

**Medizinische Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**

**Dosimetrische Untersuchungen zu verschiedenen radiologischen Verfahren in der  
Zahnmedizin**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Katrin Kind (geb. Bäumer)

geboren am 21.04.1994 in Oldenburg i.H.

Betreuer: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Alexander W. Eckert

Gutachter: Prof. Dr. med. M. Lell, Nürnberg

Prof. Dr. med. A. Surov, Magdeburg

Eröffnung des Verfahrens: 01.12.2020

Datum der Verteidigung: 24.11.2021

## Referat

Ziel dieser Arbeit war die Erfassung der Äquivalentdosis bei zahnärztlichen Standardaufnahmen zur Röntgendiagnostik an Erwachsenen und Kindern. Anhand der gewonnenen Werte sollte ermittelt werden, wie sich die Strahlenbelastung innerhalb und außerhalb des Nutzstrahlenbündels ändert und ob es ein Risiko für mögliche Folgeerkrankungen wie Strahlenkatarakt und Karzinome gibt. Als Standardaufnahmen wurden festgelegt: Zahnfilme in Regio 16, 11, 41 und 46, die Übersichtsaufnahmen OPG P1 und P14, Aufnahmen eines Einzelzahns, des Unterkiefers, des rechten Kiefergelenks und der Nasennebenhöhlen im DVT sowie als Vergleich zur dreidimensionalen Bildgebung das konventionelle Röntgen Schädel p.a. nach Clementschitsch, NNH und Orbitazielaufnahme. Als Geräte wurden verwendet: Heliodont von Sirona für intraorales Röntgen, Hyperion X9 3D ready von myray als OPG, 3D Accuitomo XYZ Slice View Tomograph von Morita als DVT und der Multix Swing der Firma Siemens zum konventionellen Schädelröntgen. Es wurden ein Hart- und Weichgewebe darstellender Modellschädel und die knöchernen Schädel eines Erwachsenen und eines etwa neunjährigen Kindes zur Untersuchung genutzt. Am Modell erfolgte mit dem elektronischen Personendosimeter EPD-BG von Thermo Fisher Scientific die Messung der Strahlenbelastung im Zentralstrahl. An den knöchernen Schädeln wurden die Äquivalentdosen der Augenlinse und des anterioren Mundbodens mit dem Universaldosimeter PTW Unidos bestimmt und als zusätzliche Verifikation erfolgten einzelne Aufnahmen mit Photo-Chipstratedosimetern vom Typ LPS-TLD-TD04. Jede Messung wurde dreifach durchgeführt, um Mittelwert und Standardabweichung zu bestimmen und die Reproduzierbarkeit der Messungen nachzuweisen. Die insgesamt 245 Messungen ergaben, dass das OPG die geringste Strahlenbelastung für den Patienten bedeutet. Hier ist im Mittel mit einer Äquivalentdosis von  $10 \mu\text{Sv}$  zu rechnen, wobei die Halbseitenaufnahme OPG P14 mit durchschnittlich  $7 \mu\text{Sv}$  den Patienten geringfügig weniger belastet als das OPG P1. Höhere Durchschnittsdosen wurden für das intraorale Röntgen bestimmt, welche sich deutlich zwischen den verschiedenen Positionen unterschieden. Als maximale Dosis konnten bei der Oberkieferfrontzahnaufnahme in der kindlichen Orbita  $357 \mu\text{Sv}$  bestimmt werden. Bei den anderen Aufnahmen lag die Belastung zwischen  $10$  und  $100 \mu\text{Sv}$ . Beim konventionellen Schädelröntgen ergaben sich zum Teil stark differierende Werte zwischen den Aufnahmen von Kind und Erwachsenem, welche minimal  $60 \mu\text{Sv}$  und maximal  $6 \text{mSv}$  betragen. Die Bildgebung im DVT zeigte je nach Aufnahme mittlere Äquivalentdosen von  $40 \mu\text{Sv}$  bis  $7 \text{mSv}$ . Generell zeigte die dreidimensionale Aufnahmetechnik mittels DVT eine höhere Strahlenbelastung, welche aus klinischer Sicht zur Indikationsstellung mit der diagnostischen Aussagekraft korrelieren muss. Die erhöhte Belastung von Kindern kann durch Anpassung der Härte der Röntgenstrahlung und der Größe des Zielfensters vermieden werden. Da sich die Dosis außerhalb des Nutzstrahlenbündels reduziert, kann eine geschickte Positionierung unter Umständen strahlensensiblere Gewebe und Organe schonen. Dem eigenen Kenntnisstand nach ist dies eine der wenigen Arbeiten, welche sich mit dosimetrischen Untersuchungen an Erwachsenen und Kindern im dentalen Röntgen befasst.

Bäumer, Katrin: Dosimetrische Untersuchungen zu verschiedenen radiologischen Verfahren in der Zahnmedizin, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 80 Seiten, 2021

## Inhaltsverzeichnis

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole.....	III
1. Einleitung.....	1
1.1 Röntgenstrahlung im zahnärztlichen Bereich.....	2
1.2. Röntgenröhren.....	9
2. Zielstellung.....	11
3. Material und Methoden.....	12
3.1 Verwendete Geräte.....	12
3.1.1 Sirona Heliodent.....	12
3.1.2 MyRay Hyperion X9 3D ready.....	13
3.1.3 Siemens Multix Swing.....	15
3.1.4 Morita 3D Accuitomo XYZ Slice View Tomograph.....	15
3.3 Angewendete Dosimeter.....	17
3.3.1 Elektronisches Personendosimeter.....	17
3.3.2 Universal- Dosimeter.....	18
3.3.3 Photo-Chipstratedosimeter.....	18
3.4 Untersuchte Objekte.....	19
3.5 Versuchsaufbau.....	19
3.5.1 Modellschädel und elektronisches Personendosimeter.....	20
3.5.2 Menschliche Schädel und Universal-Dosimeter.....	22
3.5.3 Menschliche Schädel und Photo-Chipstratedosimeter.....	25
3.6 Statistik.....	29
4. Ergebnisse.....	30
4.1 Dosimetrische Auswertung Zahnfilm.....	30
4.1.1 EPD am Modellschädel.....	30
4.1.2 Universaldosimeter an menschlichen Schädeln.....	32
4.1.3 Photo-Chipstratedosimeter an menschlichen Schädeln.....	34
4.2 Dosimetrische Auswertung Orthopantomogramm.....	36
4.2.1 EPD am Modellschädel.....	36
4.2.2 Universaldosimeter an menschlichen Schädeln.....	37
4.3 Dosimetrische Auswertung konventionelles Schädelröntgen.....	40
4.3.1 EPD am Modellschädel.....	40
4.3.2 Universaldosimeter an menschlichen Schädeln.....	41
4.3.3 Photo-Chipstratedosimeter an menschlichen Schädeln.....	43
4.4 Dosimetrische Auswertung Digitale Volumetomografie.....	45
4.4.1 EPD am Modellschädel.....	45

4.4.2	Universaldosimeter an menschlichen Schädeln.....	46
4.4.3	Photo-Chipstratedosimeter an menschlichen Schädeln.....	49
4.5	Vergleich von Übersichtsaufnahmen.....	52
5.	Diskussion.....	54
5.1	Studienlage und Versuchsaufbau.....	54
5.2	Plausibilität der Ergebnisse und Vergleichsstudien.....	55
5.3	Wertung für den Strahlenschutz.....	59
6.	Zusammenfassung.....	64
	Literaturverzeichnis.....	66
	Abbildungsverzeichnis.....	71
	Tabellenverzeichnis.....	72
	Thesen.....	73
	Anlagen.....	74
	Auswertungstabellen aller Messungen.....	74
	Tabelle 7 (Modellschädel/EPD).....	74
	Tabelle 8 (Erwachsenenschädel/Unidos).....	75
	Tabelle 9 (Kinderschädel/Unidos).....	76
	Tabelle 10 (Erwachsenenschädel/TLD).....	77
	Tabelle 11 (Kinderschädel/TLD).....	78
	Vergleichstabellen.....	79
	Tabelle 12 (UK-Übersicht).....	79
	Tabelle 13 (NNH).....	79
	Thieme Lizenzvereinbarung.....	80
	Anhänge.....	
	Selbstständigkeitserklärung.....	
	Erklärung über frühere Promotionsversuche.....	
	Danksagung.....	

## Abkürzungen und Symbole

ant.	Anterior
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CT	Computertomographie
DIN	Deutsches Institut für Normung
DNA	Desoxyribonukleinsäure
DVT	Digitale Volumetomographie
EPD	Elektronisches Personendosimeter
Erw.	Erwachsener
FOV	Field of View
H10	Tiefendosis
H7	Oberflächendosis (Hautdosis)
ICRP	Internationale Strahlenschutzkommission
IEC	Internationale Elektrotechnische Kommission
ISO	Internationale Organisation für Normung
kV	Kilovolt (Einheit der Beschleunigungsspannung)
LET	Linearer Energietransfer
li	links
LPS	Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung
mA	Milliampere (Einheit des Heizstroms)
Mb.	Mundboden
mGy	Milligray (Einheit Energiedosis)
mm	Millimeter
mSv	Millisievert (Einheit Äquivalentdosis)
$\mu$ Gy	Mikrogray (Einheit Energiedosis)
$\mu$ m	Mikrometer
$\mu$ Sv	Mikrosievert (Einheit Äquivalentdosis)
NNH	Nasennebenhöhlen
OPG	Orthopantomogramm
Orb.	Orbita
re	rechts
s	Sekunde
TLD	Thermolumineszenzdetektor
Vgl.	Vergleich
ZF	Zahnfilm
$\sigma$	Standardabweichung

## 1. Einleitung

Beim Zahnarzt werden in regelmäßigen Abständen Röntgenaufnahmen zu diagnostischen Zwecken gefertigt [1, 95].

Das Bundesinstitut für Strahlenschutz hat für das Jahr 2014 ermittelt, dass jeder Deutsche etwa 0,7 Röntgenuntersuchungen durch seinen Zahnarzt erfährt und dieser Bereich somit etwa 40% aller in der Medizin angewendeten Röntgenuntersuchungen ausmacht [1]. Die kollektive effektive Dosis aus dem Jahr 2014 wurde für die verschiedenen Bereiche der Medizin ebenfalls ermittelt. Dabei entfiel auf die Zahnmedizin lediglich etwa 0,4% der Strahlenbelastung [1].

Standardaufnahmen im Bereich der Zahnmedizin und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie sind Zahnfilme an verschiedenen Positionen des Mundes, Übersichtsaufnahmen in Form von Orthopantomogrammen, konventionelles Schädelröntgen, die digitale Volumentomographie und die Computertomografie. Die drei letztgenannten Untersuchungen sind in der Regel der Klinik und weniger der Zahnarztpraxis vorbehalten, wobei jedoch die DVT mittlerweile immer häufiger auch in niedergelassenen Praxen angewandt wird. Nicht selten erfolgt eine weiterführende Diagnostik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie anhand weiterer Röntgenuntersuchungen wie beispielsweise die dreidimensionale Bildgebung in Form der digitalen Volumentomographie (DVT). Aufgrund verschiedener Funktionsweisen impliziert jedes Gerät eine individuelle Strahlenbelastung für den Patienten. So zieht zum Beispiel eine dreidimensionale Aufnahme schon technisch bedingt eine höhere Strahlendosis nach sich als eine zweidimensionale Bildgebung [90-93].

Im Kopf-Hals-Bereich befinden sich dabei Strukturen, welche aus Sicht des Strahlenschutzes berücksichtigt werden müssen. Während Schilddrüse und Körper für gewöhnlich durch Strahlenschutzschilde oder Bleiwesten abgeschirmt werden, bleiben die Augen zumeist ungeschützt [85-87]. Andere Organe wie die Speicheldrüsen oder auch Haut und Knochen können nur durch die Wahl von Fokusgröße und Strahlengang gebietsweise geschont werden [78, 87].

Es besteht das Risiko Strahlenschäden wie einen strahleninduzierten Katarakt, eine Linsentrübung, zu entwickeln. Die internationale Strahlenschutzkommission hat für die Entwicklung eines Strahlenkatarakts einen Schwellenwert von 0,5-2 Gy bei einer akuten Exposition geschätzt, sowie 5-6 Gy bei einer Langzeitexposition [2]. Bei Drüsen sind erst ab einer Dosis von etwa 10 Gy Funktionsstörungen und Atrophie zu erwarten [3]. An der Haut und am wachsenden Knochen sind jedoch schon ab 3 Gy Strahlenschäden zu beobachten [3].

Wird röntgenologische Bildgebung für die Diagnostik hinzugezogen, sollte abgewogen werden, welche Art der Bildgebung genutzt wird, um eine übermäßige Strahlenbelastung des Patienten zu vermeiden.

## 1.1 Röntgenstrahlung im zahnärztlichen Bereich und ihre Auswirkung auf biologische Systeme

Der in den untersuchten Bildgebungsverfahren angewandte Strahlentyp ist die Röntgenstrahlung. Seit der Entdeckung der Röntgenstrahlung im Jahre 1895 durch den Physiker Wilhelm Conrad Röntgen beim Arbeiten mit einer Kathodenstrahlröhre hat sich die Gerätetechnik enorm weiterentwickelt [4]. Da die weiterhin genutzte Strahlung aus rein physikalischer Sicht unverändert ist, folgt ein Überblick über diese Strahlung:

Von einer Glühkathode werden Elektronen freigesetzt, die durch eine elektrische Spannung zwischen Kathode und Anode Richtung Anode beschleunigt werden. Treffen die Elektronen nun auf die Anode, kommt es zu Interferenzen mit den Atomen der Anode (s. Abb. 1).

Die Welt ist aus Atomen aufgebaut und nach dem Atommodell, welches Niels Bohr 1913 postulierte, besteht jedes Atom aus einem Kern aus Protonen und Neutronen und einer Hülle aus Elektronen, welche in mehreren Schalen angeordnet sind [5]. Zwischen den positiv geladenen Protonen des Kerns und den negativ geladenen Elektronen der Hülle besteht ein Ladungsgleichgewicht. Gelangt das beschleunigte Elektron in den Wirkungsbereich der Atomkerne der Anode, wird dies abgebremst. Die hierbei freiwerdende Energie ist die sogenannte Bremsstrahlung [6]. Durch den Bremsvorgang wird Strahlung eines kontinuierlichen Spektrums abgegeben (s. Abb. 2A). Neben dem Abbremsen der Elektronen kommt es zur Anregung der Atome der Anode, d.h. durch Zugabe einer exakten Menge Energie werden Elektronen einer Schale in eine Schale höherer Energie versetzt. Das angeregte Atom befindet sich somit bei Ladungsgleichheit in einem Zustand höherer Energie. Dieser Zustand ist jedoch instabil und unter Abgabe einer spezifischen Strahlung springt das Elektron in seine ursprüngliche Schale zurück [5,6]. Die auf diesem Wege freiwerdende Strahlung nennt sich charakteristische Strahlung und besitzt für jedes Element und die Anzahl der übersprungenen Schalen eine spezifische Wellenlänge (s. Abb. 2B). Diese Überlagerung aus kontinuierlicher Bremsstrahlung und charakteristischer Strahlung ist das typische Bild unserer Röntgenstrahlung [6].

In der Quantentheorie wird Wellen, welche dem Transport von Energie dienen, ein Teilchencharakter zugesprochen. Jene Teilchen werden Photonen genannt und besitzen weder Ladung noch Masse [7]. Photonen breiten sich geradlinig mit Lichtgeschwindigkeit aus und werden weder durch magnetische, noch durch elektrische Felder abgelenkt [8]. Sie sind in der Lage Materie zu durchdringen, wobei dieses Vermögen von der Wellenlänge der Strahlung und den Eigenarten des zu durchdringenden Stoffes abhängt [8]. Hierbei handelt es sich im Gegensatz zum sichtbaren Licht um unsichtbare elektromagnetische Wellen [8].

Röntgenstrahlen haben eine Wellenlänge von unter einem Nanometer und gehören neben UV-Strahlung,  $\gamma$ -Strahlung und kosmischer Strahlung zu der ionisierenden Strahlung [8].

Die ionisierende Wirkung beruht darauf, dass es zu Wechselwirkungen an einzelnen Atomen kommen kann, wenn die Strahlung auf Materie trifft. Es kann zu folgenden Wechselwirkungen kommen [9]:

Der Röntgenquant stößt auf Elektronen der Atomhülle und versetzt diese in eine andere Schale des Atoms. Die Ladung des Atoms ist nicht beeinflusst, doch das Atom wurde angeregt. Unter Emission von Energie kehrt das Atom nach kurzer Zeit wieder in seinen Grundzustand zurück.

Kommt es zu einem elastischen Zusammenprall zwischen Photon und Elektron, kann es zu einer Richtungsänderung der Strahlung kommen, ohne dass Energie an das Elektron übertragen wird. Dies wird als klassische Streuung oder auch kohärente Streuung bezeichnet (s. Abb. 3d).

Wird bei diesem Zusammenprall Energie an das Elektron abgegeben, setzt das Photon seine weitere Ausbreitung mit geringerer Energie in eine veränderte Richtung fort und das getroffene Elektron entfernt sich aus dem Atom (s. Abb. 3b). Diese inkohärente Streuung, die Compton-Streuung, führt zu einer Ladungsänderung des Atoms: die Ionisation. Durch das gestreute Photon kann es zu kaskadenartigen weiteren Ionisationen kommen. Aus diesem Grund muss beim diagnostischen Röntgen der Körper des bestrahlten Patienten als Streustrahler angesehen werden, welcher sich selbst und seine Umgebung zusätzlich belastet.

Ein weiterer Effekt ionisierender Strahlung auf Atome ist der Photoeffekt. Hierbei wird das Photon gänzlich von einem Elektron absorbiert. Darum wird diese Wechselwirkung auch Absorption oder Photoabsorption genannt. Das entsprechende Elektron verlässt als sogenanntes Photoelektron das Atom (s. Abb. 3a). Wenn das Atom seine verbliebenen Elektronen in den Schalen neu ordnet, kommt es zu Abgabe spezifischer Eigenstrahlung.

Ab einer Energie über einem Megaelektronenvolt entsteht der Effekt der Paarbildung. Hierbei gelangt das Photon an den Atomkern, wo es absorbiert wird und ein Positron und Elektron freigesetzt werden (s. Abb. 3c). Ab einer Energie von über 2 MeV kommt es zu Kernreaktionen, bei denen das Photon absorbiert wird und ein Proton oder Neutron freigesetzt wird (s. Abb. 3e). Allerdings treten die drei letztgenannten Effekte in der Zahnmedizin nicht auf, da hier Strahlung in einem niedrigeren Energielevel angewendet wird [20].



s. Abbildungen in Printversion

Durch oben genannte Wechselwirkungen kommt es zu Auswirkungen in biologischen Systemen. In der Strahlenbiologie werden Primär- und Sekundärprozess unterschieden [10]. Beim Primärprozess spielt die Übertragung von Energie die zentrale Rolle. Im Sekundärprozess kommt es aufgrund der übertragenen Energie zu chemischen und biochemischen Reaktionen, wodurch Biomoleküle verändert werden. Die Veränderungen der Biomoleküle können durch direkte oder indirekte Strahlenwirkung entstehen (s. Abb. 4) [10].

Die indirekte Strahlenwirkung äußert sich in der Bildung reaktionsfreudiger Radikale. Die Energie der Photonen sorgt für Elektronenverlust und Hyperthermie, welches zur Radiolyse von Wasser führen kann. Das bedeutet, dass sich kurzlebige Wasserionen bilden, welche zur Bildung weiterer Radikale führen können. Diese freien Radikale streben es an, ihren Elektronenbedarf aufzufüllen. Hierdurch kommt es bei Molekülen mit geringerer Bindungsenergie zum Entzug von Elektronen, wodurch das Molekül in seiner Funktionsfähigkeit eingeschränkt wird [11].

Kommt es durch diese Prozesse zu Veränderungen der Nukleinsäuren, der DNA, entstehen genetische Schäden. Werden Proteine oder Lipide verändert, äußern sich die Schäden somatisch, also an den Körperzellen, oder terrestrisch durch Schädigung des Embryos [10].

Hierbei muss zwischen stochastischen und deterministischen Strahlenschäden unterschieden werden [12]. Der stochastische Strahlenschaden entsteht durch den Zufall eines einzelnen wirksamen Strahls. Eine höhere Strahlendosis bedeutet hier nur eine höhere Wahrscheinlichkeit für einen Treffer. Der Schaden selbst ist dosisunabhängig und benötigt keine Schwellendosis.

Der deterministische oder auch nicht stochastische Strahlenschaden tritt hingegen ab einer bestimmten Schwellendosis auf. Ab diesem Punkt schaffen die körpereigenen Reparaturmechanismen es nicht mehr, den Schaden zu verhindern. In diesem Fall nimmt die Schwere des Schadens mit der Höhe der Strahlendosis zu [12].

Die verschiedenen Formen der ionisierenden Strahlung zeigen dabei unterschiedliche biologische Wirksamkeiten [13]. Es wird locker ionisierende Strahlung von dicht ionisierender Strahlung unterschieden. Locker ionisierende Strahlung besitzt einen geringeren linearen Energietransfer (LET). Der LET wird errechnet aus dem Energieverlust über eine bekannte Flugstrecke und steht somit für die Energieübertragung auf den durchquerten Körper und damit die Ionisationsdichte und biologische Wirksamkeit [13].

Elektronen-,  $\beta$ - und Röntgenstrahlung zeigen eine geringe Ionisationsdichte und führen zum größten Teil zu indirekten Strahlenschäden. Schäden durch locker ionisierende Strahlung sind meist von geringem Ausmaß und reparabel [13]. Mit zunehmendem LET liegt eine höhere Ionisationsdichte vor und es kommt zunehmend zu direkten Strahlenschäden. Protonen,  $\alpha$ -Strahler und Schwermetallionen weisen einen hohen LET auf und die Schäden durch diese Art der Strahlung sind schwerer und häufig irreparabel [13,14].

Aufgrund der unterschiedlichen biologischen Wirksamkeit gibt es den Qualitätsfaktor Q oder auch Bewertungsfaktor q [14].

Hierbei handelt es sich um einen Faktor, der die relative biologische Wertigkeit der Strahlungen in einen Vergleich setzt. Sie werden ins Verhältnis zur Röntgenstrahlung gesetzt. Für Röntgenstrahlung mit einer Energie von bis zu 200 keV gilt  $Q=1$  (s. Tab. 1) [14].

Dieser Qualitätsfaktor wird genutzt, um die Äquivalentdosis zu berechnen.

Die Belastung durch Strahlenenergie wird als Energiedosis angegeben. Die internationale Einheit der Energiedosis ist das Gray (Gy):  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule/kg}$ . Berechnet wird sie aus der Menge der absorbierten Energie im Verhältnis zur Masse des durchstrahlten Körpers.

Aufgrund der unterschiedlich starken Ionisationsdichte wird die Energiedosis mit dem Bewertungsfaktor der jeweiligen Strahlenart multipliziert. Diese Äquivalentdosis wird in Sievert angegeben. Für Röntgenstrahlung gilt:  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Sv}$  [14].

Da nicht nur die Strahlung selbst unterschiedliche Wirkungen auf Biomoleküle zeigt, sondern auch das durchstrahlte Gewebe unterschiedlich sensibel reagiert, gibt es Wichtungsfaktoren für verschiedene Gewebe (s. Tab. 2). Multipliziert man diese Gewebe-Wichtungsfaktoren mit der Äquivalentdosis, ergibt sich die sogenannte effektive Dosis [14]. Diese häufig zum Vergleich von Zahlenwerten für den Strahlenschutz als Teilkörperexposition genutzte Dosisangabe ist jedoch für den Bereich der Zahnmedizin nur bedingt verwendbar, da die im Kopf-Hals-Bereich liegenden Risikoorgane wie Augenlinse und Schilddrüse nicht ausreichend berücksichtigt werden [14].

Es gibt strahlensensible Organe oder Gewebe wie das blutbildende System, die Gonaden und das Darmepithel, weniger strahlensensible Organe wie die Haut, die Lunge und die Leber sowie gering strahlensensible Gewebe wie die Muskulatur und das Bindegewebe [15].

Je nach Phase des Zellzyklus reagieren die Zellen mehr oder weniger stark auf Strahlung.

Bekannt ist, dass sich der Zellzyklus in eine Mitosephase und eine Intermitosephase unterteilen lässt. Während der Mitose (M-Phase) teilt sich die Zelle. Die Intermitosephase lässt sich weiter unterteilen: zunächst die  $G_1$ -Phase, in welcher Zytoplasma, Zellorganellen, Enzyme und DNA-Bausteine zur Vorbereitung der nächsten Phase produziert werden. Darauf folgt die S-Phase, auch Synthesephase, während der die DNA repliziert wird, woraufhin ein diploider Chromosomensatz in der Zelle vorliegt. Als drittes kommt die  $G_2$ -Phase, in der Proteine und RNA zur Vorbereitung der Mitose synthetisiert werden. S-,  $G_2$ - und M-Phase erfolgen je nach Zelltyp in einem exakten zeitlichen Rahmen. Während der  $G_1$ -Phase gibt es die Möglichkeit, in eine Ruhephase, die  $G_0$ -Phase, überzugehen. Von hier kann die Zelle zurück in die  $G_1$ -Phase und weiter proliferieren oder aber in den Zelltod gehen [16].

Die höchste Strahlenempfindlichkeit liegt während der M-Phase vor. Am zweithöchsten ist sie während der  $G_2$ - und der frühen S-Phase. Der weitere Verlauf der S-Phase sowie auch eine längere  $G_1$ -Phase sind relativ unempfindlich gegenüber Strahlenbelastung [16, 83].

Hieraus lässt sich schließen, dass schnell proliferierende Gewebe anfälliger für Strahlenschäden sind, da sich ständig Zellen in Teilung befinden.

s. Abbildungen in Printversion

Als Folge ionisierender Strahlung können Mutationen entstehen: Stumme Mutationen ohne eine ersichtliche Folge für den Organismus, Mutationen, welche den Phänotyp verändern, oder solche, die den Stoffwechsel verändern oder zu Entartung oder Tod führen [17].

Einfluss auf die Häufigkeit derartiger Mutationen nehmen Zelltyp, Zelldifferenzierungsgrad, Dosisleistung, LET, Sauerstoffgehalt, und Expositionszeit [17]. Anhand von Tierversuchen wurde eine Strahlendosis ermittelt, durch die ebenso viele Mutationen induziert werden, wie spontane Mutationen auftreten. Sie nennt sich Mutationsverdopplungsdosis und beträgt für den Menschen etwa ein Gray [17]. Als Folge von Mutationen innerhalb eines Gewebes kann es zur Entwicklung von Tumoren kommen. In Bezug auf das Auftreten von kanzerogenen Schäden nach Bestrahlung wurden Schwellendosen ermittelt, nach denen das Risiko eines stochastischen Schadens steigt oder ein deterministischer Strahlenschaden auftritt. Für die Gesamtbevölkerung steigt das Risiko für einen tödlichen Tumor um fünf Prozent pro Sievert. Für eine nicht tödliche Krebserkrankung steigt das Risiko um ein Prozent pro Sievert [18].

In einer Publikation von Gang Li und Kollegen zur Auswirkung des dentalen Röntgens auf die Mukosa der Wange wurde festgestellt, dass bis zu einer Strahlenbelastung von 1 mGy keinerlei Unterschiede in der Zellstruktur zu erkennen waren [75].

Deterministische Schäden am Knochenmark entstehen ab 0,5 Sv. Ab fünf Sievert bildet sich an der Augenlinse ein Katarakt [18]. An den Gonaden kommt es am Hoden ab 0,15 Sv zu einer temporären Sterilität und ab 3,5-6,0 Sv wird die Sterilität permanent [18]. Ein Zusammenhang mit dem Lebensalter ist nicht bekannt [19]. An den Ovarien kommt es ab einer Bestrahlung mit 2,5-6,0 Sv zu Sterilität [18]. Bei der Frau steigt das Risiko von Strahlenschäden mit dem Alter [19]. Bis zur Manifestation solider Tumore liegt die durchschnittliche Latenzzeit bei etwa zwanzig Jahren, bei Leukämie zwischen fünf und zehn Jahren [20].

In der Publikation von Jih-Kuei Yeh und Kollegen über das Risiko der Tumorentwicklung nach Bildgebung zur kieferorthopädischen Diagnostik im DVT wurde festgestellt, dass Mädchen ein höheres Risiko zu Erkranken tragen, als erwachsene Patientinnen [101].

Da Kinder insgesamt eine höhere Belastung durch röntgenologische Bildgebungen erfahren können, ist die Anpassung der Parameter eine absolute Notwendigkeit [99].

Neben dem ALARA-Prinzip (As Low As Reasonably Achievable), welches bedeutet die Strahlenbelastung auf einem möglichst minimalen Niveau zu halten, gilt in der Zahnmedizin zudem das Akronym ALADA (As Low As Diagnostically Acceptable). Es gilt also aussagekräftige Röntgendiagnostik unter möglichst geringer Strahlenbelastung zu betreiben [76, 77].

Aus den oben erwähnten physikalischen Gründen war es das Ziel, die konkrete Strahlenbelastung durch die Anwendung von Röntgenstrahlung im zahnärztlichen Bereich für die Abwägung einer rechtfertigenden Indikation zu bestimmen [84].

## 1.2 Röntgenröhren

Auch in der modernen Zahnmedizin wird für die Erzeugung von Röntgenstrahlung eine Röntgenröhre benötigt, welche sich aus mehreren Teilen zusammensetzt (s. Abb. 5):

Die negativ geladene Glühkathode besteht für gewöhnlich aus einer Spirale aus Wolframdraht. Durch einen Heizstrom wird sie auf über 2000°C erhitzt, wodurch es zur Freisetzung von Elektronen mittels Glühemission kommt [21]. Die Beschleunigung der Elektronen erfolgt in Richtung der positiv geladenen Anode, welche für gewöhnlich aus einem Kupferblock mit einem Bremsplättchen aus widerstandsfähigerem Material wie Wolfram oder Molybdän besteht. Da durch das Auftreffen der Elektronen zu 99% Wärme und nur zu einem Prozent Röntgenstrahlung entsteht, muss das Bremsmaterial entsprechend geeignet sein [21]. Dient ein fest montierter Block als Anode, nennt man den Röntgenstrahler auch Stehanodenröhre. Für die meisten zahnmedizinischen Röntgengeräte reicht diese Form aus, doch bei größerer Belastung im Klinikalltag kann es zur Überhitzung kommen [21]. Darum gibt es die Form einer Drehanodenröhre, welche die Abnutzung des Bremsplättchens reduzieren soll, indem sie es auf eine größere Fläche verteilt (s. Abb. 6). Die Neigung der Anode führt zu einer Verkleinerung des optisch wirksamen Brennflecks, des Bereiches, auf den die Strahlung auftrifft. Je kleiner der Brennfleck ist, desto schärfer ist das Bild [22].

Durch das Strahlenaustrittsfenster kann die Röntgenstrahlung entweichen [6]. Zusätzliche Blenden und Filter aus Metallblechen, welche nahe des Strahlenaustrittsfensters angebracht werden, dienen der Bündelung und dem Aufhärten der Röntgenstrahlung. Weiche Strahlung enthält weniger Energie und hat kaum Einfluss auf die Bildentstehung und führt lediglich zur Belastung des Patienten. Die aus der Röhre austretende Strahlung wird folglich durch die Filter aufgehärtet und homogenisiert, indem nur die härtere, energiereichere Strahlung die Filter durchdringt [22]. Das am häufigsten genutzte Filtermaterial ist Aluminium [22]. Die Härte der Röntgenstrahlung ist abhängig von der Beschleunigungsspannung zwischen Kathode und Anode und kann wie folgt unterschieden werden: bei einer Spannung von 8-20 kV ist die Strahlung überweich, bei 20-60 kV weich, bei 60-200 kV mittelhart und bei 200-250 kV hart [21]. Je größer die Beschleunigungsspannung ist, desto energiereicher ist die Strahlung. Wird der Heizstrom verändert, nimmt dies lediglich Einfluss auf die Anzahl der emittierten Elektronen und somit die Menge der entstehenden Strahlen, nicht auf die Energie der Röntgenstrahlen. In der Zahnmedizin wird im Bereich der mittelharten Strahlung gearbeitet. Die Strahlung, die letztendlich gefiltert aus der Röntgenröhre austritt, ist der sogenannte Nutzstrahl, bzw. Nutzstrahlkegel [21].

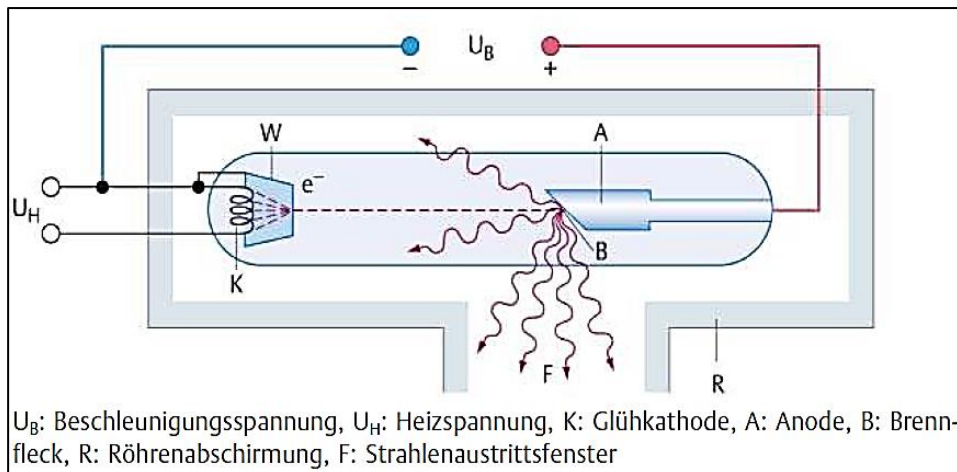


Abbildung 5  
 Schematische Darstellung einer Röntgenröhre  
 Zur Verfügung gestellt vom Thieme Verlag

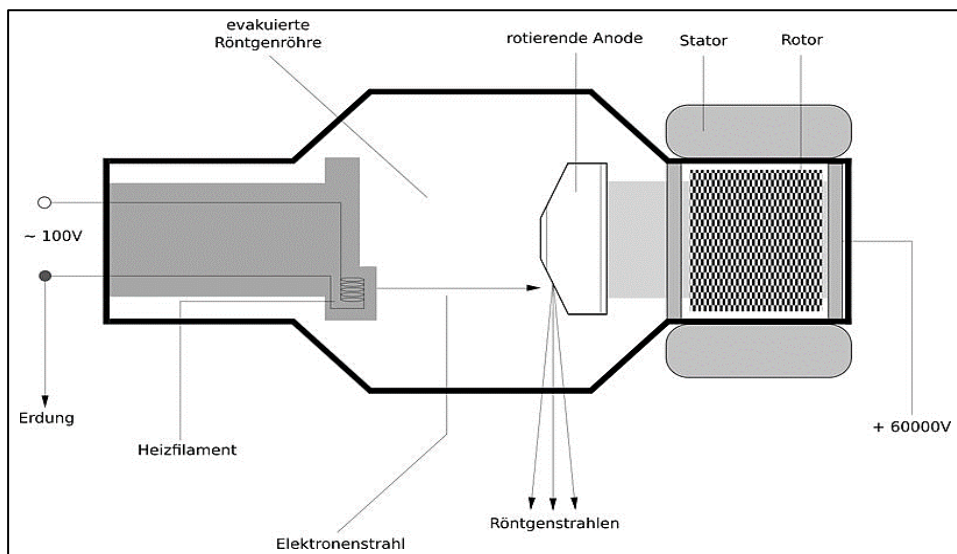


Abbildung 6  
 Schematische Darstellung einer Röntgenröhre mit Drehanode.

## 2. Zielstellung

Die in der Zahnmedizin und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie genutzten röntgenologischen Bildgebungsverfahren belaufen sich unter Berücksichtigung verschiedener dafür erforderlicher Fachkunden auf den Zahnfilm, das Orthopantomogramm, das konventionelle Schädelröntgen, die digitale Volumentomografie und die Computertomografie. Das konventionelle Schädelröntgen und die Computertomographie benötigen eine ärztliche Fachkunde, die digitale Volumentomografie erfordert eine zahnärztliche Fachkunde.

Diese Untersuchung konzentrierte sich auf den Vergleich der in der Zahnmedizin angewandten Röntgenuntersuchungen ohne die zusätzliche Fachkunde für Computertomographie.

Ziel war es, die tatsächliche Strahlenbelastung durch die verschiedenen Standardaufnahmen, wie sie in Zahnarztpraxen und Zahnkliniken angewendet werden, zu ermitteln. Im Ergebnis soll die rechtfertigende Indikation anhand der jeweiligen Strahlenbelastung dahingehend unterstützt werden, dass die jeweilige Untersuchung in Hinblick auf das Risiko eventueller Folgen für den Patienten durch die Exposition von Röntgenstrahlen abgewogen werden kann.

Durch Messungen an unterschiedlichen Topographien des Kopfes sollten die Äquivalentdosen innerhalb und außerhalb des Nutzstrahlenbündels und an klinisch interessanten Organen wie den Augenlinsen bestimmt werden.

Folgende spezielle Fragestellungen sollten durch diese Arbeit bearbeitet werden:

- Wie ändert sich die Strahlenbelastung innerhalb und außerhalb des Zentralstrahls?
- Kann die regionale Äquivalentdosis durch eine exakte Positionierung und Anpassung des Zielfensters generell reduziert werden?
- Wie ist die Strahlenbelastung für Kinder? Kann sie durch die Anpassung der Geräteeinstellungen reduziert werden?
- Welche Aufnahmen und Geräte ziehen eine besonders hohe oder niedrige Dosis nach sich?
- Wie groß ist die tatsächliche Strahlenbelastung im DVT und rechnet sie sich für den diagnostischen Nutzen einer dreidimensionalen Darstellung?
- Besteht im zahnärztlichen Röntgen eine direkte Gefahr für Strahlenschäden?



### 3. Material und Methoden

#### 3.1 Verwendete Geräte

Folgende Geräte, welche am Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Martin-Luther-Universität zur Verfügung standen, wurden in die Untersuchung eingebunden:

##### 3.1.1 Sirona Heliodont

Der Heliodont von Sirona ist ein Gerät für intraorale Aufnahmen. Für die Bildverarbeitung können konventionelle Filme verwendet werden, Sensoren für die direkte digitale Bildentwicklung und Speicherfolien für die indirekte digitale Bildentwicklung [23].

Die Belichtungszeit des Heliodonts kann zwischen 0,01 und 3,2 Sekunden eingestellt werden. Der Heizstrom beträgt 7 mA und die Beschleunigungsspannung liegt bei 60 bis 70 kV [23].

In der erfolgten Messreihe zur Untersuchung der Strahlenbelastung wurde als Standardeinstellung für Erwachsene eine Spannung von 70 kV angelegt und die Belichtungszeit je nach Zahngebiet auf 0,1 bis 0,16 s eingestellt. Für Kinder wurde die Beschleunigungsspannung auf 60 kV und die Belichtungszeit auf 0,08 bis 0,1 s reduziert.

Die Zahnklinik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg nutzt für Zahnfilme Speicherfolien. Speicherfolien können wie ein konventioneller Film im Mund frei positioniert werden [24]. Das Funktionsprinzip der auch indirekte digitale Lumineszenzradiographie (DLR) oder Storage Phosphor genannten Speicherfolientechnik liegt in der Speicherung von Energie durch eine sogenannte Leuchtschicht nach der Anregung durch Röntgenstrahlen. Die Folie wird im Anschluss in einem Laser-Scanner ausgelesen [25]. Die lumineszierende Schicht aus Schwermetall-Halogenid-Phosphor ist durch Licht stimulierbar. Im Auslesegerät wird der durch die Röntgenstrahlung angeregte Leuchtstoff durch Laser zusätzlich aktiviert [26]. Somit soll die Belichtungszeit für das Röntgenbild reduziert werden und dadurch die Strahlenbelastung im Vergleich zum herkömmlichen Film sinken [24]. Die Aufnahmen während dieser Untersuchung erfolgten jedoch ohne Folien.

Als Strahlenschutz beim intraoralem Röntgen wird dem Patienten ein Strahlenschutzschild gegeben [27, 78]. Der Patient hält ihn am Griff unter sein Kinn. Dadurch soll die Strahlung, welche zu einer Belastung des Körpers und insbesondere der Schilddrüse führen würde, reduziert werden [78, 85].

### 3.1.2 MyRay Hyperion X9 3D ready

Das Hyperion X9 3D ready von MyRay ist das verwendete Gerät für Orthopantomogramme.

Die in der Zahnmedizin regelmäßig genutzte Übersichtsaufnahme stellt den gesamten Unterkiefer mit Kiefergelenken und den größten Teil des Oberkiefers sowie der Kieferhöhle dar [28]. Anders als beim Zahnfilm liegen sowohl Röntgenstrahler als auch Bildempfänger außerhalb der Mundhöhle des Patienten. In den starren Armen des Röntgengerätes bewegen sie sich in einem Halbkreis um den Kopf des Patienten und zeichnen den Bereich des Interesses in einer Schichtdicke von 9 bis 20 mm auf [29].

Streng nach Nomenklatur steht der Begriff Tomographie für eine Schichtaufnahme mit einer Schichtdicke bis 4 mm. Aufnahmen mit einer höheren Schichtdicke werden Zonographie genannt [29]. Beim Orthopantomogramm (OPG) handelt es sich folglich um eine Zonographie.

Dennoch hat sich die Bezeichnung Orthopantomogramm etabliert, welche den Begriff Tomographie für Schichtaufnahme beinhaltet. Spaltet man den Namen Orthopantomogramm weiter in seine Bestandteile auf, steht „ortho“ für die orthoradiale Projektion, also die überlagerungsfreie Darstellung der Zähne und „pan“ für die Darstellung aller Zähne [28].

Der für das OPG genutzte Röntgenstrahl wird durch zwei vertikale Schlitzblenden gefiltert.

Die primäre Schlitzblende befindet sich fokusnah am Röntgenstrahler und die zweite Blende liegt vor dem Bildempfänger [29]. Durch diese Slot-Technik soll die Darstellung des Zahnbogens mithilfe einer gekrümmten Schicht ermöglicht werden [28].

Die Bewegung von Röntgenstrahler und Bildempfänger ist gegenläufig (s. Abb. 7).

Durch das Verhältnis der Ablaufgeschwindigkeit des Empfängers zum Strahler wird die Dicke und die Lage der aufgenommenen Schicht bestimmt [29]. Objekte, die außerhalb dieser Schicht liegen, werden verzerrt dargestellt. Liegen sie näher zum Fokus, wirken sie im Bild unscharf und horizontal verbreitert, liegen sie näher zum Bildempfänger, wirken sie unscharf und horizontal verengt [28, 29]. Da Position von Röntgenstrahler und Bildempfänger starr sind, musste der Schädel analog zum Patienten präzise im Gerät positioniert werden. Als Orientierungslinien dienen in der Seitenansicht die Frankfurter Horizontale, die Verbindungslinie von Porion zu Orbita, oder auch die zwischen Tragion und Spina nasalis aufgespannte Camper-Ebene. In der Frontalansicht können Mittellinie oder auch Eckzahnlinie als Bezug genutzt werden [28, 29]. Lichtvisiere helfen bei der Positionierung.

Das Hyperion X9 3d ready von MyRay nutzt als Bildempfänger für das OPG einen CCD-Chip [30]. Der CCD-Chip ist ein Halbleiter-Sensor, der eine direkte digitale Bildentwicklung ermöglicht [31]. Es erfolgt eine automatische Belichtungskontrolle [30].

Die Belichtungszeit dieses Gerätes liegt für ein OPG zwischen 7,7 und 13,6 Sekunden.

Der Heizstrom kann zwischen 1 und 10 mA und die Beschleunigungsspannung zwischen 60 und 90 kV eingestellt werden [30].

Für die Messreihe zur Untersuchung der Strahlenbelastung beim zahnmedizinischen Röntgen wurden folgende Standardeinstellungen der Universitätszahnklinik Halle am Hyperion X9 3D ready von MyRay gewählt:

Für Erwachsene beträgt der Heizstrom 10 mA und die Beschleunigungsspannung 70 kV.

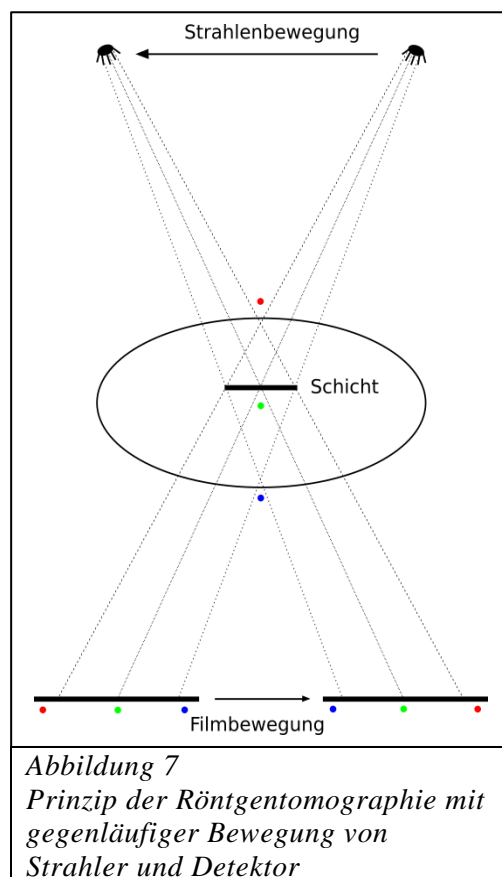
Die Belichtungszeit für ein Halbseiten-OPG, in diesem Fall das OPG P14, liegt bei 7,7 Sekunden.

Die Aufnahme beider Kieferhälften, das OPG P1, hat eine Umlaufzeit von 13,6 Sekunden.

Bei Aufnahmen von Kindern bleibt der Heizstrom von 10 mAs bestehen, doch die Beschleunigungsspannung wird auf 67 kV reduziert. Die Umlaufzeiten für die Aufnahmen bleiben gleich.

Zum Schutz des Körpers vor der Röntgenstrahlung wird jedem Patienten vor Anfertigung eines Orthopantomogramms eine Röntgenschürze angelegt [27].

Diese absorbiert die Strahlung, welche außerhalb des Interessenfeldes auf den Körper wirken könnte [78, 85].



### 3.2.3 Siemens Multix Swing

Der Multix Swing von Siemens ist ein klassisches in der ärztlichen Radiologie genutztes Gerät für zweidimensionale Röntgenaufnahmen.

Die Möglichkeiten sind hier sehr vielseitig, doch da sich der Fokus dieser Untersuchung auf zahnärztliches und mkg-chirurgisches Röntgen beschränkt, werden hier nur die Aufnahmen des Schädels betrachtet. Obgleich die Aufnahmen am Phantom erfolgten, verfügt der Betreuer der Arbeit über eine entsprechende Fachkunde.

In der Zahnklinik der Martin-Luther-Universität Halle handelt es sich um ein Gerät, das mit analogen Filmkassetten betrieben wird. Zur Verbesserung der Bildqualität und zum Eliminieren von Streustrahlen liegt vor dem Film ein Streustrahlenraster [32]. Zur weiteren Ausstattung des Multix Swing gehört eine Belichtungsautomatik [32].

Um die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu halten, wurden für die Bildgebungen am Patienten Filme der Empfindlichkeitsklasse F verwendet. Die Maße der Filmkassetten der Firma Kodak sind 18 x 24 cm. Aus ökonomischen Gründen wurden die Messungen am Phantom ohne Filmkassetten vorgenommen. Die Belichtungszeiten konnten deshalb nicht exakt gemessen werden. Die individuell angepassten Belichtungszeiträume des Multix Swing reichen von 0,07 s bis 1,9 s. Die Beschleunigungsspannung kann bis zu 125kV betragen.

Für die Messungen wurde als Standard für Erwachsenenaufnahmen eine Spannung von 77 kV angelegt, bei Kinderaufnahmen wurde diese auf 60 kV reduziert. Der Röhrenstrom beträgt jeweils 20 mA.

### 3.2.4 Morita 3D Accuitomo XYZ Slice View Tomograph

Die digitale Volumetomographie (DVT) oder auch Cone Beam Computed Tomography (CBCT) dient der dreidimensionalen Bildgebung [33]. Im Unterschied zur Computertomographie (CT), bei der Bilder in transversalen Schichten erzeugt werden, welche in ihrer Gesamtheit eine dreidimensionale Darstellung ergeben [34], ist bei der DVT das Nutzstrahlenbündel kegelförmig. Dieses kegelförmige Strahlenbündel trifft auf einen Flachdetektor [33].

Obgleich auch hier die Aufnahmen am Phantom erfolgten, verfügt der Betreuer der Arbeit über eine entsprechende Fachkunde.

Wie schon beim OPG liegen Detektor und Röntgenstrahler in den sich gegenüberliegenden starren Armen des Gerätes. Der Patient wird mithilfe dreier Laser-Lichtvisiere exakt positioniert [33]. Während der Aufnahme umkreist das Gerät den Patienten um 360° und nimmt zwischen 100 und 400 Einzelaufnahmen auf [33]. Aufgrund dieser zahlreichen Summationsbilder aus unterschiedlichen Winkeln können innerhalb des aufgenommenen Volumens beliebige Schnittebenen rekonstruiert werden [35]. Während die Umlaufzeit des Gerätes für eine Aufnahme

je nach Produkt und Einstellung etwa zwischen 10 und 30 Sekunden dauert, erfordert die Berechnung des dreidimensionalen Datensatzes wenige Minuten [33,36].

Das Volumen, welches röntgenologisch dargestellt werden soll, kann in verschiedenen Größen ausgewählt werden. Bei dem verwendeten Gerät von Morita beträgt das größte Volumen 170 x 120 mm und das kleinste Volumen 40 x 40 mm. Dazwischen können auch die Kantenlängen 100 x 100 mm, 80 x 80 mm, 60 x 60 mm oder 100 x 50 mm gewählt werden [36].

Für die Bildauflösung wird innerhalb der Volumina anstelle des zweidimensionalen Pixels das dreidimensionale Voxel bestimmt [37]. Beim Accuitomo kann die Voxelkantenlänge zwischen 80 und 250  $\mu\text{m}$  eingestellt werden [36]. Je kleiner das Voxel, desto höher die Auflösung.

Für Bilder mit hoher Auflösung erhöht sich die Umlaufzeit [37]. Während die Umlaufzeit für 360° im Standardmodus 17,5 Sekunden beträgt, erfordert die Aufnahme in höherer Auflösung 30,8 Sekunden [36].

Die Beschleunigungsspannung des Accuitomo von Morita reicht von 60 bis 90 kV. Der Heizstrom kann von 1 bis 10 mA eingestellt werden [36].

Für die Messreihe wurden die Standardeinstellungen der Universitätszahnklinik gewählt.

Die Umlaufzeit beträgt für Kinder und Erwachsene 17,5 Sekunden, der Heizstrom 5mA.

Die Beschleunigungsspannung für Erwachsenen aufnahmen liegt bei 90 kV, für Kinder wird sie auf 80 kV reduziert. Die Volumina wurden der jeweiligen Aufnahme angepasst, die Voxelkantenlänge ist auf 125  $\mu\text{m}$  eingestellt.

Zum Schutz des Körpers des Patienten vor der ionisierenden Strahlung wird ihm vor einer Aufnahme wie auch im OPG eine Röntgenschürze angelegt [27, 78, 85].

### 3.3 Angewendete Dosimeter

Dosimeter sind Detektoren zum Nachweis von Strahlung [38]. Im Gegensatz zum sichtbaren Licht kann Röntgenstrahlung nicht durch das menschliche Auge wahrgenommen werden [8]. Darum gibt es verschiedene Instrumente, die auf unterschiedliche Weise die Dosis ionisierender Strahlung messen können.

#### 3.3.1 Elektronisches Personendosimeter

Das elektrische Personendosimeter von Thermo Fisher Scientific gibt es in zwei Varianten: das EPD-G, welches Photonen und Gammastrahlung misst und das EPD-BG, welches zusätzlich auch Betastrahlung erfasst [39]. Genutzt wird es, um in der Nuklearmedizin die örtliche Strahlungsaktivität zu messen [38]. Gemessen wird die Strahlung mittels zweier Silizium-Detektoren [40]. Hierbei handelt es sich um Szintillationsdetektoren. Szintillationsdetektoren bestehen aus mit Metallatomen dotierten klaren Kristallen [38]. Im Falle unseres Gerätes handelt es sich um mit Lithium dotierte Siliziumkristalle [41].

Treffen Röntgenphotonen auf den Detektor, werden sie im Kristall absorbiert. Die Metallionen im Kristall werden angeregt und geben diese Energie in Form von Lichtblitzen wieder ab. Diese Lichtblitze werden durch Photomultiplier detektiert. Die so gemessenen Photonen stehen in einem direkten Verhältnis zur vom Kristall absorbierten Strahlungsenergie [38].

Dieses Gerät von Thermo Fisher Scientific berechnet die gemessenen Strahlenwerte als Äquivalentdosis für den Patienten an der Körperoberfläche ( $H_p(07)$ ) und in einer Gewebetiefe von 10 mm ( $H_p(10)$ ) [40]. Der geeichte Messbereich des ISO-genormten Geräts für die Tiefen-Personendosis liegt zwischen 10  $\mu\text{Sv}$  und 10 Sv [40,42].

Die Oberflächen-Personendosis wird bei der Eichung nicht berücksichtigt [40].

Der Anzeigebereich für beide Äquivalentdosen reicht von 0  $\mu\text{Sv}$  bis 16 Sv [43].

Die Auflösung der Dosisanzeige kann zwischen einem Mikrosievert und zehn Millisievert eingestellt werden [42]. Die Anzeige der im Versuch gemessenen Strahlungswerte erfolgte in der Dosis Millisievert mit bis zu drei Dezimalstellen.

Ein oranges rundes Feld auf dem Gerät ist das sogenannte Betafenster, durch das Betastrahlen zum Beta-Detektor gelangen können und nicht durch die Kunststoffhülle des Dosimeters gestoppt werden [44].

### 3.3.2 Universal-Dosimeter

Das Universal-Dosimeter Unidos von PTW ist durch die Internationale Elektrotechnische Kommission (IEC) genormt. Genutzt wird es zur Messwerterfassung von Strahlung [45]. Zur Detektion der Strahlung wird hier das Prinzip der Ionisationskammer genutzt [46]. Die Ionisationskammer besteht aus einem mit Gas, meist Luft, gefüllten Hohlraum, welcher zwei Elektroden enthält. Zwischen diesen Elektroden ist eine Spannung angelegt [38]. In den Hohlraum eindringende Strahlung ionisiert die Gasmoleküle, die nun aufgrund ihrer Ladung im elektrischen Feld bewegt werden. Durch diese ionisierten Moleküle kann zwischen den Elektroden eine messbare Ladung wahrgenommen werden, welche proportional zur Ionendosis ist [38].

Die Ionendosis steht für eine bestimmte Ladung pro Masse, die aufgrund von Ionisierung durch Strahlung entsteht [47]. Mithilfe von Kalibrierungsfaktoren der Einheit Gray pro Coulomb wird aus der Ladung die Energiedosis bestimmt [38].

Dieses Dosimeter der Firma PTW besitzt mehrere Kammern mit unterschiedlichen Messbereichen, um an die individuellen Messansprüche angepasst werden zu können.

Die niedrigste Dosis-Messgrenze liegt für das Unidos bei  $0,5 \mu\text{Gy}$  [48].

Ein Nullabgleich wird selbständig durchgeführt [49]. Auf der vierstelligen Anzeige wird die wahrgenommene Dosis in der Einheit Millisievert mit bis zu drei Dezimalstellen angezeigt [49]. Zeigen sich negative Messwerte, kann dies aufgrund von negativ gepoltem Strom auftreten oder der Messwert liegt zu nah an Null und ist zu klein, um exakt erfasst zu werden [50].

Bei den im Rahmen dieser Arbeit angefertigten Messungen traten negative Werte auf, sobald sich die Dosis im Bereich von zwanzig Mikrogray und kleiner befand.

### 3.3.3 Photo-Chipstratedosimeter

Das dritte verwendete Dosimeter ist das Photo-Chipstratedosimeter vom Typ LPS-TLD-TD04. Hierbei handelt es sich um einen Thermolumineszenzdetektor (TLD) [51]. Thermolumineszenzdetektoren sind mit Fremdatomen dotierte Festkörper [52]. Für gewöhnlich handelt es sich bei den Festkörpermaterialeien um Ionenkristalle, zum Beispiel Lithiumfluorid, welche beispielsweise mit Magnesium dotiert werden [53]. Durch die Fremdatome entstehen Defektstellen innerhalb des Kristallgitters [53]. Die Energie ionisierender Strahlung kann hierdurch gespeichert werden, indem sich durch die Strahlung angeregte Elektronen an die Defektstellen binden und ihren ursprünglichen Platz verlassen [52, 38].

Nach Bestrahlung wird der Detektor in speziellen Öfen ausgeheizt. Dadurch lösen sich die in Defektstellen gebundenen Elektronen und kehren unter Lichtemission zu ihrem Mutterion zurück [38]. Die während dieses Prozesses freigesetzte Lichtmenge ist proportional zur Energiedosis,

welche der Detektor zuvor erfahren hat [52, 38]. Durch das Ausheizen regeneriert sich der Detektor und kann als Dosimeter wiederverwendet werden [52].

Die vom Landesinstitut für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung (LPS) ausgehändigten Photo-Chipstratedosimeter haben eine Erkennungsgrenze von 0,02 mSv und eine Nachweisgrenze von 0,03 mSv [51]. Ein Nulleffekt von 1  $\mu$ Sv wurde berücksichtigt und die ausgewertete Dosis entspricht der Oberflächenpersonendosis  $H_p(0,07)$  [51].

Der Vertrauensbereich der Auswertung beträgt 95% [51].

Die Ergebnisse der Dosis-Auswertung wurden vom LPS in der Einheit Millisievert mit drei Dezimalstellen angegeben. Das Vertrauensintervall wurde zusätzlich angezeigt [51].

### 3.4 Untersuchte Objekte

Um die Strahlenbelastung beim zahnärztlichem Röntgen so realitätsnah wie möglich am Phantom darstellen zu können, wurden drei Objekte verwendet:

1. Ein Modellschädel, welcher Hart- und Weichgewebe des menschlichen Schädels nachstellt.
2. Der knöchernen Schädel eines Erwachsenen.
3. Der knöchernen Schädel eines etwa neunjährigen Kindes, welcher freundlicherweise aus der Meckel'schen Sammlung des anatomischen Instituts der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenbergs zur Verfügung gestellt wurde.

Mithilfe dieser drei Objekte konnte der Versuchsaufbau schematisch durchgeführt werden, ohne Patienten mit Strahlung zu belasten.

Generell ist zu berücksichtigen, dass infolge des nicht vorhandenen Weichgewebes die Ergebnisse im Vergleich zur Aufnahme am Patienten leicht abweichen können. In allen Fällen konnten so die Dosimeter jedoch gut reproduzierbar in Orbita und Mundboden positioniert werden.

### 3.5 Versuchsaufbau

Sämtliche Dosimeter wurden am jeweiligen Schädel befestigt und dieser in den vier verwendeten Geräten entsprechend der Aufnahme positioniert. Jede Aufnahme wurde dreifach angefertigt und die Position des Schädels zwischen den Aufnahmen nicht verändert.

Die Strahlenbelastung der einzelnen Aufnahmen sollte somit unter gleichartigen Bedingungen gemessen werden. Die dreifache Messung sollte etwaige Abweichungen aufzeigen und die



Aussagekraft des Ergebnisses stützen. Die verwendete Statistik aus Mittelwert und Standardabweichung wird im Statistikteil detailliert beschrieben.

Die Einstellung der technischen Parameter der Geräte und die Positionierung des Röntgenfokus erfolgte in Absprache mit der leitenden medizinisch-technischen Radiologieassistentin an der Universitätszahnklinik Halle.

Die technische Einweisung über die Bedienung der verschiedenen Dosimeter erfolgte zuvor durch zwei Radiologen des Universitätsklinikums Halle.

### 3.5.1. Modellschädel und Elektronisches Personendosimeter

Begonnen wurde mit den Messungen am Modellschädel. Hierbei wurde das elektronische Personendosimeter von Thermo Fisher Scientific verwendet. Befestigt wurde das Dosimeter mithilfe von Klebestreifen (s. Abb. 8). Entsprechend jeder Aufnahme wurde es in den Zentralstrahl positioniert. Für die Präzision des Versuchs wurde stets das Betafenster des Dosimeters als konstant zu positionierende Zielfläche genutzt.

Mit dem Heliodont von Sirona wurden Zahnfilme vom Unterkieferseitenzahnbereich Regio 46, Oberkieferseitenzahnbereich Regio 16, Unterkieferfrontzahnbereich Regio 41 und Oberkieferfrontzahnbereich Regio 11 angefertigt. Das Dosimeter wurde jeweils mit dem Betafenster exakt über dem aufzunehmenden Zahn befestigt. Die Aufnahmen erfolgten dreifach und der gemessene Wert konnte nach jeder Bildgebung von der Anzeige des Dosimeters abgelesen werden (s. Tab. 7). Die Position von Schädel und Instrumenten blieb derweil unverändert.

Die Einstellungsparameter des Heliodonts waren wie folgt:

Die Beschleunigungsspannung betrug 70 kV, der Röhrenstrom war auf 7 mA eingestellt.

Die Belichtungszeit für die Aufnahme des Unterkieferseitenzahns lag bei 0,12 s. Oberkieferseiten- und -frontzahn wurden jeweils 0,16 s belichtet. Für den Frontzahnbereich im Unterkiefer betrug die Belichtungszeit 0,10 s.

Als Nächstes wurde der Schädel für das OPG im Hyperion X9 3D ready von MyRay positioniert. Untersucht wurden die Standardaufnahme OPG P1 für die Darstellung der gesamten Mandibula mit Kiefergelenken und dem größten Teil der Maxilla inklusive des Sinus maxillaris, sowie die Halbseitenaufnahme OPG P14. Hierbei handelt es sich um eine zum OPG P1 analoge Aufnahme, die sich jedoch auf die rechte Schädelhälfte beschränkt. Für das OPG P1 wurde das Dosimeter in der Medianebene mit dem Betafenster auf Höhe der Inzisalkante befestigt. Bei der Halbseitenaufnahme OPG P14 wurde das EPD entsprechend nach rechts versetzt. Hier wurde es mit dem Betafenster auf Position der Prämolaren angebracht. Erneut wurde jede Messung

dreifach durchgeführt und das Ergebnis der einzelnen Messungen bestimmt, ohne die Position von Schädel oder Dosimeter im Gerät zu verändern (s. Tab. 7).

Die Einstellungsparameter des Gerätes waren folgende:

Die Beschleunigungsspannung betrug 70 kV, der Röhrenstrom 10 mA.

Die Belichtungszeit für das OPG P1 lag bei 13,6 s, das OPG P14 lag bei 7,7 s.

Als Drittes wurde die Strahlung beim konventionellen Schädelröntgen im Multix Swing von Siemens gemessen. In diesem Gerät wurden drei verschiedene Aufnahmemodi untersucht:

Die Orbitazielaufnahme, die Aufnahme der Nasennebenhöhlen und die posterior-anteriore Schädelaufnahme nach Clementschitsch.

Der Modellschädel wurde mithilfe von Kissen und Keilen entsprechend fixiert und das EPD mit dem Betafenster mithilfe der Laserlichtanzeige vor der Aufnahme im Zentralstrahl positioniert.

Aus stabilitätstechnischen Gründen und einer möglichst exakten Positionierung des Betafensters wurde das Dosimeter nicht facial, sondern am Hinterkopf des Modells angebracht (s. Abb. 8).

In Abbildung 8 ist die Positionierung des Modellschädels für die posterior-anteriore Schädelaufnahme nach Clementschitsch zu sehen. Die dazugehörige maximale Öffnung des Mundes ist in diesem Falle nicht möglich, da der Unterkiefer des Modells nicht beweglich ist.

Der Zentralstrahl verläuft mit einem Winkel von etwa  $15^\circ$  caudocranial zur Frankfurter Horizontalen, einer Bezugsebene, die sich zwischen Orbita und Porion aufspannt.

Für die Bildgebung der Nasennebenhöhlen wurde der Zentralstrahl mit einem Winkel von etwa  $40^\circ$  cranial zur Frankfurter Horizontalen eingestellt (s. Abb. 9). Die auch hier übliche Mundöffnung (s. Abb. 9) konnte in diesem Falle ebenfalls nicht erfolgen.

Für die Orbitazielaufnahme wurde der Zentralstrahl parallel zur Frankfurter Horizontalen auf die rechte Orbita eingestellt. Jede Aufnahme wurde dreifach angefertigt und die Werte jeder einzelnen Aufnahme bestimmt, ohne Position oder Einstellungen zu verändern (s. Tab. 7).

Die Einstellungsparameter des Multix Swing wurden auf folgende Werte eingestellt:

Die Röhrenspannung betrug jeweils 77 kV und der Röhrenstrom jeweils 20 mA.

Ohne die Filmkassetten konnte die Belichtungszeit leider nicht exakt bestimmt werden.

Die Belichtungszeiten lagen zwischen 0,07 s und 1,9 s.

Als letztes Gerät wurde die dreidimensionale Bildgebung in die Untersuchung aufgenommen.

Im digitalen Volumentomographen 3D Accuitomo XYZ Slice View von Morita wurden folgende Aufnahmen gemacht: Nasennebenhöhlenaufnahmen mit dem Volumen 100 x 100 mm, Kiefergelenksaufnahmen mit den Maßen 80 x 80 mm, Aufnahmen des Unterkiefers mit den Maßen 50 x 100 mm und Einzelzahnaufnahmen in der Größe 40 x 40 mm. Für die Kiefergelenksaufnahme wurde das rechte Kiefergelenk gewählt. Die Einzelzahnaufnahme wurde in Regio 46 angefertigt (s. Abb. 10). Das Field of View (FOV) wurde mithilfe von Laserrastern

eingestellt (s. Abb. 10). Das Betafenster des EPD wurde hierbei zentral des aufzunehmenden Bereichs befestigt. Jede Aufnahme wurde dreifach angefertigt und der Wert der gemessenen Strahlenbelastung jeder einzelnen Aufnahme abgelesen, ohne Position oder Einstellungen von Modellschädel und Instrumenten zu verändern (s. Tab. 7).

Die Röhrenspannung des DVT betrug für die Aufnahmen 90 kV, der Röhrenstrom lag bei 5 mA und die Umlaufzeit jeder Aufnahme dauerte 17,5 s.

Sämtliche Aufnahmen wurden im Standardmodus des Gerätes mit einer Voxelkantenlänge von 125  $\mu\text{m}$  angefertigt.

### 3.5.2 Menschliche Schädel und Universal-Dosimeter

In der nächsten Messreihe wurden sämtliche oben genannte Aufnahmen mit menschlichen Schädeln und dem Universal-dosimeter angefertigt.

Der Messstab des PTW Unidos wurde hierbei mithilfe von Styroporkugeln in der Position der Augenlinse und im anterioren Mundboden angebracht (s. Abb. 11).

Die Einstellungen für den Erwachsenenschädel wurden aus der ersten Untersuchungsreihe beibehalten. Für die Aufnahmen mit dem Kinderschädel wurden die Einstellungen entsprechend einer realen Röntgenaufnahme bei Kindern modifiziert.

Im Heliodont von Sirona wurden auch hier Zahnfilme in Ober- und Unterkiefer angefertigt.

Sowohl beim Erwachsenenschädel als auch beim Kinderschädel wurden Zahnfilme erneut in Regio 16, 11, 41 und 46 aufgenommen.

Jede Bildgebung wurde dreimal wiederholt und die gemessene Strahlendosis jeder einzelnen Aufnahme festgehalten, ohne Position von Schädel und Dosimeter oder Einstellungsparameter zu ändern (s. Tab. 8, 9). Jede Dreifachmessung wurde pro Schädel zweimal durchgeführt: zuerst wurde die Strahlenbelastung im anterioren Mundboden gemessen und in einer zweiten Durchführung die Linsendosis in der rechten Orbita untersucht.

Die Einstellungsparameter des Heliodonts waren dabei wie folgt:

Für die Aufnahmen am Erwachsenenschädel betrug die Beschleunigungsspannung 70 kV, der Röhrenstrom 7 mA. Die Belichtungszeiten betragen für den Oberkieferseiten- und -frontzahnbereich jeweils 0,16 s. Der Frontzahnbereich im Unterkiefer wurde 0,10 s belichtet, der Unterkieferseitenzahnbereich 0,12 s.

Für die Aufnahmen am Kinderschädel wurde die Beschleunigungsspannung auf 60 kV reduziert, der Röhrenstrom von 7 mA wurde beibehalten. Die Belichtungszeiten wurden auf 0,08 s im Unterkiefer und 0,1 s im Oberkiefer reduziert.

Als Nächstes wurde die Strahlenbelastung im Hyperion X9 3D ready untersucht.

Hier wurden erneut mit dem Erwachsenenschädel und dem Kinderschädel jeweils zwei Messreihen durchgeführt. Der Stab des Universaldosimeters wurde dabei jeweils im Mundboden oder in der rechten Orbita positioniert.

Für die Befestigung wurden ebenfalls Styroporkugeln verwendet, um eine möglichst naturgetreue und reproduzierbare Position für Augenlinse und Mundboden sicherzustellen (s. Abb. 11).

Für die korrekte Positionierung des Schädels im Gerät dienten die Lichtvisiere. Hiermit wurde eine regelrechte Lage von Medianebene und Frankfurter Horizontale festgestellt (s. Abb. 11).

Für die Untersuchung wurde dann mit dem Erwachsenenschädel und einem am Mundboden positioniertem Dosimeter dreimalig die Übersichtsaufnahme OPG P1 angefertigt. Die gemessene Strahlenbelastung wurde nach jeder einzelnen Aufnahme festgehalten und die Einstellungen des Aufbaus beibehalten (s. Tab. 8). Im Anschluss wurde ebenfalls dreifach ein OPG P14 aufgenommen und die jeweiligen Werte der einzelnen Aufnahmen erfasst (s. Tab. 8).

Als Nächstes wurde das Dosimeter in der rechten Orbita befestigt und der oben genannte Vorgang wiederholt (s. Tab. 8).

Mit dem Kinderschädel wurden ebenfalls jeweils drei Aufnahmen des OPG P1 und OPG P14 mit dem Dosimeter an Position des Mundbodens angefertigt. Jeder einzelne Wert wurde bestimmt, ohne die Einstellungen zwischen den dreifach ausgeführten Messungen zu verändern (s. Tab. 9). Aufgrund der hohen Instabilität des Schädels konnten jedoch keine Messungen mit einem in der Orbita befestigten Dosimeter durchgeführt werden. Da sich bereits die im Mundboden gemessenen Energiedosen im Bereich der Nachweisgrenze des PTW Unidos befanden, wurde bewusst auf weitere Messungen in der Orbita verzichtet.

Die Geräteeinstellungen des Hyperion X9 3D ready waren folgende:

Für die Aufnahmen von Erwachsenen betrug die Beschleunigungsspannung 70 kV und der Röhrenstrom 10 mA. Für den Kinderschädel wurde die Spannung auf 67 kV reduziert, der Röhrenstrom und blieb unverändert bei 7 mA. Die Umlaufzeit für das OPG P1 war jeweils 13,6 s. Das OPG P14 benötigte 7,7 s.

Beim konventionellen Schädelröntgen mit dem Multix Swing von Siemens wurden wie schon mit dem Modellschädel die Aufnahmen Schädel p.a. nach Clementschitsch, Nasennebenhöhlenaufnahme und Orbitazielaufnahme rechts angefertigt.

Auch hier wurden Erwachsenen- und Kinderschädel entsprechend der Aufnahmen positioniert (s. Abb. 8, 9). Für die Messung der Strahlenbelastung wurde erneut mithilfe von Styroporkugeln der Messstab des Universaldosimeters PTW Unidos im Mundboden und in einer zweiten Messreihe anstelle der rechten Augenlinse in den Schädeln positioniert. Jede Aufnahme wurde dreifach ausgeführt und der jeweilig gemessene Wert der Energiedosis festgehalten (s. Tab. 8, 9). Positionierung des Schädels und Einstellungen der Geräte wurden dabei nicht verändert.

Die Einstellungsparameter für die Bildgebung am Erwachsenenschädel waren dabei wie folgt:  
Die Beschleunigungsspannung betrug 77 kV und der Röhrenstrom 20 mA.  
Für Kinder wurde die Spannung auf 60 kV reduziert, der Röhrenstrom betrug weiterhin 20 mA.  
Weiterhin konnte die Belichtungszeit nicht exakt bestimmt werden, da die Aufnahmen ohne Filmkassetten erfolgten.

Als Viertes wurde die Strahlenbelastung durch die dreidimensionale Bildgebung mit dem Accuitomo XYZ Slice View von Morita gemessen.

Wie schon in den vorangegangenen Versuchsaufbauten wurden die Schädel des Erwachsenen und des etwa neunjährigen Kindes im Gerät positioniert und zur Messung der Energiedosis das Universaldosimeter im Mundboden bzw. der rechten Augenlinse befestigt (s. Abb. 12).

Es erfolgten die gleichen Bildgebungen wie mit dem Modellschädel in der ersten Versuchsreihe.  
Es wurden Aufnahmen der Nasennebenhöhlen, des rechten Kiefergelenks, des Unterkiefers und Einzelzahnaufnahmen in Regio 46 angefertigt.

Die Größe des FOV wurde zwischen dem Erwachsenenschädel und dem Kinderschädel wie nachgehend beschrieben angepasst.

Für Erwachsene wurden die schon am Modellschädel verwendeten Abmessungen beibehalten:  
Die Nasennebenhöhlenaufnahme hat eine Größe von 100x100 mm, für das Kiefergelenk ist das FOV 80x80 mm groß, für die Unterkieferaufnahme 100x50 mm und bei der Einzelzahnaufnahme 40x40 mm als kleinste Größe.

Für die Aufnahme bei Kindern werden die Abmessungen wie folgt modifiziert:

Die Aufnahme der Nasennebenhöhlen hat die Maße 80x80 mm, die Kiefergelenksaufnahme 40x40 mm, die Aufnahme des Unterkiefers 60x60 mm und der Einzelzahn bleibt bei 40x40 mm.  
Die korrekte Positionierung des FOV über den gewünschten aufzunehmenden Bereich wurde durch Laservisiere sichergestellt (s. Abb. 12).

Somit wurde zunächst der Erwachsenenschädel mit dem im Mundboden positionierten Universaldosimeter im Gerät für die oben genannten Aufnahmen jeweils korrekt eingestellt.

Jede Aufnahme erfolgte dreifach und der gemessene Wert der Energiedosis jeder einzelnen Aufnahme wurde notiert (s. Tab. 8). Die Einstellungen des Gerätes und die Position des Schädels blieben dabei unverändert. Das gleiche Prozedere erfolgte mit dem in Position der rechten Augenlinse angebrachten Dosimeter (s. Tab. 8).

Aus Interesse der zu erwartenden Differenz der in der rechten und linken Augenlinse zu messenden Strahlenbelastung erfolgten zudem noch dreifache Messungen mit dem in der linken Orbita positionierten Dosimeter (s. Tab. 8). Es wurden die Aufnahmen des rechten Kiefergelenks und die Einzelzahnaufnahmen in Regio 46 angefertigt, da es sich hierbei um einseitige Darstellungen der rechten Gesichtshälfte handelt und somit unterschiedliche Auswirkungen auf das rechte und linke Auge erwartet werden konnten.

Mit dem Kinderschädel wurden dann ebenfalls mit dem im Mundboden befestigten Dosimeter die Aufnahme der Nasennebenhöhlen, des rechten Kiefergelenks, des Unterkiefers und die Einzelzahnaufnahme Regio 46 dreimalig durchgeführt. Die gemessene Strahlenbelastung jeder einzelnen Aufnahme wurde dokumentiert (s. Tab. 9) und weder Positionierung von Schädel und Dosimeter oder Geräteeinstellungen verändert.

Als nächstes erfolgte die gleiche Untersuchung mit dem in der rechten Orbita befestigten Dosimeter (s. Abb. 12). Auch hier wurde jeder Einzelwert der dreifach ausgeführten Messung festgehalten (s. Tab. 9). Da sich die hierbei gemessenen Energiedosen bereits im Bereich der Nachweisgrenze des Universaldosimeters befanden, wurde auf die weiteren Messungen mit dem in der linken Orbita positionierten Dosimeter verzichtet.

Die Einstellungsparameter des 3D Accuitomos XYZ Slice View waren während dieser Untersuchungen wie folgt eingestellt:

Für Erwachsene betrug die Beschleunigungsspannung 90 kV, der Röhrenstrom 5 mA.

Für Kinder wurde die Spannung auf 80 kV reduziert, der Röhrenstrom blieb bei 5 mA.

Die Umlaufzeit jeder Aufnahme beanspruchte im verwendeten Standardmodus sowohl bei Erwachsenen als auch bei Kindern 17,5 s.

Im Standardmodus betrug die Voxelkantenlänge stets 125  $\mu\text{m}$ .

### 3.5.3 Menschliche Schädel und Photo-Chipstratedosimeter

Mithilfe der Photo-Chipstratedosimeter sollten die Messwerte abgesichert werden, welche mit dem PTW Unidos trotz gleichbleibenden Versuchsaufbaus sehr schwankende Ergebnisse geliefert haben. Aufgrund der leichten Bauweise der Dosimeter und der einfachen Befestigung wurde bei den wiederholten Messungen der rechten Augenlinsendosis auch zugleich die Äquivalentdosis der linken Augenlinse mit einem zusätzlichen Dosimeter erfasst (s. Abb. 13).

Da sich die mit dem Universaldosimeter aufgenommenen Messwerte der Energiedosen des OPGs generell unter der Nachweisgrenze des Photo-Chipstratedosimeters von 0,03 mSv befanden, wurde auf Messungen mit dem Hyperion X9 3D ready verzichtet.

Mit den anderen Geräten hingegen wurden einzelne Messungen vorgenommen.

Es wurden insgesamt 50 Thermolumineszenzdosimeter verwendet. Für jede einzelne lokale Messung der Strahlenbelastung wurde ein eigenes Dosimeter genutzt.

Als Nullwertabgleich wurden zwei Dosimeter dafür verwendet, die Strahlung an der Innenseite der Tür zum Schutzraum sowie an der Außenseite der Tür zu Röntgenraum zu messen.

Die jeweils mit einer Nummer versehenen Dosimeter wurden nach der Messreihe zur Auswertung an die Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung geschickt.

Die den Nummern der einzelnen Dosimeter zugeordneten Ergebnisse wurden anschließend wieder den jeweiligen Aufnahmen zugeordnet (s. Tab. 10, 11).

Die Einstellungsparameter der Röntgengeräte blieben für Erwachsenen- und Kinderschädel analog zu der bereits oben beschriebenen Messreihe bestehen.

Mit dem Heliodent von Sirona wurde am Erwachsenenschädel eine dreifache Messung im anterioren Mundboden bei der Aufnahme des Oberkieferfrontzahns 11 angefertigt. Für jede Aufnahme wurde ein einzelnes Photo-Chipstratedosimeter verwendet (s. Tab. 10).

An dem Kinderschädel wurden mit den Photo-Chipstratedosimetern die Messungen an Position der Augenlinse bei der Anfertigung von Zahnfilmen in Regio 16 und 41 wiederholt. Aufgrund der Möglichkeit, in einem Aufbau die Dosis von rechter und linker Augenlinse zu messen, wurden je Messung zwei Dosimeter in rechter und linker Orbita angebracht (s. Abb. 13) (s. Tab. 11).

Die Einstellungen des Gerätes sowie die Positionen der Schädel blieben dabei gleich.

Mit dem Multix Swing wurde beim konventionellen Schädelröntgen die Orbitazielaufnahme mit Photo-Chipstratedosimetern wiederholt.

Beim Erwachsenenschädel wurde sowohl am Mundboden als auch in der rechten Orbita gemessen (s. Tab. 10). Wie schon bei den vorherigen Versuchen wurde der Schädel mithilfe von Keilkissen entsprechend der Aufnahme positioniert. Vor dem Start der jeweiligen Aufnahme wurden die Thermolumineszenzdosimeter in der rechten Orbita und im anterioren Mundboden befestigt. Die Aufnahme erfolgte dreimal mit jeweils neuen Dosimetern.

Mit dem Kinderschädel wurde ebenfalls die Strahlenbelastung im Mundboden und im Bereich der rechten Augenlinse gemessen. Zusätzlich wurde hier auch die Dosis in der linken Augenlinse bestimmt (s. Tab. 11). Der Aufbau erfolgte wie beim Erwachsenenschädel, abgesehen davon, dass jeweils in beiden Orbitae ein Dosimeter befestigt wurde. Wieder wurden drei Aufnahmen gemacht und jeweils pro Aufnahme ein neues Dosimeter im Mundboden und an Position der Augenlinsen angebracht.

Mit dem DVT wurden erneute Aufnahmen für den Einzelzahn 46 und beim Kind zusätzlich die Aufnahme des rechten Kiefergelenks angefertigt.

Hierbei wurde die Strahlenbelastung in linker und rechter Orbita bestimmt.

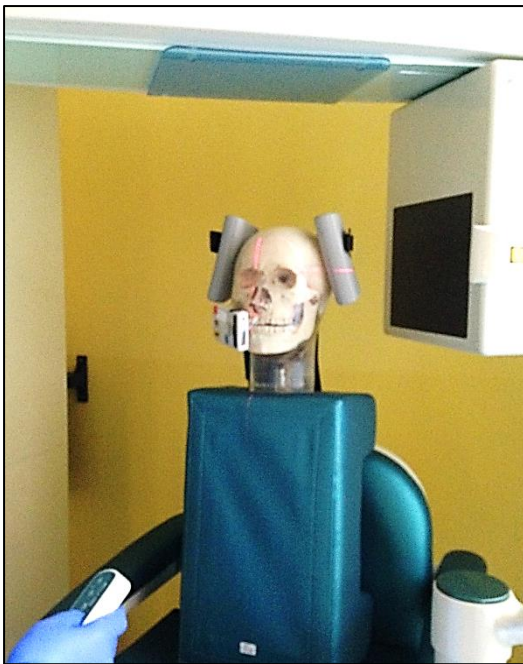
In Abbildung 14 erkennt man den für die Einzelzahnaufnahme 46 im DVT positionierten Schädel des Erwachsenen. Die Photo-Chipstratedosimeter wurden vor jeder der dreifach ausgeführten Bildgebungen in Position der Augenlinsen rechts und links befestigt (s. Tab. 10).

Die Untersuchung am Kinderschädel erfolgte analog. Zusätzlich wurde hier eine dreimalige Messung an Position der Linsen bei der Aufnahme des rechten Kiefergelenks vorgenommen (s. Tab. 11). Die Position des Schädels und die Einstellung des DVTs blieb beim Wechsel der Dosimeter unverändert.

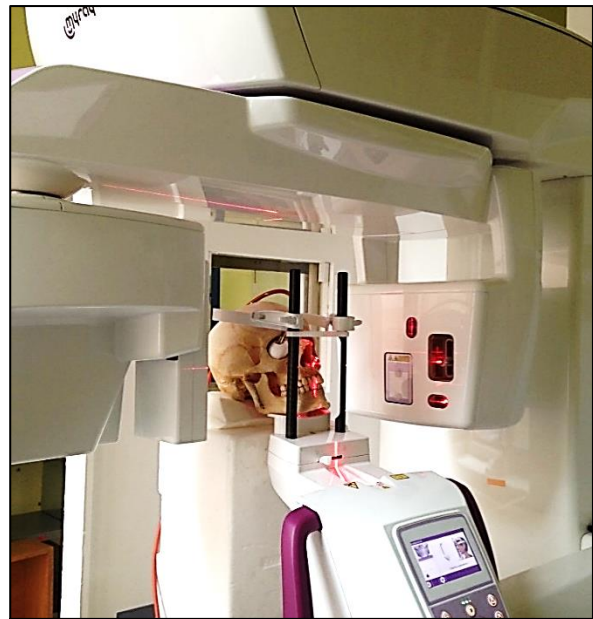
s. Abbildung in Printversion



*Abbildung 8  
Versuchsaufbau mit Modellschädel und  
EPD im Multix Swing, Positionierung für  
eine Schädelaufnahme nach  
Clementsitsch mit dem Betafenster des  
Dosimeters im Zentralstrahl*



*Abbildung 10  
Modellschädel im 3D Accutomo XYZ  
Slice View von Morita, Einstellung zur  
Einzelzahnaufnahme in Regio 46, das  
EPD wurde mit dem Betafenster über  
dem entsprechenden Zahn befestigt*



*Abbildung 11  
Versuchsaufbau mit Erwachsenenschädel  
und Universaldosimeter im Hyperion X9  
3D ready, Einstellung der Lichvisiere auf  
Frankfurter Horizontale und Mittellinie des  
Gesichts, Positionierung des Dosimeters in  
rechter Orbita zur Messung der  
Linsendosis*

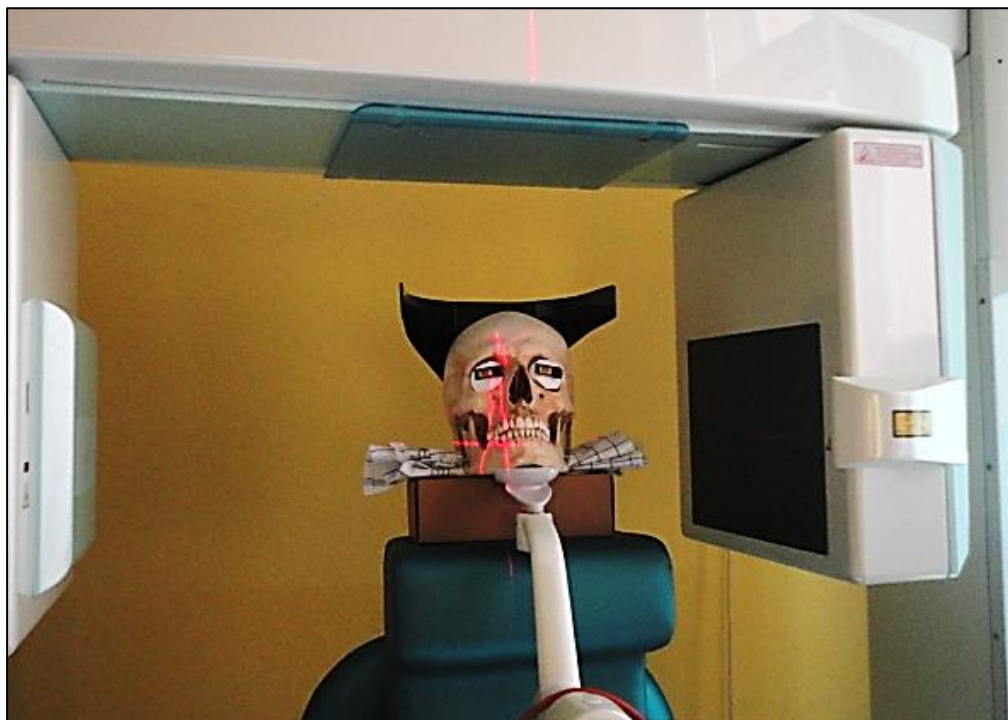




*Abbildung 12  
Versuchsaufbau mit Kinderschädel und PTW- Unidos im 3D Accuitomo XYZ Slice View von Morita, Einstellung für eine Bildgebung des rechten Kiefergelenks, Positionierung anhand von Laservisieren, Befestigung des Dosimeters in rechter Orbita zur Messung der Linsendosis*



*Abbildung 13  
Kinderschädel mit Photo-Chipstratedosimetern an Position der Augenlinsen bei der Aufnahme des Oberkiefer Seitenzahns in Regio 16 mit dem Heliodont von Sirona*



*Abbildung 14  
Versuchsaufbau mit Erwachsenenschädel und Photo-Chipstratedosimetern im 3D Accuitomo XYZ Slice View Tomograph, Einstellung des FOV mithilfe von Lichtvisieren, in diesem Fall für eine Aufnahme des Unterkiefer Seitenzahnbereichs, Befestigung der Dosimeter auf Position der Augenlinsen zur lokalen Dosisbestimmung*

### 3.6 Statistik

Jede Messung wurde dreifach durchgeführt, um mögliche Streuungen der Messwerte zu erkennen und einen Mittelwert mit der jeweiligen Standardabweichung ermitteln zu können.

Die Standardabweichung  $\sigma$  {Sigma} stellt die Streuung der Werte um den errechneten Mittelwert dar. Hierbei zeigt sich, ob es sich bei dem Mittelwert um einen zuverlässigen Erwartungswert handelt [53].

Der Mittelwert wird nun wie folgt berechnet [53]:

$$X(A) = (n_1 + n_2 + n_3) / n_{\text{ges.}}$$

In dieser Versuchsreihe ist  $n_{\text{ges.}} = 3$ , da jede Messung dreimalig durchgeführt wurde.

$n_1, n_2, n_3$  entsprechen den pro Messung aufgenommenen Strahlenwerten.

Als Beispiel die Berechnung des Mittelwertes der mit dem Universaldosimeter gemessenen Strahlenbelastung bei der Anfertigung eines Zahnfilmes in Regio 11 an einem Erwachsenen:

$$X(A) = (0,023 \text{ mSv} + 0,021 \text{ mSv} + 0,027 \text{ mSv}) / 3 = 0,024 \text{ mSv}$$

Indem man nun die Quadrate der Abweichungen vom Mittelwert errechnet und diese durch die Menge der ursprünglich genommenen Werte teilt, erhält man die sogenannte Varianz [53]:

$$s^2(A) = [(n_1 - M)^2 + (n_2 - M)^2 + (n_3 - M)^2] / n_{\text{ges.}}$$

In der oben genannten Formel steht M für den Mittelwert.

Für das Beispiel des Zahnfilms in Regio 11 am Erwachsenen ergibt sich folgende Varianz:

$$s^2(A) = [(0,023 \text{ mSv} - 0,024 \text{ mSv})^2 + (0,021 \text{ mSv} - 0,024 \text{ mSv})^2 + (0,027 \text{ mSv} - 0,024 \text{ mSv})^2] / 3 \\ = 0,0000063 \text{ mSv}^2$$

Die Varianz besitzt nun jedoch nicht mehr die gleiche Einheit wie die Werte zu Beginn. Um die Streuung der Messwerte beurteilen zu können berechnet man die Standardabweichung, indem man die Quadratwurzel aus der Varianz zieht [53]:

$$s(A) = \sqrt{s^2(A)}$$

Im Falle des gewählten Beispiels ergibt sich für die Standardabweichung:

$$s(A) = \sqrt{0,0000063 \text{ mSv}^2} = 0,003 \text{ mSv}$$

Um unseren errechneten Mittelwert von 0,024 mSv als durchschnittliche Strahlenbelastung bei einem Zahnfilm in Regio 11 beim Erwachsenen liegt die Streuung der Messwerte in einem Bereich von 0,003 mSv um den Standardwert.

Die Ergebnisse wurden bei dieser Rechnung gerundet.

Die Berechnung von Mittelwert und Standardabweichung erfolgte für jede der jeweils dreimal angefertigten Bildgebungen (s. Tab. 3-6).

Die Ergebnisse wurden hierbei auf drei Dezimalstellen gerundet (s. Tab. 3-6).

Anhand der Mittelwerttabellen wurden für die bessere Anschauung Grafiken erstellt.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Dosimetrische Auswertung Zahnfilm

#### 4.1.1 EPD am Modellschädel

Mit dem Elektronischen Personendosimeter von Thermo Fisher Scientific wurde am Modellschädel jeder Zahnfilm dreifach angefertigt. Jede einzelne gemessene Energiedosis ist aus der Tabelle 7 im Anhang zu entnehmen.

Die Werte der gemessenen Energiedosis werden auf der Anzeige des Dosimeters aufsummiert. Die Anfangswerte zu Beginn der Messungen sind in der obersten Zeile der Wertetabelle notiert (s. Tab. 7). Die aktuellen Werte der einzelnen Messungen wurden jeweils durch Bildung der Differenz mit den vorangegangenen Anzeigewerten auf dem Display des Dosimeters gewonnen. Das Gerät hält die Werte für die Oberflächenpersonendosis entsprechend einer Gewebetiefe von etwa 0,07 mm, H7, und die Tiefenpersonendosis entsprechend einer Gewebetiefe von etwa 10 mm, H10, bereit.

Die Abbildung 15 verdeutlicht die aus den dreifachen Messungen ermittelten Mittelwerte inklusive der jeweiligen Standardabweichung grafisch. Die entsprechenden Werte sind in Tabelle 3 zusammengefasst. Die Strahlenbelastung wurde für die Auswertung in der Äquivalentdosis mit der Einheit Millisievert betrachtet.

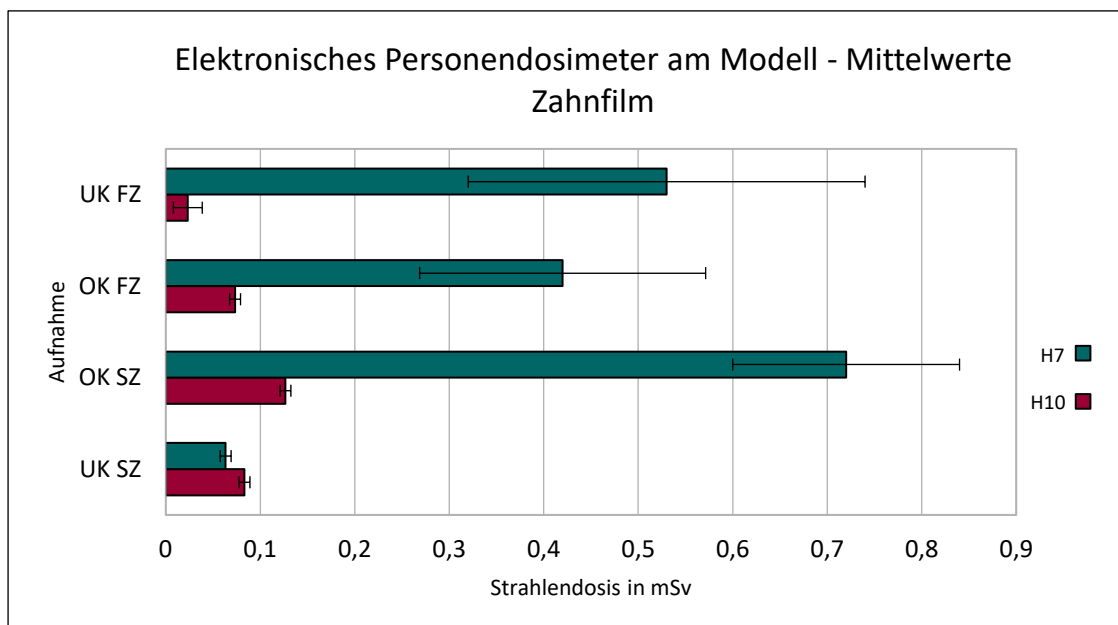


Abbildung 15 Elektronisches Personendosimeter am Modell -Mittelwerte Zahnfilm Mittelwerte und Standardabweichungen der Messergebnisse mit dem EPD von Thermo Fisher Scientific am Modell von den Zahnfilmen in Regio 16, 11, 41, 46. Die Oberflächenpersonendosis ist in Türkis dargestellt, die Tiefendosis in Pink. Die Strahlenbelastung ist in der Äquivalentdosis mit der Einheit Millisievert angegeben.

Für die Aufnahme am Unterkiefer Frontzahn ergibt sich eine mittlere Strahlenbelastung von 0,530 mSv an der Körperoberfläche und 0,023 mSv im tieferen Gewebe (s. Tab. 3).

Die Standardabweichung der Oberflächenpersonendosis beträgt 0,210 mSv und zeigt somit eine verhältnismäßig breite Streuung von bis zu 40 % des Normwerts (s. Tab. 3).

Die Standardabweichung der Tiefenpersonendosis beträgt am Unterkiefer Frontzahn 0,015 mSv und zeigt somit ebenfalls eine zum Normwert relativ große Streuung von bis zu 60 %.

Am Oberkieferfrontzahn wurden gleichmäßigere Werte erfasst (s. Tab. 3):

Die Oberflächenpersonendosis am oberen Incisivus beträgt im Mittel 0,420 mSv mit einer Standardabweichung von 0,151 mSv. Die Tiefendosis liegt im Mittel bei 0,073 mSv mit einer Standardabweichung von 0,006 mSv.

Beim Zahnfilm am Oberkieferseitenzahn beträgt die mittlere Äquivalentdosis an der Körperoberfläche 0,720 mSv und zeigt die bei den Zahnfilmen höchste gemessene Strahlenbelastung bei gleicher Belichtungszeit (s. Tab. 3). Die Standardabweichung von 0,120 mSv ist verhältnismäßig gering und bestätigt die Reproduzierbarkeit der ermittelten Werte (s. Tab. 3).

Die Strahlenbelastung des tieferen Gewebes reduziert sich bei der Oberkieferseitenzahnaufnahme auf einen Normwert von 0,127 mSv mit einer sehr geringen Standardabweichung von 0,006 mSv (s. Tab. 3).

Bei der Seitenzahnaufnahme im Unterkiefer zeigte sich eine mittlere Oberflächenpersonendosis von 0,063 mSv bei einer Standardabweichung von 0,006 mSv und eine mittlere Tiefenpersonendosis von 0,083 mSv bei einer Standardabweichung von ebenfalls 0,006 mSv (s. Abb. 15) (s. Tab. 3).

In diesem Fall wurde die Strahlenbelastung jeweils innerhalb des Zentralstrahls gemessen.

Bei den folgenden Untersuchungen wurde außerhalb des Röntgenfokus` in der Orbita und dem anterioren Mundboden die Energiedosis bestimmt.

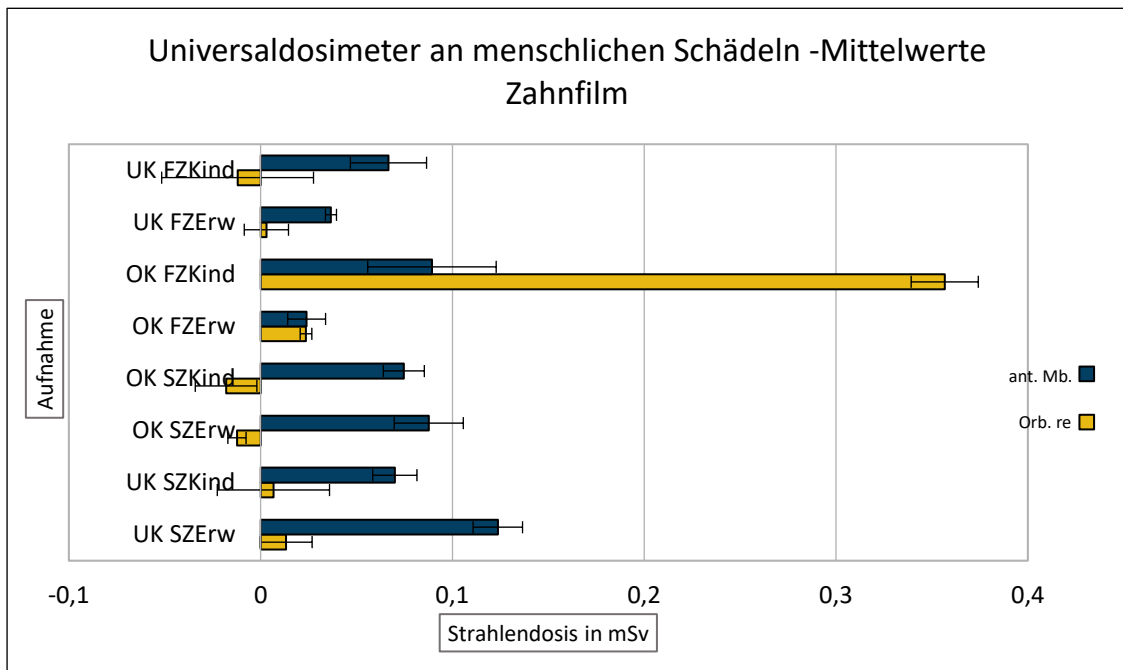
Somit kann neben der allgemeinen Messung der Strahlenbelastung im zahnärztlichen Röntgen ein Vergleich der Energiedosis innerhalb und außerhalb des Zentralstrahls erfolgen.

Die Einstellungen des Röntgengerätes wurden für den Erwachsenenschädel vom Modellschädel übernommen. Für das Kind wurden entsprechende Anpassungen an der Beschleunigungsspannung vorgenommen, die Größe des Röntgenfokus blieb konstant.

#### 4.1.2 Universaldosimeter an menschlichen Schädeln

Bei den Messungen mit dem PTW Unidos am menschlichen Schädel eines Erwachsenen und eines etwa neunjährigen Kindes haben sich folgende Werte bei der Anfertigung verschiedener Zahnfilme mit dem Heliodont von Sirona gezeigt:

Bei der Frontzahnaufnahme im Unterkiefer des Kindes konnte aus den drei Einzelwerten ein Normwert von etwa 0,067 mSv im anterioren Mundboden mit einer Standardabweichung von 0,020 mSv und -0,012 mSv als rechte Augenlinsendosis mit einer Standardabweichung von 0,040 mSv ermittelt werden (s. Tab. 3). Der negative Wert aus der rechten Orbita mit der im Verhältnis sehr großen Streuung der Ergebnisse ergibt sich aus der Nähe zur Erkennungsgrenze des Universaldosimeters und der daraus folgenden Schwankung um Null und wird im Diskussionsteil aufgefasst (s. Tab. 8) [50].



*Abbildung 16 Universaldosimeter an menschlichen Schädeln - Mittelwerte Zahnfilm Mittelwerte mit Standardabweichungen der Messergebnisse mit dem PTW Unidos an dem Erwachsenen- und Kinderschädel im Heliodont. In Blau die im Mundboden gemessenen Werte, in Gelb die Strahlenbelastung in der rechten Orbita bei den Zahnfilmen in Regio 16, 11, 41, 46. Es ist die Äquivalentdosis in Millisievert angegeben.*

Beim Erwachsenen liegt der Normwert einer Unterkiefer-Frontzahnaufnahme im anterioren Mundboden bei 0,037 mSv bei einer Standardabweichung von 0,003 mSv und in der rechten Orbita bei 0,003 mSv mit einer Standardabweichung von 0,012 mSv (s. Tab. 3). Die Streuung der Werte der rechten Augenlinse ist im Verhältnis erneut sehr groß, da die gemessenen Äquivalentdosen ein weiteres Mal um den Nullwert schwanken (s. Tab. 8).

Die Frontzahnaufnahme im Oberkiefer zieht beim Kind eine gemittelte Strahlenbelastung von 0,089 mSv im Mundboden mit einer Standardabweichung von 0,033 mSv und 0,357 mSv in der rechten Orbita mit einer Standardabweichung von 0,018 mSv nach sich (s. Tab. 3).

Die Augenlinsendosis der rechten Orbita am Kinderschädel ist hierbei der mit Abstand größte gemessene Dosiswert außerhalb des Zentralstrahls bei der Aufnahme eines Zahnfilms (s. Abb. 15, 16).

Beim Erwachsenen wurde bei der Oberkiefer-Frontzahnaufnahme eine mittlere Äquivalentdosis von 0,024 mSv im Mundboden mit einer Standardabweichung von 0,010 mSv gemessen, in der rechten Orbita waren es ebenfalls 0,024 mSv mit einer verhältnismäßig geringen Standardabweichung von 0,003 mSv (s. Tab. 3).

Für den Seitenzahnbereich wurde am Kinderschädel im Oberkiefer eine mittlere Strahlenbelastung von 0,075 mSv im Mundboden mit einer Standardabweichung von 0,011 mSv gemessen (s. Tab. 3). In der rechten Orbita betrug die mittlere Äquivalentdosis -0,018 mSv mit einer Standardabweichung von 0,016 mSv. Am Erwachsenenschädel ergibt sich für den anterioren Mundboden eine mittlere Äquivalentdosis von 0,088 mSv mit einer Standardabweichung von 0,018 mSv (s. Tab. 3). In der rechten Orbita wurde eine mittlere Strahlenbelastung von -0,012 mSv mit einer Standardabweichung von 0,005 mSv ermittelt (s. Tab. 3).

Für die Seitenzahnaufnahme im Unterkiefer ergab sich am Kinderschädel für den Mundboden eine mittlere Äquivalentdosis von 0,070 mSv mit einer Standardabweichung von 0,012 mSv und für die rechte Orbita sind es im Mittel 0,007 mSv bei einer Standardabweichung von 0,029 mSv (s. Tab. 3). Beim Erwachsenen liegt die gemittelte Strahlenbelastung bei der Anfertigung eines Zahnfilms in Regio 46 für den Mundboden bei 0,124 mSv mit einer Standardabweichung von 0,013 mSv, in der rechten Orbita liegt der mittlere Wert bei 0,013 mSv bei einer Standardabweichung von 0,014 mSv (s. Tab. 3).

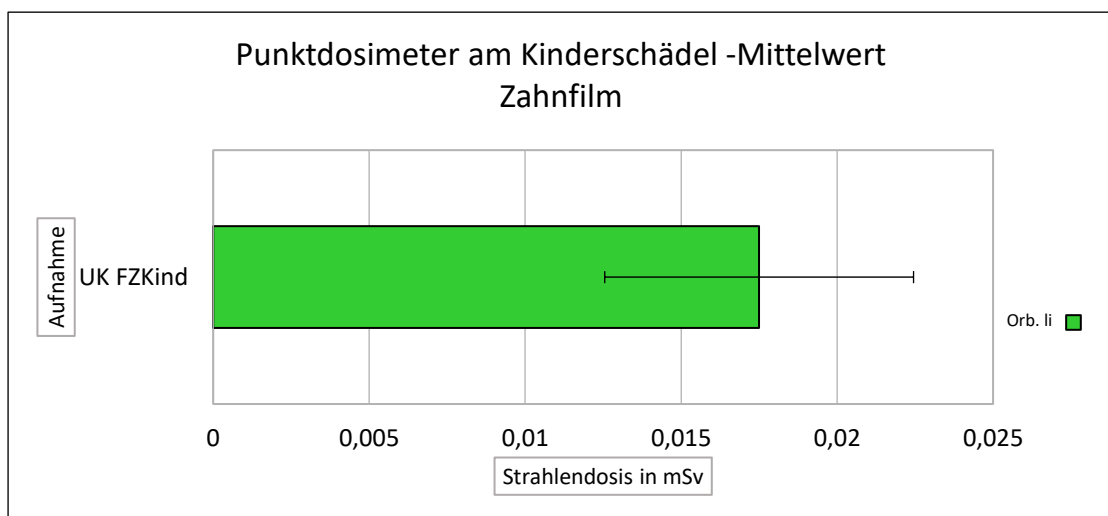
Im Vergleich zu den mit dem EPD am Modell aufgenommenen Werten innerhalb des Zentralstrahls ist die Strahlenbelastung von Augenlinse und Mundboden für gewöhnlich geringer als die des fokussierten Aufnahmegebiets (s. Abb. 15, 16) (s. Tab 3).

Um die schwankenden Werte des Universaldosimeters zu kontrollieren, wurden infolge dessen einzelne Kontrollaufnahmen mit Photo-Chipstratedosimetern angefertigt:

#### 4.1.3 Photo-Chipstratedosimeter an menschlichen Schädeln

Mit den Photo-Chipstratedosimetern wurden die schwankenden Werte bei den Messungen mit dem PTW Unidos bei der Oberkieferseitenzahn- und Unterkieferfrontzahnaufnahme am Kind, sowie der Oberkieferfrontzahnaufnahme am Erwachsenen erneut jeweils dreimalig untersucht. Aufgrund der Erkennungsgrenze des Dosimeters von 0,02 mSv und einer Nachweisgrenze von 0,03 mSv, waren die ordnungsgemäß dreifach durchgeführten Messungen am Erwachsenenschädel und die Seitenzahnaufnahme am Kinderschädel nicht auswertbar (s. Tab. 10,11).

Bei der Messung der Strahlenbelastung während einer Frontzahnaufnahme im kindlichen Unterkiefer zeigte eines der sechs Dosimeter aus rechter und linker Orbita einen Messwert für die linke Augenlinsendosis: 0,018 mSv (s. Abb. 17) (s. Tab. 11).



*Abbildung 17 Punktdosimeter am Kinderschädel – Mittelwert Zahnfilm  
Ergebnislose Messungen am Erwachsenenschädel, Darstellung des mit dem Photo-Chipstratedosimeters am Kinderschädel beim Zahnfilm in Regio 41 aufgenommenen Mittelwerts mit Standardabweichung der Äquivalentdosis der linken Augenlinse in Millisievert.*

Die Belastung des Patienten mit Strahlung durch die Anfertigung eines Zahnfilmes bewegt sich letztendlich in einem Rahmen von nahezu Null Millisievert bis zu 0,357 mSv als maximal gemessene Augenlinsendosis beim Kind bei der Aufnahme des Oberkiefer-Frontzahns und 0,720 mSv als maximale Äquivalentdosis im Zentralstrahl bei der Oberkieferseitenzahnaufnahme am Modell in einer Gewebetiefe von 0,07 mm (s. Tab. 3).

Zum Vergleich soll hier die Studie von Kadesjö und Kollegen zur Strahlenbelastung bei der röntgenologischen Diagnostik impaktierter Eckzähne betrachtet werden: aufgrund der unterschiedlichen Messpunkte ist ein direkter Vergleich schwierig, doch wurden hier an der Mundschleimhaut während eines Zahnfilms durchschnittlich etwa 0,035 mGy bestimmt, womit sich ein zu unseren Aufnahmen ähnliches Spektrum zeigte [93].

Tabelle 3

Darstellung der beim Zahnfilm mit dem EPD, Universaldosimeter und TLD bestimmten Mittelwerte und Standardabweichungen, unten in der Tabelle stehend die Belichtungszeiten, Röhrenstrom und Beschleunigungsspannung für Erwachsenen- und Kinderaufnahmen, die Geräteeinstellungen für den Modellschädel entsprachen denen eines Erwachsenen

### Dosimetrische Messwerte Zahnfilm (Mittelwerte)

#### EPD am Modellschädel

	H10	$\sigma_{H10}$	H7	$\sigma_{H7}$
UK SZ	0,083	0,006	0,063	0,006
OK SZ	0,127	0,006	0,720	0,120
OK FZ	0,073	0,006	0,420	0,151
UK FZ	0,023	0,015	0,530	0,210

#### Universaldosimeter an menschlichen Schädeln

	Orbita re	$\sigma_{Ore}$	Orbita li	$\sigma_{Oli}$	ant. Mundb.	$\sigma_{MB}$
UK SZ <sub>Erw</sub>	0,013	0,014			0,124	0,013
UK SZ <sub>Kind</sub>	0,007	0,029			0,070	0,012
OK SZ <sub>Erw</sub>	-0,012	0,005			0,088	0,018
OK SZ <sub>Kind</sub>	-0,018	0,016			0,075	0,011
OK FZ <sub>Erw</sub>	0,024	0,003			0,024	0,010
OK FZ <sub>Kind</sub>	0,357	0,018			0,089	0,033
UK FZ <sub>Erw</sub>	0,003	0,012			0,037	0,003
UK FZ <sub>Kind</sub>	-0,012	0,040			0,067	0,020

#### Photo-Chipstratedosimeter an menschlichen Schädeln

	Orbita re	$\sigma_{Ore}$	Orbita li	$\sigma_{Oli}$	ant. Mundb.	$\sigma_{MB}$
UK SZ <sub>Erw</sub>						
UK SZ <sub>Kind</sub>						
OK SZ <sub>Erw</sub>						
OK SZ <sub>Kind</sub>	-	-	-	-		
OK FZ <sub>Erw</sub>					-	-
OK FZ <sub>Kind</sub>						
UK FZ <sub>Erw</sub>						
UK FZ <sub>Kind</sub>	-	-	0,018	0,005		

Erw.: OK= 0,16s, UK SZ= 0,12s, UK FZ= 0,1s

Erw.= 70kV

Erw.= 7mAs

Kind: OK= 0,1s, UK= 0,08s

Kind= 60kV

Kind= 7mAs



## 4.2 Dosimetrische Auswertung Orthopantomogramm

### 4.2.1 EPD am Modellschädel

Die mit dem Hyperion X9 3D ready angefertigten Übersichtsaufnahmen OPG P1 und OPG P14 lieferten bei den Messungen am Modellschädel mit dem EPD von Thermo Fisher Scientific erstaunlich gleichmäßige Werte:

Bei der Aufnahme OPG P1 lieferte jeder Messwert von Oberflächen- und Tiefenpersonendosis eine Äquivalentdosis von 0,01 mSv (s. Tab. 7). Somit beträgt der Mittelwert des OPG P1 für H7 und H10 jeweils 0,01 mSv mit einer Standardabweichung von Null (s. Tab. 4).

Beim OPG P14 differierten die Ergebnisse in der Weise, dass die Strahlenbelastung für das Personendosimeter vereinzelt zu gering war, um wahrgenommen werden zu können und jeweils eine der drei Messungen für die Oberflächen- und Tiefendosis einen Wert von 0 mSv lieferte (s. Tab. 7). Der aus diesen Ergebnissen errechnete Mittelwert beläuft sich auf 0,007 mSv für H7 und H10 bei einer jeweiligen Standardabweichung von 0,006 mSv (s. Tab. 4).

Zur besseren Übersicht ist die mittlere Strahlenbelastung beider Aufnahmen in Abbildung 18 grafisch dargestellt.

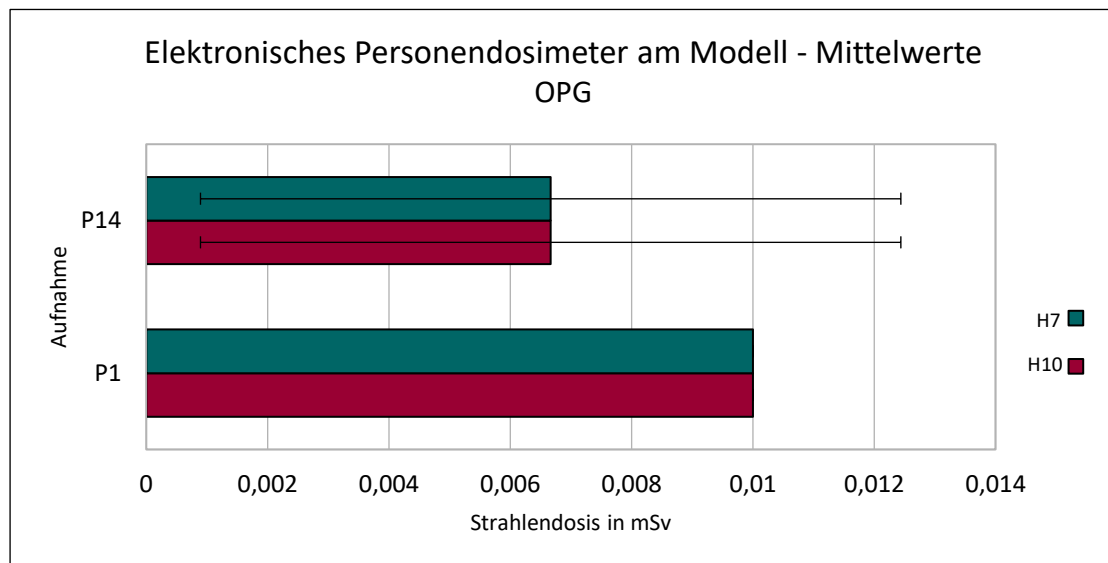


Abbildung 18 Elektronisches Personendosimeter am Modell – Mittelwerte OPG  
Mittlere gemessene Strahlenbelastung mit Standardabweichung beim OPG P1 und OPG P14 im Zentralstrahl in Millisievert, Oberflächendosis in Türkis, Tiefendosis in Pink

Die Problematik der Messung der Strahlenbelastung bei der Aufnahme eines vollständigen oder Halbseiten-Orthopantomogramms sind die doch überraschend geringen Energiedosen.

Der für die Tiefendosis geeichte Messbereich des verwendeten elektronischen Personendosimeters beginnt bei 10  $\mu$ Sv [40,42]. Somit befindet sich der Messbereich der gefertigten Aufnahmen an der Nachweisgrenze des Dosimeters.

Die Annahme, dass das Halbseiten-OPG im Vergleich zum vollständigen OPG auch nur die Hälfte der Strahlenbelastung liefern sollte, kann durch mögliche Messungenauigkeiten aufgrund der Nähe zur Nachweisgrenze des Dosimeters in diesem Fall nicht bestätigt werden. Dennoch kann festgehalten werden, dass dem Patienten im Falle einer halbseitigen Aufnahme weniger Strahlung zugeführt wird. Die generelle Belastung bei dem OPG hält sich im Bereich weniger Mikrosievert auf. Diese Tatsache erschwerte jedoch auch die Messungen mit dem Universaldosimeter, welches trotz der noch geringeren Erkennungsgrenze deutlich schwankende Ergebnisse lieferte [48]:

#### 4.2.2 Universaldosimeter an menschlichen Schädeln

Nachdem mit dem EPD am Modellschädel die Messung der Strahlenbelastung des OPGs im Zentralstrahl erfolgt ist, wurde mit dem Universaldosimeter PTW Unidos an den knöchernen menschlichen Schädeln des Erwachsenen und etwa neunjährigen Kindes die Äquivalentdosis im anterioren Mundboden und der rechten Augenlinse bestimmt.

In Tabelle 8 sind die Messergebnisse der dreifach angefertigten Aufnahmen OPG P1 und OPG P14 für jeweils die Augenlinsendosis und die Strahlenbelastung im anterioren Mundboden des Erwachsenenschädels festgehalten. In Tabelle 9 befinden sich die Messergebnisse der einzelnen Aufnahmen des Kinderschädels. Hier konnte aufgrund der Instabilität des Schädels jedoch nur die Äquivalentdosis im Mundboden bestimmt werden.

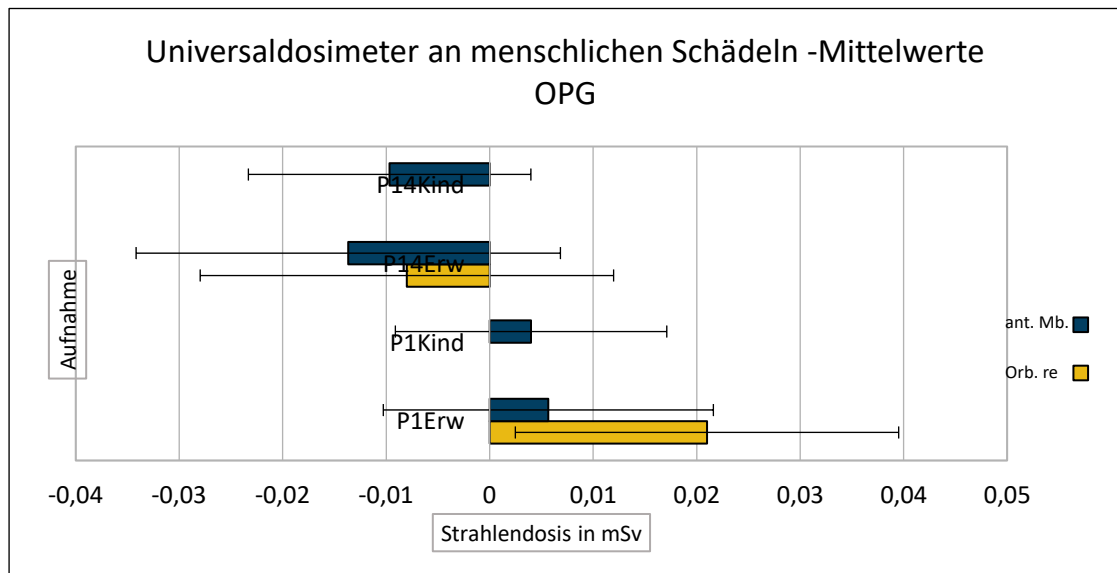


Abbildung 19 *Universaldosimeter an menschlichen Schädeln – Mittelwerte OPG  
Mittlere Äquivalentdosen mit Standardabweichungen beim OPG P1 und OPG P14 am menschlichen Schädel, in Blau am Mundboden gemessene Werte in Millisievert, in Gelb an Position der rechten Augenlinse gemessenen Werte*

Aus den dreifachen Messungen wurde in Tabelle 4 der jeweilige Mittelwert für die Äquivalentdosis jeder Aufnahme und Lokalisation des Dosimeters bestimmt und in Abbildung 19

grafisch dargestellt. Der Normwert der rechten Augenlinsendosis am Erwachsenen für das OPG P1 beträgt 0,021 mSv mit einer Standardabweichung von 0,019 mSv. Für das OPG P14 liegt die mittlere Strahlenbelastung bei -0,008 mSv bei einer Standardabweichung von 0,020 mSv.

Im Mundboden zeigte sich beim OPG P1 eine gemittelte Äquivalentdosis von 0,006 mSv mit einer Standardabweichung von 0,016 mSv. Für das OPG P14 beträgt der Mittelwert der gemessenen Äquivalentdosen -0,014 mSv bei einer Standardabweichung von 0,021 mSv.

Am Kinderschädel wurde beim OPG P1 im anterioren Mundboden eine mittlere Strahlenbelastung von 0,004 mSv bei einer Standardabweichung von 0,013 mSv festgestellt.

Bei der Halbseitenaufnahme beläuft sich die mittlere Äquivalentdosis auf -0,010 mSv mit einer Standardabweichung von 0,014 mSv.

Es zeigt sich, dass es schwer ist, einen definitiven Vergleich zwischen der Strahlenbelastung einer vollständigen Übersichtsaufnahme und einer Halbseitenaufnahme mit dem Orthopantomogramm zu ziehen, da die Werte stark schwanken oder sich unterhalb der Nachweisgrenzen der Dosimeter befinden. Aus diesem Grund wurde auf weitere Untersuchungen am Hyperion X9 3D ready mit Photo-Chipstratedosimetern verzichtet, da davon auszugehen ist, dass die Energiedosen auch unterhalb der Nachweisgrenze dieses Dosimeters liegen.

Generell lässt sich also sagen, dass sich die Strahlenbelastung für den Patienten bei den Aufnahmen im Orthopantomogramm in einem sehr niedrigen Bereich von wenigen Mikrosievert befindet.

Im Zentralstrahl beider Aufnahmen wurde mit dem EPD der maximale Wert von 0,01 mSv gemessen (s. Tab. 7). 0,01 mSv stellt hierbei jedoch die Erkennungsgrenze des Dosimeters dar [40,42].

Mit dem Universaldosimeter wurden als maximale Werte am Erwachsenen in der rechten Orbita 0,042 mSv beim OPG P1 gemessen und beim OPG P14 -0,031 mSv (s. Tab. 8). Im Mundboden belief sich die maximale gemessene Dosis beim OPG P1 auf 0,019 mSv und beim OPG P14 auf -0,026 mSv (s. Tab. 8). Beim Kind lagen die größten gemessenen Werte bei 0,016 mSv im Mundboden beim OPG P1 und -0,022 mSv beim OPG P14 (s. Tab. 9).

Zum Vergleich das Ergebnis einer polnischen Studie von Wrzesien und Olszewski zur Strahlenbelastung unter dem OPG, Fernseitenröntgen und DVT: auch hier zeigten sich beim OPG die im Verhältnis zu den anderen Aufnahmen niedrigsten Strahlenwerte mit etwa 0,8 mGy an Position der linken Augenlinse [92].

Tabelle 4

Darstellung der im OPG bestimmten Mittelwerte und Standardabweichungen der mit dem EPD und Universaldosimeter erfassten Messwerte, unter den Tabellen sind Röhrenstrom, Beschleunigungsspannung und Belichtungszeit angegeben

**Dosimetrische Messwerte OPG (Mittelwerte)**

EPD am Modellschädel

	H10	$\sigma_{H10}$	H7	$\sigma_{H7}$
P1	0,010	0,000	0,010	0,000
P14	0,007	0,006	0,007	0,006

Erw.= 70kV,    Erw.= 10mAs    Erw.= 13,6/7,7s    {P14 re}

Universaldosimeter an menschlichen Schädeln

	Orbita re	$\sigma_{Ore}$	Orbita li	$\sigma_{Oli}$	ant. Mundb.	$\sigma_{MB}$
P1 <sub>Erw</sub>	0,021	0,019			0,006	0,016
P1 <sub>Kind</sub>					0,004	0,013
P14 <sub>Erw</sub>	-0,008	0,020			-0,014	0,021
P14 <sub>Kind</sub>					-0,010	0,014

Erw.= 70kV,    Erw.=Kind= 10mAs    Kind= 67kV    Erw.=Kind= 13,6/7,7s

## 4.3 Dosimetrische Auswertung konventionelles Schädelröntgen

### 4.3.1 EPD am Modellschädel

Mit dem elektronischen Personendosimeter von Thermo Fisher Scientific wurde die Strahlenbelastung im Zentralstrahl des Multix Swing von Siemens bei der Aufnahme Schädel p.a. nach Clementschitsch, Nasennebenhöhlenaufnahme und Orbitazielaufnahme am Modellschädel gemessen (s. Abb. 20). Die jeweils einzelnen Messwerte der dreifach angefertigten Aufnahmen wurden in Tabelle 7 festgehalten. Die daraus ermittelten Normwerte zeigten eine verhältnismäßig geringe Standardabweichung und somit gute Reproduzierbarkeit (s. Tab. 5).

Zur grafischen Darstellung werden sie in Abbildung 20 in einem Diagramm mit der Darstellung der jeweiligen Äquivalentdosis und der zugehörigen Standardabweichung gezeigt.

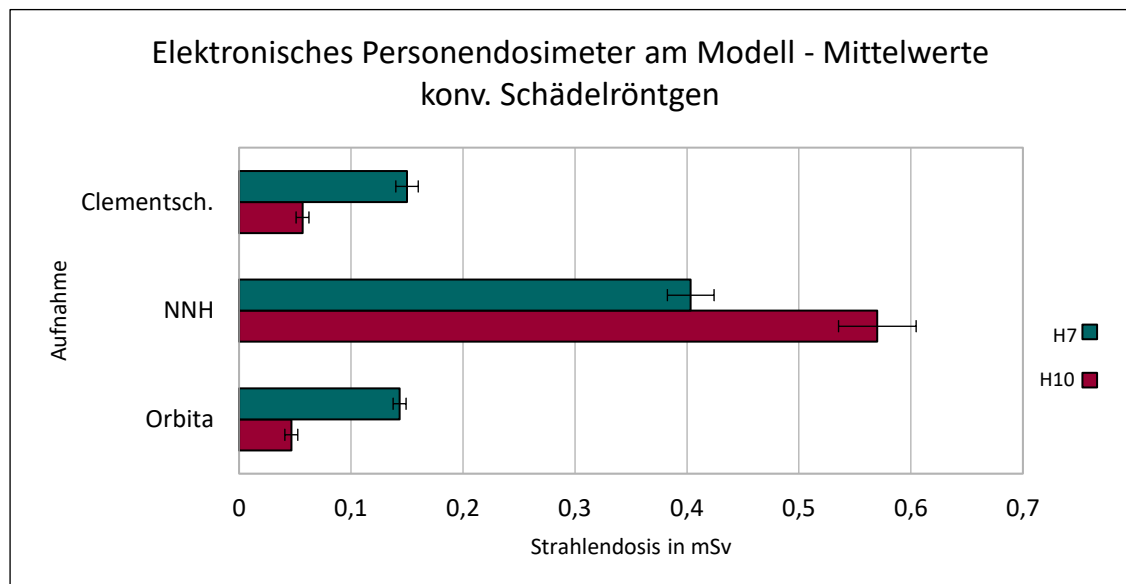


Abbildung 20 Elektronisches Personendosimeter - Mittelwerte konv. Schädelröntgen  
Mittlere Äquivalentdosen mit Standardabweichungen bei den konventionellen Schädelaufnahmen Schädel p.a. nach Clementschitsch, NNH und Orbitazielaufnahme rechts in Millisievert, Oberflächendosis H7 in Türkis, Tiefendosis H10 in Pink

Die Untersuchungen ergaben folgende Ergebnisse (s. Tab. 5):

Die Schädelaufnahme nach Clementschitsch lieferte als mittlere Äquivalentdosis in einer Gewebetiefe von 10 mm 0,057 mSv mit einer Standardabweichung von 0,006 mSv. Für die oberflächliche Energiedosis ermittelte das EPD einen durchschnittlichen Wert von 0,150 mSv mit einer Standardabweichung von 0,010 mSv.

Bei der Nasennebenhöhlenaufnahme lag die Tiefenpersonendosis im Mittel bei 0,570 mSv bei einer Standardabweichung von 0,035 mSv. Für die Gewebetiefe von 0,07 mm lag der Normwert dieser Aufnahme am Modellschädel bei 0,403 mSv mit einer Standardabweichung von 0,021 mSv.

Für die Orbitazielaufnahme reduziert sich die mittlere Strahlenbelastung im Zentralstrahl auf etwa 0,047 mSv als mittlerer Wert von H10 bei einer Standardabweichung von 0,006 mSv und 0,143 mSv als ermittelter Durchschnitt für H7 mit einer Standardabweichung von ebenfalls 0,006 mSv. Die nun deutlich oberhalb der Erkennungsgrenze des Dosimeters liegenden Ergebnisse zeigten somit sehr viel geringere Schwankungen als bei den zuvor niedrigeren gemessenen Energiedosen (s. Tab. 3-5).

#### 4.3.2 Universaldosimeter an menschlichen Schädeln

Die mit dem Universaldosimeter PTW Unidos dreifach gemessenen Einzelwerte jeder Aufnahme aus anteriorem Mundboden und rechter Orbita an Erwachsenen- und Kinderschädel wurden in Tabelle 8 und 9 festgehalten. Sie wurden erneut zu Mittelwerten zusammengefasst und in Abbildung 21 grafisch dargestellt. Auch hier zeigten sich bei einer höheren Strahlenbelastung weniger starke Abweichungen zwischen den Einzelwerten (s. Tab. 8,9).

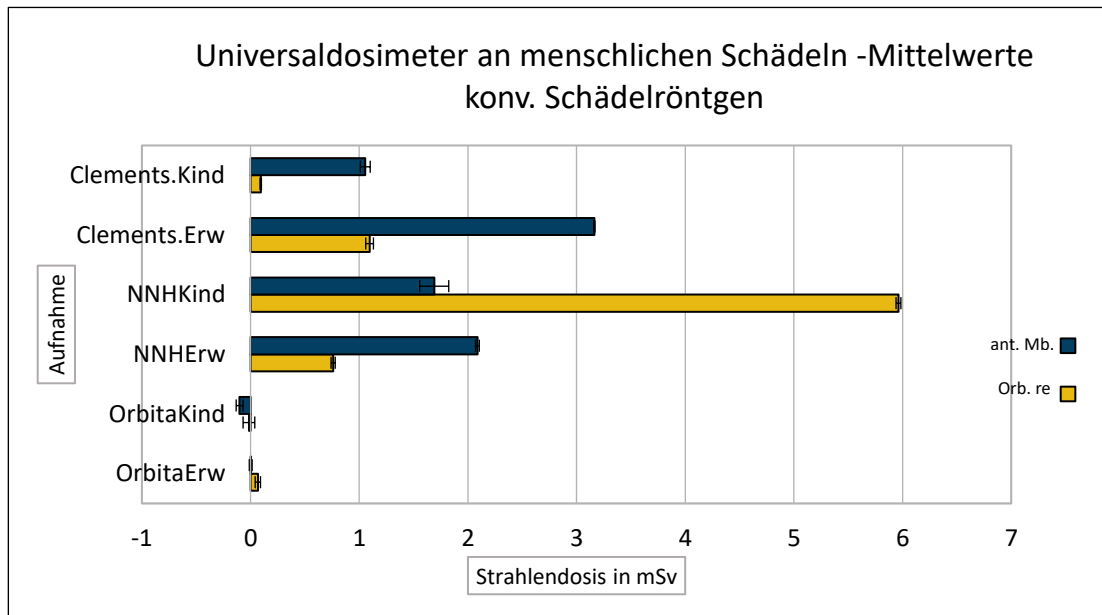


Abbildung 21 *Universaldosimeter an menschlichen Schädeln – Mittelwerte konv. Schädelröntgen; Mittlere Äquivalentdosen mit Standardabweichungen der mit dem PTW Unidos am menschlichen Schädel von Kind und Erwachsenen gemessenen Strahlenbelastung bei der Aufnahme Schädel p.a. nach Clementschitsch, NNH und Orbitazielaufnahme rechts, am Mundboden gemessene Werte in Blau in Millisievert, in der rechten Orbita gemessene Werte in Gelb*

Die im Zentralstrahl bereits unterschiedlich hohen erfassten Äquivalentdosen zwischen der Aufnahme nach Clementschitsch, NNH und Orbitazielaufnahme zeigten sich auch für die Messpunkte im anterioren Mundboden und der rechten Orbita (s. Tab. 5):

Die Aufnahme nach Clementschisch zeigte am Erwachsenenschädel eine mittlere Strahlenbelastung von 3,164 mSv im anterioren Mundboden mit der sehr geringen Standardabweichung von 0,005 mSv. In der rechten Orbita beläuft sich die mittlere Strahlenbelastung auf 1,095 mSv mit einer Standardabweichung von 0,035 mSv.

Am Kinderschädel wurden bei dieser Aufnahme im Mundboden 1,055 mSv als Durchschnitt mit einer Standardabweichung von 0,045 mSv gemessen. Die rechte Augenlinsendosis wurde am Kinderschädel auf 0,094 mSv gemittelt und zeigte ebenfalls eine geringe Standardabweichung von 0,006 mSv.

Für die Nasennebenhöhlenaufnahme wurden am Kinderschädel deutlich höhere Energiedosen gemessen: Im Mundboden belief sich die mittlere Äquivalentdosis auf 1,690 mSv bei einer Standardabweichung von 0,133 mSv. In der rechten Orbita wurde die höchste Strahlenbelastung beim konventionellen Schädelröntgen von durchschnittlich 5,962 mSv mit einer Standardabweichung von 0,023 mSv gemessen.

In der Orbita des Erwachsenen belief sich die durchschnittliche Strahlenbelastung auf 0,076 mSv mit einer Standardabweichung von 0,019 mSv, also deutlich niedriger als beim Kind. Allerdings präsentierte der Mundboden beim Erwachsenen mit einer mittleren Äquivalentdosis von 2,088 mSv und einer Standardabweichung von 0,017 mSv hingegen höhere Wert als beim Kind.

Bei der Orbitazielaufnahme lag die zu messende Strahlenbelastung zum Teil erneut in einem Bereich, welcher beim PTW Unidos zu schwankenden Werten um den Nullbereich führte und aufgrund der teils negativen Vorzeichen der gemessenen Energiedosis verhältnismäßig hohe Standardabweichungen nach sich zog (s. Tab. 5, 8, 9). So wurde am Erwachsenenschädel im Mundboden eine durchschnittliche Äquivalentdosis von 0,001 mSv bei einer Standardabweichung von 0,013 mSv gemessen. In der rechten Orbita lag der Mittelwert bei 0,067 mSv mit einer Standardabweichung von 0,025 mSv.

Am Kinderschädel betrug die mittlere Strahlenbelastung des Mundbodens -0,101 mSv mit einer Standardabweichung von 0,032 mSv. In der rechten Orbita ist der gemittelte Wert der gemessenen Äquivalentdosen -0,015 mSv bei einer Standardabweichung von 0,054 mSv.

Aufgrund der beim PTW Unidos schwankenden Werte während der Orbitazielaufnahmen wurden diese Messungen mit Photo-Chipstratedosimetern an den menschlichen Schädeln des Erwachsenen und etwa neunjährigen Kindes wiederholt, um die Werte zu verifizieren:

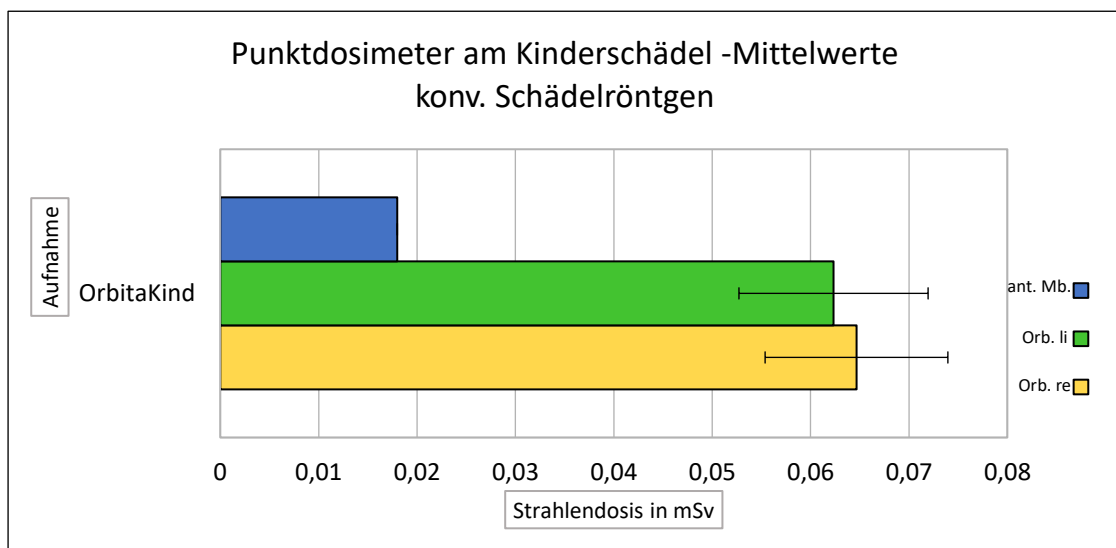
#### 4.3.3 Photo-Chipstratedosimeter an menschlichen Schädeln

Die dreifachen Messungen mit den Photo-Chipstratedosimetern am Erwachsenenschädel während der Orbitazielaufnahme waren nicht auswertbar (s. Tab. 10). Folglich ist davon auszugehen, dass die Messwerte generell unterhalb der Erkennungsgrenze der Dosimeter von 0,02 mSv lagen (s. Tab. 11).

Am Kinderschädel zeigten sieben von neun Dosimetern ein Ergebnis (s. Tab. 11):

Im Mittel betrug die Äquivalentdosis bei der Orbitazielaufnahme rechts in der rechten Orbita 0,065 mSv mit einer Standardabweichung von 0,009 mSv (s. Tab. 5). In der linken Orbita lag der Mittelwert bei 0,062 mSv mit einer Standardabweichung von 0,010 mSv (s. Tab. 5).

Im Mundboden zeigte nur eines der drei verwendeten Dosimeter einen Wert von 0,018 mSv (s. Tab. 5). Die anderen beiden Dosimeter blieben ergebnislos. Daraus folgt, dass die Energiedosen jeweils noch unter dem noch einzeln wahrgenommenen Wert von 0,018 mSv lagen (s. Tab. 11). In Abbildung 22 sind die Ergebnisse grafisch dargestellt.



*Abbildung 22 Punktdosimeter am Kinderschädel – Mittelwerte konv. Schädelröntgen  
Ergebnislose Messung am Erwachsenenschädel bei der Orbitazielaufnahme im Multix Swing; Mittelwerte und Standardabweichungen der Äquivalentdosen am Kinderschädel grafisch dargestellt, in Blau der Wert im anterioren Mundboden in Millisievert, Gelb in der rechten Orbita, in Grün die linke Augenlinsendosis*

Insgesamt lässt sich also zusammenfassen, dass die Strahlenbelastung beim konventionellen Schädelröntgen im Multix Swing von Siemens für den Erwachsenen mit 3,164 mSv im anterioren Mundboden bei der Aufnahme nach Clementschitsch am höchsten ist (s. Tab. 5).

Am Kinderschädel zeigte sich die größte Strahlenbelastung bei der Nasennebenhöhlenaufnahme mit durchschnittlich 5,962 mSv als rechte Augenlinsendosis (s. Tab. 5).

Die niedrigste Strahlenbelastung wurde bei der Orbitazielaufnahme gemessen mit maximal 0,143 mSv als Oberflächenpersonendosis mit dem EPD am Modellschädel (s. Tab. 5).



Tabelle 5

Darstellung der beim konventionellen Schädelröntgen mit dem EPD, Universaldosimeter und TLD bestimmten Mittelwerte und Standardabweichungen, unten stehend die Beschleunigungsspannung und der Röhrenstrom für Erwachsenen- und Kinderaufnahme sowie die theoretischen Abmessungen des Films und die Belichtungszeiten

**Dosimetrische Messwerte konventionelles Röntgen des Schädels**  
**(Mittelwerte)**

EPD am Modellschädel

	H10	$\bar{\sigma}_{H10}$	H7	$\bar{\sigma}_{H7}$
Orbita	0,047	0,006	0,143	0,006
NNH	0,570	0,035	0,403	0,021
Clements.	0,057	0,006	0,150	0,010

Universaldosimeter an menschlichen Schädeln

	Orbita re	$\bar{\sigma}_{Ore}$	Orbita li	$\bar{\sigma}_{Oli}$	ant. Mundb.	$\bar{\sigma}_{MB}$
Orbita <sub>Erw</sub>	0,067	0,025			0,001	0,013
Orbita <sub>Kind</sub>	-0,015	0,054			-0,101	0,032
NNH <sub>Erw</sub>	0,760	0,019			2,088	0,017
NNH <sub>Kind</sub>	5,962	0,023			1,690	0,133
Clements. <sub>Erw</sub>	1,095	0,035			3,164	0,005
Clements. <sub>Kind</sub>	0,094	0,006			1,055	0,045

Photo-Chipstratedosimeter an menschlichen Schädeln

	Orbita re	$\bar{\sigma}_{Ore}$	Orbita li	$\bar{\sigma}_{Oli}$	ant. Mundb.	$\bar{\sigma}_{MB}$
Orbita <sub>Erw</sub>	-	-	-	-	-	-
Orbita <sub>Kind</sub>	0,065	0,009	0,062	0,010	0,018	(Einzelwert)
NNH <sub>Erw</sub>						
NNH <sub>Kind</sub>						
Clements. <sub>Erw</sub>						
Clements. <sub>Kind</sub>						

Erw.= 77kV

Erw.=Kind= 20mAs

Belichtungszeit ohne Kassette nicht messbar

Kind= 60kV

Erw.=Kind= 18x24 (theor. Kassette)

(zw. 0,07-1,9s)

## 4.4 Dosimetrische Auswertung Digitale Volumetomografie

### 4.4.1 EPD am Modellschädel

In Abbildung 23 werden die errechneten Mittelwerte der jeweils dreifach ausgeführten Messungen mit dem elektronischen Personendosimeter von Thermo Fisher Scientific am Modellschädel grafisch dargestellt. In Türkis ist die vom Dosimeter berechnete Oberflächenpersonendosis für eine Gewebetiefe von ca. 0,07 mm angezeigt, in Pink die gemessene Strahlenbelastung für eine Gewebetiefe von ca. 10 mm, H10 (s. Abb. 23) [40].

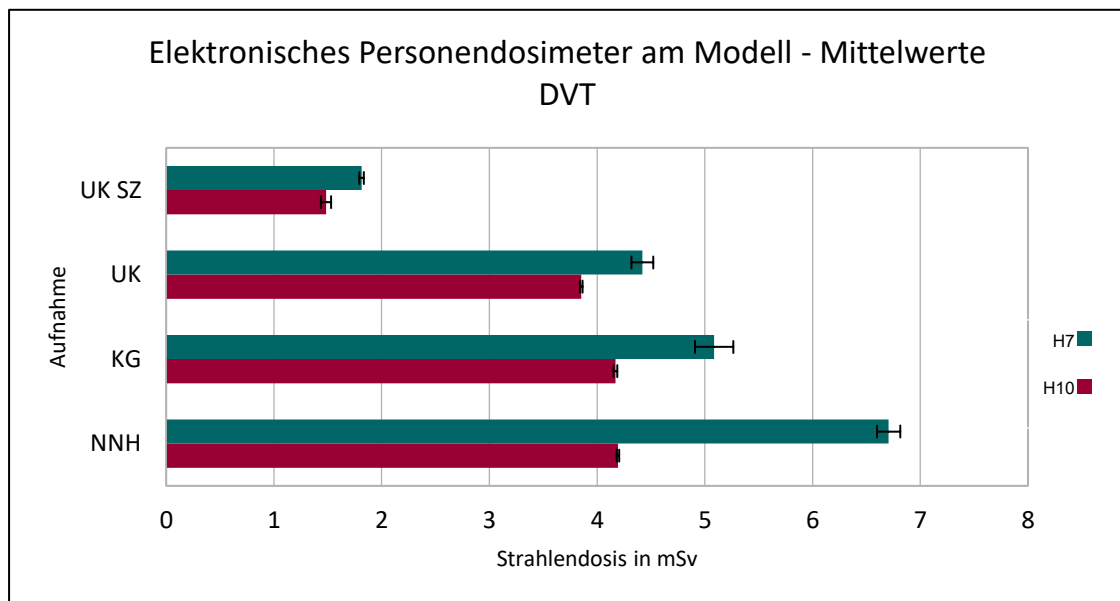


Abbildung 23 Elektronisches Personendosimeter am Modell – Mittelwerte DVT  
Mittelwerte und Standardabweichungen der mit dem EPD am Modellschädel gemessenen Äquivalentdosen bei der Unterkiefer-Seitenzahn-, der Unterkiefer-, der Kiefergelenks- und der Nasennebenhöhlenaufnahme, in Türkis, die Oberflächendosis in Millisievert, die Tiefendosis in Pink

Die Einzelmesswerte der jeweils dreimalig angefertigten Aufnahmen wurden in Tabelle 7 festgehalten. Die Mittelwerte und Standardabweichungen aus Abbildung 23 stehen in Tabelle 6. Die Aufnahme des Unterkiefer-Seitenzahns in Regio 46 besaß das kleinste FOV mit den Abmessungen 40 x 40 mm. Die mittlere Strahlenbelastung dieser Aufnahme belief sich auf 1,483 mSv als Tiefendosis mit einer Standardabweichung von 0,047 mSv (s. Tab. 6). Die Oberflächenpersonendosis betrug im Mittel 1,813 mSv bei einer Standardabweichung von 0,021 mSv (s. Tab. 6). Für die Aufnahme des Unterkiefers wurde das FOV auf 100 x 50 mm vergrößert. Die durchschnittliche Tiefendosis bei dieser Aufnahme betrug 3,853 mSv mit einer Standardabweichung von 0,012 mSv (s. Tab. 6). Für die Gewebetiefe von 0,07 mm wurde die Äquivalentdosis auf 4,420 mSv gemittelt bei einer Standardabweichung von 0,101 mSv (s. Tab. 6).

Des Weiteren wurde die Strahlenbelastung bei der Aufnahme des Kiefergelenks mit den Abmessungen 80 x 80 mm untersucht. Hier betrug die mittlere Tiefenpersonendosis H10 4,170 mSv mit einer Standardabweichung von 0,017 mSv, bei der Oberflächenpersonendosis H7 betrug die mittlere Äquivalentdosis 5,087 mSv bei einer Standardabweichung von 0,178 mSv (s. Tab. 6).

Zuletzt die Nasennebenhöhlenaufnahme mit den Abmessungen 100 x 100 mm:

Hier belief sich die durchschnittliche Äquivalentdosis in einer Gewebetiefe von 10 mm auf 4,193 mSv bei einer Standardabweichung von 0,012, für das oberflächliche Gewebe wurde als Mittelwert von H7 eine durchschnittliche Strahlenbelastung von 6,707 mSv mit einer Standardabweichung von 0,108 mSv gemessen (s. Tab. 6).

Die Geräteeinstellungen entsprachen jenen einer Erwachsenenaufnahme und wurden auch für die folgenden Messungen mit dem Universaldosimeter und den Photo-Chipstratedosimetern genutzt:

#### 4.4.2 Universaldosimeter an menschlichen Schädeln

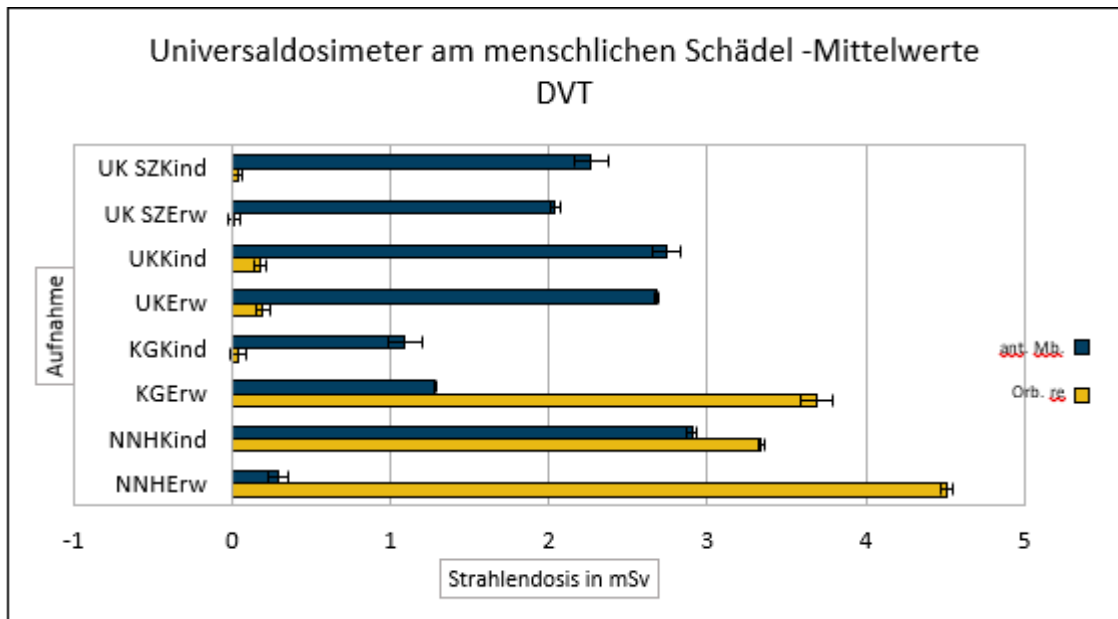
Nach den Messungen mit dem EPD am Modellschädel erfolgte eine gleichartige Messreihe mit dem Universaldosimeter an den menschlichen Schädeln eines Erwachsenen und eines etwa neunjährigen Kindes. Gemessen wurde nicht die Strahlenbelastung innerhalb des Zentralstrahls, sondern im anterioren Mundboden und an Position der rechten Augenlinse.

Für den Erwachsenen wurden die Einstellungen des DVTs von Morita vom Modellschädel übernommen. Für den Kinderschädel wurde die Beschleunigungsspannung und die Größe des jeweiligen FOV angepasst.

Die einzelnen Messwerte der jeweils dreimal aufgenommenen Bildgebungen wurden in Tabelle 8 und 9 festgehalten. Die sich daraus ergebenden Mittelwerte mit den zugehörigen Standardabweichungen stehen in Tabelle 6 und werden in Abbildung 24 grafisch dargestellt.

Als kleinstmögliches Field of View von 40 x 40 mm waren die Maße für die Aufnahme in Regio 46 als Einzelzahnaufnahme für Erwachsenen- und Kinderschädel gleich groß:

Beim Erwachsenen zeigte sich bei dieser Aufnahme mit einer Standardabweichung von 0,035 mSv eine mittlere Strahlenbelastung von 2,038 mSv im anterioren Mundboden. In der rechten Orbita betrug die mittlere Äquivalentdosis 0,015 mSv mit der verhältnismäßig hohen Standardabweichung von 0,041 mSv (s. Tab. 6). In der Orbita kam es aufgrund der Nähe zur Nachweisgrenze wieder zu Schwankungen um den Nullwert, was die verhältnismäßig hohe Standardabweichung bedingt (s. Tab. 8).



*Abbildung 24 Universaldosimeter am menschlichen Schädel – Mittelwerte DVT  
Mittlere Äquivalentdosen mit Standardabweichungen bei der Aufnahme eines Unterkieferseitenzahns, des Unterkiefers, des rechten Kiefergelenks und der Nasennebenhöhlen in Millisievert, in Blau am anterioren Mundboden gemessene Strahlenbelastung, in Gelb Werte der rechten Orbita*

Am Kinderschädel wurde ebenfalls im Mundboden eine höhere Energiedosis gemessen als in der rechten Orbita: im Mundboden ergab sich ein Mittelwert von 2,267 mSv mit einer Standardabweichung von 0,112 mSv, in der rechten Orbita betrug der Durchschnitt der Äquivalentdosis 0,035 mSv bei einer Standardabweichung von 0,034 mSv (s. Tab. 6). Auch hier kam es zu leichten Schwankungen um den Nullpunkt (s. Tab. 9).

Als nächstes die Strahlenbelastung einer dreidimensionalen Aufnahme des Unterkiefers:

Beim Erwachsenen wurden im Mundboden durchschnittlich 2,683 mSv mit einer Standardabweichung von 0,012 mSv gemessen, in der rechten Orbita hingegen 0,194 mSv mit einer Standardabweichung von 0,044 mSv (s. Tab. 6). Es zeigt sich erneut, dass sich die Messungenaugigkeiten des PTW Unidos mit steigenden Energiedosen reduzieren.

Für die Aufnahme am Kinderschädel wurde das FOV von 100 x 50 mm auf 60 x 60 mm verkleinert. Anschließend wurden im Mundboden im Mittel 2,741 mSv mit einer Standardabweichung von 0,084 mSv gemessen. Als durchschnittliche rechte Augenlinsendosis ergaben sich 0,175 mSv mit einer Standardabweichung von 0,040 mSv (s. Tab. 6).

Als nächstes erfolgte die dreidimensionale Bildgebung des rechten Kiefergelenks.

Hierbei hatte die Aufnahme am Erwachsenen eine Größe von 80 x 80 mm, am Kind betragen die Maße 40 x 40 mm. Die mittlere Äquivalentdosis im anterioren Mundboden betrug für den Erwachsenen 1,276 mSv mit einer Standardabweichung von 0,004 mSv. Am Kind betrug der gemittelte Wert 1,093 mSv bei einer Standardabweichung von 0,108 mSv (s. Tab. 6).

In der rechten Augenlinse wurden für Erwachsene im Mittel 3,692 mSv mit einer Standardabweichung von 0,103 mSv gemessen (s. Tab. 6). Da es sich um die Aufnahme des rechten Kiefergelenks handelte, wurde hier zum Vergleich noch eine dreifache Messung der linken Augenlinsendosis durchgeführt. Hier betrug die mittlere Strahlenbelastung noch 2,336 mSv mit einer Standardabweichung von 0,016 mSv (s. Tab. 6).

Am Kinderschädel wurden in der rechten Orbita hingegen nur durchschnittlich 0,040 mSv mit einer Standardabweichung von 0,050 mSv gemessen (s. Tab. 6). Bei diesen deutlich kleineren Messwerten kam es erneut zu Schwankungen um Null und die dadurch relativ hohe Streuung um den Normwert (s. Tab. 6).

Das im Verhältnis zum Erwachsenenschädel deutlich kleinere Messergebnis der orbitären Standard-Strahlenbelastung bei einer Kiefergelenksaufnahme im DVT mag seinen Grund in dem deutlich kleinerem Field of View für die Aufnahme bei Kindern finden. Hier ließe sich diskutieren, ob das FOV für die Erwachsenenaufnahme auf einen kleineren Messbereich reduziert werden könnte.

Für die Aufnahme der Nasennebenhöhlen mit dem Erwachsenenschädel wurden die Maße des FOV vom Modellschädel übernommen und betragen 100 x 100 mm. Für die Aufnahme am Kind wurde es auf 80 x 80 mm reduziert.

Die Messungen mit dem Universaldosimeter ergaben am Erwachsenen im anterioren Mundboden im Mittel 0,292 mSv bei einer Standardabweichung von 0,066 mSv und an Position der rechten Augenlinse 4,510 mSv mit einer Standardabweichung von 0,041 mSv (s. Tab. 6).

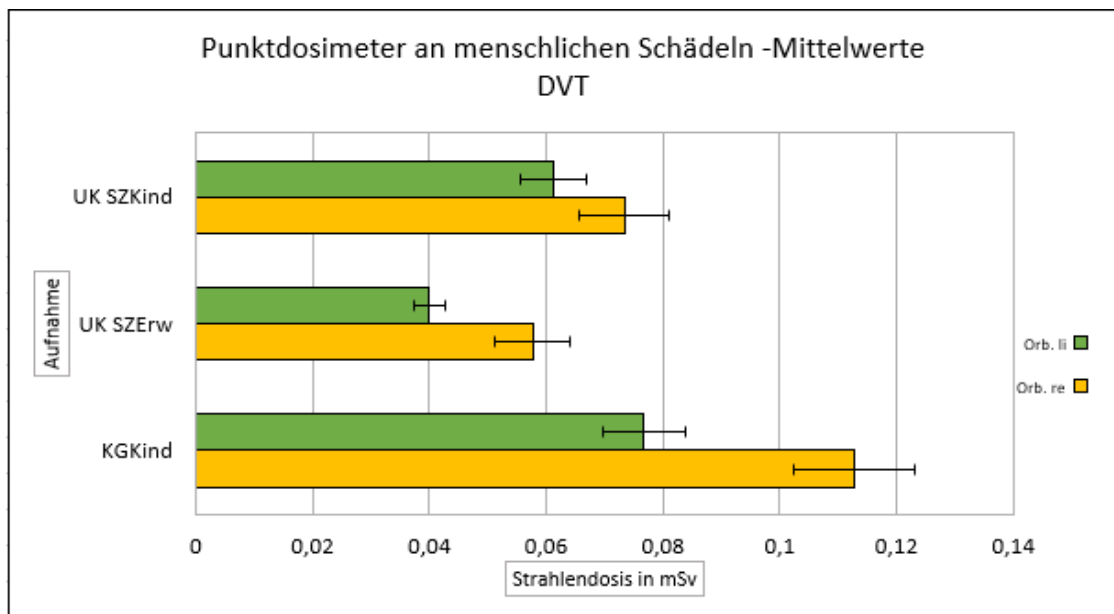
Für die Aufnahme am Kind wurden im Mundboden durchschnittlich 2,899 mSv mit einer Standardabweichung von 0,029 mSv gemessen, in der rechten Orbita waren es im Durchschnitt 3,340 mSv bei einer Standardabweichung von 0,022 mSv (s. Tab. 6).

Wenn es aufgrund niedrigerer Energiedosen zu schwankenden Messwerten mit dem PTW Unidos gekommen ist, wurde eine dritte Messreihe mit den Photo-Chipstratedosimetern an den menschlichen Schädeln unternommen, um die Messergebnisse zu kontrollieren und abzusichern:

#### 4.4.3 Photo-Chipstratedosimeter an menschlichen Schädeln

Mit den Photo-Chipstratedosimetern wurden die Messungen in der Orbita während der Unterkieferseitenzahnaufnahme im DVT unter gleichartigen Bedingungen wiederholt.

In diesem Versuchsaufbau wurden zugleich die Äquivalentdosen der rechten und linken Augenlinse in einer jeweils dreifachen Messung erfasst. Diese Bildgebung erfolgte sowohl am Erwachsenen- als auch am Kinderschädel (s. Tab. 10, 11). Am Kinderschädel wurde zusätzlich die Bildgebung des rechten Kiefergelenks dreimalig wiederholt und die Strahlenbelastung beider Orbitae erfasst (s. Tab. 11). Die errechneten Mittelwerte dieser letzten Untersuchungsreihe stehen mit zugehöriger Standardabweichung in Tabelle 6 und sind in Abbildung 25 grafisch dargestellt.



*Abbildung 25 Punktdosimeter an menschlichen Schädeln – Mittelwerte DVT  
Gemittelte Werte mit Standardabweichungen der mit den Photo-Chipstratedosimetern kontrollierten Strahlenbelastung am menschlichen Schädel des Erwachsenen bei einer Einzelzahnaufnahme im DVT und am Kind gemessene Werte bei der Einzelzahnaufnahme und einer Aufnahme des rechten Kiefergelenks, in Grün die Belastung der linken Augenlinse, in Gelb die der rechten Augenlinse in der Einheit Millisievert*

Die dreidimensionale Einzelzahnaufnahme in Regio 46 mit den Maßen 40 x 40 mm ergab für den Erwachsenen einen Mittelwert von 0,058 mSv in der rechten Orbita bei einer Standardabweichung von 0,006 mSv und 0,040 mSv in der linken Orbita mit einer Standardabweichung von 0,003 mSv (s. Tab. 6).

Am Kinderschädel wurden für die rechte Augenlinse eine durchschnittliche Äquivalentdosis von 0,073 mSv mit einer Standardabweichung von 0,008 mSv gemessen, in der linken Orbita waren es 0,061 mSv mit einer Standardabweichung von 0,006 mSv (s. Tab. 6).

Für die Kiefergelenksaufnahme am Kinderschädel mit dem Maßen 40 x 40 mm belief sich die mittlere Strahlenbelastung der rechten Orbita auf 0,113 mSv mit einer Standardabweichung von

0,010 mSv, für die linke Orbita wurden im Mittel 0,077 mSv gemessen bei einer Standardabweichung von 0,007 mSv (s. Tab. 6).

Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass die dreidimensionale Bildgebung im DVT für den Patienten eine deutlich höhere Strahlenbelastung nach sich zieht, als beispielsweise das OPG (s. Abbildungen 19, 25). Die höchsten im DVT gemessenen Werte traten bei der Aufnahme der Nasennebenhöhlen sowohl im Zentralstrahl mit 6,707 mSv als Oberflächenpersonendosis, als auch orbitär mit 4,510 mSv als rechte Augenlinsendosis bei der Erwachsenenaufnahme auf (s. Tab. 6). Die niedrigsten Werte wurden während der Einzelzahnaufnahme mit dem kleinsten Field of View aufgenommen und zeigten als höchsten Wert 2,267 mSv als Äquivalentdosis im Mundboden bei der Aufnahme am Kind (s. Tab. 6).

Für den konkreten Vergleich der Strahlenbelastung an den Messpunkten innerhalb und außerhalb des FOV lassen sich hier gut die Messwerte des Modellschädels und des Erwachsenenschädels gegenüberstellen, da die gleichen Parameter eingestellt wurden und die Ergebnisse deutlich sind: Bei der Unterkiefer- und Unterkieferseitenzahnaufnahme liegt der Mundboden im Bereich des aufzunehmenden Feldes, während die Orbita außerhalb dieses Bereichs liegt. Mit dem EPD wurde bei der Unterkieferseitenzahnaufnahme am Modell im Zentrum des Nutzstrahlenbündels eine Tiefenpersonendosis von durchschnittlich 1,483 mSv gemessen, H7 betrug 1,813 mSv (s. Tab. 6). Mit dem Unidos am Erwachsenenschädel betrug die mittlere Äquivalentdosis im Mundboden 2,038 mSv, während in der rechten Orbita im Mittel nur 0,015 mSv gemessen wurden (s. Tab. 6). Bei der Nasennebenhöhlenaufnahme verhält es sich nun genau umgekehrt, dass die Orbita innerhalb des aufzunehmenden Feldes liegt, während der Mundboden sich leicht außerhalb befindet. Am Modell ergaben sich bei dieser Aufnahme in dem Zentralstrahl für H10 im Mittel 4,193 mSv und für H7 6,707 mSv (s. Tab. 6). Am Erwachsenenschädel wurden mit dem Universaldosimeter in der rechten Orbita durchschnittlich 4,510 mSv gemessen, während sich im Mundboden die mittlere Strahlenbelastung auf 0,292 mSv belief (s. Tab. 6). Verglichen mit den Messergebnissen einer anderen Untersuchung der Martin-Luther-Universität von Knörger und Kollegen am Accutomo, lag unsere Augendosis jedoch niedriger: hier wurden bei der NNH-Aufnahme mit analoger Geräteeinstellung, ausgenommen einer abweichenden Voxelkantenlänge von 250  $\mu\text{m}$  statt 125  $\mu\text{m}$ , am Alderson-Rando-Phantom 6,9 mGy gemessen [61].

Bei der Aufnahme des rechten Kiefergelenks befinden sich rechte Orbita, linke Orbita und anteriorer Mundboden in wachsendem Abstand zum Feld des Interesses, was sich auch in den ermittelten Äquivalentdosen niederschlägt: Im Zentralstrahl wurden mit dem EPD am Modell für H10 im Mittel 4,170 mSv gemessen, für H7 waren es 5,087 mSv (s. Tab. 6). Am Erwachsenenschädel wurden mit dem PTW Unidos in der rechten Orbita durchschnittlich 3,692 mSv gemessen, in der linken Orbita waren es im Mittel 2,336 mSv und im Mundboden 1,276 mSv (s. Tab. 6).

*Tabelle 6  
Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der mit dem EPD, Universaldosimeter und TLD bestimmten Messwerte im DVT, unten stehend die Einstellungsparameter der Aufnahmen mit Volumina des jeweiligen FOV, Beschleunigungsspannung, Röhrenstrom und Umlaufzeiten*

### **Dosimetrische Messwerte DVT (Mittelwerte)**

#### EPD am Modellschädel

	H10	$\sigma_{H10}$	H7	$\sigma_{H7}$
NNH	4,193	0,012	6,707	0,108
KG	4,170	0,017	5,087	0,178
UK	3,853	0,012	4,420	0,101
UK SZ	1,483	0,047	1,813	0,021

#### Universaldosimeter an menschlichen Schädeln

	Orbita re	$\sigma_{Ore}$	Orbita li	$\sigma_{Oli}$	ant. Mundb.	$\sigma_{MB}$
NNH <sub>Erw</sub>	4,510	0,041			0,292	0,066
NNH <sub>Kind</sub>	3,340	0,022			2,899	0,029
KG <sub>Erw</sub>	3,692	0,103	2,336	0,016	1,276	0,004
KG <sub>Kind</sub>	0,040	0,050			1,093	0,108
UK <sub>Erw</sub>	0,194	0,044			2,683	0,012
UK <sub>Kind</sub>	0,175	0,040			2,741	0,084
UK SZ <sub>Erw</sub>	0,015	0,041			2,038	0,035
UK SZ <sub>Kind</sub>	0,035	0,034			2,267	0,112

#### Photo-Chipstratedosimeter an menschlichen Schädeln

	Orbita re	$\sigma_{Ore}$	Orbita li	$\sigma_{Oli}$	ant. Mundb.	$\sigma_{MB}$
NNH <sub>Erw</sub>						
NNH <sub>Kind</sub>						
KG <sub>Erw</sub>						
KG <sub>Kind</sub>	0,113	0,010	0,077	0,007		
UK <sub>Erw</sub>						
UK <sub>Kind</sub>						
UK SZ <sub>Erw</sub>	0,058	0,006	0,040	0,003		
UK SZ <sub>Kind</sub>	0,073	0,008	0,061	0,006		

NNH<sub>Erw</sub> = 100x100

NNH<sub>Kind</sub> = 80x80

Erw. = 90kV

KG<sub>Erw</sub> = 80x80

KG<sub>Kind</sub> =

Kind = 80kV

UK<sub>Erw</sub> = 100x50

UK<sub>Kind</sub> =

Erw.=Kind= 5mAs

UK SZ<sub>Erw</sub> = 40x40

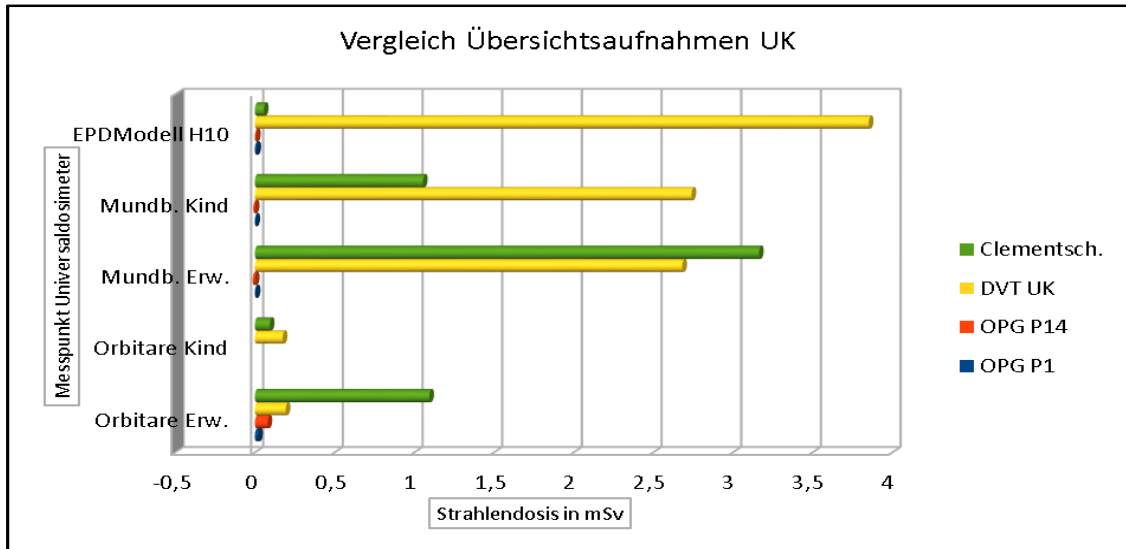
UK SZ<sub>Kind</sub> = 40x40

Erw.=Kind= 17,5s

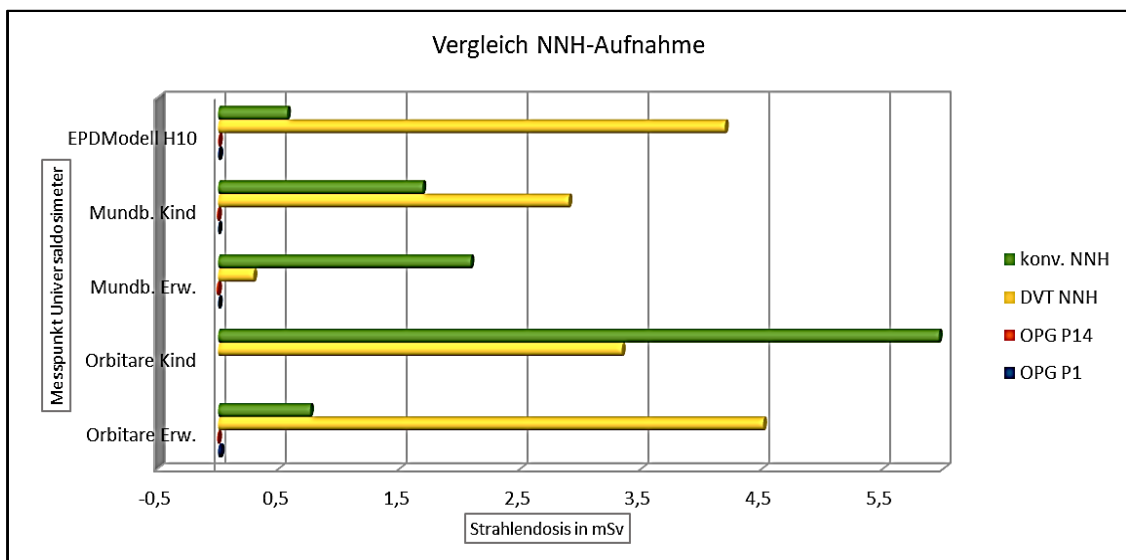


#### 4.5 Vergleich von Übersichtsaufnahmen

Für die Fragestellungen, welche Aufnahmen und Geräte eine besonders hohe oder niedrige Strahlenbelastung nach sich ziehen und wie groß die tatsächliche Strahlenbelastung im DVT ist, wurden in den Abbildungen 26 und 27 die Mittelwerte von unterschiedlichen Aufnahmen und Geräten, welche jeweils den Unterkiefer oder die Nasennebenhöhlen zeigen, bildlich dargestellt.



*Abbildung 26 Vergleich Übersichtsaufnahmen UK*  
 Vergleich der Mittelwerte zur Darstellung des Unterkiefers, dafür in Grün dargestellt die Aufnahme nach Clementschitsch im Multix Swing, die dreidimensionale Darstellung des Unterkiefers in Gelb, und die Bildgebung vom Unterkiefer im OPG in Rot, sowie die Halbseiten-darstellung in Blau in der Einheit mSv für die Äquivalentdosis



*Abbildung 27 Vergleich NNH-Aufnahme*  
 Vergleichende Darstellung der verschiedenen Aufnahmen, welche die Nasennebenhöhlen zeigen: in Grün die konventionelle Nasennebenhöhlenaufnahme im Multix Swing, in Gelb die Aufnahme im DVT, in Rot das OPG P1 und in Blau das OPG P14

Bei den obigen Abbildungen handelt es sich um den annähernden Vergleich der unterschiedlichen Darstellungen von den Nasennebenhöhlen und dem Unterkiefer.

Hierbei ist selbstverständlich, dass sich eine dreidimensionale Darstellung essenziell von einer zweidimensionalen Darstellung unterscheidet und eine Halbseitenaufnahme auch nur die Hälfte des Gesichtsschädels zeigt. Dennoch wurden sie jeweils in einer Grafik zusammengefasst, da sie augenscheinlich darstellt, mit welcher Belastung des Patienten durch die verschiedenen Bildgebungen zu rechnen ist und somit die Entscheidung, welche Röntgendiagnostik betrieben werden soll, beeinflusst.

Das OPG zeigt mit einem maximalen Wert von 80  $\mu\text{Sv}$  als Äquivalentdosis im Mundboden bei der Halbseitenaufnahme am Erwachsenen die insgesamt niedrigste Strahlenbelastung (s. Tab. 12). Die Übersichtsaufnahmen, welche im Multix Swing angefertigt wurden, zeigten die höchsten Werte beim zweidimensionalen Röntgen. Mit einem maximalen Wert von 5,962 mSv in der rechten Orbita des Kinderschädels bei der Aufnahme der Nasennebenhöhlen übertraf die Strahlenbelastung die im DVT gemessenen Werte mitunter um mehrere Millisievert (s. Tab. 13). Dies ist auch in den Abbildungen 26 und 27 zu sehen, wo für die Darstellung des Unterkiefers beim Erwachsenen bei der Aufnahme nach Clementschitsch im Mittel höhere Äquivalentdosen gemessen wurden als bei der Darstellung des Unterkiefers im DVT.

Das DVT zeigte bei sämtlichen Aufnahmen im Vergleich zum OPG deutlich höhere Messwerte (s. Tab. 12, 13). Bei der digitalen Volumentomographie ist aufgrund der dreidimensionalen Darstellung des aufgenommenen Bereichs durch zahlreiche zweidimensionale Einzelbilder schon technisch bedingt die höchste Strahlenbelastung zu erwarten [33,35]. Aufgrund der Tatsache, dass dieses Gerät eine dreidimensionale Rekonstruktion des aufgenommenen Bereichs aus 100 bis 400 Einzelaufnahmen generiert, sollte auch mit einer entsprechend höheren Strahlendosis gerechnet werden [33]. Die Strahlenbelastung des Patienten ist jedoch nicht um diesen Faktor gesteigert.

Vergleicht man die in dieser Untersuchung gewonnenen Messwerte der Einzelzahnaufnahme im DVT mit dem entsprechenden Zahnfilm, ist die mittlere Äquivalentdosis im Mundboden bei dem DVT etwa 16-fach so hoch, wie die durchschnittliche Dosis beim Zahnfilm (s. Tab. 3, 6).

Die Augenlinsendosis ist hingegen bei beiden Aufnahmen sogar annähernd gleich (s. Tab. 3, 6).

Bezüglich der Strahlenbelastung bestimmter Aufnahmen und Geräte lässt sich also sagen:

Das OPG ist eine sehr strahlenarme Möglichkeit einer Übersichtsaufnahme von Ober- und Unterkiefer inklusive des Kiefergelenks und Sinus maxillaris.

## 5. Diskussion

### 5.1 Studienlage und Versuchsaufbau

Die zahnärztliche Radiologie umfasst einen Großteil sämtlicher Röntgenaufnahmen des Menschen [70]. Die entsprechende Strahlenbelastung macht jedoch nur etwa 0,4% bezogen auf alle Aufnahmen in der Medizin aus [1]. Möglicherweise beschäftigen sich aus diesem Grund nur vergleichsweise wenige Publikationen mit der Strahlenbelastung durch zahnmedizinische Bildgebungen. Unserem Kenntnisstand nach ist dies die einzige Untersuchung, welche zahnärztliche Standardaufnahmen wie Zahnfilm und OPG mit in der MKG-Chirurgie etablierten Schädelaufnahmen wie NNH-Aufnahmen und Schädel p.a. nach Clementschitsch und zusätzlich anhand der DVT ein dreidimensionales bildgebendes Verfahren hinsichtlich dosimetrischer Parameter an Erwachsenen und Kind vergleicht. Eine Untersuchung dieser Form wurde in der Literatur noch nicht publiziert. Die essentiellen Erkenntnisse und mögliche Fehlerquellen bei der Durchführung der Versuche werden im Folgenden diskutiert.

Es wurden knöcherne Schädel und ein anthropomorpher Modellschädel genutzt, um einen reproduzierbaren Aufbau für die Messungen zu ermöglichen, ohne Patienten mit Strahlung zu belasten. Anders als bei Zylinder- oder Quaderphantomen wird hier die Anatomie des Menschen direkt nachempfunden [72]. Die Einstellungen erfolgten entsprechend den Aufnahmen und Einstellungsparametern am Patienten, sodass praktisch keine Abweichungen zur klinischen Routine in der Bildgebung am Patienten existieren.

Für die Befestigung des Universal- und Photo-Chipstratedosimeters wurde Styropor gewählt, da dieser zu 98 % aus Luft besteht und somit die Röntgenstrahlung möglichst wenig beeinflusst werden sollte [57]. Während der Durchquerung der Photonen durch dieses Material entsteht dennoch eine minimale Streustrahlung und dadurch auch ein Einfluss auf die Messergebnisse. Dieser Umstand sollte den Aufbau der Messung jedoch mehr unterstützen als negativ beeinflussen. Ein Nachteil der knöchernen Schädel ist das fehlende Weichgewebe, welches sonst selbst eine gewisse Streustrahlung produziert [9].

Das Universaldosimeter wurde stets mit den gleichen für den Erwachsenen- und Kinderschädel präparierten Styroporkugeln in den Orbitae und dem Mundboden befestigt, um eine reproduzierbare Positionierung des Dosimeters bei den unterschiedlichen Aufnahmen gewährleisten zu können (s. Abb. 11, 12). Dass die Position zwischen den unterschiedlichen Aufnahmen dennoch leicht verändert wurde und dadurch womöglich Einfluss auf die Messwerte genommen haben könnte, sollte hierbei berücksichtigt werden. Allerdings ist davon auszugehen, dass diese Abweichungen eben durch den oben beschriebenen Versuchsaufbau in einem minimalen Rahmen gehalten werden konnten. Bei den Messungen mit den Photo-Chipstratedosimetern wurden für die Reproduzierbarkeit des Versuchs ebenfalls jeweils gleiche

Styroporkugeln für die verschiedenen Aufnahmen am Erwachsenen- und Kinderschädel genutzt. Die TLD wurden dabei oberflächlich auf dem Styropor an der den Linsen bzw. dem Mundboden entsprechenden Positionen angebracht. Für die oberflächliche Befestigung des EPD von Thermo Fisher Scientific wurde hingegen Klebeband benötigt. Es wurde bei den Messungen jeweils möglichst zentral im Nutzstrahlenbündel positioniert.

## 5.2 Plausibilität der Ergebnisse und Vergleichsstudien

Das elektronische Personendosimeter von Thermo Fisher Scientific und die Photo-Chipstratedosimeter haben jeweils direkt die Äquivalentdosis mit der Einheit mSv gemessen [40,51]. Das Universaldosimeter Unidos von PTW hat hingegen die Energiedosis mit der Einheit mGy bestimmt [38]. Anhand der für verschiedene Strahlungstypen ermittelten Wichtungsfaktoren konnte aus der Energiedosis die Äquivalentdosis bestimmt werden [14]. Da für Photonenstrahlung der Faktor eins beträgt, entsprechen die mit dem Universaldosimeter ermittelten Energiedosen der jeweiligen Äquivalentdosis (s. Tab. 1) [14]. Das EPD von Thermo Fisher Scientific bestimmte die Äquivalentdosis für die Körperoberfläche entsprechend einer Gewebetiefe von etwa 0,07 mm und die Tiefenpersonendosis entsprechend einer Gewebetiefe von etwa 10 mm [40]. Durch Wechselwirkungen von Röntgenstrahlung und Gewebe wie Photoeffekt und Comptoneffekt, ist eine Schwächung der Strahlung mit der Tiefe des Gewebes zu erwarten [9]. Einzig bei der Messung der Aufnahme des Unterkieferseitenzahns 46 in einem Zahnfilm und der NNH-Aufnahme im Multix Swing wurden für H10 höhere Werte als für H7 bestimmt (s. Abb. 14, 19). Die Berechnung von Tiefen- und Oberflächenpersonendosis erfolgt im Dosimeter durch eine gewichtete Summation von Zählimpulsen [54]. Bei der Messung von Photonen erfolgt die Messung der Strahlenbelastung in Impulsen von  $1/64 \mu\text{Sv}$  [55]. Aufgrund der insgesamt geringen gemessenen Strahlenbelastung beim Zahnfilm kann es hier zu Unregelmäßigkeiten zwischen den errechneten Dosen kommen.

Bei den konventionellen Schädelaufnahmen im Multix Swing wurde das EPD occipital angebracht, um das Bestimmen der jeweils drei einzelnen Messwerte ohne eine Veränderung des Versuchsaufbaus vornehmen zu können. Für den Vergleich der Strahlenbelastung innerhalb und außerhalb des Zentralstrahls kann es hier unter Umständen zu größeren Abweichungen zu den Werten in Orbita und Mundboden gekommen sein. Für die Reproduzierbarkeit des Versuchs wurde dies jedoch in Kauf genommen.

Während der Messungen mit dem Universaldosimeter traten negative Werte auf, sobald sich die gemessene Energiedosis im Bereich von unter zwanzig Mikrogray befand. Es ist technisch bedingt, dass sich beim Unidos von PTW negative Werte ergeben, wenn sich die zu messende Strahlenbelastung an der Erkennungsgrenze des Dosimeters bewegt [50].

Da die Tatsache negativer Messergebnisse die Untersuchung dahingehend unterstützt, dass es sich um eine sehr niedrige Strahlenbelastung handelt, wurden die negativen Werte in die Auswertungen einbezogen.

Zur Verifizierung dieser Ergebnisse wurden einzelne Messungen mit Photo-Chipstratedosimetern vom Typ LPS-TLD-TD04 wiederholt. Auch hier waren einige Aufnahmen nicht auswertbar, da sich die Messergebnisse ebenfalls unterhalb der Erkennungsgrenze der Thermolumineszenzdosimeter von 0,02 mSv befanden. Die Tatsache, dass auch hier die Dosimeter nicht exakt die Strahlenbelastung nachweisen konnten, bestätigt die Problematik des Strahlungsnachweises mit dem Universaldosimeter aufgrund zu niedriger Werte (s. Tab. 8-11).

Für den übersichtlichen Vergleich, welche Geräte und Aufnahmen eine höhere Strahlenbelastung nach sich ziehen, wurden die Dosiswerte der Bildgebungen, welche den Unterkiefer bzw. die Nasennebenhöhlen darstellen zusammengefasst (vergl. Abb. 26 und 27). Dass sich die dreidimensionale Darstellung grundlegend von der zweidimensionalen Bildgebung unterscheidet und eine Halbseitenaufnahme im OPG auch nur einen Ausschnitt zeigt, muss bei der Auswertung selbstverständlich berücksichtigt werden. Entscheidend ist hierbei jedoch der augenscheinliche Vergleich der gemessenen Äquivalentdosen unter Betrachtung des diagnostischen Wertes der Bildgebung. Hierbei ist interessant, dass das OPG P14 im Vergleich zum OPG P1 nicht die Hälfte der Strahlendosis geliefert hat, sondern zum Teil sogar höhere Werte ergab als die vollständige Übersichtsaufnahme OPG P1 (s. Tab. 12, 13). Die größeren Übersichtsaufnahmen, welche im Multix Swing angefertigt wurden, zeigten die höchsten Werte beim zweidimensionalen Röntgen und übertrafen mitunter die im DVT gemessenen Werte um mehrere Millisievert (s. Tab. 5). Dies ist auch in den Abbildungen 26 und 27 zu sehen, wo für die Darstellung des Unterkiefers beim Erwachsenen bei der Aufnahme nach Clementschitsch im Mittel höhere Äquivalentdosen gemessen wurden als bei der Darstellung des Unterkiefers im DVT. Ebenso traten bei der Aufnahme der Nasennebenhöhlen in der kindlichen Orbita und im Mundboden des Erwachsenen signifikant höhere Messwerte auf. Aufgrund der Tatsache, dass es sich bei dem Multix Swing um ein analoges Röntgengerät handelt, lässt sich diskutieren, ob ein moderneres, digitales Gerät niedrigere Messwerte geliefert hätte [86].

Im Zentrum für Zahnmedizin der Universität Basel wurde die Strahlenbelastung analoger und digitaler Zahnstatus und Panoramaschichtaufnahmen verglichen [68]. Hierbei wurde festgestellt, dass die effektive Dosis beim Zahnstatus von analog zu digital um 47% und bei der Panoramaschichtaufnahme um 17% sinkt [68]. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich in einer Publikation von Kaeppler und Kollegen im Jahr 2007 [79]. Eine portugiesische Studie verglich anhand von insgesamt 1201 Dentaleinheiten die jeweiligen Strahlenbelastungen im Hinblick auf die unterschiedlichen Verfahren zu Bildentstehung. Sie kam zu dem Ergebnis, dass am Beispiel des Einzelzahnfilmes seit 1990 – also im Zeitalter filmbasierter Techniken – die Strahlenbelastung 6 mGy betrug. In der heutigen Zeit der digitalen Bildentstehung konnte dieser Wert mit 1,3 mGy

verifiziert werden [102]. Eine ebenfalls deutliche Reduktion der Strahlenbelastung bei zahnärztlich-radiologischen Röntgenverfahren charakterisierten Anissi und Geibel. Sie führten die Dosisreduktion in erster Linie auf die veränderte Belichtungszeit zurück. Zudem sind bei analogen Verfahren- inklusive der Speicherfolientechnik – sowohl die Röhrenspannung als auch die verwandte Stromstärke höher als bei den digitalen Verfahren. Somit ergaben sich im Ergebnis etwa 50%-ige Reduktionen, wenn man filmbasierte Techniken (Empfindlichkeitsklasse D) mit jenen der Speicherfolien vergleicht. Darüber hinaus präsentierten CCD-basierte Aufnahmen im direkten Vergleich zu den Speicherfolien abermals eine Dosisreduktion um etwa die Hälfte [103]. Es würde sich also als Ergänzung der eigenen Studie in einer weiteren Arbeit anbieten, auch hier die Differenz der Strahlenbelastung analoger und digitaler Geräte, sowie ältere und neue Geräte-Generationen zu vergleichen. Ohne diese Untersuchung kann nur davon ausgegangen werden, dass neuere Geräte generell niedrigere Messwerte liefern könnten, als der genutzte filmbasierte Multix Swing. Die Erhebungen von Anissi und Geibel am Beispiel der Zahnfilmaufnahmen lassen an dieser Stelle den Rückschluss zu, dass die eigenen dosimetrischen Werte am Multix Swing etwa um den Faktor 0,5 korrigiert werden müssten, um reelle Werte unter Anwendung digitaler Systeme zu erhalten [103]. In diesem Kontext überrascht es nicht, dass das DVT stellenweise niedrigere dosimetrische Werte als das analoge zweidimensional ausgerichtete Gerät vom Typ Multix Swing lieferte. Abgesehen davon zeigten sich in der eigenen Erhebung beim DVT bei sämtlichen Aufnahmen im Vergleich zum Zahnfilm und auch zum OPG deutlich höhere Messwerte. Diese höheren Werte sind – trotz digitaler Technik – bauartbedingt: Bei der digitalen Volumetomographie, vom Prinzip her ein Kegelstrahl-CT, ist aufgrund der dreidimensionalen Darstellung des aufgenommenen Bereichs durch zahlreiche zweidimensionale Einzelbilder schon technisch bedingt die höchste Strahlenbelastung zu erwarten [33,35,74]. Aufgrund der Tatsache, dass dieses Gerät eine dreidimensionale Rekonstruktion des aufgenommenen Bereichs aus 100 bis 400 Einzelaufnahmen generiert, sollte auch mit einer entsprechend höheren Strahlendosis gerechnet werden [33]. Die Strahlenbelastung des Patienten ist jedoch nicht um diesen Faktor gesteigert. Vergleicht man die in dieser Untersuchung gewonnen Messwerte der Einzelzahnaufnahme im DVT mit dem entsprechenden Zahnfilm, ist die mittlere Äquivalentdosis im Mundboden bei dem DVT etwa 16-fach so hoch wie die durchschnittliche Dosis beim Zahnfilm (s. Tab. 3, 6). Die Augenlinsendosis ist hingegen bei beiden Aufnahmen sogar annähernd gleich (s. Tab. 3, 6). In einer Dissertation über den Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen-Volumen-Tomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie von Christian Schnelle aus dem Jahr 2001 zeigte sich bereits, dass die Panoramaschichtaufnahme eine sehr viel geringere Dosis zeigte als die dreidimensionalen Bildgebungen. Das OPG lieferte hier eine Dosis von 0,3 mSv, welche von dem DVT um den Faktor 10 und vom CT um den Faktor 35 übertroffen wurde [69].

Bezüglich der Strahlenbelastung bestimmter Aufnahmen und Geräte lässt sich also sagen:

Das OPG ist eine sehr strahlenarme Möglichkeit einer Übersichtsaufnahme von Ober- und Unterkiefer inklusive des Kiefergelenks und Sinus maxillaris und hat im Rahmen dieser Untersuchung insgesamt die geringsten Äquivalentdosen gezeigt (s. Tab. 3-13).

Als nächstes folgt der Zahnfilm mit einer maximalen Organdosis von 0,357 mSv für die kindliche Augenlinse bei der Aufnahme des Zahns 11, die sonstige Strahlenbelastung für diese zweidimensionale Bildgebung liegt im zweistelligen Mikrosievert-Bereich (s. Tab 3).

Der Zahnfilm stellt hierbei nur eine kleine Bildfläche dar, im Falle der in der Zahnklinik der Martin-Luther-Universität verwendeten Speicherfolie 3 x 4 cm. Hierbei geht es um eine möglichst detaillierte Darstellung des Zahns und die ihn umgebenden Strukturen [59]. Diese Zeichengenauigkeit des Zahnfilms bietet für viele Indikationen zum Röntgen einen großen Vorteil [59]. Sollen beispielsweise die Nasennebenhöhlen in Gänze dargestellt werden, muss zu anderen Techniken wie dem konventionellem Röntgen oder dem DVT gegriffen werden. Diese Bildgebung bringt schon aufgrund der zu verwendenden Geräte eine höhere Strahlenbelastung mit sich (s. Tab. 3-6) [80-82].

Während dieser Untersuchung hat sich gezeigt, dass die DVT in Anbetracht der ähnlichen Strahlenbelastung wie durch die zweidimensionale Bildgebung, durch die dreidimensionale Rekonstruktion einen höheren diagnostischen Nutzen mit sich bringt, ohne den Patienten zwangsläufig stärker durch ionisierende Strahlung zu belasten (s. Tab. 5, 6).

Aufgrund der deutlich längeren Belichtungszeit bzw. Umlaufzeit des DVTs können sich hier jedoch Einschränkungen für Patienten ergeben, welche nicht in der Lage sind, so lange ruhig zu halten. Bewegungsartefakte können die Bildqualität einschränken [60].

Bezüglich der tatsächlichen Strahlenbelastung durch das DVT hat sich durch die Untersuchungen ergeben, dass der Patient eine Äquivalentdosis von etwa 1-7 mSv im Zentralstrahl und zwischen 15  $\mu$ Sv und 4,5 mSv außerhalb des Nutzstrahlenbündels erfährt (s. Tab. 6). Dass die Strahlenbelastung zwischen verschiedenen Geräten und den jeweiligen Einstellungen sehr unterschiedlich sein kann, erschwert den Rückschluss auf die generelle Strahlenbelastung durch eine dreidimensionale Bildgebung im DVT [61, 100]. Zu dem im eigenen Versuch verwendeten DVT des Typs 3D Accuitomo 170 von Morita, Japan, kann die umfassende Erhebung von Pauwels und Mitarbeiter herangezogen werden. Sie zeigten, dass die zu erwartende Dosis bei DVT-Untersuchungen eindeutig eine Funktion des FOV ist [104]. Es wurden effektive Dosen von lediglich 54  $\mu$ Sv ermittelt, wenn ein FOV von 4x4 cm in der oberen Eckzahnregion eingesetzt wurde. Dieser Wert stieg jedoch auf 303  $\mu$ Sv im Falle eines Volumens von 17 x 12 cm. Darüber hinaus demonstrierten die Autoren, dass nicht allein das Rekonstruktionsvolumen, sondern die räumliche Anordnung des FOV dosisrelevant war. So stieg die Dosis bei annähernd gleichen Volumina, aber anderer vertikaler Dimensionierung des FOV um 46% an. Aus klinisch-praktischer Sicht bedeutet dies, dass die Höhendimension des FOV und auch andere Parameter wie der Durchmesser oder die exakte Positionierung einen entscheidenden Einfluss auf die

resultierende Dosis hat [104]. Dieser Effekt ist insbesondere bei Kindern von Interesse, da die strahlensensiblen Gewebe noch enger bei einander liegen. So formulieren -analog zu den eigenen Resultaten- Theodorakou et al. am Beispiel eines 10-jährigen Kindes eine Dosisreduktion um immerhin 53%, wenn das FOV im Unterkiefer und nicht im Oberkiefer positioniert ist [105]. Dennoch gilt es bei Kindern aufgrund ihrer Anatomie nicht die Dosisreduktionen Erwachsener bei Änderung des FOV auf diese zu transformieren [105]. Auch die eigene Untersuchung bescheinigte, dass am Kinderschädel durchaus andere, teilweise weit geringere Dosisreduktionen durch Änderungen des FOV als bei Erwachsenen verzeichnet werden mussten.

Eine weitere, generelle Möglichkeit zur Reduktion der Strahlenbelastung mittels DVT-Untersuchungen gelingt durch eine Modifikation des Umlaufes. Bei einer Verringerung von 360° auf lediglich 180° kann von einer Dosisreduktion im DVT von 45% ausgegangen werden [104]. Zum Vergleich einer anderen Möglichkeit der dreidimensionalen Bildgebung sollen hier die Ergebnisse einer anderen Studie hinzugezogen werden:

Das an der Universitätsklinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg verfügbare DVT-Gerät vom Typ 3D Accuitomo 170 von Morita wurde seinerzeit im Rahmen einer aufwendigen Analyse von Knörigen und Mitarbeitern zwecks eines Qualitätsvergleichs digitaler 3D-fähiger Röntgenanlagen bei HNO-Fragestellungen an Schläfenbein und den Nasennebenhöhlen herangezogen [61]. Als Vergleichsgerät war das CT Somatom Sensation 64 der Firma Siemens genutzt worden [61]. Bei den Aufnahmen wurde die Äquivalentdosis von Orbita und Schilddrüse durch TLD gemessen [61]. Hierbei wurde für die CT eine Augendosis von etwa 7 bis 11 mSv gemessen [61]. Somit liegt die Strahlenbelastung durch das DVT aus dieser Messung unter den im CT gemessenen Äquivalentdosen.

Ein prinzipieller Nachteil des DVTs bleibt jedoch, dass das Weichgewebe nicht so gut dargestellt werden kann, wie es mit dem CT möglich ist [61, 71]. Diesbezüglich wurde in einer weiteren Untersuchung zum Vergleich digitaler Volumentomografie zu einer Mehrschicht-Spiral-CT in der Universitätsklinik zu Erlangen unter Kyriakou bestätigt, dass die DVT bei der Darstellung von Weichgewebe deutlich hinter der Darstellung im CT zurückliegt [71].

Je nach Fragestellung ist somit auch bei dreidimensionaler Untersuchung abzuwägen, welches Gerät zur Darstellung des Bereichs des Interesses gewählt werden sollte.

Dass jedoch der Vergleich von Messungen insbesondere für dreidimensionale Aufnahmen aufgrund der vielen unterschiedlichen Einstellungsparameter schwierig ist, betrachtet Schneider in einem Artikel zur radiologischen Bildgebung in der Zahnheilkunde [70, 71]. In diesem Artikel wird ebenfalls darauf eingegangen, dass aufgrund der höheren Strahlenbelastung eine entsprechende Indikation gegeben sein muss [70].

Für den niedergelassenen Kollegen ist das DVT für den Gebrauch im Alltag in der Hinsicht ein Gewinn, dass beispielsweise verlagerte Weisheitszähne dreidimensional betrachtet werden können und Implantatplanungen unter Darstellung des gesamten Knochenbetts möglich sind [35].



Generell kann davon ausgegangen werden, dass mögliche postoperative Schäden nach zahnärztlichen Eingriffen durch eine vorherige Bildgebung mit dem DVT minimiert werden, so dass die dadurch additiv zugeführte Strahlenbelastung vertretbar ist. Auch in der Kieferorthopädie kann das DVT zur Diagnostik verlagerter Zähne ein Gewinn sein [93-94, 98].

Abschließend muss dementsprechend noch die Frage diskutiert werden, in welchem Ausmaß durch zahnärztliches Röntgen ein Risiko für Strahlenschäden gegeben ist.

### 5.3 Strahlenschutzaspekte und Augenlinsendosis

Die zum 31.12.2018 in Kraft getretene Strahlenschutzverordnung (StlSchV) betont die Thematik des Strahlenschutzes in besonderer Weise. Vergleicht man die jeweils mit dem EPD im Zentralstrahl aufgenommenen Messwerte mit den aus Orbitae und Mundboden gewonnenen Messergebnissen, stellt man fest, dass die Strahlenbelastung außerhalb des Nutzstrahlenbündels für die jeweilige Aufnahme sinkt. Am deutlichsten erkennt man dies bei den Aufnahmen mit dem DVT, was sich anhand der speziellen Technologie des DVT erklären lässt [104]. Da bauartbedingt das DVT die größte Strahlenbelastung aufwarten lässt, wird an dieser Stelle auf strahlenschutzrelevante Spezifika dieser Technologie detailliert eingegangen. Somit kann man für die Frage, ob die regionale Äquivalentdosis durch eine exakte Positionierung und Anpassung des Zielfensters reduziert werden kann, festhalten, dass man durch eine entsprechende Positionierung des Patienten und Einstellung des Strahlenfensters sensible Organe vor übermäßiger Strahlenbelastung schützen kann [86]. Dies lässt sich jedoch nicht immer realisieren, da für einige Aufnahmen, wie zum Beispiel die Aufnahme der Nasennebenhöhlen, ein bestimmter Strahlengang gebraucht wird, um entsprechende Strukturen darzustellen und keine Rücksicht auf beispielsweise die Augenlinsen genommen werden kann (s. Abb. 9). Hier ließe sich - und damit auch im konventionellen, zweidimensionalen Bereich der Radiologie - über die Anwendung von Strahlenschutzbrillen eruieren [78, 88]. Die Wirksamkeit von Strahlenschutzvisieren mit einer Reduktion der Augenlinsendosis von 42% wurde in einer Publikation von Zöller und Kollegen im Mai 2020 nachgewiesen [73]. Im Falle eines DVT hängt die Augenlinsendosis in erster Linie vom FOV ab, wesentlich sind aber die vertikale Dimension und die jeweilige exakte Positionierung. So kann es sein, dass das selbst bei kleinem FOV aber einer Positionierung im Oberkiefer dennoch hohe Linsendosen zu erwarten sind [104].

Generell sollten die Einstellungen an die Dichte und Dicke des zu durchdringenden Gewebes angepasst werden [58]. Eine Änderung des Röhrenstroms verändert die Dichte der Röntgenstrahlung, während eine Änderung der Beschleunigungsspannung die Härte der Strahlung, also deren Wellenlänge, modifiziert [58]. Das bedeutet, dass bei besonders schlanken oder korpulenten Patienten die Hochspannung in der Röntgenröhre entsprechend modifiziert werden muss. Insbesondere für die Aufnahme am Kind sind an die infantile Anatomie angepasste Einstellungen

zu beachten. Da Kinder von der Gesamtkonstitution sehr viel zarter als Erwachsene sind, muss die Härte der Röntgenstrahlung entsprechend angepasst werden. Da beim Kind außerdem die anatomischen Strukturen noch näher beieinanderliegen, muss neben den Geräteeinstellungen das Zielfenster entsprechend in seiner Größe modifiziert werden [56,86,97-99].

Bei den Messungen erfolgten die Modifikationen anhand von Reduktion der Beschleunigungsspannung und soweit möglich Anpassung des darzustellenden Bereichs.

Für die Anfertigung von Zahnfilmen wurde für die Aufnahme am Kind die Beschleunigungsspannung von 70 kV auf 60 kV reduziert. Die Größe des Zielfensters konnte jedoch nicht verändert werden. Dass die Anpassung der Spannung dennoch Wirkung zeigt, kann man z. B. bei der Aufnahme vom Zahn 46 erkennen: am Erwachsenen wurden als Mittelwerte in der rechten Orbita 0,013 mSv gemessen, im Mundboden waren es 0,124 mSv (s. Tab. 3).

Am Kind wurden durchschnittlich 0,007 mSv in der rechten Orbita und 0,070 mSv im anterioren Mundboden gemessen (s. Tab. 3). Andererseits zeigten sich bei der Aufnahme des Oberkieferfrontzahns 11 erhöhte Werte für die kindliche Augenlinse und den Mundboden (s. Tab. 3). Diese Ergebnisse sind auf die größere anatomische Nähe zurückzuführen. Beachtet man das Abstandsquadratgesetz der Röntgenphysik, wird Röntgenstrahlung exponentiell zur zurückgelegten Strecke geschwächt [56]. Aufgrund der anatomischen Enge des Kinderschädels liegen Orbita und Mundboden in diesem Falle näher am Röntgenfokus als beim Erwachsenen, womit sich die verhältnismäßig deutlich höhere gemessene Äquivalentdosis nachvollziehen lässt. Zusätzliche Abweichungen durch eine leicht divergierende Positionierung der Schädel und eine etwas differierende Einstellung des Röntgenfokus können aufgrund der händischen Einstellung gegeben sein. Allerdings wurden die Messungen unter der Anwesenheit der langjährig erfahrenen medizinisch-technischen Radiologieassistentin der Universitätszahnklinik Halle-Wittenberg durchgeführt, welche die korrekte Positionierung und Einstellung überprüft hat. Zudem wurde beim Versuchsaufbau auf eine möglichst gute Reproduzierbarkeit geachtet.

Für die Aufnahmen im OPG konnten die Zielfenster wie auch beim Zahnfilm nicht in ihrer Größe angepasst werden, doch aufgrund der Lichtvisiere war eine gleichartige Positionierung von Kinder- und Erwachsenenschädel gegeben. Die Anpassung an die Aufnahme am Kind erfolgte auch hier durch die Reduzierung der Beschleunigungsspannung von 70 kV auf 67 kV.

Neben den eigenen Ergebnissen wurde von Wahid und Kollegen bereits im Jahr 2017 die Effizienz der Anpassung der Geräteeinstellungen für Kinder nachgewiesen [97].

Da die gesamten Messergebnisse nur niedrige Werte zeigten und dadurch verhältnismäßig hohen Schwankungen unterlagen, ist die Vertrauenswürdigkeit für die Genauigkeit der Ergebnisse leider relativ gering. Dennoch wurde verifiziert, dass das OPG generell nur eine geringe Strahlenbelastung für den Patienten bedeutet und die Messungen am Kinderschädel noch niedrigere Werte zeigten als am Erwachsenenschädel (s. Tab 4).

Auch beim konventionellen Schädelröntgen war die Größe des Zielfensters fest vorgegeben, doch für die Kinderaufnahmen wurde die Beschleunigungsspannung von 77 kV beim Erwachsenen auf 60 kV am Kind herabgesetzt. Die Messwerte zeigten auch hier relativ große Schwankungen – so wurde bei der Aufnahme nach Clementschitsch eine deutlich geringere Strahlenbelastung am Kinderschädel gemessen, während die Aufnahme der Nasennebenhöhlen zu deutlich höheren Werten als am Erwachsenenschädel führte (s. Tab. 5). Aufgrund der womöglich leicht unterschiedlichen Lagerung der Schädel und Positionierungen des Zielfensters könnten diese Schwankungen verstärkt worden sein und dennoch wurde der Versuchsaufbau so reproduzierbar wie möglich gestaltet und die Einstellung der Aufnahme mit Laservisieren kontrolliert.

Beim DVT konnte neben der Beschleunigungsspannung auch das FOV für die Bildgebung am Kinderschädel angepasst werden. Die Spannung wurde von 90 kV auf 80 kV reduziert und das FOV wurde entsprechend der jeweiligen Aufnahme verkleinert (s. Tab. 6).

Das kleinste Aufnahmevolumen betrug hierbei 40 x 40 mm (s. Tab. 6).

Die Auswirkungen der Veränderung der Größe des FOV wird in mehreren Arbeiten untersucht und in einer Dissertation aus dem Jahr 2013 über die Untersuchungen zum erforderlichen Field of View für die bildgebende 3D-Diagnostik in der Zahnmedizin von Johannes Krause zusammengefasst [74, 78]. Hierbei zeigt sich auch, dass zur Aufnahme größerer Bereiche ein zusammenhängendes Aufnahmevolumen aus Sicht des Strahlenschutzes günstiger ist, als die Kombination kleinerer Volumina [74].

Die Aufnahmen am Kiefergelenk und die Darstellung der Nasennebenhöhlen zeigten am Kind eine geringere Strahlenbelastung als beim Erwachsenen (s. Tab. 6). Die Aufnahme des Unterkiefers zeigte für Erwachsenen und Kind eine ähnliche mittlere Äquivalentdosis (s. Tab. 6). Für die Einzelzahnaufnahme konnte das FOV nicht weiter verkleinert werden und zeigte für den Kinderschädel etwas höhere Durchschnittswerte als am Erwachsenenschädel (s. Tab. 6).

Schlussendlich kann man aus den gewonnenen Messwerten folgern, dass eine Anpassung von Geräteeinstellungen und Größe des Zielfensters an die Konstitution des Patienten eine übermäßige Strahlenbelastung verhindern und gegebenenfalls sogar reduzieren kann.

In einer Studie von Gang Li und Kollegen wurde die Veränderung der oralen Mukosa der Wange nach Strahlenexposition untersucht und festgestellt, dass unterhalb einer Strahlenbelastung von 1 mGy keinerlei Veränderungen der Schleimhaut zu erkennen waren [73]. Somit hält sich das Risiko von Strahlenschäden bei den meisten zahnärztlichen Aufnahmen in einem sehr niedrigen Bereich. Nach den Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007 entstehen unter einer Dosis von 100 mSv in keinem Gewebe deterministische Schäden und auch stochastische Schäden sind in diesem Bereich noch unsicher [62].

Bei abnehmenden Dosen ist jedoch mit einer abnehmenden Genauigkeit der Messungen und somit Abschätzungen zu rechnen [63].

Durch die ICRP wurden Risikoeffizienten ermittelt, welche das Risiko für stochastische Strahlenschäden auch nach der Exposition niedriger Dosisleistung aufzeigen: Das Gesamtrisiko liegt bei 5,7 % pro Sievert. Hierbei beträgt das Risiko für Krebs 5,5 % und vererbare Defekte haben einen Effizienten von 0,2 % pro Sievert [64].

Nach dem linearen Modell ohne Schwellenwert (LNT) wird in der Krebsforschung nach dem Dosis-Wirkungs-Prinzip angenommen, dass die Inzidenz von Tumoren oder teratogenen Schäden proportional zur Dosiserhöhung in relevanten Organen und Geweben ist [65]. Allerdings liegen noch keine „relevanten Abschätzungen“ vor [65].

Für das zahnärztliche Röntgen ist nach den Empfehlungen davon auszugehen, dass deterministische Schäden nicht zu erwarten sind, da der Bereich über 100 mSv nicht annähernd erreicht wird [62]. Bei den 100 mSv kommt es hierbei nicht darauf an, ob sie als akute Einzeldosis vorkommen oder protrahiert über ein Jahr verabreicht werden [65]. Auch bei mehreren Bildgebungen durch den Zahnarzt sollte dieses Niveau nicht erreicht werden können.

Stochastische Schäden entstehen, wie der Name schon andeutet, jedoch zufällig. Auch wenn angenommen wird, dass diese Art von Schäden nur unsicher unter einer Strahlenbelastung von 100 mSv auftritt, bleibt das Risiko von etwa 5 % Gesamtsterblichkeit pro Sievert [64].

Da sich die Dosen beim zahnärztlichen Röntgen jedoch zumeist im Mikrosievert-Bereich und bei dreidimensionaler Bildgebung im Millisievert-Bereich befinden, beträgt das Risiko durch die einzelne Aufnahme ein Tausendstel bis Millionstel dieses Risikos. Dass keine stochastischen Schäden entstehen, kann dennoch nicht garantiert werden. Jedoch ist es äußerst unwahrscheinlich, dass durch die Strahlenbelastung im zahnärztlichen Röntgen bleibende Schäden entstehen.

Auch in Anbetracht des in der Empfehlung der ICRP formulierten Dosisgrenzwerts der Bevölkerung von 1 mSv effektiver Dosis pro Jahr, wird dieser nicht durch das Röntgen in der Zahnarztpraxis übertroffen [66]. Um die effektive Dosis zu errechnen, muss die Äquivalentdosis mit den entsprechenden Wichtungsfaktoren für die bestrahlten Gewebe multipliziert werden, da verschiedene Gewebe und Organe unterschiedlich sensibel auf Strahlung reagieren [15]. In Tabelle 2 wurden diese Faktoren abgebildet. Für die Aufnahme im Schädelbereich ist ein Faktor von 0,05 anzusetzen. Somit würde die effektive Dosis durch die strahlungsintensivste Aufnahme dieser Untersuchung, die NNH-Aufnahme im DVT mit einer Oberflächenpersonendosis von 6,707 mSv im Zentralstrahl, etwa 0,3 mSv betragen.

Die gesamte effektive Dosis von 1 mSv pro Jahr wird über fünf Jahre nivelliert [66]. Sollte somit durch mehrfaches Röntgen des Patienten dieser Wert ausnahmsweise übertroffen werden, sollte sich dies über den 5-Jahres-Zeitraum ausgleichen.

Die nach der ICRP benannten Vorgaben, dass für die Abschätzung von Körperdosen Modelle mit entsprechender Geometrie verwendet werden und die individuellen Parameter und Unsicherheiten berücksichtigt werden müssen, wurden für diese Untersuchung eingehalten [67].

## 6. Zusammenfassung

Die zahnärztliche Radiologie umfasst gegenwärtig einen Großteil aller Röntgenaufnahmen des Menschen. Moderne Technologien aber auch die Einführung der DVT-Technologie implizieren immer wieder die Frage nach der tatsächlichen Strahlenbelastung in diesem Bereich. In diesem Kontext wird vor allem der Strahlenbelastung am kindlichen Schädel durch dental-radiologische Verfahren zu wenig Augenmerk geschenkt. Unter dem Ziel, die konkrete Strahlenbelastung erwachsener und kindlicher Patienten durch verschiedene Standardaufnahmen im zahnärztlichen Röntgen zu erfassen, erfolgten umfangreiche Untersuchungen sowohl im Zentralstrahl, als auch an Position der Augenlinsen und dem anterioren Mundboden. Zugrunde gelegt wurden folgende Standardaufnahmen:

- Zahnfilme mit dem Heliodont von Sirona im Frontzahn- und Seitenzahnbereichs des Ober- und Unterkiefers
- Übersichtsaufnahmen im Orthopantomogramm Hyperion X9 3D ready als vollständige und Halbseitenaufnahme rechts
- konventionelle Schädelaufnahmen in Form der Aufnahme Schädel p. a. nach Clementschitsch, NNH und Orbitazielaufnahme mit dem Multix Swing von Sirona
- dreidimensionale Aufnahmen eines Unterkieferseitenzahns, des Unterkiefers, des Kiefergelenks rechts und der Nasennebenhöhlen mit dem DVT 3D Accuitomo XYZ Slice View Tomograph der Firma Morita

Sämtliche Untersuchungen erfolgten sowohl an einem Modellschädel, welcher Hart- und Weichgewebe simulierte als auch an je einem Erwachsenen- bzw. Kinderschädel eines etwa neunjährigen Kindes. Als Dosimeter kam unter anderem das elektronische Personendosimeter von Thermo Fisher Scientific zum Einsatz. Hierbei wurde die Äquivalentdosis innerhalb des Zentralstrahls bestimmt. Zusätzlich wurde die Strahlenbelastung mit dem Universaldosimeter PTW Unidos im anterioren Mundboden und der rechten und zum Teil auch linken Orbita der knöchernen Schädel eines Erwachsenen und bestimmt. Als dritte dosimetrische Technik wurden zusätzlich einige Messungen mit Photo-Chipstratedosimetern an den knöchernen Schädeln durchgeführt, wobei je nach Bedarf die Augenlinsendosis bzw. die Äquivalentdosis im Mundboden bestimmt wurden.

Anhand der insgesamt 245 durchgeführten Messungen zeigte sich generell, dass sich erwartungsgemäß die Strahlenbelastung mit steigendem Abstand zum aufzunehmenden Bereich verringert. Die Dosis außerhalb des Zentralstrahls ist somit für gewöhnlich geringer als innerhalb des Nutzstrahlenbündels.

Sämtliche am Phantom durchgeführten zahnmedizinischen Standardaufnahmen zeigten gemessene Dosen im Bereich zwischen wenigen Millisievert und Mikrosievert. Im direkten Vergleich fanden sich bei der DVT als dreidimensionales bildgebendes Verfahren mit Werten zwischen 15  $\mu$ Sv und knapp 7 mSv die höchsten Dosen, wobei im Detail das jeweilige FOV aber auch die genaue Untersuchungsregion relevant für die zu erwartende Dosis sind. Demgegenüber konnte dem OPG im Standardprogramm (OPG P1) aus Sicht der Zahnmedizin die niedrigste Dosis attestiert werden. Der klassische Zahnfilm zeigte eine hohe Zeichnungsschärfe bei einer vergleichsweise hohen Einzeldosis. Überraschenderweise präsentierten die ausgewählten Schädel-Aufnahmen als zweidimensionales bildgebendes Verfahren recht hohe Dosen, welche zum Teil jene des DVT noch übertrafen. Diese können hoch wahrscheinlich anhand der konventionellen Technik in Verbindung mit Speicherfolien erklärt werden.

Perspektivisch und aus Sicht des Strahlenschutzes kann durch Anpassung der Geräteeinstellung wie Beschleunigungsspannung und Größe des Zielfensters aber auch mittels der Positionierung des Patienten die Strahlenbelastung weiter reduziert bzw. strahlensensible Organe wie die Augenlinse geschützt werden. Diese Aspekte sind insbesondere bei Kindern essentiell, um die Strahlenbelastung minimieren zu können.

Mit Hinblick auf die aktualisierte Strahlenschutzgesetzgebung kann formuliert werden, dass anhand der eigenen, aktuellen Untersuchungen das generelle Risiko für potentiell mögliche Folgeerkrankungen wie Strahlenkatarakt und Mundbodenkarzinome aus Sicht des zahnärztlichen Röntgens als äußerst gering einzustufen ist. Selbst unter Berücksichtigung der in der aktuellen Gesetzgebung neu definierten Grenzwerte für die Linsendosis bescheinigten alle aktuellen eigenen Werte, dass diese weit unterhalb der gesetzlichen Grenzwerte angesiedelt sind.

Trotz der in dieser Arbeit einmal mehr bestätigten niedrigen Strahlenbelastung durch zahnärztliches Röntgen könnte es perspektivisch bereits in naher Zukunft empfehlenswert sein, in den Praxen neben Strahlenschutzschildern und -westen auch Strahlenschutzbrillen für eine weitere Minimierung der Augenlinsendosis zu verwenden.

## Literaturverzeichnis

1. Bundesinstitut für Strahlenschutz, Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition, Stand 2018, <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html> (18.12.18)
2. Strahlenschutzkommission, Strahleninduzierte Katarakte, Empfehlung der Strahlenschutzkommission mit wissenschaftlicher Begründung, 2009, S. 4
3. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008, S. 22
4. Jürgen Düker: Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie, 1. Auflage Elsevier, München, S. 2
5. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 7f
6. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 22f
7. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 4f
8. Jürgen Düker: Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie, 1. Auflage Elsevier, München, S. 15f
9. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 11ff
10. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 26ff
11. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008, S. 15ff
12. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008, S. 19f
13. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 28ff
14. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008, S. 25f
15. Jürgen Düker: Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie, 1. Auflage Elsevier, München, S. 29
16. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 29ff
17. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 33
18. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 57
19. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 44f
20. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 49
21. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008, S. 38ff
22. Jürgen Düker: Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie, 1. Auflage Elsevier, München, S. 8ff
23. Dentsply Sirona, Produkte, Heliodont Plus, <https://www.dentsplysirona.com/de-de/produkte/bildgebende-systeme/intraoralroentgen/intraoralstrahler.html> (31.01.19)
24. Jürgen Düker: Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie, 1. Auflage Elsevier, München, S. 67ff
25. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008, S. 83f
26. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008, S. 13f
27. M+W Dental, Strahlenschutz, <https://www.mwdental.de/shop/praxisbedarf/roentgen/strahlenschutz.html> (11.02.19)
28. Jürgen Düker: Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie, 1. Auflage Elsevier, München, S. 128ff
29. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008, S. 47ff

30. MyRay, Hyperion X9, [file:///C:/Users/Max/Downloads/Hyperion\\_X9\\_2017\\_de.pdf](file:///C:/Users/Max/Downloads/Hyperion_X9_2017_de.pdf)  
(11.02.19), S. 29
31. Jürgen Düker: Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie, 1.Auflage Elsevier,München,S.70ff
32. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 63f
33. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008,S.55ff
34. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 73f
35. Jürgen Düker: Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie, 1.Auflage Elsevier,München,S.176
36. Morita, 3D Accuitomo 170, technische Daten,  
[https://www.jmoritaeurope.de/de/produkte/geraete-fuer-diagnostik-und-bildgebung/digitaler-volumetomograph/3d-accuitomo-170/?tab=technical\\_details](https://www.jmoritaeurope.de/de/produkte/geraete-fuer-diagnostik-und-bildgebung/digitaler-volumetomograph/3d-accuitomo-170/?tab=technical_details)  
(12.02.19)
37. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 77f
38. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S.19ff
39. Thermo Fisher Scientific, EPD Gebrauchsanweisung, Ausgabe 9, S. 1
40. Thermo Fisher Scientific, EPD Gebrauchsanweisung, Ausgabe 9, S. 4
41. Si (Li)-Detektor, [https://de.wikipedia.org/wiki/Si\(Li\)-Detektor](https://de.wikipedia.org/wiki/Si(Li)-Detektor) (22.01.19)
42. Thermo Fisher Scientific, EPD Gebrauchsanweisung, Ausgabe 9, S. 42
43. Thermo Fisher Scientific, EPD Gebrauchsanweisung, Ausgabe 9, S. 27f
44. Thermo Fisher Scientific, EPD Gebrauchsanweisung, Ausgabe 9, S. 7
45. Gebrauchsanweisung Unidos E PTW-Universal-Dosimeter (2014), S. 7
46. Gebrauchsanweisung Unidos E PTW-Universal-Dosimeter (2014), S. 13
47. Ionendosis, <https://de.wikipedia.org/wiki/Ionendosis> (22.02.19)
48. Gebrauchsanweisung Unidos E PTW-Universal-Dosimeter (2014), S. 42
49. Gebrauchsanweisung Unidos E PTW-Universal-Dosimeter (2014), S. 45
50. Gebrauchsanweisung Unidos E PTW-Universal-Dosimeter (2014), S. 31
51. Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung, Dosimeterauswertung vom 15.08.2017, Aktenzeichen: SD 27 /2017
52. Thermolumineszenzdetektor, <https://www.lps-berlin.de/node/192> (22.02.19)
53. <http://www.standardabweichung.org/berechnung.html> (29.03.19)
54. Thermo Fisher Scientific, EPD Gebrauchsanweisung, Ausgabe 9, S. 56
55. Thermo Fisher Scientific, EPD Gebrauchsanweisung, Ausgabe 9, S. 54
56. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 57f
57. Styropor GPH, Information der Güteschutzgemeinschaft Polystyrol-Hartschaum, ALLES, was Sie über Styropor wissen sollten, S. 2
58. Friedrich Anton Pasler: Zahnärztliche Radiologie, 5. Auflage Thieme, Stuttgart, 2008, S. 7f
59. Conrad, C. 2010, über den Vergleich der metrischen Genauigkeit von extraoralen Röntgenverfahren [Dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität, S. 19
60. Maximilian Reiser et al., Duale Reihe Radiologie, 3. Auflage Thieme, Stuttgart 2011, S. 67f



61. Knörger, M, Brandt, S., Kösling, S., Qualitätsvergleich digitaler 3D-fähiger Röntgenanlagen bei HNO-Fragestellungen am Schläfenbein und den Nasennebenhöhlen, Universitätsklinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
62. Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007, S. 47ff
63. Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007, S. 73
64. Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007, S. 53
65. Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007, S. 48f
66. Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007, S. 93f
67. Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007, S. 14
68. Hans Peter Kiefer, J. Thomas Lambrecht, Jakob Roth, Strahlenexposition von analogen und digitalen Zahnstaten und Panoramaschichtaufnahmen, Klinik für Zahnärztliche Chirurgie, - Radiologie, Mund- und Kieferheilkunde, Zentrum für Zahnmedizin der Universität Basel, Abteilung für Radiologische Physik, Departement Medizinische Radiologie, Universitätskliniken Basel-Stadt
69. Christoph Schelle 2001 über den Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen-Volumen-Tomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie, S.24
70. Matthias Schneider, Radiologische Bildgebung in der Zahnheilkunde, Georg Thieme Verlag KG Stuttgart, 2013
71. Kyriakou, Y.; Kolditz, D.; Langner, O.; Krause, J.; Kalender, W., Digitale Volumentomografie (DVT) u. Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT): eine objektive Untersuchung von Dosis u. Bildqualität, *RöFo* 2011; 183(02): 144 – 153
72. Karlsruher Institut für Technologie, Abschlussbericht BfS-Vorhaben (FKZ): 3613S40011, Untersuchungen zur Strahlenexposition der Augenlinse von beruflich strahlenexponiertem Personal, Berichtsdatum: 05. Mai 2017 J. Strohmaier, C. Naber
73. G. Zöller, V. Konstanz, J. Brönnner, H. Hödlmöser, Effekt von Strahlenschutzvisieren auf die Augenlinsendosis bei der Ureterorenoskopie, SpringerLink, 06.05.2020
74. Johannes Krause 2013 über Untersuchungen zum erforderlichen Field of View für die bildgebende 3D-Diagnostik in der Zahnmedizin, S. 17f
75. Gang Li, Pan Yang, Shuai Hao, Wie Hu, Cheng Liang, Bing-Shuang Zou, Xu-Chen Ma, Buccal mucosa cell damage in individuals following dental X-ray examinations, 06.02.2018, PMID: 29410514
76. W E R Berkhout, The ALARA-principle. Backgrounds and enforcement in dental practices, Mai 2015, PMID: 26210218
77. J H G Poorterman, Indications for and frequency of intraoral radiographs, May 2015, PMID: 26210219
78. V. Tsapaki, Radiation protection in dental radiology – Recent advances and future directions, Dezember 2017, PMID: 28789933

79. G. Kaeppler, K. Dietz, K. Herz, S. Reinert, Factors influencing the absorbed dose in intraoral radiography, Dzember 2007, PMID: 18033949
80. Wang Qiang, Fu Qiang, Lin Lin, Estimation of effective dose of dental X-ray devices, 01.06.2019, PMID: 30169836
81. D. Dierckx, C. Saldarriaga Vargas, F. Rogge, S. Lichtherte, L. Struelens, Dosimetric analysis of the use of CBCT in diagnostic radiology: sinus and middle Ear, 24.04.2014, PMID: 24771211
82. A. Stratis, G. Zhang, X. Lopez-Rendon, C. Politis, R. Hermans, R. Jacobs, R. Bogaerts, E. Shaheen, H. Bosmans, Two examples of indication specific radiation dose calculations in dental CBCT and Multidetector CT scanners, Elsevier, *Physical Medica* 41 (2017), S. 71-77
83. S. Jiaranuchart, A. Kaida, Y. Onozato, H. Harada, M. Miura, DNA damage response following X-irradiation in oral cancer cell lines HSC3 and HSC4, Juni 2018, PMID: 29522917
84. M. Bekas, K. A. Pachocki, The dose received by patients during dental X-ray examination and the technical condition of radiological equipment, 2013, PMID: 24645561
85. B. Buch, R. Fensham, M. P. Maritz, An assessment of the relative safety of dental x-ray equipment, September 2009, PMID: 20034288
86. S. Gavala, C. Donta, K. Tsiklakis, A. Boziami, V. Kamenopoulou, H.C. Stamatakis, Radiation dose reduction in direct digital panoramic radiography, 01.05.2008, PMID: 18448296
87. K. Tsiklakis, C. Donta, S. Gavala, K. Karayianni, V. Kamenopoulou, C.J. Hourdakakis, Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT, 22.06.2005, PMID: 15978765
88. A.D. Goren, R.D. Prins, L.T. Dauer, B. Quinn, A. Al-Najjar, R.D. Faber, G. Patchell, I. Branets, D.C. Colosi, Effect of leaded glasses and thyroid shielding on cone beam CT radiation dose in adult female phantom, 14.02.2013, PMID: 23412460
89. R.A. Danforth, D.E. Clark, effective dose from radiation absorbed during a panoramic examination with a new generation machine, Feb. 2000, PMID: 10679669
90. MAF Zenóbio, TA da Silva, Absorbed doses on patients undergoing tomographic exams for pre-surgery planning of dental implants, Juni 2007, PMID: 17398103
91. J. Bianchi, W. Goggins, M. Rudolph, In vivo, thyroid and lens surface exposure with spiral and conventional computed tomography in dental implant radiography, Aug. 2000, PMID: 10936846
92. M. Wrzesien, J. Olszewski, Absorbed doses for patients undergoing panoramic radiography, cephalometric radiography and CBCT, 12.05.2017, PMID: 28584234
93. N. Kadesjö, R. Lynds, M. Nilsson, Xie-Qi Shi, Radiation dose from X-ray examinations of impacted canines: cone beam CT vs. two-dimensional imaging, 16.01.2018, PMID: 29303367

94. A. Algerban, R. Jacobs, S. Fieuws, G. Willems, Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption, Feb. 2011, PMID: 21270321
95. C. Walker, W. van der Putten, Patient dosimetry and a novel approach to establishing Diagnostic Reference Levels in dental radiology, 08.01.2011, PMID: 21216646
96. M.L. Asha, I. Chatterjee, P. Patil, S. Naveen, Dosimetry in dentistry, 2015, PMID: 26096102
97. M.A. Wahid, E. Choi, D.S. MacDonald, N.L. Ford, Dosimetry analysis of panoramic-imaging devices in different-sized phantoms, 25.02.2017, PMID: 283003873
98. Kuk Sun Lee, Ok Hyung Nam, Gyu-Tae Kim, Sung Chul Choi, Yong-Suk Choi, Eui-Hwan Hwang, Radiation dosimetry analysis of radiographic imaging systems used for orthodontic treatment: comparison among child, adolescent and adult patients, 02.05.2020, PMID: 32361820
99. D. Iskanderani, M. Nilsson, P. Alstergren, K. Hellén-Halme, Dose distributions in adult and child head phantoms for panoramic and cone beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint, 21.02.2020, PMID: 32094027
100. E. Hirsch, U. Wolf, F. Heinicke, MAG Silva, Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo ind different fields of view, Juli 2008, PMID: 18606748
101. Jih-Kuei Yeh, Chia-Hui Chen, Estimated radiation risk of cancer from dental cone beam computed tomography imaging in orthodontics patients 03.08.2018, PMID: 30075771
102. Trinidade H, Coutinho G: Dental Intraoral Exposures: From 1990 To 2018. Radiat Prot Dosimetry 2019; 185(4): 452-55
103. Anissi HD, Geibel MA: Die intraorale Radiologie in allgemein Zahnärztlichen Praxen. Ein Vergleich digitaler und analoger Systeme im Hinblick auf Strahlenschutz und Dosisreduktion. RöFo 2014; 186: 762 – 767
104. Pauwels R, Zhang G, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. Br J Radiol 2014; 87: 20130654
105. Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R. SEDENTEXCT Project Consortium. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. Br J Radiol 2012; 85: 153-160

## Abbildungsverzeichnis

1. Abbildung A-1.13 Duale Reihe Radiologie; S. 4
2. Abbildung A-1.18 Duale Reihe Radiologie; S. 4
3. Abbildung A-1.7 Duale Reihe Radiologie; S. 4
4. Abbildung A-2.1 Duale Reihe Radiologie; S. 7
5. Abbildung A-1.17 Duale Reihe Radiologie; S. 10
6. Drehanodenröhre, eigene Schemazeichnung; S. 10
7. Prinzip Tomografie, eigene Schemazeichnung; S. 14
8. Versuchsaufbau, eigene Aufnahme; S. 27
9. Abbildung B-11.6 Duale Reihe Radiologie; S. 27
10. Versuchsaufbau, eigene Aufnahme; S. 27
11. Versuchsaufbau, eigene Aufnahme; S. 27
12. Versuchsaufbau, eigene Aufnahme; S. 28
13. Versuchsaufbau, eigene Aufnahme; S. 28
14. Versuchsaufbau, eigene Aufnahme; S. 28
15. EPD am Modell - Mittelwerte Zahnfilm; S. 30
16. Universaldosimeter an menschlichen Schädeln - Mittelwerte Zahnfilm; S. 32
17. TLD an menschlichen Schädel – Mittelwerte Zahnfilm; S. 34
18. EPD am Modell – Mittelwerte OPG; S. 36
19. Universaldosimeter an menschlichen Schädeln – Mittelwerte OPG; S. 37
20. EPD am Modell – Mittelwerte konventionelles. Schädelröntgen; S. 40
21. Universaldosimeter an menschlichen Schädeln – Mittelwerte konventionelles Schädelröntgen; S. 41
22. TLD an menschlichen Schädeln – Mittelwerte konv. Schädelröntgen; S. 43
23. EPD am Modell – Mittelwerte DVT; S. 45
24. Universaldosimeter an menschlichen Schädeln – Mittelwerte DVT; S. 47
25. TLD an menschlichen Schädeln – Mittelwerte DVT; S. 49
26. Vergleich Mittelwerte UK-Aufnahme; S. 52
27. Vergleich Mittelwerte NNH; S. 52

## Tabellenverzeichnis

1. Tabelle A-3.1 Duale Reihe Radiologie; S. 7
2. Tabelle A-3.2 Duale Reihe Radiologie; S. 8
3. Mittelwerte Zahnfilm; S. 35
4. Mittelwerte OPG; S. 39
5. Mittelwerte konventionelles Schädelröntgen; S. 44
6. Mittelwerte DVT; S. 51
7. Einzelmesswerte EPD; S. 74
8. Einzelmesswerte Universaldosimeter Erwachsener; S. 75
9. Einzelmesswerte Universaldosimeter Kind; S. 76
10. Einzelmesswerte Chipstratedosimeter Erwachsener; S. 77
11. Einzelmesswerte Chipstratedosimeter Kind; S. 78
12. Vergleichstabelle UK; S. 79
13. Vergleichstabelle NNH; S. 79

## Thesen

1. Die radiologische Diagnostik der Zahnmedizin und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie umfasst Zahnfilme, Orthopantomogramme (OPG) und neben dem konventionellen Schädelröntgen die digitale Volumentomographie (DVT). Die verbesserten Darstellungsmöglichkeiten im DVT als dreidimensionale Technologie implizieren im direkten Vergleich zum klassischen, zweidimensionalen Röntgen eine höhere Strahlenbelastung.
2. Die aktuelle Strahlenschutzgesetzgebung definiert die Augenlinsendosis neu. Unter diesem Aspekt sind umfassende dosimetrische Analysen zwecks einer Risikoabschätzung durch zahnmedizinisch relevante bildgebende Verfahren von wissenschaftlichem und strahlenschutztechnischem Interesse.
3. Durch Anpassung der Zielfenster und bestimmte Positionierung des Patienten können die örtliche Belastung bestimmter anatomischer Strukturen verringert werden.
4. Die Einstellungsparameter Beschleunigungsspannung und Größe des Zielfensters der Geräte sollten der individuellen anatomischen Beschaffenheit des zu untersuchenden Patienten angepasst werden, um eine übermäßige Strahlenbelastung zu verhindern.
5. Aufgrund der anatomischen Nähe sind Orbita und Mundboden des Kindes bei den meisten Aufnahmen stärker durch Röntgenstrahlung belastet als bei Erwachsenen. Ursächlich dafür ist das Abstands-Quadrat-Gesetz.
6. Die aktuellen Ergebnisse bestätigen den Stellwert der Zahnfilm-Aufnahme. Einer hohen Aufnahmequalität bei entsprechender Zeichnungsschärfe steht eine vergleichsweise hohe Strahlenbelastung gegenüber.
7. Das klassische OPG (P1) präsentierte gleichwohl bei Kindern sowie Erwachsenen niedrige Dosisgrenzwerte bei panoramaartiger Darstellung, sodass diese Aufnahme als niedrigste Screening-Aufnahme in der Zahnmedizin bestätigt werden kann.
8. Klassische Schädelröntgenaufnahmen -unter Voraussetzung der erforderlichen spezifischen ärztlichen Fachkunde- zeigten erhöhte Dosen. Möglicherweise sind diese ursächlich in der älteren Technologie der filmbasierten Aufnahmen zu begründen.
9. Das DVT -technisch eigentlich ein Kegelstrahl-CT- fordert durch die hohe Anzahl von Einzelaufnahmen eine hohe Dosis. Mögliche Reduktionen ergeben sich durch 360° versus 180° Umläufe, entsprechende Angaben blieben hierbei unberücksichtigt.
10. Die eigene Analyse bestätigt, dass die Bildgebungsverfahren der Zahnmedizin und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie nur geringe Strahlendosen verursachen. Die kritische Schwellendosis durch Langzeitexposition von etwa 5-6 Gy [ICRP 07] ist durch diese Untersuchungen nicht annähernd zu erreichen. Regelmäßige Kontrollen und die Etablierung neuer, digitaler bildgebender Verfahren sollten perspektivisch die benötigten Dosen sowie die Belichtungszeit noch weiter minimieren können.

# Anlagen

Tabelle 7							
Dosimetrische Untersuchungen unterschiedlicher radiologischer Geräte in der Zahnmedizin und MKG							
Elektronisches Personendosimeter				Alle Werte in mSv			
Schädelmodell mit Darstellung von Weichgewebe							
Messaufnahmen DVT Morita, 90kV, 5mAs, 17,5s							
Aufnahme	Format	Anzeige H10	Anzeige H7	Wert H10	Wert H7		
		22,13	33,19			Anfangswerte	
		26,33	40,02	4,20	6,83		
NNH	100x100	30,51	46,68	4,18	6,66		
		34,71	53,31	4,20	6,63		
		38,89	58,27	4,18	4,96		
KG	80x80	43,04	63,28	4,15	5,01		
		47,22	68,57	4,18	5,29		
		51,08	73,08	3,86	4,51		
UK	100x50	54,92	77,39	3,84	4,31		
		58,78	81,83	3,86	4,44		
		60,28	83,62	1,50	1,79		
UK SZ	40x40	61,71	85,44	1,43	1,82		
		63,23	87,27	1,52	1,83		
OPG Hyperion X9 , 70kV, 10mAs, 13,6s/7,7s							
Aufnahme	Anzeige H10	Anzeige H7	Wert H10	Wert H7			
	63,24	87,28					
	63,25	87,29	0,01	0,01			
OPG P1	63,26	87,30	0,01	0,01		-> Ergebnisse fragwürdig	
	63,27	87,31	0,01	0,01			
	63,28	87,31	0,01	0,00			
OPG P14	63,28	87,32	0,00	0,01			
	63,29	87,33	0,01	0,01			
konventionelles Rö. Multix Swing, Kassette Kodak 18x24, 77kV, 20mAs							
Aufnahme	Anzeige H10	Anzeige H7	Wert H10	Wert H7			
	63,29	87,33				Aufgrund des Messens ohne Kassette ist keine exakte Belichtungszeit zu bestimmen: ca. 0,07-1,9s	
	63,33	87,47	0,04	0,14			
Orbita	63,38	87,61	0,05	0,14			
	63,43	87,76	0,05	0,15			
	63,96	88,14	0,53	0,38			
NNH	64,55	88,56	0,59	0,42			
	65,14	88,97	0,59	0,41			
	65,20	89,11	0,06	0,14			
Clements.	65,25	89,26	0,05	0,15			
	65,31	89,42	0,06	0,16			
Zahnfilm Sirona Heliodont, 70kV, 7mAs							
Aufnahme	s	Anzeige H10	Anzeige H7	Wert H10	Wert H7		
		65,31	89,42				
		65,39	89,49	0,08	0,07		
UK SZ (46)	0,12	65,48	89,55	0,09	0,06		
		65,56	89,61	0,08	0,06		
		65,69	90,45	0,13	0,84		
OK SZ (16)	0,16	65,82	91,17	0,13	0,72		
		65,94	91,77	0,12	0,60		
		66,02	92,02	0,08	0,25		
OK FZ (11)	0,16	66,09	92,49	0,07	0,47		
		66,16	93,03	0,07	0,54		
		66,20	93,32	0,04	0,29		
UK FZ (41)	0,10	66,21	94,00	0,01	0,68		
		66,23	94,62	0,02	0,62		

Tabelle 8

Universaldosimeter		Alle Werte in mGy = mSv		
Messung an menschlichen Schädeln				
Erwachsener				
Messaufnahmen DVT Morita, 90kV, 5mAs, 17,5s				
Aufnahme	Format	Wert Orb. re	Wert Orb. li	Wert ant. Mb.
		4,473		0,217
NNH	100x100	4,554		0,314
		4,502		0,344
KG re	80x80	3,606	2,323	1,272
		3,665	2,354	1,279
		3,806	2,331	1,277
UK	100x50	0,226		2,693
		0,143		2,686
		0,212		2,670
UK SZ	40x40	0,042	Bereich d. Nachweis- grenze	1,998
		0,035		2,053
		-0,032		2,063
OPG Hyperion X9 , 70kV, 10mAs, 13,6s/7,7s				
Aufnahme		Wert Orb. Re	Wert Orb. Li	Wert ant. Mb.
		0,007		0,010
OPG P1		0,042		-0,012
		0,014		0,019
OPG P14 re		0,005		-0,025
		-0,031		0,010
		0,002		-0,026
konventionelles Rö. Multix Swing, Kassette Kodak 18x24, 77kV, 20mAs				
Aufnahme		Wert Orb. Re	Wert ant. Mb.	Aufgrund des Messens ohne Kassette keine exakte Belichtungszeit zu bestimmen: zw. 0,07-1,9s
		0,095	-0,014	
Orbita		0,057	0,006	
		0,049	0,010	
NNH		0,774	2,085	
		0,738	2,106	
		0,767	2,072	
Clementschr.		1,102	3,170	
		1,127	3,160	
		1,057	3,163	
Zahnfilm Sirona Heliident, 70kV, 7mAs				
Aufnahme	s	Wert Orb. re	Wert Orb. li	Wert ant. Mb.
		0,000		0,113
UK SZ (46)	0,12	0,013		0,120
		0,027		0,138
		-0,014		0,070
OK SZ (16)	0,16	-0,016		0,087
		-0,007		0,106
		0,023		0,013
OK FZ (11)	0,16	0,021		0,031
		0,027		0,029
		-0,015		0,035
UK FZ (41)	0,10	0,002		0,040
		0,007		0,035



Tabelle 9				
Kind (9 Jahre)				
Messaufnahmen DVT Morita, 80kV, 5mAs, 17,5s				
Aufnahme	Format	Wert Orb. re	Wert Orb. li	Wert ant. Mb.
		3,318		2,924
NNH	80x80	3,361		2,867
		3,342		2,907
		0,041		1,171
KG re	40x40	-0,010		1,138
		0,089		0,969
		0,179		2,648
UK	60x60	0,133		2,812
		0,213		2,763
		0,056		2,377
UK SZ	40x40	-0,005		2,153
		0,053		2,270
OPG Hyperion X9 , 67kV, 10mAs, 13,6s/7,7s				
Aufnahme	Wert Orb. Re	Wert Orb. Li	Wert ant. Mb.	
			0,006	
OPG P1	nicht messbar aufgrund der hohen Instabilität des Schädels und Machart des Dosimeters		-0,010	
			0,016	
			-0,012	
OPG P14 re			-0,022	
			0,005	
konventionelles RÖ. Multix Swing, Kassette Kodak 18x24, 60kV, 20mAs				
Aufnahme	Wert Orb. Re	Wert ant. Mb.	Aufgrund des Messens ohne Kassette keine exakte Belichtungszeit zu bestimmen: zw. 0,07-1,9s	
	-0,076	-0,014		
Orbita	0,006	-0,017		
	0,026	-0,07		
	5,936	1,672		
NNH	5,973	1,832		
	5,977	1,567		
	0,091	1,007		
Clementschr.	0,089	1,062		
	0,101	1,097		
Zahnfilm Sirona Heliodont, 60kV, 7mAs				
Aufnahme	s	Wert Orb. re	Wert Orb. li	Wert ant. Mb.
		-0,027		0,074
UK SZ (46)	0,08	0,021		0,057
		0,026		0,079
		-0,036		0,063
OK SZ (16)	0,10	-0,011		0,077
		-0,006		0,084
		0,374		0,063
OK FZ (11)	0,10	0,339		0,127
		0,357		0,078
		-0,057		0,044
UK FZ (41)	0,08	0,006		0,081
		0,016		0,075

Tabelle 10

Photo-Chipstratedosimeter		Alle Werte in mSv		
Messung an menschlichen Schädeln				
<u>Erwachsener</u>				
Messaufnahmen DVT Morita, 90kV, 5mAs, 17,5s				
Aufnahme	Format	Wert Orb. re	Wert Orb. li	Wert ant. Mb.
NNH	100x100			
KG re	80x80			
UK	100x50			
UK SZ	40x40	0,053	0,038	
		0,065	0,043	
		0,055	0,039	
OPG Hyperion X9 , 70kV, 10mAs, 13,6s/7,7s				
Aufnahme	Wert Orb. Re	Wert Orb. Li	Wert ant. Mb.	
OPG P1				
OPG P14				
konventionelles Rö. Multix Swing, Kassette Kodak 18x24, 77kV, 20mAs				
Aufnahme	Wert Orb. Re	Wert ant. Mb.	Aufgrund des Messens ohne Kassette keine exakte Belichtungszeit zu bestimmen: ca. 0,07-1,9s	
Orbita	-	-		
	-	-		
NNH				
Clements.				
Zahnfilm Sirona Heliodont, 70kV, 7mAs				
Aufnahme	s	Wert Orb. re	Wert Orb. li	Wert ant. Mb.
UK SZ (46)	0,12			
OK SZ (16)	0,16			
OK FZ (11)	0,16			-
				-
UK FZ (41)	0,1			

Tabelle 11

Kind (9 Jahre)				
Messaufnahmen DVT Morita, 80kV, 5mAs, 17,5s				
Aufnahme	Format	Wert Orb. re	Wert Orb. li	Wert ant. Mb.
NNH	80x80			
		0,121	0,084	
KG re	40x40	0,116	0,07	
		0,101	0,076	
UK	60x60			
		0,071	0,066	
UK SZ	40x40	0,082	0,063	
		0,067	0,055	
OPG Hyperion X9 , 67kV, 10mAs, 13,6s/7,7s				
Aufnahme	Wert Orb. Re	Wert Orb. Li	Wert ant. Mb.	
OPG P1				
OPG P14				
konventionelles Rö. Multix Swing, Kassette Kodak 18x24, 60kV, 20mAs				
Aufnahme	Wert Orb. Re	Wert Orbita li	Wert ant. Mb.	Aufgrund des Messens ohne Kassette keine exakte Belichtungszeit zu bestimmen: ca. 0,07-1,9s
	0,054	0,064	-	
Orbita	0,071	0,052	0,018	
	0,069	0,071	-	
NNH				
Clements.				
Zahnfilm Sirona Heliodent, 60kV, 7mAs				
Aufnahme	s	Wert Orb. re	Wert Orb. li	Wert ant. Mb.
UK SZ (46)	0,08			
OK SZ (16)	0,1	-	-	
		-	-	
OK FZ (11)	0,1			
UK FZ (41)	0,08	-	0,021	
		-	-	
		-	0,014	

	Wert im Schutzbereich: -	
	Wert im Röntgenraum an Schutztür: -	
Alle Tabellenwerte abzüglich des Wertes im Schutzbereich als „Hintergrundrauschen“		
berücksichtigter Nulleffekt (Messpunkt Messstelle) = 0,001 ±0,001 mSv		
Erkennungsgrenze = 0,02mSv		
Nachweisgrenze = 0,03mSv		
Vertrauensbereich der Messunsicherheit= ±95% (k=2)		
Auswertung durch LPS Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung		
Bestätigung der Messwerte i.A. Dr. J. Engelhardt, Messstellenleiter		

<i>Tabelle 12</i>				
<u>Vgl. UK-Übersicht</u>				
	OPG P1	OPG P14	DVT UK	Clements.
Orbita <sub>re</sub> Erw.	0,021	0,080	0,194	1,095
Orbita <sub>re</sub> Kind			0,175	0,094
Mundb. Erw.	0,006	-0,014	2,683	3,164
Mundb. Kind	0,004	-0,010	2,741	1,055
EPD <sub>Modell</sub> H10	0,010	0,007	3,853	0,057

<i>Tabelle 13</i>				
<u>Vgl. NNH</u>				
	OPG P1	OPG P14	DVT NNH	konv. NNH
Orbita <sub>re</sub> Erw.	0,021	-0,008	4,510	0,760
Orbita <sub>re</sub> Kind			3,340	5,962
Mundb. Erw.	0,006	-0,014	0,292	2,088
Mundb. Kind	0,004	-0,010	2,899	1,690
EPD <sub>Modell</sub> H10	0,010	0,007	4,193	0,570

THIEME LICENSE  
TERMS AND CONDITIONS

Nov 12, 2020

This Agreement between Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg -- Katrin Baeumer ("You") and Thieme ("Thieme") consists of your license details and the terms and conditions provided by Thieme and Copyright Clearance Center.

License Number	4946660041686
License date	Nov 12, 2020
Licensed Content	
Publisher	Thieme
Licensed Content	
Publication	Book
Licensed Content Author	Maximilian Reiser
Licensed Content Date	Jan 1, 2017
Licensed Content	ISBN 9783131253248
Licensed Book Title	Duale Reihe Radiologie
Type of Use	Thesis/Dissertation
Requestor type	Student
Format	Print
Portion	image/photo
Number of images/photos requested	8
Rights for	Main product
Duration of use	Life of current edition
Creation of copies for the disabled	no
With minor editing privileges	no
For distribution to	Worldwide
In the following language(s)	Original language of publication
With incidental promotional use	no
The lifetime unit quantity of new product	0 to 499
Title	Dosimetrische Untersuchungen zu verschiedenen radiologischen Verfahren in der Zahnmedizin
Institution name	Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Expected presentation date	Mar 2021
Portions	A-1.7; A-2.1; A-1.17; A-1.18; A-1.13; B-11.6; A-3.2; A-3.1
The requesting person/organization	Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Requestor Location	Große Brauhausstr. 5 Halle (Saale), 06108 Germany Attn: Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Publisher Tax ID	DE 147638607

Anhänge

## **Selbstständigkeitserklärung**

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

*Dosimetrische Untersuchungen zu verschiedenen radiologischen Verfahren in der Zahnmedizin*

selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Stellen sind als solche kenntlich gemacht.

Die Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch nicht veröffentlicht.

Die digitalisierte Fassung der Arbeit stimmt mit der in Schriftform vorgelegten Fassung wörtlich überein.

Name, Vorname: *Bäumer, Katrin*

---

Ort, Datum

---

Unterschrift

## **Erklärung über frühere Promotionsversuche**

Ich versichere, dass von mir, Katrin Bäumer, keine früheren Promotionsversuche mit dieser oder einer anderen Dissertation erfolgt sind. Es wurde nur dieser Antrag auf Eröffnung eines Promotionsverfahrens eingereicht.

Lensahn, den

## Danksagung

Zuerst: Danke, Herr Prof. Eckert für Ihre Begeisterung und die Betreuung dieser Arbeit.

Vielen Dank an Frau Beer für die geduldige Betreuung meiner Messungen und die Bereitstellung des Modellschädels und des knöchernen Erwachsenenschädels.

Mein Dank geht an Frau Prof. Kielstein und Herrn Prof. Schultka für die großzügige Bereitstellung des knöchernen Kinderschädels aus der Meckel'schen Sammlung.

Ich danke dem Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde für die Bereitstellung der Röntengeräte.

Ich danke Herrn Prof. Wohlgemuth und Herrn Dr. Knörger für die Bereitstellung des EPD und Universaldosimeters der Universitäts- und Poliklinik für Radiologie.

Insbesondere danke ich hier Herrn Dr. Schramm für die Erläuterung der Funktion der Dosimeter und Betreuung der Messungen sowie die Möglichkeit, ein Poster auf dem Röntgenkongress in Leipzig zu präsentieren.

Vielen Dank, Herr Prof. Otto, dass ich unter Ihrer Leitung meine Promotion vollenden durfte.

Ein großer Dank gilt meinen Eltern, ohne deren Unterstützung diese Arbeit sicherlich noch nicht abgeschlossen wäre.

Meinem Verlobten danke ich für die Zeit und Geduld, die vielen Seiten zu lesen und zu korrigieren und seine große Hilfe bei den schematischen Zeichnungen.