

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR MUND-, KIEFER- UND GESICHTSCHIRURGIE
DIREKTOR: PROF. DR. DR. T. E. REICHERT
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Vergleichende Dosismessungen von
Fernröntgenaufnahmen-klinische Konsequenzen für
die MKG-Chirurgie und Kieferorthopädie**

Inaugural- Dissertation
zur Erlangung des Grades des Doktorgrades
der Zahnmedizin
der Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

Vorgelegt von Lisa Karin Jäger
Aus Wackersdorf/Deutschland

REGENSBURG 2018

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR MUND-, KIEFER- UND GESICHTSCHIRURGIE
DIREKTOR: PROF. DR. DR. T. E. REICHERT
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Vergleichende Dosismessungen von
Fernröntgenaufnahmen-klinische Konsequenzen für
die MKG-Chirurgie und Kieferorthopädie**

Inaugural- Dissertation
zur Erlangung des Grades des Doktorgrades
der Zahnmedizin
der Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

Vorgelegt von Lisa Karin Jäger
Aus Wackersdorf/Deutschland

REGENSBURG 2018

Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten Reichert

1. Berichterstatter: PD Dr. Dr. Ulrich Wahlmann
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Peter Proff

Tag der mündlichen Prüfung: 15.10.2018

Inhalt

| | | |
|-------|--|----|
| 1. | Einleitung | 7 |
| 1.1 | Fragestellung..... | 7 |
| 1.2 | Ausgangslage..... | 8 |
| 2 | Begriffserklärungen | 10 |
| 2.1 | Das Fernröntgenseitbild (FRS)..... | 10 |
| 2.2 | Der " <i>Bleikragen</i> "..... | 13 |
| 2.3 | Der <i>CTP- Cephalographic Thyroid Protector</i> | 13 |
| 2.4 | Das <i>Alderson-Rando-Phantom</i> | 15 |
| 2.5 | Die Thermolumineszenzdosimetrie..... | 16 |
| 2.6 | Die Ionendosis..... | 18 |
| 2.7 | Die Energiedosis..... | 18 |
| 2.8 | Die Äquivalenzdosis | 19 |
| 2.9 | Die effektive Dosis | 19 |
| 3 | Material und Methoden | 21 |
| 3.1 | Die Thermolumineszenzdetektoren (TLDs)..... | 21 |
| 3.2 | Die Kalibrierung..... | 22 |
| 3.3 | Das <i>Alderson-Rando-Phantom</i> | 23 |
| 3.4 | Die Röntgengeräte | 24 |
| 3.4.1 | Sirona Orthophos XGPlus | 24 |
| 3.4.2 | Morita Veraviewepocs 3D F40, JAPAN..... | 25 |
| 3.4.3 | Siemens Multigraph..... | 25 |
| 3.5 | Die Platzierung der TLDs und die einzelnen Messungen | 27 |
| 3.6 | Die Berechnungen der effektiven Dosis..... | 36 |
| 4 | Die Messergebnisse..... | 38 |
| 4.1 | Orthophos XG ^{Plus} Sirona..... | 39 |
| 4.1.1 | Ohne Thyroidabschirmung..... | 39 |
| 4.1.2 | Mit Thyroidabschirmung (" <i>Bleikragen</i> ")..... | 41 |
| 4.1.3 | Mit Thyroidabschirmung durch <i>CTP</i> | 43 |
| 4.1.4 | Mit Thyroidabschirmung durch <i>CTP</i> (korrigierte Positionierung) | 45 |
| 4.2 | Veraviewepocs 3D F40, Morita | 47 |
| 4.2.1 | ohne Thyroidabschirmung..... | 47 |
| 4.2.2 | Mit Thyroidabschirmung (" <i>Bleikragen</i> ")..... | 49 |
| 4.3 | Siemens Multigraph..... | 51 |
| 4.3.1 | Ohne Thyroidabschirmung..... | 51 |

| | | |
|--------|--|----|
| 4.3.2 | Mit Thyroidabschirmung (<i>CTP</i>)..... | 53 |
| 4.3.3 | Mit Thyroidabschirmung durch <i>CTP</i> (korrekt platziert) | 55 |
| 5 | Diskussion..... | 59 |
| 5.1 | Diskussion der Methode | 59 |
| 5.2 | Diskussion der durchgeführten Messungen | 61 |
| 5.3 | Diskussion der Messergebnisse..... | 62 |
| 5.4 | Diskussion der klinischen Konsequenzen | 64 |
| 6 | Zusammenfassung | 65 |
| 7 | Anhang | 67 |
| 7.1 | Diagramme | 70 |
| 7.1.1 | Gesamtdosen am Sirona Orthophos XG Plus | 70 |
| 7.1.2 | Gesamtdosen am Morita Veraviewepocs 3 D F40..... | 71 |
| 7.1.3 | Gesamtdosen am Siemens Multigraph | 72 |
| 7.1.4 | Schilddrüsenorgandosis ohne Thyroidabschirmung | 73 |
| 7.1.5 | Schilddrüsenorgandosis mit Thyroidabschirmung (" <i>Bleikragen</i> ") | 73 |
| 7.1.6 | Schilddrüsenorgandosis mit Thyroidabschirmung (<i>CTP</i>)..... | 74 |
| 7.1.7 | Schilddrüsenorgandosis mit Thyroidabschirmung (<i>CTP</i> -korrigiert) | 74 |
| 7.1.8 | Übersicht über die ermittelten effektiven Organdosen der Schilddrüse..... | 75 |
| 7.2.10 | Übersicht über die errechnete Äquivalenzdosis sowie die effektiven Organdosen an den jeweiligen Röntgengeräten | 76 |
| 7.2 | Abbildungen..... | 85 |
| 8 | Literaturverzeichnis | 88 |
| 9 | Danksagung..... | |
| 10 | Lebenslauf | |

1. Einleitung

1.1 Fragestellung

Das Fernröntgenseitbild (im weiteren Verlauf der Arbeit wird für diesen Begriff die Abkürzung FRS verwendet) ist eine Aufnahmetechnik in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik.

Neben der Panoramaschichtaufnahme, der NNH- und der Clementschitsch-Aufnahme, spielt das FRS auch in Zeiten der dreidimensionalen Techniken wie der Dentalen Volumentomografie (DVT) in der Behandlungsplanung nicht nur wegen seiner vergleichsweise geringen Strahlenbelastung eine tragende Rolle (Pasler, 2008).

Das FRS wird vor allem in der Kieferorthopädie und der Mund-Kiefer- und Gesichtschirurgie zur Bestimmung von Wachstumstendenzen, Kiefer- und Knochenrelationen sowie der Achsenstellung der Frontzähne verwendet (Nijkamp, Habets, Aartman, & Zentner, 2008).

Auf einem FRS sind nicht nur die Strukturen des knöchernen Gesichtsschädels, sondern auch Teile der Halswirbelsäule und -etwas weniger deutlich- das Weichteilprofil des Gesichtes abgebildet.

Die genaue Analyse von Form und Größe der einzelnen Halswirbelkörper eines Kindes oder Jugendlichen erlaubt Rückschlüsse auf den Reifegrad und somit auf das noch zu erwartende Wachstum; dieses Phänomen wird von den meisten Autoren als "*Cervical vertebra maturation*" (CVM) bezeichnet (T. Baccetti, Franchi, & McNamara, 2002).

Obgleich das FRS für die zahnärztliche Röntgendiagnostik, insbesondere für die Behandlungsplanung in der Kieferorthopädie (KFO) und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG) sehr wichtig ist, darf bei seiner Anwendung die Strahlenbelastung der Weichgewebe und Organe, insbesondere der Schilddrüse nicht außer Acht gelassen werden (Broadbent, 1931), zumal die Aufnahmen oft bei Jugendlichen erforderlich sind.

Die Schilddrüse (*Glandula thyroidea*) zählt zu den strahlen-sensibelsten Organen des menschlichen Körpers und es ist bereits wissenschaftlich nachgewiesen, dass die Strahlenexposition als die einzige gesicherte Ursache für das Schilddrüsenkarzinom gilt (Riede, Werner, & Schäfer, 2004).

Sinn und Zweck der vorliegenden Studie ist es, die effektive Strahlenbelastung bzw. Strahlendosis zu messen, welcher der Patient und unter anderem auch seine Schilddrüse bei einem FRS ausgesetzt ist.

Dabei wird die effektive Dosis an drei unterschiedlichen Geräten, die in der zahnärztlichen Diagnostik unserer Klinik häufig benutzt werden, mit Hilfe von Thermolumineszenzdetektoren (TLD) detektiert. An jedem einzelnen Gerät werden Messungen sowohl mit einem Thyroid-Schutz als auch ohne spezielle Abschirmung der Schilddrüse durchgeführt.

Zur Durchführung der Studie werden die einzelnen TLDs in einem *Alderson Rando Phantom* appliziert (Patcas, Signorelli, Peltomäki, & Schätzle, 2012) und geröntgt.

Durch die anschließende Auswertung der TLDs kann die ankommende Energiedosis im gemessenen Gewebe ermittelt werden.

1.2 Ausgangslage

Der skelettale Reifegrad bei Kindern und Jugendlichen beeinflusst die Wahl der Therapie sowohl in der Kieferorthopädie als auch gelegentlich in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.

Zur genauen Analyse und Bestimmung des Grades der skelettalen Entwicklung haben sich vor allem das Fernröntgenseitbild und die Handröntgenaufnahme etabliert.

Die Frage, ob die FRS die altbekannte und bewährte Handröntgenaufnahme ersetzen könnte, wird in letzter Zeit häufiger diskutiert (Isaacson, Thom, Horner, & Whaites, 2008).

Obgleich die Handröntgenaufnahmen nach wie vor die zuverlässigste Methode zur Bestimmung des skelettalen Reifegrades eines Patienten darstellen und eine Prognose des noch zu erwartenden skelettalen Wachstumspotentials erlauben, ist ihre Indikation bezüglich der ethischen Vertretbarkeit aufgrund der zusätzlichen Strahlenbelastung nach Meinung einiger Autoren streng zu stellen (Hsiang- Hua Lai et al., 2008).

Nach aktuellem Wissensstand muss die Bestimmung der zervikalen Maturation der Analyse von Handröntgenaufnahmen als unterlegen betrachtet werden, da hierbei eine hohe Intra- und Interrater-Variabilität in der Bestimmung des Reifegrades besteht (Gabriel, Southard, Qain, & al., 2009; Nestman TS, 2011; Zhao X, 2012) und nur eine moderate Korrelation mit den mittels Handröntgenaufnahme ermittelten Reife-

graden erreicht wird (Flores- Mir, Burgess, Champney, & al., 2006; Santiago RC, 2012).

Folglich erlaubt die Analyse der Halswirbelkörper nur eine ungefähre Abschätzung des Wachstumspotentials.

Indes ist die Strahlensensibilität der Schilddrüse wesentlich höher als die des Gewebes der Hand, speziell wenn bei einem FRS zur besseren Darstellung der Halswirbelkörper ohne Thyroidabschirmschild geröntgt wird (Patcas et al., 2012).

Wissenschaftliche Studien beschreiben, dass die Strahlenbelastung der Gewebe der Hand (effektive Dosis) bei der Handaufnahme mit max. 0,1 μSv weniger als 20 Minuten Exposition gegenüber der natürlichen Hintergrundstrahlung entspricht, also fast vernachlässigbar ist (Manzoor Mughal, Hassan, & Ahmed, 2014).

Das Ziel dieser Arbeit ist es, an drei verschiedenen Röntgengeräten der Röntgenabteilung der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Regensburg die effektive Dosis zu messen, der der Patient während einer Fernröntgenseitenaufnahme ausgesetzt ist. Auch die Organdosis der Schilddrüse wird gemessen.

An jedem der Geräte wird sowohl mit als auch ohne Thyroidabschirmung geröntgt. Anschließend werden die Messergebnisse zueinander ins Verhältnis gesetzt, um eine Aussage zur kumulativen Belastung der Schilddrüse zu treffen.

Die drei in dieser Studie genutzten Geräte sind zum einen das Kombigerät (Veraviewepocs 3DE F40, Fa. Morita; im Folgenden genannt "Veraviewepocs"), das sowohl für DVT-Aufnahmen kleiner Volumina als auch für Fernröntgenseitbilder und Panoramaschichtaufnahmen genutzt werden kann; ferner das Sirona Orthophos XG^{Plus} (im Folgenden als "Orthophos" bezeichnet), welches zur Erstellung einer Panoramaschichtaufnahme (OPG) oder eines FRS verwendet wird; schließlich der Siemens Multigraph (im Folgenden genannt "Multigraph"), ein konventionelles Röntgengerät, bei dem der Fokus-Detektor-Abstand vier Meter entspricht und das eine FRS-Aufnahme auf Speicherfolien erlaubt. Während die ersten beiden Geräte einen Zeilendetektor nutzen und den Patienten einige Sekunden lang "abscannen", wird die Aufnahme im Multigraph im Bruchteil einer Sekunde gewonnen, so dass Bewegungsartefakte praktisch ausgeschlossen sind.

2 Begriffserklärungen

2.1 Das Fernröntgenseitbild (FRS)

Seitdem das FRS im Jahre 1931 von Hofrath und Broadbent in den Bereich der Kieferorthopädie eingeführt wurde, zählt es speziell für die Kieferorthopäden, aber auch für die Mund-Kiefer- und Gesichtschirurgen zu einem für die Diagnostik unentbehrlichen Hilfsmittel (Hofrath, 1931).

Die originalgetreue Projektion des Gesichtsschädels und damit eine Röntgenaufnahme mit nur geringer Vergrößerung und Verzerrung werden durch die große Dimensionierung des Fokus-Filmabstandes ermöglicht (Kahl- Nieke, 2009).

Wurde früher noch ein Abstand von vier Metern zwischen dem Fokus und dem Film bzw. Detektor eingestellt (wie beim Multigraph), arbeiten die modernen Geräte für die Praxis (z.B. Orthophos XG^{Plus}, Veraviewepocs 3D F40) aus Platzgründen mit einem Fokus-Filmabstand von 1,60 Metern, wodurch sich noch tolerable Aufnahmeverzerrungen ergeben (Kahl- Nieke, 2009).

Die korrekte Einstellung des Schädels beim FRS ist üblicherweise links anliegend; eine sorgfältige sowie akkurate Positionierung des Patienten im *Cephalostaten* begünstigt eine reproduzierbare Markierung von Referenzpunkten in der Röntgenaufnahme sowie deren Auswertung.

Das FRS gibt Aufschluss über den sagittalen und vertikalen Gesichtsschädelaufbau, wohingegen die wenig gebräuchliche anterior-posteriore Fernröntgenaufnahme Informationen über die transversale und die vertikale Dimension gibt (Carrea, 1924).

Mit Hilfe eines speziellen Weichteilfilters gelingt es, auch das Gesichtsprofil darzustellen. Das FRS enthält nicht nur Informationen über die sagittale Einlagerung von Ober- und Unterkiefer und ihre Lagebeziehung zueinander, sondern sekundär auch über die Qualität des skelettalen Wachstums sowie die Achsenstellung der *Inzisivi* und die sagittale Position der *Molaren*.

Die Informationen über die Weichteilmorphologie bzw. das Profil sowie die Wachstumsvorhersage sind für die Kieferorthopädie, aber auch für die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie von enormer Bedeutung im Rahmen der diagnostischen Therapieplanung (Kahl- Nieke, 2009).

Um den richtigen Zeitpunkt für eine kieferorthopädische Maßnahme zu finden, ist es wichtig, das Wachstumspotential richtig einzuschätzen. Anhand einer Fernröntgen-

seitaufnahme kann im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlungsplanung das skelettale Alter eines Patienten bestimmt werden (Manzoor Mughal et al., 2014).

An oberster Stelle der kieferorthopädischen Behandlungsmethoden stehen die den- tofazialen Apparaturen, mit deren Hilfe Zahnfehlstellungen durch die Modifikation von *Mandibula* und *Maxilla* korrigiert werden können.

Der Erfolg dieser Behandlungsmethode ist abhängig vom skelettalen Reifegrad des Patienten, wobei sich der optimale Zeitpunkt für den Eingriff in der Phase des puber- tären Wachstumsschubes datieren lässt (Baccetti, Franchi, & Kim, 2009; Hägg & Taranger, 1980).

Solange das skelettale Wachstumsende nicht bestätigt worden ist, sollten Eingriffe der orthognathen Chirurgie, aber auch enossale Implantationen im allgemeinen noch zurückgestellt werden (Chen, Liu, Xu, Long, & Lin, 2010; Kokich, 2004; Noble, Karaiskos, & Wiltshire, 2007).

Einige Autoren beschrieben übereinstimmend, dass die skelettale Reife anhand der Konfiguration der Halswirbel als Wachstumskriterium auf dem FRS festgestellt wer- den kann (Hassel & Farman, 1995), (Caltabiano, Leonardi, & Zaborra, 1990).

Die ersten dieser Untersuchungen gehen dabei auf Bench (1963) zurück, der dieses Wachstum mit dem der *Mandibula* und des *Os hyoideum* verglichen hatte und fest- stellte, dass die Patienten mit einem *dolichofazialen* Wachstum häufig eine gerade und lange Wirbelsäule haben, während sie bei denjenigen mit *brachiofazialem* Wachstum stärker gekrümmt ist (Mitani & Sato, 1992).

Im Jahre 1988 analysieren O'Reilly und Yaniello auf den Fernröntgenseitbildern von 13 kaukasischen Patientinnen im Alter zwischen neun und fünfzehn Jahren die Be- ziehung zwischen Halswirbelreifung und mandibulären Wachstumsveränderungen (O'Reilly & Yanniello, 1988).

Zur Bestimmung des skelettalen Alters nutzt auch Lamparski (1972) die Halswirbel und befindet sie als ebenso zuverlässige und stichhaltige Indikatoren wie das knöch- erne Handskelett; anschließend entwickelt er eine Reihe von Faktoren zur Bestim- mung des skelettalen Alters männlicher und weiblicher Patienten (Stiehl, Müller, & Dibbets, 2009).

Aufbauend auf die Forschungsergebnisse von Lamparski (1970) entwickeln Hassel und Farman (1995) auf der Grundlage der Beurteilung der Halswirbel zwei bis vier, eine verlässliche Abstufung der Patienten im Hinblick auf ihr zukünftiges Wachstums-

potenzial: den *CVMI* (*cervical vertebrae maturation index*), für welchen das Fernröntgenseitbild des Patienten als Grundlage diene.

Anhand des CVMI bewerten Hassel und Farman die Körper der Halswirbel C2, C3 und C4 im Hinblick auf ihre Form und Gestalt. Ein Vergleich erlaubt die Schlussfolgerung, dass eine skelettale Altersbestimmung anhand der Halswirbelkörper möglich sei (Hassel & Farman, 1995).



Abb. 2.1 Fernröntgenseitbilder der sechs unterschiedlichen Reifestadien nach Hassel und Farman



Abb. 2.2 Die Wirbelkörper C2, C3 und C4 der sechs zervikalen Reifestadien

2.2 Der "Bleikragen"

Die in dieser Studie zur Abschirmung der Schilddrüse verwendete "Halskrause" weist einen Bleigleichwert von 0,5mm Pb auf und gehört bezüglich der DIN- Norm zur Gruppe der *DIN EN 61331-3*.

Diese Norm gilt für Strahlenschutzmittel wie die Schutzkleidung und den Augenschutz zum Schutz von Personen gegen Röntgenstrahlung mit Röntgenröhrenspannungen bis 150 kV bei radiologischen Untersuchungen und interventionellen Verfahren (www.beuth.de, 2011).

Zum Schutz der Schilddrüse wird der Bleikragen um den Hals des Patienten gelegt und mit Hilfe eines Klettverschlusses befestigt.

Das Augenmerk sollte darauf gerichtet sein, den Schutz im Anschluss an die sorgfältige Palpation der *Gl.thyroidea* auf richtiger Höhe anzulegen; zum einen, um die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu halten, zum anderen, um die für die Analyse der Halswirbelsäule entscheidenden Bereiche auf dem FRS gut ersichtlich zu lassen und nicht durch den Bleikragen zu überdecken.



Abb.2.3
Alderson- Rando Phantom mit angelegtem "Bleikragen"

2.3 Der CTP- *Cephalographic Thyroid Protector*

Der *Cephalographic Thyroid Protector* des Herstellers Gentle Ceph B.V. weist einen Bleigleichwert von 1,0 mm Pb auf. Laut Herstellerangaben hat er ein Gewicht von 0,1 kg und gehört bezüglich der DIN- Norm zur Gruppe der *NEN- EN- IEC 61331-1* (2014).

Dieser Norm-Entwurf gilt für die Herstellung von Strahlenschutzmitteln gegen eine Röntgenstrahlung mit Strahlungsqualitäten, welche durch Röntgenröhrenspannun-

gen bis zu 400 kV erzeugt werden, und gegen Gammastrahlung mit Photonenenergien bis zu 1,3 MeV, die von Radionukliden emittiert werden (www.GentleCeph.com, 2016).

Der für diese Studie verwendete CTP- Schutz ist auf eine von rechts kommende Strahlung ausgerichtet und nach Herstellerangaben für Patienten ab dem siebten Lebensjahr geeignet (American Thyroid Association, 2013).

Der CTP setzt sich aus folgenden Komponenten zusammen: dem Schild, welches sich mit Einschränkung rotieren und hochklappen lässt, einer Nackenstütze, welche sich ebenfalls mit Einschränkung hochklappen lässt, und einem elastischen Bogen. Das abgebildete Schema veranschaulicht den CTP mit den oben aufgeführten Komponenten.

Die Verwendung des CTPs erlaubt eine Abschirmung der strahlensensiblen Schilddrüse, wobei die Halswirbelsäule, die der Beurteilung des Reifegrades des Patienten dient, auf dem FRS erkennbar bleibt; dies setzt allerdings die richtige Positionierung dieses Thyroidschutzes voraus.

In dem jedem CTP-Schutz beiliegenden Handbuch werden folgende Schritte für die richtige Positionierung des Thyroidschutzes angegeben:

Zunächst wird palpatorisch der Kieferwinkel der *Mandibula* mit dem Zeigefinger lokalisiert. Anschließend wird der Schild mit seinem oberen Rand genau unter dem Kieferwinkel positioniert.

Nach Abschätzen der Nackenkontur wird der hintere Rand des Schildes parallel zu dieser ausgerichtet.

Abschließend rückt man den Schild zwei Zentimeter nach hinten, wobei darauf geachtet werden muss, dass er die grundsätzliche Positionierung beibehält.

Nachdem man den Patienten instruiert hat, still zu stehen, in *Okklusion* (Seitenzahnkontakt) aufzubeißen und den Mund so zu schließen, dass die Lippen Kontakt haben, erfolgt die Röntgenaufnahme in üblicher Weise (www.GentleCeph.com, 2016).

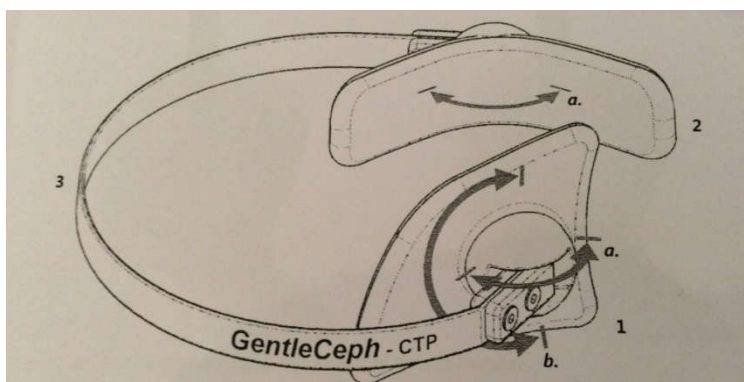


Abb. 2.4

Die einzelnen Komponenten des CTP:

- 1) der Schild
- 2) die Nackenstütze
- 3) der elastische Bogen des *Gentle Ceph Cephalographic Thyroid Protectors*



Abb. 2.5 Ansicht des CTP

2.4 Das Alderson-Rando-Phantom

Bei dem in dieser Studie verwendeten *Alderson-Rando-Phantom* handelt es sich um ein *anthropomorphes Phantom* (Alderson Research Laboratories, Stanford, CT, USA), welches aus einem menschlichen Skelett besteht, das mit einer Isocyanat-Gummimasse ausgekleidet bzw. umhüllt ist und bevorzugt zur Dosismessung mittels Thermolumineszenzdetektoren eingesetzt wird.

Den Weichgewebeschichten eines menschlichen Körpers entsprechend, verhält sich die Gummimasse in ihrer Dichte annäherungsweise radioäquivalent (spez. Dichte von $0,985 \text{ g/cm}^3$, Ordnungszahl 7,3), wobei darauf geachtet wurde, dass die Dichte an Orten mit Muskelgewebe etwas geringer ist, um das willkürlich verteilte Fettgewebe zu berücksichtigen (Reiser & Schmidhuber, 2005).

Das *Alderson-Rando-Phantom* ist in mehrere Schichten/ Level unterteilt und durchnummeriert, wobei jede Schicht, die eine Dicke von etwa 2,54 cm (englischer Zoll) hat, mehrere Bohrungen aufweist, die den Ort einer möglichen TLD-Platzierung markieren.

Diese Bohrungen müssen dabei die Form der verwendeten TLDs berücksichtigen. Durch ein Zuggewinde werden die Scheiben aufeinander gepresst und somit gegeneinander stabilisiert.

Ferner ist zu berücksichtigen, dass der gesamte *Naso- und Oropharynx* sowie die Nasennebenhöhlen belüftet (ohne Gummimasse) sind.



Abb. 2.5: Die einzelnen Level des in seine Einzelteile zerlegten Alderson-Rando-Phantoms



Abb. 2.6: Das Alderson Rando Phantom als Ganzes

2.5 Die Thermolumineszenzdosimetrie

Die Messung der Strahlenbelastung einer Fernröntgenseitenaufnahme erfolgt unter Zuhilfenahme der Thermolumineszenzdosimetrie, welche die absorbierte Dosis mittels thermisch angeregter Lumineszenz der Detektoren ermittelt.

Thermolumineszenzdosimeter oder auch Thermolumineszenzdetektoren (TLD) bestehen aus kristallinen Materialien (die in dieser Studie verwendeten TLDs aus dotierten LiF-Kristallen), welche durch ionisierende Strahlung angeregt werden und nach Erhitzen die Menge an aufgefangener Röntgenstrahlung in Form von messbarer Lichtenergie nachweisen können.

Anschließend kann die empfangene Energiedosis der TLDs mittels der daraus resultierenden Werte errechnet werden.

Die "Verunreinigung" (*Dotierung*) der Thermolumineszenzdetektoren entsteht aufgrund von Fremdatomen wie Mangan (Mn), Magnesium (Mg) und Kupfer (Cu).

Wegen dieser Dotierungen besitzen TLDs sogenannte "*Traps*" (engl. für Fallen), welche sich als Unterbrechungen in der Kristallstruktur zeigen.

Durch die ionisierende Strahlung werden die Elektronen innerhalb des Kristallgitters angeregt und gelangen anschließend vom Valenzband ihres "Ursprungsmoleküls" zum sogenannten Leitungsband.

Unter normalen Umständen und bei Raumtemperatur würden diese sogenannten "Defektelektronen" spontan wieder in ihren Ursprungszustand zurückkehren.

Das aber wird durch die eingebauten *Traps* unterbunden, indem diese die Elektronen auffangen, bevor sie ihr Valenzband erreichen.

Eine geringe Anzahl an Elektronen kann trotzdem spontan in ihren Ausgangszustand zurückfinden -man spricht dann von einer sog. *Trapleakage*, wohingegen der Großteil an "Defektelektronen" für einen Zeitraum von Wochen bis Monaten in den *Traps* festgehalten werden kann.

Diese *Trapleakage* findet allerdings in so geringem Ausmaß statt, dass sie auf Messungen innerhalb eines Tages keinen wesentlichen Einfluss hat.

Die in den *Traps* festgehaltenen Elektronen können durch das Erhitzen des TLDs bei kontinuierlichen und standardisierten Temperaturen erneut angeregt werden, um alsdann in diesem aktivierten Zustand zum Valenzband zurückzukehren.

Die Differenz des Energieniveaus zwischen Leitungs- und Valenzband wird während dieses Energieabfalls als Lichtenergie emittiert.

Demzufolge ist es möglich die Dosis der absorbierten Strahlung in Form von Lichtenergie zu bestimmen (Salmani, 2003).

Mittels eines sogenannten *Fotomultipliers* wird das Licht technisch verstärkt und folglich in einen messbaren Stromfluss umgewandelt.

Dabei sind die registrierte (Licht-) Energie und der Stromfluss proportional zu der vorher vom Kristall aufgenommenen Röntgenstrahlung (Photonen).

Mit Hilfe von speziellen Computerprogrammen werden die gewonnenen Werte anschließend in einen Graphen überführt. Dieser entsteht in einem vorgegebenen Zeitintervall und bei definierter Erhitzung der TLDs, indem die entsprechenden Elektronen im Energieniveau abgesenkt und photometrisch ausgelesen werden.

Als Resultat entsteht die sog. "*Glowkurve*", deren Integral der emittierten Lichtenergie entspricht und demzufolge, wie oben erwähnt, der Dosis der vom TLD aufgenommenen Röntgenstrahlung (Salmani, 2003).

Im Anschluss wird aus den in nC (C=Coulomb) angegebenen Informationen mit Hilfe der Kalibriermessungen der Wert der Energiedosis errechnet.

Voraussetzung für eine präzise und richtige Auswertung der TLDs ist eine mehrfache Kalibrierung der TLDs im Vorfeld der ersten Messung.

Sodann kann die entsprechende Energiedosis pro TLD mit Hilfe des daraus resultierenden Kalibrierfaktors errechnet werden.



Abb.2.7: Die sogenannte Fassungskompaktdisk, die im Hinblick auf die Auswertung mit den verwendeten 50 TLDs bestückt ist

2.6 Die Ionendosis

Die Ionendosis wird definiert als Maß für die durch die Röntgenröhre erzeugte Ladungsmenge, die sich in einem bestimmten Luftvolumen befindet.

Sie errechnet sich aus dem Quotienten der Ladungsmenge (Q) und der Masse des Luftvolumens (M), so dass gilt: Ionendosis $I = \frac{Q}{M}$

Ihre physikalische Einheit ist Coulomb/ Kilogramm (C/kg).

Letztendlich ist es möglich, aus der Ionendosis die Energiedosis zu errechnen, was jedoch in Abhängigkeit des Umrechnungsfaktors der durchstrahlten Masse geschehen muss (Johns & Cunningham, 1983).

2.7 Die Energiedosis

Die Energiedosis definiert die vom Körper aufgenommene Strahlung. Sie wird aus dem Quotienten der im Volumen absorbierten Energie (E) und der Masse des Volumens (M) berechnet (M. Reiser, Kuhn, & Debus, 2011).

Ihre physikalische Einheit ist das Gray (Gy), wobei ein Gray einem Joule pro Kilogramm entspricht (Attix, 1986).

2.8 Die Äquivalenzdosis

Das Produkt aus dem Strahlungs-Wichtungsfaktor, welcher durch die *ICRP* festgelegt wird, und der Energiedosis wird als Äquivalenzdosis bezeichnet.

Sie berücksichtigt folglich die Wirkung verschiedener Strahlungsarten bezogen auf die Tatsache, dass ionisierende Strahlung unterschiedlicher Art auch eine verschiedenartige biologische Wirksamkeit haben kann.

Beim diagnostischen Röntgen ist der Strahlungs-Wichtungsfaktor mit 1 festgelegt, da es sich um Röntgenstrahlung (Photonenstrahlung) handelt (M. Reiser et al., 2011). Die für den Strahlenschutz bedeutsame Einheit der Äquivalenzdosis ist das Sievert (Sv) (M. Reiser et al., 2011).

Aus der mittels TDL in Gray (=J / kg) gemessenen Energiedosis erhält man durch Multiplikation mit dem Qualitätsfaktor, der die Ionisationsdichte der betrachteten Strahlungsart (Photonen, Neutronen, Ionen, ...) berücksichtigt, die Äquivalenzdosis:

$$\text{Äquivalentdosis} = \text{Qualitätsfaktor} \times \text{Energiedosis}$$

Die Äquivalentdosis eines Organs bezeichnet man als Organdosis.

2.9 Die effektive Dosis

Die effektive Dosis, die früher auch als effektive Äquivalenzdosis bezeichnet wurde, ist das Maß für das kumulierte Risiko von Schäden durch ionisierende Strahlung.

Ihre Einheit ist Sv, um sie besser von der Energiedosis abgrenzen zu können (M. Reiser et al., 2011).

Die effektive Dosis berücksichtigt die unterschiedlichen Strahlenempfindlichkeiten der betroffenen Körpergewebe bezüglich der Annahme, dass diese Gewebe nach entsprechender Strahlenbelastung einen Tumor ausbilden oder dosisabhängig geschädigt werden können (Mettler, Huda, Yoshizumi, & Mahesh, 2008).

Die Definition der effektiven Dosis (E) ist die Summe der Organdosen $H(T)$, gewichtet mit dem jeweiligen Gewebe-Wichtungsfaktoren $w(T)$ (M. Reiser et al., 2011), was mit folgender Formel dargestellt wird:

$$E = \sum_T \omega_T \cdot H_T$$

Unter Zuhilfenahme der durch die *ICRP* vorgegebenen Werte für die einzelnen Gewebe des Körpers (Gewebe-Wichtungsfaktor w) kann die effektive Dosis errechnet werden.

Diese Gewebe-Wichtungsfaktoren wurden 1990 von der *ICRP* veröffentlicht und im Jahre 2007 überarbeitet und modifiziert. Wegen der Vergleichbarkeit mit früheren Untersuchungen werden in dieser Studie beide Versionen zur Berechnung der effektiven Dosis herangezogen.

Die in Kapitel 3.5 eingefügte Tabelle liefert eine Übersicht über die jeweiligen Gewebe-Wichtungsfaktoren von 1990 und 2007; diese Werte sind durch die *internationale Strahlenschutzkommission (ICRP, International Commission On Radiation Protection)* sowie die deutsche Strahlenschutzverordnung zur Berechnung der effektiven Dosis empfohlen worden (Krieger, 2011).

Es ist allerdings zu berücksichtigen, dass diese Werte für einen Durchschnittsmenschen standardisiert worden und streng genommen folglich nicht auf jedes Individuum in gleicher Weise anwendbar sind.

Laut einer Studie (McCollough et al., 2009) ist schon der Anstieg der Strahlenexposition um etwa 100 mSv effektiver Dosis ausreichend, um die Wahrscheinlichkeit, dass ein Erwachsener an einem Tumorgeschehen erkrankt um 0,5% zu erhöhen (ICRP, 2007).

Diese Wahrscheinlichkeit steigt bei Kindern altersabhängig um ein Mehrfaches (McCollough et al., 2009).

3 Material und Methoden

3.1 Die Thermolumineszenzdetektoren (TLDs)

Zur Messung der durch ein Fernröntgenseitbild ankommenden Strahlung an den exponierten Strukturen, den Geweben und Organen und zur Berechnung der daraus resultierenden effektiven Dosis wurden für diese Studie jeweils 24 Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) der Marke *TLD Poland (MTS 100)* in einem *Alderson-Rando-Phantom* appliziert.

Das Detektormaterial besteht aus Lithiumfluorid, welches vom Hersteller mit den Fremdatomen Mangan und Titan dotiert worden ist.

Die verwendeten TLDs haben einen Durchmesser von einem Millimeter und eine Länge von sechs Millimetern.

Mithilfe einer der Bestrahlung folgenden Auswertung kann die ankommende Energiedosis im bestrahlten Gewebe gemessen werden.

Vor jeder Messung werden die TLDs in einem *TLD-Ofen* der Firma PTW entsprechend einem festgelegten Temperaturprofil "ausgeheizt", um eventuelle Reststrahlung bzw. Vorbelastungen, verursacht durch kosmische Strahlung, zu entfernen.

Auf Details zur Funktion, zum Verfahren und zur Handhabung der Thermolumineszenzdetektoren wurde bereits in Kapitel 2.5 genauer eingegangen.

Insgesamt werden für die durchgeführten Messungen 50 TLDs verwendet.

Zur jeweiligen Auswertung der TLDs wird der bestrahlte Kristall in den genannten Messungen bei 130°C in einem Inkrement von 10°C pro Sekunde bis zu 280°C erhitzt.

Dabei werden die Elektronen unter Lichtabgabe auf ein Energieniveau niederen Grades abgesenkt.

Eine genauere Erläuterung zur messbaren Lichtemission kann den obigen Kapiteln entnommen werden (Johns & Cunningham, 1983).

Nach dem Auslesen eines jeden TLDs muss der in nC ermittelte Wert mit Hilfe eines Kalibrierfaktors, der für jeden einzelnen TLD anhand der vorherigen Kalibrierung bestimmt wurde, umgerechnet werden, um auf diese Weise die effektive Dosis in mGy zu erhalten.

Im Falle eines erhöhten Wertes, angezeigt durch den TLD der Nullreihe, wäre eine erneute Messung von Nöten gewesen.

3.2 Die Kalibrierung

Für die Auswertung der Messungen und als Kalibrierquelle wird der *SR-90 IRRADIATOR 2000* der Firma *HARSHAW* (Seriennummer: 0027) verwendet. Das Kalibrierdatum, welches für die Auswertung und zur Berechnung der Werte verwendet wird, ist der 18.07.1989.

Weitere wichtige Daten zur Kalibrierung können nachfolgender Tabelle entnommen werden.

Tabelle 1:

| | |
|---|---|
| Dosis pro Umdrehung (gemessen am 18.07.1989) | 65,6 μ Gy |
| Material | TLD 100-Dimensionen: 1/8 x 1/8 x 0,035" |
| Halbwertszeit (Strontium-90) | 28,8 Jahre (a) Für die Kalibrierungen während der Messreihe: - 08.03.2016: 26,66 Jahre - 21.03.2016: 26,66 Jahre - 26.07.2016: 27 Jahre - 03.08.2016: 27 Jahre |
| Dosisleistung - 08.03.2016: Kalibrierung mit 1760 Umdrehungen - 21.03.2016: Kalibrierung mit 4000 Umdrehungen - 26.07.2016: Kalibrierung mit 8000 Umdrehungen - 03.08.2016: Kalibrierung mit 3000 Umdrehungen | Bestrahlte Dosis: → 60,7 mGy → 137,96 mGy → 273,52 mGy → 102,59 mGy |

Anknüpfend an die Kalibrierung wurde für jeden einzelnen TLD ein Kalibrierfaktor berechnet, um damit die aufgenommene Strahlungsmenge des jeweiligen TLDs bestimmen zu können.

Unterdessen wurden die TLDs 2000 bis 3000 Mal von der Strontium-Quelle bestrahlt und anschließend ausgewertet. Die Resultate der jeweiligen Kalibrierungen können obiger Tabelle entnommen werden.

Die aufgelisteten Kalibriermessungen wurden im Vorfeld zur ersten Messung und zwischen den einzelnen Messaufnahmen durchgeführt.

3.3 Das *Alderson-Rando-Phantom*

Die Messung der Strahlenbelastung, die durch die Fernröntgenseitaufnahme verursacht wird, erfolgte unter Zuhilfenahme eines *Alderson-Rando-Phantoms*.

Die im Kapitel 2.4 eingefügte Abbildung 2.6 stellt den in dieser Studie verwendeten Torso dar, vorhergehenden Untersuchungen zufolge ein weibliches Skelett (Nippe, 2017).

Anhand einer Röntgen-Übersichtsaufnahme (OPG) wurde das Alter des Skeletts zum Todeszeitpunkt auf circa 20 Jahre geschätzt, zumal die apikale Wurzelbildung des Zahnes 18 sowie die Ausbildung des Restgebisses darauf schließen lassen (Nippe, 2017).

Bei dem verwendeten *Alderson-Rando-Phantom* handelt es sich um ein in eine Isocyanat-Gummimasse eingebettetes Skelett; die die Knochen umgebende Masse ist diesem so angepasst, dass sie bezüglich ihrer Dichte röntgenologisch betrachtet, in etwa dem menschlichen Körper entspricht.

Dieser Umstand wurde mit Hilfe einer existenten CT-Aufnahme, die im Rahmen einer vorhergehenden Versuchsreihe mit dem *Alderson-Rando-Phantom* gemacht wurde, ein weiteres Mal überprüft.

Obgleich diese Studie vornehmlich auf die Strahlenbelastung des Kopf-Hals-Bereiches -einschließlich der Schilddrüse- fokussiert ist, wurde bei den jeweiligen Messungen der gesamte Torso verwendet.

Zusätzlich wollten wir prüfen, ob umliegende Strukturen und Gewebe, speziell die *Mammae* oder das *Sternum*, im Rahmen einer FRS-Aufnahme einer messbaren Streustrahlung ausgesetzt werden.

Eine genaue Positionierung der verwendeten TLDs wird im nachfolgenden Kapitel genauer spezifiziert.

Das *Alderson-Rando-Phantom* wurde für alle Messaufnahmen und Versuchsdurchführungen rutschfest und ortsstabil auf einer dem jeweiligen Gerät angepassten Werkbank positioniert.

3.4 Die Röntgengeräte

3.4.1 Sirona Orthophos XG^{Plus}

Das Orthophos XG^{Plus} der Firma Sirona ist ein digitales Röntgengerät, welches Panoramascichtaufnahmen und FRS ermöglicht. Die Untereinstellungen "QUICK ON" und "QUICK OFF" legen fest, ob eine Aufnahme im Schnellumlauf geschossen werden soll oder nicht. Im FRS- Modul bedeutet das 9 oder 14,9 Sekunden Scanzeit.

Dieses Gerät erlaubt die Wahl zwischen verschiedenen Panoramaprogrammen: dem als P1 bezeichnetem Programm, welches den Komplettumlauf beinhaltet, sowie dem Programm P2, das einen reduzierten Umlauf ohne Kiefergelenke bietet, sowie vielen anderen. Ferner kann am Orthophos das Programm C3F für die Fernröntgenseitaufnahme angewählt werden.

In dieser Studie wurden Fernröntgenseitaufnahmen des *Alderson-Rando-Phantoms* mit folgender Einstellung geschossen: Programm mit C3F, mit einer Umlaufzeit von 14,9 Sekunden (entsprechend der "QUICK OFF" Einstellung), 73 kV und 15 mA.

Damit eine ausreichende Dosis nachgewiesen werden konnte, wurden zu jedem Versuchsaufbau am Orthophos 30 Expositionen durchgeführt.



Abb. 3.1 Orthophos XG^{Plus} der Firma Sirona



Abb. 3.2 Gewählte Einstellungen am Orthophos für die FRS Aufnahmen

3.4.2 Morita Veraviewepocs 3D F40, JAPAN

Bei dem Veraviewepocs 3D F40 der Firma Morita handelt es sich um ein hochauflösendes 3D-Röntgengerät, das nicht nur Panoramaschichtaufnahmen ermöglicht, sondern auch für kleinvolumige DVT-Untersuchungen (Herstellerangaben zum Raumzylinder: Durchmesser etwa 4 cm; Höhe 4 cm bzw. 8 cm) sowie für *cephalometrische* Aufnahmen genutzt werden kann.

Aufgrund einer Aufnahmegeschwindigkeit von 4,9 Sekunden pro FRS und einer Bildverarbeitungszeit von 20 Sekunden kann die Aufnahme innerhalb kürzester Zeit abgeschlossen werden.

Die Firma Morita wirbt zusätzlich mit dem Argument, dass die Strahlenbelastung im Vergleich zum konventionellen Röntgensystem (Vergleich mit Veraviewepocs-System auf Filmbasis) nur ein Zehntel der üblichen Dosierung beträgt.

In dieser Studie wurden am *Alderson-Rando-Phantom* je Versuchsaufbau 30 Aufnahmen sowohl mit Thyroidabschirmung als auch ohne Thyroidschutz, mit einem Dosisflächenprodukt von durchschnittlich $15,9 \text{ mGcm}^2$, 90 kV und 8,7 mA, einer aktivierten Hinterhauptblende und der Einstellung "Comp ON" geröntgt.



Abb. 3.3 Das Veraviewepocs 3D F40 der Firma Morita

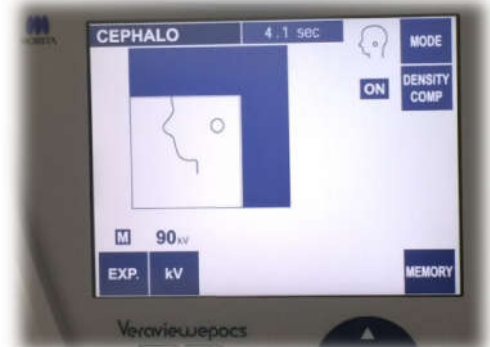


Abb. 3.4 Die am "Morita" gewählten Einstellungen zur FRS

3.4.3 Siemens Multigraph

Beim Siemens Multigraph handelt es sich um ein Röntgengerät, welches für die konventionelle Röntgenaufnahmen, die trotz neuerer Verfahren wie Computertomografie (CT), DVT, Ultraschall und Magnetresonanztomografie (MRT) nach wie vor eine wichtige Technik zur Diagnose verschiedener Erkrankungen darstellt.

Das Aufnahmesystem setzt sich aus der Röntgenröhre, einer Kassette mit Sensorfolie, dem Generator und Zubehör zusammen; bei dem in dieser Studie verwendeten

Siemens Multigraph für Fernröntgenseitaufnahmen beträgt der Fokus-Detektor-Abstand vier Meter.

Die Röntgenstrahlen werden beim Röntgen in einer sogenannten Röntgenröhre erzeugt und dringen bei der Aufnahme durch den zu untersuchenden Körperteil.

Die Dichte und Zusammensetzung des bestrahlten Gewebes bestimmt, inwieweit die Strahlen dabei absorbiert werden, das heißt, die Röntgenstrahlen durchdringen das Gewebe unterschiedlich stark. Die Strahlen, welche folglich vom Gewebe nicht absorbiert werden, erzeugen das Röntgenbild (Fuhrmann, 2013).

Die digitale Lumineszenzradiografie bietet schnelle, hochaufgelöste Bilder und ist relativ preiswert. Die Exposition dauert nur einen Sekundenbruchteil, daher besteht wenig Risiko für Bewegungsartefakte (U. Wahlmann, Ruppenthal, & Doll, 1992). Normalerweise dauert eine solche Röntgenuntersuchung weniger als 5–10 Minuten und erfordert keine spezielle Vorbereitung des Patienten; die MTRA legt in der Regel den Fokus-Detektor-Abstand auf vier Meter fest und bringt bei der FRS die im Strahlengang befindliche Kupferblende so in Position, dass die Strahlung den Gesichtschädel ungefiltert trifft, aber im Bereich der Weichteile (Profil!) abgeschwächt wird.

In dieser Studie werden Fernröntgenseitaufnahmen mit folgender Einstellung geschossen: Programm "FRS Kind", 70 kV und 71 mAs.

Um eine ausreichende Dosis nachzuweisen, wird sowohl mit als auch ohne Thyroidabschirmung je 30 Mal exponiert.



Abb. 3.5 und 3.6 Der Siemens Multigraph mit Cephalostat

3.5 Die Platzierung der TLDs und die einzelnen Messungen

Veranschaulicht in der nachfolgenden Illustration, werden in den einzelnen *Rando Levels* an festgelegten Stellen Markierungen um die jeweiligen Bohrungen angebracht, in welche anschließend die TLDs appliziert werden.

Die für die TLDs vorgesehenen Bohrungen entsprechen der Standardgröße und haben einen Durchmesser von 1,2 Millimetern und eine Tiefe von circa zwei Zentimetern.

Das *Alderson-Rando-Phantom* besteht aus insgesamt 31 Levels, jede einzelne Schicht weist eine Dicke von 2,54 cm auf.

Für die einzelnen Messaufnahmen wird das Phantom an den jeweils gleichen, vorher definierten Stellen mit TLDs beschickt, um die Ortsdosis, die bestimmte Gewebe des Körpers erreicht, ermitteln zu können.

Die Platzierung der TLDs während der ersten Messreihe erfolgt bis einschließlich Rando-Level 15.

Nachfolgende Tabelle beinhaltet eine genaue Positionierung der im Rahmen der ersten Messung verwendeten 42 TLDs, die in die markierten Bohrungen der einzelnen Level platziert werden; da insgesamt pro Messreihe 50 TLDs zur Verfügung stehen, werden die verbleibenden acht TLDs als Referenz-TLDs benutzt.

Angelehnt an die Arbeitsgruppen von Ludlow, Roberts und Rottke, werden die verwendeten Messpunkte und Materialien für diese Studie ausgewählt und am Phantom festgelegt (Ludlow, Davies-Ludlow, Brooks, & Howerton, 2006), (Roberts, Drage, Davies, & Thomas, 2009), (Rottke, Patzelt, Poxleitner, & Schulze, 2013), während in dieser Messung zur Überprüfung einer eventuell auftretenden Streustrahlung an den *Mammae* und am *Sternum* eine zusätzliche Platzierung von TLDs in den Rando Leveln 10, 14 und 15 festgelegt wurde.

Zusätzlich sei erwähnt, dass die TLDs der Augenlinsen (TLD 8 und TLD 9) analog der Untersuchung von Nippe nicht auf der Phantomoberfläche, sondern in eigens präparierten Bohrungen- direkt am Ort der vermuteten Linse- platziert werden (Nippe, 2017).

Nachfolgend eine Auflistung der Positionierung der TLDs im Rahmen der ersten Messung (Tabelle 2).

Tabelle 2: Positionierung der TLDs

| TLD- Nr. | Lokalisation im Phantom | Rando- Level |
|-----------------|--------------------------------|---------------------|
| 1 | Calvarium anterior | 2 |
| 2 | Calvarium links | 2 |
| 3 | Mitte Gehirn | 2 |
| 4 | Calvarium posterior | 2 |
| 5 | Rechte Orbita | 4 |
| 6 | Linke Orbita | 4 |
| 7 | Hypophyse | 3 |
| 8 | Linse rechts | 3 |
| 9 | Linse links | 3 |
| 10 | Wange rechts (außen) | 5 |
| 11 | Spinalkanal | 6 |
| 12 | Gl. Parotis rechts | 6 |
| 13 | Gl. Parotis links | 6 |
| 14 | Ramus links | 6 |
| 15 | Ramus rechts | 6 |
| 16 | Gl. Submandibularis rechts | 7 |
| 17 | Gl. Submandibularis links | 7 |
| 18 | Gl. Sublingualis Mitte | 7 |
| 19 | Corpus mandibulae rechts | 7 |
| 20 | Corpus mandibulae links | 7 |
| 21 | Nacken links | 7 |
| 22 | Gl. Thyroidea links (außen) | 8 |
| 23 | Gl. Thyroidea Mitte | 8 |
| 24 | Linke Mamma innen Mitte | 14 |
| 25 | Oesophagus | 8 |
| 26 | Nacken rechts | 7 |
| 27 | Linke Mamma innen links oben | 14 |
| 28 | Linke Mamma innen links mittig | 15 |
| 29 | Linke Mamma innen links unten | 15 |
| 30 | Linke Mamma außen oben | 14 |
| 31 | Linke Mamma außen mittig | 14 |
| 32 | Linke Mamma außen unten | 15 |
| 33 | Trachea links | 10 |
| 34 | Sternum links vor der Trachea | 10 |
| 35 | Sternum mittig vor der Trachea | 10 |
| 36 | Sternum mittig anterior | 10 |
| 37 | Sternum links vor der Trachea | 11 |
| 38 | Sternum mittig anterior | 11 |
| 39 | Sternum posterior | 12 |
| 40 | Sternum anterior | 12 |
| 41 | Sternum mittig | 12 |
| 42 | Sternum mittig | 13 |

Nach Platzierung der 42 TLDs im *Alderson-Rando-Phantom* und der idealen Positionierung des Phantoms im Sirona Orthophos XG^{Plus} Röntgengerät folgt eine Reihe von 21 FRS-Aufnahmen ohne Thyroidabschirmung, wobei mit dem dafür eingestellten C3F-Programm, das eine Umlaufzeit von 14,9 Sekunden aufweist, bei 73 kV und mit 15 mA "geschossen" wird.

Eine modifizierte Platzierung der TLDs, angelehnt an die entsprechende Veröffentlichung von Patcas et al., wird nach Auswertung der ersten Messung festgelegt (Patcas et al., 2012).

Zusätzlich zu den in dieser Publikation definierten 19 Positionen der TLDs im Phantom werden zwei weitere TLDs in den *Mammæ* und drei weitere auf Höhe des *Sternums* positioniert.

Die nachfolgende Tabelle (Tab.3) beinhaltet eine genaue Positionierung der im Rahmen der anschließenden zehn Messungen verwendeten 24 TLDs; zur besseren Unterscheidung zu den Markierungen der ersten Messaufnahmen wurden die Bohrungen der einzelnen Level zusätzlich mit einem gelben Punkt gekennzeichnet.

Da pro Messreihe 50 TLDs zur Verfügung standen, jedoch nur 24 TLDs eingebaut werden, wird pro Messreihe ein TLD als Referenz-TLD verwendet, sodass für eine Messung exakt 25 TLDs eingesetzt werden und an einem Versuchstag zwei unterschiedliche Messungen durchgeführt werden können.

Unter den gleichen Bedingungen der ersten Messung werden mit den eingesetzten TLDs 1 bis 24 insgesamt 30 Aufnahmen ohne Thyroidabschirmung am Orthophos belichtet, auch hier wird TLD 25 als Referenz-TLD nicht in das Phantom eingebaut wird.

Um die Genauigkeit der Messungen zu gewährleisten, wird laufend darauf geachtet, das *Alderson-Rando-Phantom* in der identischen Position im Gerät zu positionieren und die Einstellung C3F mit der Umlaufzeit von 14,9 Sekunden und den eingestellten 73 kV sowie 15 mA nicht zu verändern.

Tabelle 3: Definitive Positionierung der TLDs im Phantom

| TLD - Nummer | Position | Rando Level |
|---------------------|-------------------------------|--------------------|
| 1 / 26 | Thyroid rechts | 9 |
| 2/ 27 | Thyroid links | 9 |
| 3 / 28 | Wirbelsäule rechts | 7 |
| 4/ 29 | Wirbelsäule links | 7 |
| 5 / 30 | Gl. sublingualis | 7 |
| 6/ 31 | Spinalkanal | 6 |
| 7/ 32 | Gl. submandibularis rechts | 6 |
| 8/ 33 | Gl. submandibularis links | 6 |
| 9/ 34 | Sinus maxillaris rechts | 5 |
| 10/ 35 | Sinus maxillaris links | 5 |
| 11/ 36 | Parotis rechts | 5 |
| 12/ 37 | Parotis links | 5 |
| 13/ 38 | Hypophyse | 3 |
| 14/ 39 | Linse rechts | 3 |
| 15/ 50 | Linse links | 3 |
| 16/ 41 | Kopf rechts | 2 |
| 17/ 42 | Kopf links | 2 |
| 18/ 43 | Kopf anterior | 1 |
| 19/ 44 | Kopf posterior | 1 |
| 20/ 45 | Mammae außen oben | 14 |
| 21/ 46 | Mammae innen links oben | 14 |
| 22/ 47 | Sternum mittig vor Trachea | 10 |
| 23/ 48 | Sternum mittig anterior | 11 |
| 24/ 49 | Sternum anterior | 12 |
| 25 | Referenz TLD | |

Im Anschluss an die 30 Aufnahmen ohne Thyroidabschirmung wird das *Alderson-Rando-Phantom* am gleichen Versuchstag mit 24 weiteren TLDs bestückt (TLD 26-49; TLD 50 bleibt als Referenz unbestrahlt), wobei die darauffolgenden 30 Aufnahmen im Unterschied zu der vorhergehenden Messung mit Thyroidabschirmung geschossen wurden.

Die Thyroidabschirmung dieser Messreihe ist eine blaue "Halskrause", die einen Bleigleichwert von 0,5 mm Pb aufweist; gemäß der Anweisung der leitenden MTRA wird diese dem Phantom angelegt, welches dann erneut im Orthophos positioniert wird.

Im Anschluss an die 60 Aufnahmen am Orthophos mit insgesamt 50 (48) TLDs werden diese im *HARSHAW- Auslesegerät* jeweils zweimal gelesen, anschließend ausgewertet und die Dosis in [mGy] bestimmt.

Um zu überprüfen, ob während der Messungen ein TLD fehlerhaft geworden ist, sowie zur Abschätzung der Streu- bzw. Hintergrundstrahlung wird der Auslesevorgang für jeden TLD wiederholt durchgeführt.

Nach abgeschlossener Auswertung und Sicherung der Ergebnisse werden die 50 TLDs in dem dafür vorgesehenen Ofen für mehrere Stunden ausgeglüht.

Am dritten Versuchstag wird das *Alderson-Rando-Phantom* im Anschluss an die 60 Aufnahmen im Orthophos erneut mit 24 "ausgeglühten" TLDs bestückt (TLD 25 wird analog der vorhergehenden Messung als Referenz nicht ins Phantom eingebaut) und in dem DVT-Gerät Morita Veraviewepocs platziert.

Mit einem Dosisflächenprodukt (DFP) von durchschnittlich $15,9 \text{ mGycm}^2$, 90 kV und 8,7 mA, einer aktivierten Hinterhauptblende und der Einstellung "Comp ON" werden insgesamt 30 Aufnahmen ohne Thyroidabschirmung ausgelöst.

Nachdem im Anschluss an die Aufnahmen am Veraviewepocs die ersten 24 TLDs herausgenommen und die TLDs 26-49 im *Alderson-Rando-Phantom* eingebaut worden sind (TLD 50 als Referenz nicht) wird das Phantom im Siemens Multigraph Röntgengerät in die richtige Position gebracht. Dies geschieht unter Mithilfe der leitenden MTRA, die das *Alderson-Rando-Phantom* ordnungsgemäß platziert und den Detektor, der sich in einem Abstand von vier Metern zum Fokus befindet, sowie die dazugehörige Kupferblende einer FRS entsprechend einstellt.

Ohne Thyroidabschirmung und mit dem eingestellten Programm "FRS Kind", 70 kV und 71 mAs wird insgesamt 30 Mal mit der Einstellung für eine Speicherfolie ausgelöst.

Es sei indes angemerkt, dass die Speicherfolie nach der ersten Exposition entwickelt wird, um die Einstellung und Positionierung zu überprüfen und ein akkurates FRS zu verifizieren; anschließend wird die Aufnahme alsdann 29 Mal, mit immer der gleichen Einstellung wiederholt.

Entsprechend der ersten beiden Versuchstagen werden die TLDs auch nach dem dritten Tag im *HARSHAW*-Auslesegerät ausgewertet und im Anschluss über Nacht ausgeglüht, um dann ein zweites Mal über mehrere Tage im Kalibrier-Gerät kalibriert werden zu können.

Nachdem die Kalibrierung zweimal im *HARSHAW-Auslesegerät* erfolgt ist, werden die TLDs über Nacht erneut ausgeglüht und für die nächsten Messaufnahmen vorbereitet.

Am vierten Versuchstag wird das *Alderson-Rando-Phantom* erneut mit 24 "ausgeglühten" und kalibrierten TLDs bestückt (TLD 1-24; TLD 25 wieder als Referenz nicht eingebaut) und erneut im Sirona Orthophos XG^{Plus} rutschfest und ortsstabil, analog zu den ersten beiden Versuchstagen, platziert.

Nach Anlegen des durch die MKG-Abteilung des Klinikums angeschafften "*CTP-Thyroidschutzes*" (*CTP*="cephalographic thyroid protector") folgt eine Reihe von 30 FRS-Aufnahmen, wobei mit dem dafür eingestellten C3F-Programm, das eine Umlaufzeit von 14,9 Sekunden aufweist, bei 73 kV und mit 15 mA geröntgt wurde.

Nachdem die ersten 24 TLDs im Anschluss, herausgenommen und die TLDs 26-49 im *Alderson-Rando-Phantom* (TLD 50 nicht, siehe oben) eingebaut worden sind, wird das Phantom im DVT-Gerät Morita Veraviewepocs positioniert.

Erneut werden mit einem Dosisflächenprodukt von 15,9 mGycm², 90 kV und 8,7 mA, einer aktivierten Hinterhauptblende und der Einstellung "Comp ON" insgesamt 30 Aufnahmen mit Thyroidabschirmung exponiert.

Die Thyroidabschirmung dieser Messreihe ist erneut die blaue "Halskrause", die einen Bleigleichwert von 0,5 mm Pb aufweist und dem Phantom gemäß der Anweisung der leitenden MTRA angelegt wurde.

Da der *CTP* lediglich für eine von rechts kommende Strahlung genormt ist, beim Veraviewepocs die Strahlung jedoch von der linken Seite kommt, kann mit dem verfügbaren *CTP* an diesem Gerät nicht geröntgt werden.

Dem vierten Versuchstag folgt erneut das Auslesen der TLDs im *HARSHAW-Auslesegerät* und anschließend das Ausglühen der TLDs über Nacht.

Am fünften Versuchstag wird das *Alderson-Rando-Phantom* erneut mit 24 "ausgeglühten" TLDs bestückt (TLD 1-24; TLD 25 als Referenz) und analog dem dritten Versuchstag im *Cephalostaten* des Multigraphen positioniert, wobei der Fokus-Detektor-Abstand wieder vier Meter beträgt und die Kupferblende erneut von der leitenden MTRA exakt eingestellt wird.

Nach Anlegen des "*CTP-Thyroidschutzes*" folgt eine Reihe von 30 FRS-Aufnahmen; mit dem eingestellten Programm "FRS Kind", bei 70 kV und 71 mAs wird insgesamt 30 Mal belichtet.

Gemäß der ersten Messung an diesem Gerät wird auch bei diesen Aufnahmen die Folie nach der ersten Exposition ausgelesen, um die Einstellung und Positionierung zu überprüfen und eine akkurate Einstellung zu verifizieren; anschließend wird das Phantom weitere 29 Mal, mit der gleichen Einstellung geröntgt.

Nachdem im Anschluss an die Aufnahmen mit dem CTP-Thyroidschutz am Multigraph die ersten 24 TLDs herausgenommen und die TLDs 26-49 im *Alderson-Rando-Phantom* (TLD 50 als Referenz nicht) eingebaut worden sind, wird das Phantom wiederholt im Multigraph in die richtige Position gebracht.

Es folgen weitere 30 Aufnahmen mit dem gleichen Programm wie beim zuvor beschriebenen Versuchsaufbau, allerdings diesmal ohne Thyroidabschirmung.

Diese Messreihe wird als Kontrollmessung durchgeführt und zur Verifizierung der Messergebnisse durch den Vergleich des dritten und fünften Versuchstages, an welchen jeweils ohne Thyroidschutz und unter den gleichen Bedingungen am Multigraph gemessen wird.

Entsprechend den vorhergehenden Messungen werden die TLDs auch nach dem fünften Tag im *HARSHAW-Gerät* ausgelesen und im Anschluss über Nacht ausgeglüht, um dann ein drittes Mal über mehrere Tage im Kalibrier-Gerät kalibriert werden zu können.

Nachdem die Kalibrierung zweimal im *HARSHAW-Gerät* abgelaufen ist, werden die TLDs über Nacht erneut ausgeglüht und für die nächsten Messaufnahmen präpariert.

Nach sorgfältiger Auswertung der bisherigen Messergebnisse stellt sich heraus, dass der zur Verfügung gestellte *CTP-Thyroidschutz* bei den Messungen am Orthophos und dem Multigraph uneffektiv angelegt worden war und die Schilddrüse (bzw. der dort positionierte TLD) in beiden Fällen nicht exakt abgeschirmt hatte.

Anschließend an einen Versuch, in dem ein dünnes Stück Draht in die für die Schilddrüse gekennzeichneten Bohrungen platziert und mit einem C-Bogen durchleuchtet worden ist, konnte die Positionierung des *CTPs* am *Alderson-Rando-Phantom* und korrigiert und festgelegt werden.

Am sechsten Versuchstag wird das *Alderson-Rando-Phantom* erneut mit 24 "ausgeglühten" und neu kalibrierten TLDs bestückt und wieder im Orthophos rutschfest und ortsstabil, entsprechend der vorhergehenden Versuchstage platziert.

Nach korrektem Anlegen des "CTP-Thyroidschutzes" folgte eine Reihe von 30 FRS-Aufnahmen, wobei auch mit dem dafür eingestellten C3F-Programm, das eine Umlaufzeit von 14,9 Sekunden aufweist, bei 73 kV und mit 15 mA geröntgt wird.

Nachdem im Anschluss an die Aufnahmen mit dem korrekt angelegten "CTP-Thyroidschutz" am Orthophos die ersten 24 TLDs entnommen und die TLDs 26-49 im Phantom eingebaut worden sind, wird diese erneut im Multigraph in die richtige Position gebracht.

Dies geschieht mit Hilfe der leitenden MTRA, die das *Alderson-Rando-Phantom* ordnungsgemäß platziert und den Detektor, sowie die dazugehörige Kupferblende (Weichteilfilter) einer FRS- Aufnahme entsprechend einstellt.

Mit dem Programm "FRS Kind", 70 kV und 71 mAs wird erneut insgesamt 30 Mal exponiert.

Auch bei dieser Messreihe wird die Speicherfolie nach dem ersten Röntgenbild entwickelt, um die Einstellung und Positionierung zu überprüfen und ein akkurates FRS zu verifizieren; alsdann wird 29 Mal ohne Pause, mit immer der gleichen Programmierung ausgelöst.

Dem sechsten Versuchstag folgt erneut das Messen der TLDs im *HARSHAW-Auslesegerät* und anschließend das Ausglühen der TLDs über Nacht, um dann ein viertes Mal bei einer Dauer von mehreren Tage im Kalibrier-Gerät kalibriert werden zu können.

Nachdem die Kalibrierung zweimal im *HARSHAW-Auslesegerät* abgelaufen ist, werden die TLDs über Nacht erneut ausgeglüht.



Abb. 3.7 sowie **Abb. 3.8**: Die mittels C-Bogen geschossenen Aufnahmen zur Ermittlung der Lage des für die Schilddrüse eingebauten TLDS.



Abb3.9: Das HARSHAW-Kalibriergerät

3.6 Die Berechnungen der effektiven Dosis

Folgende Tabelle beinhaltet eine Reihe von Richtwerten, die annäherungsweise beschreiben, inwieweit sich ein bestimmter Körperabschnitt innerhalb des Strahlenfeldes befindet.

In Anlehnung an verfügbare Literatur (Patcas et al., 2012) wurden die angegebenen Werte für die Berechnung dieser Studie herangezogen.

Genauso korrespondieren die TLDs in gezeigter Tabelle mit den in der Studie verwendeten TLD- Platzierungen (Patcas et al., 2012).

Tabelle 4: Die in der Studie verwendeten TLD- Platzierungen

| Gewebe | Von ICRP-gekennzeichnetes Organ | Anteil des gesamten Organs, welches bestrahlt wird (%) | Korrespondierende TLD- Nr. | Bestrahlter Anteil (%) |
|--------------------------|---------------------------------|--|----------------------------|------------------------|
| Knochenmark | Unterkiefer | 1,30 | 7 und 8 | 16,5 |
| | Schädelknochen | 11,80 | 16, 17,18 und 19 | |
| | Wirbelsäule | 3,40 | 3, 4 und 6 | |
| Ösophagus | Ösophagus | 10,00 | 1 und 2 | 10,0 |
| Thyroid | Thyroid | 100,00 | 1 und 2 | 100,0 |
| Knochenoberfläche | Unterkiefer | 1,30 | 7 und 8 | |
| | Calvarium | 11,80 | 16,17,18 und 19 | |
| | Wirbelsäule | 3,40 | 3,4 und 6 | |
| Kopf | Kopf | 100,00 | 13,16,17,18 und 19 | 100,0 |
| Speicheldrüsen | Gl. Parotis | 33,00 | 11 und 12 | |
| | Gl. Submand. | 33,00 | 7 und 8 | |
| | Gl. Sublingualis | 33,00 | 5 | |
| Haut | Haut | 5,0 | 11,12 ,14 und 15 | 5,0 |
| Muskel | Muskel | 5,0 | 1-8 und 11-13 | 5,0 |
| Restliches Gewebe | Lymphknoten | 5,0 | 1-8 und 11-12 | |
| | Extrathorakale Atemwege | 100,00 | 1-8 und 11-14 | |
| | Orale Schleimhaut/ Mukosa | 100,00 | 1-8 und 11-15 | |

Um die effektive Dosis im Anschluss an die Messreihe zu ermitteln, werden die ermittelten Ortsdosen der einzelnen TLDs in die korrespondierenden Organdosen umgerechnet. Eine genauere Definition zur effektiven Dosis liefert der Literaturteil.

Die in Gray angegebenen Dosiswerte können aufgrund der Tatsache, dass der zu Umrechnungszwecken benötigte Qualitätsfaktor für Photonen (Röntgenstrahlung) mit eins angenommen wird, direkt in Sievert übernommen werden.

Des Weiteren werden in der Tabelle die für die jeweiligen Organe angegebenen prozentualen Anteile bezogen auf die benutzten Strahlenfelder angezeigt.

Diese Angaben sind von großem Nutzen, zumal sie veranschaulichen, inwieweit beispielsweise die Schilddrüse oder das Gesamtorgan "*Knochenmark*" belastet wird.

Durch einzelne Berechnungen und unter Zuhilfenahme der *ICRP*-Vorgaben -sowohl von 1990 als auch von 2007- wird im Anschluss an die Messungen die für jedes Organ entsprechende effektive Dosis sowohl in Prozentangaben als auch in μSv berechnet. Die entsprechenden *ICRP*-Werte können nachfolgender Tabelle entnommen werden; ferner wird auf die genaue Bedeutung dieser *ICRP*-Tabelle im Literaturteil eingegangen.

Tabelle 5: ICRP- Vorgaben von 1990 und 2007 (ICRP, 2007)

| Gewebe | ICRP 1990 P60 w(T) | ICRP P103 2007 w(T) |
|-------------------|----------------------|---------------------|
| Knochenmark | 0,12 | 0,12 |
| Brust | 0,05 | 0,12 |
| Colon | 0,12 | 0,12 |
| Lunge | 0,12 | 0,12 |
| Magen | 0,12 | 0,12 |
| Harnblase | 0,05 | 0,04 |
| Oesophagus | 0,05 | 0,04 |
| Gonaden | 0,2 | 0,08 |
| Leber | 0,05 | 0,04 |
| Gl. Thyroidea | 0,05 | 0,04 |
| Knochenoberfläche | 0,01 | 0,01 |
| Gehirn | (unter rest. Gewebe) | 0,01 |
| Nieren | - | 0,01 |
| Speicheldrüsen | - | 0,01 |
| Haut | 0,01 | 0,01 |
| Restliche Gewebe | 0,05 | 0,12 |

Eine differenzierte Auswertung sowie die detaillierte Auflistung der Messergebnisse werden im nachfolgenden Kapitel ausführlich behandelt.

Die Ergebnisse der oben beschriebenen Messungen werden folgenderweise ausgewertet:

Aus den Werten für die Energiedosis werden über den jeweiligen Gewebeanteil und die absorbierte Dosis die Äquivalenzdosen berechnet:

$$\text{Äquivalenzdosis} = \frac{\text{Gewebeanteil}}{100} \times D_{\text{absorbiert}} \times Q \times 1000 \mu\text{Sv}$$

Dabei ist Q der Strahlenqualitätsfaktor. Für Photonen ist dieser immer 1.

Durch Multiplikation mit dem Gewebewichtungsfaktoren erhält man die effektive Organdosis:

$$\text{Effektive Organdosis} = TWF \times \text{Ä}$$

Die effektive Organdosis der Schilddrüse wird sowohl in μSv als auch prozentual von der Gesamtdosis des durchgeführten Versuchs, in der Tabelle aufgeführt.

Eine übersichtliche Darstellung der Berechnungen wird mittels der Tabelle 7.2.10 im Anhang aufgeführt.

4 Die Messergebnisse

Auf den folgenden Seiten werden die Messergebnisse dargestellt.

Anhand der vorangegangenen Berechnungen werden dabei die Gewebewichtungsfaktoren der *ICRP* sowohl von 2007 als auch von 1990 berücksichtigt, sowie die daraus resultierenden effektiven Dosen nebeneinander dargestellt.

Die aufgeführten Diagramme, die sich zum einen auf die effektive Dosis beziehen, zum anderen auf die Organdosis der Schilddrüse, werden zur besseren Darstellung und Einordnung der einzelnen Messungen erstellt.

Bei den vorliegenden Messungen an den zahnmedizinischen Geräten weist die rechte Seite, die dem Fokus zugewandt ist, höhere Dosiswerte auf als die linke. Eine Ausnahme bildet dabei das Veraviewepocs, bei dem die linke Seite zum Fokus zeigt.

4.1 Orthophos XG^{Plus} Sirona

4.1.1 Ohne Thyroidabschirmung

Bei der 1. Messung am 14.03.2016 am Orthophos, bei der die TLDs in Anlehnung an die Publikation von Patcas et al. platziert worden sind, wurde 30 Mal ohne Thyroidabschirmung ausgelöst.

Die Ergebnisse in mGy liefert nachfolgende Tabelle 6. Die grün hinterlegten Zahlen sind die Nummern der in dieser Messung verwendeten TLDs.

Der genaue Versuchsaufbau und die errechnete effektive Dosis (bezogen auf den ICRP-Wert von 1990 und 2007) in μSv sowie das FRS werden in den Abbildungen 4.1.1, 4.1.2 und 4.1.3 dargestellt.

Tabelle 6: Messwerte vom Orthophos (73 kV; 224 mAs) ohne Schutz [mGy]

| TLD Nummer | Position | ohne Schutz [mGy] für 30 Aufnahmen | |
|---------------|-------------------------------|---|--------------|
| | | | pro Aufnahme |
| 1 | 26 Thyroid rechts | 3,25 | 0,11 |
| 2 | 27 Thyroid links | 1,67 | 0,06 |
| 3 | 28 Wirbelsäule rechts | 1,76 | 0,06 |
| 4 | 29 Wirbelsäule links | 0,91 | 0,03 |
| 5 | 30 Gl. Sublingualis | 2,21 | 0,07 |
| 6 | 31 Spinalkanal | 1,25 | 0,04 |
| 7 | 32 Gl. Submandibularis rechts | 4,10 | 0,14 |
| 8 | 33 Gl. Submandibularis links | 0,68 | 0,02 |
| 9 | 34 Sinus maxillaris rechts | 2,57 | 0,09 |
| 10 | 35 Sinus maxillaris links | 0,44 | 0,01 |
| 11 | 36 Parotis rechts | 2,63 | 0,09 |
| 12 | 37 Parotis links | 0,39 | 0,01 |
| 13 | 38 Hypophyse | 0,91 | 0,03 |
| 14 | 39 Linse rechts | 3,06 | 0,10 |
| 15 | 40 Linse links | 0,73 | 0,02 |
| 16 | 41 Kopf rechts | 1,00 | 0,03 |
| 17 | 42 Kopf links | 0,47 | 0,02 |
| 18 | 43 Kopf anterior | 0,08 | 0,00 |
| 19 | 44 Kopf posterior | 0,10 | 0,00 |
| 20 | 45 Mammae außen oben | 0,65 | 0,02 |
| 21 | 46 Mammae innen links oben | 0,53 | 0,02 |
| 22 | 47 Sternum mittig vor Trachea | 0,56 | 0,02 |
| 23 | 48 Sternum mittig anterior | 0,36 | 0,01 |
| 24 | 49 Sternum anterior | 0,35 | 0,01 |
| 25 | 50 Referenz | -0,02 | 0,00 |
| | Gesamtdosis: | 30,64 | 1,02 |

| Gewebe | ICRP 1990 [μSv] | ICRP 1990 (%) | ICRP 2007 [μSv] | ICRP 2007 (%) |
|-------------------|------------------------------|---------------|------------------------------|---------------|
| Knochenmark | 0,79 | 13,52 | 0,79 | 13,67 |
| Thyroid | 4,50 | 77,05 | 3,60 | 62,28 |
| Ösophagus | 0,45 | 7,71 | 0,36 | 6,23 |
| Knochenoberfläche | 0,07 | 1,20 | 0,07 | 1,21 |
| Speicheldrüsen | - | - | 0,70 | 12,11 |
| Haut | 0,03 | 0,51 | 0,03 | 0,52 |
| Kopf | - | - | 0,20 | 3,46 |
| Muskel | - | - | 0,03 | 0,52 |
| Restl. Gewebe | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Gesamtdosis: | 5,84 | | 5,78 | |

Sirona Orthophos XG Plus - ohne Schutz

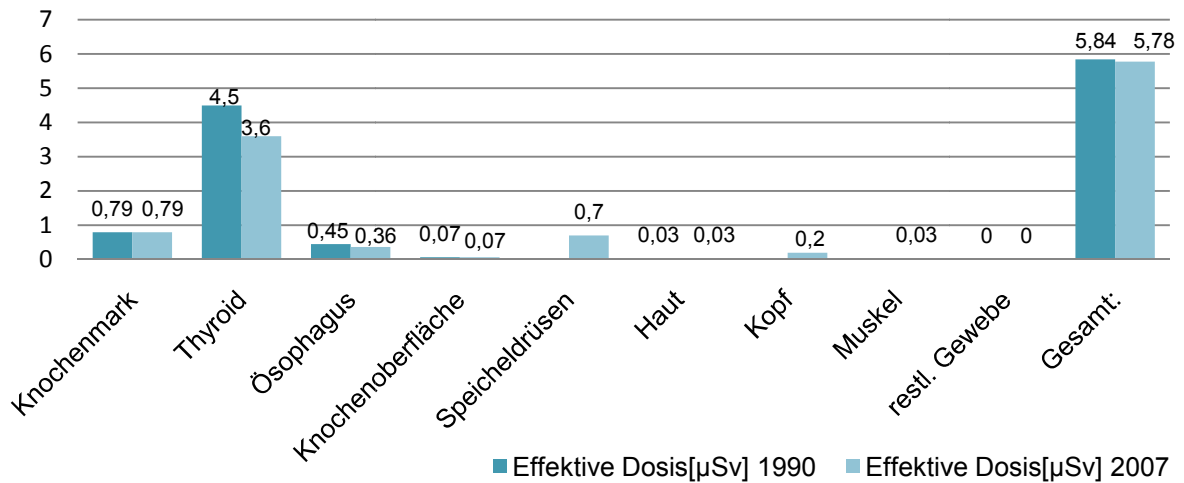


Abb. 4.1.1 Effektive Dosis der 1. Messung am Orthophos in [μSv] und (%) bezogen auf die einzelnen Gewebe

Abb. 4.1.2 Platzierung des Alderson-Rando-Phantoms im Orthophos bei der 1. Messung ohne Thyroidabschirmung



Abb. 4.1.3 FRS-Aufnahme der 1. Messung am Orthophos ohne Thyroidabschirmung

4.1.2 Mit Thyroidabschirmung ("Bleikragen")

Bei der 2. Messung am 14.03.2016, bei der die TLDs in Anlehnung an die Publikation von Patcas et al. platziert worden sind, wurden 30 Aufnahmen mit Thyroidabschirmung ("Bleikragen") geschossen.

Die Ergebnisse in mGy liefert Tabelle 7. Die grün hinterlegten Zahlen sind die Nummern der in dieser Messung verwendeten TLDs.

Der genaue Versuchsaufbau und die errechnete effektive Dosis (bezogen auf den ICRP-Wert von 1990 und 2007) in μSv sowie das FRS werden in den Abbildungen 4.1.4, 4.1.5 und 4.1.6 dargestellt.

Tabelle 7: Messwerte vom Orthophos (73 kV; 224 mAs) mit Bleikragen [mGy]

| TLD Nummer | Position | mit Thyroid-Schutz ("Bleikragen") [mGy] | |
|---------------|----------------------------|---|--------------|
| | | für 30 Aufnahmen | pro Aufnahme |
| 1 | Thyroid rechts | 0,22 | 0,01 |
| 2 | Thyroid links | 0,19 | 0,01 |
| 3 | Wirbelsäule rechts | 1,63 | 0,05 |
| 4 | Wirbelsäule links | 0,85 | 0,03 |
| 5 | Gl. Sublingualis | 2,19 | 0,07 |
| 6 | Spinalkanal | 1,26 | 0,04 |
| 7 | Gl. Submand. rechts | 4,12 | 0,14 |
| 8 | Gl. Submand. links | 0,63 | 0,02 |
| 9 | Sinus maxillaris rechts | 2,62 | 0,09 |
| 10 | Sinus maxillaris links | 0,44 | 0,01 |
| 11 | Parotis rechts | 3,11 | 0,10 |
| 12 | Parotis links | 0,38 | 0,01 |
| 13 | Hypophyse | 0,98 | 0,03 |
| 14 | Linse rechts | 3,12 | 0,10 |
| 15 | Linse links | 1,08 | 0,04 |
| 16 | Kopf rechts | 1,24 | 0,04 |
| 17 | Kopf links | 0,45 | 0,01 |
| 18 | Kopf anterior | 0,09 | 0,00 |
| 19 | Kopf posterior | 0,13 | 0,00 |
| 20 | Mammae außen oben | 0,57 | 0,02 |
| 21 | Mammae innen links oben | 0,51 | 0,02 |
| 22 | Sternum mittig vor Trachea | 0,11 | 0,00 |
| 23 | Sternum mittig anterior | 0,05 | 0,00 |
| 24 | Sternum anterior | 0,10 | 0,00 |
| 25 | Referenz | 0,00 | 0,00 |
| | Gesamtdosis: | 26,06 | 0,87 |

| Gewebe | ICRP 1990 [μ Sv] | ICRP 1990 (%) | ICRP 2007 [μ Sv] | ICRP 2007(%) |
|-------------------|-----------------------|---------------|-----------------------|--------------|
| Knochenmark | 0,79 | 54,89 | 0,79 | 35,43 |
| Thyroid | 0,50 | 34,72 | 0,40 | 17,94 |
| Ösophagus | 0,05 | 3,47 | 0,04 | 1,79 |
| Knochenoberfläche | 0,07 | 4,86 | 0,07 | 4,48 |
| Speicheldrüsen | - | - | 0,7 | 31,39 |
| Haut | 0,03 | 2,08 | 0,03 | 1,35 |
| Kopf | - | - | 0,20 | 8,97 |
| Muskel | - | - | 0,02 | 0,89 |
| Restl. Gewebe | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Gesamtdosis: | 1,44 | | 2,23 | |

Sirona Orthophos XG^{Plus} - mit Schutz (Bleikragen)

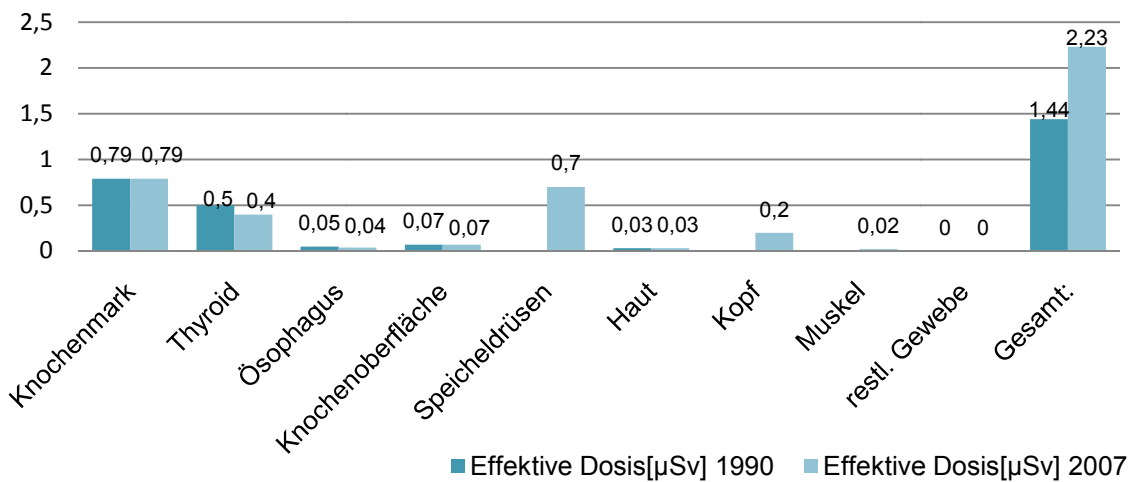


Abb. 4.1.4 Effektive Dosis der 1. Messung am Orthophos in [μ Sv] und (%) bezogen auf die einzelnen Gewebe

Abb. 4.1.5

Platzierung des AR- Phantoms im Orthophos bei der 2. Messung mit Thyroidabschirmung ("Bleikragen")



Abb.4.1.6 FRS-Aufnahme der 2.Messung am Orthophos mit Thyroidabschirmung ("Bleikragen")

4.1.3 Mit Thyroidabschirmung durch CTP

Bei der 3. Messung am 19.07.2016 am Orthophos, mit identischer Platzierung der TLDs, erfolgten 30 Aufnahmen mit Thyroidabschirmung durch den CTP.

Die Ergebnisse in mGy liefert Tabelle 8. Die grün hinterlegten Zahlen sind wieder die Nummern der in dieser Messung verwendeten TLDs.

Der genaue Versuchsaufbau und die errechnete effektive Dosis (bezogen auf die ICRP-Werte von 1990 und 2007) in μSv sowie das FRS werden in den Abbildungen 4.1.7, 4.1.8 und 4.1.9 dargestellt.

Tabelle 8: Messwerte vom Orthophos (73 kV; 224 mAs) mit CTP [mGy]

| TLD Nummer | Position | mit Thyroid- Schutz (CTP)[mGy] für 30 Aufnahmen | | |
|------------|----------|--|-------|------|
| 1 | 26 | Thyroid rechts | 2,76 | 0,09 |
| 2 | 27 | Thyroid links | 1,40 | 0,05 |
| 3 | 28 | Wirbelsäule rechts | 1,77 | 0,06 |
| 4 | 29 | Wirbelsäule links | 0,90 | 0,03 |
| 5 | 30 | Gl. Sublingualis | 1,93 | 0,06 |
| 6 | 31 | Spinalkanal | 1,21 | 0,04 |
| 7 | 32 | Gl. Submand. rechts | 3,69 | 0,12 |
| 8 | 33 | Gl. Submand. links | 0,56 | 0,02 |
| 9 | 34 | Sinus maxillaris rechts | 2,32 | 0,08 |
| 10 | 35 | Sinus maxillaris links | 0,59 | 0,02 |
| 11 | 36 | Parotis rechts | 3,09 | 0,10 |
| 12 | 37 | Parotis links | 0,47 | 0,02 |
| 13 | 38 | Hypophyse | 0,76 | 0,03 |
| 14 | 39 | Linse rechts | 2,66 | 0,09 |
| 15 | 40 | Linse links | 0,76 | 0,03 |
| 16 | 41 | Kopf rechts | 1,37 | 0,05 |
| 17 | 42 | Kopf links | 0,48 | 0,02 |
| 18 | 43 | Kopf anterior | 0,13 | 0,00 |
| 19 | 44 | Kopf posterior | 0,15 | 0,01 |
| 20 | 45 | Mammae außen oben | 0,64 | 0,02 |
| 21 | 46 | Mammae innen links oben | 0,46 | 0,02 |
| 22 | 47 | Sternum mittig vor Trachea | 0,40 | 0,01 |
| 23 | 48 | Sternum mittig anterior | 0,20 | 0,01 |
| 24 | 49 | Sternum anterior | 0,23 | 0,01 |
| 25 | 50 | Referenz | 0,34 | 0,01 |
| | | Gesamtdosis: | 29,24 | 0,97 |

| Gewebe | ICRP 1990 [μ Sv] | ICRP 1990 (%) | ICRP 2007 [μ Sv] | ICRP 2007(%) |
|-------------------|-----------------------|---------------|-----------------------|--------------|
| Knochenmark | 0,79 | 16,67 | 0,79 | 16,49 |
| Thyroid | 3,50 | 73,84 | 2,80 | 58,46 |
| Ösophagus | 0,35 | 7,38 | 0,28 | 5,85 |
| Knochenoberfläche | 0,07 | 1,48 | 0,07 | 1,46 |
| Speicheldrüsen | - | - | 0,60 | 12,53 |
| Haut | 0,03 | 0,63 | 0,03 | 0,63 |
| Kopf | - | - | 0,20 | 4,18 |
| Muskel | - | - | 0,03 | 0,63 |
| Restl. Gewebe | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Gesamtdosis: | 4,74 | | 4,79 | |

Sirona Orthophos XG Plus - mit Schutz (CTP)

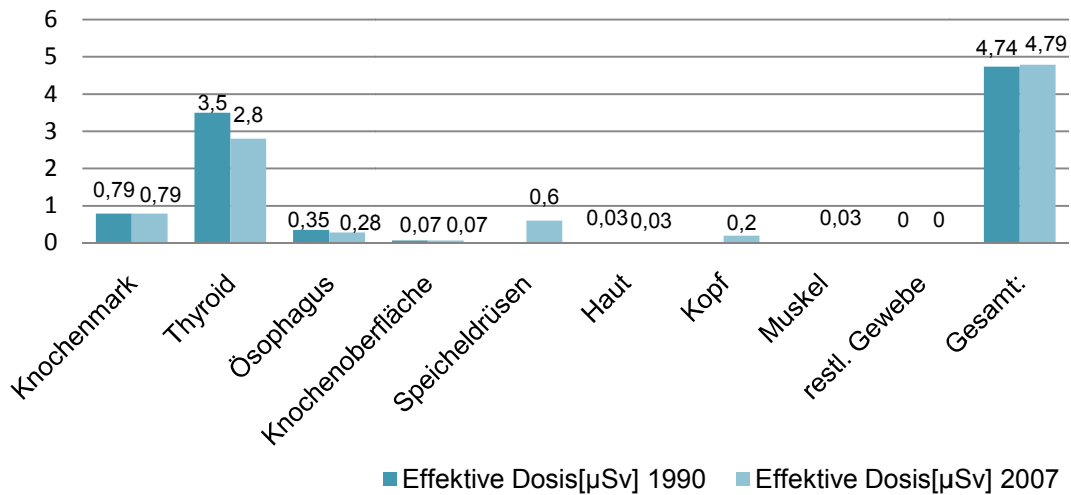


Abb. 4.1.7 Effektive Dosis der 3. Messung am Orthophos in [μ Sv] und (%) bezogen auf die einzelnen Gewebe

Abb. 4.1.8

Platzierung des AR-Phantoms im Orthophos bei der 3. Messung mit Thyroidabschirmung (CTP)



Abb. 4.1.9

FRS-Aufnahme der 3. Messung am Orthophos mit Thyroidabschirmung (CTP)

4.1.4 Mit Thyroidabschirmung durch CTP (korrigierte Positionierung)

Bei der 4. Messung am 29.07.2016 am Orthophos wurden erneut 30 Aufnahmen mit Abschirmung durch den neuen "CTP-Thyroidschutz", exponiert. Da nach dem Auswerten der Messergebnisse des 3. Versuchsaufbaus festgestellt wurde, dass der "CTP-Thyroidschutz" nicht optimal angelegt worden war, haben wir diese Messung erneut durchgeführt.

Die Ergebnisse in mGy liefert Tabelle 9.

Der genaue Versuchsaufbau und die errechnete effektive Dosis (bezogen auf die ICRP-Vorgaben von 1990 und 2007) in μSv sowie das FRS werden in den Abbildungen 4.1.10, 4.1.11 und 4.1.12 dargestellt.

Tabelle 9: Messwerte vom Orthophos (73 kV; 224 mAs) mit CTP korrigiert [mGy]

| TLD Nummer | Position | mit Thyroid- Schutz (CTP) Korrigiert [mGy] | | |
|------------|----------|--|--------------|-------------|
| | | für 30 Aufnahmen | pro Aufnahme | |
| 1 | 26 | Thyroid rechts | 0,39 | 0,01 |
| 2 | 27 | Thyroid links | 0,30 | 0,01 |
| 3 | 28 | Wirbelsäule rechts | 1,89 | 0,06 |
| 4 | 29 | Wirbelsäule links | 0,91 | 0,03 |
| 5 | 30 | Gl. Sublingualis | 2,09 | 0,07 |
| 6 | 31 | Spinalkanal | 1,22 | 0,04 |
| 7 | 32 | Gl. Submand. rechts | 4,06 | 0,14 |
| 8 | 33 | Gl. Submand. links | 0,67 | 0,02 |
| 9 | 34 | Sinus maxillaris rechts | 2,54 | 0,08 |
| 10 | 35 | Sinus maxillaris links | 0,58 | 0,02 |
| 11 | 36 | Parotis rechts | 3,30 | 0,11 |
| 12 | 37 | Parotis links | 0,38 | 0,01 |
| 13 | 38 | Hypophyse | 0,99 | 0,03 |
| 14 | 39 | Linse rechts | 3,14 | 0,10 |
| 15 | 40 | Linse links | 1,31 | 0,04 |
| 16 | 41 | Kopf rechts | 1,53 | 0,05 |
| 17 | 42 | Kopf links | 0,57 | 0,02 |
| 18 | 43 | Kopf anterior | 0,18 | 0,01 |
| 19 | 44 | Kopf posterior | 0,33 | 0,01 |
| 20 | 45 | Mammae außen oben | 0,66 | 0,02 |
| 21 | 46 | Mammae innen links oben | 0,50 | 0,02 |
| 22 | 47 | Sternum mittig vor Trachea | 0,04 | 0,00 |
| 23 | 48 | Sternum mittig anterior | 0,04 | 0,00 |
| 24 | 49 | Sternum anterior | 0,09 | 0,00 |
| 25 | 50 | Referenz | 0,08 | 0,00 |
| | | Gesamtdosis: | 27,79 | 0,93 |

| Gewebe | ICRP 1990 [μSv] | ICRP 1990 (%) | ICRP 2007 [μSv] | ICRP 2007(%) |
|-------------------|------------------------------|---------------|------------------------------|--------------|
| Knochenmark | 0,79 | 54,48 | 0,79 | 34,96 |
| Thyroid | 0,50 | 34,48 | 0,40 | 17,69 |
| Ösophagus | 0,05 | 3,45 | 0,04 | 1,77 |
| Knochenoberfläche | 0,07 | 4,83 | 0,07 | 3,09 |
| Speicheldrüsen | - | - | 0,70 | 30,97 |
| Haut | 0,04 | 2,76 | 0,04 | 1,77 |
| Kopf | - | - | 0,20 | 8,85 |
| Muskel | - | - | 0,02 | 0,89 |
| Restl. Gewebe | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Gesamtdosis: | 1,45 | | 2,26 | |

Sirona Orthophos XG Plus - mit Schutz (CTP- korrigiert)

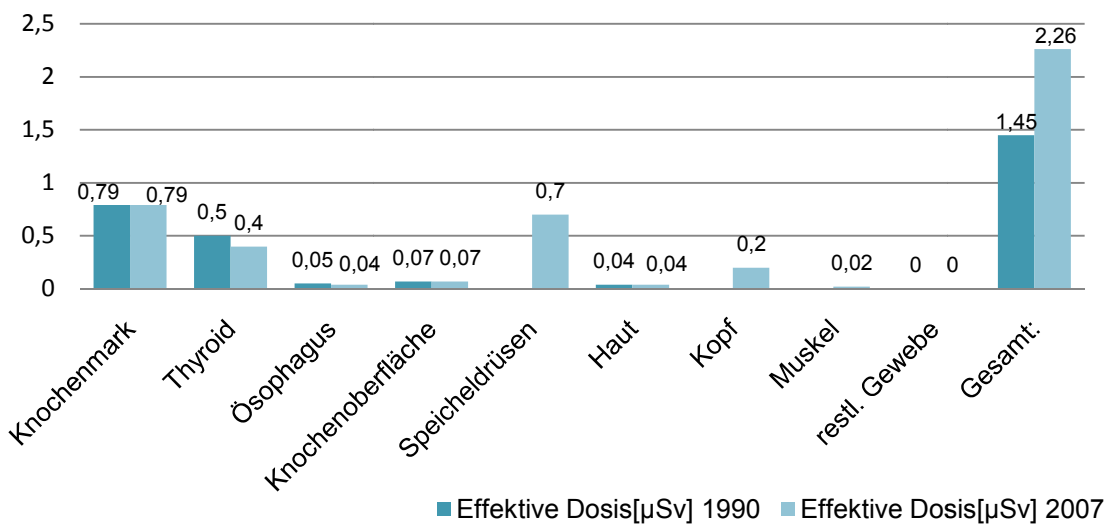


Abb. 4.1.10 Effektive Dosis der 4. Messung am Orthophos in [μSv] und (%) bezogen auf die einzelnen Gewebe

Abb. 4.1.11

Platzierung des AR-Phantoms im Orthophos bei der 4. Messung mit Thyroidabschirmung (CTP-korrigiert)



Abb. 4.1.12

FRS-Aufnahme der 4. Messung am Orthophos mit Thyroidabschirmung (CTP-korrigiert)

4.2 Veraviewepocs 3D F40, Morita

4.2.1 ohne Thyroidabschirmung

Bei der ersten Messung am 16.03.2016 am Veraviewepocs, bei der die TLDs in Anlehnung an die Publikation von Patcas et al. platziert worden waren, wurden 30 Aufnahmen ohne Thyroidabschirmung ausgelöst.

Die Ergebnisse in mGy liefert Tabelle 10.

Der genaue Versuchsaufbau und die errechnete effektive Dosis (bezogen auf den ICRP-Wert von 1990 und 2007) in μSv sowie das FRS werden in den Abbildungen 4.2.1, 4.2.2 und 4.2.3 dargestellt.

Tabelle 10: Messwerte vom Veraviewepocs (90kV; 36,5mAs) ohne Schutz [mGy]

| TLD Nummer | Position | ohne Schutz [mGy] | |
|---------------|-------------------------------|---------------------|--------------|
| | | für 30 Aufnahmen | pro Aufnahme |
| 1 | 26 Thyroid rechts | 0,27 | 0,009 |
| 2 | 27 Thyroid links | 0,40 | 0,013 |
| 3 | 28 Wirbelsäule rechts | 0,73 | 0,024 |
| 4 | 29 Wirbelsäule links | 1,37 | 0,046 |
| 5 | 30 Gl. Sublingualis | 1,13 | 0,038 |
| 6 | 31 Spinalkanal | 1,04 | 0,035 |
| 7 | 32 Gl. Submand. rechts | 0,44 | 0,015 |
| 8 | 33 Gl. Submand. links | 2,12 | 0,071 |
| 9 | 34 Sinus maxillaris rechts | 0,31 | 0,010 |
| 10 | 35 Sinus maxillaris links | 1,18 | 0,039 |
| 11 | 36 Parotis rechts | 0,36 | 0,012 |
| 12 | 37 Parotis links | 1,93 | 0,064 |
| 13 | 38 Hypophyse | 0,75 | 0,025 |
| 14 | 39 Linse rechts | 0,33 | 0,011 |
| 15 | 40 Linse links | 1,16 | 0,039 |
| 16 | 41 Kopf rechts | 0,39 | 0,013 |
| 17 | 42 Kopf links | 1,00 | 0,033 |
| 18 | 43 Kopf anterior | 0,14 | 0,005 |
| 19 | 44 Kopf posterior | 0,23 | 0,008 |
| 20 | 45 Mammae außen oben | 0,06 | 0,002 |
| 21 | 46 Mammae innen links oben | 0,03 | 0,001 |
| 22 | 47 Sternum mittig vor Trachea | 0,24 | 0,008 |
| 23 | 48 Sternum mittig anterior | 0,12 | 0,004 |
| 24 | 49 Sternum anterior | 0,09 | 0,003 |
| 25 | 50 Referenz | 0,01 | 0,000 |
| | Gesamtdosis: | 15,81 | 0,527 |

| Gewebe | ICRP 1990 [μSv] | ICRP 1990 (%) | ICRP 2007 [μSv] | ICRP 2007(%) |
|-------------------|------------------------------|---------------|------------------------------|--------------|
| Knochenmark | 0,59 | 49,37 | 0,59 | 34,8 |
| Thyroid | 0,50 | 41,84 | 0,40 | 23,59 |
| Ösophagus | 0,05 | 4,18 | 0,04 | 2,35 |
| Knochenoberfläche | 0,05 | 4,18 | 0,05 | 2,95 |
| Speicheldrüsen | - | - | 0,40 | 23,59 |
| Haut | 0,005 | 0,42 | 0,005 | 0,29 |
| Kopf | - | - | 0,20 | 11,79 |
| Muskel | - | - | 0,01 | 0,59 |
| Restl. Gewebe | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Gesamtdosis: | 1,195 | | 1,695 | |

Morita Veraviewepocs 3D- ohne Schutz

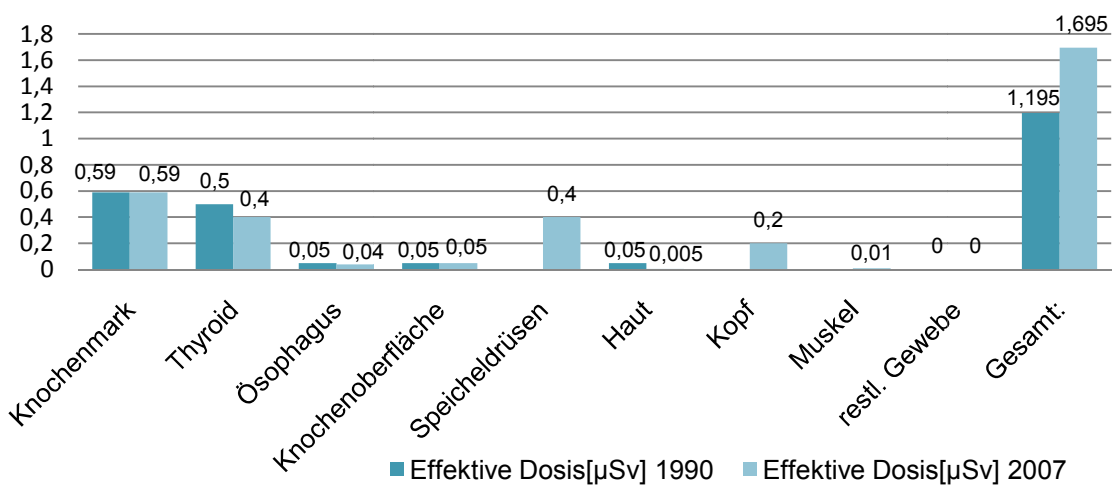


Abb. 4.2.1

Effektive Dosis der 1. Messung am Veraviewepocs in [μSv] und (%) bezogen auf die einzelnen Gewebe

Abb. 4.2.2

Platzierung des AR-Phantoms im Veraviewepocs bei der 1. Messung ohne Thyroidabschirmung

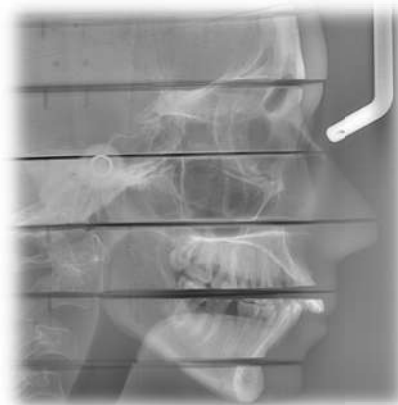


Abb. 4.2.3 FRS-Aufnahme der 1. Messung am Veraviewepocs ohne Thyroidabschirmung

4.2.2 Mit Thyroidabschirmung ("Bleikragen")

Bei der 2. Messung am 19.07.2016 am Veraviewepocs, (Platzierung der TLDs analog nach Patcas et al.) wurden 30 Aufnahmen mit Thyroidabschirmung ("Bleikragen") geschossen.

Die Ergebnisse in mGy liefert Tabelle 11.

Der genaue Versuchsaufbau und die errechnete effektive Dosis (bezogen auf den ICRP-Wert von 1990 und 2007) in μSv sowie das FRS werden in den Abbildungen 4.2.4, 4.2.5 und 4.2.6 dargestellt.

Tabelle 11: Messwerte vom Veraviewepocs (90kV; 36,5mAs) mit Bleikragen [mGy]

| TLD Nummer | Position | mit Thyroid-Schutz (Bleikragen) [mGy] | | |
|------------|----------|---------------------------------------|--------------|--------------|
| | | Für 30 Aufnahmen | pro Aufnahme | |
| 1 | 26 | Thyroid rechts | 0,08 | 0,003 |
| 2 | 27 | Thyroid links | 0,06 | 0,002 |
| 3 | 28 | Wirbelsäule rechts | 0,57 | 0,019 |
| 4 | 29 | Wirbelsäule links | 1,13 | 0,038 |
| 5 | 30 | Gl. Sublingualis | 1,24 | 0,041 |
| 6 | 31 | Spinalkanal | 0,81 | 0,027 |
| 7 | 32 | Gl. Submand. rechts | 0,37 | 0,012 |
| 8 | 33 | Gl. Submand. links | 2,06 | 0,069 |
| 9 | 34 | Sinus maxillaris rechts | 0,26 | 0,009 |
| 10 | 35 | Sinus maxillaris links | 1,39 | 0,046 |
| 11 | 36 | Parotis rechts | 0,25 | 0,008 |
| 12 | 37 | Parotis links | 1,77 | 0,059 |
| 13 | 38 | Hypophyse | 0,61 | 0,020 |
| 14 | 39 | Linse rechts | 0,33 | 0,011 |
| 15 | 40 | Linse links | 1,41 | 0,047 |
| 16 | 41 | Kopf rechts | 0,33 | 0,011 |
| 17 | 42 | Kopf links | 0,95 | 0,032 |
| 18 | 43 | Kopf anterior | 0,06 | 0,002 |
| 19 | 44 | Kopf posterior | 0,02 | 0,001 |
| 20 | 45 | Mammae außen oben | 0,01 | 0,000 |
| 21 | 46 | Mammae innen links oben | -0,01 | 0,000 |
| 22 | 47 | Sternum mittig vor Trachea | 0,02 | 0,001 |
| 23 | 48 | Sternum mittig anterior | 0,00 | 0,000 |
| 24 | 49 | Sternum anterior | 0,03 | 0,001 |
| 25 | 50 | Referenz | -0,01 | 0,000 |
| | | Gesamtdosis: | 13,77 | 0,459 |

| Gewebe | ICRP 1990 [μ Sv] | ICRP 1990 (%) | ICRP 2007 [μ Sv] | ICRP 2007(%) |
|-------------------|-----------------------|---------------|-----------------------|--------------|
| Knochenmark | 0,39 | 63,93 | 0,39 | 36,11 |
| Thyroid | 0,15 | 24,59 | 0,12 | 11,11 |
| Ösophagus | 0,02 | 3,28 | 0,01 | 0,93 |
| Knochenoberfläche | 0,03 | 4,92 | 0,03 | 2,78 |
| Speicheldrüsen | - | - | 0,40 | 37,04 |
| Haut | 0,02 | 3,28 | 0,02 | 1,85 |
| Kopf | - | - | 0,10 | 9,26 |
| Muskel | - | - | 0,01 | 0,93 |
| Restl. Gewebe | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Gesamtdosis: | 0,61 | | 1,08 | |

Morita Veraviewepocs 3D- mit Schutz (Bleikragen)

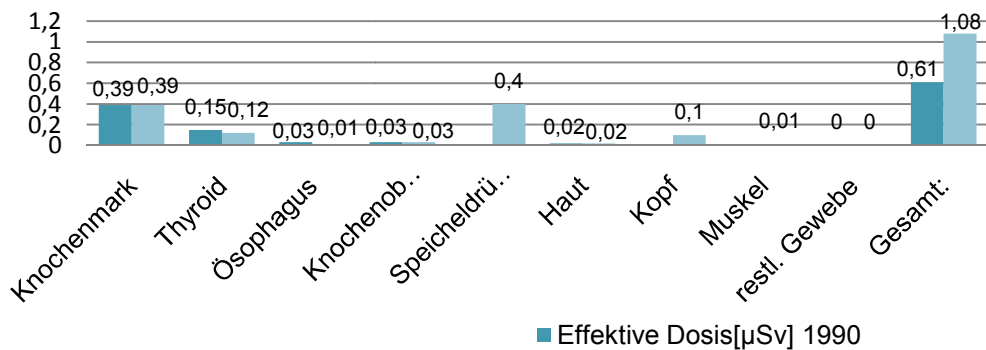


Abb. 4.2.4 Effektive Dosis der 2. Messung am Veraviewepocs in [μ Sv] und (%) bezogen auf die einzelnen Gewebe

Abb. 4.2.5 Platzierung des AR-Phantoms im Veraviewepocs bei der 2. Messung mit Thyroidabschirmung (Bleikragen)

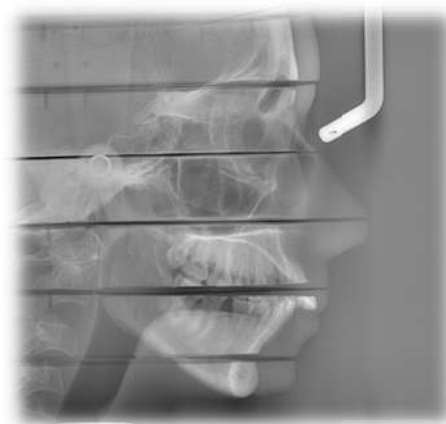


Abb. 4.2.6 FRS-Aufnahme der 2. Messung am Veraviewepocs mit Thyroidabschirmung (Bleikragen)

4.3 Siemens Multigraph

4.3.1 Ohne Thyroidabschirmung

Bei der 1. Messung am 16.03.2016 am Multigraph, mit identischer Positionierung der TLDs, wurden 30 Aufnahmen ohne Thyroidabschirmung durchgeführt.

Die Ergebnisse in mGy liefert Tabelle 12.

Der genaue Versuchsaufbau und die errechnete effektive Dosis (bezogen auf den ICRP-Wert von 1990 und 2007) in μSv sowie das FRS werden in den Abbildungen 4.3.1, 4.3.2 und 4.3.3 dargestellt.

Tabelle 12: Messwerte vom Multigraph (70kV; 71mAs) ohne Schutz [mGy]

| TLD Nummer | Position | ohne Schutz [mGy] | |
|---------------|-------------------------------|-------------------|-----------------|
| | | für 30 Aufnahmen | pro Aufnahme |
| 1 | 26 Thyroid rechts | 2,28 | 0,08 |
| 2 | 27 Thyroid links | 1,39 | 0,05 |
| 3 | 28 Wirbelsäule rechts | 4,66 | 0,16 |
| 4 | 29 Wirbelsäule links | 2,36 | 0,08 |
| 5 | 30 Gl. Sublingualis | 4,91 | 0,16 |
| 6 | 31 Spinalkanal | 3,70 | 0,12 |
| 7 | 32 Gl. Submand. rechts | 8,76 | 0,29 |
| 8 | 33 Gl. Submand. links | 1,54 | 0,05 |
| 9 | 34 Sinus maxillaris rechts | 1,90 | 0,06 |
| 10 | 35 Sinus maxillaris links | 0,54 | 0,02 |
| 11 | 36 Parotis rechts | 7,44 | 0,25 |
| 12 | 37 Parotis links | 0,89 | 0,03 |
| 13 | 38 Hypophyse | 2,52 | 0,08 |
| 14 | 39 Linse rechts | 1,10 | 0,04 |
| 15 | 40 Linse links | 1,29 | 0,04 |
| 16 | 41 Kopf rechts | 3,86 | 0,13 |
| 17 | 42 Kopf links | 1,35 | 0,04 |
| 18 | 43 Kopf anterior | 0,33 | 0,01 |
| 19 | 44 Kopf posterior | 3,53 | 0,12 |
| 20 | 45 Mammae außen oben | 0,03 | 0,00 |
| 21 | 46 Mammae innen links oben | 0,00 | 0,00 |
| 22 | 47 Sternum mittig vor Trachea | 0,30 | 0,01 |
| 23 | 48 Sternum mittig anterior | 0,12 | 0,00 |
| 24 | 49 Sternum anterior | 0,06 | 0,00 |
| 25 | 50 Referenz | 0,44 | 0,01 |
| | Gesamtdosis: | 55,29 | 1,84 |

| Gewebe | ICRP 1990 [μSv] | ICRP 1990 (%) | ICRP 2007 [μSv] | ICRP 2007(%) |
|-------------------|------------------------------|---------------|------------------------------|--------------|
| Knochenmark | 2,18 | 34,82 | 2,18 | 27,45 |
| Thyroid | 3,50 | 55,91 | 2,80 | 35,26 |
| Ösophagus | 0,35 | 5,59 | 0,28 | 3,53 |
| Knochenoberfläche | 0,18 | 2,88 | 0,18 | 2,27 |
| Speicheldrüsen | - | - | 1,60 | 20,15 |
| Haut | 0,05 | 0,79 | 0,05 | 0,63 |
| Kopf | - | - | 0,80 | 10,08 |
| Muskel | - | - | 0,05 | 0,63 |
| Restl. Gewebe | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Gesamtdosis: | 6,26 | | 7,94 | |

Siemens Multigraph - ohne Schutz

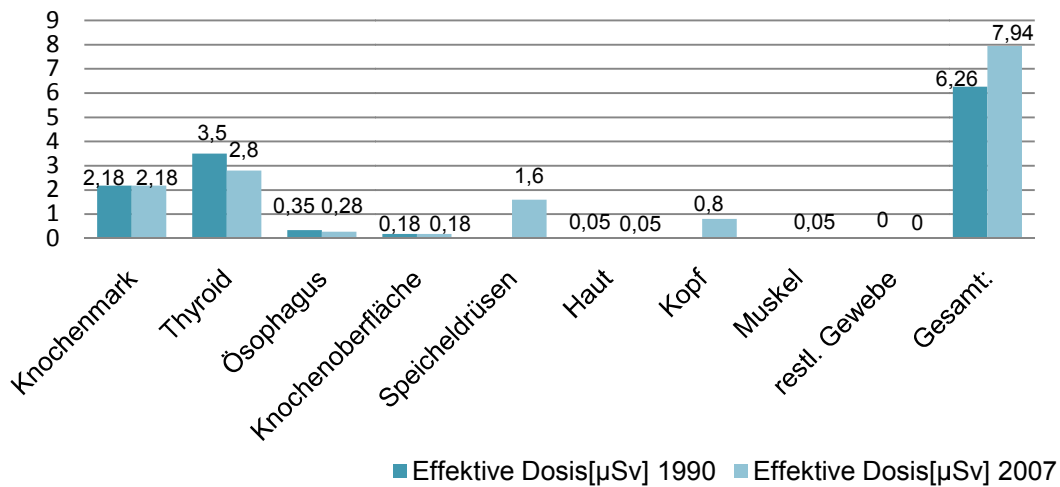


Abb. 4.3.1 Effektive Dosis der 1. Messung am Multigraph in [μSv] und (%) bezogen auf die einzelnen Gewebe

Abb. 4.3.2

Platzierung des AR-Phantoms im Multigraph bei der 1. Messung ohne Thyroidabschirmung

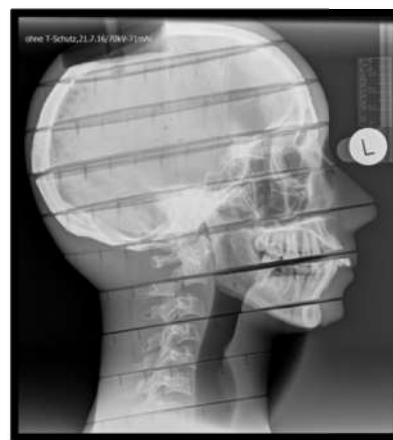


Abb. 4.3.3

Die FRS-Aufnahme der 1. Messung am Multigraph ohne Thyroidabschirmung

4.3.2 Mit Thyroidabschirmung (CTP)

Bei der 2. Messung am 21.07.2016 am Multigraph mit dem neuen "CTP- Thyroid-schutz" erfolgten erneut 30 Expositionen (Platzierung nach Patcas et al.).

Die Ergebnisse in mGy liefert Tabelle 13. Die rot hinterlegten Zahlen sind die TLDs, die während der Auswertung durcheinandergeraten sind.

Der genaue Versuchsaufbau und die errechnete effektive Dosis (bezogen auf den ICRP- Wert von 1990 und 2007) in μSv sowie das FRS werden in den Abbildungen 4.3.4, 4.3.5 und 4.3.6 dargestellt.

Tabelle 13: Messwerte vom Multigraph (70kV; 71mAs) mit CTP [mGy]

| TLD Nummer | Position | mit Thyroid-Schutz (CTP) [mGy] für 30 | |
|------------|-------------------------------|---|--------------|
| | | Aufnahmen | pro Aufnahme |
| 1 | 26 Thyroid rechts | 0,60 | 0,02 |
| 2 | 27 Thyroid links | 4,00 | 0,13 |
| 3 | 28 Wirbelsäule rechts | 0,73 | 0,02 |
| 4 | 29 Wirbelsäule links | 1,83 | 0,06 |
| 5 | 30 Gl. Sublingualis | 5,81 | 0,19 |
| 6 | 31 Spinalkanal | 3,52 | 0,12 |
| 7 | 32 Gl. Submand. rechts | 8,36 | 0,28 |
| 8 | 33 Gl. Submand. links | 1,49 | 0,05 |
| 9 | 34 Sinus maxillaris rechts | 5,40 | 0,18 |
| 10 | 35 Sinus maxillaris links | 0,58 | 0,02 |
| 11 | 36 Parotis rechts | 3,21 | 0,11 |
| 12 | 37 Parotis li | 0,72 | 0,02 |
| 13 | 38 Hypophyse | 3,64 | 0,12 |
| 14 | 39 Linse re | 3,39 | 0,11 |
| 15 | 40 Linse links | 0,85 | 0,03 |
| 16 | 41 Kopf rechts | 3,68 | 0,12 |
| 17 | 42 Kopf links | 1,30 | 0,04 |
| 18 | 43 Kopf anterior | 0,51 | 0,02 |
| 19 | 44 Kopf posterior | 3,75 | 0,13 |
| 20 | 45 Mammae außen oben | 0,04 | 0,00 |
| 21 | 46 Mammae innen links oben | 0,00 | 0,00 |
| 22 | 47 Sternum mittig vor Trachea | 0,44 | 0,01 |
| 23 | 48 Sternum mittig anterior | 0,13 | 0,00 |
| 24 | 49 Sternum anterior | 0,05 | 0,00 |
| 25 | 50 Referenz | -0,04 | 0,00 |
| | Gesamtdosis: | 53,99 | 1,80 |

| Gewebe | ICRP 1990 [μ Sv] | ICRP 1990 (%) | ICRP 2007 [μ Sv] | ICRP 2007(%) |
|-------------------|-----------------------|---------------|-----------------------|--------------|
| Knochenmark | 1,78 | 27,94 | 1,78 | 22,99 |
| Thyroid | 4,00 | 62,79 | 3,20 | 41,34 |
| Ösophagus | 0,40 | 6,28 | 0,32 | 4,13 |
| Knochenoberfläche | 0,15 | 2,35 | 0,15 | 1,94 |
| Speicheldrüsen | - | - | 1,30 | 16,79 |
| Haut | 0,04 | 0,63 | 0,04 | 0,52 |
| Kopf | - | - | 0,90 | 11,63 |
| Muskel | - | - | 0,05 | 0,65 |
| Restl. Gewebe | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Gesamtdosis: | 6,37 | | 7,74 | |

Siemens Multigraph - mit Schutz (CTP)

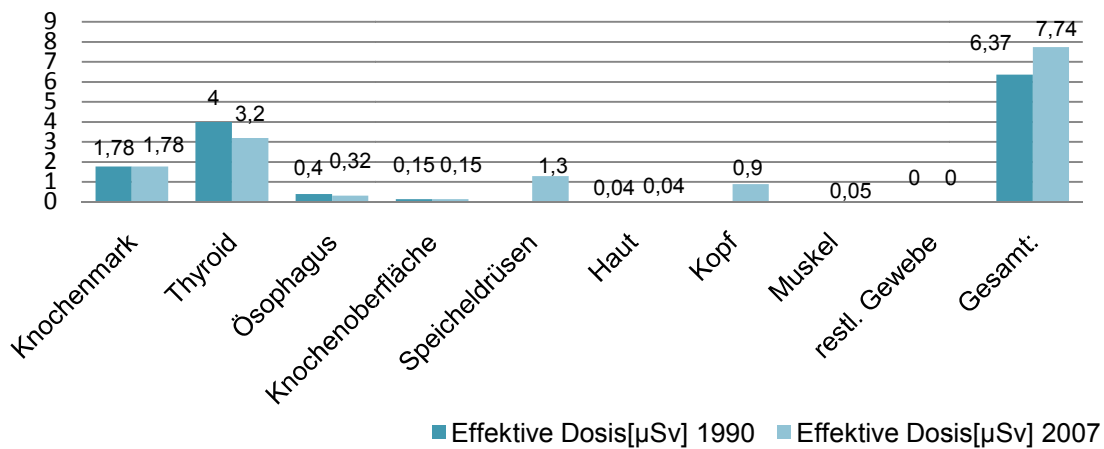


Abb. 4.3.4 Effektive Dosis der 2. Messung am Multigraph in [μ Sv] und (%) bezogen auf die einzelnen Gewebe

Abb. 4.3.5

Platzierung des AR-Phantoms im Multigraph bei der 2. Messung mit Thyroidabschirmung (CTP)



Abb. 4.3.6

FRS-Aufnahme der 2. Messung am Multigraph mit Thyroidabschirmung (CTP)

4.3.3 Mit Thyroidabschirmung durch CTP (korrekt platziert)

Bei der 3. Messung am 29.07.2016 am Multigraph wurden erneut 30 Aufnahmen mit dem "CTP-Thyroidprotector" exponiert. Da nach dem Auswerten der Messergebnisse des 2. Versuchsaufbaus festgestellt wurde, dass der "CTP-Thyroidprotector" nicht korrekt angelegt worden war, musste diese Messung erneut durchgeführt werden.

Die Ergebnisse in mGy liefert Tabelle 14.

Der genaue Versuchsaufbau und die errechnete effektive Dosis (bezogen auf den ICRP-Wert von 1990 und 2007) in μSv sowie das FRS werden in den Abbildungen 4.3.7, 4.3.8 und 4.3.9 dargestellt.

Tabelle 14: Messwerte vom Multigraph (70kV; 71mAs) mit CTP korrigiert [mGy]

| TLD-Nummer | Position | mit Thyroid- Protector (CTP-korrigiert) [mGy] | | |
|------------|----------|--|--------------|-------------|
| | | für 30 Aufnahmen | pro Aufnahme | |
| 1 | 26 | Thyroid rechts | 0,88 | 0,03 |
| 2 | 27 | Thyroid links | 0,99 | 0,03 |
| 3 | 28 | Wirbelsäule rechts | 5,10 | 0,17 |
| 4 | 29 | Wirbelsäule links | 2,52 | 0,08 |
| 5 | 30 | Gl. Sublingualis | 5,00 | 0,17 |
| 6 | 31 | Spinalkanal | 4,13 | 0,14 |
| 7 | 32 | Gl. Submand. rechts | 10,15 | 0,34 |
| 8 | 33 | Gl. Submand. links | 2,26 | 0,08 |
| 9 | 34 | Sinus maxillaris rechts | 6,15 | 0,20 |
| 10 | 35 | Sinus maxillaris links | 1,52 | 0,05 |
| 11 | 36 | Parotis rechts | 7,08 | 0,24 |
| 12 | 37 | Parotis links | 1,13 | 0,04 |
| 13 | 38 | Hypophyse | 2,79 | 0,09 |
| 14 | 39 | Linse rechts | 5,79 | 0,19 |
| 15 | 40 | Linse links | 1,51 | 0,05 |
| 16 | 41 | Kopf rechts | 4,43 | 0,15 |
| 17 | 42 | Kopf links | 1,67 | 0,06 |
| 18 | 43 | Kopf anterior | 0,83 | 0,03 |
| 19 | 44 | Kopf posterior | 4,26 | 0,14 |
| 20 | 45 | Mammae außen oben | 0,17 | 0,01 |
| 21 | 46 | Mammae innen links oben | 0,21 | 0,01 |
| 22 | 47 | Sternum mittig vor Trachea | 0,64 | 0,02 |
| 23 | 48 | Sternum mittig anterior | 0,25 | 0,01 |
| 24 | 49 | Sternum anterior | 0,13 | 0,00 |
| 25 | 50 | Referenz | 0,09 | 0,00 |
| | | Gesamtdosis: | 69,67 | 2,32 |

| Gewebe | ICRP 1990 [μSv] | ICRP 1990 (%) | ICRP 2007 [μSv] | ICRP 2007(%) |
|-------------------|------------------------------|---------------|------------------------------|--------------|
| Knochenmark | 2,57 | 57,11 | 2,57 | 37,63 |
| Thyroid | 1,50 | 33,33 | 1,20 | 17,57 |
| Ösophagus | 0,15 | 3,33 | 0,12 | 1,76 |
| Knochenoberfläche | 0,21 | 4,67 | 0,21 | 3,07 |
| Speicheldrüsen | - | - | 1,70 | 24,89 |
| Haut | 0,07 | 1,56 | 0,07 | 1,02 |
| Kopf | - | - | 0,90 | 13,18 |
| Muskel | - | - | 0,06 | 0,88 |
| Restl. Gewebe | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| Gesamtdosis: | 4,50 | | 6,83 | |

Siemens Multigraph - mit Schutz (CTP- korrigiert)

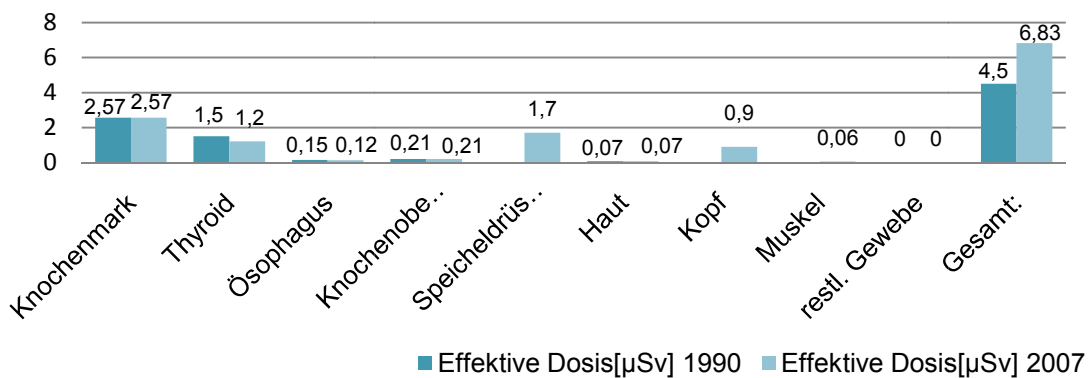


Abb. 4.3.7 Effektive Dosis der 3. Messung am Multigraph in [μSv] und (%) bezogen auf die einzelnen Gewebe

Abb. 4.3.8

Platzierung des AR-Phantoms im Multigraph bei der 3. Messung mit Thyroidabschirmung (CTP-korrigiert)



Abb. 4.3.9

FRS-Aufnahme der 3. Messung am Multigraph mit Thyroidabschirmung (CTP-korrigiert)

Eine globale Übersicht über die gesamten Ergebnisse zeigen die folgenden Tabellen und Diagramme.

Tabelle 15: Effektive Dosen und Schilddrüsenorgandosen gemessen nach ICRP 2007 (aktuelle Werte)

| Gerät | Schild- drüsen- schutz | Organ -dosis SD [μ Sv] | Effek- tive Dosis [μ Sv] | Anteil SD an Eff. Ds. | Einblen- dung | DFP [mGycm ²] | Aufnahme- Parameter |
|----------------------|------------------------------|--------------------------------------|--|-----------------------------|------------------|------------------------------|------------------------|
| Orthophos (Quick) | Ohne | 3,6 | 5,78 | 62% | oben | 35,0 | 73kV, 223mAs |
| | | 1,81 | 2,91 | | | 18,0 | |
| Orthophos (Quick) | Bleikragen | 0,4 | 2,25 | 17% | oben | 35,0 | 73kV, 223mAs |
| | | 0,20 | 1,13 | | | 18,0 | |
| Orthophos (Quick) | CTP | 2,8 | 4,79 | 58% | oben | 35,0 | 73kV, 223mAs |
| | | 1,41 | 2,50 | | | 18,0 | |
| Orthophos (Quick) | CTP korr. | 0,4 | 2,26 | 18% | oben | 35,0 | 73kV, 223mAs |
| | | 0,20 | 1,14 | | | 18,0 | |
| Veraview- epocs | Ohne | 0,4 | 1,70 | 24% | oben, hinten | 15,9 | 90kV, 36mAs |
| | | | | | | | |
| Veraview- epocs | Bleikragen | 0,12 | 1,08 | 11% | oben, hinten | 15,9 | 90kV, 36mAs |
| | | | | | | | |
| Multigraph | Ohne | 2,8 | 7,94 | 35% | keine | k.A. | 70kV, 71mAs |
| | | | | | | | |
| Multigraph | CTP | 3,2 | 7,74 | 41% | keine | k.A. | 70kV, 71mAs |
| | | | | | | | |
| Multigraph | CTP korr. | 1,2 | 6,83 | 18% | keine | k.A. | 70kV, 71mAs |
| | | | | | | | |

Beim Orthophos- Gerät sind die für den "Quick Mode" klinisch berechneten Zahlen in grau dargestellt.

Tabelle 16: Gemessen nach ICRP 1990 (zum historischen Vergleich)

| Gerät | Schild- drüsen- schutz | Organ -dosis SD [μ Sv] | Effek- tive Dosis [μ Sv] | Anteil SD an Eff. Ds. | Einblen- dung | DFP [mGycm ²] | Aufnahme- Parameter |
|--------------------|------------------------------|--------------------------------------|--|-----------------------------|------------------|------------------------------|------------------------|
| Orthophos | Ohne | 4,5 | 5,84 | 77% | oben | 35,0 | 73kV, 223mAs |
| Orthophos | Bleikragen | 0,5 | 1,44 | 35% | oben | 35,0 | 73kV, 223mAs |
| Orthophos | CTP | 3,5 | 4,74 | 74% | oben | 35,0 | 73kV, 223mAs |
| Orthophos | CTP korr. | 0,5 | 1,45 | 35% | oben | 35,0 | 73kV, 223mAs |
| Veraview- epocs | Ohne | 0,5 | 1,20 | 42% | oben, hinten | 15,9 | 90kV, 36mAs |
| | | | | | | | |
| Veraview- epocs | Bleikragen | 0,15 | 0,61 | 25% | oben, hinten | 15,9 | 90kV, 36mAs |
| | | | | | | | |
| Multigraph | Ohne | 3,5 | 6,26 | 56% | keine | k.A. | 70kV, 71mAs |
| | | | | | | | |
| Multigraph | CTP | 4 | 6,37 | 63% | keine | k.A. | 70kV, 71mAs |
| | | | | | | | |
| Multigraph | CTP korr. | 1,5 | 4,5 | 33% | keine | k.A. | 70kV, 71mAs |
| | | | | | | | |

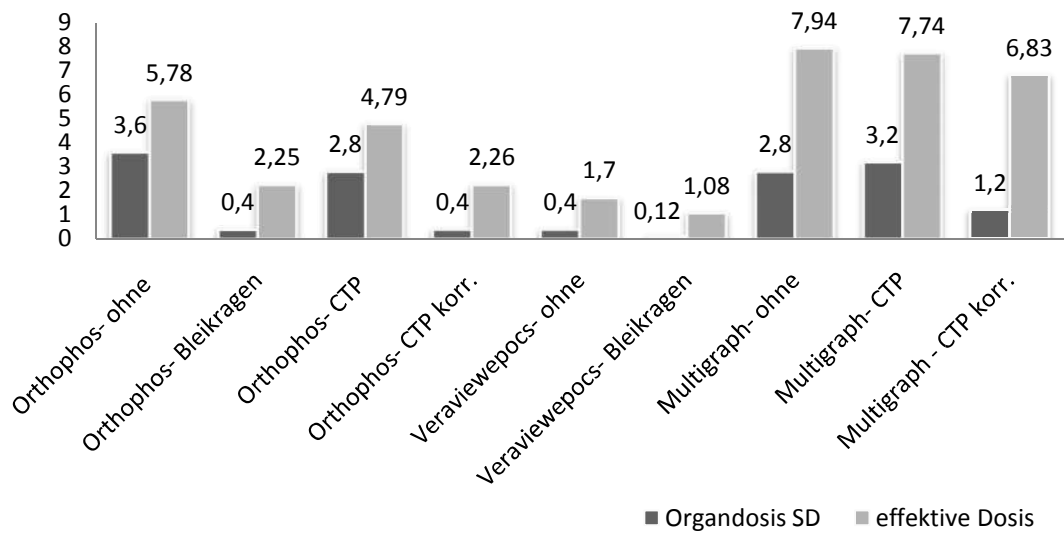


Abbildung 4.4: Übersicht der bei den einzelnen Versuchen gemessenen effektiven Dosen sowie Schilddrüsendosen in µSv.

Ortsdosis [mGy]

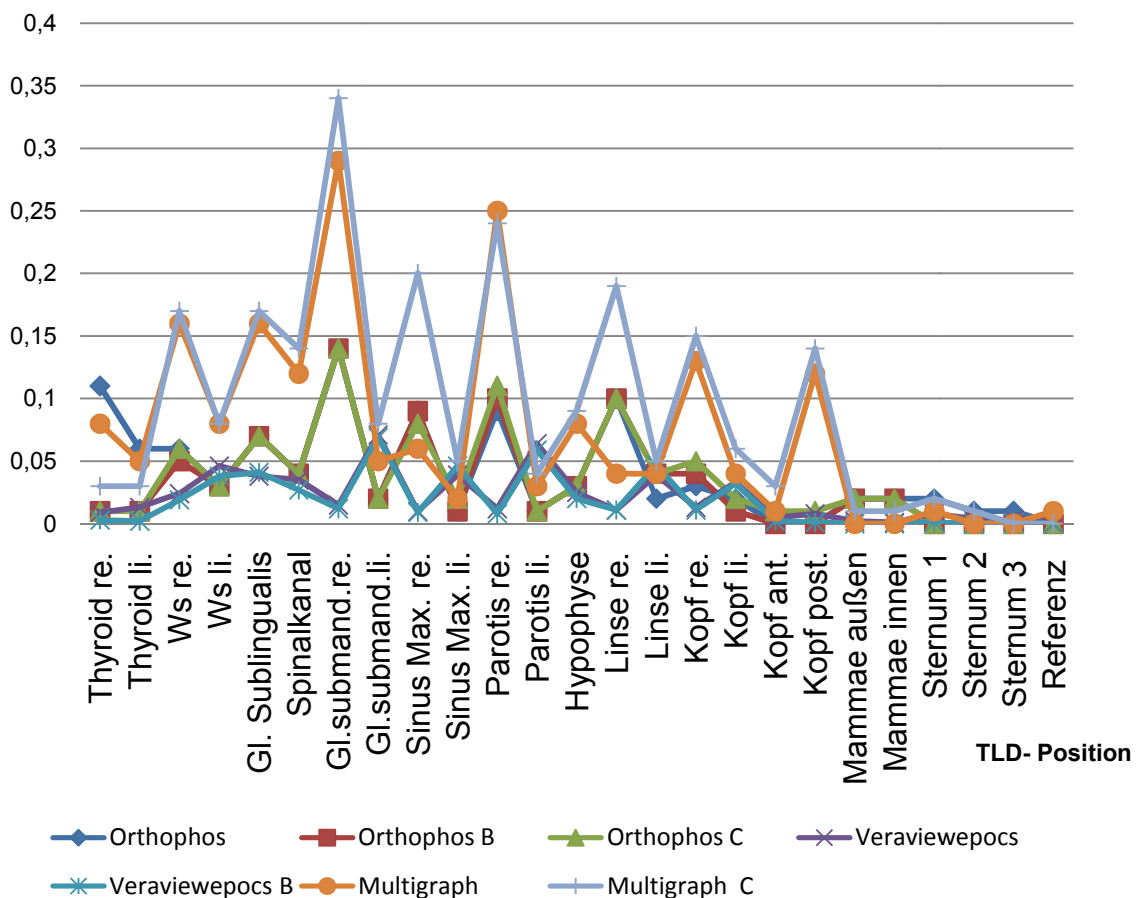


Abbildung 4.5: Ortsdosen am Punkt der einzelnen TLDs bei den jeweiligen Messungen in mGy

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

Die in dieser Studie eingesetzte Dosismessung mit TLDs in einem *Alderson- Rando- Phantom* ist eine anerkannte und exakte Methode (J. B. Ludlow, 2011).

Dennoch sollte man bedenken, dass die jeweiligen Organdosen mit Hilfe der willkürlich festgelegten Gewebe-Wichtungsfaktoren errechnet wurden. Diese wurden 2007 geändert, was die Vergleichbarkeit mit älteren Studien beeinträchtigt (ICRP, 2007). Um die Kompatibilität mit älteren Studien zu wahren, sind hier auch zusätzlich die Werte nach den Zahlen von 1990 berechnet und angegeben.

Man erhält standardisierte Werte, die sich nicht auf jeden Menschen direkt übertragen lassen. Es muss einerseits berücksichtigt werden, dass sowohl die individuelle Größe als auch Gewebeverteilung Unterschiede aufweisen, zum anderen, dass die Werte, die man bezüglich der bestrahlten Anteile der jeweiligen Gewebe postuliert (Patcas et al., 2012), für einzelne Feldgrößen nur grob abgeschätzt werden können (Nippe, 2017).

Die Messergebnisse zeigen, dass eine einschätzende Beurteilung der Strahlenbelastung anhand der erhaltenen Werte sehr gut möglich ist. Dies gilt insbesondere für den Vergleich der verschiedenen Aufnahmen.

Die Literatur belegt, dass die Bestimmung der jeweiligen Organdosen schwierig ist. Es muss die Größe und der relative Anteil der im bestrahlten Gebiet gelegenen Organe im Zusammenhang mit der sie dort belastenden Ortsdosis betrachtet werden. Letztere wird anhand des Gewebe-Wichtungsfaktors (siehe oben) errechnet.

Die effektive Dosis entspricht definitionsgemäß der Summe der Organdosen.

Diese effektive Dosis ist der beste Parameter zur objektiven Bewertung der tatsächlichen Strahlenbelastung des Individuums, sowie zur Abschätzung eines daraus resultierenden Risikos, an einem Tumorleiden oder einer deterministischen Strahlenwirkung zu erkranken (Krieger, 2011).

Methodenkritisch ist das Risiko zu erwähnen, dass es während der Messreihen unbeabsichtigt zum Verlust oder zum Vertauschen von Thermolumineszenzdetektoren kommen kann. Des Weiteren muss aufgrund der Tatsache, dass TLDs bei jeder einzelnen Messung strapaziert werden, berücksichtigt werden, dass diese gegenüber Rissbildungen sowie Verunreinigungen leicht anfällig sind (Krieger, 2011).

Eine solche Beschädigung mit möglichem Substanzverlust kann schon allein durch die Bewegung des TLDs mit dem Luftsauger oder einer Pinzette verursacht werden. Diese hätte eine Reduktion der Ladungskapazität bzw. Verfälschung der Daten zur Folge. Eine solche Beschädigung ist mit bloßem Auge nur schwierig festzustellen. Dieser Problematik wurde durch besondere Sorgfalt begegnet.

Gerade in Kombination mit dem *Alderson-Rando-Phantom* ist die Thermoluminiscenzdosimetrie eine der genauesten Methoden der Dosismessung und wird deshalb auch in anderen Bereichen des Strahlenschutzes -zum Beispiel integriert in die Dosimeter des Röntgenpersonals- angewendet (Krieger, 2011).

In Bezug auf das *Alderson-Rando-Phantom* sei erwähnt, dass bei unseren Messungen jede TLD-Position im Sinne von Patcas et al. (Patcas et al., 2012) in Abhängigkeit von den vorgegebenen Bohrungen des Phantoms individuell bestimmt wurde.

Analog dem Vorgehen von Nippe wurde im Gegensatz zu historischen Untersuchungen explizit darauf geachtet, die TLD-Positionen so identisch wie möglich festzulegen und unzureichend übereinstimmende Positionierungen zu vermeiden (Nippe, 2017).

Die Arbeitsgruppe von Morant beispielsweise geht in ihrer Studie zu den Monte Carlo Untersuchungen (Morant et al., 2013) darauf ein, dass die TLD-Position oftmals nur schlecht definiert ist. Die Autoren positionierten die TLDs auf den Millimeter genau auf der Hautoberfläche, anders als in früheren Studien. So erwähnen Ludlow et al., dass die angebrachten TLDs nur in einem Bereich von einigen Zentimetern ungefähr an der jeweils gleichen Stelle positioniert worden waren (Ludlow et al., 2006).

In der vorliegenden Studie wurden die TLDs zur Messung der Strahlenbelastung der Augenlinse nicht von außen auf die Augen geklebt, sondern in Bohrungen positioniert, die im Rahmen einer vorhergehenden Untersuchung eigens festgelegt worden waren (Nippe, 2017).

Im Hinblick auf die Aufnahmeparameter wurden die Röntengeräte entsprechend einem erwachsenen weiblichen Patienten eingestellt.

Aufgrund der Tatsache, dass es sich beim verwendeten *Alderson-Rando-Phantom* um einen weiblichen Schädel handelt, dürften die gemessenen Dosis-Werte somit annähernd der korrespondierenden klinischen Situation entsprechen.

Demzufolge stellen die in dieser Studie ermittelten Werte verlässliche Angaben über die Strahlendosen der einzelnen Röntengeräte bei Anwendung der gewählten Parameter dar.

5.2 Diskussion der durchgeführten Messungen

Obgleich die Organdosis der Schilddrüse bei einem FRS an den drei Geräten (Orthophos XG^{Plus}, Veraviewepocs 3D F40 und Multigraph) mit unterschiedlichen Schutzeinrichtungen in der vorliegenden Studie nachgewiesen werden konnte, darf nicht außer Acht gelassen werden, dass jede experimentelle Untersuchung, die Messungen sowie Berechnung enthält, einer gewissen Fehlerwahrscheinlich unterliegt (Hoogeveen, Martens, van der Stelt, & Berkhout, 2015).

Dabei unterscheidet man zwischen systematischen und zufälligen Fehlern, wobei Erstgenannte aufgrund ihrer Natur -gemäß den oben genannten Autoren- nicht quantifizierbar sind. Bei einer vergleichenden Messung wären zwar die Absolutwerte inkorrekt, die relativen Unterschiede könnten dennoch korrekt sein.

Als eine mögliche systematische Fehlerquelle wäre beispielsweise die inkorrekte Kalibrierung der TLDs oder Ungewissheiten bei den Gewebewichtungsfaktoren denkbar. Allerdings können diese Fehler, die durch bestimmte Messwerte aufgedeckt werden, durch deren Korrektur beseitigt werden. So konnte beispielsweise durch die Verbesserung der Positionierung des CTP sein protektiver Effekt verifiziert werden.

Im Gegensatz zu den systematischen Fehlern, spielen die Zufallsfehler bei der vergleichenden Dosimetrie eine wichtige Rolle. Die Entstehung solcher Fehler ist vor allem bei dosimetrischen Messungen an einem *Alderson-Rando-Phantom* bekannt. Dazu zählen beispielsweise die Ungenauigkeiten im Kalibrierungsprozess, die Dosis-Wirkung der Dosimeter und ihr Ausleseprozess, der Ausgleich der Hintergrundstrahlung sowie die Leistung des Röntgengenerators (Hoogeveen, Martens, et al., 2015).

Folglich darf auch in der vorliegenden Studie die Tatsache, dass das *Alderson-Rando-Phantom* bei den unterschiedlichen Messungen nicht jedes Mal exakt an der gleichen Position sowie im gleichen Winkel zur Röntgenröhre platziert werden konnte, nicht vernachlässigt werden (Patcas et al., 2012).

Des Weiteren muss berücksichtigt werden, dass die Position der Schilddrüse altersabhängig ist und sie sich während der Pubertät nach kaudal bewegt (Crelin, 1973).

Die variable Lage, Größe und Ausdehnung der Schilddrüse sollte ebenfalls individuell betrachtet und eingeschätzt werden (Gray et al., 2005).

Daraus lässt sich schlussfolgern, dass das Anlegen des "Bleikragens" als sehr subjektiv betrachtet werden sollte und sich ferner die Positionierung der "*CTP-Thyroid-*

protectors" am *Alderson-Rando-Phantom* schwieriger erweist als am Individuum, da bei diesem die Schilddrüse im Gegensatz zum "starren" Phantom palpabel ist. Desweiteren gilt, dass *in vitro* -am Phantom- die Schilddrüsendosis punktuell gemessen wurde, wohingegen die Schilddrüsenbelastung am Patienten flächenhafter ist. Auch die unterschiedlichen effektiven Dosen der bereits oben erwähnten Aufnahmearten lassen sich teilweise dadurch erklären, dass die Aufnahmen nicht identisch eingblendet wurden und dass Aspekte der Aufnahmequalität nicht im Vordergrund der Untersuchung standen. Dabei ist anhand der in Kapitel 4.1 dargestellten Röntgenbilder (FRS-Aufnahmen) erkennbar, dass das Veraviewepocs mit einer geringeren gewählten Dosis eine schlechtere Bildqualität erreicht als die beiden anderen verwendeten Geräte. Ebenfalls ist auffällig, dass die Kephhalostat-Aufnahmen mit dem gesamten Hirnschädel erfolgten; die Dentalgeräte jedoch stärker eingblendet waren.

5.3 Diskussion der Messergebnisse

Die von uns gemessenen Werte liegen in dem Bereich, der auch von anderen Arbeitsgruppen berichtet wurde. So gibt Patcas für das FRS eine effektive Dosis von 5,03 μSv ohne Schutz und 3,30 μSv mit Schilddrüsenschutz an. Dabei konnte der Anteil der Schilddrüsendosis an der Gesamtdosis durch dem Schutz von 35,79% auf 9,70% reduziert werden (Patcas et al., 2012).

Analog ergab unsere Messung für das Orthophos-Gerät mit kranialer Einblendung und normaler Umlaufzeit ohne Schilddrüsenschutz eine effektive Dosis von 5,78 μSv , mit Schutz 2,25 μSv (Bleikragen) bzw. 2,26 μSv (CTP). Anteilig war die Schilddrüse mit 62% bzw. 17% und 18% betroffen. Da das Orthophosgerät im klinischen Betrieb im *Quick-Mode* betrieben wird, ergeben sich in der Routine niedrigere Werte, die den gemessenen allerdings direkt proportional sind, da bei gleichem *Field of View* und gleichen Röhrenparametern nur die Scanzeit entsprechend verkürzt ist. Diese errechneten Werte sind in der Tabelle 15 grau dargestellt.

Etwas höhere effektive Dosen fanden wir bei dem Schädelröntgengerät mit vier Meter Fokus-Objekt-Abstand, wobei auch bei diesem Gerät auf jegliche Einblendung des Schädels verzichtet wurde. An der effektiven Dosis von 7,94 μSv war die Schilddrüse mit 35% beteiligt, mit CTP betrug die effektive Dosis 6,83 μSv , erwartungsgemäß war der Schilddrüsenanteil auf 18% gesunken.

Deutlich niedrigere Werte wies das Verviewepocs auf. Hier betrug die effektive Dosis 1,7 μSv mit einem Schilddrüsenanteil von 24%, mit Bleikragen war eine Reduktion auf 1,08 μSv mit einem resultierenden Schilddrüsenanteil von 11% möglich. Bei dieser Messung wurde eine maximale kraniale als auch posteriore Einblendung verwendet. Außerdem war die Bildqualität mit der gewählten Einstellung der der anderen Geräte deutlich unterlegen.

Die Messungen mit nicht korrekt platziertem CTP bleiben bei der oben genannten Auswertung unberücksichtigt, da bei den ersten Messungen mit dem CTP auffiel, dass kein protektiver Effekt zu bemerken war.

Die vermeintliche Ursache dafür ist, dass die TLDs 1 und 2 zwar entsprechend den anatomischen Strukturen des *Alderson-Rando-Phantoms* im Bereich der Schilddrüse positioniert worden sind (Patcas et al., 2012), in unserem ursprünglichen Versuchsaufbau aber anscheinend nicht vollständig durch den *CTP* geschützt werden. Dadurch ergibt sich eine "Fehlmessung", die beim realen Patienten so nicht auftreten würde, da hier das Schilddrüsenengewebe individuell räumlich und nicht punktförmig verteilt ist.

Dieses Problem erforderte eine Anpassung des Versuchsaufbaus. Mittels eines C-Bogens wurde die exakte Lage der TLDs für die Schilddrüse bestimmt und der *CTP* - abweichend von der Gebrauchsanweisung- mit Hilfe von Klebeband auf Höhe der TLDs eins und zwei (Rando Level 9) am *Alderson-Rando-Phantom* fixiert.

Bei der Auswertung nach *ICRP 1990* ergibt sich ein ähnliches Bild als nach *ICRP 2007*, es wird aber deutlich, dass das Dosisniveau etwas niedriger liegt, da die Speicheldrüsenbelastung nicht in gleichem Maße berücksichtigt ist, wie die Tabelle 16 darstellt.

5.4 Diskussion der klinischen Konsequenzen

Die Fernröntgenseitenaufnahmen zählen zu den Röntgenaufnahmen, die vielfach zur Planung und Einschätzung orthodontischer Therapien verwendet werden. Die Verwendung von Röntgenstrahlung geht immer mit einem Risiko einher, so dass man nach dem *ALARA-Prinzip* ("*as low as reasonably achievable*") handeln und die Patienten keiner unnötigen Strahlenbelastung aussetzen sollte (Hoogeveen, Rottke, van der Stelt, & Berkhout, 2015). Trotz immer weiter verbesserter Technik bei neueren Röntgengeräten, die mit immer geringeren Dosen auskommen, dürfen die verbleibenden Risiken der ionisierenden Strahlung keinesfalls außer Acht gelassen werden (Brenner & Hall, 2007). Dies trifft besonders zu, da die kieferorthopädische Behandlung häufig bei Kindern, Jugendlichen und Heranwachsenden durchgeführt wird, bei denen ein erhöhtes Schädigungsrisiko besteht. Da auch geringe Strahledosen ein Leukämierisiko induzieren, sollte die diagnostische Information immer mit der geringsten Strahlenbelastung gewonnen werden (Leuraud et al., 2015).

Eine einfache Möglichkeit, die Strahlenbelastung zu reduzieren, ist demzufolge, das bestrahlte Areal auf den Bereich einzugrenzen, der von diagnostischem Interesse ist und somit den Patienten vor zusätzlicher Strahlung zu schützen. Diese Maßnahme verbessert auch die Bildqualität, da Streustrahlung vermindert wird.

Die Schilddrüsenregion selbst ist beim FRS ohne diagnostische Information für dentale und kieferorthopädische Behandlungen. Deshalb sollte darauf geachtet werden, diesen strahlensensiblen Bereich während der *Kephalographie* (FRS) nicht unnötiger Strahlung auszusetzen, da aufgrund erhöhter Strahlenbelastung ein erhöhtes Risiko besteht, an einem Schilddrüsentumor zu erkranken (Memon, Godwar, Williams, Siddique, & Al-Saleh, 2010).

Aufgrund dieses Risikos sowie der in dieser Studie gewonnenen Ergebnisse bezüglich der Organdosis der Schilddrüse sollte in Erwägung gezogen werden, den Halsbereich eventuell komplett vor Strahlung zu schützen und durch Einblendung abzuschirmen (Ulrich Wahlmann, 2017).

Für die Bestimmung des skelettalen Patientenalters sollte, bezogen auf die kieferorthopädische Behandlungsplanung, anstelle der FRS besser die Handröntgenaufnahme in Betracht gezogen werden, welche schon seit Jahrzehnten zur Ermittlung

des Wachstumsschubes verwendet wird (Hägg & Taranger, 1980), (Kirschneck & Proff, 2018).

In den letzten Jahren wurde demgegenüber die Handröntgenaufnahme zur Altersbestimmung mehr und mehr durch die Halswirbelanalyse in der Fernröntgenaufnahme ersetzt (Isaacson et al., 2008), um die zusätzliche Handaufnahme einzusparen. Dies ist aus strahlenhygienischer Sicht aber nicht sinnvoll, da die effektive Dosis der Handaufnahme geringer ist als die Dosis, die durch Bestrahlung des Halses entsteht (Patcas et al., 2012).

Bei dem Gewebe der Hand handelt es sich im Gegensatz zur Schilddrüse um ein relativ wenig strahlensensibles Gewebe und die effektiven Dosiswerte der Handröntgenaufnahme liegen bei nur 0,1 μSv (Manzoor Mughal et al., 2014).

Im Prinzip sollte man überlegen, ob es möglich ist, auf die Darstellung des Halses gegebenenfalls vollständig zu verzichten. Diese Maßnahme würde die Einstellung erleichtern und die Strahlenbelastung noch weiter reduzieren (Ulrich Wahlmann, 2017).

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Studie war es, die Strahlenbelastung von Fernröntgenseitenaufnahmen mit und ohne Abschirmung der Schilddrüse zu messen. Neben der effektiven Dosis wurde auch die Organdosis der Schilddrüse detektiert und die gewonnenen Werte dokumentiert und miteinander verglichen.

Die Messungen wurden an drei unterschiedlichen Geräten -Sirona Orthophos XG^{Plus}, Morita Veraviewepocs 3 D F40 und Siemens Multigraph- die in der zahnärztlichen Röntgenabteilung der Universitätsklinik Regensburg zur Anfertigung von Fernröntgenseitbildern verwendet werden, durchgeführt.

Mit Hilfe von Thermolumineszenzdetektoren, die in einem anthropomorphen *Alderson-Rando-Phantom* positioniert worden sind, wurden Messungen zur Ermittlung der einzelnen Dosis-Expositionen am Menschen durchgeführt.

Dabei wurden die Positionen der TLDs entsprechend der Studie von Patcas et al. gewählt (Patcas et al., 2012).

Anhand der Messungen an den in dieser Studie verwendeten Röntgengeräten wird ersichtlich, dass es sich lohnt, die bestrahlte Region gezielt einzublenden, um möglichst geringe effektive Dosen zu erzielen.

Im Hinblick auf die Auswertung und nachfolgende Diskussion sowie den Vergleich der einzelnen Röntgengeräte fiel auf, dass das Dentalröntgengerät Morita Veraviewepocs 3 D F40 die geringsten Dosiswerte aufwies, das Schädelröntgengerät Siemens Multigraph dagegen die höchsten aufzeigte, bei allerdings sehr unterschiedlicher Abbildungsqualität.

Außerdem sei erwähnt, dass bei richtig angelegtem Thyroidschutz, sei es durch den "*Bleikragen*" oder den *CTP* -wobei der Letztgenannte mit höchster Genauigkeit platziert werden muss- die Organdosis der Schilddrüse immer noch bei über 0,1 μSv liegt, der effektiven Dosis einer zusätzlichen bzw. alternativen Handröntgenaufnahme.

Aufgrund der Tatsache, dass die Schilddrüse strahlenempfindlicher ist als die Hand, sollte zur Altersbestimmung nach Möglichkeit die Handaufnahme bevorzugt werden. Auf jeden Fall sollte bei der Fernröntgenaufnahme nicht auf den Schilddrüsenschutz verzichtet werden.

7 Anhang

Tabelle 17: Auflistung der einzelnen Messpunkte zu den für die von der ICRP festgelegten Gewebe-Wichtungsfaktoren bezogen auf die Werte von 2007 (ICRP, 2007)

| Organ | von ICRP angegebenes Organ | Lokalisationsort | Rando-Level |
|-------------------------|-------------------------------|-----------------------------------|-------------|
| Knochenmark | Mandibula | Gl. submandibularis rechts/ links | 6 |
| | Calvarium | Kopf rechts/ links | 2 |
| | | Kopf anterior/ posterior | 1 |
| Halswirbelsäule | Halswirbelsäule | Wirbelsäule rechts/ links | 7 |
| | | Spinalkanal | 6 |
| Thyroid | Thyroid | Thyroid rechts/ links | 9 |
| Ösophagus | Ösophagus | Thyroid rechts/ links | 9 |
| Knochenoberfläche | Mandibula | Gl. submandibularis rechts/ links | 6 |
| | Calvarium | Kopf rechts/ links | 2 |
| | | Kopf anterior/ posterior | 1 |
| Halswirbelsäule | Halswirbelsäule | Wirbelsäule rechts/ links | 7 |
| | | Spinalkanal | 6 |
| Speicheldrüsen | Parotis | Parotis rechts/ links | 5 |
| | Submandibulär | Gl. submandibularis rechts/ links | 6 |
| | Sublingual | Gl. sublingualis | 7 |
| Haut | Haut | Parotis rechts/ links | 5 |
| | | Linse rechts/ links | 3 |
| Kopf | Kopf | Hypophyse | 3 |
| | | Kopf rechts/ links | 2 |
| | | Kopf anterior/ posterior | 1 |
| Muskel | Muskel | Thyroid rechts/ links | 9 |
| | | Wirbelsäule rechts/ links | 7 |
| | | Gl. sublingualis | 7 |
| | | Spinalkanal | 6 |
| | | Gl. submandibularis rechts/ links | 6 |
| | | Parotis rechts/ links | 5 |
| | | Hypophyse | 3 |
| Restl. Gewebe | Lymphknoten | Thyroid rechts/ links | 9 |
| | | Wirbelsäule rechts/ links | 7 |
| | | Gl. sublingualis | 7 |
| | | Spinalkanal | 6 |
| | | Gl. submandibularis rechts/ links | 6 |
| | | Parotis rechts/ links | 5 |
| Extrathorakaler Luftweg | Extrathorakaler Luftweg | Thyroid rechts/ links | 9 |
| | | Wirbelsäule rechts/ links | 7 |
| | | Gl. sublingualis | 7 |
| | | Spinalkanal | 6 |
| | | Gl. submandibularis rechts/ links | 6 |
| | | Parotis rechts/ links | 5 |
| | | Hypophyse | 3 |
| Linse rechts | 3 | | |
| Mundschleimhaut | Mundschleimhaut | Thyroid rechts/ links | 9 |
| | | Wirbelsäule rechts/ links | 7 |
| | | Gl. sublingualis | 7 |
| | | Spinalkanal | 6 |
| | | Gl. submandibularis rechts/ links | 6 |
| | | Parotis rechts/ links | 5 |
| | | Hypophyse | 3 |
| Linse rechts/ links | 3 | | |

Tabelle 18: Gewebe- Wichtungsfaktoren der ICRP von 1990 und 2007 (ICRP, 2007)

| Gewebe | ICRP 1990 P60 w(T) | ICRP P103 2007 w(T) |
|-------------------|--------------------|---------------------|
| Knochenmark | 0,12 | 0,12 |
| Brust | 0,05 | 0,12 |
| Colon | 0,12 | 0,12 |
| Lunge | 0,12 | 0,12 |
| Magen | 0,12 | 0,12 |
| Harnblase | 0,05 | 0,04 |
| Oesophagus | 0,05 | 0,04 |
| Gonaden | 0,2 | 0,08 |
| Leber | 0,05 | 0,04 |
| Gl. Thyroidea | 0,05 | 0,04 |
| Knochenoberfläche | 0,01 | 0,01 |
| Gehirn | rest. Gewebe | 0,01 |
| Nieren | - | 0,01 |
| Speicheldrüsen | - | 0,01 |
| Haut | 0,01 | 0,01 |
| Restliche Gewebe | 0,05 | 0,12 |

Unter der Angabe "restliches Gewebe" werden folgende Organe zusammengefasst:

- für die von der *ICRP* angegebenen Gewebe-Wichtungsfaktoren von 1990:

Nebennieren, Gehirn, Dickdarm, Dünndarm, Nieren, Muskeln, Pankreas, Milz, Thymus, Uterus

- für die von der *ICRP* angegebenen Gewebe-Wichtungsfaktoren von 2007:

-Fettgewebe, Nebenniere, verbindende Gewebe, extrathorakale Atemwege, Gallenblase, Herzwände, Lymphknoten, Muskeln, Pankreas, Prostata, SI Wand, Milz, Thymus, Uterus/ Cervix

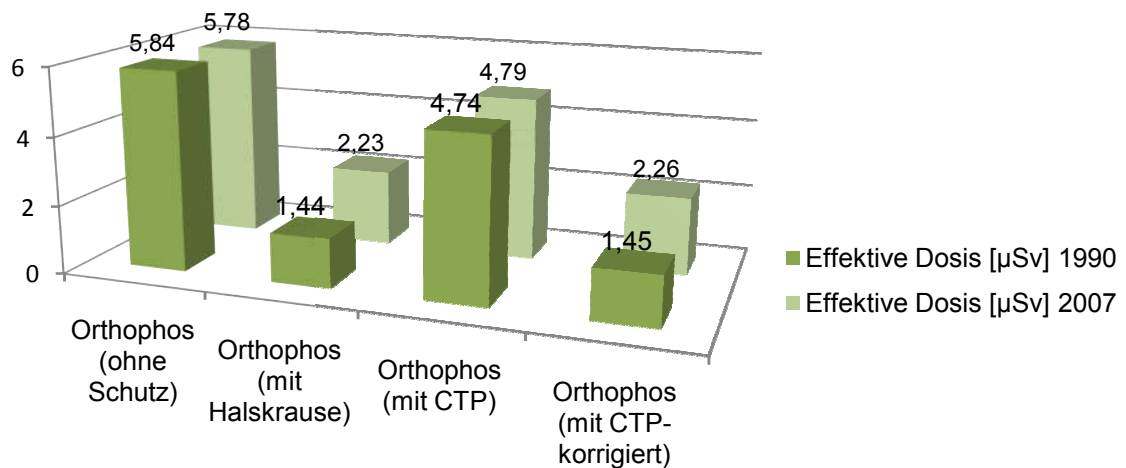
Tabelle 19: Übersicht über den geschätzten prozentualen Anteil der Bestrahlung der Gewebe in Zusammenhang mit den dementsprechenden Thermolumineszenzdetektoren (Patcas et al., 2012)

| Gewebe | Von ICRP-gekennzeichnetes Organ | Anteil des gesamten bestrahlten Organs (%) | Korrespondierende TLD- Nr. | Bestrahlter Anteil (%) |
|--------------------------|---------------------------------|--|----------------------------|------------------------|
| Knochenmark | Unterkiefer | 1,30 | 7 und 8 | 16,5 |
| | Schädelknochen | 11,80 | 16, 17,18 und 19 | |
| | Wirbelsäule | 3,40 | 3, 4 und 6 | |
| Ösophagus | Ösophagus | 10,00 | 1 und 2 | 10,0 |
| Thyroid | Thyroid | 100,00 | 1 und 2 | 100,0 |
| Knochenoberfläche | Unterkiefer | 1,30 | 7 und 8 | |
| | Calvarium | 11,80 | 16,17,18 und 19 | |
| | Wirbelsäule | 3,40 | 3,4 und 6 | |
| Kopf | Kopf | 100,00 | 13,16,17,18 und 19 | 100,0 |
| Speicheldrüsen | Gl. Parotis | 33,00 | 11 und 12 | |
| | Gl. Submandibularis | 33,00 | 7 und 8 | |
| | Gl. Sublingualis | 33,00 | 5 | |
| Haut | Haut | 5,0 | 11,12 ,14 und 15 | 5,0 |
| Muskel | Muskel | 5,0 | 1-8 und 11-13 | 5,0 |
| Restliches Gewebe | Lymphknoten | 5,0 | 1-8 und 11-12 | |
| | Extrathorakale Atemwege | 100,00 | 1-8 und 11-14 | |
| | Orale Schleimhaut/ Mukosa | 100,00 | 1-8 und 11-15 | |

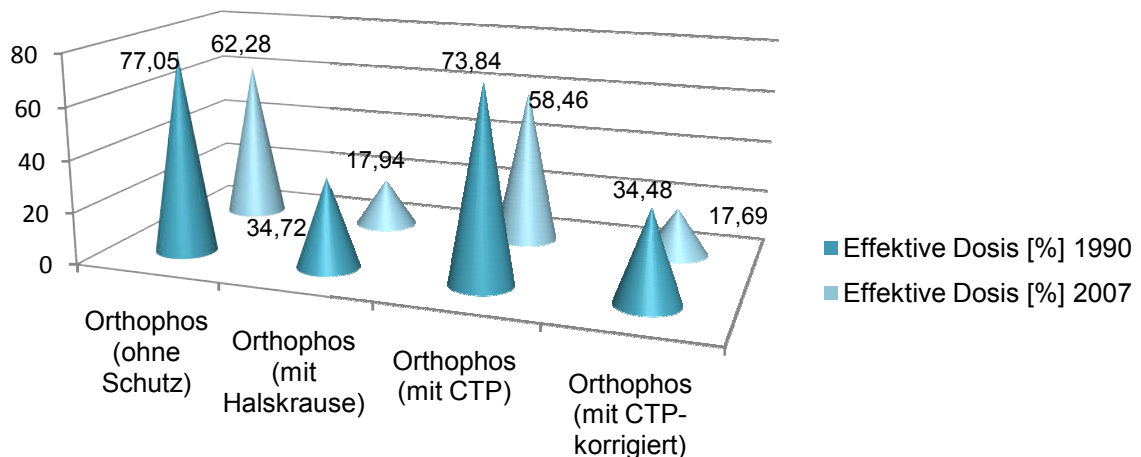
7.1 Diagramme

Im Folgenden werden die ermittelten Messwerte zum einen zur besseren Übersicht, zum anderen zum direkten Vergleich miteinander in unterschiedlichen Diagrammen dargestellt.

7.1.1 Gesamtdosen am Sirona Orthophos XG Plus

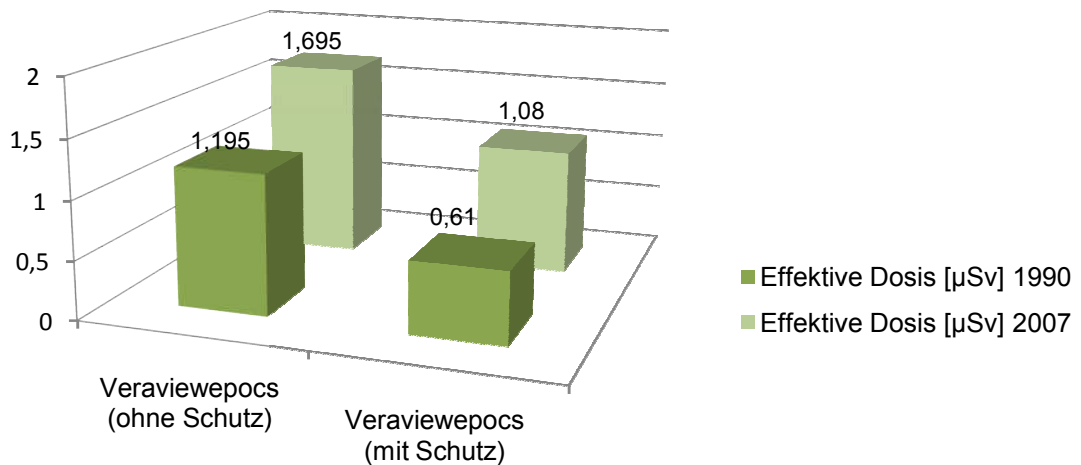


Das Diagramm zeigt die Gesamtdosen der Organdosis in allen Geweben [μSv], die nach *ICRPs* 1990 und 2007 errechnet worden sind und am Orthophos unter verschiedenen Aufnahme-modalitäten ermittelt wurden.

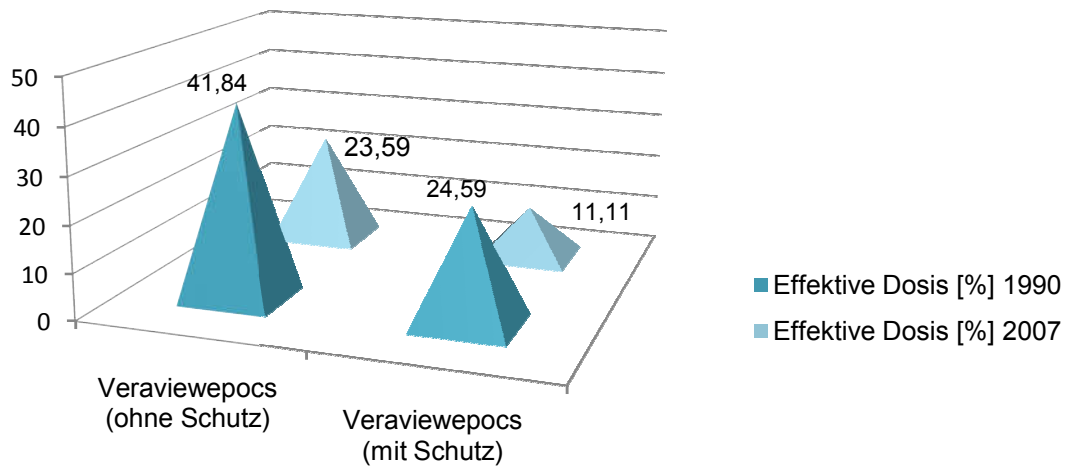


In diesem Diagramm sind die einzelnen Werte der Organdosis bezogen auf die Schilddrüse in % dargestellt. Hier wurden ebenfalls die unterschiedlichen Aufnahme-modalitäten am Orthophos berücksichtigt.

7.1.2 Gesamtdosen am Morita Veraviewepocs 3 D F40

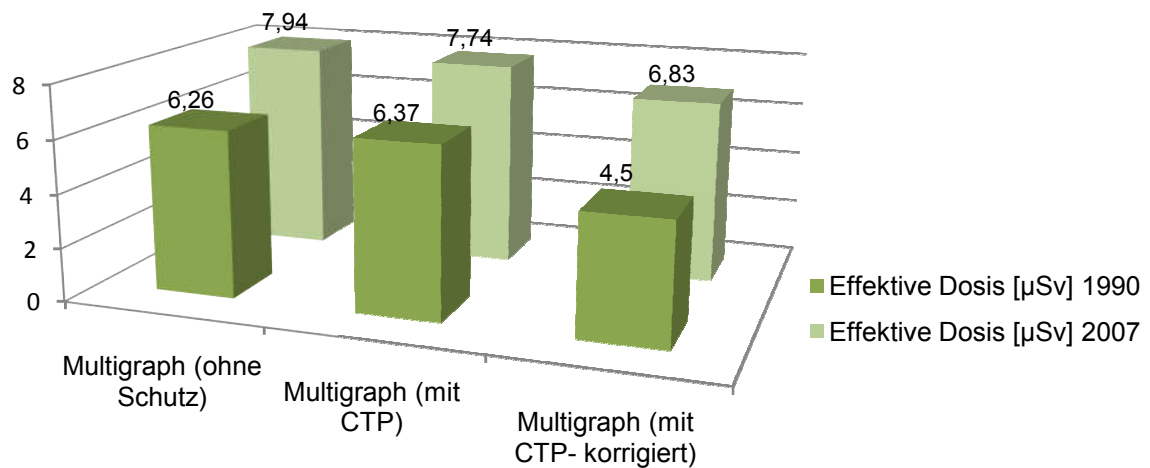


Das Diagramm zeigt die Gesamtdosen der Organdosis in allen Geweben [µSv], die nach ICRP 1990 und 2007 errechnet worden sind und am Veraviewepocs unter verschiedenen Aufnahmemodalitäten ermittelt wurden.

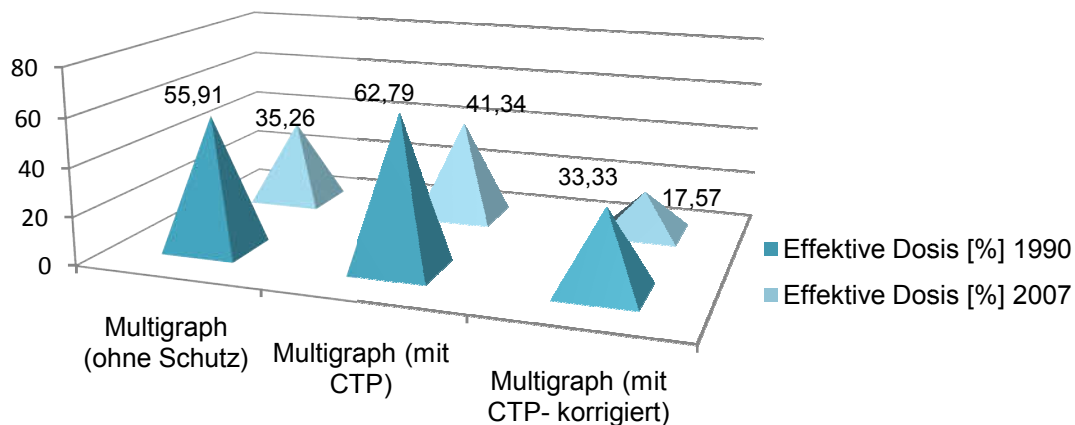


In diesem Diagramm sind die einzelnen Werte der Organdosis bezogen auf die Schilddrüse in % dargestellt. Hier wurden ebenfalls die unterschiedlichen Aufnahmemodalitäten am Veraviewepocs berücksichtigt.

7.1.3 Gesamtdosen am Siemens Multigraph



Das Diagramm zeigt die Gesamtdosen der Organdosis in allen Geweben [μSv], die nach ICRP 1990 und 2007 errechnet worden sind und am Siemens Multigraph unter verschiedenen Aufnahme-modalitäten ermittelt wurden.

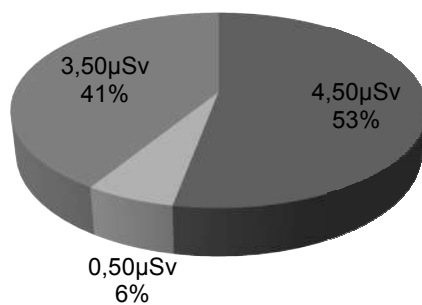


In diesem Diagramm sind die einzelnen Werte der Dosis bezogen auf die Schilddrüse in % dargestellt. Hier wurden ebenfalls die unterschiedlichen Aufnahme-modalitäten am Multigraph berücksichtigt.

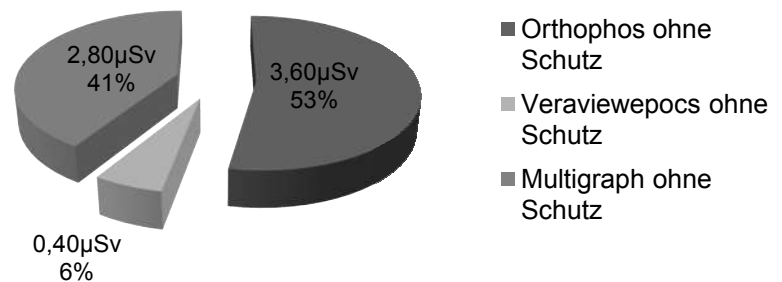
7.1.4 Schilddrüsenorgandosis ohne Thyroidabschirmung

Die beiden gegenübergestellten Diagramm-Torten veranschaulichen die Organdosen der Schilddrüse sowohl in [μSv] als auch % bezogen auf die Versuchsreihe ohne Thyroidabschirmung an den drei verwendeten Röntengeräten.

Organdosis 1990



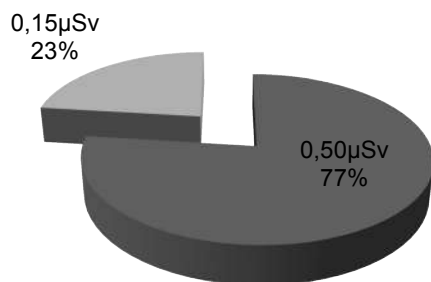
Organdosis 2007



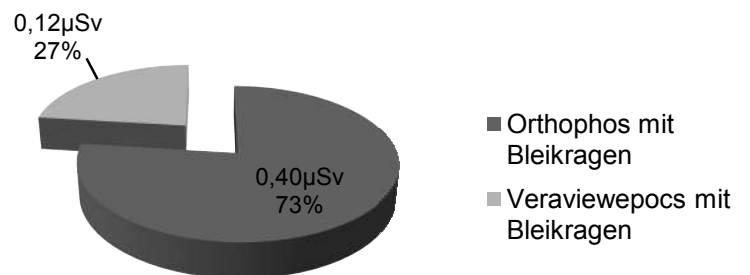
7.1.5 Schilddrüsenorgandosis mit Thyroidabschirmung ("*Bleikragen*")

Die beiden gegenübergestellten Diagramm-Torten veranschaulichen die Dosen der Schilddrüse sowohl in [μSv] als auch % bezogen auf die Versuchsreihe mit Thyroidabschirmung ("*Bleikragen*") am Orthophos und am Veraviewepocs.

Organdosis 1990



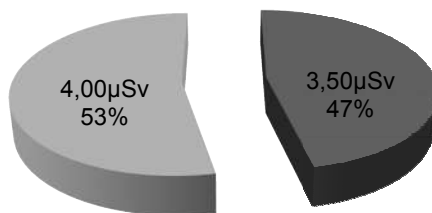
Organdosis 2007



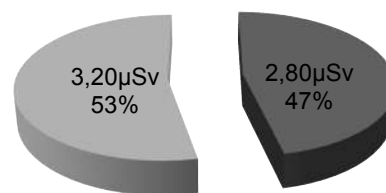
7.1.6 Schilddrüsenorgandosis mit Thyroidabschirmung (CTP)

Die beiden gegenübergestellten Diagramm-Torten veranschaulichen die effektiven Dosen der Schilddrüse sowohl in [μSv] als auch % bezogen auf die Versuchsreihe mit Thyroidabschirmung (CTP) am Orthophos und am Multigraph.

Organdosis 1990



Organdosis 2007

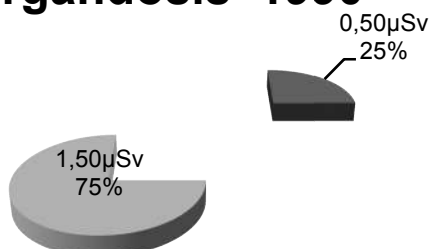


- Orthophos mit Schutz (CTP)
- Multigraph mit Schutz (CTP)

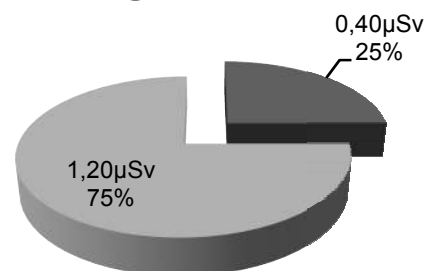
7.1.7 Schilddrüsenorgandosis mit Thyroidabschirmung (CTP-korrigiert)

Die beiden gegenübergestellten Diagramm-Torten veranschaulichen die effektiven Dosen der Schilddrüse sowohl in [μSv] als auch % bezogen auf die Versuchsreihe mit einer erneuten Thyroidabschirmung mit dem CTP am Orthophos und am Multigraph. Aufgrund der Tatsache, dass die Werte der vorhergehenden Messung mit Thyroidabschirmung zu hoch waren, wurde dieser Versuch ein weiteres Mal durchgeführt.

Organdosis 1990

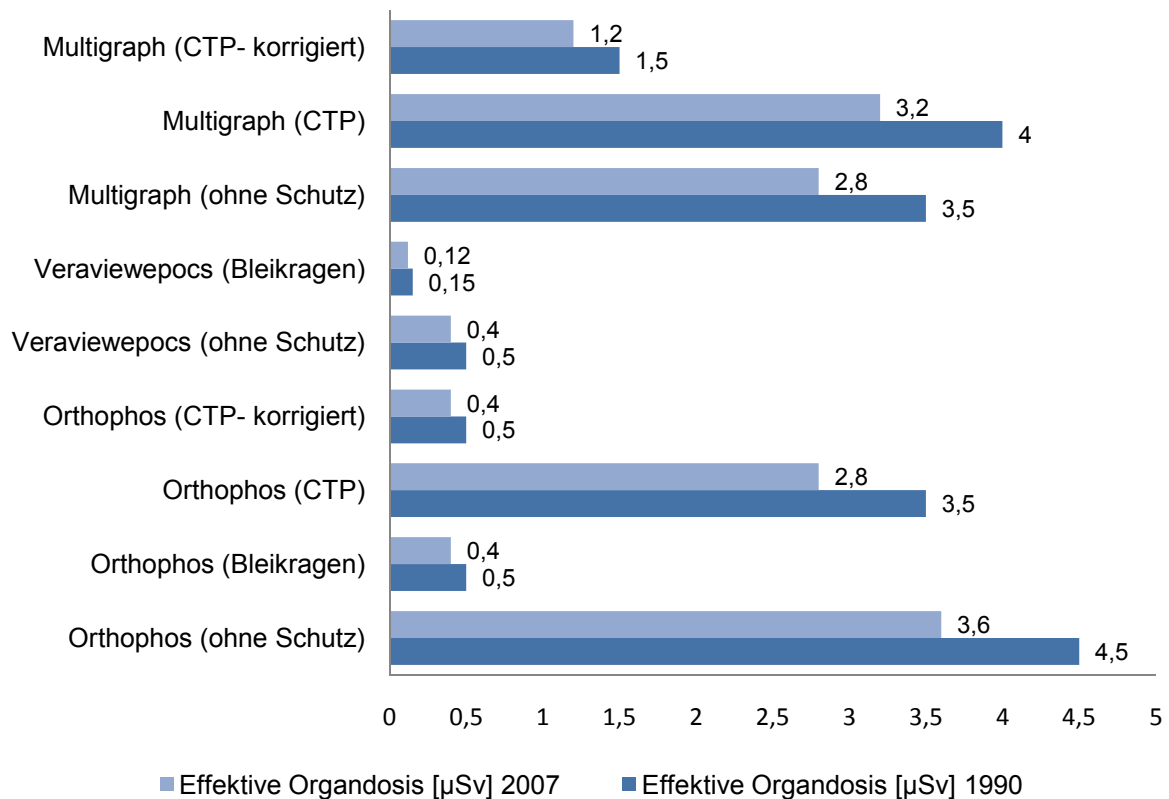


Organdosis 2007



- Orthophos mit Schutz (CTP-korrigiert)
- Multigraph mit Schutz (CTP-korrigiert)

7.1.8 Übersicht über die ermittelten effektiven Organdosen der Schilddrüse



Das dargestellte Diagramm gibt eine Übersicht über die ermittelte Organdosis im Hinblick auf die Schilddrüse. Die aufgelisteten Werte wurden in μ Sv errechnet, wobei auch in dieser Darstellung wurde zwischen dem *ICRP* 1990 und 2007 unterschieden wurde.

Ebenso erschien es unabdingbar, jeden einzelnen Versuchsaufbau -FRS mit oder ohne Thyroidabschirmung- in den direkten Vergleich mit einzubeziehen.

7.2.10 Übersicht über die errechnete Äquivalenzdosis sowie die effektiven Organdosen an den jeweiligen Röntengeräten

| Gerät | Gewebe | Anteil, des gesamten Organs, welcher bestrahlt wird (%) | Absorbierte Dosis [mGy] | Äquivalenzdosis [μ Sv] | TWF ICRP 1990 | TWF ICRP 2007 | Effektive Organdosis [μ Sv] 1990 | Effektive Organdosis (%) 1990 | Effektive Organdosis [μ Sv] 2007 | Effektive Organdosis (%) 2007 |
|------------------------------------|-------------------|---|-------------------------|-----------------------------|---------------|---------------|---------------------------------------|-------------------------------|---------------------------------------|-------------------------------|
| Orthophos- ohne Thyroidabschirmung | | | | | | | | | | |
| | Knochenmark | 16,50 | 0,04 | 6,60 | 0,12 | 0,12 | 0,79 | 13,36 | 0,79 | 13,67 |
| | Thyroid | 100,00 | 0,09 | 90,00 | 0,05 | 0,04 | 4,50 | 77,05 | 3,60 | 62,28 |
| | Ösophagus | 10,00 | 0,09 | 9,00 | 0,05 | 0,04 | 0,45 | 7,71 | 0,36 | 6,23 |
| | Knochenoberfläche | 16,50 | 0,04 | 6,60 | 0,01 | 0,01 | 0,07 | 1,19 | 0,07 | 1,21 |
| | Speicheldrüsen | 100,00 | 0,07 | 70,00 | - | 0,01 | - | - | 0,70 | 12,11 |
| | Haut | 5,00 | 0,06 | 3,00 | 0,01 | 0,01 | 0,03 | 0,51 | 0,03 | 0,52 |
| | Kopf | 100,00 | 0,02 | 20,00 | - | 0,01 | - | - | 0,20 | 3,46 |
| | Muskel | 5,00 | 0,06 | 3,00 | - | 0,009 | - | - | 0,03 | 0,52 |
| | Restl. Gewebe | - | 0,06 | 0,00 | 0,05 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | | | | | | | <u>5,84</u> | | <u>5,78</u> | |
| | | | | | | | | | | |

| | | | | | | | | | | |
|---------------------------------------|-------------------|--------|------|-------|------|-------|--------------|-------|--------------|-------|
| Veraviewepocs- ohne Abschirmung | | | | | | | | | | |
| | Knochenmark | 16,50 | 0,03 | 4,95 | 0,12 | 0,12 | 0,59 | 49,37 | 0,59 | 34,81 |
| | Thyroid | 100,00 | 0,01 | 10,00 | 0,05 | 0,04 | 0,50 | 41,84 | 0,40 | 23,59 |
| | Ösophagus | 10,00 | 0,01 | 1,00 | 0,05 | 0,04 | 0,05 | 4,18 | 0,04 | 2,35 |
| | Knochenoberfläche | 16,50 | 0,03 | 4,95 | 0,01 | 0,01 | 0,05 | 4,18 | 0,05 | 2,95 |
| | Speicheldrüsen | 100,00 | 0,04 | 40,00 | - | 0,01 | - | - | 0,40 | 23,59 |
| | Haut | 5,00 | 0,01 | 0,50 | 0,01 | 0,01 | 0,005 | 0,42 | 0,005 | 0,29 |
| | Kopf | 100,00 | 0,02 | 20,00 | - | 0,01 | - | - | 0,20 | 11,79 |
| | Muskel | 5,00 | 0,03 | 1,50 | - | 0,009 | - | - | 0,01 | 0,59 |
| | Restl. Gewebe | - | 0,05 | 0,00 | 0,05 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | | | | | | | <u>1,195</u> | | <u>1,695</u> | |

| Gerät | Gewebe | Anteil, des gesamten Organs, welcher bestrahlt wird (%) | Absorbierte Dosis [mGy] | Äquivalenzdosis [μ Sv] | TWF ICRP 1990 | TWF ICRP 2007 | Effektive Organdosis [μ Sv] 1990 | Effektive Organdosis (%) 1990 | Effektive Organdosis [μ Sv] 2007 | Effektive Organdosis (%) 2007 |
|------------------------------|-------------------|---|-------------------------|-----------------------------|---------------|---------------|---------------------------------------|-------------------------------|---------------------------------------|-------------------------------|
| Multigraph- ohne Abschirmung | | | | | | | | | | |
| | Knochenmark | 16,50 | 0,11 | 18,15 | 0,12 | 0,12 | 2,18 | 34,82 | 2,18 | 27,45 |
| | Thyroid | 100,00 | 0,07 | 70,00 | 0,05 | 0,04 | 3,50 | 55,91 | 2,80 | 35,26 |
| | Ösophagus | 10,00 | 0,07 | 7,00 | 0,05 | 0,04 | 0,35 | 5,59 | 0,28 | 3,53 |
| | Knochenoberfläche | 16,50 | 0,11 | 18,15 | 0,01 | 0,01 | 0,18 | 2,88 | 0,18 | 2,27 |
| | Speicheldrüsen | 100,00 | 0,16 | 160,00 | - | 0,01 | - | - | 1,60 | 20,15 |
| | Haut | 5,00 | 0,09 | 4,50 | 0,01 | 0,01 | 0,05 | 0,79 | 0,05 | 0,63 |
| | Kopf | 100,00 | 0,08 | 80,00 | - | 0,01 | - | - | 0,80 | 10,08 |
| | Muskel | 5,00 | 0,12 | 6,00 | - | 0,009 | - | - | 0,05 | 0,63 |
| | Restl. Gewebe | - | 0,12 | 0,00 | 0,05 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | | | | | | | <u>6,26</u> | | <u>7,94</u> | |
| | | | | | | | | | | |

| | | | | | | | | | | |
|---------------------------|-------------------|--------|------|-------|------|-------|-------------|-------|-------------|-------|
| Orthophos- mit Bleikragen | | | | | | | | | | |
| | Knochenmark | 16,50 | 0,04 | 6,60 | 0,12 | 0,12 | 0,79 | 54,89 | 0,79 | 35,43 |
| | Thyroid | 100,00 | 0,01 | 10,00 | 0,05 | 0,04 | 0,50 | 34,72 | 0,40 | 17,94 |
| | Ösophagus | 10,00 | 0,01 | 1,00 | 0,05 | 0,04 | 0,05 | 3,47 | 0,04 | 1,79 |
| | Knochenoberfläche | 16,50 | 0,04 | 6,60 | 0,01 | 0,01 | 0,07 | 4,86 | 0,07 | 4,48 |
| | Speicheldrüsen | 100,00 | 0,07 | 70,00 | - | 0,01 | - | - | 0,70 | 31,39 |
| | Haut | 5,00 | 0,06 | 3,00 | 0,01 | 0,01 | 0,03 | 2,08 | 0,03 | 1,35 |
| | Kopf | 100,00 | 0,02 | 20,00 | - | 0,01 | - | - | 0,20 | 8,97 |
| | Muskel | 5,00 | 0,05 | 2,50 | - | 0,009 | - | - | 0,02 | 0,89 |
| | Restl. Gewebe | - | 0,05 | 0 | 0,05 | 0,12 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | | | | | | | <u>1,44</u> | | <u>2,23</u> | |

| Gerät | Gewebe | Anteil, des gesamten Organs, welcher bestrahlt wird (%) | Absorbierte Dosis [mGy] | Äquivalenzdosis [μ Sv] | TWF ICRP 1990 | TWF ICRP 2007 | Effektive Organdosis [μ Sv] 1990 | Effektive Organdosis (%) 1990 | Effektive Organdosis [μ Sv] 2007 | Effektive Organdosis (%) 2007 |
|-------------------------------|-------------------|---|-------------------------|-----------------------------|---------------|---------------|---------------------------------------|-------------------------------|---------------------------------------|-------------------------------|
| Veraviewepocs- mit Bleikragen | | | | | | | | | | |
| | Knochenmark | 16,50 | 0,02 | 3,30 | 0,12 | 0,12 | 0,39 | 63,93 | 0,39 | 36,11 |
| | Thyroid | 100,00 | 0,003 | 3,00 | 0,05 | 0,04 | 0,15 | 24,59 | 0,12 | 11,11 |
| | Ösophagus | 10,00 | 0,003 | 0,30 | 0,05 | 0,04 | 0,02 | 3,28 | 0,01 | 0,93 |
| | Knochenoberfläche | 16,50 | 0,02 | 3,30 | 0,01 | 0,01 | 0,03 | 4,92 | 0,03 | 2,78 |
| | Speicheldrüsen | 100,00 | 0,04 | 40,00 | - | 0,01 | - | - | 0,40 | 37,04 |
| | Haut | 5,00 | 0,03 | 1,50 | 0,01 | 0,01 | 0,02 | 3,28 | 0,02 | 1,85 |
| | Kopf | 100,00 | 0,01 | 10,00 | - | 0,01 | - | - | 0,10 | 9,26 |
| | Muskel | 5,00 | 0,03 | 1,50 | - | 0,009 | - | - | 0,01 | 0,93 |
| | Restl. Gewebe | - | 0,03 | 0,00 | 0,05 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | | | | | | | <u>0,61</u> | | <u>1,08</u> | |
| | | | | | | | | | | |

| | | | | | | | | | | |
|--------------------|-------------------|--------|------|-------|------|-------|-------------|-------|-------------|-------|
| Orthophos- mit CTP | | | | | | | | | | |
| | Knochenmark | 16,50 | 0,04 | 6,60 | 0,12 | 0,12 | 0,79 | 16,67 | 0,79 | 16,49 |
| | Thyroid | 100,00 | 0,07 | 70,00 | 0,05 | 0,04 | 3,50 | 73,84 | 2,80 | 58,46 |
| | Ösophagus | 10,00 | 0,07 | 7,00 | 0,05 | 0,04 | 0,35 | 7,38 | 0,28 | 5,85 |
| | Knochenoberfläche | 16,50 | 0,04 | 6,60 | 0,01 | 0,01 | 0,07 | 1,48 | 0,07 | 1,46 |
| | Speicheldrüsen | 100,00 | 0,06 | 60,00 | - | 0,01 | - | - | 0,60 | 12,53 |
| | Haut | 5,00 | 0,06 | 3,00 | 0,01 | 0,01 | 0,03 | 0,63 | 0,03 | 0,63 |
| | Kopf | 100,00 | 0,02 | 20,00 | - | 0,01 | - | - | 0,20 | 4,18 |
| | Muskel | 5,00 | 0,06 | 3,00 | - | 0,009 | - | - | 0,03 | 0,63 |
| | Restl. Gewebe | - | 0,06 | 0,00 | 0,05 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | | | | | | | <u>4,74</u> | | <u>4,79</u> | |

| Gerät | Gewebe | Anteil, des gesamten Organs, welcher bestrahlt wird (%) | Absorbierte Dosis [mGy] | Äquivalenzdosis [μ Sv] | TWF ICRP 1990 | TWF ICRP 2007 | Effektive Organdosis [μ Sv] 1990 | Effektive Organdosis (%) 1990 | Effektive Organdosis [μ Sv] 2007 | Effektive Organdosis (%) 2007 |
|---------------------|-------------------|---|-------------------------|-----------------------------|---------------|---------------|---------------------------------------|-------------------------------|---------------------------------------|-------------------------------|
| Multigraph- mit CTP | | | | | | | | | | |
| | Knochenmark | 16,50 | 0,09 | 14,85 | 0,12 | 0,12 | 1,78 | 27,94 | 1,78 | 22,99 |
| | Thyroid | 100,00 | 0,08 | 80,00 | 0,05 | 0,04 | 4,00 | 62,79 | 3,20 | 41,34 |
| | Ösophagus | 10,00 | 0,08 | 8,00 | 0,05 | 0,04 | 0,40 | 6,28 | 0,32 | 4,13 |
| | Knochenoberfläche | 16,50 | 0,09 | 14,85 | 0,01 | 0,01 | 0,15 | 2,35 | 0,15 | 1,94 |
| | Speicheldrüsen | 100,00 | 0,13 | 130,00 | - | 0,01 | - | - | 1,30 | 16,79 |
| | Haut | 5,00 | 0,07 | 3,50 | 0,01 | 0,01 | 0,04 | 0,63 | 0,04 | 0,52 |
| | Kopf | 100,00 | 0,09 | 90,00 | - | 0,01 | - | - | 0,90 | 11,63 |
| | Muskel | 5,00 | 0,10 | 5,00 | - | 0,009 | - | - | 0,05 | 0,65 |
| | Restl. Gewebe | - | 0,10 | 0,00 | 0,05 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | | | | | | | <u>6,37</u> | | <u>7,74</u> | |
| | | | | | | | | | | |

| | | | | | | | | | | |
|-------------------------------|-------------------|--------|------|-------|------|-------|-------------|-------|-------------|-------|
| Orthophos- mit CTP verbessert | | | | | | | | | | |
| | Knochenmark | 16,50 | 0,04 | 6,60 | 0,12 | 0,12 | 0,79 | 54,48 | 0,79 | 34,96 |
| | Thyroid | 100,00 | 0,01 | 10,00 | 0,05 | 0,04 | 0,50 | 34,48 | 0,40 | 17,69 |
| | Ösophagus | 10,00 | 0,01 | 1,00 | 0,05 | 0,04 | 0,05 | 3,45 | 0,04 | 1,77 |
| | Knochenoberfläche | 16,50 | 0,04 | 6,60 | 0,01 | 0,01 | 0,07 | 4,83 | 0,07 | 3,09 |
| | Speicheldrüsen | 100,00 | 0,07 | 70,00 | - | 0,01 | - | - | 0,70 | 30,97 |
| | Haut | 5,00 | 0,07 | 3,50 | 0,01 | 0,01 | 0,04 | 2,76 | 0,04 | 1,77 |
| | Kopf | 100,00 | 0,02 | 20,00 | - | 0,01 | - | - | 0,20 | 8,85 |
| | Muskel | 5,00 | 0,05 | 2,50 | - | 0,009 | - | - | 0,02 | 0,89 |
| | Restl. Gewebe | - | 0,05 | 0,00 | 0,05 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | | | | | | | <u>1,45</u> | | <u>2,26</u> | |

| Gerät | Gewebe | Anteil, des gesamten Organs, welcher bestrahlt wird (%) | Absorbierte Dosis [mGy] | Äquivalenzdosis [μ Sv] | TWF ICRP 1990 | TWF ICRP 2007 | Effektive Organdosis [μ Sv] 1990 | Effektive Organdosis (%) 1990 | Effektive Organdosis [μ Sv] 2007 | Effektive Organdosis (%) 2007 |
|--------------------------------|-------------------|---|-------------------------|-----------------------------|---------------|---------------|---------------------------------------|-------------------------------|---------------------------------------|-------------------------------|
| Multigraph- mit CTP verbessert | | | | | | | | | | |
| | Knochenmark | 16,50 | 0,13 | 21,45 | 0,12 | 0,12 | 2,57 | 57,11 | 2,57 | 37,63 |
| | Thyroid | 100,00 | 0,03 | 30,00 | 0,05 | 0,04 | 1,50 | 33,33 | 1,20 | 17,57 |
| | Ösophagus | 10,00 | 0,03 | 3,00 | 0,05 | 0,04 | 0,15 | 3,33 | 0,12 | 1,76 |
| | Knochenoberfläche | 16,50 | 0,13 | 21,45 | 0,01 | 0,01 | 0,21 | 4,67 | 0,21 | 3,07 |
| | Speicheldrüsen | 100,00 | 0,17 | 170,00 | - | 0,01 | - | - | 1,70 | 24,89 |
| | Haut | 5,00 | 0,13 | 6,50 | 0,01 | 0,01 | 0,07 | 1,56 | 0,07 | 1,02 |
| | Kopf | 100,00 | 0,09 | 90,00 | - | 0,01 | - | - | 0,90 | 13,18 |
| | Muskel | 5,00 | 0,13 | 6,50 | - | 0,009 | - | - | 0,06 | 0,88 |
| | Restl. Gewebe | - | 0,13 | 0,00 | 0,05 | 0,12 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |
| | | | | | | | <u>4,50</u> | | <u>6,83</u> | |

Die dargestellten Tabellen zeigen eine anschauliche Übersicht der errechneten Werte, was bereits in Kapitel 3.6 ausführlich erläutert wurde.

7.2 Abbildungen

Die folgenden Abbildungen (Abb. 7.3.1 bis 7.3.12) zeigen die einzelnen Level des *Alderson-Rando-Phantoms* mit den Markierungen für die jeweiligen Thermolumineszenzdetektoren in aufsteigender Reihenfolge. Die mit einem gelben Punkt gekennzeichneten Markierungen sind die für diese Studie verwendeten TLD-Positionen.



Abb. 7.3.1 die TLD- Positionen der TLDs 1 und 2 in Rando-Level 9



Abb. 7.3.2 die Positionen für die TLDs 3, 4 und 5 in Rando- Level 7



Abb. 7.3.3 TLDs 6, 7 und 8, platziert in Rando- Level 6

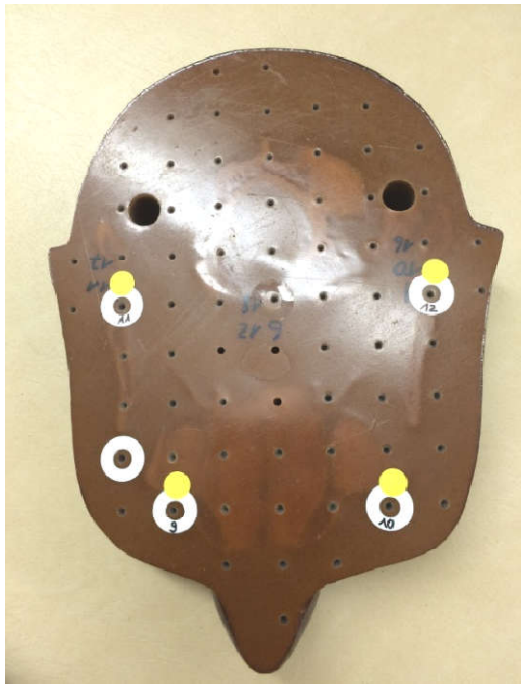


Abb. 7.3.4 die Positionen der TLDs 9, 10, 11 und 12 in Level 5



Abb. 7.3.5 die TLD- Position 13 in Rando- Level 3



Abb. 7.3.6 die Positionen der TLDs 14 und 15 in Level 3

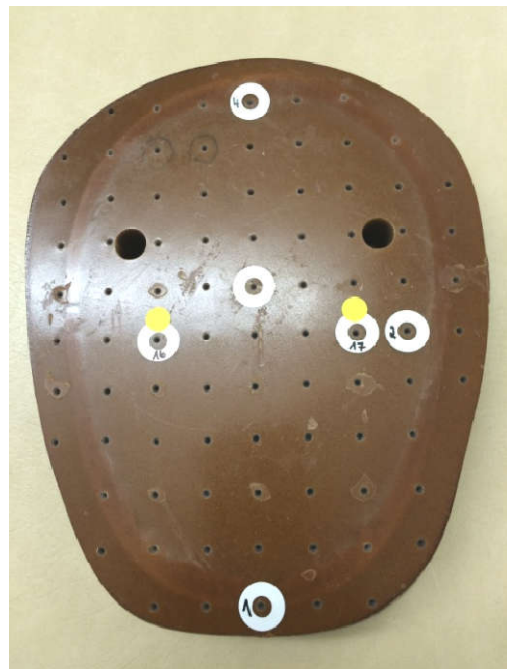


Abb. 7.3.7 die TLD Positionen 16 und 17 im Rando- Level 2



Abb. 7.3.8 die Position der TLDs 18 und 19 in Rando- Level 1



Abb. 7.3.9 die TLD Positionen 20 und 21 platziert in der rechten Mamma auf Höhe des Rando- Levels 14

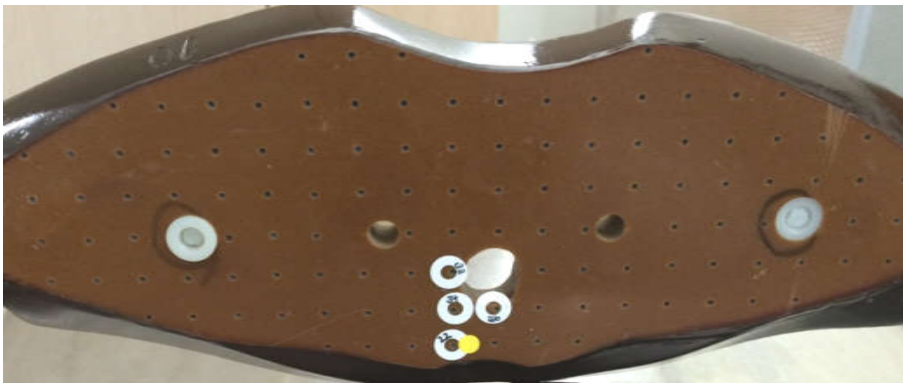


Abb.7.3.10

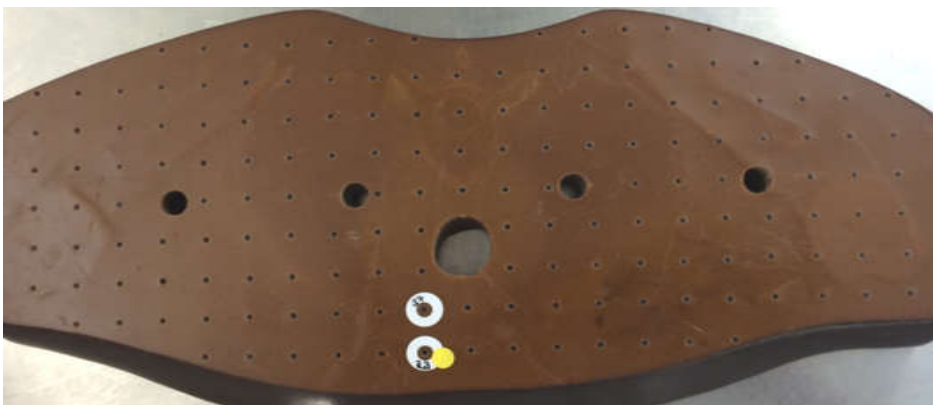
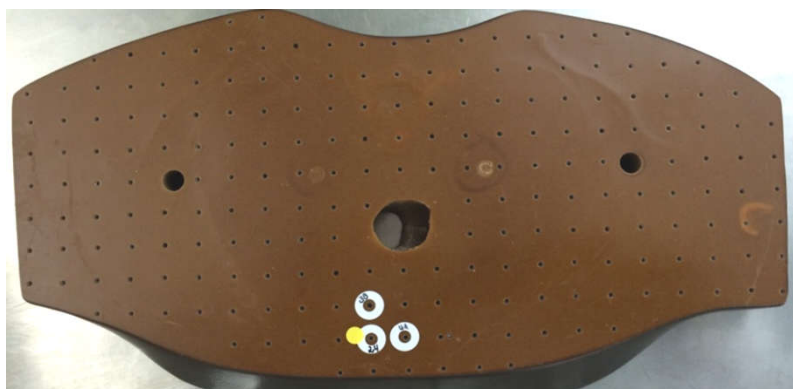


Abb. 7.3.11

Abb. 7.3.12

Die Abbildungen 7.3.10 bis 7.3.12 zeigen die Positionen der TLDs 22,23 und 24 in den Rando- Leveln 10, 11 und 12.



8 Literaturverzeichnis

- American Thyroid Association. (2013). Policy statement on thyroid shielding during diagnostic medical and dental radiology. *American Thyroid Association*.
- Attix, F. H. (1986). Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.
- Baccetti, Franchi, & Kim. (2009). Effect of timing on the outcomes of 1- phase nonextraction therapy of Class II malocclusion *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136.
- Baccetti, T., Franchi, L., & McNamara, J. J. (2002). An improved version of the cervical vertebra maturation (CVM) method for the assessment of mandibular growth. *Angle Orthod.*, 72, 316-323.
- Brenner, & Hall. (2007). Computed tomography--an increasing source of radiation exposure.
- Broadbent, B. H. (1931). A new x-ray technique and its application to orthodontia *Angle Orthod.*, 1, 45-66.
- Caltabiano, M., Leonardi, R., & Zaborra, G. (1990). Evaluation of cervical vertebrae for determination of skeletal age. *Riv Hal Odontoiatr. Infant.*, 3, 15-20.
- Carrea, J. (1924). Les radiofacies á profil delinée en orthodontométrie *Sem. Dent.*, 5, 412-420.
- Chen, Liu, Xu, Long, & Lin. (2010). Quantitative skeletal evaluation based on cervical vertebral maturation: a long study of adolescents with normal occlusion *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39.
- Crelin, E. S. (1973). Functional anatomy of the newborned. *Yale University Press, New Haven*.
- Flores- Mir, C., Burgess, C., Champney, M., & al., e. (2006). Correlation of skeletal maturation stages determined by cervical vertebrae and hand- wrist evaluations. *Angle Orthod.*, 76(1).
- Fuhrmann, A. (2013). *Zahnärztliche Radiologie*
- Gabriel, D., Southard, K., Qain, F., & al., e. (2009). Cervical vertebrae maturation method: poor reproducibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136(4).
- Gray, H., Standring, S., Ellis, H., Collins, P., Wigley, C., & Berkovitz, B. (2005). Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. *Elsevier Curcill Livingstone , New York*.
- Hägg, & Taranger. (1980). Menarche and voice change as indicators of the pubertal growth spurt. *Acta Odontologica Scandinavica*, 38.
- Hassel, B., & Farman, A. (1995). Skeletal maturation evaluation using cervical vertebrae. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107, 58-66.
- Hofrath, H. (1931). Die Bedeutung der Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien *Fortschr. Orthod.*, 1, 232-258.
- Hoogeveen, R. C., Martens, E. P., van der Stelt, P. F., & Berkhout, W. E. R. (2015). Assessment of Random Error in Phantom Dosimetry with the Use of Error Simulation in Statistical Software. *Hindawi Publishing Corporation*, 2015, 5.
- Hoogeveen, R. C., Rottke, D., van der Stelt, P. F., & Berkhout, W. E. R. (2015). Dose reduction in orthodontic lateral cephalography: dosimetric evaluation of a novel cephalographic thyroid protector (CTP) and anatomical cranial collimation (ACC) *Dentomaxillofacial Radiology*, 44.
- Hsiang- Hua Lai, E., Liu, J.-P., Zwei- Chieng Chang, J., Tsai, S.-J., Chung- Chen, J. Y., Mu- Hsiung, C., . . . Chun-Pin, L. (2008). Radiographic Assessment of Skeletal Maturation Stages for Orthodontic Patients: Hand- wrist Bones of Cervical Vertebrae? *Elsevier and Formosan Medical Association*, 107.
- ICRP. (2007). *Annals of the ICRP*. Retrieved from Amsterdam:
- Isaacson, K. G., Thom, A. R., Horner, K., & Whites, E. (2008). Orthodontic radiographs- guidelines for the use of radiographs in clinical orthodontics. *British Orthodontic Society, London*, 3.
- Johns, H. E., & Cunningham, J. R. (1983). The physics of Radiology. 4, 317-319.
- Kahl- Nieke, B. (2009). Einführung in die Kieferorthopädie. 3. Auflage
- Kirschneck, C., & Proff, P. (2018). Age assessment in orthodontics and general dentistry *General Dentistry*, 49.

- Kokich. (2004). Maxillary lateral incisor implants: planning with the aid of orthodontics. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62.
- Krieger, H. (2011). *Strahlungsmessung und Dosimetrie* (Vol. 1. Auflage). Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag.
- Leuraud, K., Richardson, D. B., Cardis, E., Daniels, R. D., Gillies, M., O'Hagan, J. A., . . . Kesminiene, A. (2015). Ionising radiation and risk of death from leukaemia and lymphoma in radiation-monitored workers (INWORKS): an international cohort study *The Lancet*, 2
- Ludlow, Davies-Ludlow, Brooks, & Howerton. (2006). Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiology*.
- Ludlow, J. B. (2011). Dosimetry of Orthopantomograph OP300. A panoramic and variable volume CBCT unit for maxillofacial and dento-alveolar imaging.
- Manzoor Mughal, A., Hassan, N., & Ahmed, A. (2014). Bone age assessment methods: a critical review. *Pak J Med Sci*, 30 (1).
- McCullough, C. H., Primak, A. N., Braun, N., Kofler, J., Yu, L., & Christner, J. (2009). Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am*, 47(1), 27-40.
doi:10.1016/j.rcl.2008.10.006
- Memon, A., Godwar, S., Williams, D., Siddique, I., & Al-Saleh, K. (2010). Dental x- rays and the risk of thyroid cancer: a case- control study *Acta Oncol*, 49.
- Mettler, F. A., Jr., Huda, W., Yoshizumi, T. T., & Mahesh, M. (2008). Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology*, 248(1), 254-263.
doi:10.1148/radiol.2481071451
- Mitani, H., & Sato, K. (1992). Comparison of mandibular growth with other variables during puberty *Angle Orthod.*, 62, 217-222.
- Morant, J. J., Salvado, M., Hernandez-Giron, I., Casanovas, R., Ortega, R., & Calzado, A. (2013). Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol*.
- Nestman TS, M. S., Qian F et al. . (2011). Cervical vertebrae maturation method morphologic criteria: poor reproducibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 140 (2).
- Nijkamp, P. G., Habets, L. L., Aartman, I. H., & Zentner, A. (2008). The influence of cephalometrics on orthodontic treatment planning *Eur J Orthod*, 30, 630-635.
- Nippe, F. (2017). *Dosimetrische Untersuchung zur Strahlenbelastung der Zahnärztlichen Schnittbilddiagnostik-Eine in-vitro Untersuchung mittels Thermoluminiszenzdosimetrie*.
- Noble, Karaiskos, & Wiltshire. (2007). Diagnosis and clinical management of patients with skeletal Class III dysplasia *General Dentistry*, 55.
- O'Reilly, M., & Yanniello, G. (1988). Mandibular growth changes and maturation of cervical vertebrae- a longitudinal cephalometric study. *Angle Orthod.*, 58, 179-184.
- Pasler, A. (2008). *Zahnärztliche Radiologie* (Vol. 5. Auflage). Stuttgart: Thieme Verlag.
- Patcas, R., Signorelli, L., Peltomäki, T., & Schätzle, M. (2012). Is the use of the cervical vertebrae maturation method justified to determine skeletal age? A comparison of radiation dose of two strategies for skeletal age estimation *European Journal of Orthodontics*, 35.
- Reiser, & Schmidhuber. (2005). Dosisermittlung und Beurteilung der Bildqualität beim Einsatz des ISO-C-3D am Hüftgelenk und an der Lendenwirbelsäule im Vergleich zur Spiral-CT. K. R. d. U. München.
- Reiser, M., Kuhn, F.-P., & Debus, J. (2011). *Radiologie*.
- Riede, U.-N., Werner, M., & Schäfer, H.-E. H. (2004). *Allgemeine und spezielle Pathologie*
- Roberts, J., Drage, N., Davies, J., & Thomas, D. (2009). Effective dose from Cone beam CT examinations in dentistry. *The British Journal of Radiology*, 82, 35-40.
- Rottke, D., Patzelt, S., Poxleitner, P., & Schulze, D. (2013). Effective dose span of ten different cone beam CT devices. *Dentomaxillofac Radiol*, 42(7), 20120417. doi:10.1259/dmfr.20120417
- Salmani, M. (2003). Untersuchungen am Thermoluminiszenzdosimeter 100H zur Anwendung in der klinischen Routine.
- Santiago RC, d. M. C., Luiz Felipe, Vitral, Robert Willer Farinazzo et al. (2012). Cervical vertebral maturation as a biologic indicator of skeletal maturity. *Angle Orthod.*, 82(6).

- Stiehl, J., Müller, B., & Dibbets, J. (2009). The development of the cervical vertebrae as an indicator of skeletal maturity: comparison with the classic method of hand-wrist radiograph *J Orofac Orthop.*, 70, 327-335.
- Wahlmann, U. (2017).
- Wahlmann, U., Ruppenthal, T., & Doll, G. (1992). Erste Erfahrungen mit der digitalen Lumineszenzradiographie bei der radiologischen Diagnostik des Gesichtsschädels *Deutsche Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*, 80.
- www.beuth.de. (2011). Strahlenschutz in der medizinischen Röntgendiagnostik - Teil 3: Schutzkleidung, Augenschutz und Abschirmungen für Patienten (IEC 62B/829/CD:2011).
- www.GentleCeph.com. (2016). Instruction sheet- Cephalographic thyroid protector (CTP).
- Zhao X, L. J., Jiang J et al. . (2012). Validity and reliability of a method for assessment of cervical vertebral maturation. *Angle Orthod.*, 82(2).

9 Danksagung

Eine wissenschaftliche Arbeit ist nie das Werk einer einzelnen Person, deshalb ist es in diesen letzten Zeilen an der Zeit, mich bei allen Menschen zu bedanken, die mich in dieser herausfordernden, aber auch ungemein lohnenden Phase meiner akademischen Laufbahn begleitet und unterstützt haben.

Ein besonderer Dank gilt dabei vor allem PD Dr. Dr. Ulrich Wahlmann -meinem Doktorvater- für die Betreuung dieser Arbeit und der freundlichen Hilfe.

Stets war er für mich da, hat mir geholfen, mich gefördert und mich aufgebaut, gerade wenn es mal eine schwerere Phase gegeben hat. Das habe ich nie als selbstverständlich angesehen. Herzlichen Dank.

Ich danke Herrn Dr. Harald Ostermeier für die hilfsbereite und wissenschaftliche Betreuung. Ohne Ihren wertvollen akademischen Rat sowie den unendlichen Stunden, die er neben seiner Tätigkeit im Krankenhaus der Barmherzigen Brüder Regensburg investiert und mir bei den Auswertungen beigestanden hat, wäre diese Arbeit nicht entstanden.

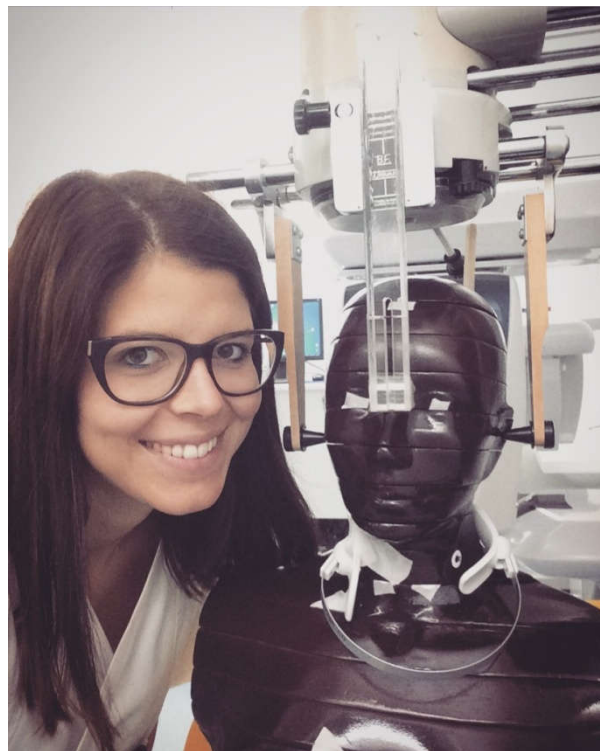
Ein herzliches Dankeschön richtet sich desweiteren an die Röntgenabteilung der Poliklinik für Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie des Uniklinikums Regensburg unter der Leitung von Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert, die mir die Ausführung der FRS-Aufnahmen an den unterschiedlichen Geräten ermöglicht haben, sowie den MTRAs, die mir bei den Versuchsaufbauten hilfsbereit zur Seite gestanden haben.

Ein weiterer Dank gilt der Strahlentherapie-Abteilung des Krankenhauses der Barmherzigen Brüder in Regensburg unter der Leitung von Dr. Michael Allgäuer, die mir das *Alderson-Rando-Phantom* sowie die TLDs für die Messungen zur Verfügung gestellt haben.

Ein weiterer Dank gilt Prof. Dr. Dr. Proff , der als Zweitberichterstatter die Arbeit mit seinem Wissen zusätzlich bereichert hat.

Nicht minder aufreibend waren die vergangenen Jahre für meine Familie, die dieses Werk in allen Phasen mit jeder möglichen Unterstützung bedacht haben.

Mein ganz besonderer Dank gilt deshalb vor allem meinen Eltern, Erika und Peter Jäger, die mir meinen bisherigen Lebensweg ermöglichten, sowie meiner Schwester Laura, der ich diese Arbeit widme.



10 Lebenslauf

Name: Lisa Karin Jäger

Geboren: 05.02.1992

Staatsangehörigkeit: Deutsch

Studium & Schulbildung

| | |
|---------------------|---|
| 09/ 1998 - 07/ 2001 | Grundschule Wackersdorf |
| 09/ 2001 - 05/ 2011 | Carl-Friedrich-Gauß Gymnasium |
| 10/ 2011 - 02/ 2012 | Friedrich-Alexander-Universität Erlangen <i>Studium Biologie (Bachelor of Science)</i> |
| 04/ 2012 - 02/ 2013 | Friedrich-Alexander-Universität Erlangen <i>Studium der Zahnmedizin</i> |
| 04/ 2013 - 11/ 2017 | Universität Regensburg <i>Studium der Zahnmedizin</i> |
| | 03/ 2013: Naturwissenschaftliche Vorprüfung |
| | 02/ 2015: Zahnärztliche Vorprüfung |
| | 07-11/ 2017: Staatsexamen |
| | 12/ 2017: Approbation |
| 01/ 2018: | Tätigkeit als Assistenzärztin in Wackersdorf (Zahnarztpraxis Dr. Elke Umhöfer- Weigert & Kollegen) |