

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie - Plastische Operationen der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Experimentelle Untersuchungen zum Einfluss der Röntgenschürze, bei der Erstellung einer DVT-Aufnahme, auf die Ortsdosis auf Brustdrüseniveau – unter dem Aspekt des Strahlenschutzes

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Helena Albrecht
aus Trier

Mainz, 2024

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. U. Förstermann

1.Gutachter: Prof. Dr. Dr. B. Al-Nawas

2.Gutachter: dto. Univ.-Prof. Dr. G. Kaeppler

Tag der Promotion: 14. Oktober 2024

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	IV
Tabellenverzeichnis.....	VI
Einleitung.....	1
1.1 Die digitale Volumentomographie.....	1
1.2 Die rechtfertigende Indikation.....	2
1.3 Physikalischer Hintergrund.....	3
1.4 Ziel der Studie.....	8
2 Literaturdiskussion.....	10
2.1 Die Gewichtung der Organe laut ICRP.....	10
2.2 Strahlenbiologische Reaktionskette.....	11
2.3 Risikofaktoren für Brustkrebs.....	13
2.4 Aufnahmetechniken in der Zahnmedizin und daraus resultierende effektive Dosis.....	14
2.5 Vergleichbare Studien.....	15
3 Material und Methoden.....	19
3.1 Das weibliche Alderson Rando Phantom.....	19
3.2 Die Strahlenschutzmaßnahmen.....	20
3.3 Messgrößen.....	20
3.3.1 Ortsdosis.....	20
3.3.2 Oberflächendosis.....	21
3.4 Die DVT-Geräte und Programme.....	21
3.4.1 Das KaVo OP 3D Vision – ein gepulstes 120 kV Gerät.....	22
3.4.2 Das Morita 3D Accuitomo – ein reines DVT-Gerät.....	24
3.4.3 Das Sirona Orthophos SL – ein Kombinationsgerät.....	25
3.5 Die Messgeräte.....	26
3.5.1 Das TOL-F Dosimeter.....	26
3.5.2 Das X5C Plus Dosimeter.....	27
3.6 Versuchsanordnung (Organigramm).....	29
3.7 Vorversuche zur Auswahl des Messgerätes.....	30
3.7.1 Eichkurven.....	30
3.7.2 Messungen in der Waagerechten auf Höhe der Mamillen.....	32
3.8 Phantombezogene Vorversuche.....	33
3.8.1 Streustrahlung ausgehend vom Kopf.....	33
3.9 Gerätebezogene Vorversuche.....	33
3.9.1 Geräteseitiger Strahlenschutz.....	33
3.9.2 Auswirkungen der Kinnstütze, exemplarisch gemessen im OP 3D Vision.....	34
3.10 Vorversuche zur Durchdringungsfähigkeit der Strahlung.....	34
3.10.1 Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung nach zentral.....	34

3.10.2	Demonstration der Streustrahlung auf Brustdrüsenniveau	35
3.11	Versuche zur Sondenpositionierung	36
3.11.1	Auswirkungen der Positionierung der Sonde von zentral vs. von lateral.....	36
3.11.2	Reproduzierbarkeit der Messergebnisse	36
3.12	Hauptversuche	37
3.12.1	OP 3D Vision	38
3.12.2	3D Accuitomo	39
3.12.3	Orthophos SL	40
3.13	Statistische Auswertung	40
4	Ergebnisse.....	41
4.1	Vorversuche zur Auswahl des Messgeräts.....	41
4.1.1	Eichkurven	41
4.1.2	Messungen in der Waagerechten auf Höhe der Mamillen.....	43
4.2	Phantom- und gerätebezogene Vorversuche	44
4.3	Vorversuche zur Durchdringungsfähigkeit der Strahlung	45
4.3.1	Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung nach zentral	45
4.3.2	Demonstration der Streustrahlung auf Brustdrüsenniveau.....	46
4.4	Versuche zur Sondenpositionierung	46
4.4.1	Auswirkungen der Positionierung des Dosimeters von zentral vs. von lateral	46
4.4.2	Reproduzierbarkeit der Messergebnisse.....	47
4.5	Analyse der Wertepaare	49
4.5.1	Der Rechts-Links-Vergleich	49
4.6	Hauptversuche	49
4.6.1	OP 3D Vision	51
4.6.2	3D Accuitomo	52
4.6.3	Orthophos SL.....	53
5	Diskussion	55
5.1	Bewertung von Material und Methode	55
5.1.1	Stärken und Schwächen des Setups und Auswahl des Dosimeters.....	55
5.1.2	Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlung	58
5.1.3	Reproduzierbarkeit und Auswahl der Messstellen	59
5.2	Bewertung der Hauptversuche	59
5.3	Ausblick.....	62
6	Zusammenfassung.....	63
7	Literaturverzeichnis.....	65
	Danksagung	1
	Tabellarischer Lebenslauf.....	2

Abkürzungsverzeichnis

-	Ohne angelegte Röntgenschürze
+	Mit angelegter Röntgenschürze
ALADA	As Low As Diagnostically Acceptabl
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
CBCT	Cone Beam Computed Tomographie
COV	Variationskoeffizient
CT	Computertomographie
DAP	Dosisflächenprodukt
DVT	Digitale Volumentomographie
FOV	Field of view
HNO	Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde
ICRP	International Commission on Radiological Protection = internationale Strahlenschutzkommission
ICRU	International Commission on Radiation Units
LET	Linearer Energietransfer
LNT-Modell	Linear-No-Treshold-Modell
Lp	Linienpaare
MKG	Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
NNH	Nasennebenhöhlen
PMMA	Polymethylmethacrylat
PSA	Panoramaschichtaufnahme
RöV	Röntgenverordnung
SD	Standard Definition
SI	Système International d'unités = internationales Einheitensystem
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
SSK	Strahlenschutzkommission
StrSchG	Strahlenschutzgesetz
StrSchV	Strahlenschutzverordnung
TLD	Thermolumineszenzdosimeter

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Eigene Darstellung zum LET. Oben abgebildet ist eine Schemazeichnung eines langsamen Teilchens, wie beispielsweise eines Alpha-Teilchens, welches einen hohen linearen Energietransfer hat. Durch ihre zweifach positive Ladung kommt es zur Ionisation der umliegenden Atome. Die Bahn eines Elektrons, welches eine wesentlich geringere Ladung trägt, ist deutlich gewundener, wodurch der Energieverlust pro Strecke, und damit die Ionisationen pro Strecke, ebenfalls deutlich geringer ausfallen	4
Abbildung 2: Stark vereinfachte eigene Darstellung des LNT-Modells, welches die Proportionalität der Strahlendosis zur Wahrscheinlichkeit des Eintretens eines stochastischen Schadens zeigt. Diese Hypothese gilt oberhalb von 100mGy Strahlendosis als gesichert	5
Abbildung 3: Die Abbildung gibt eine schematische Übersicht über die Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie. Diese lassen sich in vier Phasen unterteilen. Die Phasen lauten 1. Physikalische Phase, 2. Physikalisch-chemische Phase, 3. Biochemische Phase und 4. Biologische Phase	12
Abbildung 4: Schaubild über die Hauptreaktionsmechanismen der Radiolyse des Wassers. Durch Rekombination kann aus den OH ⁻ Radikalen Wasserstoffperoxid entstehen	13
Abbildung 5: Das weibliche Alderson Rando Phantom, Frontalansicht. Aus (Baumeister, 2010)	19
Abbildung 6: Die verwendete Röntgenschürze aus der Röntgenabteilung der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Plastische Operationen der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz.	20
Abbildung 7: Das OP 3D Vision, welches in der der Röntgenabteilung der Klinik und Poliklinik MKG der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz steht	23
Abbildung 8: Auswahl des FOV beim OP 3D Vision, Screenshot der Benutzeroberfläche	23
Abbildung 9: Das 3D Accuitomo in der Röntgenabteilung der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Plastische Operationen der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz	24
Abbildung 10: Das Orthophos SL in der Röntgenabteilung der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Plastische Operationen der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz	25
Abbildung 11: Das TOL-F Grundgerät, welches der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz gehört	27
Abbildung 12: Die TOL-F Sonde die an das TOL-F Grundgerät angeschlossen wird	27
Abbildung 13: Das X5C Plus Dosisleistungsmessgerät der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz	27
Abbildung 14: Scout Aufnahme des X5C Plus Dosisleistungsmessgerät. Der blaue Pfeil zeigt auf die Messkammer	28
Abbildung 15: Organigramm zur Strukturierung der Vorversuche	29
Abbildung 16: Organigramm zur Strukturierung der Hauptversuche	30
Abbildung 17: Versuchsaufbau zum Erstellen der Eichkurve mit dem X5C Plus Dosimeter und dem Intraoralstrahler der Firma Dentsply Sirona	31
Abbildung 18: Versuchsaufbau zum Erstellen der Eichkurve mit dem TOL-F Dosimeter und dem Intraoralstrahler der Firma Dentsply Sirona	31
Abbildung 19: Versuchsanordnung zum Erstellen der Eichkurve mit dem X5C Plus Dosimeter im 3D Accuitomo	31
Abbildung 20: Versuchsanordnung zum Erstellen der Eichkurve mit dem TOL-F Dosimeter im 3D Accuitomo	31
Abbildung 21: Markierungen der Positionen für die Vergleichsmessungen am Alderson Rando Phantom	32
Abbildung 22: Positionierung des TOL-F Dosimeters an Position 2 im 3D Accuitomo	32
Abbildung 23: Positionierung des X5C Plus Dosimeters an Position 5 im OP 3D Vision	32
Abbildung 24: Versuchsaufbau zur Untersuchung des Kopfes als Streustrahlungsquelle, exemplarisch gemessen am OP 3D Vision	33
Abbildung 25: Die Blende des OP 3D Vision wird mit Bleifolie abgeschirmt – Ansicht von lateral	34

Abbildung 26: Die Blende des OP 3D Vision wird mit Bleifolie abgeschirmt – Ansicht von kaudal	34
Abbildung 27: Der Versuchsaufbau zur Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung nach zentral. Die zugeschnittene Speicherfolie wird nach zentral durch den Schraubkanal in die Brust des Phantoms eingeführt	35
Abbildung 28: Der Vista Scan von Dürr Dental, der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz	35
Abbildung 29: Versuchsaufbau zur Demonstration der Streustrahlung auf der Höhe der Brust mittels extrahierten Zähnen und Speicherfolie – von frontal	35
Abbildung 30: Versuchsaufbau zur Demonstration der Streustrahlung auf der Höhe der Brust mittels extrahierten Zähnen und Speicherfolie – von dorsal/ kranial	35
Abbildung 31: Sonde von lateral auf Höhe der rechten Mamille	36
Abbildung 32: Sonde von zentral auf Höhe der rechten Mamille	36
Abbildung 33: Sonde von lateral auf Höhe der linken Mamille	36
Abbildung 34: Sonde von zentral auf Höhe der linken Mamille	36
Abbildung 35: Versuchsaufbau im Orthophos SL zur Messung auf Höhe der linken Mamille mit Röntgenschürze	37
Abbildung 36: Versuchsaufbau im Orthophos SL zur Messung auf Höhe der rechten Mamille ohne Röntgenschürze	37
Abbildung 37: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im OP 3D Vision – Messung auf Höhe der rechten Mamille ohne Röntgenschürze	38
Abbildung 38: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im OP 3D Vision – Messung auf Höhe der rechten Mamille mit Röntgenschürze	38
Abbildung 39: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im 3D Accuitomo – Messung auf Höhe der rechten Mamille ohne Röntgenschürze	39
Abbildung 40: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im 3D Accuitomo – Messung auf Höhe der rechten Mamille mit Röntgenschürze	39
Abbildung 41: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im Orthophos SL – Messung auf Höhe der rechten Mamille ohne Röntgenschürze	40
Abbildung 42: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im Orthophos SL – Messung auf Höhe der rechten Mamille mit Röntgenschürze	40
Abbildung 43: Scan der Speicherfolie, Messung ohne Röntgenschürze	45
Abbildung 44: Scan der Speicherfolie, Messung mit Röntgenschürze	45
Abbildung 45: Scan der Speicherfolie mit aufgelegten extrahierten Zähnen	46
Abbildung 46: Ausgabe aus SPSS zur deskriptiven Statistik der Messwerte zur Reproduzierbarkeit. ProEinsLiMa steht für Programm 3.1 linke Mamille (-), analog dazu steht ProZweiReMaRS für P 3.2 rechte Mamille (+), usw. RS steht für Röntgenschürze	48
Abbildung 47: Ausgabe aus SPSS. Hier wurde ein t-Test für verbundene Stichproben gemacht, um auf statistische Signifikanz zu testen	49
Abbildung 48: Ausgabe aus SPSS, rechts sind die p-Werte zu entnehmen	51

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über die aktuellen Gewebe-Wichtungsfaktoren.....	10
Tabelle 2: Übersicht über verschiedene intraorale Aufnahmearten und die dabei entstehende effektive Dosis. Nach (Pasler and Visser, 2000).....	14
Tabelle 3: Effektive Dosis, die durchschnittlich beim Erstellen einer PSA, eines Zahnfilms (digital) und einer DVT-Aufnahme anfällt.	15
Tabelle 4: Auszug einiger diskutabler Ergebnisse aus der Studie von Rottke et al. Nach (Rottke, Grossekketter, et al., 2013).....	16
Tabelle 5: Die wichtigsten Eigenschaften der Röntgengeräte OP 3D Vision, 3D Accuitomo, Orthophos SL	22
Tabelle 6: Technische Daten des KaVo OP 3D Vision. Aus (Corporation;, 2017).....	23
Tabelle 7: Technische Daten des 3D Accuitomo. Aus (J._MORITA_MFG_CORP., 2021).....	25
Tabelle 8: Technische Daten des Orthophos SL. Aus (Dentsply_Sirona, 2020)	26
Tabelle 9: Ergebnisse der Messreihe der Vergleichsmessungen zwischen dem TOL-F Dosimeter und dem X5C Dosimeter von Graetz am Intraoralstrahler	42
Tabelle 10: Ergebnisse der Messreihe der Vergleichsmessungen zwischen dem TOL-F Dosimeter und dem X5C Dosimeter von Graetz am OP 3D Vision.....	42
Tabelle 11: Messwerte zur waagerechten Messreihe mittels TOL-F Dosimeter und X5C Plus Dosimeter	43
Tabelle 12: Ergebnisse zu den phantom- und gerätebezogenen Vorversuchen	44
Tabelle 13: Messwerte zum Vorversuch zur Positionierung des TOL-F Dosimeters von zentral vs. von lateral.....	47
Tabelle 14: Messwerte zum Vorversuch zur Reproduzierbarkeit des Versuchsaufbaus. Die Versuche wurden im Orthophos SL durchgeführt. Das Programm 3.1 ist im Vergleich zum Programm 3.2 deutlich dosiseinsparender, das Milliampere pro Sekunde-Produkt um 44% reduziert ist.	47
Tabelle 15: Ergebnisse des Rechts-Links-Vergleichs.....	49
Tabelle 16: Übersicht über die Messergebnisse der Hauptversuche	50
Tabelle 17: Ergebnisse der Messungen im OP 3D Vision	51
Tabelle 18: Ergebnisse der Messungen im 3D Accuitomo	52
Tabelle 19: Ergebnisse der Messungen im Orthophos SL	53
Tabelle 20: Übersicht über die Reduktion der Dosis auf Höhe der Brustdrüse, durch Anlegen der Röntgenschrürze.....	60

Einleitung

1.1 Die digitale Volumentomographie

Die *digitale Volumentomographie* (DVT) – im englischsprachigen Raum als „Cone Beam Computed Tomographie“ (CBCT) bekannt – wurde bereits 1998 in der Zahnmedizin verwendet. Der erstmalige Einsatz wurde von Mozzo am NewTom 900 beschrieben (Mozzo et al., 1998). Sie dient wie die Computertomographie (CT) dazu eine dreidimensionale Aufnahme anzufertigen.

Der grundlegende Unterschied beider Techniken besteht, wie die englische Bezeichnung bereits verrät, in der Geometrie des Strahlenbündels und der daraus resultierenden *z-Abdeckung*. Unter der *z-Abdeckung* versteht man die Höhe des exponierten Areals entlang der Körperlängsachse, was abhängig ist vom Konuswinkel des Röntgenstrahls. So wird bei der DVT ein kegel- oder pyramidenförmiger Strahl emittiert, der durch das Untersuchungsobjekt und dann auf den Flächendetektor trifft. Bei der CT hingegen handelt es sich um einen fächerförmigen Strahl, ähnlich wie bei der Panoramaschichtaufnahme (PSA). Die Höhe des zu untersuchenden Areals lässt sich bei der DVT durch die Auswahl des *field of view* (FOV) bestimmen. Bei der DVT genügt bereits ein einzelner Umlauf um das Objekt, wohingegen bei der CT mehrfach um das Objekt rotiert werden muss, da der fächerförmige Strahl lediglich eine geringe Breite erfasst. Es resultiert eine höhere *z-Abdeckung* bei der CT (Lübbers and Dula, 2021).

Die mathematische Grundlage der DVT, die *Radon-Transformation*, wurde bereits vor über 100 Jahren formuliert. Die Radon-Transformation ist eine Integraltransformation einer Funktion in zwei Variablen. Unterschieden werden muss die Radon-Transformation und deren Rückprojektion.

Durch die *Radon-Transformation* werden Schnittbilder erzeugt, welche wieder rückberechnet werden müssen, um übereinander gelagert werden können, damit ein dreidimensionales Bild entsteht. Dieser Schritt bezeichnet sich als *Rückprojektion*.

Das Ergebnis der Rückprojektion liegt als zylindrisches Volumen vor, welches aus *Voxeln* besteht. Voxel sind meist kubische Elemente, welche eine bestimmte, vom Behandler auszuwählende Kantenlänge und einen Absorptionswert besitzen und damit die für die Weiterverarbeitung notwendigen Informationen erhalten. Unter einem Voxel kann man sich die dreidimensionale Version eines Pixels vorstellen. Das Voxel determiniert somit die kleinste darstellbare Struktur, entspricht allerdings nicht der *Ortsauflösung*. Die Ortsauflösung ist aus technischen Gründen immer kleiner als die Voxelgröße und wird in Linienpaaren (Lp) pro Millimeter angegeben (Bianchi et al.). Ein hochauflösendes DVT kann beispielsweise eine Ortsauflösung von mehr als 2 Lp pro mm beinhalten, bei einer Voxelgröße von $0,125 \text{ mm}^3$.

Die *Graustufentiefe* beträgt in der Regel 12 Bit, was 4096 Graustufen entspricht. Es gibt allerdings auch die Möglichkeit DVTs mit 16 Bit anzufertigen. Die Bittiefe orientiert sich an der Hounsfield-Skala, welche die Abschwächung von Röntgenstrahlung in verschiedenen Gewebetypen im Vergleich zu Luft und Wasser beschreibt. Durch die sogenannte *Fensterung* (Auswahl der relevanten Graustufen) können verschiedene Strukturen vom Behandler besser beurteilt werden. So lässt sich, wie bei der CT, beispielsweise ein Knochenfenster oder Weichteilfenster anlegen, Helligkeit und Kontrast sind entsprechend angepasst. Die Voxelgröße hat ebenfalls einen Einfluss auf das *Bildrauschen*. Bedingt durch den konischen Röntgenstrahl lässt sich in einer DVT-Aufnahme mehr Bildrauschen erkennen als in einer CT-Aufnahme. Hinzu kommt, dass bei kleinen Voxeln ein höherer Rauschanteil vorzufinden ist, was bei der Auswahl der Voxelgröße zu berücksichtigen ist.

Die *Indikationen* zur Anfertigung einer DVT-Aufnahme in der Zahnmedizin sind vielfältig. Für einige Anforderungen ist die PSA allein nicht ausreichend, da sie lediglich zwei Dimensionen abdeckt und es zu Überlagerungseffekten z.B. im Bereich des Sinus maxillaris oder des Canalis mandibulae kommt, was die Diagnostik erschwert. Um die dritte Dimension abbilden zu können, muss zusätzlich eine weitere Röntgenaufnahme angefertigt werden, wie beispielsweise die Henkeltopfaufnahme, was wiederum eine

weitere höhere Strahlenbelastung für den Patienten bedeutet und außerdem Equipment und Zeit erfordert und keine – mit der DVT-Aufnahme vergleichbare – gute Interpretationsqualität liefert.

Die DVT findet auch in anderen Fachbereichen, wie zum Beispiel der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG) oder der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde (HNO) Anwendung. Hierbei wird sie in der MKG beispielsweise zur Tumordiagnostik, Frakturdiagnostik oder zur Beurteilung zystischer Raumforderungen verwendet. Die Kollegen der HNO verwenden die DVT, um Aufnahmen der Nasennebenhöhlen (NNH), des Mittel- und Innenohres anzufertigen. Hierbei werden allerdings FOVs ausgewählt, welche grundverschieden zu denen die in der Zahnmedizin verwendet werden, sind und nicht Teil der Untersuchungen darstellen.

Jede Röntgenaufnahme – nicht nur in der Zahnmedizin – muss nach dem sogenannten *ALARA-Prinzip* angefertigt werden. ALARA steht für „As Low As Reasonably Achievable“ was zu Deutsch so viel bedeutet wie: so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar. Gemeint ist, dass die Strahlenbelastung von Mensch, Tier und Umwelt immer – auch unterhalb der Grenzwerte – so gering wie möglich gehalten werden sollte, ohne eine – bezogen auf die klinisch-radiologische Fragestellung – nicht tolerierbare Verschlechterungen der Aufnahmequalität einzufahren. Das neue, unterstützende Konzept nennt sich ALADA, was für „As Low As Diagnostically Acceptable“ steht. Das *ALADA-Prinzip* unterstreicht nochmals, dass die Aufnahmequalität nur ausreichend sein soll, um Diagnostik betreiben zu können, und dass nicht ein besonders schönes, detailreiches Bild durch Dosiserhöhung erstellt werden darf.

Hierzu können verschiedene *Strahlenschutzmittel* eingesetzt werden, wie zum Beispiel die Röntgenschürze. Ein wichtiger Bestandteil des Strahlenschutzes, wenn nicht gar der Wichtigste im Zuge einer Röntgenaufnahme, ist die Reduktion der Projektionsfläche des primären Strahlenbündels durch *Einblenden*. Bei der DVT soll ein FOV verwendet werden, was nicht unnötig groß ist und möglichst nur den zu untersuchenden Bereich abdeckt. Außerdem müssen bei jeder Röntgenaufnahme die Beschleunigungsspannung, angegeben in Kilovolt (kV), die Expositionszeit in Sekunden (s), sowie die erzeugte Röhrenstromstärke in Milliampere (mA), individuell angepasst werden.

Allgemein gilt: Ein Röntgenbild, egal welcher Ausführung, darf erst nach Stellen einer rechtfertigenden Indikation angefertigt werden, auf diese wird im Folgenden genauer eingegangen.

1.2 Die rechtfertigende Indikation

Die rechtfertigende Indikation wird sowohl in § 119 „Rechtfertigende Indikation“ der *Strahlenschutzverordnung* (StrSchV) als auch in § 83 „Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe am Menschen“ des *Strahlenschutzgesetzes* (StrSchG) wie folgt beschrieben.

So heißt es in § 119 StrSchV: „Der die rechtfertigende Indikation stellende Arzt oder Zahnarzt hat neben der Einhaltung der Anforderungen nach § 83 Absatz 3 des Strahlenschutzgesetzes zu prüfen, ob es sich bei der vorgesehenen Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe um ein anerkanntes Verfahren nach den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaften [...] handelt, dessen Durchführung durch den Arzt oder Zahnarzt besonders zu begründen ist.“

Die beschriebene Anforderungen nach § 83 StrSchG lauten:

- (1) Ionisierende Strahlung und radioaktive Stoffe dürfen am Menschen nur angewendet werden
 1. im Rahmen einer medizinischen Exposition oder
 2. [...] zur Untersuchung einer Person [...] nach Vorschriften des allgemeinen Arbeitsschutzes oder nach Einwanderungsbestimmungen anderer Staaten.
- (2) Die Anwendung muss einen hinreichenden Nutzen erbringen. Bei der Bewertung, ob die Anwendung einen hinreichenden Nutzen erbringt, ist ihr Gesamtpotential an diagnostischem oder therapeutischem

Nutzen, einschließlich des unmittelbaren gesundheitlichen Nutzens für den Einzelnen [...] gegen die von der Exposition möglicherweise verursachte Schädigung des Einzelnen abzuwägen.

(3) Die Anwendung darf erst durchgeführt werden, nachdem ein Arzt oder Zahnarzt mit der erforderlichen Fachkunde im Strahlenschutz entschieden hat, dass und auf welche Weise die Anwendung durchzuführen ist (rechtfertigende Indikation). Die rechtfertigende Indikation erfordert bei Anwendungen im Rahmen einer medizinischen Exposition die Feststellung, dass der gesundheitliche Nutzen der einzelnen Anwendung gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt [...].

(5) Die Exposition durch eine Untersuchung mit ionisierender Strahlung oder radioaktiven Stoffen ist so weit einzuschränken, wie dies mit den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaft zu vereinbaren ist. Bei der Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe zur Behandlung von Menschen ist die Dosis außerhalb des Zielvolumens so niedrig zu halten, wie dies unter Berücksichtigung des Behandlungsziels möglich ist [...].

Demnach muss der Zahnarzt bei jeder Anwendung von Röntgenstrahlung schriftlich die rechtfertigende Indikation festhalten. Die effektive Dosis ist auf ein Minimum zu beschränken, so weit wie möglich. Außerdem (siehe § 83 Abs. 5 StrSchG) ist die Dosis außerhalb des Zielvolumens so niedrig zu halten wie möglich.

Weitere Anforderungen sind in § 119 Abs. 2-3 StrSchV normiert:

(2) Eine rechtfertigende Indikation ist auch dann zu stellen, wenn eine Anforderung eines überweisen den Arztes oder Zahnarztes vorliegt.

(3) Der die rechtfertigende Indikation stellende Arzt oder Zahnarzt hat vor der Anwendung [...] die verfügbaren Informationen über bisherige medizinische Erkenntnisse heranzuziehen, um jede unnötige Exposition zu vermeiden. Zu diesem Zweck ist die zu untersuchende oder zu behandelnde Person über frühere Anwendungen ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe, die für die vorgesehene Anwendung von Bedeutung sein können, zu befragen.

Der Verordnung und dem Gesetz untergeordnet existiert eine *Empfehlung* der *Strahlenschutzkommission* (Strahlenschutzkommission) zur „Verwendung von Patienten-Strahlenschutzmitteln bei der diagnostischen Anwendung von Röntgenstrahlung am Menschen“ (Strahlenschutzkommission, 2018). In der Empfehlung heißt es: „Die in der Zahnmedizin verwendeten Strahlenenergien und Feldgrößen erzeugen nur Streustrahlenfelder mit geringen Dosen. Bei Untersuchungen von Panorama-Aufnahmen und dentalen Cone-Beam-CT zeigten sich keine signifikanten Doseinsparungen durch das Tragen einer Patientenschürze [...]“ Kürzlich (22. September 2022) wurde dieses Empfehlungsschreiben der SSK erneut überarbeitet. Da es keine neuen Daten gibt wird erneut das Weglassen der Röntgenschrürze weiterhin empfohlen. Dabei bewertet die SSK im Abschnitt „Anwendung von Patienten-Strahlenschutzmitteln bei verschiedenen Untersuchungsarten und die erzielbare Reduktion von Organ-Äquivalentdosen“ lediglich den Schilddrüsenschutz und den Augenlinsenschutz. Die Verwendung einer Röntgenschrürze zum Schutz der (weiblichen) Brustdrüse wird hier nicht diskutiert. So wird insgesamt die Empfehlung ausgesprochen keinerlei Schutz bei der DVT, zur Erstellung von NNH-Aufnahmen oder in der Zahnmedizin zu verwenden. Erneut wird im Artikel der zuvor zitierte Satz geschrieben, mit Berufung auf die gleichen Quellen, wie im Jahr 2018 (Strahlenschutzkommission, 2022).

1.3 Physikalischer Hintergrund

Zum besseren Verständnis des Studiendesigns und der Auswirkungen der Streustrahlung sind einige Erläuterungen sinnvoll.

Trifft ein Röntgenstrahlenbündel auf Materie, so wird immer ein Teil der Röntgenquanten absorbiert und ein Teil gestreut, der Rest passiert die Materie ohne Wechselwirkungen (=Transmission).

Die *Strahlenwirkung* auf biologische Gewebe beruht auf genau diesen Absorptions- und Streuungsphänomenen der Röntgenquanten im Körper. Nach der Absorption laufen physikalische Primärprozesse ab, wie Ionisation und Anregung von Teilchen. Bei der Anregung wird ein Hüllennatom einer inneren Schale auf eine höhere Schale angehoben und bei Ionisationsvorgängen wird dieses ganz entfernt. Dadurch wird das Atom in einen höheren Energiezustand versetzt beziehungsweise ionisiert. Die überschüssige Energie wird in Form von elektromagnetischer Wellenstrahlung nach kurzer Zeit wieder abgegeben. Übrig bleiben reaktionsfreudige Atome, welche chemische Verbindungen eingehen können und so für die Schäden am menschlichen Organismus mitverantwortlich sind. Vielmehr aber sind es die frei gewordenen Elektronen, Photoelektronen genannt, die die Dosis im Patienten zu verantworten haben, denn sie bewegen sich weiter durch das Gewebe des Patienten und können so zu tausenden Ionisationen führen. Bei solchen Ionisationsvorgängen, bei denen das Photon nur umgeleitet wird (Compton Effekt) entsteht Streustrahlung, die zu einer Dosis außerhalb der Zielregion führt.

Zum Erfassen der schädigenden Wirkung von Strahlung, dient der *Lineare Energietransfer (LET)*. Er beschreibt den Energieverlust, also die Anzahl der Ionisationen pro Strecke, welche ein Strahlungsquant auslösen kann, die Einheit ist demnach keV pro μm .

$$LET = \text{Energieverlust (keV)} / \text{Flugstrecke } (\mu\text{m})$$

Die nachfolgende eigene Darstellung soll den Unterschied von hohem LET und niedrigem LET verdeutlichen. Der obere Pfeil zeigt den direkten Weg eines Teilchens, welches einen hohen LET hat, wie zum Beispiel ein Alpha-Teilchen. Der zurückgelegte Weg ist genauso lang wie die zurückgelegte Strecke (direkte Verbindung Startpunkt, zum Endpunkt), es werden demnach viele Ionen pro Strecke erzeugt. Darunter ist der Weg eines Elektrons gezeigt, welcher deutlich länger ist als die zurückgelegte Strecke. Da es auf dem Weg zu weniger Ionisationsvorgängen kommt, spricht man hier von einem Niedrig-LET-Strahlung.

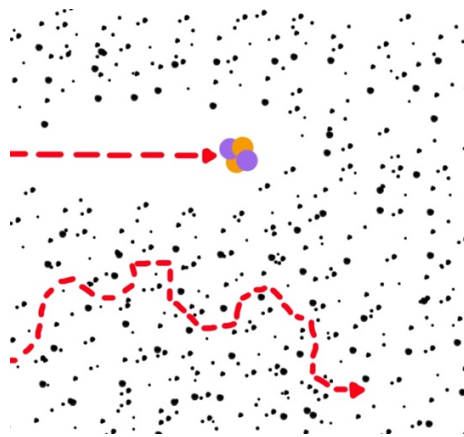


Abbildung 1: Eigene Darstellung zum LET. Oben abgebildet ist eine Schemazeichnung eines langsamen Teilchens, wie beispielsweise eines Alpha-Teilchens, welches einen hohen linearen Energietransfer hat. Durch ihre zweifach positive Ladung kommt es zur Ionisation der umliegenden Atome. Die Bahn eines Elektrons, welches eine wesentlich geringere Ladung trägt, ist deutlich gewundener, wodurch der Energieverlust pro Strecke, und damit die Ionisationen pro Strecke, ebenfalls deutlich geringer ausfallen

Man unterscheidet also zwischen Hoch-LET-Strahlung und Niedrig-LET-Strahlung. Dabei zählt man die Photonenstrahlung (Röntgenstrahlung, Gammastrahlung) und Betastrahlung zu den Niedrig-LET-Strahlungen und Protonenstrahlung und Alphastrahlung zu den mit Hoch-LET-Strahlungen (Schulze, 2019, Krieger, 2019).

Allgemein lässt sich feststellen, dass, da Photonen ungeladen sind, die Wahrscheinlichkeit kleiner ist, dass sie mit Materie wechselwirken als mit geladenen Teilchen. Das macht Photonenstrahlung besonders durchdringungsfähig und fordert aufwendigen Strahlenschutz (Krieger, 2019).

Ein weiteres Modell, welches im Strahlenschutz Berücksichtigung findet, ist das Linear-No-Threshold-Modell (LNT-Modell). Es besagt, dass auch unterhalb einer Schwellendosis, welche sicher zu einer Gewebereaktion führen würde, es zu sogenannten stochastischen Strahlenschäden kommt. Die Wahrscheinlichkeit zur Ausbildung von stochastischen Strahlenschäden nimmt proportional zur Dosis zu.

Das Modell basiert auf der Feststellung, dass Krebserkrankungen und andere genetische Auswirkungen einem Zufallsmodell folgen, bei dem die Eintritts-Wahrscheinlichkeit sich proportional zur Dosis verhält – nicht aber die Schwere des Schadens. Demnach lässt sich kein Grenzwert nach unten hin festlegen, es ist lediglich unwahrscheinlicher, dass es zu einem Schaden kommt, mit geringer werdender Dosis. Es lässt sich demnach auch *keinen Schwellenwert* festlegen, unter dem sicher kein Risiko für einen stochastischen Schaden besteht.

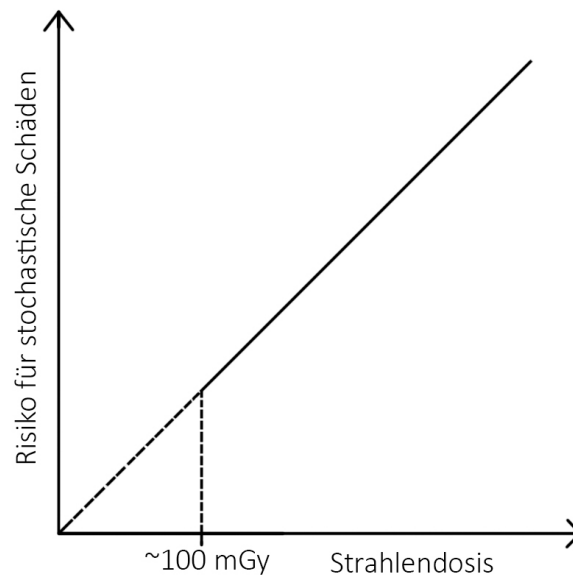


Abbildung 2: Stark vereinfachte eigene Darstellung des LNT-Modells, welches die Proportionalität der Strahlendosis zur Wahrscheinlichkeit des Eintretens eines stochastischen Schadens zeigt. Diese Hypothese gilt oberhalb von 100mGy Strahlendosis als gesichert

Das LNT-Modell muss als Hypothese verstanden werden, da es keine Möglichkeit gibt experimentelle Studien zum Nachweis anzufertigen. Durch die Auswertung von epidemiologischen Daten, zum Beispiel Überlebenszeitstudien von Opfern nach Atombombenkatastrophen, lässt sich die Gültigkeit der Dosis-Wirkungs-Beziehung bei Dosen über 100 mGy nachweisen. Darunter lässt sich die Beziehung nur schätzen. Die Hypothese gilt, solange sie nicht durch neu gewonnene Daten bestätigt oder widerlegt werden kann oder es genügend Beweise für ein alternatives Modell gibt.

Man geht allerdings davon aus, dass die Dosiswahrscheinlichkeitskurve bei einmaliger Exposition mit Niedrig-LET-Strahlung eher einen linear-quadratischen Kurvenverlauf hat (Krieger, 2019).

Die Daten für die Erstellung des LNT-Modells stammen von den japanischen Atombombenopfern. Auch hierbei tritt, genau wie beim LNT-Modell, keine Schwelle nach unten hin auf. Auch die Einschätzungen der Internationalen Strahlenkommission (ICRP) beruhen auf der Annahme des linear-quadratischen Modells und werden für Projektionsrechnungen stochastischer Schäden verwendet.

Wenn also ionisierende Strahlung auf Materie trifft, geht diese in Wechselwirkung mit der Materie, es findet Energieübertragung statt und die Strahlung wird nach dem Lambert-beerschen Gesetz geschwächt. Das *Lambert-beersche Gesetz* besagt, dass die Strahlungsintensität proportional zur Materialdicke d und dem Schwächungskoeffizienten μ abgeschwächt wird.

Lambert-beersche Gesetz

$$I(d) = I(0) e^{-\mu d}$$

Der Schwächungskoeffizient μ hängt vom Material, dessen Kernladungszahl Z und von der Energie E der Photonen ab. Eine Schwächung der Strahlung erfolgt durch Absorption und durch Streuung, nicht aber durch Transmission. Welche Wechselwirkung stattfindet hängt von vier Faktoren ab:

- a. Die Dicke der bestrahlten Materie
- b. Die Dichte der bestrahlten Materie
- c. Die 3. Potenz der Ordnungszahl der bestrahlten Materie
- d. Die 3. Potenz der Quantenenergie der Strahlung (Schulze, 2019)

Nicht zu vergessen ist auch die Gehäusedurchlassstrahlung, welche auf Seite der strahlungserzeugenden Komponente direkt vom Strahler, bzw. dem Blendenwerk, ausgeht und ebenfalls einen Teil der *Streustrahlung* ausmacht (Burwinkel, 2009).

An der Oberfläche des Phantoms gemessen kommen körperinterne und von außen eintreffende Streustrahlung zusammen. Um ein repräsentatives Ergebnis zu erhalten ist es daher notwendig ein Phantom zu verwenden, was strukturell dem eines Menschen entspricht.

Knochen und Gewebe unterscheiden sich in ihrem Absorptions- und Streuverhalten. Das in der Studie verwendete Phantom beinhaltet daher ein humanoides Skelett, eingelassen in Isocyanat, was dem Körpergewebe entspricht. Eine genauere Erläuterung zum verwendeten Phantom folgt in Absatz 3.1 Das weibliche Alderson Rando Phantom.

Die Schäden, die durch die Exposition entstehen können werden unterteilt in stochastische Schäden, wie sie im Rahmen des LNT- Modells bereits erwähnt wurden, und deterministische Schäden.

Stochastische Schäden treten rein zufällig mit einer gewissen Wahrscheinlichkeit auf. Sie lassen sich, für den Einzelfall, keiner Gesetzmäßigkeit unterordnen. Es handelt sich dabei um Schäden der DNA, die zu Krebserkrankungen führen können oder zu genetischen Schäden, welche sich auf die Nachkommen auswirken können. Für stochastische Schäden ist die Höhe der Dosis irrelevant, allerdings steigt die Wahrscheinlichkeit des Auftretens proportional zur Dosis. *Deterministische Schäden* hingegen führen zu direkten Gewebereaktionen und sind auf eine bestimmte Strahlenexposition zurückzuführen. Hierbei sterben Zellpopulationen durch die Exposition hoher Dosen ab, wodurch sich der Schaden sofort bis zu nach einigen Wochen bemerkbar macht. Die Art und Weise der Gewebereaktion hängt von der Gewebart ab, so kann es beispielweise zu reversiblen Hautrötungen bis hin zu Haarausfall, Unfruchtbarkeit oder auch Auswirkungen auf das vaskuläre, hämatopoetische und gastroenterologische System kommen (Krieger, 2019).

Um die effektive Dosis eines DVT-Scans einordnen zu können wird gerne der *Vergleich* mit der natürlichen Hintergrundstrahlung, welche weltweit sehr unterschiedlich ist, aufgestellt. Im Durchschnitt beträgt diese 3,8 mSv pro Person und Jahr. Sie setzt sich zusammen aus kosmischer und terrestrischer Strahlung, radioaktiven Stoffen in Baumaterialien, Radonaktivität in der Bodenluft und in Gebäuden, Industrieprodukten und Bergbau, sowie innerer Strahlenexposition (aufgenommen über Lebensmittel und Trinkwasser) ((BfS); and Bundesministerium für Umwelt), 2020). Durch die DVT können Dosen erreicht werden, die der Hintergrundstrahlung von ein paar Tagen, bis hin zu mehreren Monaten entsprechen (Lübbbers and Dula, 2021). Bei Dosisvergleichen dieser Art gilt es zu beachten, dass die Dosis beim DVT innerhalb von Sekunden appliziert wird, was biologisch schädlicher ist, da zelluläre Reparaturmechanismen auf Schaden innerhalb kürzerer Zeit reagieren müssen und ggf. an ihre Leistungsgrenze geraten.

Mit dem Hintergrundwissen, zu den möglicherweise entstehenden Strahlenschäden erscheint es nachvollziehbar, dass jede Röntgenaufnahme nur nach der *rechtfertigenden Indikation* und unter den Grundsätzen der Optimierung und Minimierung der Exposition erfolgen darf.

Da die Dimension der Strahlenschäden abhängig ist von der Art der Wechselwirkung, die ionisierende Strahlung mit Materie eingeht, sollen nun die relevanten Wechselwirkungen erläutert werden.

Beim Auftreffen des Photons (im Primärstrahlenbündel) auf den Absorber (= die zu durchstrahlende Materie) kann es zu verschiedenen Wechselwirkungen mit dem Kern oder der Atomhülle kommen. Eine Übersicht gibt Diagramm 1.

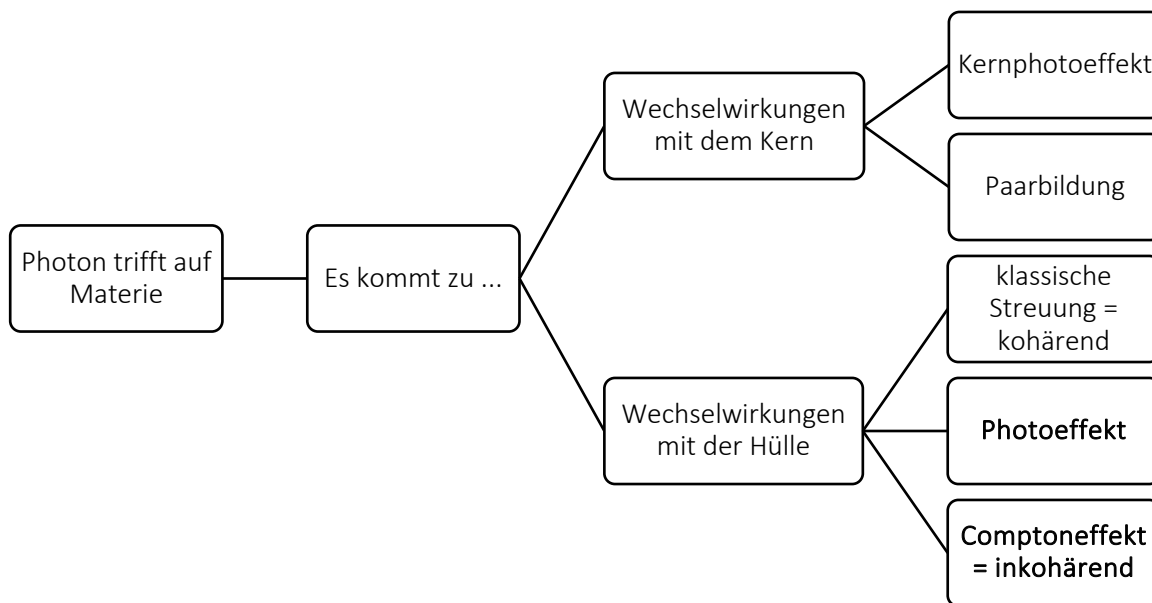


Diagramm 1: Flussdiagramm zur Übersicht über mögliche Wechselwirkungen des Photons beim Auftreffen auf den Absorber. Unterteilt in Wechselwirkungen mit dem Kern (Kernphotoeffekt und Paarbildung) und Wechselwirkungen mit der Hülle (klassische Streuung, Photoeffekt, Comptoneffekt)

Im Bereich von etwa 100 keV sind sowohl der Photoeffekt als auch der Comptoneffekt relevant, was der verwendeten Energie zur diagnostischer Anwendung von Röntgenstrahlung in der Zahnmedizin entspricht. Der *Photoeffekt* tritt vereinfacht gesagt meist in Atomen mit hoher Ordnungszahl auf. Je höher diese ist, desto mehr überwiegt der Photoeffekt. Der Schutz der Strahlenschürze, welche aus Blei ($z = 82$), Wolfram ($z = 74$) oder Uran ($z = 92$) besteht, beruht hauptsächlich auf dem Photoeffekt.

Insgesamt finden etwa 80% der Photowechselwirkungen an Elektronen der K-Schale statt. Hierbei trifft ein Photon auf ein Elektron innerhalb der K-Schale und stößt es aus der Atomhülle. Die Energie des auf die K-Schale eintreffenden Photons (E_γ) wird auf das Elektron der K-Schale in Form von kinetischer Energie übertragen. Da das Elektron eine Bindungsenergie (E_b) besessen hat, welche überwunden werden musste, wird diese von der Energie des Stoßes abgezogen. Demnach muss die Photonenenergie größer sein als die Bindungsenergie des zu stoßenden Elektrons. Diesen Elektronenverlust bezeichnet man als Ionisation, es entsteht demnach ein Kation. Das Elektronenlochs wird durch ein Elektron einer weiter außenliegenden Schale sofort wieder aufgefüllt. Die Differenzenergie wird als sogenanntes charakteristisches Photon (= charakteristische Röntgenstrahlung) emittiert oder löst Augerelektronen-Emissionen aus. Hierbei wird die Anregungsenergie verwendet, um ein Elektron einer kernfernen Schale zu emittieren, heute auch *Auger-Meitner-Effekt* genannt (Ewen K., 1975).

Beim *Comptoneffekt* wird ebenfalls ein Elektron aus der Atomhülle entfernt, allerdings ohne vollständige Absorption des Photons. Es handelt sich um einen inelastischen Stoß, wodurch das Photon abgelenkt wird, also seine Richtung ändert (= Streuung) und nur noch einen reduzierten Energiebetrag transportiert (Frequenzverlust). Die Energie wird an ein Elektron abgegeben, dieses wird aus der Hülle gestoßen; man nennt es nach Verlassen der Atomhülle Comptonelektron. Das Atom wurde hierdurch ionisiert. Der Stoßimpuls und die kinetische Energie, die das Photon mit sich bringt werden verteilt, in Abhängigkeit vom Streuwinkel des Photons ϕ .

Der Comptoneffekt ist weitgehend unabhängig von der Ordnungszahl, da der Stoß sich immer auf ein Elektron einer äußeren Schale richtet, welches bedingt durch die erhebliche Abschirmung des Kernfeldes, durch die inneren Elektronen, nur noch eine geringe Bindungsenergie besitzt. Der Compton-Wechselwirkungskoeffizient, oder kurz Comptonstoßkoeffizient, beschreibt die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten des Comptoneffekts. Er besteht aus dem Compton-Streukoeffizient σ_{streu} und dem Compton-Energieübertragungskoeffizient σ_{tr} (Energietransfer des Photons auf das Comptonelektron). Diese Aufteilung sollte berücksichtigt werden, da sie im Bezug zur Streustrahlung noch relevant wird. Die Winkel- und Energieaufteilung zwischen dem Comptonelektron und dem gestreuten Photon sind von der Primärphotonenenergie abhängig. Der Comptoneffekt ist der *dominante Wechselwirkungsprozess* in menschlichem Weichgewebe für Photonenstrahlungen mit Energien von 30 keV bis 30 MeV.

Die Winkelverteilung der gestreuten Photonen wurde bereits 1929 von Oskar Klein und Yoshio Nishina berechnet und ist als Klein-Nishina-Wirkungsquerschnitt bekannt. Der Wirkungsquerschnitt beschreibt die Wahrscheinlichkeit, dass einfallende Wellenstrahlung oder Teilchen auf ein anderes Teilchen trifft. Die Richtung der gestreuten Comptonphotonen ist abhängig von der Energie. Bei Verwendung von niedrigen Energien (10 keV) sind Vorwärts- und Rückstreuung in etwa gleich. Bei höheren Energien dominiert die Vorwärtsstreuung. Die Streuung ist symmetrisch (Klein and Nishina, 1929). Mit zunehmender primärer Photonenenergie richtet sich die Streuung mehr nach vorne und der Energieverlust nimmt mit ansteigender kV-Zahl zu. Im Bereich von 60 keV bis 120 keV, welcher in der in der Zahnmedizin relevante Bereich ist, besitzen die Streuphotonen einen sehr hohen Restenergiegehalt. Es lässt sich schließen, dass mit zunehmender primärer Photonenenergie (Beschleunigungsspannung) die Comptonphotonen mehr nach vorne gestreut werden. Die Intensität von nach vorne gestreuten Photonen ist höher als die von rückgestreuten Photonen. Die Energie ist somit in dem Bereich der nach vorne gestreuten Comptonphotonen größer. Besonders in den Energien, die wir verwenden (niedrige Energien) ist mit einer Strahlenbelastung durch die Comptonphotonen zu rechnen, in Form von harter energiereicher Streustrahlung. Der Begriff „harte“ Strahlung meint, dass die Strahlung energiereicher ist. Energiereiche Strahlung kann Gewebe leichter durchdringen als „weiche“ energiearme Strahlung.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass im Bereich der *diagnostischen Radiologie* der mittlere relative Energieverlust der gestreuten Photonen nur etwa 5 % beträgt. Das bedeutet, dass die Streustrahlung nahezu genauso hart ist wie die verwendete Primärstrahlung (Krieger, 2008)!

Als Streustrahlungsquellen kommen im Bereich des Kopfes die knöchernen Strukturen in Frage, da sie eine hohe Dichte besitzen. Denkbar ist die Mandibula als Streustrahlungsquelle für den zu untersuchenden Bereich. Der Einfluss des Kopfes als Streustrahlungsquelle wird im Versuch 3.8.1 untersucht.

1.4 Ziel der Studie

Ziel der Studie ist es durch experimentelle Untersuchungen, basierend auf einem innovativen Versuchsaufbau, die relative Dosisersparung, die durch Anlegen der Röntgenschürze erreicht werden kann, gemessen auf Höhe der Brustdrüse, zu ermitteln.

Die Fragestellung ergibt sich aus der Tatsache, dass möglicherweise eine Diskrepanz zwischen StrSchG/StrSchV und Empfehlungsschreiben der SSK herrscht, woraus keine klare, evidenzbasierte Handlungsempfehlung für den Zahnarzt hervorgeht.

Als Messstelle wurde nach reiflichen Überlegungen die weibliche Brustdrüse ausgewählt, da sie ein besonders strahlensensibles Organ ist, welches bei jeder DVT-Aufnahme im *Streustrahlungsfeld* liegt. Durch die Experten der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) werden *Gewebe-Wichtungsfaktoren* nach der gewichteten Wahrscheinlichkeit schwerwiegender genetischer Schäden oder letaler und nichtletaler Krebsmortalitäten, sowie nach dem wahrscheinlichen Verlust an Lebenszeit durch Strahlenfolgen festgelegt. Die ICRP hat 2007 den Gewebe-Wichtungsfaktor für die Brust von 0,05 auf 0,12 angehoben; damit ist die Brust das am höchsten gewichtete Organ in der Nähe unseres Arbeitsgebiets (ICRP, 2007) und eignet sich demnach als aussagekräftige Messstelle.

Um zu einer sinnvollen Bewertung der Ergebnisse zu gelangen, ist es wichtig die Versuchsergebnisse auf Basis physikalischer Zusammenhänge, wie sie eingehend erläutert wurden, zu interpretieren. Hierzu werden auch Versuche zum Ursprung und der Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlung entwickelt und durchgeführt. Als Untersuchungsobjekt dient das weibliche Alderson Rando Phantom, um reproduzierbare realitätsnahe Messungen zu gewährleisten. Die Dosismessungen erfolgen in unmittelbarer Nähe der rechten und linken Mamille. Nach Abklärung der hypothetisch auch in dieser Konstellation gegebenen Spiegelsymmetrie des Streustrahlungsfeldes, kann nicht nur die Validität im Seitenvergleich geprüft werden, sondern auch die statistische Aussage mit quasi doppelt so vielen Messdaten untermauert werden.

Untersucht wird der Einfluss der Röntgenschürze an drei verschiedenen Geräten unterschiedlicher Klassen, auf deren Eigenschaften in Abschnitt 3.4 genauer eingegangen wird. Durch die Auswahl der verschiedenen Geräte soll ein breites Spektrum, wie es auch in der Praxis vorzufinden ist, abgedeckt werden.

2 Literaturdiskussion

2.1 Die Gewichtung der Organe laut ICRP

Wie in der Einleitung bereits erwähnt, wird die Gewichtung der Organe von der ICRP vorgenommen. Die Kriterien, nach denen die Gewichtung festgelegt wird, richten sich nach dem Schadensmaß. Hierzu kann der Risikowert ermittelt werden. Er gibt an mit welcher Wahrscheinlichkeit ein gesundheitliches Risiko/ein Schaden (Detriment) besteht, infolge der potenziellen Exposition von Strahlung. Das Detriment ist das Schadensmaß – Das Schadensmaß ist der gesamte gesundheitliche Schaden für die exponierte Person und deren Nachkommen als Folge der Exposition.

Es wird bestimmt durch:

- a. Die Wahrscheinlichkeit für attributable Krebsmortalität
- b. Die gewichtete Wahrscheinlichkeit für attributable Krebserkrankung ohne Todesfolge
- c. Die gewichtete Wahrscheinlichkeit für schwerwiegende vererbte Defekte und Erkrankungen
- d. Den Verlust an Lebenszeit durch den eintreffenden Schaden

Im Jahr 2007 wurden die Gewebe-Wichtungsfaktoren neu verteilt. Hierbei wurde der Faktor der Brust von 0,05 auf 0,12 aufgewertet, wodurch die Brust seit 2007 zu den am höchsten bewerteten Geweben/Organen zählt. (ICRP, 2007)

Die Gonaden wurden stark abgewertet, von 0,2 auf 0,08. Die Blase, die Leber, die Speiseröhre und die Schilddrüse wurden ebenfalls abgewertet, von 0,05 auf 0,04 (ICRP, 1991).

Da die Gewebewichtungsfaktoren immer gemittelt für Mann und Frau zusammen genannt werden, entsteht ein großer Nachteil für die weibliche Brust. Diese ist, solitär gesehen, das mit Abstand mit dem höchsten Detriment versehene Organ. Durch die Mittelung mit der männlichen Brust, welche einen Gewebewichtungsfaktor von 0 hat, wird deren Bedeutung um 50% geschmälert. Diese Hintergrundinformation sollte stets im präsent sein, bei der Beurteilung der Ergebnisse. Ein Detriment von 0,24, wie es für die weibliche Brust von der ICRP ermittelt wurde, entspricht demnach mehr als dem 4,5-fachen der männlichen Gonaden.

Eine Übersicht über die aktuellen Gewebe-Wichtungsfaktoren gibt folgende Tabelle.

Tabelle 1: Übersicht über die aktuellen Gewebe-Wichtungsfaktoren

Gewebe	w_T (jeweils)	w_T (gesamt)
Rotes Knochenmark, Kolon, Lunge, Magen, <i>Brust</i> , restliche Gewebe ^a	0,12	0,72
Keimdrüsen	0,08	0,08
Blase, Oesophagus, Leber, Schilddrüse	0,04	0,16
Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut	0,01	0,04

^arestliche Gewebe: Nebennieren, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata, Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/Gebärmutterhals

Der Gewebe-Wichtungsfaktor ist nötig, um die *effektive Dosis* zu berechnen. Die effektive Dosis E ist die Summe der Äquivalentdosen aller strahlungsempfindlichen Gewebe und Organe des Körpers, die Einheit ist Sievert. In der Berechnung der Äquivalentdosis wird die Strahlenart miteinbezogen.

$$E = \sum_T w_T H_T$$

w_T ist der Gewebe-Wichtungsfaktor und H_T die Äquivalentdosis im Organ/Gewebe T.

2.2 Strahlenbiologische Reaktionskette

Die bereits angesprochenen Wechselwirkungen der Röntgenstrahlung mit der Materie sollen aus strahlenbiologischer Sicht im Folgenden genauer erläutert werden, um ein Verständnis für die Entstehung von Strahlenschäden zu schaffen.

Die Wirkung von Röntgenstrahlung beruht darauf, dass ionisierende Strahlung beim Zusammentreffen mit Materie mit dieser in Wechselwirkung tritt und ein Energieübertrag stattfindet, welcher die Ursache für biochemische und biologische Veränderungen im Rahmen einer Reaktionskette ist.

Die Wechselwirkungen der ionisierenden Strahlung mit Geweben läuft in 4 Phasen ab, die nachfolgend beschrieben werden.

Die erste Phase wird als *physikalische Phase* beschrieben. Es kommt zur primären Wechselwirkung der Strahlungsquanten mit Atomen und Molekülen des bestrahlten Gewebes. Diese primären Wechselwirkungen wurden in Abschnitt 1.3 bereits beschrieben, dominierend ist im menschlichen Organismus der Compton-Effekt – bei der Applikation von Röntgenstrahlung im Bereich zwischen 30 keV und 30 MeV. Die Dauer der ersten Phase entspricht in etwa der Transferzeit des Strahlungsquanten (10^{-16} bis 10^{-13} s). Ausgangspunkt der darauffolgenden Phase, die *physikalisch-chemische Phase*, sind die hinterbliebenen ionisierten (ein Elektron hat die Atomhülle verlassen) oder angeregten (ein Elektron wurde auf eine höher liegende Schale transportiert (höheres Energieniveau) Atome und Moleküle am Ort der physikalischen Wechselwirkung, sowie das Nebenprodukt Wärme.

Innerhalb der nächsten billionstel bis hundertstel Sekunde (10^{-12} bis 10^{-2} s) kommt es durch den thermodynamischen Ausgleich zu einer Verteilung der absorbierten Energie. Der Austausch kann durch intramolekulare Energiewanderung oder intermolekularen Energietransfer erfolgen. Der Unterschied zwischen den beiden Vorgängen ist – wie der Name schon verrät – dass es bei der intramolekularen Energiewanderung nur zur Weitergabe der Energie innerhalb eines Biomoleküls kommt, wenngleich es beim intermolekularen Energietransfer zu einer Weitergabe der Energie an ein anderes Molekül kommt, zum Beispiel durch einen Stoß. Intramolekulare Energieweitergabe kann zu sogenannten Cluster-Schäden führen, wie zum Beispiel Strukturveränderungen oder Zerstörung von Biomolekülen durch Abspaltung von funktionellen Gruppen oder Kettenbrüchen. Der intermolekulare Energietransfer geschieht hauptsächlich durch Ausbildung und Diffusion von Wasserradikalen, welche mit ihrer Umgebung physikalisch-chemische wechselwirken und zur Ausbildung weiterer Radikale führen. Es kommt zu einer strukturell und funktionell veränderten Zelle, bzw. dessen Biomoleküle. Radikale sind neutrale Einzelatome oder Verbindungen mit einem ungepaarten Valenzelektron, weshalb sie außerordentlich reaktionsfreudig sind.

Anschließend findet die *biochemische Phase* statt welche noch Jahrzehnte nach der Strahlenwirkung andauern kann. In dieser Phase entscheidet sich, ob der bereits entstandene Schade repariert werden kann oder es zum Schaden innerhalb der *biologischen Phase* kommt. Wenn der Schaden nicht repariert werden kann, kommt es zur Beeinflussung des Zellstoffwechsels, zur Modifikation der Erbsubstanz oder zur Veränderung der Proteinsynthese der Zelle. Folge dessen kann schlussendlich eine Mutation der Erbsubstanz, Denaturierung von Proteinen oder maligne Entartungen, bis hin zum Tod durch eine Krebserkrankung, sein. Insbesondere bereits vorgeschädigte Zellen oder auch bei Menschen mit eingeschränktem Immunsystem kann es zu malignen Entartungen kommen (Volkmer, 2012, Krieger, 2019).

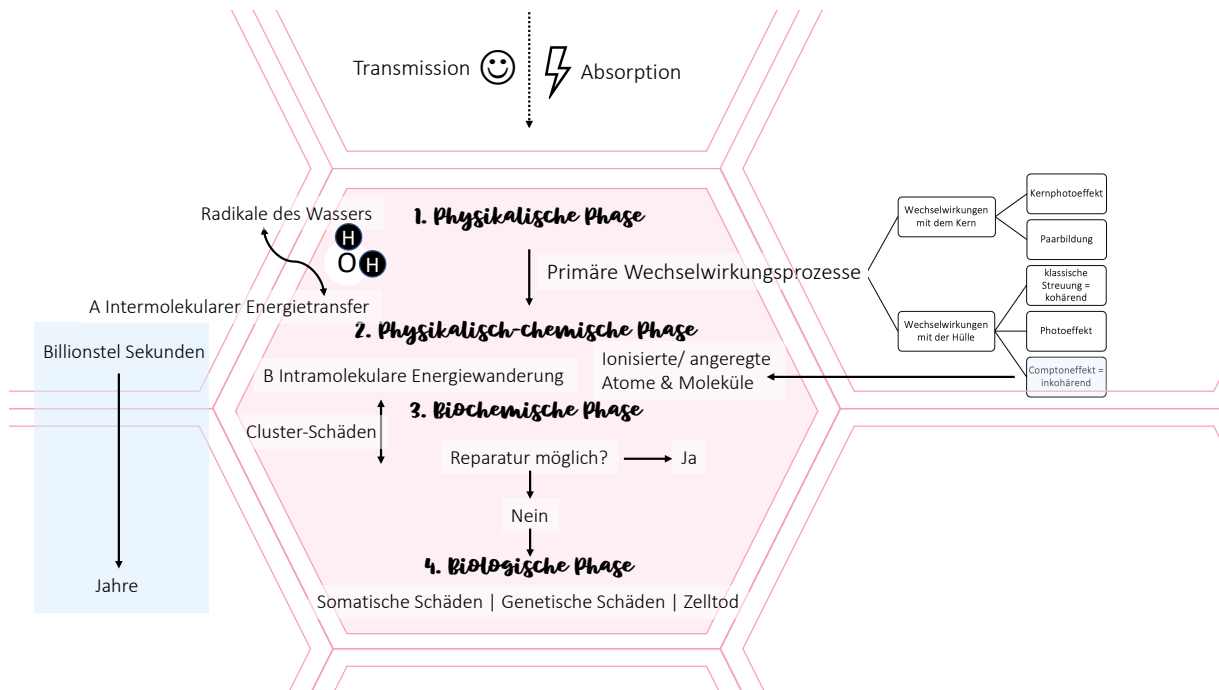


Abbildung 3: Die Abbildung gibt eine schematische Übersicht über die Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie. Diese lassen sich in vier Phasen unterteilen. Die Phasen lauten 1. Physikalische Phase, 2. Physikalisch-chemische Phase, 3. Biochemische Phase und 4. Biologische Phase

Der Zellkern ist besonders empfindlich gegenüber Strahlung. Die darin enthaltene DNS kann bei Schädigung zu Mutationen führen oder auch über mehrere Generationen hinweg hereditäre Schäden verantworten. Mit einer steigenden Strahlungsmenge wird nicht die Schwere der Erkrankung beeinflusst, sondern die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten einer Erkrankung steigt. Für das Eintreten von Stochastischen Strahlenschäden, wie die Schäden an der DNS, gibt es – wie zu vor bereits erwähnt – keinen unteren Schwellenwert.

Die Strahlenwirkungen werden weiter unterteilt in indirekte und direkte Wirkungen, wobei bei der indirekten Wirkung der primäre Wechselwirkungspartner das Wasser ist. Die indirekte Wirkung erfolgt über freie Radikale, die aus der Radiolyse des Wassers entstehen. Da unsere Zellen zu über 80% aus Wasser bestehen sind Wassermoleküle die Hauptwechselwirkungspartner bei Strahlenexposition.

Besonders in der Replikationsphase, wenn das Chromatin locker strukturiert und weniger kondensiert vorliegt – das sogenannte Euchromatin – ist es anfällig für Strahlung. Unmittelbaren Wechselwirkungen, also direkten Strahlenwirkungen, führen zu bleibenden Schäden an der DNS, beispielsweise durch einen Doppelstrangbruch durch das direkte Auftreffen eines Alphateilchens, welcher zu Chromosomen-Aberationen führen kann, also Abweichungen von der normalen Chromosomenzahl oder Struktur. Die direkten Strahlenwirkungen sind unabhängig von der Temperatur und anderen Stoffen im Zellplasma, die Einfluss auf die indirekte Strahlenwirkung haben können. Sie ist ebenfalls unabhängig von der Konzentration der betreffenden Substanz, da es bei dieser primären Wechselwirkung nicht zu einer wechselseitigen Beeinflussung zwischen einzelnen Molekülen kommt. Direkte Strahlenwirkungen treten deutlich seltener auf.

Zu einer indirekte Strahlenwirkungen kommt es nur über den Umweg der *Radiolyse des Zellwassers*. Hierbei dissoziieren die Wassermoleküle in der physikalisch-chemischen Phase und bilden schlussendlich hoch reaktive Radikale, ihre Diffusionsstrecke beträgt lediglich wenige Nanometer.

Die Radiolyse des Wassers geht wie folgt vonstatten: Durch das Auftreffen von energiereicher Strahlung wird ein Elektron aus dem Wassermolekül herausgeschlagen. Dieses ist infolgedessen ionisiert (Primäri- onisation). Das freie Elektron wird in wässriger Umgebung sofort hydratisiert (e_{aq}^-), durch die Anlagerung von 5 bis 7 Wassermolekülen. Es wirkt in diesem Zustand ebenfalls wie ein chemisches Radikal und lagert sich einem anderen Radikal oder einem neutralen Molekül an (Sekundärionisation). Dabei entstehen die weniger reaktiven Radikale H_2O_2 und H_2 . Es entstehen noch weitere Bruchstücke, die Wichtigsten, neben dem freien Elektron, sind das freie Proton, das ungebundene Wasserstoffatom und eine elektrisch geladene oder ungeladene OH-Gruppe.

Es sind demnach durch die Radiolyse von Wasser folgende Radikale möglich: e_{aq}^- , H^\bullet , HO^\bullet , H^+ , OH^- , H_2O_2 und H_2 (Krieger, 2019).

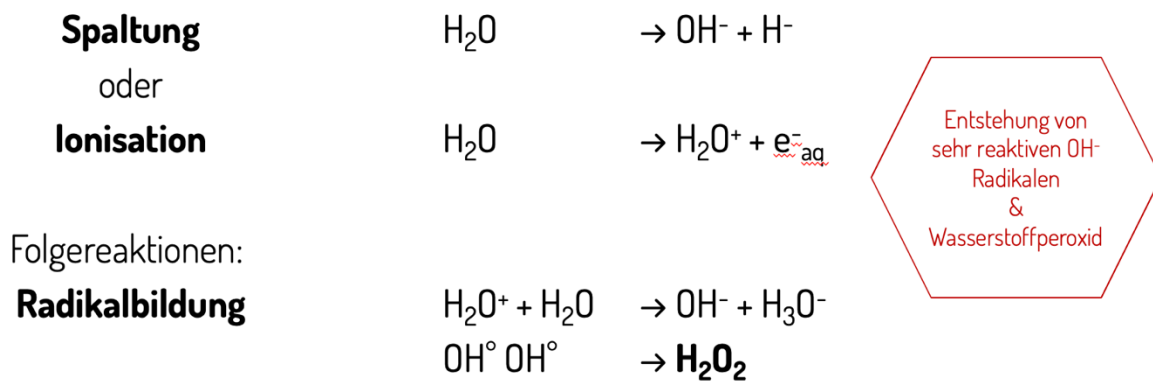


Abbildung 4: Schaubild über die Hauptreaktionsmechanismen der Radiolyse des Wassers. Durch Rekombination kann aus den OH[•]-Radikalen Wasserstoffperoxid entstehen

2.3 Risikofaktoren für Brustkrebs

Das *Mammakarzinom* ist der am häufigsten auftretende Tumor bei Frauen und macht insgesamt etwa 1/3 aller Tumorerkrankungen von Frauen aus. Auch Männer können am Brustkrebs erkranken, allerdings viel seltener, sodass insgesamt nur 1 % der Erkrankten Männer sind. In Deutschland erkrankt etwa eine von acht Frauen im Laufe ihres Lebens, wobei die Letalität bei 23% liegt und ossäre Metastasierungen im fortgeschrittenen Stadium bei 75 % der Betroffenen auftreten. Die krebsspezifische 5-Jahresüberlebensrate liegt in Deutschland bei 88 % (Bartl, 2022).

Die *Prognose* ist von verschiedenen Faktoren abhängig. Neben dem Alter kommt es, wie bei allen Tumoren, auch auf die Größe des Primärtumors und das Ausmaß der Metastasierung an.

Das *Risiko* für die Erkrankung an Brustkrebs ist in der Altersgruppe zwischen 65 und 69 Jahren am höchsten. Als generelle Risikofaktoren lassen sich außerdem Übergewicht, Rauchen, frühes Einsetzen der Menarche, Kinderlosigkeit, ein hohes Alter bei Erstgeburt, sowie ein später Zeitpunkt der letzten spontanen Menstruation festhalten. Weitere Risikofaktoren sind Bewegungsmangel, genetische Veränderungen und Mastopathie. Mastopathie ist eine gutartige Brusterkrankung, sie zeichnet sich durch ein sehr dichtes Brustgewebe aus und ist klinisch, je nach Grad, schwer vom Karzinom zu unterscheiden.

Patienten mit einer BRCA 1 und BRCA 2 -Mutation haben ein höheres Risiko an Brustkrebs zu erkranken, so kommt es bei etwa 50 bis 80 % der Trägerinnen zu einer Brustkrebserkrankung. BRCA steht für „BReast CAncer“. Insgesamt sind etwa 5 bis 10 % aller Brustkrebserkrankungen auf diese Mutation zurückführbar. Die Mutation ist autosomal-dominant vererbbar, von der Mutter als auch vom Vater (Jandali and Jiga, 2019).

Es gibt weitere Brustkrebsgene, welche bei familiären Häufungen von Brustkrebsfällen, auch genannt familiärer Brustkrebs, zu finden sein können. Ist der Brustkrebs erblich bedingt tritt er meist bereits vor dem 50. Lebensjahr auf.

Ein Faktor der die Strahlensensibilität der Brustdrüse beeinflusst ist die Gravidität. Während und postpartum ist die Brustdrüse, auf Grund der glandulären Proliferation und der damit verbundenen Umbauprozesse, strahlensensibler (Armbruster and Koliogiannis, 2020).

Zusätzlich ist die Brust bei Patientinnen die nicht älter als 20 Jahre sind ebenfalls strahlensensibler (Ronckers et al., 2005).

2.4 Aufnahmetechniken in der Zahnmedizin und daraus resultierende effektive Dosis

In der Zahnmedizin werden verschiedene Röntgenaufnahmen standardmäßig verwendet, neben der DVT werden regelmäßig Panoramaschichtaufnahmen und Einzelzahnaufnahmen oder Zahnfilme angefertigt.

Jeder Aufnahmeart variiert in der Größe des Belichtungsfeldes, der verwendeten Belichtungszeit, der Beschleunigungsspannung und der Stromstärke, die angewandt wurde. Durch das Einblenden lässt sich die Dosis reduzieren. Außerdem liegen unterschiedliche Organe und Gewebe im Streustrahlungsfeld, woraus sich schlussendlich die effektive Dosis berechnen lässt.

Die effektive Dosis ist demnach abhängig von der zu untersuchenden Region und der Technik, die zur Erstellung des Röntgenbilds angewandt wird. Insbesondere für den Anteil an Streustrahlung lässt sich feststellen, dass die effektive Dosis ebenfalls vom Gerätetyp und der Bauweise, im Hinblick auf die Gehäusedurchlassstrahlung, stark abhängig ist (Burwinkel, 2009).

Die folgenden Tabellen sollen eine Übersicht über die Aufnahmeart und die dabei durchschnittlich zustande kommende effektive Dosis geben.

Tabelle 2: Übersicht über verschiedene intraorale Aufnahmearten und die dabei entstehende effektive Dosis. Nach (Pasler and Visser, 2000)

Aufnahmeart	Aufnahmebedingungen	Effektive Dosis
Zahnfilm-Status	70 kV, 7 mA, 1,8 s (11 Aufnahmen) Zahnfilm 3 x 4 cm Rundtubus 6 cm, 480 mGycm ²	34,5 µSv
Zahnfilm-Status	s.o. + Rechteckblende 3 x 4 cm, 320 mGycm ²	18,5 µSv
Zahnfilm-Status	70 kV, 7 mA, 1,08 s (20 Aufnahmen) Sensor 2 x 3 cm, Rundtubus 6 cm, 283 mGycm ²	21,7 µSv
Zahnfilm-Status	s.o. + Rechteckblende 2 x 3 cm, 74 mGycm ²	4,1 µSv
Zahnfilm-Status	70 kV, 7 mA, 0,37 s (11 Aufnahmen) Speicherfolie 3 x 4 cm, Rundtubus 6 cm, 100 mGycm ²	9,2 µSv
Zahnfilm-Status	s.o. + Rechteckblende 3 x 4 cm, 67 mGycm ²	5,4 µSv
Bissflügel-Status	70 kV, 7 mA, 0,12 s (8 Aufnahmen) Speicherfolie 3x4 cm, Rechteckblende 3 x 4 cm, 20 mGycm ²	1,5 µSv

Tabelle 3: Effektive Dosis, die durchschnittlich beim Erstellen einer PSA, eines Zahnfilms (digital) und einer DVT-Aufnahme anfällt.

Aufnahmeart	Effektive Dosis
Panoramaschichtaufnahme (digital)	5-14 μSv (Visser et al., 2000) 45 μSv (Kiefer et al., 2004) 4,7–14,9 μSv (Gijbels et al., 2005)
Digitale Zahnfilm	4-8 μSv (Okano et al., 2009) 2,9 μSv (Kiefer et al., 2004)
Digitale Volumentomographie	221 μSv (Ludlow and Ivanovic, 2008)

2.5 Vergleichbare Studien

In der zugrunde liegenden aktuellen Empfehlung der SSK steht unter Punkt 6.9 Röntgenaufnahmen in der Zahnmedizin folgendes geschrieben: „Die in der Zahnmedizin verwendeten Strahlenenergien und Feldgrößen erzeugen nur Streustrahlenfelder mit geringen Dosen. Patienten-Strahlenschutzmittel werden deshalb nicht benötigt.“

Die in der Empfehlung der SSK zitierten Studien zeigen bei Untersuchungen mittels Panorama-Aufnahmen und dentalen DVT-Aufnahmen keine signifikanten Dosisersparungen durch das Tragen einer Patientenschürze (Rottke et al. 2013a, Rottke et al. 2013b, Schulze et al. 2017b). In einer ebenfalls zitierten Studie (Qu et al. 2012) wird eine Einsparung von 0,015 mSv bei der Organ-Äquivalentdosis der Schilddrüse aufgrund der dorsalen 180°- Rotation bestimmt. Ein Schilddrüsenschutz kann bei spezieller Begründung und extraoralen Aufnahmen (z. B. Fernröntgen-Seitenbild) verwendet werden.“ (Strahlenschutzkommission, 2022).

Die Entscheidung der SSK keine Patienten-Strahlenschutzmittel in der Zahnmedizin zu verwenden, auch nicht bei dem dosisintensivsten Verfahren, der DVT, beruht demnach auf vier Arbeiten mit jeweils anderen Modalitäten (verschiedene Untersuchungsschwerpunkte – PSA bzw. DVT – sowie unterschiedliche Messgrößen). Die unterschiedlichen Versuchsaufbauten, die Ergebnisse und auch die Basis der Interpretation der Ergebnisse der zitierten Arbeiten wird nachfolgend untersucht (a-d).

- a. Effective dose span of ten different cone beam CT devices (Rottke et al., 2013b)
 - b. Influence of lead apron shielding on absorbed doses from panoramic radiography (Rottke et al., 2013a)
 - c. Skin entrance dose with and without lead apron in digital panoramic radiography for selected sensitive body regions (Schulze et al., 2017)
 - d. Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars (Qu et al., 2012)
- a) In der Studie „Effective dose span of ten different cone beam CT devices“ von Rottke et al., aus dem Jahr 2013, wurde die entstehende effektive Dosis beim Erstellen einer DVT-Aufnahme, gemäß den Empfehlungen der ICRP 2007, bestimmt. Hierzu wurden jeweils zwei Programme in 10 verschiedenen DVT-Geräten getestet. Die Dosis wurde mit Hilfe von je 24 (demnach insgesamt 48) Thermolumineszenzdosimeter (TLD) erfasst. Als Streukörper diente ein RANDO Kopf-Phantom. Die DVT-Geräte wurden einmal in einem dosisarmen Programm und einmal in einem dosisintensiven Programm verwendet. Es wurden keine Messungen unter Verwendung der Röntgenschürze angefertigt, folglich geht aus der Studie keine Aussage zum Patientenschutz durch Patienten-Strahlenschutzmittel hervor.
- Ergebnis der Studie ist, dass sich eine Spannweite der effektiven Dosis von 316 μSv bis hin zu 209 mSv ergibt, die große Schwankung seien abhängig vom FOV und dem daraus resultierenden Bereich, welcher durchstrahlt wird. Hierbei ist zu betonen, dass in dieser Studie nur Dosen im Bereich des Kopfes vom Autor berücksichtigt wurden und demnach Organe, die sich im *Streustrahlungsfeld*, außerhalb des Kopfes, befinden, nicht zur Berechnung der effektiven Dosis beigetragen haben. Es gibt

keine Überlegungen zu der Entstehung von Streustrahlung, wenn doch als Messpunkt auch die Schilddrüse ausgewählt wurde. Hier wird erwähnt, dass sie sich nicht im Primärstrahl befindet. Konkrete Messwerte, die für den Seitenvergleich herangezogen werden können, sind in der Originalpublikation nicht veröffentlicht; es bleibt nur der Hinweis des Autors, dass die gemessene Dosis bei der DVT seitengleich sei (Rottke et al., 2013b).

- b) Die nächste Studie, die zitiert wird, ist ebenfalls von Rottke et al., auch aus dem Jahr 2013. In dem Artikel „Influence of lead apron shielding on absorbed doses from panoramic radiography“, werden die Ergebnisse einer Studie zur Dosisersparung durch das Anlegen der Röntgenschürze beim Erstellen einer PSA, präsentiert. Zur Ermittlung der Dosis wurden TLDs verwendet, dieses Mal in einem Alderson Rando Ganzkörper-Phantom, mit insgesamt 55 Messstellen. Dieses Phantom stellt das Korrelat zu dem weiblichen Alderson Rando Phantom, welches in meiner Studie verwendet wurde, dar. Zwei verschiedenen Geräte, beides Kombinationsgeräte, wurden als Strahlungserzeugungskomponente verwendet. Es wurden jeweils zwei verschiedene Programme verwendet. Laut der Studie gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem Protokoll mit Schürze und dem Protokoll ohne Schürze. Nachfolgend wird eine Auswahl der Messergebnisse aus der Studie präsentiert:

Tabelle 4: Auszug einiger diskutabler Ergebnisse aus der Studie von Rottke et al. Nach (Rottke, Grosseckler, et al., 2013)

TLD-Nr.	Position	Scanora 3D			Pro Max 3D		
		Dosis +	Dosis -	Differenz in %	Dosis +	Dosis -	Differenz in %
21	Linke Brust	5,1	2,3	-54,9 %	92,8	84,1	-9,4 %
22	Rechte Brust	36,6	27,4	-25,1 %	3,8	7,1	86,8 %
5	Linke Orbita	47,6	84,3	77,1%	142,9	147,9	3,5 %
6	Rechte Orbita	107,0	106,1	- 0,8 %	53,9	52,7	-2.2 %

Auffällig ist, dass der Autor in dieser Studie keine seitengleichen Ergebnisse erzielt hat. Durch die symmetrische Strahlengeometrie und Umlaufbahn des Strahlers, bei der PSA, sprechen Differenzen von 5,1 μSv linke Brust (+) zu 36,6 μSv rechte Brust (+), was einer Verringerung um 86,07% entspricht, für eine nicht symmetrische Positionierung der TLDs. In dem anderen verwendeten Gerät, dem Pro Max 3D, ist der gemessene Unterschied noch größer und seitenverkehrt: 92,8 μSv linke Brust (+) zu 3,8 μSv rechte Brust (+), was einer Verringerung um 95,91% entspricht. In der Diskussion der Experimente und Ergebnisse wird diese Ungereimtheit leider nicht diskutiert. Die Asymmetrie der Messergebnisse tritt nicht nur vereinzelt bei der Brust auf, sondern auch beispielsweise an der Messstelle der Orbita (Position 5 und 6). Hier wurden Unterschiede von etwa einem Drittel gemessen, wenngleich der Autor in der vorher zitierten Studie, in der am Kopfphantom gemessen wurde, eine Symmetrie zwischen beiden Seiten festgestellt hat, gemessen in einem Kopf-Phantom, beim Erstellen einer DVT-Aufnahme. So führt die Schürze hier an der Messstelle der linken Orbita im Scanora 3D zu einer Erhöhung um 77,1 % und im ProMax 3D zu einer Erhöhung von 3,5 %. Auf der rechten Seite führt sie in beiden Geräten zu einer geringen Reduktion (Rottke et al., 2013a).

- c) Die Studie von Schulze et al., aus dem Jahr 2017, mit dem Titel „Skin entrance dose with and without lead apron in digital panoramic radiography for selected sensitive body regions“ beschäftigt sich ebenfalls mit dem Nutzen der Röntgenschürze bei der Erstellung einer PSA. In der Studie wurde

dasselbe weibliche Alderson Rando Phantom verwendet, wie in meiner Studie. Gemessen wurde die Oberflächendosis mittels Festkörperdosimeter. Die Messpunkte lagen auf Höhe der weiblichen Brust (rechts und links), der Schilddrüse, auf dem Rücken und auf Höhe der Gonaden. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass es abgesehen von der Messstelle auf Höhe der Gonaden zu einer Reduktion der Dosis durch die Schürze kommt. Leider werden die Ergebnisse nur gemittelt über alle Geräte angegeben, was die Frage nach der maximalen Einsparung durch das Tragen der Röntgenschürze im „worst case“ – also bei dem Gerät und dem Programm mit der höchsten Dosiseinsparung – nicht preisgibt. Auf Höhe der rechten Brust kam es zur höchsten relativen Einsparung durch Anlegen der Schürze, einer 112-fachen Reduktion.

Die Autoren kommen zu der Conclusio, dass die Oberflächendosis durch Anlegen der Röntgenschürze auf Höhe der weiblichen Brust signifikant verringert werden kann „However, application of an appropriate lead apron, which if correctly placed does not interfere with the primary beam, can significantly reduce the skinlevel dose for the female breast region.“

Der Dosisanstieg durch Weglassen der Schürze, in der Region der strahlungssensiblen Brustdrüse, wird als signifikant beschrieben. Dieser müsse in Zukunft unter dem Aspekt des LNT Modells bewertet werden (Schulze et al., 2017).

- d) Die Studie “Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars” von Qu et al., aus dem Jahr 2012, hat sich mit dem Schutz der Schilddrüse, durch Anwenden des Schilddrüsenschutzes beschäftigt. Hier wurde mit TLD und einem Kopf-Phantom, aus gewebeäquivalentem Material, gearbeitet. Die effektive Organdosis wurde ermittelt, nach den Vorgaben der ICRP (2007). Der Autor schreibt, dass er keine signifikante Verringerung ermitteln konnte, wenngleich er angibt mit dem Schilddrüsenschutz eine Reduktion um bis zu 48,7% erreichen zu können (Qu et al., 2012).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass der Nutzen der Röntgenschürze, bezogen auf den Schutz der Brustdrüse, beim Erstellen einer DVT, von keinem der zitierten Autoren untersucht wurde!

Die aktuelle Studienlage weist noch eine weitere interessante Arbeit zum Untersuchungsschwerpunkt auf. Im Jahr 2016 wurde von Kellaranta et al. ein Artikel veröffentlicht, mit dem Titel „Radiation exposure to foetus and breasts from dental X-ray examinations: effect of lead shields“. Hier wurde unter anderem der Nutzen der Röntgenschürze auf Höhe der Brustdrüse beim Erstellen eines DVTs gemessen. Die Autoren haben dazu das ProMax 3D von Planmecka genutzt.

Die Röntgenschürze wurde nicht direkt am Körper angelegt, sondern auf dem Halter des Messgeräts, welches zwischen beiden Brüsten positioniert ist, abgelegt. Die Autorin diskutiert in Ihrem Artikel das insuffiziente Anbringen und Positionieren der Schürze. Ihre Ergebnisse zeigen, dass es zu *keiner signifikanten Einsparung* durch Anlegen der Schürze kommt. Für Sie besteht demnach kein Nutzen durch das Anlegen der Röntgenschürze, auch, da die gemessenen Dosen ohnehin klein seien. Im Vergleich zu den vorab zitierten Autoren, kann man anhand ihrer Messergebnisse eine Stringenz erkennen, die Schürze führt in jedem Programm zu einer Verringerung der Dosis. Es zeigt sich, dass in ihrem Versuchsaufbau durch das Tragen der Schürze eine Reduktion von max. 89,07% erreicht werden kann.

Eine weitere Studie, bei der die Dosiseinsparung durch das Verwenden der Röntgenschürze bei der CT des Kopfes gemessen wurde, bewertet den Nutzen der Röntgenschürze anders.

„Would thyroid and breast shielding be beneficial in CT of the head?“ ist der Titel der Publikation von Beaconsfield et al. aus dem Jahr 1998. Er hat mit einer Ionisationskammer die Dosis, an 50 Patienten, davon 20 mit Schürze, gemessen. Die Messung fand immer auf Höhe der linken Brust statt. Außerdem hat er weitere Messungen am Phantom angefertigt, welche ähnliche Ergebnisse lieferten. Er hat herausgefunden, dass bei der CT durch das Anlegen der Röntgenschürze bei allen verwendeten Parametern

mindestens 70 % der Dosis, gemessen auf Höhe der linken Brust, eingespart werden können und hat sie daher als zwingend *notwendig* befunden.

Da die Studie vor dem Festlegen der neuen Gewebe-Wichtungsfaktoren durch die ICRP durchgeführt wurde, gilt es zu bedenken, dass Organäquivalentdosis für die Brust, nach den neuen Bestimmungen, deutlich höher wäre, genaugenommen um 140 % (Beaconsfield et al., 1998).

Im Hinblick auf den geräteseitigen Strahlenschutz, hat sich Lukas im Jahr 2012 ebenfalls mit der Streustrahlung, ausgehend von einem zylindrischen Streukörper, beschäftigt. Die Versuche wurden unter anderem an einem DVT-Gerät (3D Accuitomo) durchgeführt, welches auch in der vorliegenden Studie verwendet wird. Seine Untersuchungen, sowie die der Hersteller der Geräte, zeigen eine weitgehend symmetrische Verteilung der Streustrahlung (Lukas, 2012).

Bei Versuchen zum geräteseitigen Strahlenschutz wird in verschiedenen Raumwinkeln die Ortsdosis erfasst, dazu wird ein Ionisationskammerdosimeter oder ein Szintillator verwendet.

Szintillatoren können aus organischen oder anorganischen Bestandteilen bestehen und sowohl als Festkörper, als flüssige Lösung, oder auch als Gas vorliegen. Sie können durch ionisierende Strahlung Lichtblitze im sichtbaren Bereich entstehen lassen und demnach zum Nachweis von Photonen und Elementarteilchen verwendet werden. Zusätzlich bedarf es einem Szintillatorzähler (= Lichtdetektor), welcher das Lichtsignal in ein verstärktes elektrisches Signal umwandelt. Die Studie hat ergeben, dass annähernd symmetrische ausgehend vom 3D Accuitomo ausgeht (Lukas, 2012).

3 Material und Methoden

Die Versuche zur Bestimmung der relativen Dosisreduktion durch Anwenden der Röntgenschürze werden an drei verschiedenen DVT-Geräten durchgeführt. Das *OP 3D Vision* (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland), das *3D Accuitomo* (J. Morita Corp., Tarumi-Cho, Japan) und das *Orthophos SL* (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) wurden hierfür ausgewählt.

Als Messgeräte dienen das *TOL-F Dosimeter* (Berthold Technologies GmbH & Co. KG, Bad Wildbad, Deutschland) und das *X5C Plus Dosimeter* (GRAETZ Strahlungsmeßtechnik GmbH, Altena, Deutschland). Als Strahlenschutzmittel dient eine handelsübliche Röntgenschürze.

Die Studie wird am weiblichen *Alderson Rando Phantom* durchgeführt, wessen Eigenschaften nachfolgend erläutert werden.

3.1 Das weibliche Alderson Rando Phantom

Als Streukörper für die Untersuchungen dient das weibliche Alderson Rando Phantom des Herstellers Alderson Research Laboratories Inc. (Stamford, Connecticut, United States).

Zuletzt wurde das Phantom, wie folgt, von Baumeister beschrieben: „Das anthropomorphe Phantom besteht aus einem humanoiden Skelett [...], das in Isocyanat (Salze und Ester der Isocyansäure HNCO) der spezifischen Dichte $0,985 \text{ g/cm}^3$ gebettet ist, um die Röntgenabsorption [und -streuung] von menschlichem Gewebe zu simulieren. Die effektive Ordnungszahl des Phantomgewebes beträgt 7,3. Die Lungen des Phantoms sind so geformt, dass sie mit der Kontur des Brustkorbes übereinstimmen. Das Material in den Lungenflügeln ist minder dicht und repräsentiert den Zustand der Lungen in der mittleren respiratorischen Phase. Weitere Organe sind nicht nachgebildet.

Das Phantom ist von der Kalotte bis zu den beginnenden unteren Extremitäten in 35 axiale Segmente von jeweils 2,5 cm Durchmesser zerlegbar. Jedes Gewebeselement enthält ein geometrisches Raster von durchgängigen Bohrlöchern im Abstand von 1,5 cm zum Einbringen von Thermo-Lumineszenz-Dosimetern (TLD). Auch einige anatomische Hohlräume sind im Phantom nachempfunden. Ab dem axialen Segment Nr. 7 kaudal bis zum Segment Nr. 14 sind luftgefüllte Hohlräume dargestellt. Ihr Verlauf und ihre Ausdehnung sind dem Oropharynx, der Trachea und der Bifurcatio tracheae bis zu den initialen 2,5 cm des Bronchus principalis sinister et dexter nachempfunden. Im 5. Gewebeselement befinden sich bilaterale Aussparungen im Os maxillare zur Andeutung des Sinus maxillaris.“ Originalquelle (Alderson et al., 1962) direkt zitiert nach (Baumeister, 2010); da die Originalquelle nicht mehr verfügbar ist.

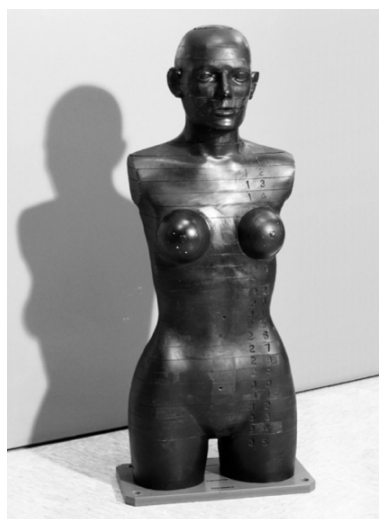


Abbildung 5: Das weibliche Alderson Rando Phantom, Frontalansicht. Aus (Baumeister, 2010)

Shrimpton et al. hat bereits 1981 die Absorptions- und Streueigenschaften des Alderson Rando Phantoms untersucht und kam zu dem Ergebnis, dass das Phantom zum Zweck der medizinischen Dosimetrie verwendet werden kann, es allerdings in Bereichen unter 90 kV die Strahlung zu schwach absorbiert.

3.2 Die Strahlenschutzmaßnahmen

Als Strahlenschutz dient eine Röntgenschürze welche die Schultern, sowie das Corpus des Phantoms auf der ventralen Seite vollständig bedeckt und mit dem 35. Segment abschließt. Dorsal verjüngt sich die Schürze unterhalb der Schulterblätter bis zu einer Breite von ca. 15 cm und reicht ebenfalls bis zum 35. Segment.



Abbildung 6: Die verwendete Röntgenschürze aus der Röntgenabteilung der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Plastische Operationen der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Die Röntgenschürze, auch genannt Panoramaschürze, ist aus mehrschichtigem Polyurethan angefertigt und beinhaltet eine 0,5 mm dicke Blei Schicht, wodurch die Strahlungsdämpfung der DIN 6813 und der RÖV entspricht.

Des Weiteren wird in Versuch 3.9.1 Geräteseitiger Strahlenschutz eine 1,25 mm dicke Bleifolie (Walzblei) vom Hersteller Anton Schneider Söhne GmbH & Co. KG aus Mönchengladbach, verwendet.

3.3 Messgrößen

3.3.1 Ortsdosis

Die Messgröße, die in den Versuchen erhoben wird, ist die Ortsdosis. Sie ist in der StrSchV als „Mess-Äquivalentdosis im Weichteilgewebe gemessen an einem bestimmten Ort“ definiert. Anhand der Ortsdosis lässt sich die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(d)$ bestimmen. Der * steht für folgenden Sachverhalt: Die Dosimeter-Anzeige ist unabhängig von der Orientierung/ Einfallrichtung der einfallenden Strahlung, da zur Bestimmung der Ortsdosis lediglich solche Ionisationskammerdosimeter verwendet werden, die eine zylindrische oder kugelige Form haben und eine besonders dünne Wandung. Der Parameter d gibt die Messtiefe (in mm) innerhalb des Phantoms an. Zur Kalibrierung dient die ICRU-Kugel, welche aus 76,2% Sauerstoff, 11,1% Kohlenstoff, 10,1% Wasserstoff und 2,6% Stickstoff besteht und

demnach muskeltgewebeäquivalent ist (Dichte $\rho = 1\text{g/cm}^3$) (Krieger, 2019). ICRU ist die Abkürzung für die International Commission on Radiation Units; sie legt international Größen, Einheiten, Vorgehensweisen und Methoden fest.

Dies lässt eine Kalibrierung zu, bei der die Anzeige der Dosis auf dem Messgerät, gemessen frei in der Luft, der Dosis in der Messtiefe d innerhalb der ICRU-Kugel entspricht. Dadurch wird eine (realistische) Abschätzung der Strahlenexposition in der Tiefe d innerhalb des menschlichen Körpers ermöglicht. Da die Detektoren im Gegensatz zum Menschen und zum Phantom für die Messaufgaben punktförmig sind müssen 2 Hilfsstrahlenfelder hinzugefügt werden, um die Eigenschaften eines realen Strahlenfeldes zu entsprechen und eine reale Messung zu ermöglichen. Die Definition für die beiden hinzugefügten Strahlenfelder lautet nach Krieger wie folgt „Ein aufgeweitetes Strahlenfeld ist ein Strahlenfeld, das an allen Punkten eines ausreichend großen Volumens die gleiche spektrale und raumwinkelbezogene Teilchenflussdichte besitzt wie das tatsächliche Strahlenfeld am interessierenden Punkt. Ein ausgerichtetes und aufgeweitetes Strahlenfeld ist ein Strahlenfeld einheitlicher Richtung, das zusätzlich die Bedingung des aufgeweiteten Strahlenfeldes erfüllt.“

Durch die Kalibrierung von Ortsdosimetern, welche die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(d)$ erfassen sollen, ist demnach eine Messung frei in Luft möglich, welche der Dosis innerhalb der Tiefe (d) in der ICRU-Kugel entsprechen würde (Krieger, 2019).

Die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ hingegen ist die Äquivalentdosis, die in 10 mm Tiefe, innerhalb der ICRU-Kugel (also analog im Gewebe) gemessen wird. Für durchdringungsfähige Strahlung, wie der Röntgenstrahlung wird die Messung von $H^*(10)$ empfohlen. Wichtig zu erwähnen ist folgende Zusatzinformation: Gemessen wird die Strahlung, die auf dem der Einfallrichtung entgegen gesetzten Radiusvektors erzeugt wurde.

3.3.2 Oberflächendosis

Im hier verwendeten Versuchsaufbau soll die Oberflächendosis ermittelt werden. Um diese zu ermitteln, muss das Dosimeter auf der Körperoberfläche angebracht werden, sodass die Energiedosis (inkl. Rückstreuung) gemessen werden kann. Dieses Verfahren wird in der Personendosimetrie gerne angewandt.

3.4 Die DVT-Geräte und Programme

Für die Experimente werden verschiedene Gerätetypen und Strahlungsabgabemodi ausgewählt – wie sie auch in der Praxis Verwendung finden.

Die Geräte und dessen Modi unterscheiden sich in ihrer Art und Weise der Abgabe, sowie der Menge der Röntgenstrahlen – *kontinuierliche* und *gepulste* (also diskontinuierliche) Strahler mit unterschiedlicher Leistung (Beschleunigungsspannung [kV], Belichtungszeit [s] und erzeugte Stromstärke [mA]).

Die Parameter Belichtungszeit [s] und Stromstärke [mA] beeinflussen dabei die Quantität der Röntgenstrahlung, was allgemein unter dem Begriff Milliampere x Sekunde -Produkt beschrieben ist und die Beschleunigungsspannung [kV] hat sowohl einen Einfluss auf die Qualität der Strahlung (Entstehung von harter vs. weicher Strahlung), als auch auf die Quantität. Die Intensität ist somit die Gesamtzahl der Photonen, multipliziert mit der jeweiligen Energie. Sie verdoppelt sich, wenn man die Belichtungszeit oder den Röhrenstrom verdoppelt (Milliampere x Sekunde -Produkt). Sie vervierfacht sich, wenn man die Beschleunigungsspannung verdoppelt (quadratischer Zusammenhang).

Alle Parameter zusammen beeinflusst damit die entstehende Dosis und können auch separat betrachtet und eingestellt werden.

Die Intensität ist außerdem abhängig vom Anodenmaterial, bzw. dessen Ordnungszahl z . Meist wird Wolfram als Anodenmaterial ausgewählt, was eine sehr hohe Ordnungszahl von $z = 74$ hat.

Es werden verschiedene Programme verwendet, die im Abschnitt 3.12 Hauptversuche genauer erläutert werden.

Die folgende Tabelle soll zur Übersicht dienen.

Tabelle 5: Die wichtigsten Eigenschaften der Röntengeräte OP 3D Vision, 3D Accuitomo, Orthophos SL

	OP 3D Vision	3D Accuitomo	Orthophos SL
Hersteller	KaVo	Morita	Dentsply Sirona
Röhrenspannung	120 kV	60-90 kV	60-90 kV
Röhrenstrom	3-7 mA	1-10 mA	3-16 mA
Abgabe der Röntgenstrahlen	Gepulst	Kontinuierlich	Gepulst, im hochauflösenden Modus kontinuierlich
Bilderfassung	360°	180° oder 360°	204°
Brennfleckgröße	0,5 mm	0,5 mm	0,5 mm
Quelle	Benutzerhandbuch KaVo OP 3D Vision	Broschüre 3D Accuitomo	Gebrauchsanweisung Orthophos SL

3.4.1 Das KaVo OP 3D Vision – ein gepulstes 120 kV Gerät

In dem Kegelstrahl-Volumentomographiegerät sitzt der Patient aufrecht, die Arme werden nicht zur Stabilisation benötigt und hängen neben dem Körper herab. Lediglich die von lateral kommende Kinnstütze an einem metallischen, schwingbaren Arm und die Kopfstütze sichern die Position des Patienten. Optional ist die Verwendung eines Kopfbandes möglich.

Zur Justierung des Patienten dient, wie üblich, ein Lasermarker. Die Laserlinien sollen auf der Frankfurter Horizontalen und der Mediansagittalebene verlaufen.

Um eine individuelle, auf die Zielregion beschränkte Röntgenuntersuchung einfach durchführen zu können, bietet das KaVo OP 3D Vision die Auswahl zwischen 9 verschiedenen FOV an, zudem lässt sich die Höhe zwischen 2 cm und 17 cm variieren.

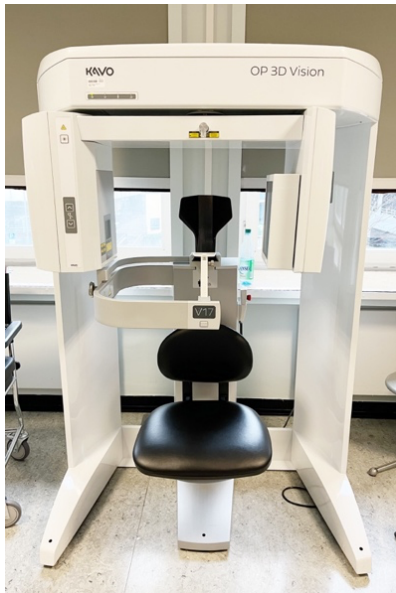


Abbildung 7: Das OP 3D Vision, welches in der Röntgenabteilung der Klinik und Poliklinik MKG der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz steht

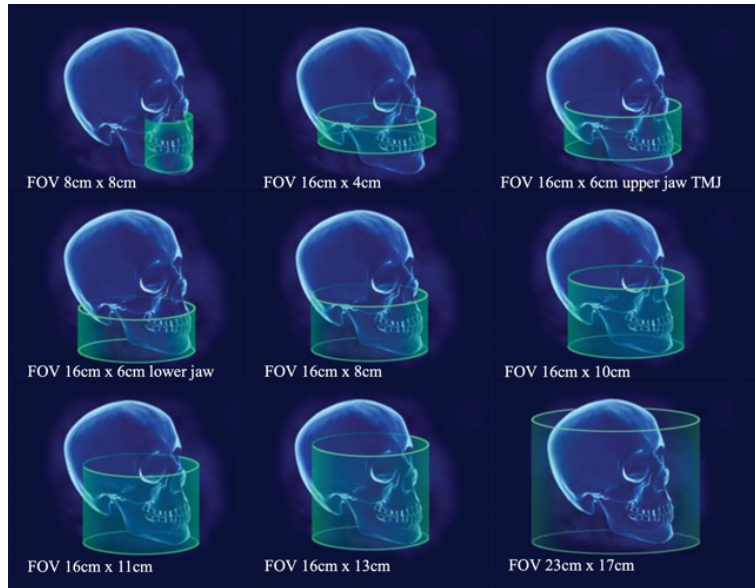


Abbildung 8: Auswahl des FOV beim OP 3D Vision, Screenshot der Benutzeroberfläche

Es besteht die Auswahl der Voxelgröße zwischen 125 µm bis 600 µm. Für die folgenden Versuche wurde eine Voxelgröße von 250 µm und 300 µm ausgewählt.

Nach der Akquisition rekonstruiert die Software automatisch die Aufnahmen zum dreidimensionalen Bild. Danach öffnet sich der Vorschau-Bildschirm mit den Fenstern: Patienten in Datenbank, Patientenbilder, Ansicht Patientendetails, Panoramaansicht, Sagittalansicht, Koronalansicht und Axialansicht.

Das OP 3D Vision der Firma KaVo unterscheidet sich von den beiden anderen Geräten unter anderem dadurch, dass es einen gepulsten Röntgenstrahl aussendet. So ist neben der Scanzeit die Expositionszeit getrennt angegeben (Corporation;, 2017).

Das Gerät weist eine deutlich höhere Röhrenspannung auf als die beiden anderen Geräte. Mit einer Röhrenspannung von 120 kV ist bei gleicher Röhrenstromstärke das Erzeugen einer höheren Intensität möglich, da die Intensität sich proportional zum Quadrat der Röhrenstromspannung verhält, bei gleichbleibender Stromstärke. Außerdem ist das Erzeugen einer härteren Strahlung möglich (Vetsuisse-Fakultäten, 2015).

Die Relevanz der Durchdringungsfähigkeit der Strahlung in Abhängigkeit auf die Röhrenstromstärke und Röhrenstromspannung und insbesondere dessen Auswirkungen auf den menschlichen Organismus werden in der Diskussion näher beleuchtet.

Weitere technische Daten sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 6: Technische Daten des KaVo OP 3D Vision. Aus (Corporation;, 2017)

OP 3D Vision	
Röhrenspannung	120 kV
Röhrenstrom	3-7 mA
Spannungswellenform	Konstantes Potential

Brennfleckgröße	0,5 mm
Quellen-Sensor-Entfernung	71,4 cm
Quellen-Patienten-Entfernung	49,53 cm (Rotationszentrum)
Minimalabstand Brennfleck - Haut	43 cm
Filterung	1,1 cm Aluminiumäquivalent/Glas

3.4.2 Das Morita 3D Accuitomo – ein reines DVT-Gerät

Das Morita 3D Accuitomo ist ein *reines DVT-Gerät*, bei dem der Patient, wie im zuvor beschriebenen Gerät des Herstellers KaVo, sitzend eingestellt wird. Auch beim 3D Accuitomo gibt es die Möglichkeit zwischen voreingestellten FOV das passende auszuwählen, von \varnothing 40 mm x Höhe 40 mm bis \varnothing 170 mm x Höhe 120 mm stehen acht Abstufungen zur Auswahl. Mit dem 3D Accuitomo lässt sich eine Voxelgröße von 80 μ m/125 μ m/160 μ m oder 250 μ m einstellen.

Neben dem 360° Umlauf ist auch ein 180° Umlauf möglich, außerdem kann nachträglich aus einem 360° Umlauf ein 180° Umlauf extrahiert werden, insofern sich der Patient während der 360° Aufnahme bewegt hat, wodurch Bewegungsartefakte minimiert werden.

Dem Behandler obliegt die Wahl zwischen einer High-Speed- und einer Standard-Aufnahme, welche sich in der Umlaufzeit etwa um die Hälfte unterscheiden – die High-Speed-Aufnahme ist je nach Modus nahezu 50% schneller (J._MORITA_MFG._CORP., 2021).



Abbildung 9: Das 3D Accuitomo in der Röntgenabteilung der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Plastische Operationen der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Weitere technische Daten können der folgenden Tabelle entnommen werden.

Tabelle 7: Technische Daten des 3D Accuitomo. Aus (J._MORITA_MFG._CORP., 2021)

3D Accuitomo	
Röhrensorgung	60-90 kV
Röhrenstrom	1-10 mA
Aluminiumfilterung	3,1 mm
Brennfleckgröße	0,5 mm
Quellen-Patienten-Entfernung	54 cm (Rotationszentrum)
Expositionszeit (360°/180°)	Std-Modus: 17,5/9,0 s Hi-Fi-Modus: 30,8/15,8 s Hi-Res-Modus: 30,8/15,8 s Hochgeschwindigkeitsmodus: 10,5/5,4 s

3.4.3 Das Sirona Orthophos SL – ein Kombinationsgerät

Mit dem Sirona Orthophos SL lassen sich sowohl dreidimensionale als auch zweidimensionale Aufnahmen anfertigen. Hierbei wird der Patient stehend ebenfalls mittels Laserlinien eingestellt. Durch drei justierbare Kopfstützen ist es einfach den Kopf in eine optimale Position und Neigung zu bringen und so durch die drei-Punkt-Kopffixierung zu halten. Neben der Kinnstütze ist auch die Positionierung mittels Aufbiss-Halter möglich.



Abbildung 10: Das Orthophos SL in der Röntgenabteilung der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Plastische Operationen der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Im Vergleich zu den anderen beiden Geräten stehen weniger voreingestellte Modi als Auswahl zur Verfügung. Man kann zwischen einem 5 cm x 5 cm, 8 cm x 8 cm oder 11 cm x 10 cm großem Volumen wählen (Dentsply_Sirona, 2020)

Tabelle 8: Technische Daten des Orthophos SL. Aus (Dentsply_Sirona, 2020)

	Orthophos SL
Röhrenspannung	60-90 kV
Röhrenstrom	3-16 mA
Fokus-Haut Abstand	> 20 cm
Brennfleckgröße	0,5 mm
Filterung	> 2,5 mm Al 0,3 mm Cu bei Volumenaufnahmen 1 mm Cu bei Volumenaufnahmen im Low Dose Modus
Expositionszeit	Standard 9,4 s Quickshot 4,7 s
Rotationswinkel	204°

3.5 Die Messgeräte

Im Folgenden werden die beiden verwendeten Messgeräte vorgestellt.

Die Messgröße ist die Ortsdosis. Sie wird als „Mess-Äquivalentdosis im Weichteilgewebe gemessen an einem bestimmten Ort“, in Anlage 18 der StrlSchV-2018, definiert.

3.5.1 Das TOL-F Dosimeter

Das TOL-F von Berthold Technologies GmbH & Co ist ein portables Messgerät zur Bestimmung der Ortsdosis (angegeben in μSv) und der Ortsdosisleistung in der Einheit $\mu\text{Sv/h}$.

Dabei wird die Ortsdosis nicht direkt gemessen, sondern durch Integrieren der Dosisleistung automatisch errechnet. Die Strahleneinfallrichtung beträgt $\pm 60^\circ$ zur Haupteinfallsebene, welche durch einen Ring gekennzeichnet ist. Die aktive Zone hat folgende Maße: $\varnothing 26 \text{ mm} \times 100,2 \text{ mm}$. Das TOL-F Dosimeter misst bereits ab Frequenzen von 15 keV. Die Wanddicke beträgt 65 mg/cm^2 .

Es gibt zwei Dosisleistungs-Messbereiche, die manuell ausgewählt werden können oder während des Betriebs automatisch umgeschaltet werden. Der *Niederdosisleistungs-Messbereich* reicht von $0,1 \mu\text{Sv/h}$ bis 10 mSv/h , dieser Bereich ist von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) zur Messung zugelassen. Hierbei arbeitet die Sonde als Proportionalzähler, im Proportionalitätsbereich mit Gasverstärkung bei einer Hochspannung von ca. 1600 Volt bis 1800 Volt (Berthold_Technologies, 1998).

Ein *Proportionalzähler* funktioniert ähnlich wie ein Geigen-Müller-Zähler, allerdings wird er nicht im sogenannten Auslösebereich betrieben, bei dem die Saugspannung so groß ist, dass – unabhängig von der Energie der ionisierenden Strahlung – ein Stromimpuls immer gleicher Höhe ausgelöst wird und somit die Energie der Strahlung nicht feststellbar ist. Es liegt stattdessen eine etwas niedrigere Spannung an (der Proportionalitätsbereich) wodurch die Anzahl der erzeugten Ladungsträger (die Höhe des Stromimpulses) von der Energie der Strahlung abhängt und ermittelt werden kann, sie ist proportional dazu (Krieger, 2021).

Die Kammer eines Proportionalzählers kann mit gewebeäquivalentem Gas gefüllt werden und der Gasdruck kann variiert werden (Krieger, 2019). Wandmaterial und Zählgasfüllung des TOL/F Dosimeters sind weitestgehend luftäquivalent.

Die *Gasverstärkung* ermöglicht durch Sekundärionisation des Kammergases einen Nachweis von geringen Strahlungsintensitäten. Durch die hohe angelegte Spannung haben die – bei der primären Ionisation erzeugten – Elektronen eine höhere Energie und damit auch Geschwindigkeit, wodurch es durch Kollision mit den Molekülen und Atomen im Kammergas zu weiteren Ionisationsprozessen kommen kann. So kommt es zu einem größeren Signal an der Anode, was das Erfassen niedrigerer Energien möglich macht (Schlegel et al., 2018).

Durch die Kalibrierung der Sonde wird die Temperaturänderung und die Alterung des Füllgases durch das Anpassen der Hochspannung kompensiert – um den Sollwert des Kammerfaktors wiederherzustellen. Durch das Einstecken der Sonde in den Kalibrierschacht, in dem sich ein Beta-Strahler (25 kBq ^{90}Sr) befindet, wird in der Sonde eine definierte und reproduzierbare Dosisleistung erzeugt. Der Kalibriervorgang läuft automatisch ab. Ebenso wird die Temperatur regelmäßig automatisch kontrolliert, der zulässige Temperaturbereich liegt bei 5°C bis 28°C.

Neben dem Niederdosis-Messbereich existiert auch ein *Hochdosismessbereich*, welcher von 10 mSv/h bis 100 Sv/h reicht. Hier arbeitet die Sonde im Ionisationskammerbereich bei einer Hochspannung von 180 Volt, es bedarf keiner Kalibrierung. Die Messungen finden nicht in diesem Bereich statt, weshalb er nicht weiter erläutert wird (Berthold_Technologies, 1998)



Abbildung 11: Das TOL-F Grundgerät, welches der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz gehört



Abbildung 12: Die TOL-F Sonde die an das TOL-F Grundgerät angeschlossen wird

3.5.2 Das X5C Plus Dosimeter

Das X5C Plus von Graetz ist ebenfalls ein Dosisleistungsmessgerät, welches die Dosis anzeigen kann. Es verfügt über eine Schnittstelle für externe Sonden. Der Anzeigebereich der Dosis beginnt bereits bei 50 nSv und reicht bis zu 10 Sv. Die Strahleneinfallrichtung beträgt ebenfalls $\pm 60^\circ$ zur Haupteinfallsebene.



Abbildung 13: Das X5C Plus Dosisleistungsmessgerät der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Material und Methode

Der Detektor ist erheblich kleiner, die Maße sind wie folgt: \varnothing 18,5 mm x 45 mm. Er befindet sich, wie in Abbildung 14 durch den Pfeil markiert, quer im oberen Bereich des Geräts.

Eine ringförmige Markierung außen an der Oberseite zeigt die Lage an. Das X5C Plus Dosimeter misst Frequenzen ab 40 keV, die Wanddicke beträgt 70-100 mg/cm² (GRAETZ_Strahlungsmeßtechnik_GmbH, 2019).

Der Detektor des X5C Plus ist ein energiekompensiertes Geiger-Müller-Zählrohr.

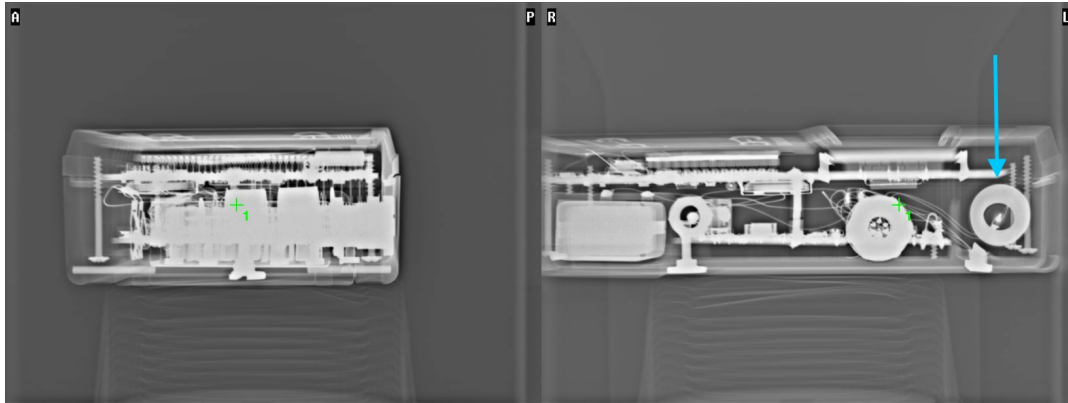


Abbildung 14: Scout Aufnahme des X5C Plus Dosisleistungsmessgerät. Der blaue Pfeil zeigt auf die Messkammer

3.6 Versuchsanordnung (Organigramm)

Die Vorversuche werden in folgender Reihenfolge durchgeführt.

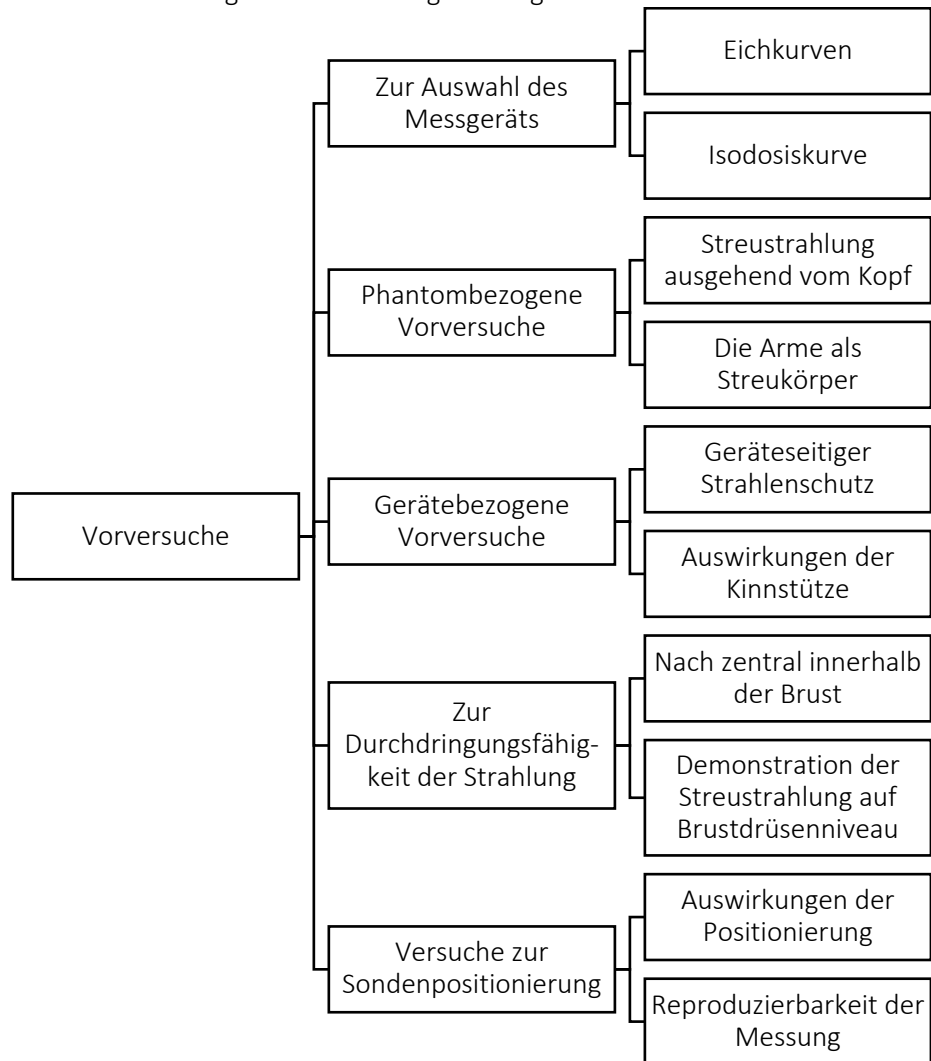


Abbildung 15: Organigramm zur Strukturierung der Vorversuche

Die Hauptversuche werden wie in Abbildung 16 abgebildet durchgeführt. Hierbei gilt zu beachten, dass jede Messung einmal auf Höhe der rechten Mamille durchgeführt wird und einmal auf Höhe der linken Mamille. Das TOL-F Dosimeter wird vor jedem Einschalten kalibriert.

Daraus folgt, dass die Hauptversuche 28 Messungen beinhalten.

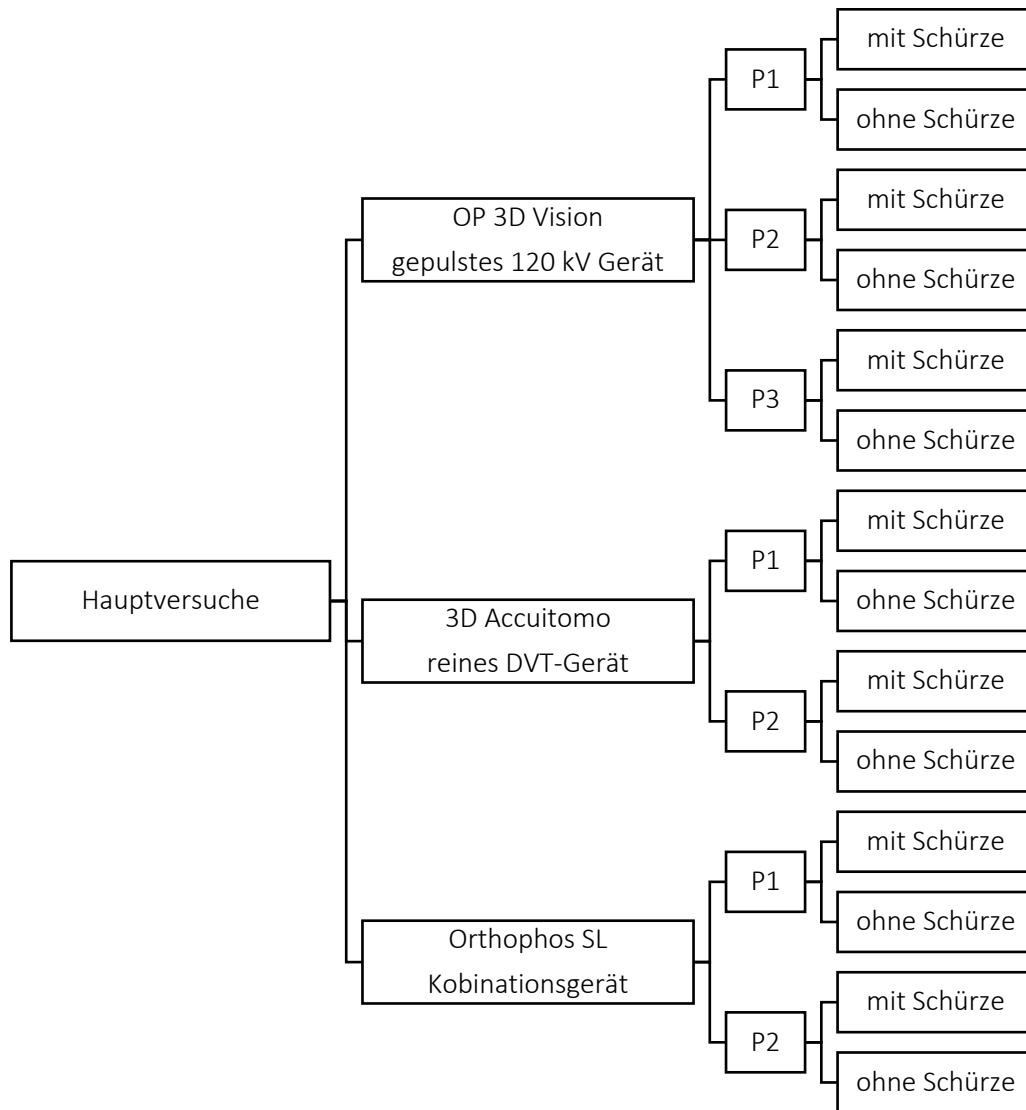


Abbildung 16: Organigramm zur Strukturierung der Hauptversuche

3.7 Vorversuche zur Auswahl des Messgerätes

Durch die Vorversuche zur Auswahl des Messgerätes wird ein Vergleich zwischen den beiden Dosimetern erstellt, sodass sich eine Auswahl treffen lässt.

3.7.1 Eichkurven

Um das Ansprechverhalten der beiden Dosimeter zu untersuchen, werden zwei Messreihen erstellt. Als Strahlenquelle dient hierbei ein Intraoralstrahler der Firma Dentsply Sirona, Modell Heliodent Plus, welcher auf 70 kV und 7 mA eingestellt wird. Die Eigenfilterung beträgt 1,5 mm Aluminium (Dentsply_Sirona, 2020). Durch das Regulieren der Belichtungszeit wird die Menge an Röntgenstrahlung in festgelegten Abständen (0,02 s, 0,04 s, 0,08 s, 0,16 s, 0,32 s, 0,64 s, 1,25 s, 2,5 s) erhöht.

Die Geräte werden wie in Abbildung 17 und Abbildung 18 gezeigt, zentral unter dem Strahler positioniert, sodass der Zentralstrahl direkt auf die aktive Zone des Messgeräts gerichtet ist.



Abbildung 17: Versuchsaufbau zum Erstellen der Eichkurve mit dem X5C Plus Dosimeter und dem Intraoralstrahler der Firma Dentsply Sirona



Abbildung 18: Versuchsaufbau zum Erstellen der Eichkurve mit dem TOL-F Dosimeter und dem Intraoralstrahler der Firma Dentsply Sirona

Danach erfolgt eine weitere Messreihe mit dem 3D Accuitomo als Strahlungsquelle. Hier befindet sich das Dosimeter nicht im Primärstrahlenbündel, denn es soll die Streustrahlung messen. Daher wird ein Streukörper (hauptsächlich Wasser) an der Stelle des Kopfes angebracht.

Die Positionierung im 3D Accuitomo ist der Abbildung 19 und Abbildung 20 zu entnehmen, der Abstand zwischen dem Streukörper und der jeweiligen Messkammer wird hierbei nicht verändert.

Es werden vier Messungen im Programm 2.1 (360° Umlauf | Hi-Fi 17x12 cm | DAP 4500 mGy cm^2 | 90 kV 5,0 mA 30,8 s) durchgeführt, wobei die Stromstärke von 1 mA auf 4 mA hoch reguliert wird.

Ermittelt wird die Dosis, gemessen in μSv .



Abbildung 19: Versuchsanordnung zum Erstellen der Eichkurve mit dem X5C Plus Dosimeter im 3D Accuitomo



Abbildung 20: Versuchsanordnung zum Erstellen der Eichkurve mit dem TOL-F Dosimeter im 3D Accuitomo

3.7.2 Messungen in der Waagerechten auf Höhe der Mamillen

Zur weiteren Untersuchung des Ansprech- und Messverhaltens, sowie der Streustrahlungsverteilung, wird in der Waagerechten auf Höhe der Mamille an 5 Positionen gemessen.

Die Vergleichsmessungen werden an allen drei Geräten durchgeführt.

Hierzu werden fünf Punkte auf Höhe des 16. Segments (Mamillen-Höhe) am Alderson Rando Phantom festgelegt, siehe Abbildung 21.

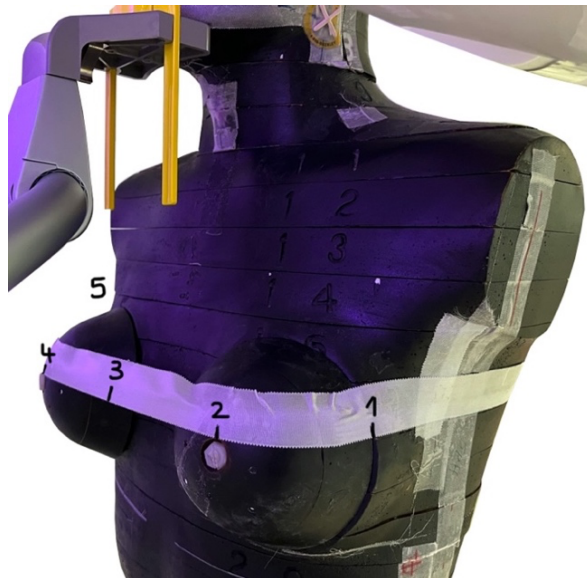


Abbildung 21: Markierungen der Positionen für die Vergleichsmessungen am Alderson Rando Phantom

Die Messgeräte wurden so positioniert, dass die aktive Zone sich exakt unterhalb der Markierung befindet. Beim Messen mit dem X5C Plus Dosimeter wird das Grundgerät des TOL-F Dosimeters stehen gelassen, um das Setup möglichst wenig zu verändern.



Abbildung 22: Positionierung des TOL-F Dosimeters an Position 2 im 3D Accuitomo



Abbildung 23: Positionierung des X5C Plus Dosimeters an Position 5 im OP 3D Vision

3.8 Phantombezogene Vorversuche

3.8.1 Streustrahlung ausgehend vom Kopf

Um den Einfluss des Kopfes als Streustrahlungsquelle zu untersuchen, wird die Messung auf Höhe der linken Mamille nach Entfernen der Segmente 1-13 wiederholt.

Das Programm 1.1 des KaVo OP 3D wird für diesen Versuch verwendet (360° | CT 16Dx11H cm | Voxel 0,25 mm | Scantime 26,9 s | 120 kV 5 mA 7,4 s).



Abbildung 24: Versuchsaufbau zur Untersuchung des Kopfes als Streustrahlungsquelle, exemplarisch gemessen am OP 3D Vision

3.9 Gerätebezogene Vorversuche

3.9.1 Geräteseitiger Strahlenschutz

Um den Einfluss der Streustrahlung, ausgehend von der Blende des Geräts beurteilen zu können, wird diese, wie in Abbildung 25 und Abbildung 26 gezeigt, mit Bleifolie von unten abgeschirmt.

Hierzu dient eine 1,25 mm dicke Bleifolie (Walzblei) vom Hersteller Anton Schneider Söhne GmbH & Co. KG aus Mönchengladbach. Diese wurde bereits im Abschnitt 3.2 Die Strahlenschutzmaßnahmen beschrieben.

Der Versuchsaufbau entspricht dem des Versuchs 3.8.1 Streustrahlung ausgehend vom Kopf, siehe Abbildung 24.



Abbildung 25: Die Blende des OP 3D Vision wird mit Bleifolie abgeschirmt – Ansicht von lateral

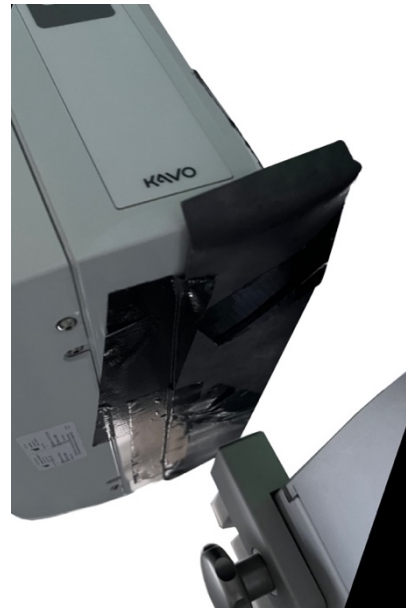


Abbildung 26: Die Blende des OP 3D Vision wird mit Bleifolie abgeschirmt – Ansicht von kaudal

3.9.2 Auswirkungen der Kinnstütze, exemplarisch gemessen im OP 3D Vision

Um die Auswirkungen der Kinnstütze feststellen zu können werden exemplarisch am OP 3D Vision, welches eine sehr prominente Kinnstütze hat, Messungen mit und ohne Kinnstütze angefertigt.

3.10 Vorversuche zur Durchdringungsfähigkeit der Strahlung

Um die Durchdringungsfähigkeit der Strahlung qualitativ zu untersuchen, werden zwei Versuche dazu durchgeführt.

3.10.1 Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung nach zentral

Anhand der Schwärzung einer, nach zentral in die Mamille eingeführten individualisierten Speicherfolie soll die Durchdringungsfähigkeit der Strahlung visuell verdeutlicht werden.

Hierzu wird eine Speicherfolie, wie sie üblicherweise zur Erstellung von Einzelzahnaufnahmen verwendet wird, auf die Maße 5 x 30 mm zugeschnitten und in den zentralen Schraubenkanal der Brust des Phantoms eingeführt.

Als Strahlungsquelle dient das 3D Accuitomo, welches im Programm 2.2 (180° | Hi-Fi 17x12 cm | DAP 2310 mGyxc² | 90 kV 5,0 mA 15,8 s) betrieben wird.

Das Experiment wird einmal mit und einmal ohne Schürze durchgeführt, um die Schwärzung vergleichen zu können. Um das Einscannen und Bewerten der Aufnahme mechanisch und softwaretechnisch zu ermöglichen, wird das verwendete Stück der Folie zusammen mit einer vorbelichteten Einzelzahnaufnahme, welche vorab an einem Phantomkopf angefertigt wurde, eingescannt. Hierzu dient der Speicherfolienscanner „VistaScan“ der Firma Dürr Dental.



Abbildung 27: Der Versuchsaufbau zur Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung nach zentral. Die zugeschnittene Speicherfolie wird nach zentral durch den Schraubkanal in die Brust des Phantoms eingeführt



Abbildung 28: Der Vista Scan von Dürer Dental, der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

3.10.2 Demonstration der Streustrahlung auf Brustdrüseniveau

Des Weiteren wird zur Visualisierung der Streustrahlung auf Brustdrüseniveau ein Experiment durchgeführt, bei dem extrahierte Zähne auf eine Speicherfolie gelegt werden und auf der Brust des Alderson Rando Phantoms positioniert werden. Es wird ein DVT im Programm 3.1 (SD \varnothing 11 cm | DAP 1005 mGycm² | 85 kV 13 mA 4,3 s) erstellt. Der Versuchsaufbau wird in Abbildung 29 und Abbildung 30 gezeigt.

Der Versuch wurde mit angelegter Röntgenschürze wiederholt, um deren Effekt zu verdeutlichen.



Abbildung 29: Versuchsaufbau zur Demonstration der Streustrahlung auf der Höhe der Brust mittels extrahierten Zähnen und Speicherfolie – von frontal

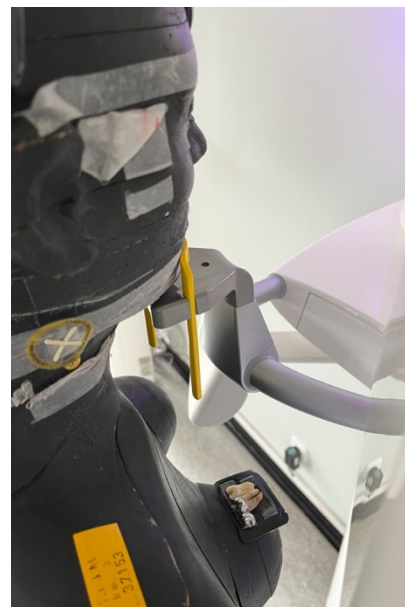


Abbildung 30: Versuchsaufbau zur Demonstration der Streustrahlung auf der Höhe der Brust mittels extrahierten Zähnen und Speicherfolie – von dorsal/ kranial

3.11 Versuche zur Sondenpositionierung

Um die unterschiedlichen Positionierungsmöglichkeiten vergleichen zu können und auch die Reproduzierbarkeit der Positionierung beurteilen zu können werden folgende Versuche durchgeführt.

3.11.1 Auswirkungen der Positionierung der Sonde von zentral vs. von lateral

Da es für das Verwenden des TOL-F Dosimeters mehrere Optionen der Positionierung gibt, ist es notwendig diese zu evaluieren. Die Sonde lässt sich sowohl von lateral zur Brustdrüse hinführen als auch von zentral aus. Als Strahlungsquelle dient das KaVo OP 3D Vision, im Programm 1.1 (360° | CT 16Dx11H cm | Voxel 0,25 mm | Scantime 26,9 s | 120 kV 5 mA 7,4 s).

Gemessen wurde sowohl mit als auch ohne Röntgenschürze, ohne den Versuchsaufbau weiter zu verändern.

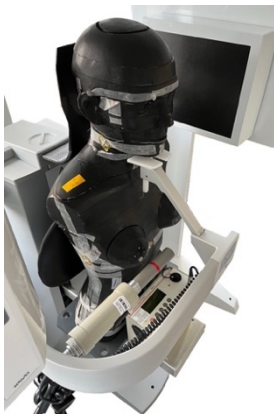


Abbildung 31: Sonde von lateral auf Höhe der rechten Mamille



Abbildung 32: Sonde von zentral auf Höhe der rechten Mamille



Abbildung 33: Sonde von lateral auf Höhe der linken Mamille



Abbildung 34: Sonde von zentral auf Höhe der linken Mamille

3.11.2 Reproduzierbarkeit der Messergebnisse

Um den Versuchsaufbau hinsichtlich der Reproduzierbarkeit zu überprüfen, wird am Orthophos SL die Messung auf jeder Seite *fünfmal mit* und *fünfmal ohne* Schürze wiederholt.

Das Programm 3.1 (SD \varnothing 11 cm | DAP 1005 mGycm² | 85 kV 13 mA 4,3 s) und das Programm 3.2 (HD \varnothing 11 cm | DAP 1794 mGycm² | 85 kV 7 mA 14,2 s) wird verwendet.

Programm 3.1 hat eine deutlich kürzere Expositionszeit und dafür eine erhöhte Stromstärke, wodurch es sich von Programm 3.2 unterscheidet.

Als Messgerät dient das TOL-F Dosimeter.



Abbildung 35: Versuchsaufbau im Orthophos SL zur Messung auf Höhe der linken Mamille mit Röntgenschürze

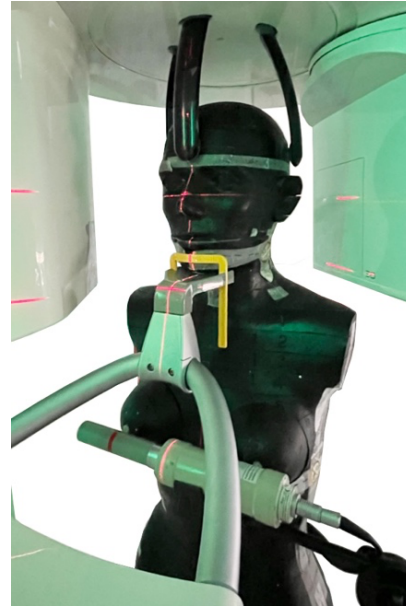


Abbildung 36: Versuchsaufbau im Orthophos SL zur Messung auf Höhe der rechten Mamille ohne Röntgenschürze

3.12 Hauptversuche

Wie bereits in Abbildung 16 gezeigt, werden insgesamt 28 Messungen erhoben, als Strahlungsquelle dienen hierbei die zuvor beschriebenen DVT-Geräte. Jedes Programm läuft viermal ab. Jeweils zwei Messungen auf Höhe der rechten Mamille und zwei Messungen auf Höhe der linken Mamille, je eine mit und eine ohne Röntgenschürze, bei ansonsten unverändertem Versuchsaufbau.

Da eine große Bandbreite an Programmen existiert und demzufolge auch an unterschiedlichen Expositionen, die durch die Aufnahme erreicht werden, wurden hier entsprechende Programme gewählt, die regelmäßig in der Zahnmedizin verwendet werden und weder die untere Grenze (FOV zur Untersuchung einzelner Zähne) noch die Obergrenze (FOV zur Untersuchung des gesamten Schädels) repräsentieren.

3.12.1 OP 3D Vision

Der Versuchsaufbau im OP 3D Vision sieht wie folgt aus:



Abbildung 37: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im OP 3D Vision – Messung auf Höhe der rechten Mamille ohne Röntgenschürze



Abbildung 38: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im OP 3D Vision – Messung auf Höhe der rechten Mamille mit Röntgenschürze

Programm 1.1

Das in der Arbeit als Programm 1.1 bezeichnete Programm enthält folgende Einstellungen: 360° Umlauf | CT 16Dx11H cm | Voxel 0,25 mm | Scantime 26,9 s | 120 kV 5 mA 7,4 s.

Das OP 3D Vision sendet hierbei einen gepulsten Strahl über 360° aus. Es wird verwendet um hochauflösende DVT-Aufnahmen von Unterkiefer, Oberkiefer und Kiefergelenk zu erstellen.

Programm 1.2

Das in der Arbeit als Programm 1.2 bezeichnete Programm enthält folgende Einstellungen: 180° Umlauf | CT 16Dx11H cm | Voxel 0,25 mm | Scantime 14,7 s | 120 kV 5 mA 4,1 s.

Die Belichtungszeit ist in diesem Programm, bei dem wieder ein gepulster Strahl ausgesandt wird, ca. 45 % kürzer, da der Umlauf lediglich 180° beträgt.

Mit diesem Programm lässt sich der gleiche Bereich abbilden, wie bei Programm 1.1.

Programm 1.3

Das in der Arbeit als Programm 1.3 bezeichnete Programm enthält folgende Einstellungen: 360° Umlauf | CT 23Dx17H cm | Voxel 0,3 mm | Scantime 17,8 s | 120 kV 5 mA 7,4 s.

Dieses Programm wird als „Portrait“ bezeichnet. Das FOV ist deutlich größer, allerdings ist die Auflösung (Voxel) etwas niedriger. Bei Auswahl dieses Programmes wird alles abgebildet vom Mentum bis über die Orbita.

3.12.2 3D Accuitomo

Der Versuchsaufbau im 3D Accuitomo sieht wie folgt aus:



Abbildung 39: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im 3D Accuitomo – Messung auf Höhe der rechten Mamille ohne Röntgenschürze



Abbildung 40: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im 3D Accuitomo – Messung auf Höhe der rechten Mamille mit Röntgenschürze

Programm 2.1

Das in der Arbeit als Programm 2.1 bezeichnete Programm enthält folgende Einstellungen: 360° | Hi-Fi 17x12 cm | DAP 4500 mGy \cdot cm² | 90 kV 5,0 mA 30,8 s. Das 3D Accuitomo sendet einen ungepulsten Strahl aus.

Programm 2.2

Das in der Arbeit als Programm 2.2 bezeichnete Programm enthält folgende Einstellungen: 180° | Hi-Fi 17x12 cm | DAP 2310 mGy \cdot cm² | 90 kV 5,0 mA 15,8 s.

Die Belichtungszeit ist in diesem Programm, bei dem ein ungepulster Strahl ausgesandt wird, ca. 49 % kürzer, da der Umlauf lediglich 180° beträgt.

3.12.3 Orthophos SL

Der Versuchsaufbau im Orthophos SL sieht wie folgt aus:



Abbildung 41: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im Orthophos SL – Messung auf Höhe der rechten Mamille ohne Röntgenschürze



Abbildung 42: Versuchsaufbau für die Hauptversuche im Orthophos SL – Messung auf Höhe der rechten Mamille mit Röntgenschürze

Programm 3.1

Das in der Arbeit als Programm 3.1 bezeichnete Programm enthält folgende Einstellungen: SD \varnothing 11 cm | DAP 1005 mGycm² | 85 kV 13 mA 4,3 s.
Das Milliampere pro Sekunde-Produkt beträgt 55,9 mA•s.

Programm 3.2

Das in der Arbeit als Programm 3.2 bezeichnete Programm enthält folgende Einstellungen: HD \varnothing 11 cm | DAP 1794 mGycm² | 85 kV 7 mA 14,2 s.
Das Milliampere pro Sekunde-Produkt beträgt hier 99,4mA•s, was etwa 44 % mehr ist als im Programm 3.1.

3.13 Statistische Auswertung

Die experimentell ermittelten Daten werden anhand der Statistik- und Analysesoftware SPSS® (Statistical Package for Social Sciences), der Firma IBM, aufbereitet und ausgewertet. Die grafischen Darstellungen werden mit Microsoft Excel erstellt.

4 Ergebnisse

4.1 Vorversuche zur Auswahl des Messgeräts

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Vorversuche graphisch und tabellarisch dargestellt. Wenn eine Röntgenschürze verwendet wird, ist dies mit einem „+“ gekennzeichnet, ein „-“ bedeutet, dass keine Röntgenschürze verwendet wurde. Diese Codierung wird in der gesamten Arbeit beibehalten.

4.1.1 Eichkurven

Die *Vergleichsmessungen* zwischen dem TOL-F Dosimeter und dem X5C Plus Dosimeter führen zu folgenden Ergebnissen:

Die Erfassung der Dosis, ausgehend vom Intraoralstrahler, ist mittels TOL-F Dosimeter deutlich *konstanter* als mit dem X5C Plus Dosimeter. Zur Verdeutlichung dessen dienen

Diagramm 2: Eichkurve zur Messung mit dem TOL-F Dosimeter (Strahlungsquelle: Intraoralstrahler) und Diagramm 3: Eichkurve zur Messung mit dem X5C Plus Dosimeter (Strahlungsquelle: Intraoralstrahler)

Auffällig ist, dass das X5C Plus Dosimeter eine deutlich *geringere Dosis* gemessen hat als das TOL-F Dosimeter. Die Messungen diene zur Überprüfung der Konstanz der Messergebnisse, die absolut gemessene Dosis soll an dieser Stelle nicht verglichen werden, wird allerdings in der Diskussion wiederaufgegriffen.

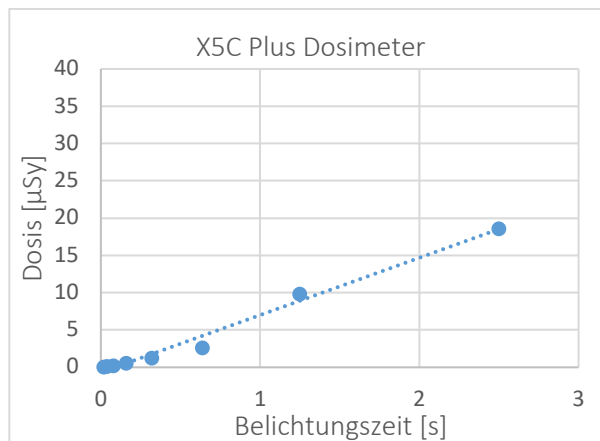
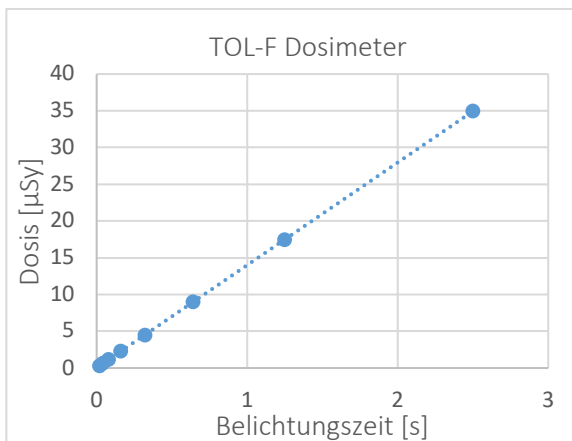


Diagramm 2: Eichkurve zur Messung mit dem TOL-F Dosimeter (Strahlungsquelle: Intraoralstrahler)

Diagramm 3: Eichkurve zur Messung mit dem X5C Plus Dosimeter (Strahlungsquelle: Intraoralstrahler)

In dem Versuchsaufbau zur Messung der Streustrahlung mit dem OP 3D Vision als Strahlungsquelle, liegen die Messwerte beider Geräte deutlich näher beieinander. Zudem weichen die Messungen hierbei weniger von der Trendlinie ab, wie Diagramm 4: Eichkurve zur Messung mit dem TOL-F Dosimeter (Strahlungsquelle: OP 3D Vision) und Diagramm 5: Eichkurve zur Messung mit dem X5C Plus Dosimeter (Strahlungsquelle: OP 3D Vision) zeigen.

Innerhalb dieses Spektrums kann man bei beiden Dosimetern von einer ähnlichen Linearität und Konstanz hinsichtlich des Messverhaltens ausgehen.

Ergebnisse

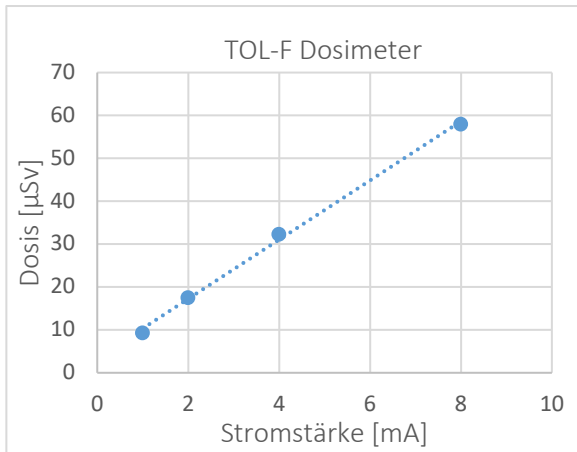


Diagramm 4: Eichkurve zur Messung mit dem TOL-F Dosimeter (Strahlungsquelle: OP 3D Vision)

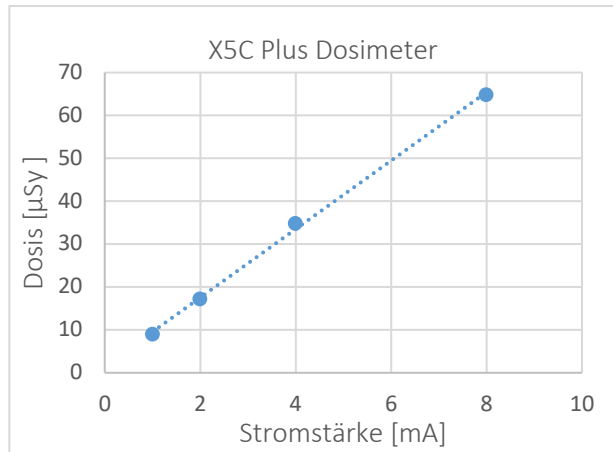


Diagramm 5: Eichkurve zur Messung mit dem X5C Plus Dosimeter (Strahlungsquelle: OP 3D Vision)

Die beiden nachfolgenden Tabellen dokumentieren die exakten Messergebnisse der Versuche.

Tabelle 9: Ergebnisse der Messreihe der Vergleichsmessungen zwischen dem TOL-F Dosimeter und dem X5C Dosimeter von Graetz am Intraoralstrahler

Messung	kV/mA	Belichtungszeit [s]	Dosis [μSy] TOL/F	Dosis [μSy] X5C Plus
1	70/7	0,02	0,33	0,06
2	70/7	0,04	0,62	0,12
3	70/7	0,08	1,18	0,23
4	70/7	0,16	2,27	0,51
5	70/7	0,32	4,5	1,2
6	70/7	0,64	8,96	2,57
7	70/7	1,25	17,45	9,8
8	70/7	2,5	34,97	18,57

Tabelle 10: Ergebnisse der Messreihe der Vergleichsmessungen zwischen dem TOL-F Dosimeter und dem X5C Dosimeter von Graetz am OP 3D Vision

Messung	kV/s	Stromstärke [mA]	Dosis [μSy] TOL/F	Dosis [μSy] Graetz x5C Plus
1	90/30,8	1	9,35	9,02
2	90/30,8	2	17,5	17,28
3	90/30,8	3	32,35	34,8
4	90/30,8	4	58,04	64,9

4.1.2 Messungen in der Waagerechten auf Höhe der Mamillen

Die Ergebnisse, des auf Seite 32 beschriebenen Versuchs, bei dem an fünf Messstellen auf einer waagerechten Ebene, auf Höhe der Mamille gemessen wurde, sind in

Diagramm 6 gezeigt. Die Kurven zeigen die gemessene Dosis, in der Einheit μSv , in Abhängigkeit zur Messstelle (1-5). Für die Darstellung wird die Form eines Liniendiagramms gewählt, wobei die gepunkteten Linien die Messungen mittels TOL-F Dosimeters zeigen.

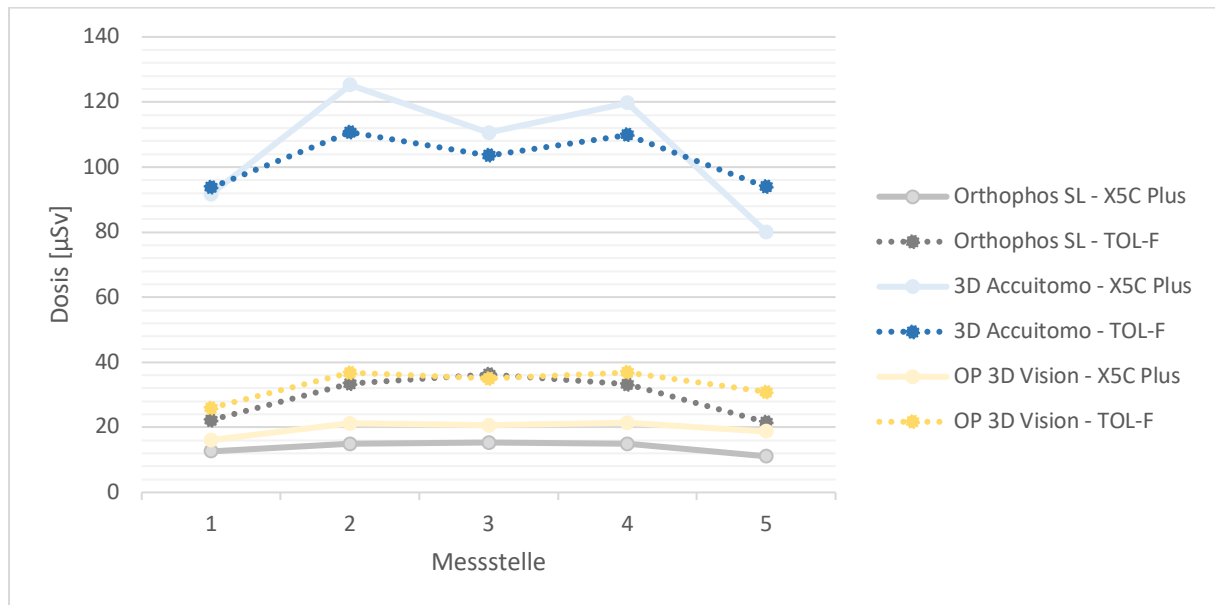


Diagramm 6: Übersicht aller Messergebnisse an den Messstellen 1-5

Die exakten Werte sind der nachfolgenden Tabelle zu entnehmen.

Auffällig ist, dass die Messergebnisse in dem Versuchsaufbau, bei dem das 3D Accuitomo als Strahlungsquelle verwendet wurde, mehr schwanken als in dem Versuchsaufbau mit dem Orthophos SL und dem OP 3D Vision. Im 3D Accuitomo misst das X5C Plus Dosimeter nahezu konstant eine höhere Dosis als das TOL-F Dosimeter.

Tabelle 11: Messwerte zur waagerechten Messreihe mittels TOL-F Dosimeter und X5C Plus Dosimeter

Strahlungsquelle	Dosimeter	Dosis [μSv] Position 1	Dosis [μSv] Position 2	Dosis [μSv] Position 3	Dosis [μSv] Position 4	Dosis [μSv] Position 5
Orthophos SL	X5C Plus	12,68	14,93	15,34	14,94	11,11
	TOL-F	22,25	33,39	36,26	33,26	21,56
3D Accuitomo	X5C Plus	91,7	125,2	110,6	119,7	80,07
	TOL-F	93,7	110,7	103,6	109,9	93,89
OP 3D Vision	X5C Plus	16,1	21,2	20,6	21,4	18,73
	TOL-F	25,98	36,75	34,95	36,84	30,87

Ergebnisse

Die Abweichungen zwischen den Messungen sind in den nachfolgenden Diagrammen graphisch dargestellt.

Die prozentual größten Unterschiede zwischen den Messergebnissen innerhalb der beiden Dosimeter sind in den Messungen am Orthophos SL festzustellen. So misst das X5C Plus Dosimeter an Position 3 15,34 μSv und das TOL-F Dosimeter 36,26 μSv , was einer Abweichung um 136,38% entspricht.

Das X5C Plus Dosimeter ist in **blau** abgebildet, das TOL-F Dosimeter in **grau**.

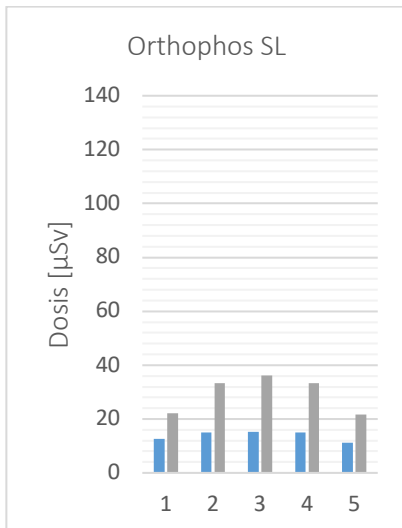


Diagramm 7: Säulendiagramm zu der waagerechten Messreihe, gemessen am Orthophos SL

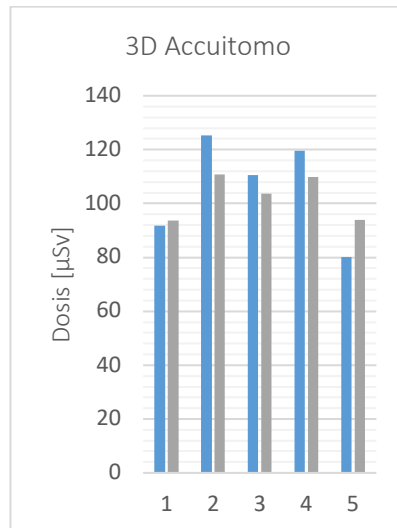


Diagramm 8: Säulendiagramm zu der waagerechten Messreihe, gemessen am 3D Accuitomo

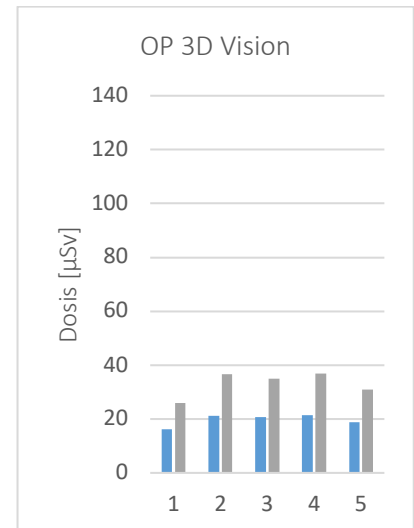


Diagramm 9: Säulendiagramm zu der waagerechten Messreihe, gemessen am OP 3D Vision

4.2 Phantom- und gerätebezogene Vorversuche

Tabelle 12 liefert eine Übersicht über die Ergebnisse folgender Versuche: Streustrahlung ausgehend vom Kopf (Seite 33), Geräteseitiger Strahlenschutz (Seite 33) und Auswirkungen der Kinnstütze (Seite 34), exemplarisch gemessen im OP 3D Vision.

Tabelle 12: Ergebnisse zu den phantom- und gerätebezogenen Vorversuchen

Messung	Bezeichnung	Dosis [μSv]
1	Mamillenhöhe -	36,64
2	Mamillenhöhe +	4,27
4	Mamillenhöhe - ohne Kopf-Hals Bereich	20,87
5	Mamillenhöhe - ohne kopf-Hals-Bereich mit Bleiabschirmung des Gehäuses	20,59
6	Mamillenhöhe - ohne Segment 1 bis 13 mit Bleiabschirmung der Blende ohne Kinnstütze	20,59

Die Ortsdosis gemessen auf Mamillenhöhe ohne Strahlenschutz innerhalb des OP 3D Vision beträgt 36,64 μSv . Dieser Wert ist innerhalb dieser Versuchsreihe als Referenzdosis von 100 % zu verstehen. Die Messung mit der Röntgenschürze verringert die Ortsdosis auf 4,27 μSv , was einer *Dosiseinsparung* von 88,35 % entspricht. Nach Entfernung der Segmente 1-13 (Kopf und Hals) reduziert sich die gemessene Streustrahlung auf Höhe der Mamille auf 20,87 μSv , das entspricht einer *Reduktion* um 43,04 %. Nach

Ergebnisse

Abschirmung der Blende mittels Bleifolie ist nahezu *kein Unterschied* feststellbar, die Dosis reduziert sich um 1,34 %. Ebenso hat das Entfernen der Kinnstütze keinerlei Auswirkung auf die Dosis.

Folgendes Säulendiagramm dient als Übersicht über die gemessene Dosis.

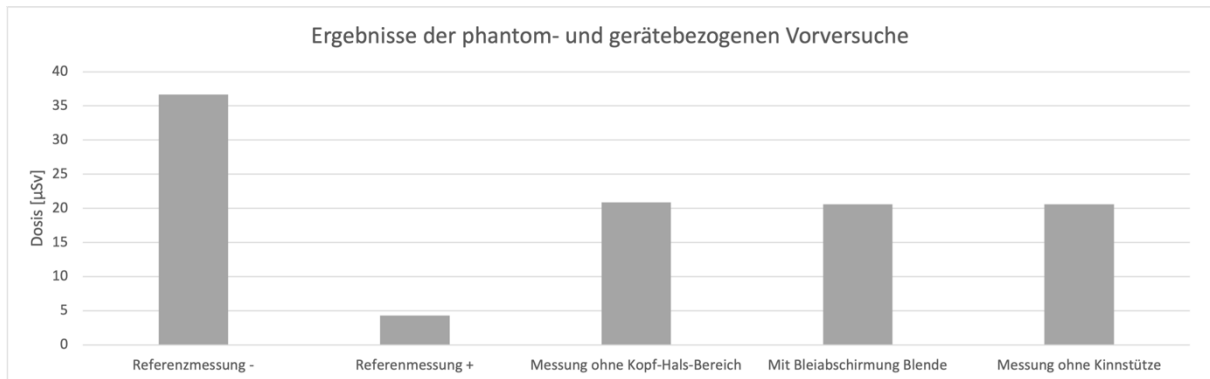


Diagramm 10: Säulendiagramm zur Übersicht über die Ergebnisse der phantom- und gerätebezogenen Vorversuche

4.3 Vorversuche zur Durchdringungsfähigkeit der Strahlung

4.3.1 Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung nach zentral

Hier zu sehen sind die Rohdaten der Speicherfolien, der Versuchsaufbau ist auf Seite 34 erläutert.

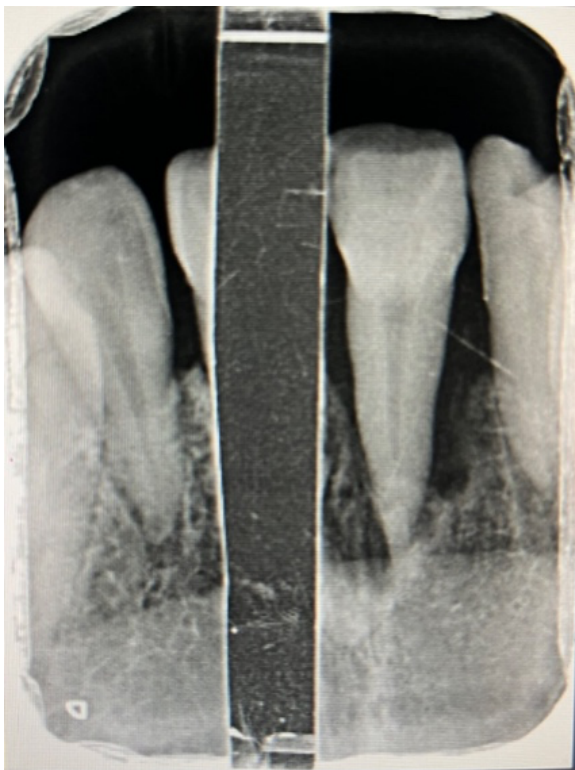


Abbildung 43: Scan der Speicherfolie, Messung ohne Röntgenschürze



Abbildung 44: Scan der Speicherfolie, Messung mit Röntgenschürze

Im direkten Vergleich der beiden Scans lässt sich erkennen, dass durch Anwenden der Schürze die Strahlung, welche sich nach zentral innerhalb der weiblichen Brust ausdehnt, nahezu vollständig abschirmen lässt. Wohingegen die Speicherfolie bei Nichtanwenden der Schürze eine deutliche konstante Schwärzung aufweist.

4.3.2 Demonstration der Streustrahlung auf Brustdrüsenniveau

Abbildung 45 zeigt den Scan der Speicherfolie, bei der keine Röntgenschürze angelegt war, ebenfalls mittels Vista Scan eingescannt. Hierbei sind die Umrisse des extrahierten Zahnes und des überkronen Zahnes deutlich zu erkennen. Der Versuchsaufbau ist auf Seite 35 gezeigt.

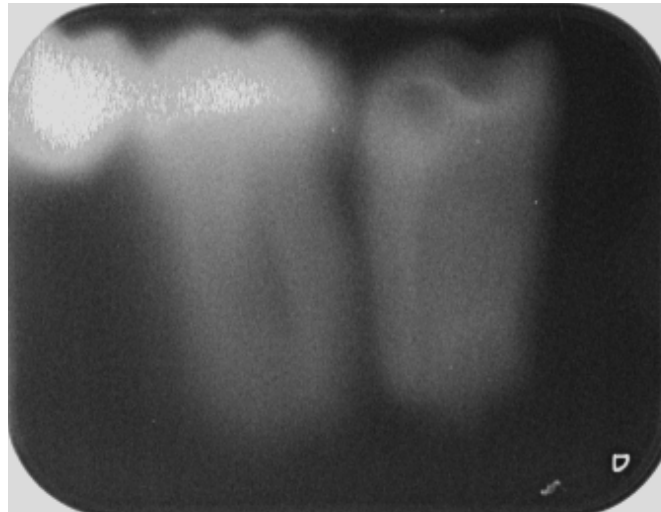


Abbildung 45: Scan der Speicherfolie mit aufgelegten extrahierten Zähnen

Ein Auslesen der Speicherfolie im Setup mit angelegter Röntgenschürze ergab kein Bild, da der Scanner keine messbare Exposition ausmachen konnte und somit die Software keine Aufnahme ausgibt.

4.4 Versuche zur Sondenpositionierung

4.4.1 Auswirkungen der Positionierung des Dosimeters von zentral vs. von lateral

Die Ergebnisse der Messungen sind in

Diagramm 11: Balkendiagramm zur Übersicht der Positionierungsmöglichkeiten graphisch dargestellt. Bilder zum Versuchsaufbau finden sich auf Seite 36.

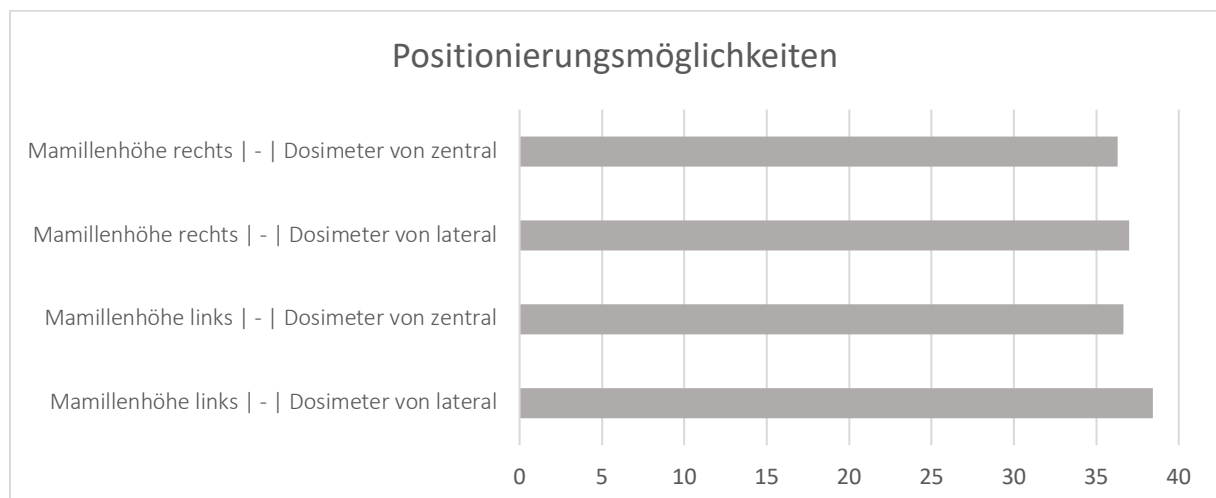


Diagramm 11: Balkendiagramm zur Übersicht der Positionierungsmöglichkeiten. Von zentral bedeutet, dass der Griff der Sonde zentral liegt. Eine laterale Positionierung bedeutet, dass sich der Griff lateral vom Phantom befindet. Die Elektronik der Messkammer befindet sich immer genau vor der Mamille.

Ergebnisse

Der Wechsel von lateral nach zentral, auf der Seite der linken Brust, führt zu einer *Reduktion* von 4,71 %. Auf der rechten Seite reduziert sich die Dosis um 1,89 %.

Die Messwerte sind der nachfolgenden Tabelle zu entnehmen.

An dieser Stelle, soll betont werden, dass das Stativ, welches die Sonde hält, aus Kunststoff besteht und daher als Streukörper vernachlässigt werden kann, siehe Seite 36.

Tabelle 13: Messwerte zum Vorversuch zur Positionierung des TOL-F Dosimeters von zentral vs. von lateral

Bezeichnung	Brust li [μSy]	Brust re [μSy]
Mamillenhöhe - Dosimeter von lateral	38,45	36,98
Mamillenhöhe - Dosimeter von zentral	36,64	36,28
Abweichung in % von lateral nach zentral	- 4,71	-1,89

4.4.2 Reproduzierbarkeit der Messergebnisse

Die Variationskoeffizienten der Messungen variieren zwischen 0,33 % (Messung im Programm 3.2, rechte Brust ohne Röntgenschürze) und 1,77 % (Messung im Programm 3.2, rechte Brust mit Röntgenschürze).

Die Messergebnisse, der Mittelwert, die Standardabweichung und der Variationskoeffizient sind der Tabelle 14 zu entnehmen.

Tabelle 14: Messwerte zum Vorversuch zur Reproduzierbarkeit des Versuchsaufbaus. Die Versuche wurden im Orthophos SL durchgeführt. Das Programm 3.1 ist im Vergleich zum Programm 3.2 deutlich dosiseinsparender, das Milliampere pro Sekunde-Produkt um 44% reduziert ist.

Programm	Messung	Brust li [μSy] -	Brust re [μSy] -	Brust li [μSy] +	Brust re [μSy] +
Programm 3.1					
	1	32,00	31,91	1,77	1,73
	2	31,72	32,09	1,73	1,73
	3	31,47	32,38	1,70	1,68
	4	31,95	32,13	1,74	1,71
	5	31,73	32,20	1,74	1,72
	<i>Mittelwert</i>	<i>31,774</i>	<i>32,142</i>	<i>1,736</i>	<i>1,714</i>
	Std.-Abweichung	0,21173	0,17079	0,02510	0,02074
	COV	0,006663624	0,005313608	0,01445853	0,01210035
	COV in %	0,67%	0,53 %	1,45 %	1,21 %
Programm 3.2					
	1	67,30	66,34	3,15	3,12
	2	68,58	66,43	3,15	3,08
	3	67,44	66,72	3,07	2,99
	4	67,39	66,12	3,12	3,08
	5	66,26	66,48	3,11	3,01
	<i>Mittelwert</i>	<i>67,394</i>	<i>66,418</i>	<i>3,12</i>	<i>3,056</i>
	Std.-Abweichung	0,82212	0,21799	0,03317	0,05413
	COV	0,01219871	0,00328209	0,01063141	0,0177127
	COV in %	1,22 %	0,33 %	1,06 %	1,77 %

Ergebnisse

Der Variationskoeffizient wurde anhand folgender Formel berechnet:

$$\text{Variationskoeffizient (COV)} = \frac{\text{Standardabweichung}}{\text{Mittelwert}}$$

Im

Diagramm 12 und

Diagramm 13 sind die Messwerte als Balken aufgetragen. Die Ausgabe aus SPSS ist in

Abbildung 46 gezeigt.

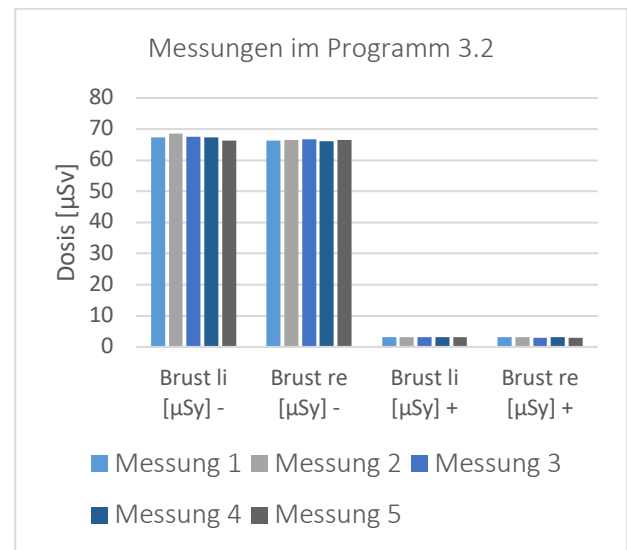
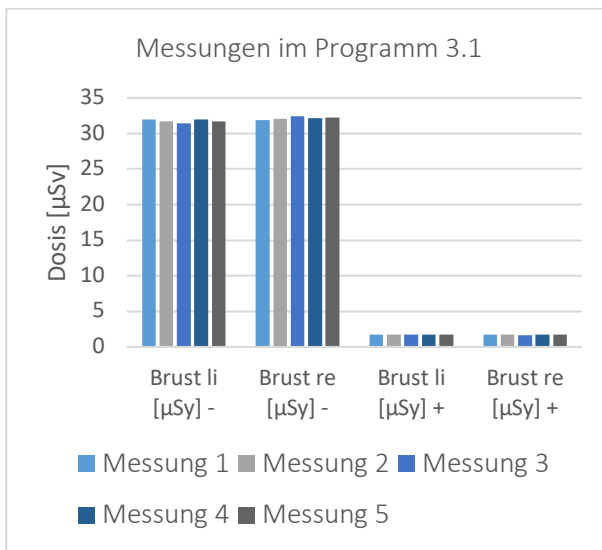


Diagramm 12: Säulendiagramm zu den Ergebnissen der Wiederholungsmessungen im Programm 3.1

Diagramm 13: Säulendiagramm zu den Ergebnissen der Wiederholungsmessungen im Programm 3.2

Deskriptive Statistiken

	N Statistik	Minimum Statistik	Maximum Statistik	Mittelwert		Std.- Abweichung Statistik	Varianz Statistik
				Statistik	Std.-Fehler		
ProEinsLiMa	5	31,47	32,00	31,7740	,09469	,21173	,045
ProEinsReMa	5	31,91	32,38	32,1420	,07638	,17079	,029
ProEinsLiMaRS	5	1,70	1,77	1,7360	,01122	,02510	,001
ProEinsReMaRS	5	1,68	1,73	1,7140	,00927	,02074	,000
ProZweiLiMa	5	66,26	68,58	67,3940	,36766	,82212	,676
ProZweiReMa	5	66,12	66,72	66,4180	,09749	,21799	,048
ProZweiLiMaRS	5	3,07	3,15	3,1200	,01483	,03317	,001
ProZweiReMaRS	5	2,99	3,12	3,0560	,02421	,05413	,003
Gültige Werte (listenweise)	5						

Abbildung 46: Ausgabe aus SPSS zur deskriptiven Statistik der Messwerte zur Reproduzierbarkeit. ProEinsLiMa steht für Programm 3.1 linke Mamille (-), analog dazu steht ProZweiReMaRS für P 3.2 rechte Mamille (+), usw. RS steht für Röntgenschürze

Außerdem wurde ein t-Test gepaarter Stichproben durchgeführt, der hoch signifikant ($p < 0,001$) ausgefallen ist. Die Ergebnisse zeigt Abbildung 47.

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz Unterer Wert Oberer Wert			
Paaren 1	Prog. 3.1 Reprod. li (-) - Prog. 3.1 Reprod. li (+)	30,03800	,18900	,08452	29,80333 30,27267	355,386	4	<,001
Paaren 2	Prog. 3.1 Reprod. re (-) - Prog. 3.1 Reprod. re (+)	30,42800	,18900	,08452	30,19333 30,66267	360,000	4	<,001
Paaren 3	Prog. 3.2 Reprod. li (-) - Prog. 3.2 Reprod. li (+)	64,27400	,80999	,36224	63,26827 65,27973	177,436	4	<,001
Paaren 4	Prog. 3.2 Reprod. re (-) - Prog. 3.2 Reprod. re (+)	63,36200	,26033	,11642	63,03876 63,68524	544,246	4	<,001

Abbildung 47: Ausgabe aus SPSS. Hier wurde ein t-Test für verbundene Stichproben gemacht, um auf statistische Signifikanz zu testen

4.5 Analyse der Wertepaare

4.5.1 Der Rechts-Links-Vergleich

Für den Rechts-Links-Vergleich können die Mittelwerte aus 3.11.2 Reproduzierbarkeit der Messergebnisse herangezogen werden. Die Mittelwerte können Tabelle 15: Ergebnisse des Rechts-Links-Vergleichs entnommen werden. Die Abweichung von der linken Brust zur rechten Brust beträgt durchschnittlich 1,48 %.

Tabelle 15: Ergebnisse des Rechts-Links-Vergleichs

	Programm 3.1 -	Programm 3.2 -	Programm 3.1 +	Programm 3.2 +
Linke Mamille	31,774	67,394	1,736	3,12
Rechte Mamille	32,142	66,418	1,714	3,056
Abweichung in %	+ 1,16	- 1,45	- 1,27	- 2,05

Beim Vergleich aller Messungen (mit Schürze und ohne Schürze, in beiden Programmen), aus der Messreihe zur Reproduzierbarkeit fällt auf, dass es im Mittel einen minimalen Unterschied zwischen beiden Seiten gibt. Die gemittelte Abweichung über alle Programme gemittelt, Messungen mit und ohne Schürze eingeschlossen, liegt bei 1,48%.

4.6 Hauptversuche

Im Folgenden werden die Messergebnisse der Hauptversuche gezeigt.

Diagramm 14 liefert eine Übersicht über die Ergebnisse, aufgetragen in einem Balkendiagramm. Der Versuchsaufbau der Hauptversuche ist auf Seite 38 bis 40 beschrieben und gezeigt.

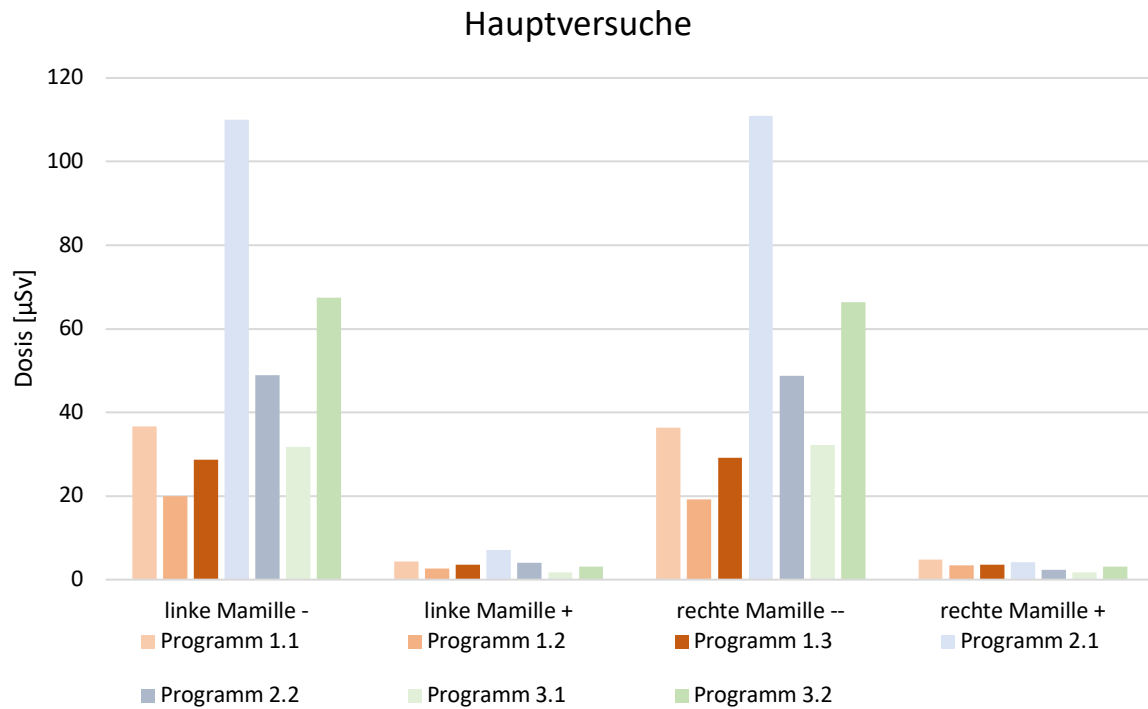


Diagramm 14: Säulendiagramm zur Darstellung der Ergebnisse der Hauptversuche

Tabelle 16 zeigt alle Ergebnisse der Hauptversuche.

Tabelle 16: Übersicht über die Messergebnisse der Hauptversuche

	linke Brust (-)	Linke Brust (+)	Rechte Brust (-)	Rechte Brust (+)	p-Wert
OP 3D Vision					
Programm 1.1	36,64	4,27	36,28	4,73	0,005
Programm 1.2	20,02	2,64	19,17	3,44	0,032
Programm 1.3	28,65	3,61	29,16	3,5	0,008
3D Accuitomo					
Programm 2.1	110	7,15	110,9	4,2	0,012
Programm 2.2	48,91	3,98	48,8	2,41	0,010
Orthophos SL					
Programm 3.1	31,77	1,74	32,14	1,71	0,004
Programm 3.2	67,39	3,12	66,42	3,06	0,005

Um eine Aussage über die statistische Signifikanz der Dosis-Einsparung treffen zu können, wurde die gemessene Dosis mit Schürze im Vergleich zu ohne Schürze mittels t-Test gepaarter Stichproben getestet. Dazu wurde das Programm SPSS verwendet. Die Ergebnisse des t-Werts sind in der rechten Spalte zu sehen, in Tabelle 16: Übersicht über die Messergebnisse der Hauptversuche. Das Konfidenzintervall liegt bei 95%, sodass ein p-Wert unterhalb von 0,05 als statistisch signifikant gilt ist.

Dies wurde demnach für alle 7 Programme getestet. Dazu mussten die Messwerte der rechten und linken Seite zu einer Gruppe zusammenfasst werden, sodass n=2 ist, und der Test durchgeführt werden

Ergebnisse

konnte. Da in den Vorversuchen nachgewiesen wurde, dass die Streustrahlungsbelastung symmetrisch ist (Abweichung zwischen den Seiten liegt im Durchschnitt bei 1,48 %), gelangt man so zu einer einfachen Verdoppelung der Messergebnisse.

Derselbe Test wurde bei den Wiederholungsmessungen durchgeführt. Da hier die Positionierungsfehler durch 5-fache Messwiederholung ausgeglichen wurden kommt man zu einer noch höheren Signifikanz. Allerdings wurde in dieser Versuchsreihe nur das Orthophos SL verwendet.

		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Unterer Wert	Oberer Wert			
Paaren 1	Prog 1.1 (-) - Prog 1.1 (+)	32,14000	,32527	,23000	29,21757	35,06243	139,739	1	,005
Paaren 2	Prog 1.2 (-) - Prog 1.2 (+)	16,55500	1,16673	,82500	6,07238	27,03762	20,067	1	,032
Paaren 3	Prog 1.3 (-) - Prog 1.3 (+)	25,35000	,43841	,31000	21,41108	29,28892	81,774	1	,008
Paaren 4	Prog 2.1 (-) - Prog 2.1 (+)	104,77500	2,72236	1,92500	80,31556	129,23444	54,429	1	,012
Paaren 5	Prog 2.2 (-) - Prog 2.2 (+)	45,66000	1,03238	,73000	36,38447	54,93553	62,548	1	,010
Paaren 6	Prog 3.1 (-) - Prog 3.1 (+)	30,23000	,28284	,20000	27,68876	32,77124	151,150	1	,004
Paaren 7	Prog 3.2 (-) - Prog 3.2 (+)	63,81500	,64347	,45500	58,03368	69,59632	140,253	1	,005

Abbildung 48: Ausgabe aus SPSS, rechts sind die p-Werte zu entnehmen

4.6.1 OP 3D Vision

Durch Anwendung der Röntgenschürze lässt sich im KaVo OP 3D eine durchschnittliche *Reduktion* der Ortsdosis auf Mamillenhöhe um 86,63 % erzielen. Die höchste relative Einsparung – 88,35 % – konnte auf Seiten der linken Brust im Programm 1.1 gemessen werden. Hierbei wird die Dosis auf Höhe der linken Mamille von 36,64 μSv auf 4,27 μSv reduziert.

Tabelle 17: Ergebnisse der Messungen im OP 3D Vision

Programm	DFP [mGycm ²]		Brust li [μSy]	Brust re [μSy]
Programm 1.1	1,046	Mamillenhöhe ohne Schürze	36,64	36,28
		Mamillenhöhe mit Schürze	4,27	4,73
		Reduktion in %	88,35	86,96
Programm 1.2	552,5	Mamillenhöhe ohne Schürze	20,02	19,17
		Mamillenhöhe mit Schürze	2,64	3,44
		Reduktion in %	86,81	82,06
Programm 1.3	877,5	Mamillenhöhe ohne Schürze	28,65	29,16
		Mamillenhöhe mit Schürze	3,61	3,50
		Reduktion in %	87,40	88,18

Das nachfolgende Balkendiagramm verdeutlicht die Messergebnisse innerhalb der Programme 1.1, 1.2 und 1.3 im OP 3D Vision.

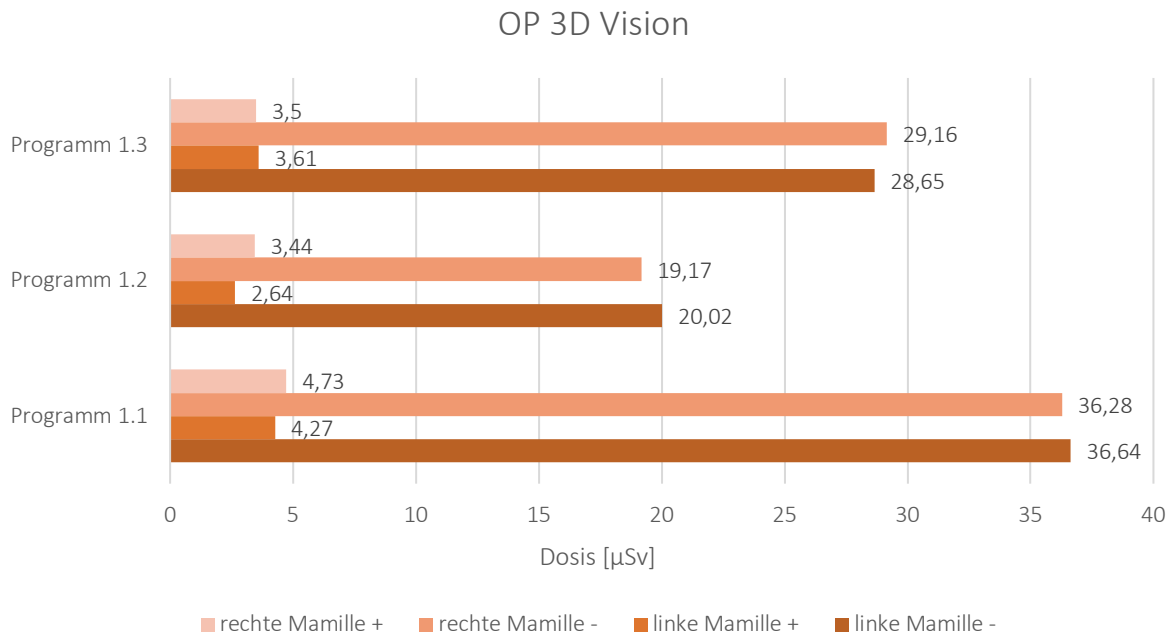


Diagramm 15: Balkendiagramm zur Verdeutlichung der Messergebnisse im OP 3D Vision

4.6.2 3D Accuitomo

Durch Anwendung der Röntgenschürze lässt sich im 3D Accuitomo eine durchschnittliche *Reduktion* der Dosis um 94,16 % erzielen. Die höchste relative Einsparung – 96,21 % – konnte auf Seiten der rechten Brust im Programm 2.1 gemessen werden. Hierbei wird die Dosis auf Höhe der linken Mamille von 110,90 µSv auf 4,20 µSv reduziert.

Tabelle 18: Ergebnisse der Messungen im 3D Accuitomo

Programm	DFP [mGycm ²]		Brust li [µSy]	Brust re [µSy]
Programm 2.1	4500	Mamillenhöhe ohne Schürze	110,00	110,90
		Mamillenhöhe mit Schürze	7,15	4,20
		Reduktion in %	93,5	96,21
Programm 2.2	2310	Mamillenhöhe ohne Schürze	48,91	48,80
		Mamillenhöhe mit Schürze	3,98	2,41
		Reduktion in %	91,86	95,06

Das nachfolgende Balkendiagramm verdeutlicht die Messergebnisse innerhalb der Programme 2.1 und 2.2 im 3D Accuitomo.

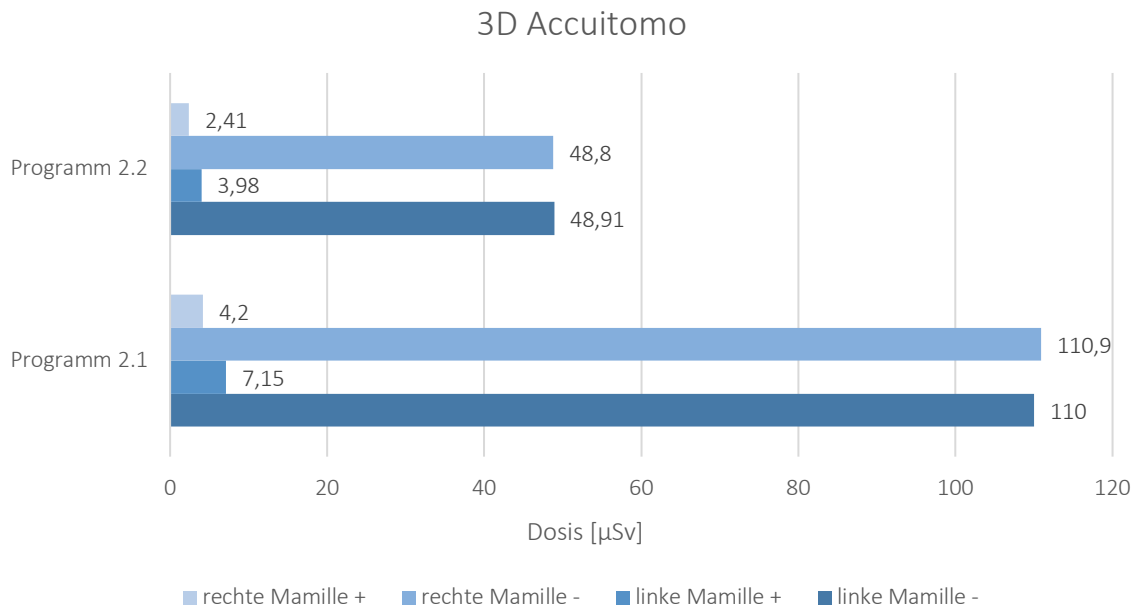


Diagramm 16: Balkendiagramm zur Verdeutlichung der Messergebnisse im 3D Accuitomo

4.6.3 Orthophos SL

Durch Anwendung der Röntgenschürze lässt sich im Orthophos SL eine durchschnittliche *Reduktion* der Dosis um 94,92 % erzielen. Die höchste relative Einsparung – 94,58 % – konnte auf Seiten der rechten Brust im Programm 2.1 gemessen werden. Hierbei wird die Dosis auf Höhe der linken Mamille von 31,91 μSv auf 1,73 μSv reduziert.

Tabelle 19: Ergebnisse der Messungen im Orthophos SL

Programm	DFP [mGycm^2]		Brust li [μSy]	Brust re [μSy]
Programm 3.1	1005	Mamillenhöhe ohne Schürze	32,00	31,91
		Mamillenhöhe mit Schürze	1,77	1,73
		Reduktion in %	94,47	94,58
Programm 3.2	1794	Mamillenhöhe ohne Schürze	67,30	66,34
		Mamillenhöhe mit Schürze	3,15	3,12
		Reduktion in %	95,32	95,30

Das nachfolgende Balkendiagramm verdeutlicht die Messergebnisse innerhalb der Programme 3.1 und 3.2 im Orthophos SL.

Ergebnisse

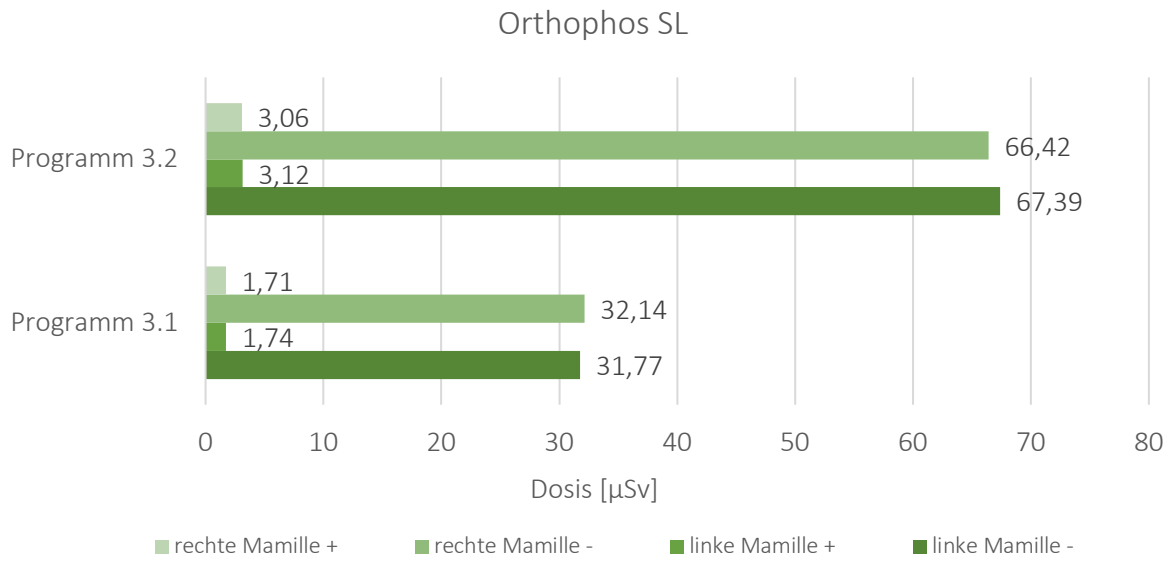


Diagramm 17: Balkendiagramm zur Verdeutlichung der Messergebnisse im Orthophos SL

5 Diskussion

Die vorliegenden experimentellen Untersuchungen dienten zur Ermittlung des Einflusses der Röntgenschürze, bei der Erstellung einer DVT-Aufnahme, auf die Ortsdosis auf Brustdrüseniveau – unter dem Aspekt des Strahlenschutzes. Als Streustrahlungsquelle diente das Alderson Rando Phantom, die Messungen wurden mit dem TOL-F Dosimeter erhoben. Sieben verschiedene Programme, in drei verschiedenen Geräten wurden als Strahlungsquelle verwendet.

Angeführt wurden die Untersuchungen durch zahlreiche Vorversuche, durch die der Versuchsaufbau optimiert und validiert wurde, sodass präzise, aussagekräftige und reproduzierbare Messungen durchgeführt werden konnten.

Da die Messungen auf der Oberfläche des Phantoms durchgeführt wurden, das Ergebnis der Messungen allerdings übertragen werden soll auf ein inneres Organ - die Brustdrüse - wurden ebenfalls Untersuchungen zur Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung angestellt.

5.1 Bewertung von Material und Methode

5.1.1 Stärken und Schwächen des Setups und Auswahl des Dosimeters

Die Studie wurde am weiblichen Alderson Rando Phantom durchgeführt, da sich so perfekt reproduzierbare Voraussetzungen schaffen lassen. Nur mit einem Phantom ist es möglich anhand derselben anatomischen Beschaffenheiten eine Messung mit Röntgenschürze und gleich darauf eine Messung, ohne die Röntgenschürze zu wiederholen. Außerdem lassen sich so auch unterschiedliche Programme gut gegenüberstellen.

Natürlich sind Lage und Ausdehnung der weiblichen Brust(-drüse) individuell unterschiedlich, was in der Studie leider nicht berücksichtigt werden konnte.

Die ausgewählten Programme stellen keine „Extremfälle“ dar (besonders viel oder besonders wenig Strahlung), sondern sind vorprogrammierte Programme, die im Praxisalltag genutzt werden.

Zu beachten ist, dass Shrimpton et al. bereits 1981 die Absorptions- und Streueigenschaften des Alderson Rando Phantoms untersucht hat und zu dem Ergebnis kam, dass das Phantom zum Zweck der medizinischen Dosimetrie verwendet werden kann, es allerdings in Bereichen unter 90 kV die Strahlung zu schwach absorbiert.

Da in den vorliegenden experimentellen Untersuchungen nicht die effektive Dosis berechnet werden soll, sondern es das Ziel ist die relative Dosiseinsparung sicher festzustellen, wurde nach einem Dosimeter gesucht, welches ein besonders hohes Ansprechverhalten auch im *niederfrequenten Bereich* hat, um die lokale Streustrahlung in ihrer Gänze erfassen zu können. Außerdem sollte eine sehr gut reproduzierbare Messung angestellt werden können.

Thermolumineszenz Dosimeter schieden für die experimentelle Studie aus verschiedenen Gründen aus. Diese besonders kleinen Messgeräte sind extrem abhängig von der Positionierung, außerdem aufwändiger auszulesen und können nicht genauso niederfrequente Strahlung messen, wie es Ionisationskammer-Dosimeter können. Untere Frequenzen können nicht erfasst werden und eine Modifikation bzw. leichte Veränderung beim Wiederaufstellen und -einstellen des Phantoms, mit den neuen TLDs, ist unvermeidbar. Dies führt auch bei gewissenhaftem Arbeiten in unserem Set-up automatisch zu weniger reproduzierbaren Ergebnissen. Wie aus der Literaturrecherche bereits hervor ging, messen TLDs ganz genau die Exposition an einem fixen Ort, welcher nicht frei wählbar ist, sondern bedingt durch die entsprechenden Hohlräume im Phantom. Wenn diese nicht exakt symmetrisch sind, kann es zu Abweichungen zwischen beiden Seiten kommen, weshalb die Vergleichbarkeit absolut verloren geht. Dies kann unter anderem ein Grund für die großen Schwankungen, die in der Studie von Rottke et al. beobachtet, und unter Punkt b) in der Literaturdiskussion genau beschrieben und benannt wurden, sein (bezugnehmend auf (Rottke et al., 2013a)). Im selben Jahr erzielte der Autor an einem Kopfphantom symmetrische

Messwerte (Rottke et al., 2013b). Die Unterschiede in der ersten zitierten Studie sind nicht auf eine potenziell unterschiedliche Strahlengeometrie beider Geräte zurückzuführen, denn die Werte sind nicht konsequent vertauscht, sondern nur teilweise. Außerdem lässt prinzipiell der Strahlengang nur nahezu spiegelsymmetrisch angeordnete Isodosisbereiche erwarten.

Durch das große Volumen der Ionisationskammer-Dosimeter können kleinere Positionierungsunterschiede ausgeglichen werden, wenngleich das Volumen die Organdimension nicht überschreitet. Diesen Vorteil haben wir uns zu nutzen gemacht. Der dadurch entstandene sehr gut reproduzierbare Versuchsaufbau wurde ausgiebig getestet, sodass mit Gewissheit angenommen werden kann, dass je eine Messung pro Messstelle völlig ausreichend ist, um ein exaktes, verwertbares und reproduzierbares Ergebnis zu erhalten.

Die in der vorliegenden Untersuchung ermittelte relative Reduktion der Dosis ist im Durchschnitt höher als Keleranta et al. im Jahr 2016 gemessen hat. Dies kann unter anderem an dem unterschiedlichen Versuchsaufbau liegen. Die Kollegin hat vermutlich eine Kinderschürze an einem Phantom einer erwachsenen Frau angelegt, zudem liegt diese nicht dicht am Körper an, was an der Positionierung des Dosimeters (zentral zwischen den Brüsten) liegt. Die Messstelle zwischen den Brüsten hat sich in den vorliegenden Vorversuchen als fehlerbehaftet gezeigt. Andere Studienergebnisse, in denen ebenfalls mit Ionisationskammerdosimetern gemessen wurde gibt die Literatur nicht her.

Um nach diesen Überlegungen das am besten geeignete Dosimeter finden zu können, wurden zwei verschiedene verfügbare Dosimeter auf ihre Eignungsfähigkeit geprüft und gegeneinander getestet und schlussendlich verglichen.

Die Vorauswahl ist auf das X5C Plus und das TOL-F Dosimeter gefallen. Beide Dosimeter sind Dosisleistungsmessgeräte, mit einer ähnlichen Funktionsweise, siehe 3.5.1 Das TOL-F Dosimeter und 3.5.2 Das X5C Plus Dosimeter.

Durch das große Volumen der Messkammer, im Vergleich zu dem der TLDs, werden verschieden belastete Bereiche im Streustrahlungsfeld, wie eingehend erläutert, ausgeglichen; wenngleich die Organdimension der weiblichen Brustdrüse vom Volumen der Kammer des jeweiligen Dosimeters nicht überschritten wird. Die Reproduzierbarkeitstests, die mit dem TOL-F Dosimeter durchgeführt wurden, im Programm 3.1 und 3.2, haben daher, wie erwartet, eine hohe Signifikanz ergeben. Der P-Wert liegt bei allen 4 Testreihen (Prog 3.1 und Prog 3.2 mit Schürze vs. ohne, rechts und links) unter 0,001.

In den Vorversuchen wurde unter anderem das Ansprechverhalten beider Dosimeter untersucht.

Wie Diagramm 18: Gegenüberstellung des Ansprechverhaltens der Dosimeter zeigt, spricht das TOL-F Dosimeter bei der Messung mittels Dentaltubus-Einheit früher an als das X5C Plus. Die Dentaltubus-Einheit hat nur eine geringe Eigenfilterung von 1,5 mm Aluminium und wurde mit 70 kV betrieben. Durch die geringe Eigenfilterung treffen auch langwellige niederfrequente Strahlen auf das bestrahlte Objekt. Diese zu registrieren zu können ist zur Beantwortung unserer Fragestellung wichtig, da auch weniger frequente Strahlung durchdringungsfähig ist und gerade im Weich- oder Drüsengewebe zu Schaden führen kann.

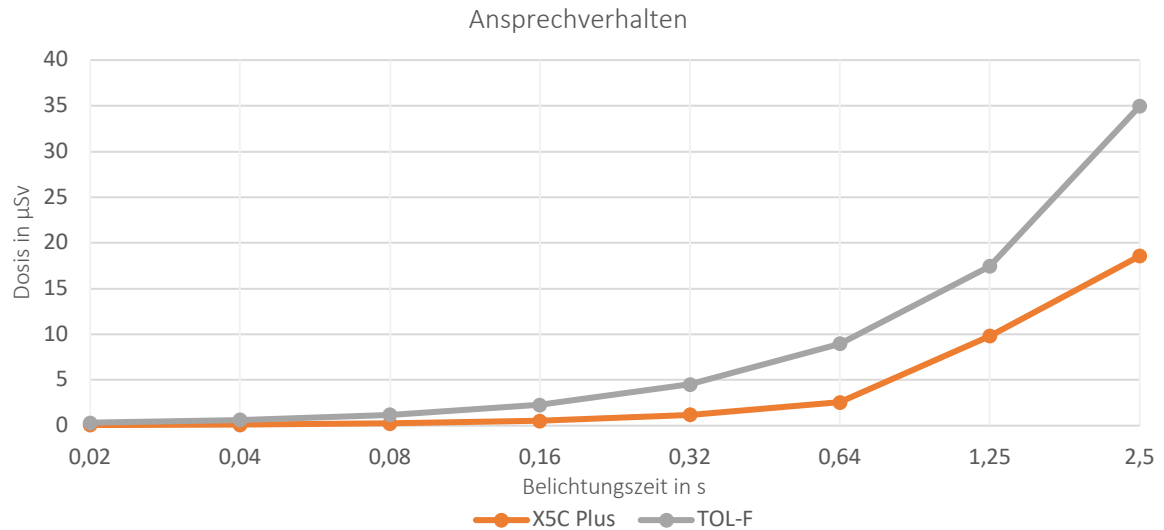


Diagramm 18: Gegenüberstellung des Ansprechverhaltens der Dosimeter X5C Plus und TOL-F

Die Messkammer des jeweiligen Dosimeters wurde senkrecht im Nutzstrahlenbündel positioniert, siehe Abbildung 17 und Abbildung 18. Die Lage der Messkammer des X5C Plus wurde durch eine DVT-Aufnahme des Geräts vorab überprüft, siehe Abbildung 14. Die Haupteinfallsebene des TOL-F Dosimeters ist durch einen Ring gekennzeichnet und konnte so sehr einfach ausfindig gemacht werden.

Das frühere Ansprechverhalten des TOL-F Dosimeters lässt sich unter anderem durch die dünnere Wandung erklären. Das TOL-F Dosimeter hat eine Wanddicke von 65 mg/cm^2 und misst Frequenzen ab 15 keV . Das X5C Plus hingegen hat eine Wanddicke von $70\text{-}100 \text{ mg/cm}^2$ und misst Frequenzen ab 40 keV (Berthold_Technologies, 1998, GRAETZ_Strahlungsmeßtechnik_GmbH, 2019)

Durch die dünnere Wandung wird weniger weiche Strahlung herausgefiltert, dies ermöglicht dem TOL-F Dosimeter *niederfrequenter* Anteile des Röntgenspektrums zu erfassen, was das frühere Ansprechverhalten erklärt.

Aus den Ergebnissen des Versuchs „Messungen in der Waagerechten auf Höhe der Mamillen“ geht hervor, dass lediglich im 3D Accutomo, welches ein reines DVT-Gerät ist, vom X5C Plus höhere Werte gemessen wurden, als vom TOL-F Dosimeter, was es im Folgenden zu erläutern gilt.

Das 3D Accutomo unterscheidet sich von den beiden anderen Geräten, da der Einstrahlwinkel horizontal ist und der Focus-Hautabstand größer als bei den beiden anderen Geräten. Womöglich weist das DVT-Gerät daher größere Schwankungen im Streustrahlungsfeld auf. Dadurch kann es sein, dass das X5C Plus Dosimeter, welches eine deutlich kleinere Messkammer als das TOL-F besitzt, genau unter einer solchen Akkumulation der Streustrahlung positioniert wurde. Dies wäre auch eine plausible Erklärung dafür, dass es in diesem Gerät zu unsymmetrischen Messergebnissen mit dem X5C Plus kommt (vgl. lateral rechts (Position 1) $91,07 \text{ µSv}$ und lateral links (Position 5) $80,07 \text{ µSv}$).

Da das TOL-F Dosimeter eine deutlich größeren Messkammer hat, werden feinen Positionierungsunterschiede und punktuellen Akkumulationen der Streustrahlung, bzw. Verarmungen durch Abschirmung, eher ausgeglichen. Dies kann die Erklärung dafür sein, dass im Rechts-Links-Vergleich das TOL-F ein besser reproduzierbares, seitengleiches Messergebnis liefert.

Aus den Vorversuchen lässt sich außerdem begründen, warum als Messstelle nicht die Mitte, zwischen den Brüsten (Position 3) gewählt wurde, wie bei anderen Autoren, beispielsweise bei Kellaranta et al. (2016). Die Streustrahlung, die an dieser Stelle auf den Körper trifft, ist stark abhängig von der Gerätegeometrie und den Materialeigenschaften der Kinnstütze. So ist an Position 3 im 3D Accutomo eine Verringerung der Dosis feststellbar, was vermutlich an der soliden Kinnstütze liegt, die einen Teil der Streustrahlung abfangen kann.

Durch die Messreihe in der Waagerechten wurden in jedem Gerät fünf Vergleichsmessungen durchgeführt, die die Größenordnung, in der mit dem TOL-F Dosimeter gemessen wird, durch ein zweites Dosimeter, dem X5C Plus, bestätigt.

Baumeister hat bereits diverse Versuche zur Abschirmung der Messelektronik des TOL-F Dosimeters gemacht, welche ergaben, dass entlang des gesamten Proportionalzählrohres Streustrahlung gemessen werden kann, und alle Teile, die nicht für die Messung zuständig sind, sehr gut abgeschirmt sind, wodurch es zu keiner Streuung durch die Elektronikteile und das Gehäuse kommt, die das Messergebnis verfälschen würde. Vom Sondengriff erfolge lediglich eine Streuung von 0,23 % in das Innere der Sondenkammer (Baumeister, 2010).

5.1.2 Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlung

Da in der Studie lediglich Messungen auf der Hautoberfläche angestellt wurden, diese jedoch auf ein im Körperinneren liegendes Organ – die weibliche Brustdrüse – eine Aussage treffen sollen, wurden auch Experimente zur Durchdringungsfähigkeit angestellt.

Die Brustdrüse liegt anatomisch gesehen direkt unter der Haut, bedeckt von einer mehr oder weniger dicken Fettschicht. Sie befindet sich vor dem großen M. pectoralis major und dem kleinen M. pectoralis minor, auf der Höhe der dritten bis sechsten Rippe. Sie ist von Fett- und Bindegewebe umgeben und in Lappen unterteilt (Schünke et al., 2022). Die Filterwirkung der Haut ist respektabel, allerdings bei harter Strahlung, wie wir sie hier vorliegen haben, sehr gering. Wie in der Einleitung bereits umfangreich erläutert wurde, kommt es im Bereich der medizinischen Radiologie meist zur Comptonstreuung, wodurch die gestreuten Photonen nur etwa 5% der Energie verlieren und die Streustrahlung demnach ähnlich hart ist wie der verwendete Primärstrahl (Krieger, 2008).

In 4.3.1 Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung nach zentral wurde anhand einer Speicherfolie, welche nach zentral in die Mamilla eingeführt wurde, gezeigt, dass die Strahlung durchdringungsfähig ist. Durch die Streustrahlung wurde die Speicherfolie homogen schwarz/grau gefärbt. Wenn man eine Röntgenschürze anlegt, kann die Streustrahlung so stark abgehalten werden, dass auf der Speicherfolie keine Strahlung mehr registriert wird. Der Versuch dient weder zu einer qualitativen noch zu einer quantitativen Bestimmung der Dosis, lediglich zur Visualisierung der Streustrahlung.

Zusätzlich konnte in Versuch 4.3.2 Demonstration der Streustrahlung auf Brustdrüsenniveau allein durch die Streustrahlung eine „Zahnfilmaufnahme“ extrahierter Zähne auf Höhe der Brust angefertigt werden. Die Streustrahlung, die auf Höhe der Brust ankommt, genügt demnach um die Strukturen Dentin, Schmelz und Metall differenziert abzubilden und zu durchdringen.

Da auch jede Einzelzahnaufnahme, die vom Behandler in Auftrag gegeben wird, nur nach rechtfertigender Indikation durchgeführt werden darf, ist die visuelle Verdeutlichung der Streustrahlung auf Brustdrüsenniveau sinnvoll, um zu zeigen, dass die Dosis in Relation zu anderen Aufnahmen in der Zahnmedizin immer noch recht hoch ist. Bei der Wiederholung der Messung mit angelegter Röntgenschürze konnte die Speicherfolie keinerlei Strahlung erfassen!

Da die Strahlung demnach ohnehin sehr durchdringungsfähig ist genügt die Messung der Ortsdosis auf der Hautoberfläche, um Rückschlüsse auf den Nutzen der Röntgenschürze im Hinblick auf den Schutz der strahlensensiblen weiblichen Brustdrüse zu ziehen.

Wie in der Einleitung bereits beschrieben, ist die Brustdrüse ein besonders strahlensensibles Organ. Die individuelle Strahlungssensibilität hängt von vielen Faktoren ab, die für den Zahnarzt teilweise nicht erfragbar sind, wie zum Beispiel ein frühes Einsetzen der Menarche oder ein spätes Alter bei der Geburt des ersten Kindes.

5.1.3 Reproduzierbarkeit und Auswahl der Messstellen

Das TOL-F Dosimeter lässt verschiedene Positionierungsmöglichkeiten zu, welche verglichen wurden. In

Diagramm 11: Balkendiagramm zur Übersicht der Positionierungsmöglichkeiten ist zu erkennen, dass es geringe Unterschiede gibt, zwischen einer Positionierung des TOL-F Dosimeters von zentral oder lateral. Demnach wurde sich für eine immer gleiche Positionierung entschieden: rechts wurde von zentral gemessen, links von lateral.

Die Reproduzierbarkeit wurde anhand von Wiederholungsmessungen überprüft. Die Variationskoeffizienten der Messungen variieren zwischen 0,33 % (Messung im Programm 3.2, rechte Brust ohne Röntgenschürze) und 1,77 % (Messung im Programm 3.2, rechte Brust mit Röntgenschürze). Die Abweichungen sind demnach sehr gering, im Mittel 1,48 %, weshalb in den Hauptversuchen jede Messung nur einmal durchgeführt wurde und zur statistischen Aufarbeitung die Messung links und rechts zusammenfasst werden konnten, als eine Gruppe.

Der Rechts-Links-Vergleich hat ergeben, dass der Mittelwert der Wiederholungsmessungen links bei 26,00 μSv und rechts bei 25,83 μSv liegt. Demnach gibt es in dem Kombinationsgerät Orthophos SL nahezu keinen Unterschied zwischen der rechten und der linken weiblichen Brust, obwohl lediglich ein 204° Umlauf bei der Erstellung einer DVT-Aufnahme abläuft. Trotzdem wurden alle Messungen der Hauptversuche auf der rechten und linken Seite durchgeführt. In allen Programmen und allen Ergebnissen wurden ohne Ausnahme immer symmetrische Messwerte erfasst.

Durch die Möglichkeit der Entfernung aller Kopf-Hals-Segmente, konnte der Einfluss des Kopfes als Streustrahlungsquelle untersucht werden. Das Entfernen der Segmente führt zu einer Reduktion um 43,04 %. Dies bestätigt die Vermutung, dass ein großer Teil der Streustrahlung vom Kopf, vermutlich hauptsächlich der Mandibula, welche eine besonders hohe Dichte aufweist, ausgeht. Da man den Kopf nicht abschirmen kann, da dieser das Untersuchungsobjekt ist und insbesondere die Mandibula im Primärstrahlenbündel liegt, kann man davon ausgehen, dass auch bei einer verbesserten Gerätegeometrie und Abschirmung des Gehäuses, insbesondere des Austrittsfensters, es niemals zu einem völligen Ausbleiben von unerwünschter Streustrahlung kommen kann.

Um direkt zu überprüfen welchen Einfluss eine verbesserte Abschirmung des Gehäusebodens hat, wurde dieser mit Blei abgeschirmt. Dies zeigte auf die Dosis auf Höhe der Brustdrüse keinerlei Auswirkungen. An dieser Stelle gilt es zu erwähnen, dass sich bereits Baumeister umfangreich mit den Möglichkeiten der Abschirmung von Panoramaschichtgeräten auseinandergesetzt hat und diese, bezogen auf andere Messstellen am Phantom, sehr wohl zu einer Reduktion der Ortsdosis führt (Baumeister, 2010).

5.2 Bewertung der Hauptversuche

Der durch die Vorversuche idealisierte und validierte Versuchsaufbau wurde für die 28 Messungen der Hauptversuche ohne weitere Veränderungen verwendet.

Das Dosimeter und das Phantom wurden in jedem Gerät und in jedem Programm gleich positioniert und mit den Positionierungshilfen entsprechend eingestellt. Es wurde immer dieselbe zuvor beschriebene Röntgenschürze verwendet und darauf geachtet, dass sie immer gleich angelegt wurde.

Durch die Auswahl der Röntgengeräte, welche sich grundlegend unterscheiden in ihre Art und Weise der Abgabe und der Menge der Röntgenstrahlung, kann eine Aussage getroffen werden, die auf viele in der Praxis befindlichen Geräte zutrifft.

In der vorliegenden Studie wurde die Röntgenschürze nahezu ohne Unterschied zur Positionierung am Patienten, am Phantom über dem Dosimeter angelegt.

Die sorgfältige Auswahl des Messgeräts und Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Messungen ermöglichte, dass je Messstelle nur einmal der Wert erhoben werden musste.

So wurde für jede Messung eine „Referenzmessung“ auf der Gegenseite angefertigt, welche das Ergebnis in allen Fällen bestätigt hat.

Die Erwartung, die an die Röntgenschürze gestellt wird, ist, dass sie die *ähnlich harte Streustrahlung* (wie der Primärstrahl), welche vermutlich hauptsächlich von der Mandibula ausgeht, suffizient abhält; sodass die Dosis auf Höhe der weiblichen Brust, zum Schutz der Brustdrüse signifikant verringert werden kann. Denn diese harte Strahlung kann durch die geringe Filterwirkung der Haut nur teilweise gefiltert werden und trifft somit auf ein besonders strahlensensibles Organ – die Brustdrüse.

Diese Erwartung erfüllt die Röntgenschürze, in allen getesteten Programmen und Geräten, in der nachfolgenden Tabelle sind alle Ergebnisse zusammengefasst.

Tabelle 20: Übersicht über die Reduktion der Dosis auf Höhe der Brustdrüse, durch Anlegen der Röntgenschürze.

	Ohne Röntgenschürze	Mit Röntgenschürze	Reduktion in %
KaVo OP 3D Vision (gepulstes 120 kV Gerät)			
Programm 1.1 links	36,64 µSv	4,27 µSv	88,35
Programm 1.1 rechts	36,28 µSv	4,73 µSv	86,96
Programm 2.1 links	20,02 µSv	2,64 µSv	86,81
Programm 2.1 rechts	19,17 µSv	3,44 µSv	82,06
Programm 3.1 links	28,65 µSv	3,61 µSv	87,40
Programm 3.1 rechts	29,16 µSv	3,5 µSv	88,18
Morita 3D Accuitomo (reines DVT-Gerät)			
Programm 2.1 links	110,0 µSv	7,15 µSv	93,5
Programm 2.1 rechts	110,9 µSv	4,2 µSv	96,21
Programm 2.2 links	48,91 µSv	3,98 µSv	91,86
Programm 2.2 rechts	48,8 µSv	2,41 µSv	95,06
Dentsply Sirona Orthophos SL (Kombinationsgerät)			
Programm 3.1 links	31,77 µSv	1,74 µSv	94,47
Programm 3.1 rechts	32,14 µSv	1,71 µSv	94,58
Programm 3.2 links	67,39 µSv	3,12 µSv	95,32
Programm 3.2 rechts	66,42 µSv	3,06 µSv	95,30

Das Anwenden der Röntgenschürze hat in allen Programmen zu einer *relevanten Verringerung* der Dosis auf Höhe der Brustdrüse von bis zu 96,21 % geführt. Die Messungen zeigen, dass die Dosis auf Höhe der Mamille nahezu seitengleich ist, in den verwendeten Geräten und Programmen, was für die Sorgfalt beim Erheben der Messwerte und das ausgewählte Setup spricht. Die relative Dosisersparung ist bei dosisintensiven Programmen ähnlich wie bei dosisparenden Programmen.

Die besonders hohen Messwerte im Morita 3D Accuitomo lassen sich dadurch erklären, dass das Gerät durch die ungepulste Abgabe der Strahlung faktisch eine längere Expositionszeit nutzt. Es entsteht harte Strahlung, die in der Quantität, also der Menge der Strahlung, ansteigt. Dabei steigt die Dosis in etwa im Quadrat zur Spannung an. Natürlich haben die anderen Parameter (Stärke und Zeit) ebenfalls einen großen Einfluss auf die Quantität der Röntgenstrahlung, wie bereits unter dem Stichwort Milliampere x Sekunde -Produkt beschrieben wurde.

Auch Schulze hat im Jahr 2017 in der Studie „Skin entrance dose with and without lead apron in digital panoramic radiography for selected sensitive body regions“ experimentell ermittelt, dass die Röntgenschürze bei der Erstellung einer PSA zu einer Reduktion von 3,45 μ Gy auf 0,22 Gy (Reduktion um 93,62 %), auf Höhe der weiblichen Brust, führt. Da hierbei der Nutzen beim Erstellen einer PSA untersucht wurde, von welcher ohnehin eine geringere Dosis ausgeht, ist die absolute Einsparung natürlich sehr gering. Viel mehr, als eine Reduktion um 93,62%, durch das Anlegen der Röntgenschürze, kann wohl kaum erwartet werden, da die körperintere Strahlung nicht durch das Anlegen der Röntgenschürze abgefangen werden kann. Außerdem weist eine handelsübliche Röntgenschürze „Lücken“ auf – unter den Armen, am Nacken- und Halsausschnitt, sowie am Rücken.

Die Frage nach einem unteren Grenzwert, unter dem eine Dosis als vernachlässigbar klein gilt, ist noch nicht abschließend geklärt.

Eine Studie zum Erfassen von stochastischen Strahlenschäden, die aus so geringen Dosen entstehen könnten, ist nicht realisierbar, da eine sehr große Gruppe an Probanden notwendig wäre, welche nach absichtlicher Exposition mit geringen Dosen über Jahrzehnte hinweg beobachtet werden müsste, inkl. deren Nachfahren. Demnach ist das LNT-Modell bisher unwiderlegt und kein Schwellenwert, unter dem nicht mehr mit stochastischen Strahlenschäden zu rechnen ist, festgelegt. Außerdem ist es gesetzlich vorgegeben, dass jede vermeidbare Strahlungseinwirkung, wenn möglich, vermieden werden sollte; siehe Abschnitt 1.2 Die rechtfertigende Indikation. Zudem schreibt auch das ALARA-Prinzip, welches ebenfalls in der Einleitung erläutert wurde, vor, Mensch, Tier und Umwelt immer nur der möglichst geringsten Dosis auszusetzen.

Dennoch gilt es an dieser Stelle erneut zu erwähnen, dass bereits seit über einem Jahrzehnt das LNT-Modell stark diskutiert wird, wie eine Übersichtsarbeit von Sacks zeigt (Sacks and Siegel, 2017). Hier wird nicht nur der fehlende Beweis für das zuvor erläuterte LNT-Modell angeprangert, sondern auch, dass die Hormesis, also die positiven Effekte durch ionisierende Strahlung, nicht berücksichtigt werden. So wird hier postuliert, dass durch die natürlich vorkommende Strahlung auf der Erde der Körper sich an die Strahlung angepasst habe und daher keine Gefahr von einer Exposition unterhalb der natürlich vorkommenden Strahlungsmenge ausgehe (Siegel et al., 2017). Hier sei jedoch betont, dass sämtliche Messwerte weit über der natürlichen Hintergrundstrahlung lagen, sodass diese keinen messbaren Einfluss auf unsere Ergebnisse hat und somit die künstliche Exposition deutlich oberhalb der in Zahnarztpraxen üblichen vorhandenen Hintergrundstrahlung liegt.

In dem 2019 erschienen Artikel „Let’s Get Real about Molecular Breast Imaging and Radiation Risk“ beschreibt die Autorin ebenfalls das Problem, dass das LNT Modell nicht belegt ist und man daher nicht davon ausgehen sollte, dass es unterhalb der Grenzdosis von 100 mSv ein Risiko im Hinblick auf mögliche Kanzerogenität gibt. Die Autorin zielt darauf ab, dass man den röntgenologisch diagnostischen Nutzen nicht mit einem nicht evidenzbasierten, hypothetischen Schaden abwägen soll (Hruska, 2019).

Hruska spricht sich damit für den weiteren Einsatz von Mammographie und anderen Verfahren mit ionisierender Strahlung aus, da der Nutzen dem möglichen Schaden überwiege. Da die Röntgenschürze den diagnostischen Nutzen allerdings nicht mindert, wenn sie korrekt angelegt ist, steht sie unter diesem Aspekt nicht zur Diskussion.

Nachteile, die gegen die Röntgenschürze aufgeführt werden können, sind folgende:

- a) Entstehung eines Schürzenschattens (insbesondere bei Geräten, bei denen der Strahl von kaudal kommt)
- b) Umlaufbehinderung der Röntgenröhre
- c) Einbußen hinsichtlich des Patientenvertrauens

Punkt a) und b) lassen sich allerdings durch eine korrekte Positionierung der Röntgenschürze vollständig vermeiden. Das Anbringen ist einfach zu erlernen und durchzuführen, es sollte im Rahmen der jährlichen Arbeitsunterweisung der zahnmedizinischen Fachangestellten, mit gültigem Nachweis über die Kenntnisse im Strahlenschutz, vertieft und wiederholt werden. Außerdem ist, beispielsweise im Accuitomo, ein Schürzenschatten bereits in der Scout-Aufnahme zu erkennen.

Wenn aus bestimmten anatomischen Gründen ein Anlegen der Röntgenschürze nicht möglich ist, sollte dies begründet festgehalten werden und die Schürze weggelassen werden.

Punkt c. lässt sich kontrovers diskutieren. Es ist allgemein bekannt, dass unnötige Röntgenaufnahmen vermieden werden sollen und Röntgen immer eine nicht auszuschließende Gefahr für den Patienten darstellt. Dies ist dem Patienten ohnehin bewusst und wird ihm bereits durch andere Strahlenschutzmaßnahmen, wie beispielsweise das Verlassen des Raumes vom Behandler, unvermeidlich suggeriert. Ein hinzuziehen einer weiteren Strahlenschutzmaßnahme, der Röntgenschürze, welche augenscheinlich nur dem Schutz des Patienten dient, kann meiner Meinung nach daher nicht zu einem Verlust des Patientenvertrauens führen. So könnte man dies auch als Vorteil der Röntgenschürze sehen, da hierdurch Patientenvertrauen gewonnen werden kann, da das Anlegen der Schürze zeigt, dass der Behandler bemüht ist, bestmöglich seinen Patienten zu schützen und seiner Sorgfaltspflicht nachkommt.

5.3 Ausblick

Anschließende Studien könnten sich der Untersuchung der Durchdringungsfähigkeit, im Zusammenhang mit dem zu untersuchenden vorliegenden Röntgenspektrum beschäftigen, um so auch konkrete Rückschlüsse auf mutmaßlich auftretende Gewebereaktionen in der Brustdrüse schließen zu können.

Wünschenswert wäre es, nach einer Möglichkeit zu suchen, die Schilddrüse, welche ebenfalls ein sehr strahlensensibles Organ in der Nähe unseres Untersuchungsfeldes darstellt, bei der Erstellung einer DVT-Aufnahme besser vor der Streustrahlung zu schützen. Die ICRP hat den Gewebe-Wichtungsfaktoren für die Schilddrüse auf 0,04 festgelegt. Auf Grund ihrer anatomischen Lagebeziehung zur Mandibula liegt sie mutmaßlich ebenfalls im Streustrahlungsfeld bei der PSA und DVT, insbesondere wenn eine 360°-Aufnahme angefertigt wird.

6 Zusammenfassung

Seit 2007 gehört die Brustdrüse zu den Organen mit dem höchsten Gewebe-Wichtungsfaktoren, laut der ICRP. Sie ist demnach ein besonders strahlensensibles Organ, welches es zu schützen gilt (ICRP, 2007). Laut dem allgemein gültigen ALARA-Prinzip soll der Patient immer einer möglichst geringen effektiven Dosis ausgesetzt werden. Die vorliegende Arbeit dient dazu, den Nutzen der Röntgenschürze beim Erstellen einer DVT-Aufnahme zu evaluieren. Hierzu wurde die *Oberflächendosis* auf Höhe der weiblichen Brust (links und rechts) mit und ohne Röntgenschürze in insgesamt sieben verschiedenen Programmen, in drei verschiedenen DVT-Geräten, gemessen, was 28 Messungen in den Hauptversuchen entspricht. Als Streukörper diente das weibliche Alderson Rando Phantom, welches aus einem menschlichen Skelett, eingelassen in Isocyanat, besteht und so das Streu- und Absorptionsverhalten einer erwachsenen Frau mit ca. 69 kg Körpergewicht imitiert. In Vorversuchen wurden reproduzierbare und realistische Versuchsbedingungen aufgestellt. Die Wahl des Dosimeters fiel auf das TOL-F Dosimeter (Berthold Technologies GmbH & Co, Bad Wildbad, Deutschland). Es entspricht in der Bauart einer luftäquivalenten Ionisationskammer, mit Gasverstärkung im Niederdosisbereich, in dem die Messungen stattfanden.

In Vorversuchen wurden die Positionierungsmöglichkeiten des Dosimeters evaluiert. Aus den Messungen ging hervor, dass sich eine Messung exakt auf Mamillenhöhe am besten eignet, da diese Stelle am wenigsten von der Gerätebauweise beeinflusst wird. Eine Positionierung des TOL-F Dosimeters von zentral im Vergleich zu lateral führt nur zu sehr geringen Unterschieden, daher wurde entschieden, dass in den Hauptversuchen auf Höhe der rechten Mamille von zentral gemessen werden sollte und auf Höhe der linken Mamille von lateral. In den Vorversuchen wurde die Hypothese, dass ein großer Teil der Streustrahlung, welche auf die Messstelle auf Mamillenhöhe einfällt, vom Kopf-Hals Bereich ausgeht, durch das Entfernen der Segmente 1-13 experimentell bestätigt. Die Dosis reduzierte sich hierdurch um 43 %. Ein weiteres Abschirmen des Gehäuses hat nicht zu einer Reduktion der Dosis auf Höhe der Brustdrüse geführt. Die Reproduzierbarkeit des Versuchsaufbaus wurde durch insgesamt 40 Messungen (5 Wiederholungen je Messstelle, mit und ohne Röntgenschürze, in 2 verschiedenen Programmen) überprüft. Mit dem Ergebnis, dass die Messungen nur sehr geringe Abweichungen zeigen, der Variationskoeffizient lag zwischen 0,33 % (Messung im Programm 3.2, rechte Brust, ohne Röntgenschürze) und 1,77 % (Messung im Programm 3.2 rechte Brust, mit Röntgenschürze). Demnach wurden in den Hauptversuchen auf Referenzmessungen verzichtet. Der Rechts-Links-Vergleich ergab, dass nahezu kein Unterschied festgestellt werden kann zwischen der Dosis auf Höhe der rechten Brust und der linken Brust, gemittelt über alle Wiederholungsmessungen, was für eine der Führung des Primärstrahlenbündels gemäßen Verteilung der Streustrahlung spricht.

Die *Hauptversuche* haben ergeben, dass je nach verwendetem Programm und Gerät zwischen 82,06 % und 96,21 % der Dosis durch das Anlegen der Röntgenschürze, auf Höhe der weiblichen Brustdrüse, eingespart werden können. Im Durchschnitt der exemplarisch verwendeten Programme (je Gerät ein dosissparendes Programm und ein HD-Programm, zusätzlich ein Portrait-Programm) werden 91,15 % der Dosis eingespart, durch Anlegen der Röntgenschürze. Hierbei lässt sich feststellen, dass die relative Dosiseinsparung bei dosisintensiven und dosissparenden Programmen ähnlich hoch ist. Die Dosiseinsparung jedes Setups war statistisch signifikant. In den Messungen zur Reproduzierbarkeit, bei denen jede Messung fünfmal wiederholt wurde und dadurch Positionierungsfehler ausgeräumt werden konnten und auf ein Zusammenführen der Ergebnisse der linken und rechten Seite verzichtet werden konnte, waren die Messungen hoch signifikant.

Die Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung konnte anhand von weiteren Versuchen nachgewiesen werden. Da in der Radiologie der Comptoneffekt dominierend ist verliert die Streustrahlung nur etwa 5 % ihrer Intensität. Das hat zur Folge, dass die Streustrahlung ähnlich hart und durchdringungsfähig ist wie der Primärstrahlenbündel (Krieger, 2019). Da die Mandibula eine sehr hohe Dichte aufweist, kann

von ihr ein großer Teil der Streustrahlung ausgehen. Bedingt durch die Winkelverteilung der Streustrahlung unter den Beschleunigungsspannungen, die in der Zahnmedizin Verwendung finden, ist die weibliche Brust und damit die Brustdrüse einer signifikant vermeidbaren durchdringungsfähigen Streustrahlung ausgesetzt.

Ein Nachteil der Röntgenschürze, der oft angeführt wird, ist der Schürzenschatten, dieser lässt sich allerdings bei korrekter Positionierung der Röntgenschürze zuverlässig vermeiden. Nur in seltenen Fällen, bei anatomischen Besonderheiten der Patienten, ist es unvermeidlich durch das Anlegen der Röntgenschürze einen Schürzenschatten zu generieren und damit einen Teil der Aufnahme unbrauchbar zu machen, dieser würde sich allerdings bereits in so mancher der Scout-Aufnahme zeigen.

Die Ergebnisse der experimentellen Studie, die physikalischen Gegebenheiten der Streustrahlung und auch die aktuelle Gesetzgebung *sprechen dafür*, dass zum Schutz der weiblichen Brustdrüse auf das Anwenden der Röntgenschürze beim Erstellen einer DVT-Aufnahme *nicht verzichtet werden sollte*. Durch die vorliegende Studie konnten wichtige Daten gesammelt werden, die eine eindeutige Aussage über den Nutzen der Röntgenschürze erlauben und bisher noch nicht vorhanden waren. Zusammen mit der physikalischen Aufarbeitung und Interpretation der Ergebnisse, hinsichtlich der Durchdringungsfähigkeit der Streustrahlung wird die Notwendigkeit einer Röntgenschürze bei der DVT gestützt.

7 Literaturverzeichnis

Uncategorized References

- (BFS);, B. F. S. & BUNDESMINISTERIUM FÜR UMWELT, N., REAKTORSICHERHEIT UND VERBRAUCHERSCHUTZ (BMUV) 2020. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2020 (Parlamentsbericht).
- ALDERSON, S. W., LANZL, L. H., ROLLINS, M. & SPIRA, J. 1962. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med*, 87, 185-95.
- ARMBRUSTER, M. & KOLIOGIANNIS, V. 2020. [The (severely) injured pregnant patient from the perspective of radiology]. *Unfallchirurg*, 123, 928-935.
- BARTL, R. 2022. *Brustkrebs und Knochenprobleme: Ein Leitfaden für behandelnde Ärzte und betroffene Patientinnen*, Springer Berlin Heidelberg.
- BAUMEISTER, A. 2010. *Experimentelle Untersuchungen am weiblichen Alderson Rando Phantom zur Optimierung des Strahlenschutzes bei der Panoramaschichtaufnahme*. Johannes Gutenberg Universität Mainz.
- BEACONSFIELD, T., NICHOLSON, R., THORNTON, A. & AL-KUTOUBI, A. 1998. Would thyroid and breast shielding be beneficial in CT of the head? *Eur Radiol*, 8, 664-7.
- BERTHOLD_TECHNOLOGIES 1998. Dosis- und Dosisleistungs-Meßgerät TOL/F.
- BIANCHI, J., GOGGINS, W. & RUDOLPH, M. 2000. In vivo, thyroid and lens surface exposure with spiral and conventional computed tomography in dental implant radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 90, 249-53.
- BURWINKEL, B., SÄNGER, D'HOEDT 2009. Tube Housing Leakiness Radiation and Patient Related Radiation Protective Measures - Gonads Radiation Exposure from Panoramic Radiography. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Springer Berlin Heidelberg.
- CORPORATION;, D. I. T. 2017. KaVo OP 3D Vision Benutzerhandbuch.
- DENTSPLY_SIRONA 2020. Gebrauchsanweisung Orthophos SL. 02.2020 ed.
- EWEN K., S. G. 1975. *Grundlagen des praktischen Strahlenschutzes*, Stuttgart, Ferdinand Enke Verlag.
- GIJBELS, F., JACOBS, R., BOGAERTS, R., DEBAVEYE, D., VERLINDEN, S. & SANDERINK, G. 2005. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: Patient exposure. *Dentomaxillofac Radiol*, 34, 145-9.
- GRAETZ_STRAHLUNGSMESSTECHNI_GMBH 2019. Gebrauchsanweisung für das GRAETZ-Dosisleistungsmessgerät X5C Plus.
- HRUSKA, C. B. 2019. Let's Get Real about Molecular Breast Imaging and Radiation Risk. *Radiol Imaging Cancer*, 1, e190070.
- ICRP 1991. *ICRP Publication 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, SAGE Publications.
- ICRP 2007. *ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.*, ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
- J._MORITA_MFG._CORP. 2021. Broschüre 3D Accuitomo 170.
- JANDALI, Z. & JIGA, L. 2019. *Wiederherstellungsoperationen nach Brustkrebs: Ratgeber für Patientinnen*, Springer Berlin Heidelberg.

- KELARANTA, A., EKHOLM, M., TOROI, P. & KORTESNIEMI, M. 2016. Radiation exposure to foetus and breasts from dental X-ray examinations: effect of lead shields. *Dentomaxillofac Radiol*, 45, 20150095.
- KIEFER, H., LAMBRECHT, T. & ROTH, J. 2004. Strahlenexposition von analogen und digitalen Zahnstaten und Panoramaschichtaufnahmen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 114, 687-693.
- KLEIN, O. & NISHINA, Y. 1929. Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantendynamik von Dirac. *Zeitschrift für Physik*, 52, 853-868.
- KRIEGER, H. 2008. *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*, Vieweg+Teubner Verlag.
- KRIEGER, H. 2019. *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*, Springer Berlin Heidelberg.
- KRIEGER, H. 2021. *Strahlungsmessung und Dosimetrie*, Springer Fachmedien Wiesbaden.
- LÜBBERS, H. T. & DULA, K. 2021. *Digitale Volumetomographie*, Springer Berlin Heidelberg.
- LUDLOW, J. B. & IVANOVIC, M. 2008. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106, 106-14.
- LUKAS. 2012. *Messung der Umgebungs-Äquivalentdosis im Streustrahlenfeld verschiedener Digitaler Volumetomographen (DVT) unter besonderer Berücksichtigung des baulichen Strahlenschutzes*. Johannes Gutenberg-Universität Mainz.
- MOZZO, P., PROCACCI, C., TACCONI, A., MARTINI, P. T. & ANDREIS, I. A. 1998. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, 8, 1558-64.
- OKANO, T., HARATA, Y., SUGIHARA, Y., SAKAINO, R., TSUCHIDA, R., IWAI, K., SEKI, K. & ARAKI, K. 2009. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiology*, 38, 79-85.
- PASLER, F. A. & VISSER, H. 2000. *Zahnmedizinische Radiologie: bildgebende Verfahren*, Thieme.
- QU, X. M., LI, G., SANDERINK, G. C., ZHANG, Z. Y. & MA, X. C. 2012. Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. *Dentomaxillofac Radiol*, 41, 373-8.
- RONCKERS, C. M., ERDMANN, C. A. & LAND, C. E. 2005. Radiation and breast cancer: a review of current evidence. *Breast Cancer Res*, 7, 21-32.
- ROTTKE, D., GROSSEKETTLER, L., SAWADA, K., POXLEITNER, P. & SCHULZE, D. 2013a. Influence of lead apron shielding on absorbed doses from panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 42, 20130302.
- ROTTKE, D., PATZELT, S., POXLEITNER, P. & SCHULZE, D. 2013b. Effective dose span of ten different cone beam CT devices. *Dentomaxillofac Radiol*, 42, 20120417.
- SACKS, B. & SIEGEL, J. A. 2017. Preserving the Anti-Scientific Linear No-Threshold Myth: Authority, Agnosticism, Transparency, and the Standard of Care. *Dose Response*, 15, 1559325817717839.
- SCHLEGEL, W., KARGER, C. P. & JÄKEL, O. 2018. *Medizinische Physik: Grundlagen – Bildgebung – Therapie – Technik*, Springer Berlin Heidelberg.
- SCHULZE, R. 2019. *Lehrbuch zahnärztliches Röntgen : Grundlagen, Technik, Anwendung : Hintergrundinformationen*, Mainz, Johannes Gutenberg-Universität Mainz.

- SCHULZE, R. K. W., CREMERS, C., KARLE, H. & DE LAS HERAS GALA, H. 2017. Skin entrance dose with and without lead apron in digital panoramic radiography for selected sensitive body regions. *Clin Oral Investig*, 21, 1327-1333.
- SIEGEL, J. A., PENNINGTON, C. W. & SACKS, B. 2017. Subjecting Radiologic Imaging to the Linear No-Threshold Hypothesis: A Non Sequitur of Non-Trivial Proportion. *J Nucl Med*, 58, 1-6.
- STRAHLENSCHUTZKOMMISSION 2009. Vorschläge der SSK zur Weiterentwicklung von ICRP 103 - Stellungnahme der Strahlenschutzkommission. BAnz Nr. 93 (Beilage) vom 25. Juni 2010.
- STRAHLENSCHUTZKOMMISSION. 2018. *Verwendung von Patienten-Strahlenschutzmitteln bei der diagnostischen Anwendung von Röntgenstrahlung am Menschen. Empfehlung der Strahlenschutzkommission und wissenschaftliche Begründung.* [Online]. Available: https://www.ssk.de/SharedDocs/Beratungsergebnisse_PDF/2018/2018-12-13Patienten.pdf?__blob=publicationFile [Accessed 25.12.2022 2022].
- STRAHLENSCHUTZKOMMISSION 2022. *Verwendung von Patienten-Strahlenschutzmitteln bei der diagnostischen Anwendung von Röntgenstrahlung am Menschen.* Bonn, Germany: Geschäftsstelle der Strahlenschutzkommission.
- VETSUISSE-FAKULTÄTEN. 2015. *Energie der Röntgenstrahlung* [Online]. Bern Zürich. Available: <https://vetsuisse.com/vet-impl/lernmodule/htmls/slide.html?radiosurfvet%7Cradgeneral%7Ctechnics%7Ccontrolpanel%7C2> [Accessed 25.12.2022 2022].
- VISSER, H., HERMANN, K., BREDEMEIER, S. & KÖHLER, B. 2000. Dosismessungen zum Vergleich von konventionellen und digitalen Panoramaschichtaufnahmen. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 4, 213-216.
- VOLKMER, M. 2012. *Radioaktivität und Strahlenschutz*, Berlin, Germany, Deutsches Atomforum e.V.

Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. Bilal Al-Nawas für die Übernahme des ersten Gutachtens, sowie Frau Univ.-Prof. Dr. Gabriele Kaeppler für die Erstellung des zweiten Gutachtens.

Mein besonderer Dank gilt Herrn *Dr. Matthias Burwinkel*, der es mir ermöglicht hat dieses Thema zu bearbeiten, welches mich vollumfänglich begeistert und nach meinen Interessen ausgerichtet ist. Er stand mir während der Datenerhebung mit Engagement zur Seite und hat mir in Schlüsselmomenten stets mit konstruktiven Hinweisen weitergeholfen. Ich möchte Ihm nicht nur für die fachliche Unterstützung danken, sondern auch für die vielen lieben Worte während der Erarbeitung meiner Dissertation, sowie im Verlauf beim Berufseinstieg.

Meinen herzlichen Dank gilt auch dem stets hilfsbereiten leitenden Medizinphysikexperten *Herrn Karle*, sowie dem Leiter der Radioonkologie des Universitätsklinikums Mainz, Herrn Univ. Prof. Dr. Schmidberger, für die Überlassung des Phantoms und der Messgeräte.

Mein Dank gilt außerdem folgenden Personen, die mich während der Jahre der Bearbeitung meiner Dissertation unterstützt haben:

Insbesondere danke ich meinem Ehemann *Martin Albrecht*, sowie meinen Eltern *Simone* und *Hartwig Britz*, die mich auf meinem Weg durch das Studium und die Promotion stets begleitet haben.

Danken möchte ich auch meinen beiden Kolleginnen und Freundinnen, *Nina Holz* und *Céline Prévost*, die mich im Rahmen des Studiums begleitet und moralisch unterstützt haben.

Tabellarischer Lebenslauf