dass bei der einzelnen Bildaufnahme nur geringe Unterschiede des Röhrenstroms und der Röhrenspannung aufgezeichnet wurden. Die gemessene Streustrahlung hingegen blieb gleich. Auch die längeren Aufnahmen weisen nur geringe Unterschiede in den Strahlungsmessungen auf. Das Implantat hat hier hauptsächlich beim Dosisflächenprodukt erhöhte Werte verursacht.

Tab. 4: BV-C-Bogen Messung mit kurzem Gammanagel.

	Dauer	DFP (cGycm ²)	kV	mA	Fuß (μSv)	Moni- tor BV (μSv)	Tischende (μSv)	Moni- tor FD (μSv)	Arm (μSv)	Kopf (μSv)
	1s	0,44	55	5,8	0,1	0	0	0	0,1	0,1
	10s	10,55	54	5,8	1,4	0	0	0,1	1	1,5
	10s	9,85	54	5,7	1,3	0	0	0,1	1,4	1
	10s	10,69	54	5,8	1,5	0	0,1	0,1	1,6	1
M	10s	10,394	54	5,78	1,42	0	0,08	0,1	1,52	1,09
Diffe- renz 1	1s	-0,14	3	0,3	0	0	0	0	0	0
Diffe- renz 2	10s	1,698	2	0,38	0,31	0	-0,02	0,1	0,19	0,29

4 Ergebnisse

Die Werte für die Messungen mit dem FD sind in der nächsten Tabelle (s. Tab. 5) einzusehen. Wie zuvor weist der einzelne Bildschuss nur geringe Unterschiede auf, allerdings sind sie noch kleiner als mit dem BV. Es zeigt sich ebenfalls, dass für die Mittelwerte die Werte minimal geringer sind, sodass nahezu kein Unterschied zwischen Phantommessung ohne Messobjekt und Implantat besteht.

Tab. 5: FD-C-Bogen Messung eines kurzen Gammanagels.

	Dauer (s)	DFP (cGycm ²)	kV	mA	Fuß (μSv)	Monitor BV (μSv)	Tischende (μSv)	Monitor FD (μSv)	Arm (μSv)	Kopf (μSv)
	1s	0,75	60	6	0,3	0	0	0	0,2	0,2
	10s	23,23	60	5,9	3	0,1	0,2	0	3,7	2
	10s	24,33	60	5,9	3,1	0,2	0,2	0	3,9	2,1
	10s	24,65	60	5,9	3	0,1	0,2	0	4,3	2
M	10s	24,323	60	5,9	3,12	0,11	0,2	0	4,08	2,09
Differenz 1	1s	0	0	0,1	0,1	0	0	0	0	0
Differenz 2	10s	-0,148	0	0	0	-0,01	-0,03	0	-0,21	-0,19

Zuletzt folgt nach der Phantommessung ohne Messobjekt und den Daten des kleinen Gammanagels der Vergleich der beiden häufig verwendeten Materialien Stahl und Titan. Genutzt hierfür wurden zwei ähnlich geformten Knochenplatten (s. Abb. 29).



Abb. 29: Auf dem ersten Bild sind L-förmige Knochenplatten ähnlicher Größe zu sehen. Die linke ist aus Titan und die rechte aus Stahl, beide sind 2 mm dick. Das zweite und dritte Bild zeigen je eine Knochenplatte im Phantom und als aufgenommenes Röntgenbild.

Zunächst werden in der folgenden Tabelle (s. Tab. 6) die beiden Materialien aufgelistet sowie die Differenz zwischen den beiden Werten. Um die Differenz zu berechnen, wurden die Mittelwerte der Titanplatte von denen der Stahlplatte subtrahiert. Die Daten wurden beide unter Einsatz des BV gemessen. Auch hier können die vollständigen Tabellen im Anhang eingesehen werden. Die Ergebnisse zeigen, dass zwischen den Materialien auf den ersten Blick kein Unterschied besteht, sie ähneln sich sehr stark, was im folgenden Diagramm

4 Ergebnisse

(s. Abb. 30) veranschaulicht wird. Das Gleiche gilt für die Daten der FD-C-Bogen Messungen. Sie zeigen ebenfalls keine größeren Abweichungen voneinander. Das letzte Diagramm (s. Abb. 31) ist der direkte Vergleich der Messungen der Stahlplatte unter Verwendung der beiden Bögen. Auch hier fallen die Werte des FD höher aus. Unter Einbezug der Phantommessung ohne Messobjekt ist jedoch ersichtlich, dass der Grund hierfür nicht die Platte ist.

Tab. 6: Vergleich der BV-Daten der Stahl und Titan Knochenplatten.

	Dauer	DFP (cGycm ²)	kV	mA	Fuß (µSv)	Monitor r BV (µSv)	Tischende (µSv)	Monitor r FD (µSv)	Arm (µSv)	Kopf (µSv)
Stahl	1s	0,42	54	5,8	0,1	0	0	0	0,2	0,1
Stahl	10s	9,84	53	5,6	1,4	0	0,1	0	1,5	0,9
Stahl	10s	9,88	53	5,6	1,3	0	0,1	0	1,5	1
Titan	1s	0,45	53	5,7	0,1	0	0	0	0,2	0
Titan	10s	9,89	53	5,6	1,4	0	0	0	1,5	1
Titan	10s	9,5	53	5,6	1,4	0	0,1	0	1,5	0,9
M Stahl:	10s	9,756	53	5,63	1,34	0	0,1	0	1,52	0,97
M Titan:	10s	9,709	53	5,6	1,35	0	0,09	0	1,51	0,94
Differ enz	0	0,047	0	0,03	-0,01	0	0,01	0	0,01	0,03

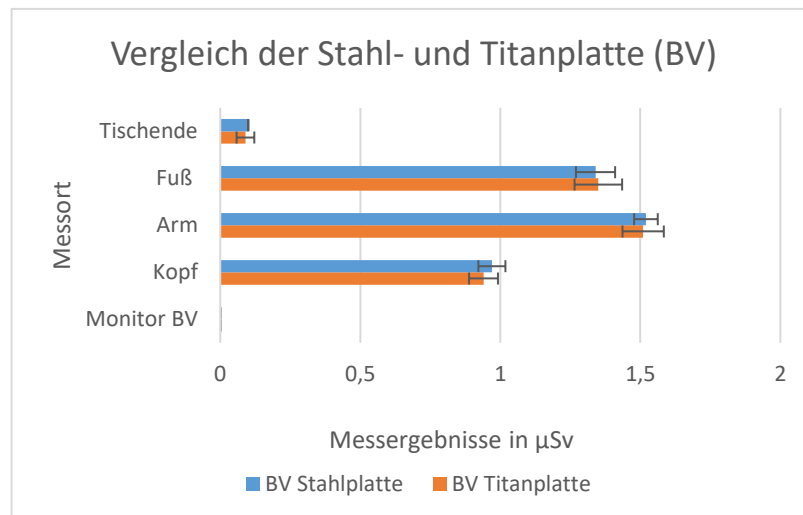


Abb. 30: Diagramm des Materialvergleichs von Stahl und Titan aus den BV-Messungen.

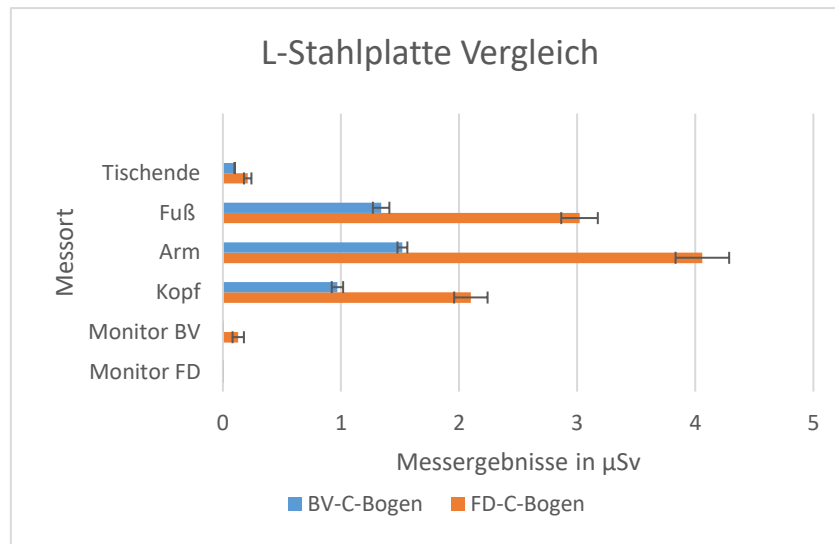


Abb. 31: Diagramm des Vergleichs der Ergebnisse zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen für die L-förmige Stahlplatte.

4.1.2 Phantommessungen der horizontalen Einstellung

Die Phantommessungen der horizontalen Einstellung umfassen insgesamt 10 Datensätze. Dies liegt an den unterschiedlichen Abständen, dem Messen mit und ohne Blende sowie dem Einsatz der beiden C-Bögen. Alle Daten sind vollständig im Anhang zu finden sind. Die Abbildung (s. Abb. 32) zeigt den Versuchsaufbau des FD-C-Bogen, während der Detektor am Phantom positioniert ist.



Abb. 32: Versuchsaufbau Phantommessung horizontal, rot markiert sind die Positionen der Dosimeter.

Es wurde für die Messungen der Abstand zwischen den Dosimetern und den Mittelpunkten der vertikalen Platten des Phantoms gemessen, da auf diesen Punkt die C-Bögen ausgerichtet

4 Ergebnisse

wurden. Es ist möglich, dass die Werte sich während der Messungen leicht verändert haben, da die Dosimeter für eine kontinuierliche Messung in regelmäßigen Abständen bewegt werden mussten. Zwischen den Bögen sind Unterschiede der Abstände entstanden, da die Tröpfe für den Tausch der C-Bögen bewegt werden mussten. Außerdem variiert der Abstand zwischen Phantom und Monitor der Bögen, da dieser sich bei den verschiedenen Positionen ebenfalls bewegt. Die Abstände wurden zu Beginn gemessen und gelten für alle Messungen. Sie werden in der folgenden Tabelle aufgelistet, generell gilt eine mögliche Abweichung von ± 2 cm (s. Tab. 7).

Tab. 7: Abstände der Dosimeter zum Phantom für die Phantommessung der horizontalen Einstellung.

	BV-C-Bogen			FD-C-Bogen		
	Gleicher Abstand	Detektor am Phantom	Strahler am Phantom	Gleicher Abstand	Detektor am Phantom	Strahler am Phantom
Monitor	125 cm	106 cm	138 cm	125 cm	111 cm	144 cm
Hinter Strahler	125 cm			125 cm		
Kopf Detektor	60 cm			64 cm		
Kopf Strahler	60 cm			64 cm		
Arm Detektor	30 cm			36 cm		
Arm Strahler	30 cm			36 cm		

Zunächst wird auf die Ergebnisse mit einem gleichen Abstand zwischen Detektor/Strahler und Phantom eingegangen (s. Abb. 33). Dieser Abstand ist beim BV je 20 cm und beim FD je 22 cm. Auch für die Messungen der horizontalen Ausrichtung waren die Werte des

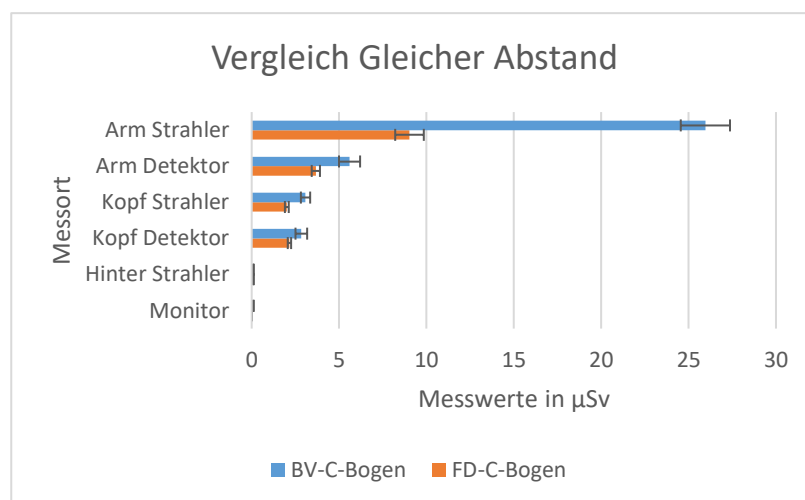


Abb. 33: Diagramm des Vergleichs bei gleichem Abstand zwischen Phantom und Strahler/Detektor zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen.

4 Ergebnisse

Röhrenstroms und der Röhrenspannung für jede Messposition einheitlich, selten wurden Ausreißer notiert. Für die aufgenommene Streustrahlung hingegen ist es so, dass die aufgenommenen Werte mehr voneinander streuen, je näher das Dosimeter am Phantom und Strahler platziert war. Auch zeigen die Daten, dass es zwischen den Bögen für diese Messungen größere Unterschiede in der Höhe der Streustrahlung gibt, als bei der p.a. Position.

Die nächsten Diagramme stellen die Daten für die anderen beiden Positionen der beiden C-Bögen dar (s. Abb. 34). Das linke Diagramm verdeutlicht, dass die gemessene Streustrahlung

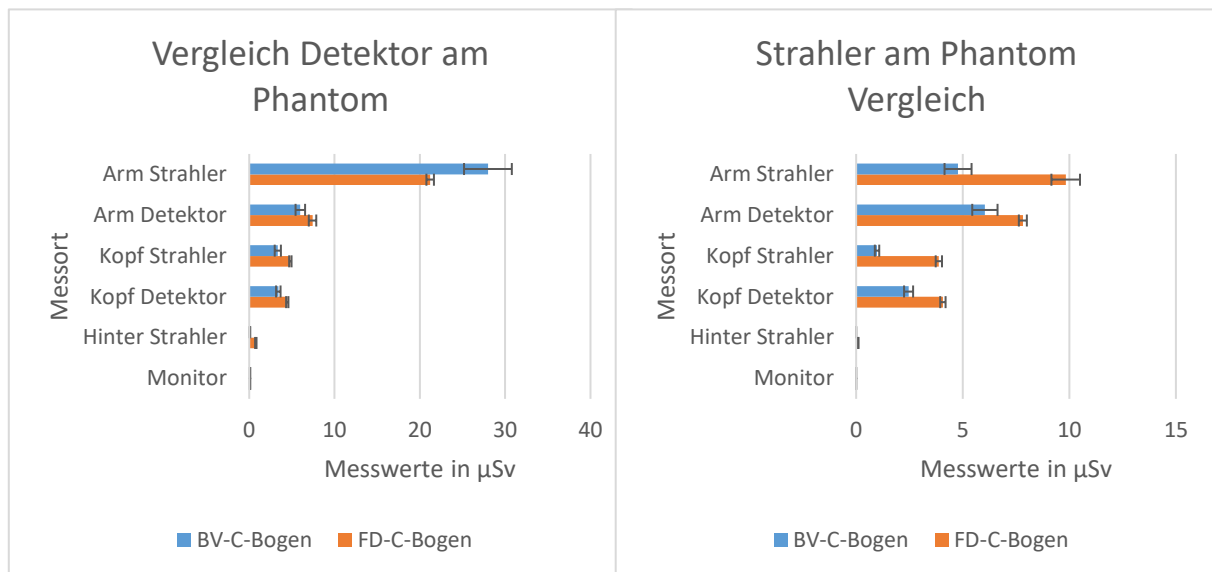


Abb. 34: Die Diagramme zeigen die Vergleiche zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen, wenn der Detektor am Phantom (links) und Strahler am Phantom (rechts) platziert ist.

in der Nähe des Strahlers am höchsten ist, wenn der Detektor in der Nähe des Phantoms platziert ist. Auch ist auffällig, dass die Werte unter Nutzung des BV geringer sind, außer in der Nähe des Strahlers. Wird die Position so getauscht, dass der Strahler am Phantom platziert ist, fallen die Unterschiede zwischen den Bögen größer aus. Zudem sind die gemessenen Werte des BV geringer als die des FD. Insgesamt sind alle der Werte geringer, als wenn der Detektor in der Nähe des Phantoms ist. Die dargestellte Standardabweichung der Messungen zeigt zudem, dass die Werte trotz einer gleichbleibenden Dauer der Aufnahme variieren. Betrachtet man jedoch die Gesamthöhe der Werte im Allgemeinen, so ist der Unterschied geringfügig.

4 Ergebnisse

In den nächsten Diagrammen (s. Abb. 37) werden die Daten der unterschiedlichen Positionen des jeweiligen C-Bogens miteinander verglichen. Wie bereits aus den vorherigen Daten hervorgeht, sind die Werte bei beiden Bögen in der Nähe des Strahlers am höchsten. Wenn jedoch der Strahler am Phantom ist, sind sie vergleichsweise gering. Beim FD-C-Bogen ist der Wert für diese Messposition am geringsten, wenn der Abstand vom Phantom zu Strahler und Detektor gleich ist, nicht wenn der Strahler am Phantom ist.

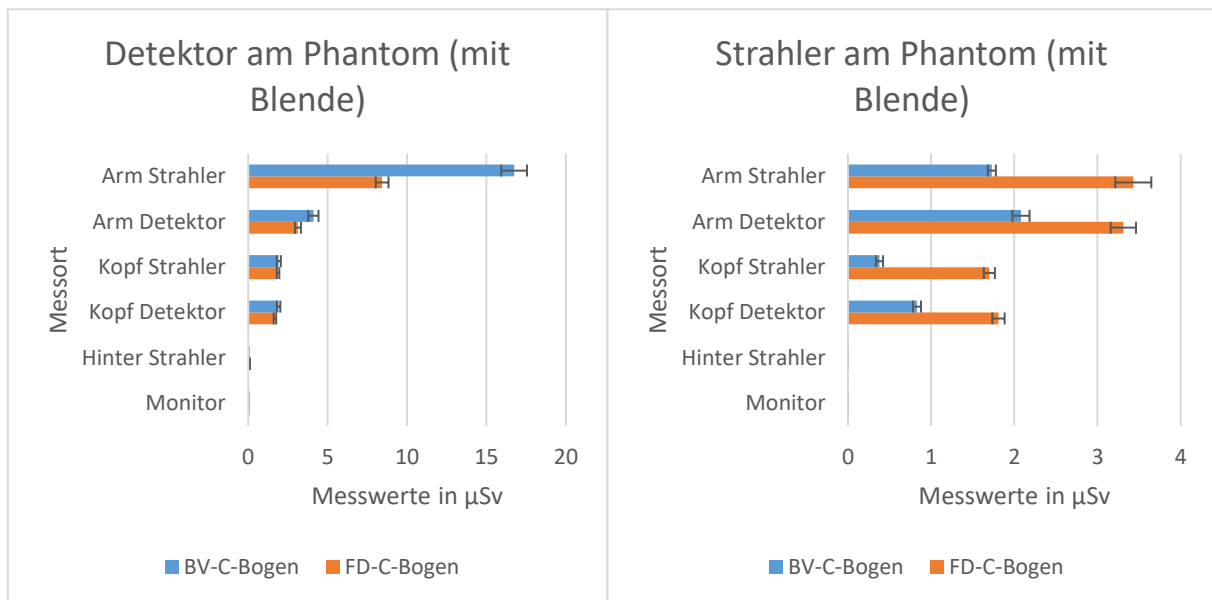


Abb. 35: Die Diagramme zeigen die Vergleiche zwischen den Daten der BV- und FD-Messungen, wenn der Detektor am Phantom (links) und Strahler am Phantom (rechts) platziert ist, unter Einsatz einer Blende.

Zuletzt werden die Daten vorgestellt, die unter Verwendung einer Blende erhoben wurden. Auch hier unterscheiden sich die Ergebnisse stark, je nachdem ob der Detektor oder der Strahler in Nähe des Phantoms waren (s. Abb. 35). In der Abb. 36 sind aufgenommene Röntgenbilder des Messobjekts dargestellt, nachdem für die Bögen eine möglichst ähnliche Blende eingestellt wurde. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die gemessene Streustrahlung, abhängig von der Messposition, stark verringert wurde.

4 Ergebnisse

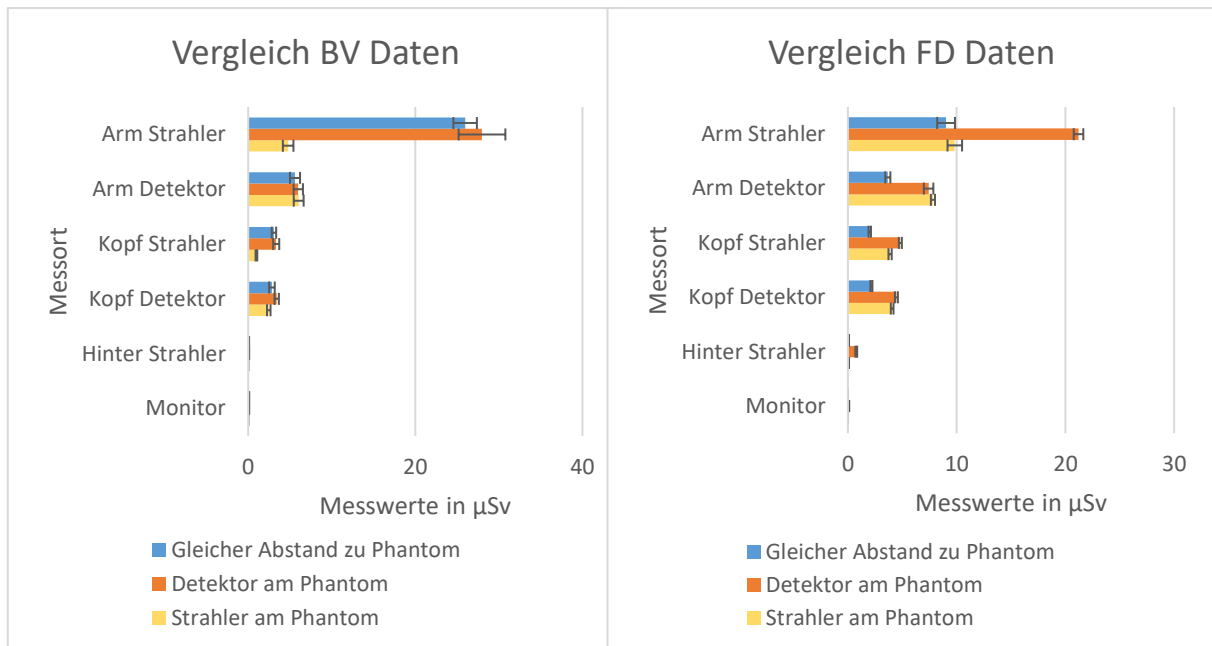


Abb. 37: Die Diagramme zeigen die Vergleiche der Daten zwischen den verschiedenen Positionen für den BV-C-Bogen (links) und FD-C-Bogen (rechts).

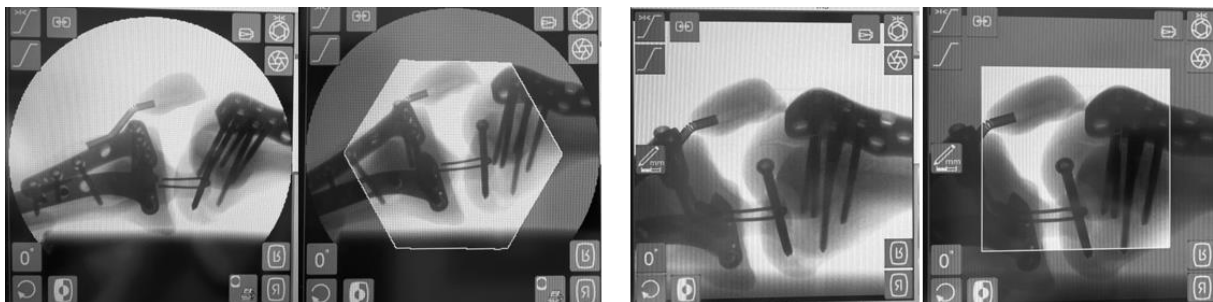


Abb. 36: Die Abbildungen zeigen aufgenommene Röntgenbilder mit dem BV (links) und FD (rechts), das linke Bild zeigt je das Röntgenbild, bevor die Blende jeweils eingestellt wurde.

4.2 Messungen im OP-Alltag

Die Messungen im OP-Alltag beinhalten viele verschiedene Eingriffe und Eingriffsstellen. Daher ist es möglich, dass nicht genügend Werte für aussagekräftige Vergleiche vorliegen, um Aussagen zu den jeweiligen gemessenen Daten treffen zu können. Beginnend bei der Unfallchirurgie wurden bei insgesamt 39 verschiedene Eingriffe Messungen durchgeführt, bei denen die Dosimeter am operierenden Arzt angebracht wurden und sechs, bei denen Dosimeter an anderen, bzw. unterschiedlichen, Personen und Orten angebracht wurden. Vergleicht man diese Daten auf die höchsten Werte des DFP, so wurden die höchsten Werte bei Operationen gemessen, bei denen ein Gammanägel zum Einsatz kam. Lediglich bei zwei Verschraubungen wurden höhere Werte gemessen. Der Eingriffsort war in diesen Fällen das Becken.

Aufgrund der Häufigkeit von acht Eingriffen mit einem Gammanägel wird zunächst auf diese Ergebnisse der Messungen eingegangen. ME steht hierbei für Materialentfernung. Der Gammanägel wird für den Einsatz bei Hüftfrakturen genutzt. In den Messungen wurde er entweder eingesetzt, gewechselt oder entfernt (s. Abb. 38). Das DFP eignet sich zunächst für

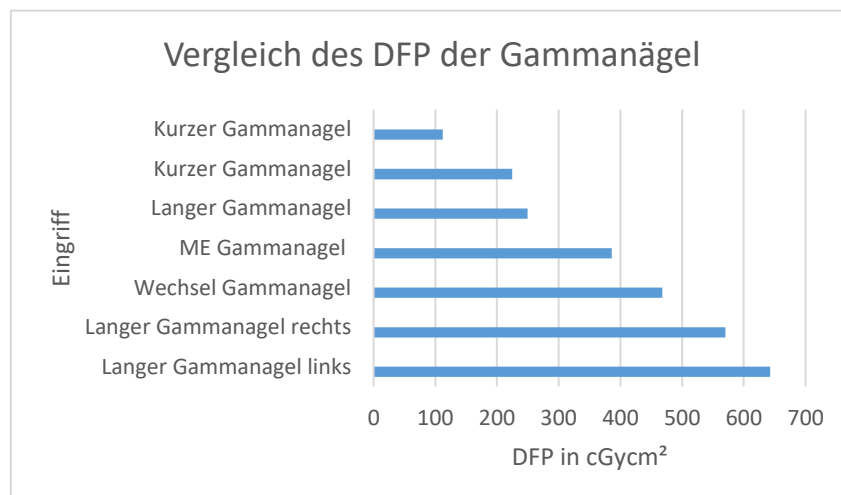


Abb. 38: Vergleich des DFP der Gammanägel.

einen generellen Überblick zur Höhe der Strahlung, da ein hoher DFP-Wert meist bedeutet, dass die mit den Dosimetern gemessenen Werte ebenfalls höher sind. Die Ergebnisse zeigen starke Variationen untereinander. Die Länge der Gammanägel scheint jedoch kein ausschlaggebender Faktor in der Höhe der Strahlung zu sein, da einer der langen Gammanägel nur die Hälfte des DFP der anderen beiden hatte. Auf die Messergebnisse der langen Gammanägel wird genauer im nächsten Diagramm eingegangen (s. Abb. 39). Beim linken langen Gammanägel war das Gewicht des Patienten deutlich höher, ungefähr 110 kg, beim anderen hingegen waren es circa 70 kg, wie auch beim dritten. Die Durchleuchtungsdauer des Linken lag bei 3:40 min, vom rechten 4:22 min und vom letzten bei

4 Ergebnisse

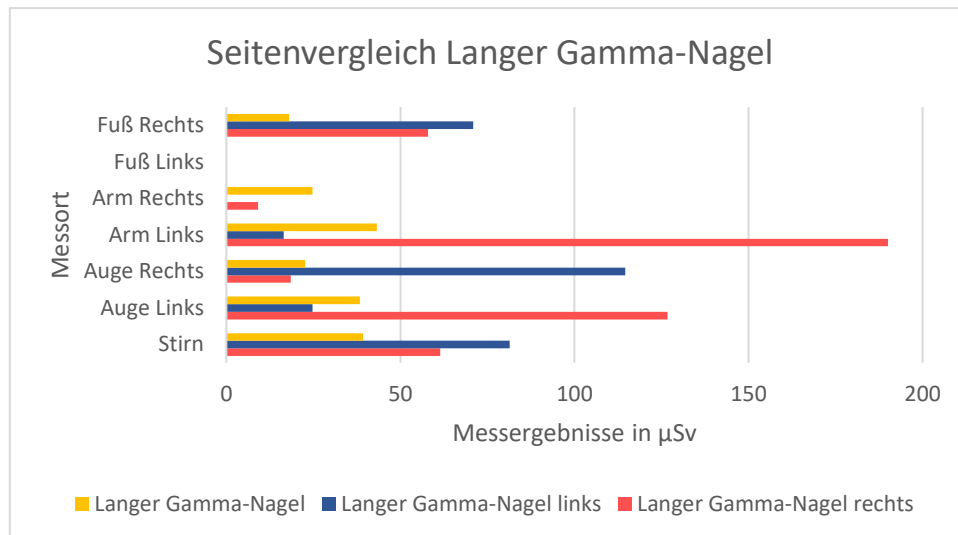


Abb. 39: Vergleich der Messergebnisse von drei langen Gammanägeln von drei Patienten

2:44 min. Die Daten des rechten Arms des Arztes vom Eingriff des linken Gammanagels liegen nicht vor, da eines der Dosimeter zu dem Zeitpunkt ausgefallen war. Dennoch verdeutlichen die Ergebnisse, dass die Seite des Operationsgebiets beeinflusst, in welche Richtung sich der Arzt dreht, um die Röntgenbilder einzusehen. Der Monitor, auf dem die Röntgenbilder angezeigt werden, wird bei jeder Operation anders platziert, damit er kein Störfaktor für das OP-Personal ist. Daher ist beim rechten Gammanagel eher die linke Seite betroffen, da der Arzt sich nach rechts dreht, um den Bildschirm einzusehen. Zudem ist ersichtlich, dass die Dauer der Durchleuchtung die Höhe der Messdaten beeinflusst hat. Die vollständigen Daten und Tabellen befinden sich im Anhang.

Neben Gammanägeln gibt es weitere Arten von Nägeln, die beispielsweise bei Frakturen des Femurs eingesetzt werden. In einem besonderen Fall wurden zwei dieser Nägel auf beiden Seiten bei einem Patient von zwei verschiedenen Ärzten eingesetzt. Diese werden im

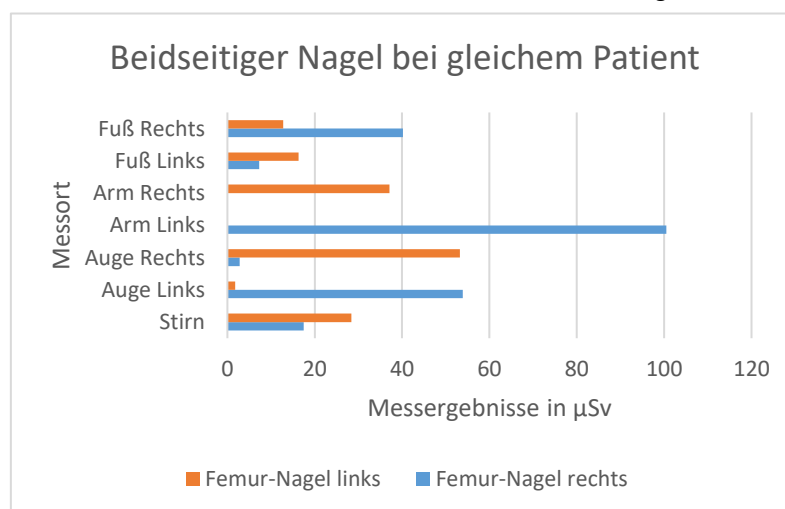


Abb. 40: Vergleich der Messergebnisse zweier Femurnägel des gleichen Patienten.

4 Ergebnisse

Diagramm (s. Abb. 40) verglichen und sind in der Abb. 41 dargestellt. Die Bilder zeigen, warum eine Seite des Arztes gegenüber mehr Streustrahlung exponiert ist, als eine andere. Die Dosimeterposition des Arms wurde jeweils so gewählt, das der Arm näher am C-Bogen gemessen wird. Allerdings ist während der OP des linken Nagels der Ärmel des Kasaks und somit das Dosimeter verrutscht, weshalb die Wahrscheinlichkeit hoch ist, dass der eigentliche Wert des rechten Arms höher ist. Der Patient wog ungefähr 55 kg. Die Durchleuchtungsdauer des linken Nagels betrug 3:14 min, die des rechten 3:35 min. Das DFP des linken Nagels lag bei 268,28 cGycm², vom rechten bei 275,48 cGycm².



Abb. 41: Eingriff der Femurnägel am gleichen Patienten mit unterschiedlichen Ärzten. Links ist der Eingriff des linken Nagels zu sehen, rechts der des rechten Nagels. Im rechten Bild sieht man ebenfalls die horizontale Einstellung des C-Bogens.

Abgesehen von Eingriffen, die Nägel zur Stabilisierung einsetzen, werden in der UNFC nahezu täglich Osteosynthesen in Form von Verplattungen durchgeführt. Dies spiegelt sich ebenfalls in den Ergebnissen wider. Die meisten Eingriffe der UNFC waren unterschiedliche Osteosynthesen. Die folgende Tab. 8 gibt einen Einblick in die Messergebnisse einiger Osteosynthesen. Die darauffolgende Tab. 9 zeigt die weiteren Daten zu den jeweiligen Eingriffen.

4 Ergebnisse

Tab. 8: Messergebnisse der Streustrahlung, die bei verschiedenen Osteosynthesen gemessen wurde.

Eingriff	Stirn (μSv)	Auge Links (μSv)	Auge Rechts (μSv)	Arm Links (μSv)	Arm Rechts (μSv)	Fuß Links (μSv)	Fuß Rechts (μSv)
Verplattung Tibia und Fibula, links (OTA)	1,2	0,9	0,3	1,4	0	0,8	
Verplattung Fibula links	2,3	0,9	1,5	1,1	0		0,4
Dorsale winkelstabile Verplattung, linke Hand	4,5	0,2	0,5	7,9	0,7		0,1
Re-Osteosynthese, linke Hand	1,8	3,2	0		1,1	0,8	0,7
Reposition Tibiakopf, winkelstabile Verplattung	2,5	2,4	0,1	2,8	0,8	1,1	
Plattenosteosynthese, linker Fuß	0,8	0,3	0,6	0,6	0,5		0,1
Laterale Verplattung, rechter Fuß (FD)	1,3	0,2	1,5	0,3	3		1,5

Tab. 9: Zugehörige Daten der Messungen verschiedener Osteosynthesen.

Eingriff	m/w	kg	Dauer (s)	kV	mA	DFP (cGycm^2)
Verplattung Tibia und Fibula, links	w	100	118	48	4,4	59,9
Verplattung Fibula links	w	65	80	45	3,8	24,76
Dorsale winkelstabile Verplattung, linke Hand	w	60	113	52	1,5	21,03
Re-Osteosynthese, linke Hand	w	70	69	56	1,5	13,61
Reposition Tibiakopf, winkelstabile Verplattung	w	60	46	52	5,5	13,6
Plattenosteosynthese, linker Fuß	w	60	18	45	3,4	6,72
Laterale Verplattung, rechter Fuß (FD)	w	55	33	64	6,4	17,46

Die Daten zeigen, dass Osteosynthesen lediglich einen geringen Betrag der Strahlenexposition des Operationspersonals verursachen. Die gemessenen μSv bleiben in der Regel im unteren einstelligen Wertebereich. Bei der obersten Wertereihe wurden die Dosimeter an der Operationstechnischen Assistenz (OTA) befestigt (s. Abb. 42). Dies zeigt sich in den Ergebnissen. Trotz eines höheren DFP und einer vergleichsweise längeren Durchleuchtungszeit sind die Werte geringer als bei den anderen Eingriffen. Die unterste Wertereihe hingegen wurde gemessen, während ein FD-C-Bogen für die Bildaufnahme verwendet wurde. Vergleicht man die Messergebnisse der Bögen untereinander, fällt auf, dass

4 Ergebnisse

bei einer geringeren Durchleuchtungszeit des FD-C-Bogen dennoch ähnliche Werte gemessen wurden, wie beim BV-C-Bogen bei einer doppelten Durchleuchtungsdauer.



Abb. 42: Die linke Abbildung zeigt die Verplattung der Tibia und Fibula, bei welcher die Streustrahlung an der OTA gemessen wurde, der rote Pfeil deutet auf die Dosimeter. Die rechte Abbildung veranschaulicht die laterale Verplattung, bei welcher die Bildaufnahmen mit einem FD-C-Bogen aufgenommen wurden.

Ein weiterer interessanter Eingriff der UNFC war die TIS-Verschraubung von links, bei welcher das OP-Gebiet das Becken betrifft (s. Abb. 43). In dieser Operation wurde der C-Bogen hauptsächlich in seiner horizontalen Einstellung genutzt. Um die Schraube korrekt zu platzieren, musste der Arzt nah am Strahler stehen. Dies zeigt sich ebenfalls in den



Abb. 43: Die beiden Abbildungen zeigen den Eingriff der TIS-Verschraubung, welcher verschiedene Positionen des C-Bogens und zahlreiche Bildaufnahmen benötigte, damit die Schraube bestmöglich platziert werden konnte.

4 Ergebnisse

Messergebnissen (s. Tab. 10). Die Werte für Stirn, Augen und Arme sind wesentlich höher, als die des Fußes. Der Unterschied zwischen den Messwerten der Arme liegt daran, dass der Arzt hauptsächlich auf der linken Seite des Strahlers stand, als die Röntgenbilder aufgenommen wurden. Zudem zeigt das linke Bild, dass bei den Bildaufnahmen der linke Arm vom Strahlengang weggedreht wurde, wohingegen der rechte Arm sich näher am Strahlengang befand. Die Werte der Stirn und Augen sind aufgrund der Position des Bildschirms mit den Röntgenbildern in ihrer Höhe nachvollziehbar, da der Kopf des Arztes nicht zur Seite gedreht werden musste.

Tab. 10: Daten der TIS-Verschraubung.

Stirn (μSv)	Auge Links (μSv)	Auge Rechts (μSv)	Arm Links (μSv)	Arm Rechts (μSv)	Fuß Rechts (μSv)	kg	Dauer (s)	kV	mA	DFP (cGyc m^2)
325,6	286,5	205	156,9	261,3	46,8	70	144	108	14,6	903,62

In der Urologie wurden ebenfalls einige Messungen bei insgesamt vier verschiedenen Eingriffsarten durchgeführt, die Röntgendurchleuchtung einsetzen: Perkutane Nephrolithotomie, Harnleiterschienung, Ureterorenoskopie und Nephrostomie. Zudem gab es Eingriffe, bei welchen eine Kombination verschiedener Eingriffe durchgeführt wurde, weshalb diese nicht bei Vergleichen einbezogen werden, sondern gesondert betrachtet werden.

PNL ist eine Abkürzung für Perkutane Nephrolithotomie. Die PNL ist ein Verfahren um Harnsteine mittels eines direkten Zugangs durch die Haut zu entfernen. Sie wird beispielsweise unter Röntgendurchleuchtung durchgeführt [PKW17, S. 1240]. Von den vier gemessenen PNL wurde bei einer ebenfalls eine Nephrostomie durchgeführt, weshalb das eigentliche DFP geringer ausgefallen wäre (s. Abb. 44). Generell zeigen die Messdaten, dass

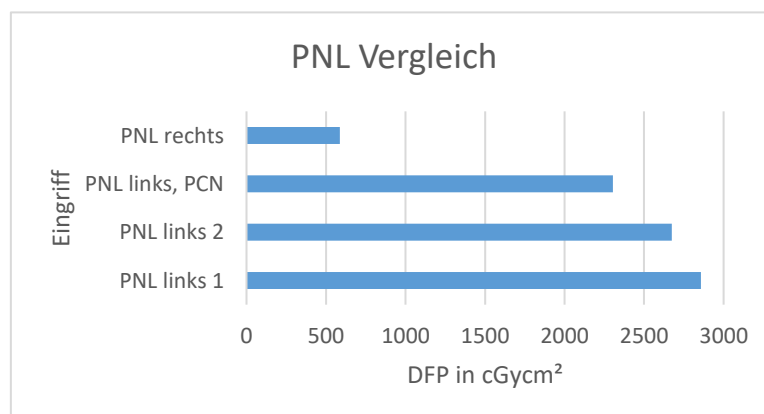


Abb. 44: Vergleich der Perkutanen Nephrolithotomie-Messungen.

bei einer PNL viel Durchleuchtung benötigt wird. Die zwei PNL mit dem höchsten DFP haben eine Nummer, da auf diese mit einem Vergleich genauer eingegangen wird (s. Abb. 45). Die Messergebnisse verdeutlichen, dass die Werte höher sind, als bei anderen Untersuchungen

4 Ergebnisse

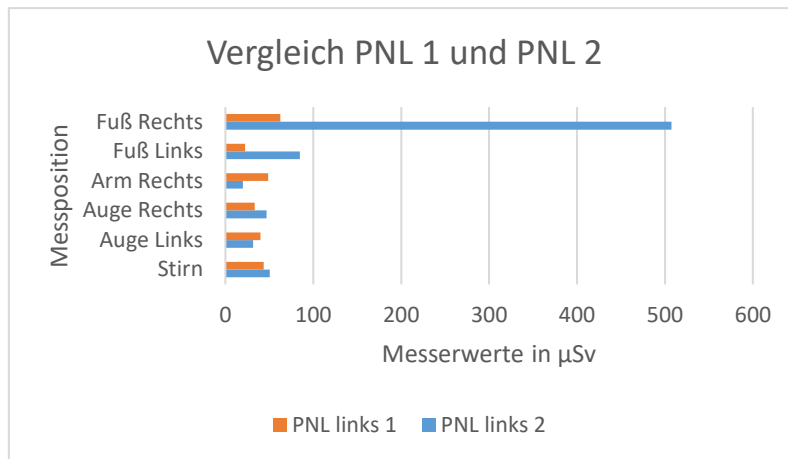


Abb. 45: Vergleich der Messergebnisse von zwei PNL-Messungen mit einem hohem DFP.

und die Füße zudem am meisten exponiert sind. Zu den genaueren Angaben der Messung ist erwähnenswert, dass der Patient ein hohes Gewicht von ungefähr 120-130 kg hatte und die Durchleuchtungsdauer 5:20 min (PNL 1) und 6:05 min (PNL 2) respektive waren. Die hohen Werte für den Fuß veranlassten das Personal dazu, einen Bleivorhang am Tisch zu befestigen, um bei weiteren PNL-Untersuchungen die Füße und Beine mehr zu schützen. Aufgrund dessen sind die Werte die bei den weiteren PNL-Eingriffen gemessen wurden, deutlich geringer. Dies betraf ebenfalls PNL 1, weshalb hier die Werte der Füße deutlich geringer sind, als bei PNL 2. Im Anhang befinden sich die vollständigen Werte.

Der Splint ist eine Ureterschiene, also ein gekrümmter Harnleiterverweilkatheter, welcher bei diesem Eingriff über die Harnröhre eingeführt wird [PKW17, S. 1870]. Dies erfolgt entweder einzeln oder beidseitig. Zudem gab es zwei Fälle, bei denen bereits vorhandene Splint gewechselt wurden (s. Abb. 46). Auch hier zeigten sich besonders die Füße betroffen von erhöhten Werten, wie zuvor auch bei der PNL (s. Abb. 47). Jedoch kann aufgrund der Position des Arztes beim Legen eines Splints kein Bleivorhang am Tisch befestigt werden, wie die Abb. 48 veranschaulicht. Da der Arzt zwischen den Beinen sitzt, besteht keine Möglichkeit den

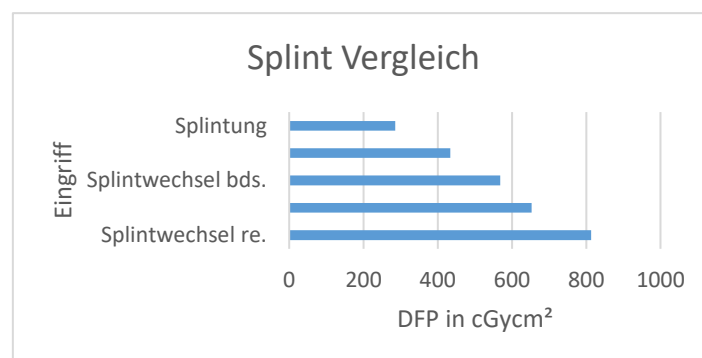


Abb. 46: Vergleiche der Splint-Messungen.

4 Ergebnisse

Bleivorhang sinnvoll zu befestigen. Aufgrund dessen wurde als Test ein Schutz für Schienbein und Fuß besorgt.

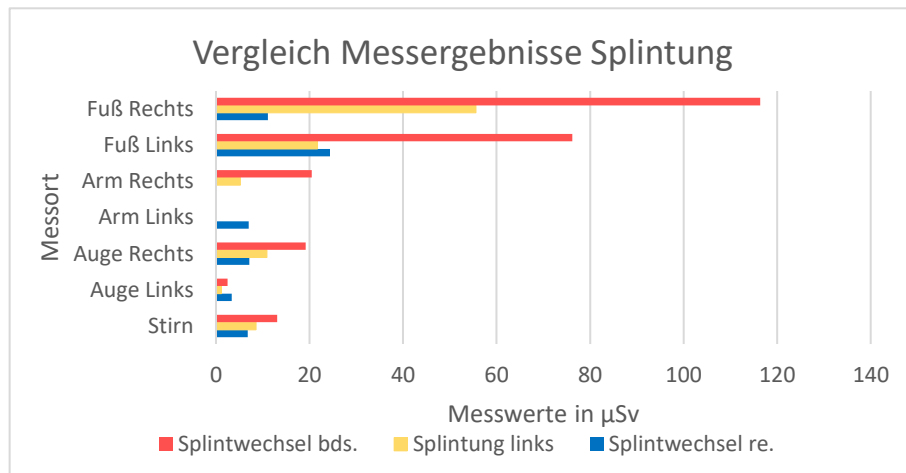


Abb. 47: Vergleich der Messdaten von drei verschiedenen Splintmessungen.

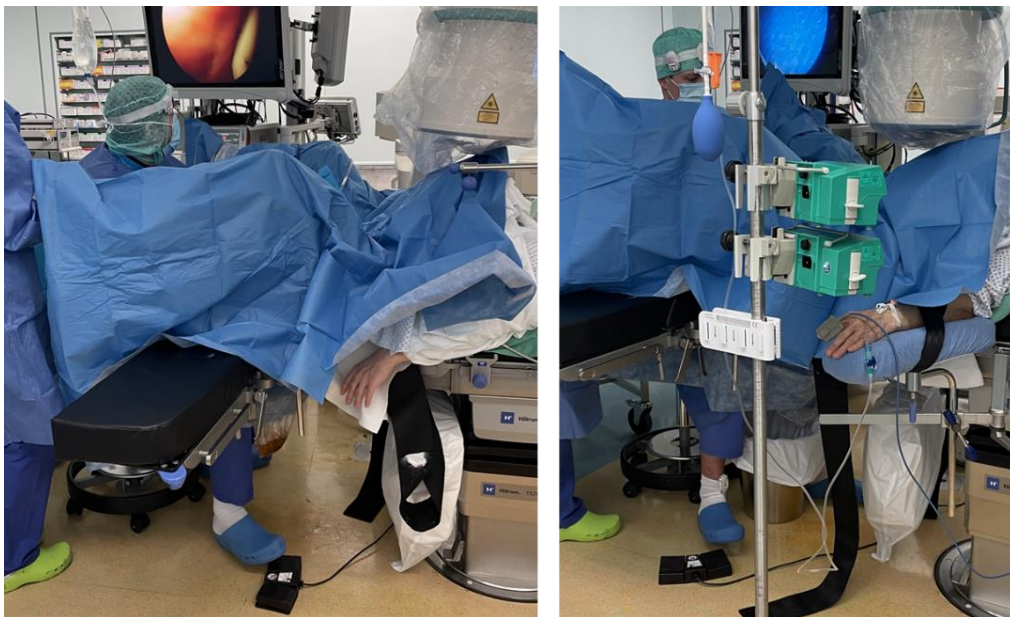


Abb. 48: Das linke Bild zeigt den beidseitigen Splintwechsel, das rechte die Splintung auf der linken Seite. Beide zeigen die Position des Arztes zum C-Bogen und das der am nächsten zum Strahlengang platziert wird.

4 Ergebnisse

URS steht für Ureterorenoskopie. Bei diesem Eingriff wird mittels eines starren oder flexiblen Endoskops eine Spiegelung des Harnleiters und Nierenbeckens durchgeführt [PKW17, S. 1870]. Bei einigen der Eingriffe gab es Angaben bezüglich der Seite oder Art des Endoskops. In diesem Fall sind diese Angaben im Diagramm zusätzlich vermerkt (s Abb. 49).

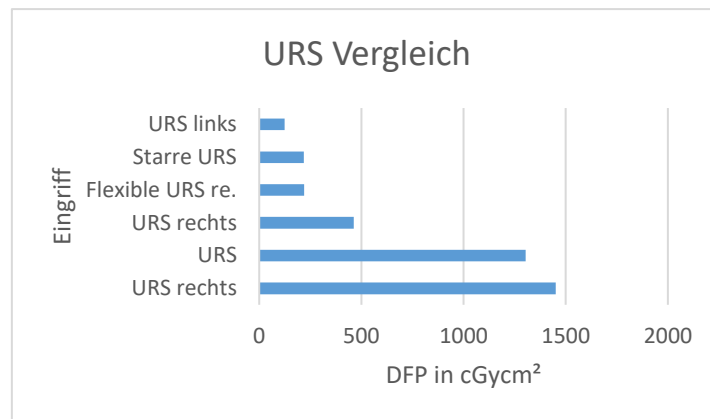


Abb. 49: Vergleich des DFP bei URS.

Bei einer weiteren flexiblen URS wurden vier der Dosimeter nicht am operierenden Arzt und stattdessen an den Armen und Füßen der OTA angebracht (s. Abb. 50), die die Instrumente reicht (s. Tab. 11). Der Patient war männlich, hatte ein Gewicht von ungefähr 80 kg, die Durchleuchtung dauerte 4:50 min und das DFP betrug 2611,63 Gy cm². Die Daten verdeutlichen, dass in Operationen bei denen ein OP-Gebiet mit mehr Masse durchleuchtet wird, nicht nur der Arzt, sondern auch die Assistenz einer höheren Dosis Streustrahlung exponiert ist.



Abb. 50: Abbildung der Position der OTA bei einer flexiblen URS, der rote Pfeil deutet auf die Dosimeter an den Füßen der OTA hin.

4 Ergebnisse

Tab. 11: Tabelle der Messergebnisse einer URS assistierenden OTA.

OTA Arm Links	OTA Arm Rechts	OTA Fuß Links	OTA Fuß Rechts	Arzt Fuß Links	Arzt Fuß Rechts
1,1 μSv	7,7 μSv	41,7 μSv	111,1 μSv	256,2 μSv	159,8 μSv

Bei einer Nephrostomie, kurz PCN, wird ein künstlicher Zugang zur Niere über die Haut gelegt [PKW17, S. 1242]. Bei den Messungen wurde dieser Zugang gewechselt, wobei zwei der Datensätze sich stark ähneln (s. Tab. 12). Bei der dritten Messung war ebenfalls das Gewicht ähnlich. Jedoch wurde 26 s lang gemessen, was sich in den höheren Werten zeigt (s. Abb. 51). Wie bei den vorherigen urologischen Eingriffen ist auch hier die Exposition der Füße besonders hoch. Interessant ist, dass der PCN-Wechsel 2 keine erhöhten Werte bei den Füßen aufweist. Dies könnte an einer anderen Position der Füße liegen oder aber ein Verrutschen der Dosimeter zugrunde haben.

Tab. 12: Dauer, Gewicht und DFP für die PCN-Wechsel-Messungen.

	Dauer [s]	Gewicht [kg]	DFP [cGycm^2]
PCN-Wechsel 1	15	70	123,07
PCN-Wechsel 2	14	75	123,69
PCN-Wechsel 3	26	70	191,23

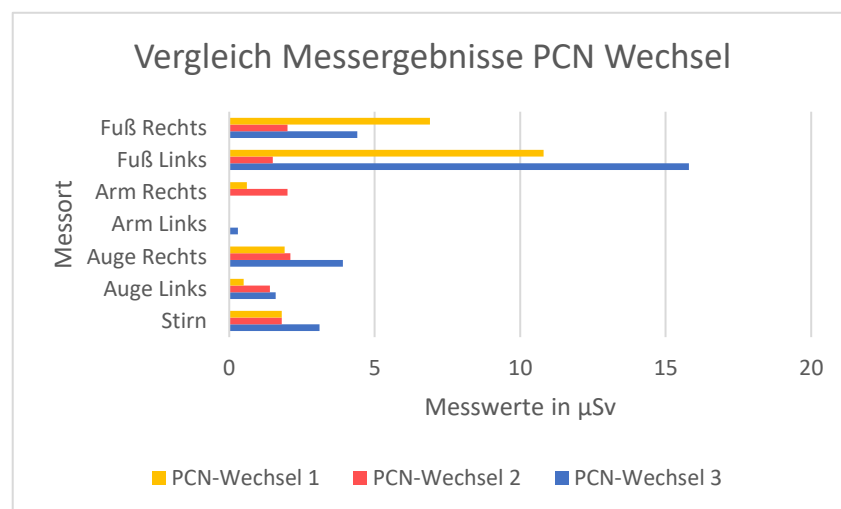


Abb. 51: Messergebnisse der PCN-Wechsel-Messungen.

Zuletzt wurde eine Messung in der Gefäßchirurgie (GECH) und drei in der Neurochirurgie (NECH) durchgeführt, auf welche kurz eingegangen wird. Bei der GECH wurde ein Eingriff gemessen, bei dem ein Cross-over-Bypass sowie eine Stentimplantation durchgeführt wurde (s. Tab. 13). Zudem nutzen die Gefäßchirurgen in der Regel einen FD-C-Bogen. Die Bilder in der GECH wurden mit einer anderen Aufnahmeform, der Vaskuläre Bildaufnahme, aufgenommen (bei den anderen Messungen ist es Fluoroskopie), da diese besser für die Darstellung von Blutgefäßen geeignet ist. Die Dauer der Durchleuchtung betrug 5:41 min, das

4 Ergebnisse

DFP wird vom Bogen in der Einheit mGy aufgezeichnet, der Wert betrug 97,57 mGy. Im Gegensatz zu anderen Bildaufnahmen ist der Röhrenstrom wesentlich höher mit 164,1 mA, die Röhrenspannung blieb bei 70 kV.

Tab. 13: Messergebnisse des Eingriffs des Cross-over-Bypass und der Stentimplantation.

Stirn	Auge Links	Auge Rechts	Arm Links	Arm Rechts	Fuß Rechts
7,5 μ Sv	19 μ Sv	1,6 μ Sv	28,8 μ Sv	25,7 μ Sv	107,9 μ Sv

In der NECH wurden eine Ballon Kyphoplastie, eine Vexim Kyphoplastie sowie eine Spondylodese gemessen. Zwei der Eingriffe werden in der Abb. 52 gezeigt. Bei der Spondylodese wurde ausschließlich die horizontale Position des C-Bogens genutzt. Die Messergebnisse sind in der Abb. 53 dargestellt. Besonders die Daten der Spondylodese zeigen, dass bei der horizontalen Position des C-Bogens das Gesicht und der Arm in der Nähe des Strahlers stärker betroffen sind.



Abb. 52: Die linke Abbildung zeigt die Ballon Kyphoplastie, der rote Pfeil deutet auf den Detektor des BV-C-Bogen, welcher horizontal ausgerichtet ist. Die rechte Abbildung zeigt die Spondylodese, hier wurde der BV-C-Bogen ausschließlich horizontal verwendet. Die roten Pfeile zeigen den Strahler (links) und Detektor (rechts).

4 Ergebnisse

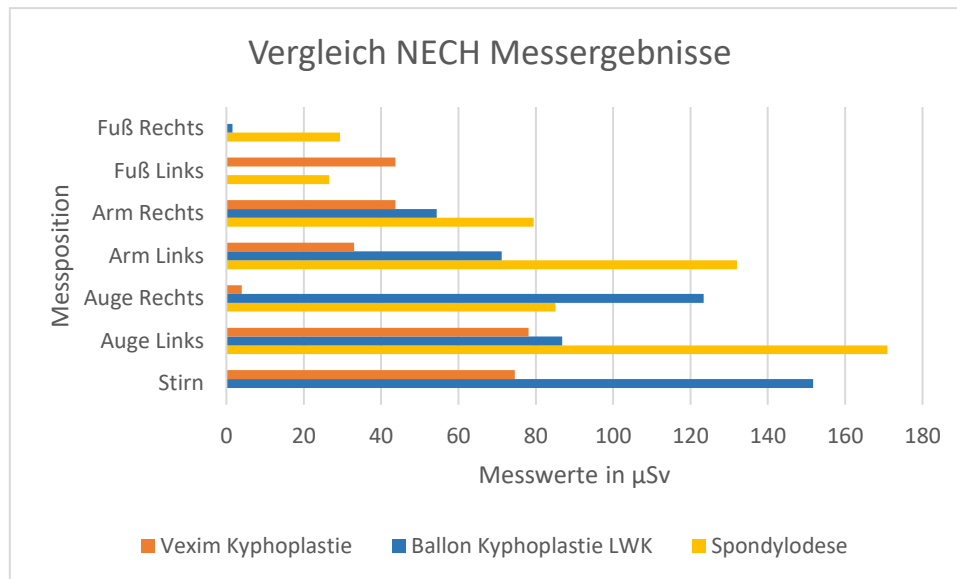


Abb. 53: Vergleich der Messergebnisse der Ballon und Vexim Kyphoplastie sowie der Spondylodese.

5 Diskussion

Basierend auf den Zielen dieser Arbeit wurde für die Phantommessung ein Vorgehen und Versuchsaufbau ausgearbeitet. Nach Abschluss der Messungen basierend auf dieser Methodik fielen Einschränkungen für die Auswertung der Ergebnisse auf. Das eingesetzte Phantom war für die Gegebenheiten der Messungen nicht wasseräquivalent, weshalb eine realistische Simulation der Streustrahlung nicht möglich war. Hierbei sollte jedoch betont werden, dass der Mensch ebenfalls nicht wasseräquivalent ist. Ohne also einen echten Menschen als Versuchsperson einzusetzen, ist eine realistische Simulation der Streustrahlung nur kompliziert nachzustellen. Zudem war dies das einzig vorhandene Phantom, das für die Messungen eingesetzt werden konnte.

Nach dem Abschluss der Messungen ist ebenfalls aufgefallen, dass kein Datensatz gemessen wurde, bei dem nur der Operationstisch im Strahlengang platziert wurde. Es wäre interessant gewesen, einen Vergleich zwischen Tisch und Plattenphantom zu haben, um ebenfalls separat den Einfluss des Plattenphantoms zu betrachten. Weiterhin ist die Platzierung der Dosimeter für die Phantommessungen ein zu betrachtender Kritikpunkt. Zwei der Dosimeter der p.a. Messungen wurden an den Monitoren der C-Bögen befestigt. Während des Einsatzes eines C-Bogens für die Bildaufnahme wurde der andere am Rand des OP-Saals gestellt. Dadurch sollte der Abstand des weiteren OP-Personals zum Operationsgebiet simuliert werden, welcher ungefähr 3 m beträgt. Die Ergebnisse der Messungen zeigten, dass der Abstand zu groß war und somit keine Streustrahlung von den Dosimetern aufgezeichnet wurde. Die Schlussfolgerung für das OP-Personal ist positiv, da sie keine hohe Exposition erfahren. Um weitere Aussagen aus den Ergebnissen zu ziehen, hätte eine andere Position des Dosimeters am ungenutzten C-Bogen vorteilhafter sein können. Zudem waren die aufgenommenen Werte der Streustrahlung des Phantoms mit Implantat gering. Bei Operationen mit höheren Werten, wie sie bei Gammanägeln und urologischen Eingriffen gemessen wurden, besteht die Möglichkeit, dass auch in 3 m Entfernung eine geringe Menge an Streustrahlung auf das Personal trifft.

Die Dosimeter von RaySafe waren für diese Messungen gut geeignet. Aufgrund der Echtzeitübertragung konnte man genau erkennen, sobald der Arzt ein Bild aufgenommen hat und welches Dosimeter die zu diesem Zeitpunkt höchsten Werte aufnimmt. Sie waren leicht zu handhaben und bis auf einen einzigen Ausfall eines Dosimeters für einen Eingriff sehr zuverlässig. Der einzige Nachteil von vier der Dosimeter war, dass diese regelmäßig ohne Bewegung in einen Ruhezustand wechselten. Aus diesem Grund ist der Abstand zwischen

Phantom und Dosimeter sowie die Ausrichtung der Dosimeter bei den Phantommessungen nicht konstant.

Auch bei der Auswertung der Messungen während Operationen sind Einschränkungen aufgefallen, welche die Aussagekraft und Vergleichbarkeit der Messergebnisse beeinflussen. Dazu gehören die wechselnden Körperteile, die gemessen wurden, unterschiedliche Ärzte und deren abweichende Positionen zum Operationsgebiet und C-Bogen. Aufgrund der Gegebenheiten des laufenden OP-Betriebs waren diese Einflüsse unvermeidbar. Dennoch war es möglich, die Hauptziele der Untersuchung, wie die Analyse der Auswirkungen von Implantaten und der Position des Operators, zu erreichen.

Im Rahmen der Phantommessungen in der p.a. Einstellung wurden insgesamt sieben verschiedene Implantate untersucht, darunter auch ein Gammanagel und sieben Platten mit und ohne Schrauben. Die Auswertung dieser Messungen zeigte jedoch, dass die Werte sich nur geringfügig voneinander unterscheiden. Sie wichen weder signifikant voneinander ab, noch waren Unterschiede zwischen den beiden untersuchten C-Bögen erkennbar. Dies legt nahe, dass nicht das Implantat selbst die Streustrahlung maßgeblich beeinflusst, sondern der Operationstisch und insbesondere das Patientenvolumen bzw. das Volumen des Phantoms. Untersucht wurden zudem die Auswirkungen verschiedener Abstände auf die Exposition des Personals. Dabei wurde festgestellt, dass die Person, die den C-Bogen bewegt, sich in einer sicheren Entfernung befindet. An diesen Positionen wurden Streustrahlungswerte von lediglich 0 bis 0,1 μSv gemessen. Auch in Kopfhöhe des Patienten, wo sich üblicherweise die Anästhesie befindet, waren die Messwerte ähnlich gering, was auf eine generell sichere Arbeitsumgebung für das Personal in diesem Bereich hinweist.

In der horizontalen Einstellung der Phantommessungen wurden insgesamt fünf Datensätze pro C-Bogen aufgenommen. Zum einen, um die sicherste Position für den Operateur zu identifizieren, zum anderen, um die Wirkung der Blenden zu beurteilen. Dabei zeigte sich, dass beim BV-C-Bogen die gemessenen Werte in der Nähe des Strahlers wesentlich geringer ausfielen, wenn dieser am Phantom positioniert war. Dies liegt vermutlich daran, dass das Phantom in diesem Fall den größten Teil der Strahlung absorbiert und die Dosimeter im Versuchsaufbau neben dem Strahler positioniert waren, nicht jedoch auf Phantomhöhe. Selbst wenn die Dosimeter entsprechend ausgerichtet worden wären, wäre vermutlich kein signifikanter Unterschied messbar gewesen. Die Werte der Dosimeter auf der Detektorhöhe waren vergleichbar hoch.

Die Nutzung einer Blende zeigte ebenfalls deutliche Effekte. Bei einer Positionierung des Strahlers am Phantom konnten die Messwerte durch den Einsatz der Blende mehr als halbiert

werden. Wurde hingegen der Detektor am Phantom positioniert, reduzierten sich die Werte fast um die Hälfte. Interessanterweise zeigten sich bei dem FD-C-Bogen abweichende Ergebnisse. Die höchsten Werte wurden gemessen, wenn der Detektor am Phantom war. Bei gleichem Abstand zwischen Strahler, Flachdetektor und Phantom waren die Messwerte maximal halb so hoch wie bei den anderen Positionen. Dieses unerwartete Ergebnis lässt sich bisher nicht vollständig erklären, da ursprünglich erwartet wurde, dass die Werte vermutlich niedriger als beim BV sein sollten. Mit der Blende waren die Unterschiede zwischen den FD-C-Bogen und den BV-C-Bogen Messungen jedoch deutlich geringer.

Im Vergleich zu den p.a. Messungen mit Implantaten können Datensätze der Osteosynthesen aus den Messungen während Operationen des Fachbereichs der Unfallchirurgie herangezogen werden. Während ein direkter Vergleich aufgrund der Unterschiede zwischen Phantom und realem Patientenvolumen nicht möglich war, konnten dennoch parallele Tendenzen beobachtet werden. Das Dosisflächenprodukt lag bei den p.a. Messungen mit dem BV-C-Bogen stets zwischen 9 und 10 cGycm². Ein Vergleich mit einer UNFC-Messung, der volaren winkelstabilen Plattenosteosynthese der linken Hand, zeigt, dass diese Werte relativ nah beieinanderliegen (s. Abb. 54). Beim Arzt wurde bei diesem Eingriff die Streustrahlung am rechten Fuß gemessen. Es ist möglich, dass am anderen Fuß die Werte für die Streustrahlung höher gewesen sind. Ebenso kann es sein, dass die Füße weiter vom Strahlengang entfernt waren, weshalb ein so großer Unterschied zwischen Phantommessung und der Operation besteht.

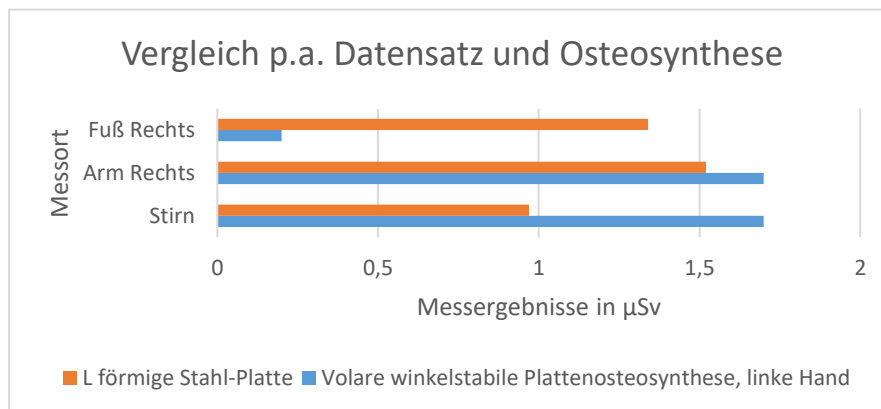


Abb. 54: Vergleich der Messdaten der p.a. Messung der L-förmigen Stahlplatte sowie einer winkelstabilen Plattenosteosynthese.

Im Bereich der Urologie hingegen waren die Ergebnisse für die Füße der Ärzte überraschend. Für den Großteil der Eingriffe mit Röntgendurchleuchtung sind besonders die Füße von einer größeren Strahlenexposition betroffen. Dies liegt am wesentlich größeren Patientenvolumen, das durchleuchtet wird. Außerdem wird der Strahler unter dem Tisch platziert. Dies bedeutet, dass ein signifikanter Teil der Strahlung vom Patienten und Tisch reflektiert wird. Bedenkt man die Nahe Position des Arztes zum Patienten, so sind die höheren Werte nachvollziehbar.

Zuletzt ist die geringe Menge der gemessenen Eingriffe der Bereiche der Neurochirurgie und Gefäßchirurgie zu erwähnen. In der NECH wurde häufig ein anderer Operationssaal genutzt, in dem der Raum bei Röntgenaufnahmen verlassen wurde. Daher konnten nur selten Eingriffe gemessen werden. Bei der GECH wurde ein Eingriff zu Beginn der Messphase gemessen. Anschließend wurde beschlossen, den Fokus auf die Eingriffe der UNFC sowie der UROL zu legen. In der UNFC wird täglich geröntgt und bei den Urologen waren die Werte der Füße besonders hoch, weshalb diese Daten interessanter waren.

Aufgrund der hohen Exposition der Füße wurde der Einsatz von Bleilamellen am OP-Tisch sofort integriert. Zudem konnten nachvollziehbare Unterschiede der Exposition verschiedener Körperteile festgestellt werden, die durch die Position des Operationsgebiets (z.B. linker oder rechter Oberschenkel) oder auch der Position des Monitors mit den Röntgenbildern, beeinflusst werden. Die Position des Fußschalters beeinflusst in diesem Zusammenhang auch die Menge an Streustrahlung, die auf die Füße trifft.

Die Messergebnisse mit und ohne Nutzen einer Blende zeigten, dass diese eine deutliche Verringerung der Streustrahlung bewirkt und den Bildausschnitt auf den relevanten Bereich eingrenzen kann. Die Reduktion der Strahlung ist auf das Eingrenzen des Strahlenbündels zurückzuführen. Dadurch wird ein geringeres Patientenvolumen durchleuchtet, was ebenfalls die Streustrahlung verringert. Das Nutzen der Blende kann ebenfalls eine Steigerung der Qualität des Röntgenbildes bewirken. Diese Verbesserung entsteht, da Streustrahlung ebenfalls das unerwünschte Bildrauschen verursacht. Mit ihrer Reduktion wird das Bild schärfer und der Kontrast verbessert [PB15, S. 197]. Trotz dieser Vorteile wurden Blenden bei den gemessenen Operationen sehr selten genutzt. Blenden sinnvoll und hilfreich einzustellen, erfordert zunächst die nötigen Kenntnisse des Personals. Zudem kann es aufgrund verschiedener Einstellungen des C-Bogens und dem Durchleuchten des Operationsgebiets aus verschiedenen Winkeln dazu kommen, dass die Blende zügig angepasst werden muss. Daher ist es häufig bequemer vom Abblenden abzusehen und die Bilder in den normalen Einstellungen aufzunehmen. Außerdem gibt es Eingriffe, bei denen der komplette Bildausschnitt benötigt wird. Trotzdem ist das Nutzen einer Blende empfehlenswert und sollte häufiger Anwendung bei intraoperativen Röntgendurchleuchtungen finden.

Die derzeit verfügbaren Schutzmaßnahmen umfassen seitliche Matten, die am OP-Tisch angebracht werden, sowie Strahlenschutzschürzen und Schilddrüsenschutz. Auch sind Bleihauben und Röntgenschutzbrillen vorhanden, werden jedoch seltener genutzt. Für die Ärzte kann bereits ein normaler Eingriff anstrengend sein, weil es unter anderem unter der hellen Beleuchtung warm wird. Eine zusätzliche Haube oder Brille zu tragen, erhöht das Unwohlsein und kann störend wirken. Zudem gibt es Eingriffe, wie urologischen Operationen,

5 Diskussion

bei denen dieser Schutz nicht ausreicht. Besonders für betroffene Bereiche wie die Beine und Füße sollte weiterer Schutz, beispielsweise ein Schienbeinröntgenschutz, welcher sowohl einen Teil des Beins als auch die Füße bedeckt, in Betracht gezogen werden. Für Operationen und Eingriffe die zum Großteil die horizontale Position des C-Bogens benötigen, sollte das Nutzen der Bleihauben und Röntgenschutzbrille empfohlen werden.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Der Einsatz von intraoperativen Röntgendurchleuchtungen birgt Risiken für sowohl Patient als auch Personal aufgrund der Strahlenexposition. Aufgrund der unterschiedlichen Fachbereiche und Eingriffe gestaltet es sich jedoch schwierig, Aussagen über die Strahlenexposition des Personals und der Ärzte innerhalb von Operation zu treffen. Komplexer wird dies, wenn herausgefunden werden soll, welche der Körperregion, die seltener geschützt werden, besonders betroffen sind. Daher ist die Fragestellung nach der genauen Strahlenexposition und deren Abhängigkeit von Fachrichtung, Eingriff und Position des C-Bogens von Interesse.

Dies war der Ansatz für die vorliegende Forschung der Strahlenexposition und des Strahlenschutzes bei intraoperativem Röntgen. Hierfür wurden die Ärzte, die Assistenz und der Bereich um das Operationsgebiet bei zahlreichen Eingriffen für unterschiedliche Fachrichtungen (insbesondere Unfallchirurgie und Urologie) gemessen. Zusätzlich wurde mithilfe eines Plattenphantoms der Einfluss von Implantaten und der Position des C-Bogens sowie der Einsatz von Blenden untersucht. Für die Untersuchung kamen zwei unterschiedliche C-Bogen-Modelle zum Einsatz – ein Bildverstärker- und ein Flachdetektor-C-Bogen.

Die Messungen konnten im Heinrich-Braun-Klinikum in Zwickau durchgeführt werden. Insgesamt wurden 74 Operationen gemessen, sowie sieben verschiedene Implantate und drei verschiedene Positionen des C-Bogens. Der Großteil der Messungen in Operationen wurde am operierenden Arzt durchgeführt, für die restlichen Eingriffe wurden die Dosimeter zum einen an der operationstechnischen Assistenz sowie im näheren Umfeld der Operation befestigt. Bei den Phantommessungen hingegen wurde der C-Bogen in seiner normalen vertikalen Ausrichtung genutzt, um verschiedene Implantate zu vergleichen sowie die Streustrahlung, die auf Augen-, Arm- und Fußhöhe in der Nähe des Strahlengangs zu messen. Weiterhin wurden fünf Messdurchläufe je C-Bogen durchgeführt, bei welchen dieser sich in einer horizontalen Position befand. Hierbei wurde der Fokus darauf gelegt, einen klaren Schluss aus den Daten ziehen zu können, welche Position die geringste Strahlenexposition für den Arzt zur Folge hat sowie ob das Verwenden einer Blende diese Exposition signifikant beeinflusst. Bei beiden Einstellungen des C-Bogens wurden ebenfalls je zwei Dosimeter in weiterer Entfernung platziert, damit die Exposition vom weiteren Personal im Operationsraum simuliert werden kann.

Zusammenfassend konnten erfolgreich ausreichend Daten gesammelt werden, die eine Schlussfolgerung bezüglich der bestmöglichen Position für den Arzt ermöglichen. Weiterhin konnten die in der Regel ungeschützten Körperregionen bestimmt werden, die der höchsten

6 Zusammenfassung und Ausblick

Strahlenexposition ausgesetzt sind. Dies ermöglichte Vorschläge für eine Verbesserung des Schutzes, wie den Einsatz eines Bleivorhangs, das Einführen von Röntgenschienbeinschutz oder auch die Empfehlung Bleihauben und Schutzbrillen häufiger zu nutzen. Bewusste Verhaltensanpassungen des Personals können die Strahlenexposition verringern und möglichen Folgen vorbeugen.

7 Literatur- und Quellenverzeichnis

- [BAJ18] Bundesamt für Justiz: *Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung* (Strahlenschutzverordnung - StrlSchV). BAJ, Ausfertigung 2018, Letzte Änderung April 2024, Zugriff: 30.10.2024.
- [BBOPR08] Becht, S., Bittner, R. C., Ohmstede, A., Pfeiffer, A., Roßdeutscher, R.: *Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik*, 6. Auflage, Springer-Verlag, 2008.
- [BFSG22] Bundesamt für Strahlenschutz: *Grenzwerte im Strahlenschutz*, 13.10.2022, <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/grenzwerte/grenzwerte.html>, Zugriff: 11.01.2025
- [BFSR22] Bundesamt für Strahlenschutz: *Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition für die deutsche Bevölkerung*, 14.04.2022, <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medicin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>, Zugriff: 27.05.2024.
- [BFSSTR19] Bundesamt für Strahlenschutz: *Strahlung und Strahlenschutz*, https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/broschueren/str-u-strschutz.pdf?__blob=publicationFile&v=16, 2019.
- [DPMGSHP03] Delichas, M., Psarrakos, K., Molyvda-Athanassopoulou, E., Giannoglou, G., Sioundas, A., Hatzioannou, K., Papanastassiou, E.: *Radiation exposure to cardiologists performing interventional cardiology procedures*. *European Journal of Radiology* 48 2003; 48: 268–273.
- [FO10] Fosbinder R., Orth D.: *Essentials of Radiologic Science*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [HIK23] Hattori, K.; Inaba, Y.; Kato, T.; Fujisawa, M.; Yasuno, H.; Yamada, A.; Haga, Y.; Suzuki, M.; Zuguchi, M.; Chida, K. *Evaluation of a New Real-Time Dosimeter Sensor for Interventional Radiology Staff*. *Sensors* 2023, 23, 512. <https://doi.org/10.3390/s23010512>
- [HJS17] Hübner, F., Jung, J., Schultmann, F.: *Gefahren ionisierender Strahlung für Mensch und Umwelt in Bezug auf kerntechnische Anlagen*. 2017. 10.5445/IR/1000068030
- [K12] Kiefer, J.: *Strahlen und Gesundheit*. Wiley-VCH Verlag & Co. KGaA, Boschstr. 12, 69469 Weinheim, Germany 2012. ISBN: 978-3-527-41099-6

7 Literatur- und Quellenverzeichnis

- [K13] Krieger, H.: *Strahlungsmessung und Dosimetrie*, 2. Auflage, Springer Fachmedien Wiesbaden, 2013.
- [K17] Krieger, H.: *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*, 5. Auflage, Springer Spektrum Berlin, Heidelberg, 2017.
- [KS13] Krieger, H.: *Strahlungsquellen für Technik und Medizin*, 2. Auflage, Springer Fachmedien Wiesbaden, 2013.
- [KV23] Kahl-Scholz, M., Vockelmann, C.: *Basiswissen Radiologie*, 2. Auflage, Springer-Verlag, 2023.
- [M16] Michel, R.: *Strahlenschutz – Vergangenheit und Zukunft*. In: Fachverband für Strahlenschutz e.V.: *Strahlenschutz PRAXIS*. TÜV Media, ISSN 0947-434 X, 2016.
- [M18] Major, G.: *Strahlenschutz*. In: Schlegel, W., Karger, C., Jäkel, O. (eds) *Medizinische Physik*. Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg, 2018.
- [MD24] MD Solutions: *Live Dosimetrie - RaySafe i3*, <https://shop.md-solutions-gmbh.com/collections/raysafe-i3>, Zugriff: 10.06.2024
- [ME25] Medical Expo: <https://www.medicalexpo.de/prod/ziehm-imaging/product-70733-431989.html>, Zugriff: 03.01.2025
- [P01] Lloyd J. P., *Quality assurance workbook for radiographers and radiological technologists*, World Health Organization, 2001.
- [PB15] Platz Batista da Silva N., Becker C.: *Streustrahlenraster – (k)ein kurzer Überblick*, *Radiopraxis* 8:197–210, 2015.
- [PKW17] Pschyrembel: *Klinisches Wörterbuch*, 267. Auflage, Verlag Walter de Gruyter, Berlin/Boston, 2017.
- [PKW98] Pschyrembel: *Klinisches Wörterbuch* 258. Auflage, Walter de Gruyter, Berlin, New York 1998.
- [PTW24] PTW: *RW3 Slab Phantom*, <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/rw3-slab-phantom>, Zugriff: 21.10.2024
- [RSPDM19] Raysafe: *Raysafe i3*, https://www.raysafe.com/sites/default/files/2019-01/5200121-1.3_RaySafe_i3_PDM2_leaflet_EN_web.pdf, Zugriff: 12.10.2024
- [RSSM20] Raysafe: *RaySafe i3 Installation & service manual*, 2020, https://www.raysafe.com/sites/default/files/5001121-RaySafe-i3-service_manual-EN-1.20.pdf, Zugriff 04.11.2024.

- [S05] Singer, G.: Occupational Radiation Exposure to the Surgeon. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 13, 2005.
- [SBWOK16] Schütz, U., Beer, M., Wild, A., Oehler, S., Kraus, M.: *Strahlenschutz bei C-Bogen-gestützten Wirbelsäulenprozeduren in Orthopädie und Unfallchirurgie*, OUP 2016; 4: 224–237 DOI 10.3238/oup.2016.0224–237
- [SFMD20] Schultz, C., Fairley, R., Murphy, L., Doss, M.: *The Risk of Cancer from CT Scans and Other Sources of Low-Dose Radiation: A Critical Appraisal of Methodologic Quality*, 2020.
- [SKJ18] Hartmann, G.H. (2018). *Dosimetrie*. In: Schlegel, W., Karger, C., Jäkel, O. (eds) Medizinische Physik. Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg.
- [VS11] Vogt, H.-G., Schultz, H.: *Grundzüge des praktischen Strahlenschutzes*. 6., überarb. Aufl. München: Hanser, 2011. – ISBN 978-3-44642593-4
- [WM03] Whitby, M., Martin, C.J.: "Radiation doses to the legs of radiologists performing interventional procedures: are they a cause for concern?" British Institute of Radiology 2003; 76: 321–327.
- [XPS24] XProtec Swiss: *K312/E-0005- B 78xH 70 cm*, <https://xprotec-swiss.ch/de/produkt/k312-e-0005-b-78xh-70-cm/>, Zugriff: 09.12.2024
- [YK14] Yu, E., Khan, S.: Does Less Invasive Spine Surgery Result in Increased Radiation Exposure? A Systematic Review. Clinical Orthopaedics and Related Research 472(6):p 1738-1748, June 2014. | DOI: 10.1007/s11999-014-3503-3
- [ZI11] Ziehm Imaging: *Gebrauchsanweisung*, Ziehm Imaging GmbH, 2011.
- [ZMD20] Zaffino, P., Moccia, S., De Momi, E. et al.: *A Review on Advances in Intra-operative Imaging for Surgery and Therapy: Imagining the Operating Room of the Future*. Ann Biomed Eng 48, 2171–2191, 2020.
- [ZMD20] Zaffino, P., Moccia, S., De Momi, E. et al.: *A Review on Advances in Intra-operative Imaging for Surgery and Therapy: Imagining the Operating Room of the Future*. Ann Biomed Eng 48, 2171–2191, 2020. <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02553-6>
- [ZVRFD3D21] Ziehm Imaging: *Ziehm Vision RFD 3D Die Revolution in der 3D-Bildgebung*, https://www.ziehm.com/en/downloads/zie-2792-broschuerevisionrfd3d_deutsch_web_release_171121.pdf/, Zugriff: 12.12.2024

8 Anhang

Unfallchirurgische Eingriff

Eingriff	Stirn [µSv]	Auge Links [µSv]	Auge Rechts [µSv]	Arm Links [µSv]	Arm Rechts [µSv]	Fuß Links [µSv]	Fuß Rechts [µSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
Langer Gammanagel links	81,4	24,7	114,6	16,5			70,9	m	110	220	61	7,1	642,88
Langer Gammanagel rechts	61,4	126,7	18,5	190,1	9,1		57,9	w	70	262	64	7,8	570,31
Wechsel Gammanagel	65	79	25,8		59,7	8,4	46,7	w	65	331	55	6	468,22
ME Gammanagel	38,6	23,7	28,9	40	12,6		42,3	m	75	174	54	5,8	386,04
Langer Gammanagel	39,3	38,4	22,6	43,2	24,7		18	w	70	164	57	6,5	249,77
Kurzer Gammanagel	18,7	47	16,4	72,6	28,1	5,5		w	55	95	80	8,3	224,87
Kurzer Gammanagel	15,8	18	7,9	29,6	10		17,1	w	50	76	67	8,4	111,85
ME Gammanagel Tibia	0,6	0,6	0,4	0,3		0,2	0,3	w	75	5	47	4,1	3,31

Eingriff	Stirn [µSv]	Auge Links [µSv]	Auge Rechts [µSv]	Arm Links [µSv]	Arm Rechts [µSv]	Fuß Links [µSv]	Fuß Rechts [µSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
Kanülierte Verschraubung Os Pubis, linkes Becken	33,5	20,5	11,1	23,4	21,4	82,4		m	65	247	93	11,6	906,84
TIS- Verschraubung von links	325,6	286,5	205	156,9	261,3		46,8	w	70	144	108	14,6	903,62
ALFN rechts	17,5	53,9	2,8	100,5		7,3	40,2	w	55	221	53	5,6	275,48
ALFN links	28,4	53,2	1,8		37,1	16,3	12,8	w	55	194	52	5,5	268,28
ME T2-Nagel, Femur links	5,4	4,5	0,9	0,6	3,2		4,3	m	65	55	80	8,3	260,65
Revision, Langschaftspro- these, li. Hüfte (FD)	15,8	9,9	17,8	16,7	27,8			m	60	169	66	8,5	254,19
ME Femurnagel re.	36,4	25,1	24,3	48,7	31,8		32,9	w	60	151	53	5,6	213,41
geschlossene Reposition, Osteosynthese XS Nagel, re. Arm (FD)	16,8	23	1,5	36,7	14,8	12,1		w	65	168	60	6	131,94
Offene Reposition, winkelstabile Verplattung	18,6	13,2	7,5	11,5	8,5		5,1	m	80	126	52	5,4	101,96
IntraOS- Verschraubung, Verschraubung Tubercule Fragment	8,5	6,1	3,3	10,2	1,6		2,8	m	80	138	49	4,7	65,69

Eingriff	Stirn [µSv]	Auge Links [µSv]	Auge Rechts [µSv]	Arm Links [µSv]	Arm Rechts [µSv]	Fuß Links [µSv]	Fuß Rechts [µSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
ME Tibianagel	0,9	3,2	3,3	0,5	2,1	1		m	75	116	51	5,2	61,1
Abbau von Fix. externe, Verplattung, Verschraubung	1,2	0,9	0,3	1,4	0	0,8		w	100	118	48	4,4	59,9
Knöchel, gebrochenes Sprunggelenk	1,7	2,2	4,8	0,2	0,3	2,1		m	80	171	62	4,3	40,44
Zuggurtungsost eosynthese linke Patella	3,5	1,5	2,5	6,4	4		0,1	w	60	56	50	5	25,5
Verplattung Fibula links	2,3	0,9	1,5	1,1	0		0,4	w	65	80	45	3,8	24,76
ME re. US T2- Nagel	2,4	1,5	1,1	2,5	1,8		1,2	m	80	34	52	5,4	22,49
Dorsale Verplattung winkelstabil, linke Hand	4,5	0,2	0,5	7,9	0,7		0,1	w	60	113	52	1,5	21,03
IntraOs- Verschraubung re. Außenknöchel	1,2	0,9	0,5	1,6	0,1	0,3		w	75	49	45	3,3	17,58
Verplattung rechter Fuß (FD)	1,3	0,2	1,5	0,3	3		1,5	w	55	33	64	6,4	17,46
Hakenplatte links, Bändernaht	1,3	0,9	0,9	0,1	13		0,4	w	55	14	53	5,7	15,24
Knie OP, ME Platten und Schrauben	0,3	0,2	0,5	0	0,5		0,9	m	70	38	54	6,3	14,34

Eingriff	Stirn [µSv]	Auge Links [µSv]	Auge Rechts [µSv]	Arm Links [µSv]	Arm Rechts [µSv]	Fuß Links [µSv]	Fuß Rechts [µSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGy·cm²]
Revision von palmar mit Re- Osteosynthese, li. Hand	1,8	3,2	0		1,1	0,8	0,7	w	70	69	56	1,5	13,61
offene Reposition Tibiakopf, winkelstabile Verplattung	2,5	2,4	0,1	2,8	0,8	1,1		w	60	46	52	5,5	13,6
Winkelstab Verplattung	0,2	0,1	4	0	1,5	0,1		w	75	46	49	4,7	11,44
Zuggurtungsost eosynthese linke Patella	1,2	1,7	0	36,7	14,8	12,1		w	55	29	51	5,1	11,22
Volare winkelstabile Plattenosteosyn these links	1,7	1,2	0,2	0,5	1,7		0,2	w	55	56	49	1,5	10,04
Plattenosteosyn these linker Fuß	0,8	0,3	0,6	0,6	0,5		0,1	w	60	18	45	3,4	6,72
ME Ellenbogen links	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2		0	m	70	5	59	5,4	2,11
ME, Ellenbogenfrakt ur rechts	0,2	0	0,3		0,2	0,1	0,2	w	70	5	57	1,5	1,41
perkutante k- Draht Osteosynthese, rechte Hand	0,1	0,1	0	0,1	0	0		m	70	27	44	3	0,2

Eingriff	Haube innen [μSv]	Haube außen [μSv]	Brille innen [μSv]	Brille außen [μSv]	Schild-drüse [μSv]	Fuß Links [μSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
Proximale Tibiaplate rechts	0	4,9	0,3	4,6	3,6	3,3	m	135	62	60	7	88,02

Eingriff	Stirn [μSv]	Auge Links [μSv]	Auge Rechts [μSv]	Fuß Links [μSv]	Fuß Rechts [μSv]	Rand OP-Bereich [μSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
Arthrodese, winkelstabile Platte, linker Fuß	0,2	0,5	0	0,6	0,1	0,4	m	70	30	46	3,7	7,02
ME Stellschraube und Platte, linker Fuß	2,4	1,7	1	2,1	1,4	2,2	m	100	42	50	5	17,56

Urologische Eingriffe

Eingriff	Stirn [μSv]	Auge Links [μSv]	Auge Rechts [μSv]	Arm Links [μSv]	Arm Rechts [μSv]	Fuß Links [μSv]	Fuß Rechts [μSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
Flexible URS re.	4	1,5	4,3	4		10,8	19,6	w	80	34	91	8	220,52
Nephrostomografie links	12,2	9,4	14		1,5	50,1	38,1	m	65	66	71	6,3	502,32
PCN-Wechsel 1	1,8	0,5	1,9		0,6	10,8	6,9	m	70	15	70	8,6	123,07

PCN-Wechsel 2	1,8	1,4	2,1		2	1,5	2	m	75	14	74	8,5	123,69
PCN-Wechsel 3	3,1	1,6	3,9	0,3		15,8	4,4	w	70	26	73	8,5	191,23
PNL links 1	43,7	39,8	33,3		48,5	22,3	62,4	m	120	323	89	8,1	2856,96
PNL links 2	50,4	31,5	47		19,9	84,6	507,3	m	130	365	99	7,5	2674,6
PNL links, PCN	46,7	17,5	44			0,8	1,5	m	90	355	83	8,2	2303,33
PNL rechts	11,7	5	23,2	34,4		49,2	77,3	w	55	200	69	8,6	587,76
Splintung	5,3	0,7	6,1	4,8		12,7	3	w	68	47	63	8,3	285,85
Splintung bds.	7	2,2	8,3	6,5		36,2	16,6	w	70	77	67	8,6	653,04
Splintung links	8,6	1,2	10,9		5,2	21,7	55,6	w	65	65	64	8,2	434,11
Splintwechsel bds.	13,1	2,5	19,2		20,5	76,2	116,4	w	55	147	66	8,7	568,25
Splintwechsel bds., URS	22,4	4,1	29,2		17,7	347,5	403	m	85	367	76	8,4	3278,06
Splintwechsel re.	6,8	3,4	7,1	7		24,4	11,1	w	100	58	90	8,9	813,11
Starre URS	4	0,3	3,1	2,9		40,5	31,7	m	80	36	81	8,3	218,32
URS	15,9	3,5	17,7	12,8	4		259,1	m	90	166	97	8,1	1304,62
URS links	3,3	0,3	2	2,8		29,2	50,5	w	70	26	76	8,4	125,05
URS rechts	25,7	11,7	25,8		22,9	251,2	174,3	m	75	230	84	8,2	1451,76
URS rechts	5	2,8	4,4		0,2	4,5	8,5	m	75	49	75	8,4	462,54

Eingriff	OTA Arm Links [μSv]	OTA Arm Rechts [μSv]	OTA Fuß Links [μSv]	OTA Fuß Rechts [μSv]	Arzt Fuß Links [μSv]	Arzt Fuß rechts [μSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGy ^{cm²}]
Flexible URS	1,1	7,7	41,7	111,1	256,2	159,8	m	80	290	76	8,4	2611,63

Eingriff	Stirn [μSv]	Auge Links [μSv]	Auge Rechts [μSv]	Fuß Links [μSv]	Fuß Rechts [μSv]	Rand OP-Bereich [μSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGy ^{cm²}]
Splintwechsel bds.	10,9	1,1	12,3	160,9	250,5	8,7	w	105	99	103	7,3	760,69

Eingriff	Stirn [μSv]	Auge Links [μSv]	Auge Rechts [μSv]	Fuß Links [μSv]	Fuß Rechts [μSv]	OTA Fuß Links [μSv]	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGy ^{cm²}]
URS re.	0,9	0,4	1,2	15,8	8,1	2	m	75	12	77	8,4	54,74
Starre und flexible URS re.	2,3	1	2,2	0,5	3,6	2,1	m	70	25	83	8,2	105,69

Neurochirurgie

Eingriff	Stirn	Auge Links	Auge Rechts	Arm Links	Arm Rechts	Fuß Links	Fuß Rechts	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGy cm^2]
Ballon Kyphoplastie LWK	151,7	86,8	123,4	71,2	54,4		1,6	w	50	188		78	9
Vexim Kyphoplastie	74,6	78,1	4	33	43,7	43,7		m	65	x	x	x	x
Spondylodese		170,9	85,1	132	79,5	26,6	29,4	m	75	609		93	7,7

Gefäßchirurgie

Eingriff	Stirn	Auge Links	Auge Rechts	Arm Links	Arm Rechts	Fuß Links	Fuß Rechts	m/w	[kg]	Dauer [s]	[kV]	[mA]	DFP [cGy cm^2]
Stentimplantation & Cross-over-Bypass	7,5	19	1,6	28,8	25,7		107,9	m	80	341	70	164,1	9,757

Phantommessungen p.a. BV-C-Bogen

Phantom ohne Implantat

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,1	0,1	0	52	5,5	0,58
	10	0	0	0,7	1,3	1	0,1	52	5,4	7,87
	10	0	0	0,7	1,4	1,1	0,1	52	5,4	8,67
	10	0	0	0,8	1,4	1,1	0,1	52	5,4	8,94
	10	0	0	0,8	1,3	1,1	0,1	52	5,4	8,8
	10	0	0	0,8	1,2	1,1	0,1	52	5,4	8,78
	10	0	0	0,8	1,4	1,2	0,1	52	5,4	8,81
	10	0	0	0,8	1,4	1,1	0,1	52	5,4	8,77
	10	0	0	0,9	1,3	1,2	0,1	52	5,4	8,74
	10	0	0	0,8	1,3	1,1	0,1	52	5,4	8,77
	10	0	0	0,9	1,3	1,1	0,1	52	5,4	8,81
Mittelwert	10	0	0	0,8	1,33	1,11	0,1	52	5,4	8,696
Standardabw.	0	0	0	0,067	0,067	0,057	1,46E-17	0	9,36E-16	0,3

Kurzer Gammanagel

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,1	0,1	0	55	5,8	0,44
	10	0,1	0	1,5	1	1,4	0	54	5,8	10,55
	10	0,1	0	1	1,4	1,3	0	54	5,7	9,85
	10	0,1	0	1	1,6	1,5	0,1	54	5,8	10,69
	10	0,1	0	1,1	1,4	1,4	0,1	54	5,8	10,26
	10	0,1	0	1,1	1,6	1,5	0,1	54	5,8	10,61
	10	0,1	0	1,1	1,6	1,4	0,1	54	5,8	10,2
	10	0,1	0	1,1	1,7	1,4	0,1	54	5,7	10,69
	10	0,1	0	0,9	1,6	1,4	0,1	54	5,8	10,2
	10	0,1	0	1,1	1,6	1,4	0,1	54	5,8	10,48
	10	0,1	0	1	1,7	1,5	0,1	54	5,8	10,41
Mittelwert	10	0,1	0	1,09	1,52	1,42	0,08	54	5,78	10,394
Standardabw.	0	1,462E-17	0	0,1595131	0,20976177	0,063245	0,042164	0	0,0421637	0,26729925

L-förmige Stahlplatte

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,2	0,1	0	54	5,8	0,42
	10	0	0	0,9	1,5	1,2	0,1	53	5,6	9,17
	10	0	0	1	1,5	1,3	0,1	53	5,6	9,66
	10	0	0	0,9	1,5	1,4	0,1	53	5,6	9,84
	10	0	0	1	1,5	1,3	0,1	53	5,6	9,88

	10	0	0	1	1,5	1,3	0,1	53	5,6	9,7
	10	0	0	1	1,6	1,4	0,1	53	5,7	10,16
	10	0	0	1	1,6	1,4	0,1	53	5,7	9,83
	10	0	0	0,9	1,5	1,4	0,1	53	5,6	9,76
	10	0	0	1	1,5	1,4	0,1	53	5,7	9,87
	10	0	0	1	1,5	1,3	0,1	53	5,6	9,69
Mittelwert	10	0	0	0,97	1,52	1,34	0,1	53	5,63	9,756
Standardabw.	0	0	0	0,04830459	0,0421637	0,06992059	1,4628E-17	0	0,04830459	0,25038637

L-förmige Titanplatte

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0	0,2	0,1	0	53	5,7	0,45
	10	0	0	0,9	1,4	1,2	0,1	53	5,6	9,07
	10	0	0	0,9	1,5	1,3	0,1	53	5,6	9,65
	10	0	0	1	1,5	1,4	0	53	5,6	9,89
	10	0	0	0,9	1,5	1,4	0,1	53	5,6	9,5
	10	0	0	1	1,6	1,5	0,1	53	5,6	10,07
	10	0	0	0,9	1,4	1,3	0,1	53	5,6	9,38
	10	0	0	1	1,6	1,3	0,1	53	5,6	10,05
	10	0	0	0,9	1,5	1,4	0,1	53	5,6	9,73
	10	0	0	1	1,5	1,3	0,1	53	5,6	10,1
	10	0	0	0,9	1,6	1,4	0,1	53	5,6	9,65
Mittelwert	10	0	0	0,94	1,51	1,35	0,09	53	5,6	9,709
Standardabw.	0	0	0	0,05163978	0,07378648	0,08498366	0,03162278	0	9,3622E-16	0,3333149

Blaue Knochenplatte

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,1	0,1	0	54	5,7	0,43
	10	0	0	0,9	1,4	1,2	0,1	53	5,7	9,22
	10	0	0	0,9	1,6	1,4	0,1	53	5,7	10,29
	10	0	0	0,9	1,5	1,3	0,1	53	5,7	10,06
	10	0	0	0,9	1,6	1,4	0,1	53	5,7	9,96
	10	0	0	1	1,6	1,3	0,1	53	5,7	9,97
	10	0,1	0	0,9	1,5	1,4	0,1	53	5,7	9,97
	10	0	0	1	1,5	1,4	0	53	5,7	10,03
	10	0	0	1	1,6	1,4	0,1	53	5,7	10,14
	10	0	0	1	1,5	1,3	0,1	53	5,7	9,95
	10	0	0	1,1	1,5	1,3	0,1	53	5,7	9,93
Mittelwert	10	0,01	0	0,96	1,53	1,34	0,09	53	5,7	9,952
Standardabw.	0	0,03162278	0	0,0699206	0,06749486	0,0699206	0,03162278	0	9,3622E-16	0,27975386

Blaue Handknochenplatte

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,1	0,1	0,1	53	5,6	0,5
	10	0	0	0,6	1,3	1,1	0,1	52	5,5	8,46
	10	0	0	0,8	1,4	1,2	0,1	52	5,5	9
	10	0	0	0,8	1,4	1,1	0,1	52	5,5	9,05
	10	0	0	0,9	1,5	1,3	0,1	52	5,5	9,1

	10	0	0	1	1,4	1,2	0,1	52	5,5	9,28
	10	0	0	0,9	1,4	1,3	0,1	52	5,5	9,11
	10	0	0	1	1,3	1,2	0,1	52	5,5	9,03
	10	0	0	0,9	1,4	1,2	0,1	52	5,5	8,83
	10	0	0	1	1,4	1,3	0,1	52	5,5	9,36
	10	0	0	1	1,3	1,3	0,1	52	5,5	9,13
Mittelwert	10	0	0	0,89	1,38	1,22	0,1	52	5,5	9,035
Standardabw.	0	0	0	0,1286684	0,06324556	0,07888107	1,4629E-17	0	0	0,24914298

L-förmige Platte mit Schrauben

	Dauer [s]	Monitor FD [µSv]	Monitor BV [µSv]	Kopf [µSv]	Arm [µSv]	Fuß [µSv]	Tischende [µSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,2	0,2	0	53	5,6	0,97
	10	0	0	1,1	1,5	1,4	0,1	53	5,7	8,61
	10	0	0	1,1	1,5	1,4	0,1	53	5,7	9,85
	10	0	0	1	1,6	1,3	0,1	53	5,7	10,36
	10	0	0	1,1	1,5	1,3	0,1	53	5,7	9,46
	10	0	0	1,1	1,5	1,4	0,1	53	5,7	10,31
	10	0	0	1	1,6	1,4	0,1	53	5,7	10,07
	10	0	0	1	1,6	1,3	0,1	53	5,7	9,83
	10	0	0	1,1	1,5	1,4	0,1	53	5,7	9,73
	10	0	0	1	1,5	1,4	0,1	53	5,7	10,33
	10	0	0	1,1	1,5	1,4	0,1	53	5,7	9,76
Mittelwert	10	0	0	1,06	1,53	1,37	0,1	53	5,7	9,831
Standardabw.	0	0	0	0,051639778	0,048304589	0,048304589	1,46285E-17	0	9,36222E-16	0,522758708

Phantommessungen p.a. FD-C-Bogen

Phantom ohne Implantat

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,2	0,2	0,2	0	60	5,9	0,75
	10	0	0,1	2,2	3,9	2,9	0,2	60	5,9	22,6
	10	0	0,1	2,3	4,1	3	0,2	60	5,9	24,27
	10	0	0,2	2,3	4,6	3	0,3	60	5,9	25,42
	10	0	0,1	2,2	4,5	3	0,2	60	5,9	24,79
	10	0	0,1	2,2	4,5	3	0,3	60	5,9	25,11
	10	0	0,1	2,4	4,3	3,2	0,3	60	5,9	24,67
	10	0	0,2	2,4	4,2	3,3	0,2	60	5,9	25,03
	10	0	0,1	2,2	4,4	3,3	0,2	60	5,9	23,85
	10	0	0,1	2,5	4,3	3,4	0,2	60	5,9	25,63
	10	0	0,1	2,1	4,1	3,1	0,2	60	5,9	23,34
Mittelwert	10	0	0,12	2,28	4,29	3,12	0,23	60	5,9	24,471
Standardabw.	0	0	0,042163702	0,122927259	0,218326972	0,168654809	0,048304589	0	9,36222E-16	0,96101162

Kurzer Gammanagel

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,2	0,2	0,3	0	60	6	0,75
	10	0	0,1	2	3,7	3	0,2	60	5,9	23,23
	10	0	0,2	2,1	3,9	3,1	0,2	60	5,9	24,33
	10	0	0,1	2	4,3	3	0,2	60	5,9	24,65
	10	0	0,1	2,1	4,1	3,2	0,2	60	5,9	24,85
	10	0	0,1	2,2	4,2	3,2	0,2	60	5,9	24,75
	10	0	0,1	2,1	3,9	3	0,2	60	5,9	24,23
	10	0	0,1	2,2	4,2	3,3	0,2	60	5,9	24,96
	10	0	0,1	2,1	4,1	3,2	0,2	60	5,9	24,33
	10	0	0,1	2,1	4,3	3	0,2	60	5,9	24,64
	10	0	0,1	2	4,1	3,2	0,2	60	5,9	23,26
Mittelwert	10	0	0,11	2,09	4,08	3,12	0,2	60	5,9	24,323
Standardabw.	0	0	0,03162277 7	0,07378647 9	0,19321835 7	0,11352924 2	2,92569E- 17	0	9,36222E- 16	0,61523347

L-förmige Stahlplatte

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,3	0,2	0	60	5,9	0,74
	10	0	0,1	2	3,6	2,7	0,2	60	5,8	22,2
	10	0	0,1	2,2	4,1	3,1	0,2	60	5,8	24,71
	10	0	0,1	2	4,2	3,2	0,2	60	5,8	24,21
	10	0	0,1	2,1	4,2	3,2	0,2	60	5,8	24,2

	10	0	0,1	1,8	3,9	2,9	0,2	60	5,8	21,76
	10	0	0,2	2,3	4,2	3,1	0,3	60	5,8	24,81
	10	0	0,1	2,2	3,9	3	0,2	60	5,8	22,34
	10	0	0,1	2,2	4,3	2,9	0,2	60	5,8	24,49
	10	0	0,2	2,1	3,9	3	0,2	60	5,8	23,28
	10	0	0,2	2,1	4,3	3,1	0,2	60	5,8	24,6
Mittelwert	10	0	0,13	2,1	4,06	3,02	0,21	60	5,8	23,66
Standardabw.	0	0	0,048304589	0,141421356	0,227058485	0,154919334	0,031622777	0	9,36222E-16	1,16523722

L-förmige Titanplatte

	Dauer [s]	Monitor FD [µSv]	Monitor BV [µSv]	Kopf [µSv]	Arm [µSv]	Fuß [µSv]	Tischende [µSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,2	0,2	0,2	0	60	5,8	0,73
	10	0	0,1	2	3,6	2,8	0,2	60	5,8	22,37
	10	0	0,2	2,1	4,2	2,8	0,2	60	5,8	23,59
	10	0	0,2	2,3	4,2	3,1	0,2	60	5,8	25,01
	10	0	0,2	2,1	4,2	2,9	0,2	60	5,8	23,69
	10	0	0,1	2,1	4	3	0,2	60	5,8	23,18
	10	0	0,1	2,1	4,4	3	0,2	60	5,8	24,7
	10	0	0,1	2,1	4,2	3,2	0,2	60	5,8	24,1
	10	0	0,1	2	4,1	3,1	0,2	60	5,8	23,69
	10	0	0,1	2,2	4,2	3,1	0,3	60	5,8	24,7
	10	0	0,1	2,3	4,2	3,2	0,2	60	5,8	24,3
Mittelwert	10	0	0,13	2,13	4,13	3,02	0,21	60	5,8	23,933
Standardabw.	0	0	0,048304589	0,105934991	0,211081869	0,147572957	0,031622777	0	9,36222E-16	0,798944443

Blaue Knochenplatte

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,2	0,2	0,2	0	60	5,8	0,73
	10	0	0,1	1,9	3,6	2,9	0,2	59	5,8	22,51
	10	0	0,1	1,8	3,9	2,7	0,2	59	5,8	22,81
	10	0	0,2	2	3,9	3	0,2	59	5,8	24,1
	10	0	0,1	1,9	3,9	2,8	0,2	59	5,8	22,91
	10	0	0,1	2	3,8	2,9	0,2	59	5,8	23,61
	10	0	0,1	2	3,8	2,9	0,2	59	5,8	22,99
	10	0	0,1	1,9	4,2	2,8	0,2	59	5,8	23,84
	10	0	0,1	2	3,9	2,9	0,2	59	5,8	23,28
	10	0	0,1	2,1	4	3	0,2	59	5,8	24,2
	10	0	0,1	1,9	3,7	2,7	0,2	59	5,8	22,71
Mittelwert	10	0	0,11	1,95	3,87	2,86	0,2	59	5,8	23,296
Standardabw.	0	0	0,031622777	0,084983659	0,163639169	0,10749677	2,92569E-17	0	9,36222E-16	0,605386929

Blaue Handknochenplatte

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,2	0,3	0,2	0	60	5,8	0,73
	10	0	0,1	2,1	3,7	2,8	0,2	60	5,8	21,76
	10	0	0,1	2,1	4,4	2,9	0,2	60	5,8	24,1
	10	0	0,2	2,2	4,1	3	0,2	60	5,8	23,68
	10	0	0,1	2,2	4,1	3	0,2	60	5,8	24,1

	10	0	0,1	2,1	4,2	2,9	0,2	60	5,8	23,59
	10	0	0,2	2,2	4,1	3,1	0,2	60	5,8	24,7
	10	0	0,1	2,2	4	3,1	0,2	60	5,8	24
	10	0	0,1	2,2	4,4	2,9	0,2	60	5,8	24,3
	10	0	0,1	2	4,2	3	0,2	60	5,8	23,28
	10	0	0,1	2,1	4,2	3,1	0,2	60	5,8	23,47
Mittelwert	10	0	0,12	2,14	4,14	2,98	0,2	60	5,8	23,698
Standardabw.	0	0	0,0421637	0,0699206	0,20110804	0,10327956	2,9256E-17	0	9,3622E-16	0,80106596

L-förmige Platte mit Schrauben

	Dauer [s]	Monitor FD [μSv]	Monitor BV [μSv]	Kopf [μSv]	Arm [μSv]	Fuß [μSv]	Tischende [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,2	0,2	0,2	0	60	5,8	0,72
	10	0	0,1	2,1	3,9	3,1	0,2	60	5,8	22,58
	10	0	0,2	2,3	4,3	3,3	0,2	60	5,8	25,31
	10	0	0,1	1,9	3,9	2,8	0,2	60	5,8	21,66
	10	0	0,1	2,1	4	3,1	0,2	60	5,8	24,3
	10	0	0,2	2	4,2	2,8	0,2	60	5,8	24,09
	10	0	0,1	2	4,2	3,3	0,2	60	5,8	24,3
	10	0	0,1	2	4,3	3,3	0,2	60	5,8	23,9
	10	0	0,2	2,1	4,3	3,4	0,2	60	5,8	24,6
	10	0	0,1	2,3	4,1	3,2	0,2	60	5,8	24,4
	10	0	0,1	2	4,1	2,9	0,2	60	5,8	23,08
Mittelwert	10	0	0,13	2,08	4,13	3,12	0,2	60	5,8	23,822
Standardabw.	0	0	0,04830459	0,13165612	0,15670213	0,22010099	2,9256E-17	0	9,3622E-16	1,07784559

Phantommessung horizontal BV-C-Bogen

Mittlerer Abstand

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,3	0,2	0,4	3,1	61	7,2	1,4
	10	0,1	0,1	3,1	3,4	6	27,1	63	7,6	31,2
	10	0,1	0,1	3,2	3,5	6,5	27,6	63	7,5	31,6
	10	0,1	0,1	3,3	3,3	6,3	25,8	61	7,2	31,1
	10	0,1	0,1	2,7	2,8	5,2	24,6	61	7,2	26,6
	10	0,1	0,1	2,7	2,9	5,7	24	61	7,2	26,1
	10	0	0,1	2,5	2,8	5,4	25,9	61	7,2	27,9
	10	0,1	0,1	2,8	3	5	24,4	61	7,2	28,5
	10	0,1	0,1	2,2	3,3	4,5	28,3	61	7,2	29,2
	10	0,1	0,1	3	2,9	5,8	26,3	61	7,2	28,6
	10	0,1	0,1	2,9	2,9	5,6	25,6	61	7,2	28,4
Mittelwert	10	0,09	0,1	2,84	3,08	5,6	25,96	61,4	7,27	28,92
Standardabw.	0	0,03162278	1,4628E-17	0,33399933	0,26583203	0,60369234	1,40886085	0,84327404	0,14944341	1,88962077

Detektor am Phantom

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,4	0,3	0,8	3,1	61	7,3	12
	10	0,1	0,1	3,9	3,8	7,3	27,7	61	7,2	30,4

	10	0,1	0,1	3,4	3,6	6	30	61	7,2	28,8
	10	0,1	0,1	3,6	3,5	6,1	28,9	61	7,2	29,2
	10	0,1	0	3,3	3,4	5,5	28,9	61	7,2	27,5
	10	0,1	0,1	3,5	3,5	6	31,8	61	7,2	29,7
	10	0,1	0,1	3,5	3,5	6	31,1	61	7,2	28,9
	10	0,1	0,1	3,4	3,4	5,8	27,4	61	7,2	27,6
	10	0,1	0	3,2	3	5,7	25,6	61	7,2	24,6
	10	0,1	0	2,9	2,5	5,2	22,5	61	7,2	23,1
	10	0	0,1	3,4	3,3	6,3	25,9	61	7,2	25,6
Mittelwert	10	0,09	0,07	3,41	3,35	5,99	27,98	61	7,2	27,54
Standardabw.	0	0,03162278	0,04830459	0,26012817	0,36285902	0,55866905	2,79952377	0	9,3622E-16	2,3843005

Detektor am Phantom mit Blende

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,3	0,2	0,6	3,3	64	7,8	1,2
	10	0	0	1,9	2	4,5	16,6	64	7,8	15,3
	10	0	0	2	2	4,4	17,6	64	7,8	15,1
	10	0	0	2,1	2,1	4,5	18,1	64	7,8	16,1
	10	0	0	1,9	2,1	4,4	16,4	64	7,8	15,2
	10	0	0	1,9	1,9	4	16,7	63	7,7	15
	10	0	0	1,8	1,8	3,8	16,3	63	7,7	14,5
	10	0	0	1,9	1,8	4	15,1	63	7,7	14,3
	10	0	0	2	1,9	3,9	16,9	63	7,7	14,8
	10	0	0	1,9	1,9	3,9	17,2	63	7,7	14,9

	10	0	0	1,7	1,7	3,6	16,5	63	7,6	14,5
Mittelwert	10	0	0	1,91	1,92	4,1	16,74	63,4	7,73	14,97
Standardabw.	0	0	0	0,11005049	0,13165612	0,32317866	0,80993827	0,51639778	0,06749485	0,51434964

Strahler am Phantom

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,3	0,1	0,6	0,6	58	6,6	1,3
	10	0	0	2,3	0,9	5,5	4,1	58	6,6	23,2
	10	0	0	2,4	1	5,6	4,3	58	6,6	23,8
	10	0	0	2,1	0,8	5,1	3,6	58	6,6	20,5
	10	0	0	2,3	0,9	5,5	4,4	58	6,6	22,4
	10	0	0	2,3	0,9	5,9	5	58	6,6	21,6
	10	0	0	2,7	1,1	6,4	5,3	58	6,6	22,2
	10	0	0	2,6	1	6,4	5,3	58	6,6	22,2
	10	0	0	2,7	1,1	6,5	5,2	58	6,6	22,4
	10	0	0	2,5	1	6,8	5,1	58	6,6	22,1
	10	0	0	2,7	1,1	6,7	5,5	58	6,6	22,8
Mittelwert	10	0	0	2,46	0,98	6,04	4,78	58	6,6	22,32
Standardabw.	0	0	0	0,21186998	0,10327956	0,59292121	0,63385943	0	0	0,88919439

Strahler am Phantom mit Blende

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,1	0,4	0,4	56	6,2	0,8
	10	0	0	0,8	0,4	2,1	1,7	56	6,2	7,6
	10	0	0	0,9	0,4	2,2	1,8	56	6,2	8,1
	10	0	0	0,9	0,4	2,1	1,8	56	6,2	8,1
	10	0	0	0,8	0,4	2,2	1,8	56	6,2	7,7
	10	0	0	0,8	0,3	2	1,7	56	6,2	7,4
	10	0	0	0,8	0,3	2	1,7	56	6,2	8,5
	10	0	0	0,8	0,4	2,2	1,7	56	6,2	8
	10	0	0	0,8	0,4	1,9	1,7	56	6,2	7,7
	10	0	0	0,8	0,4	2	1,7	56	6,2	7,9
	10	0	0	0,9	0,4	2,1	1,7	56	6,2	8,1
Mittelwert	10	0	0	0,83	0,38	2,08	1,73	56	6,2	7,91
Standardabw.	0	0	0	0,04830459	0,0421637	0,10327956	0,04830459	0	9,3622E-16	0,31780497

Phantommessung horizontal FD-C-Bogen

Mittlerer Abstand

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,2	0,3	0,9	63	6,9	0,6
	10	0	0,1	2,3	2,2	4,1	10,3	57	5,2	19,5

	10	0	0,1	2,2	2	3,5	8,6	57	5,2	18,9
	10	0	0,1	2,2	2	3,5	8,7	57	5,2	18,9
	10	0	0,1	2	1,9	3,3	8,8	57	5,2	18,1
	10	0	0,1	2,1	2	3,6	9,1	57	5,2	19
	10	0	0,1	2,3	2,2	3,9	10,7	57	5,2	18,7
	10	0	0,1	2,1	1,9	3,6	8,2	57	5,2	18,2
	10	0	0,1	2,1	1,9	3,7	8,5	57	5,2	18
	10	0	0,1	2,2	2	3,9	8,9	57	5,2	18,9
	10	0	0,1	2,1	2	3,6	8,5	57	5,2	18,5
Mittelwert	10	0	0,1	2,16	2,01	3,67	9,03	57	5,2	18,67
Standardabw.	0	0	1,4628E-17	0,09660918	0,11005049	0,23593784	0,8179242	0	9,3622E-16	0,46916001

Detektor am Phantom

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,2	0,2	0,3	1	63	7	0,62
	10	0,1	0,7	4,7	4,8	7,6	21,1	63	7,1	39,08
	10	0,1	0,7	4,5	4,7	6,9	20,7	63	7,2	37,9
	10	0,1	0,7	4,6	5	7,3	21,9	64	7,2	38,2
	10	0,1	0,9	4,4	4,9	6,8	20,9	64	7,2	38,1
	10	0,1	0,8	4,5	4,7	7	21,1	64	7,2	37,1
	10	0,1	0,7	4,4	4,7	8	20,8	64	7,2	38,2
	10	0,1	0,9	4,4	4,8	8,1	21,2	64	7,2	38,6
	10	0	0,8	4,5	5,1	7,5	21,9	64	7,2	38,4
	10	0,1	0,7	4,4	4,8	7,6	21,6	64	7,2	36,5

	10	0,1	0,8	4,2	4,7	7,4	20,9	64	7,2	36
Mittelwert	10	0,09	0,77	4,46	4,82	7,42	21,21	63,8	7,19	37,808
Standardabw.	0	0,03162278	0,08232726	0,13498971	0,13984118	0,43665394	0,44083255	0,42163702	0,03162278	0,97055311

Detektor am Phantom mit Blende

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,1	0,2	0,5	63	6,8	0,4
	10	0	0,1	1,7	1,8	3,1	8,3	63	6,9	14,3
	10	0	0,1	1,7	1,9	3	9,1	63	6,9	14
	10	0	0,1	1,7	1,9	3	8,2	63	6,9	14,3
	10	0	0,1	1,7	1,8	2,9	8,3	63	6,9	14
	10	0	0,1	1,6	1,8	3,1	8,3	63	6,9	12,6
	10	0	0,1	1,8	2	3,4	8,8	63	6,9	14,8
	10	0	0,1	1,7	1,9	3,4	7,9	63	6,9	13,7
	10	0	0,1	1,7	1,9	3,3	8,7	63	6,9	14
	10	0	0,1	1,7	2	3,2	8,8	63	6,9	14,3
	10	0	0,1	1,5	1,8	2,9	7,9	63	6,9	12,4
Mittelwert	10	0	0,1	1,68	1,88	3,13	8,43	63	6,9	13,84
Standardabw.	0	0	1,4628E-17	0,07888106	0,07888106	0,18885621	0,40290611	0	0	0,76478029

Strahler am Phantom

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,2	0,2	0,4	0,4	64	7,2	1,04
	10	0	0,1	4,2	4	7,9	10,7	64	7,2	38,84
	10	0	0,1	4,2	4,1	8,1	10,9	64	7,2	39,47
	10	0	0,1	4	3,8	7,7	10,1	64	7,2	38,26
	10	0	0,1	3,9	4	7,7	10,2	64	7,1	37,89
	10	0	0,1	3,9	3,6	7,9	8,8	64	7,1	36
	10	0	0,1	4,2	3,8	7,7	9,7	64	7,1	37,8
	10	0	0,1	4,2	4	8,1	9	64	7,1	37,8
	10	0	0,1	4	3,8	7,6	9,6	64	7,1	36
	10	0	0,1	4	3,8	7,6	9,5	64	7	36,7
	10	0	0,1	4,1	3,9	7,9	9,8	64	7	37,6
Mittelwert	10	0	0,1	4,07	3,88	7,82	9,83	64	7,11	37,636
Standardabw.	0	0	1,4628E-17	0,12516656	0,14757296	0,18737959	0,67007462	0	0,07378648	1,13290384

Strahler am Phantom mit Blende

	Dauer [s]	Monitor [μSv]	Hinter Strahler [μSv]	Kopf Detektor [μSv]	Kopf Strahler [μSv]	Arm Detektor [μSv]	Arm Strahler [μSv]	[kV]	[mA]	DFP [cGycm²]
	1	0	0	0,1	0,1	0,2	0,3	64	7,2	0,4
	10	0	0	1,9	1,7	3,5	3,5	64	7,2	15,8
	10	0	0	1,8	1,7	3,5	3,3	64	7,2	15,4
	10	0	0	1,8	1,7	3,2	3	64	7,2	15,9

	10	0	0	1,8	1,7	3,4	3,5	64	7,2	15,9
	10	0	0	1,8	1,7	3,4	3,5	64	7,2	15,4
	10	0	0	1,9	1,8	3,3	3,8	64	7,2	16,6
	10	0	0	1,8	1,7	3,2	3,5	64	7,2	15,9
	10	0	0	1,7	1,6	3,1	3,3	64	7,2	15,3
	10	0	0	1,9	1,8	3,4	3,6	64	7,2	16,6
	10	0	0	1,7	1,6	3,1	3,3	64	7,2	15,3
Mittelwert	10	0	0	1,81	1,7	3,31	3,43	64	7,2	15,81
Standardabw.	0	0	0	0,07378648	0,06666667	0,15238839	0,21628171	0	9,3622E-16	0,48636977