

Aus dem Institut für 3D-Dentalradiologie - MESANTIS Berlin

## **DISSERTATION**

# **Vergleich der Strahlenbelastung von konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen mit konventionellen und indikationsabhängigen dosisreduzierten digitalen Volumentomographien**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Kristin Anabelle Währisch

aus Essen

Datum der Promotion: 11.12.2015



Meinen lieben Eltern



# Inhaltsverzeichnis

<b>Abstrakt</b>	<b>9</b>
<b>Abstract</b>	<b>11</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>13</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>15</b>
<b>1.1 Bildgebende Verfahren in der zahnärztlichen Röntgenologie</b>	<b>16</b>
<b>1.2 Digitale Volumentomographie und ihre Anwendungsgebiete</b>	<b>17</b>
<b>1.3 Internationale Kommissionen und Richtlinien</b>	<b>22</b>
1.3.1 DVT-Anwendungsempfehlungen	22
1.3.2 Stellungnahmen zur Strahlenbelastung im Allgemeinen	24
1.3.3 Stellungnahmen zur Strahlenbelastung in der Kieferorthopädie	24
<b>1.4 Indikationsabhängige Dosisreduktion (IADR)</b>	<b>26</b>
<b>1.5 Dosismessungen</b>	<b>26</b>
<b>1.6 Strahlenhygiene</b>	<b>28</b>
1.6.1 Strahlenbelastung in Abhängigkeit vom DVT-Gerät	28
1.6.2 Strahlenbelastung in Abhängigkeit vom FoV	29
1.6.3 Strahlenbelastung im Vergleich zur KOR	30
<b>2 Fragestellung</b>	<b>32</b>
<b>3 Methodik</b>	<b>34</b>
<b>3.1 Allgemeine Methodik</b>	<b>34</b>
3.1.1 DVT-Gerät <i>ProMax 3D MID®</i>	34
3.1.2 Field of View	34
3.1.3 DVT-Aufnahmen	35
3.1.4 <i>Rando®-RAN</i> Phantom-Kopf	36
3.1.5 Metalloxidhalbleiter-Feldeffekttransistor (MOS-FET)	37
3.1.6 Schilddrüsenschutz	38

3.1.7	Berechnung der effektiven Dosis	39
3.1.8	Allgemeine Messmethodik	41
<b>3.2</b>	<b>Spezielle Methodik</b>	<b>43</b>
3.2.1	Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x17 cm	43
3.2.2	Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x10 cm	43
3.2.3	Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 10x10 cm	43
3.2.4	Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 20x17 cm	44
3.2.5	Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 20x10 cm	44
3.2.6	Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 10x10 cm	45
3.2.7	Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x17 cm mit KOR	45
3.2.8	Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x10 cm mit KOR	46
3.2.9	Vergleich des IADR-Protokolls FoV 10x10 cm mit KOR	46
3.2.10	Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x17 cm	46
3.2.11	Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x10 cm	47
3.2.12	Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 10x10 cm	48
<b>3.3</b>	<b>Reproduzierbarkeit der Messmethodik</b>	<b>48</b>
<b>3.4</b>	<b>Statistische Auswertung</b>	<b>49</b>
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>51</b>
4.1	Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x17 cm	51
4.2	Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x10 cm	53
4.3	Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 10x10 cm	55
4.4	Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV von 20x17 cm	57
4.5	Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV von 20x10 cm	60
4.6	Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV von 10x10 cm	63
4.7	Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x17 cm mit KOR	66
4.8	Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x10cm mit KOR	69
4.9	Vergleich des IADR-Protokolls FoV 10x10cm mit KOR	69
4.10	Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x17 cm	70

<b>4.11 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x10 cm</b>	<b>77</b>
<b>4.12 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 10x10 cm</b>	<b>84</b>
<b>5 Diskussion</b>	<b>90</b>
<b>5.1 Diskussion der Methoden</b>	<b>91</b>
<b>5.2 Diskussion der Ergebnisse</b>	<b>93</b>
5.2.1 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x17 cm	93
5.2.2 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x10 cm	94
5.2.3 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 10x10 cm	94
5.2.4 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 20x17 cm	95
5.2.5 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 20x10 cm	96
5.2.6 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 10x10 cm	98
5.2.7 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x17 cm mit KOR	99
5.2.8 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x10 cm mit KOR	101
5.2.9 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 10x10 cm mit KOR	101
5.2.10 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x17 cm	101
5.2.11 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x10 cm	102
5.2.12 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 10x10 cm	102
<b>5.3 Schlussfolgerungen</b>	<b>103</b>
<b>6 Literaturverzeichnis</b>	<b>105</b>
<b>7 Eidesstattliche Erklärung</b>	<b>114</b>
<b>8 Lebenslauf</b>	<b>115</b>
<b>9 Danksagung</b>	<b>116</b>





## **Abstrakt**

### **Einleitung**

Die digitale Volumentomographie (DVT) bildet heute eine entscheidende diagnostische Komponente in der zahnmedizinischen Radiologie. Ein besonderer Fokus in der Anwendung liegt auf der Kieferorthopädie. Mit ihrer effektiven Dosis liegt die Anwendung einer DVT weit unterhalb derer einer CT-Aufnahme. Allerdings zeigen DVT-Aufnahmen im Vergleich zu konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen (KOR) eine höhere Strahlenbelastung. In der vorliegenden Arbeit soll die Strahlenbelastung unterschiedlicher DVT-Protokolle bei unterschiedlichen Field of Views (FoVs) und bei der Verwendung von Schutzmaßnahmen quantifiziert werden. Darüber hinaus sollen die effektiven Dosen mit der Strahlenbelastung von KOR-Aufnahmen verglichen werden.

### **Methodik**

Für die Dosismessungen wurde das DVT-Gerät *ProMax 3D MID®* (Planmeca, Helsinki, Finnland) und ein anthropomorpher RANDO Phantomkopf verwendet. An den Phantomkopf wurden 20 Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistoren (MOS-FET) an durch die International Commission on Radiological Protection (ICRP 103) definierten Positionen platziert. Die Berechnung der effektiven Dosis erfolgte auf der Basis der Angaben der ICRP 103 aus dem Jahr 2007. Es wurden DVT Aufnahmen in den FoV Größen 20x17cm, 20x10cm und 10x10cm für die Messungen ausgewählt sowie Panoramaschichtaufnahmen (PSA) in 14x30cm und Fernröntgenseitenbildaufnahmen (FRS) in den Größen 30x27cm (Ceph lat.) und 24x27cm (Ceph PA).

Jede Messaufnahme wurde zehnmal wiederholt.

Im ersten Teil der Untersuchungen wurden die effektiven Dosen konventioneller DVT-Aufnahme-Modi ermittelt. Im zweiten Teil wurden die effektiven Dosen modernster indicationsabhängiger dosisreduzierender-Protokolle (IADR) bestimmt. Im dritten Teil wurden die ermittelten Strahlendosen der IADR-Aufnahmen mit KOR verglichen. Im vierten Teil wurden die effektiven Dosen von DVT-Aufnahmen mit und ohne Anwendung eines Schilddrüsenschutzes verglichen.

### **Ergebnisse**

Die effektiven Dosen für konventionelle DVT-Aufnahmen betragen zwischen 293,9 und 55,1  $\mu\text{Sv}$ . Die Strahlendosen bei modernen IADR Protokollen lagen dagegen zwischen 63,9 und 10,9  $\mu\text{Sv}$  und damit signifikant niedriger. Aufnahmen unter IADR-Bedingungen zeigten gegenüber KOR-Aufnahmen eine signifikant höhere Strahlendosis. Lediglich die

Einstellung „IADR-Low Dose“ ergab bei einer FoV-Größe von 20x10 cm eine signifikant niedrigere effektive Dosis verglichen mit KOR.

Eine zusätzliche Reduzierung der Milliampere-Werte von 5,0 auf 2,0 führte bei einem FoV von 20x17 cm im „IADR-Low Dose“-Protokoll zu einer Reduktion der Strahlendosis auf 13,5  $\mu$ Sv ohne Schilddrüsenschutz. Diese effektive Dosis war signifikant niedriger als die Dosis bei KOR-Aufnahmen.

Der zusätzliche Einsatz eines speziellen Schilddrüsenschutzes reduzierte die effektive Dosis bei modernen IADR-Protokollen um weitere 7,2% und 14,6%. Dadurch ergab sich bei einem FoV von 20x17 cm unter IADR „Low Dose“-Bedingungen und 2,0 mA eine effektive Dosis von 12,3  $\mu$ Sv.

### **Schlussfolgerung**

Die Ergebnisse dieser Studie verdeutlichen, dass bei einer geeigneten Parameter- und FoV-Wahl moderne IADR-Protokolle eine niedrigere effektive Dosis als KOR-Aufnahmen besitzen. Durch einen zusätzlichen Schilddrüsenschutz kann die Strahlenbelastung weiter gesenkt werden.

**Schlüsselwörter:** DVT, effektive Dosis, FoV, MOS-FET, konventionelle DVTs, modernste IADR-Protokolle, Strahlenreduktion, Schilddrüsenschutz

## **Abstract**

### **Introduction**

Cone-Beam Computerized Tomography (CBCT) images constitute a key diagnostic component in dental radiology. A special focus in its application lies in orthodontics. In an effective dose, the use of a CBCT is far below that of a CT scan. CBCT images, however, still occur with a higher radiation exposure than in conventional orthodontic radiographs (COR). In the present study, the radiation exposures of different CBCT protocols are quantified with different Field of Views (FoVs) and with the use of a thyroid gland shielding. Moreover, the effective doses are compared to the radiation exposure of COR recordings.

### **Methodology**

The measurements for the dose determination were performed with the CBCT device *ProMax 3D MID®* (Planmeca, Helsinki, Finland) on an anthropomorphic RANDO phantom head. 20 metal-oxide semiconductor field effect transistors (MOS-FET) were placed in positions defined by the International Commission on Radiological Protection (ICRP 103). The information provided by the ICRP 103 from 2007 was used to calculate the effective dose. CBCT Scans were chosen in 20x17cm, 20x10cm and 10x10cm. Panoramic x-rays (OPG) were chosen in 14x30cm and FRS in 30x27cm (Ceph lat.) and 24x27cm (Ceph PA). Each recording was carried out with ten repeats.

In the first part of the investigations, the effective doses of conventional CBCT recording modes were identified. In the second part, the effective doses of modern indication-dependent dose-reduction-protocols (IADR) were determined. In the third part, the determined radiation doses of IADR were compared with the recordings of COR. Finally the effective doses of CBCT images were compared with and without the use of thyroid protection.

### **Results**

The effective doses for conventional CBCT images range from 293.9  $\mu\text{Sv}$  to 55.1  $\mu\text{Sv}$ . The radiation doses for modern IADR protocols range from 63.9  $\mu\text{Sv}$  to 10.9  $\mu\text{Sv}$ . In comparison the IADR protocols result in a significantly higher radiation dose than those of COR. The FoV size 20x10cm with "IADR-Low Dose" setting resulted in a significantly lower effective dose compared with those of COR.

By reducing the milliamperage settings on the CBCT device from 5,0 to 2,0 mA, the result for a FoV 20x17cm with IADR „Low Dose" protocol is 13,5  $\mu\text{Sv}$  without thyroid protec-

tion. Comparing these effective doses with the results for COR, COR shows a significantly higher dose.

The additional use of a specific thyroid protection reduced the effective dose in modern IADR protocols from 14.6% to 7.2% compared to recordings without thyroid protection. This results in an effective dose of 12,3  $\mu\text{Sv}$  with a FoV of 20x17 cm using the IADR „Low Dose" and 2,0 mA protocol.

### **Conclusion**

The results of this study show that with appropriate parameter- and FoV choice modern IADR protocols achieve a lower effective dose than COR radiographs. Radiation dose can be furthermore reduced by an additional thyroid gland protection.

**Keywords:** DVT, effective dose, FoV, MOS-FET, conventional DVTs, modern IADR-protocols, dose reduction, thyroid protection

## Abkürzungsverzeichnis

A / mA	Ampère / Milliampère
mAs	Milliampère Sekunde
AAE	American Association of Endodontists
AAOMR	American Academy of Oral and Maxillofacial Radiography
Abb.	Abbildung
ADA	American Dental Association
ALARA	„As Low As Reasonably Achievable“
BDIZ	Bundesverband der implantologisch tätigen Zahnärzte
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BOS	British Orthodontic Society
bzw.	beziehungsweise
C4	vierter Halswirbel
ca.	circa
CBCT	Cone-Beam Computerized Tomography
Ceph lat.	kephalometrische laterale Aufnahme
Ceph PA	kephalometrische posterior-anterior Aufnahme
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
COR	conventional orthodontic radiographs
DG-KFO	Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie
DGI	Deutsche Gesellschaft für Implantologie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
DVT	Digitale Volumentomographie
E	Effektive Dosis
E <sub>2007</sub>	Effektive Dosis nach der ICRP 2007
EAO	European Association for Osseointegration
EC	European Commission
etc.	Etcetera
FoV	Field of View
FRS	Fernröntgenseitenaufnahme
Gl.	Glandula
Gy	Gray
h	Höhe
H <sub>T</sub>	Äquivalentdosis
IADR	indikations-abhängige Dosisreduktion
ICRP <sub>2007</sub>	ICRP 103 aus dem Jahr 2007
i.d.R.	in der Regel
IDS	Internationale Dental Schau
KFO	Kieferorthopädie
KOR	konventionelle orthodontische Radiografien
KOR-I	Strahlenbelastung bei PSA + Ceph lat.
KOR-II	Strahlenbelastung bei PSA + Ceph PA
KOR-III	Strahlenbelastung bei PSA + Ceph lat. + Ceph PA
mGy	Milligray
mm	Millimeter
µm	Mikrometer

MOS-FET	Metalloxidhalbleiter-Feldeffekttransistor
O	Organdosis
PSA	Panoramaschichtaufnahme
s / Sek.	Sekunde
SDS	Schilddrüsenschutz
Sv /mSv/μS	Sievert /Millisievert/Mikrosievert
Tab.	Tabelle
TLD	Thermolumineszenzdosimeter
TMJ	Temporomandibulargelenk
u.a.	unter anderem
ULD	ultra "Low Dose"
V / kV	Volt / Kilovolt
vgl.	vergleiche
Wdh.	Wiederholung
$W_R$	Strahlenwichtungsfaktor
$W_T$	gewebespezifischer Wichtungsfaktor
z.B.	zum Beispiel

# 1 Einleitung

Bildgebende Verfahren zur diagnostischen Beurteilung oraler Regionen sind aktuell aus der Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Röntgenbilder dienen seit über 100 Jahren als diagnostisches Hilfsmittel für die unterschiedlichsten Fragestellungen und Diagnosen im Kopf-Halsbereich. Im Januar 1896 fertigte der Braunschweiger Zahnarzt Walkhoff auf zugeschnittenen Glasplatten die ersten Dentalaufnahmen an (Busch 2010). Auf der Basis der Arbeiten von Wilhelm Conrad Röntgen, dem Entdecker der Röntgenstrahlung (Schimank 1946), entwickelte sich diese Technologie innerhalb des letzten Jahrhunderts stetig weiter.

Heute dominieren digitale Röntgengeräte nicht nur den zahnmedizinischen Markt. Der Wechsel von analogen zu digitalen Bildaufnahmetechniken revolutionierte die zahnärztliche Röntgendiagnostik (Schulze 2009). Die digitale Technik verbesserte nicht nur die Bildqualität (Farman und Farman 2004), sondern reduzierte auch im Vergleich zu konventionellen Aufnahmetechniken wie Panoramaschichtaufnahmen (PSA) und Fernröntgenseitenbildaufnahmen (FRS) die durch den Patienten absorbierte Röntgenstrahlung (Gijbels et al. 2005, Visser et al. 2001).

Seit 1997 besteht durch die digitale Volumentomographie (DVT, engl. cone beam computed tomography (CBCT)) die Möglichkeit der Darstellung von knöchernen Strukturen in einer zusätzlichen dritten Ebene. Bereits 1996 beschrieben *Fuhrmann et al.* die Durchführung von dreidimensionalen (3D) Schädelanalysen mittels Computertomographie (CT) und Personal Computer (PC). 3D-Darstellungen von Schädelregionen oder einzelnen Knochenstrukturen erlauben hochpräzise Befunde, Diagnosen, Therapieplanungen und kieferorthopädische Kieferrelationsbestimmungen.

Die Nutzung der DVT erweitert die Datenmengen und die wissenschaftlichen Auswertungsmöglichkeiten beträchtlich. Dieser Fortschritt in der Diagnostik und der Zugewinn an Wissen verlangen verantwortungsvollen Umgang hinsichtlich der medizinischen Verabreichung von Röntgenstrahlung (Röntgenverordnung 2011). In Deutschland benötigen Mediziner und Zahnmediziner laut Röntgenverordnung für die Verwendung der DVT eine spezielle Zertifizierung, die eine sachgemäße Anwendung und die realistische Einschätzung der Strahlenbelastung sicherstellt. Die Auswahl der diagnostisch wichtigen Parameter am Gerät und die Einstellung des richtigen „Field of View“ (FoV) und die anschließende Befundung erfordern, neben einer ausreichenden Sachkenntnis, auch Erfahrung.

Noch immer wird die DVT von vielen Zahnärzten skeptisch beurteilt. Die hohe Strahlendosis, die komplizierten Anwendungsmodalitäten und der hohe betriebswirtschaftliche Aufwand stellen für viele Behandler eine Hürde dar. Daher erarbeiten internationale Kommissionen und Gesellschaften kontinuierlich Richtlinien, die es Anwendern wie Zahnärzten, Oralchirurgen oder Kieferorthopäden ermöglichen sollen, sich über die aktuellen Forschungsergebnisse und Empfehlungen zu informieren.

Das Interesse dieser Forschungsarbeit liegt in der Analyse der effektiven Dosis und damit mit der kalkulierten Strahlenbelastung bei der kieferorthopädischen Anwendung. Mit den Ergebnissen soll die modernste Art der DVT-Aufnahmetechnik analysiert werden. Dies soll weiterführende Einblicke und Empfehlungen zur Anwendung und Anordnung von DVT Aufnahmen geben. Vorangehend werden in den folgenden Kapiteln Aspekte der Röntgenologie und DVT thematisiert.

## **1.1 Bildgebende Verfahren in der zahnärztlichen Röntgenologie**

Die zahnmedizinische Diagnostik und daraus resultierende Therapien kommen heutzutage nicht mehr ohne die Röntgenologie aus. Nur vereinzelt können Behandlungsabläufe vom Behandler ohne vorangegangene radiologische Bildgebung adäquat durchgeführt werden. Viele moderne Behandlungsmöglichkeiten hätten sich ohne den Einsatz der Röntgenologie nicht (weiter-)entwickeln können.

Nach der Entdeckung der Darstellbarkeit von knöchernen Strukturen mittels ionisierender Strahlung 1895 durch Wilhelm Conrad Röntgen (Pasler 2008) wurde schnell klar, welchen enormen Nutzen diese bahnbrechende Technologie besitzt.

Ein weiterer Meilenstein in der röntgenologischen Diagnostik waren die ersten PSA des Finnen *Paatero* (1952), die in der Zahnmedizin zum Einsatz kamen. Seine Arbeit beruhte auf Vorarbeiten des Japaners *Numata* (1933).

1987 wurden die bis dahin analogen Röntgenbild-Anfertigungen um eine weitere Darstellungsmöglichkeit erweitert. Die sogenannte „Radiovisiographie“ ebnete den Weg zur digitalen Röntgentechnik (Mouyen et al. 1989).

Derzeit befinden sich zwei Systeme für digitale Röntgenbilder im Bereich der Zahnheilkunde auf dem Markt. Dabei dominiert die primäre Sensortechnik gegenüber der Digitalisierung analoger Bildinformationen. Bei der primären Sensortechnik wird zwischen indirekter, direkter und Lumineszenz-Radiographie unterschieden.



Ein weiterer revolutionärer Schritt war die Einführung der 3D-CT (Hounsfield 1973), wobei alle drei Ebenen zur Darstellung genutzt werden können. Anfänglich wurden CT-Aufnahmen aufgrund ihrer hohen Strahlenbelastung (Cohnen et al. 2002) und langen Aufnahmezeiten nur in speziellen Behandlungsabläufen eingesetzt. 1997 ermöglichte die Einführung der DVT ein breiteres Einsatzspektrum mit geringeren Strahlenbelastungen und vereinfachter Anwendung.

Derzeit sind PSA-, FRS-, DVT- und Einzelbild-Aufnahmen die Standard Aufnahmetechniken in nahezu allen Teilgebieten der Zahnmedizin. Röntgenbilder sind in der Kinderzahnheilkunde, Kieferorthopädie (KFO), Implantologie und Endodontologie für eine suffiziente Diagnostik erforderlich.

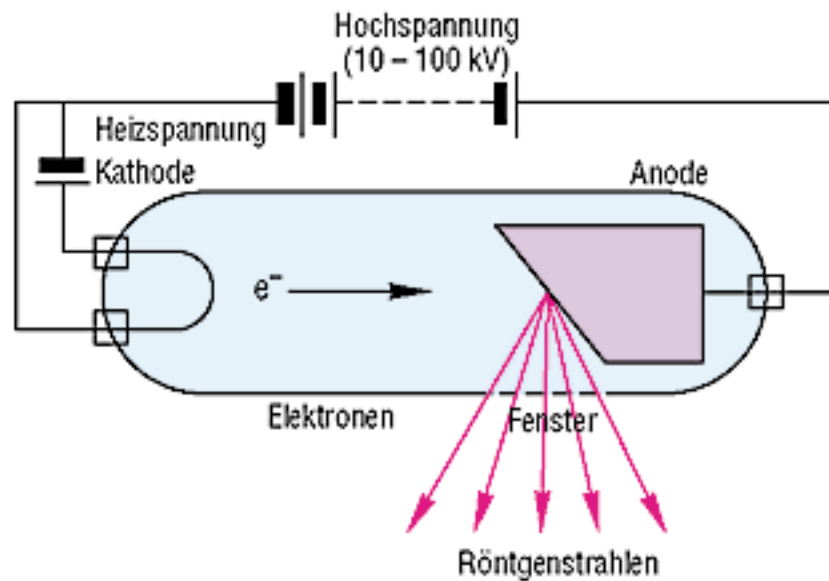
Noch immer werden von manchen Zahnärzten analoge Aufnahmetechniken verwendet. Dies sollte allerdings in Anbetracht der Möglichkeiten durch die digitale Diagnostik kritisch hinterfragt werden. Wissenschaftliche Studien belegen nicht nur eine reduzierte Strahlenbelastung der digitalen Aufnahmeverfahren, sondern auch Vorteile bei der Wiedergabe, Speicherung und Ausführung der Röntgenaufnahmen (Parks und Williamson 2002).

## **1.2 Digitale Volumetomographie und ihre Anwendungsgebiete**

Bis zur Einführung der CT für die klinische Anwendung durch *Sir Hounsfield* (1973) konnte durch eine PSA-Aufnahme nur eine Schicht scharf abgebildet werden. Dagegen ermöglicht die CT durch den Einsatz mathematischer Algorithmen die Darstellung überlagerungsfreier Schichtbilder (Feldkamp et al. 1984). Durch ihren unterschiedlichen Dichtecharakter lassen sich die Gewebe voneinander unterscheiden (Ambrose 1973).

Die Funktionsweise der DVT sei hier kurz im Überblick erklärt.

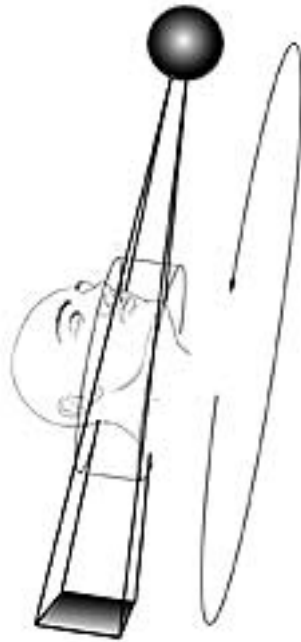
Ähnlich wie beim klassischen zweidimensionalen-(2D)-Röntgen brauchen auch DVT-Geräte eine Röntgenröhre und einen Generator. Wie Abb. 1 zeigt, werden von der Kathode durch Heizspannung Elektronen emittiert, welche durch 10 - 100 kV Hochspannung beschleunigt werden und auf der Anodenseite auf das Anodenmaterial treffen. Durch die abrupte Abbremsung entstehen drei Arten von ionisierender Strahlung. Für die klinische Anwendung wird die charakteristische Röntgenstrahlung verwendet.



**Abb. 1:** Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre (Reiche 2003)

Bei der Anfertigung einer DVT Aufnahme rotiert die Röntgenröhre zwischen 180 und 360 Grad um die zu untersuchende Person (Abb.2). Auf der gegenüberliegenden Seite der Röntgenröhre befindet sich ein digitaler Bildsensor, im technischen Gebrauch auch Flat-Panel Detektor genannt. Dieser nimmt über eine röntgenempfindliche Szintillator-Schicht die gepulsten kegelförmigen Röntgenstrahlen auf. Die aufgezeichneten Schichten werden durch eine CCD-(engl. charge-coupled device)-Kamera digitalisiert und dem Computerrechner zugeführt. Dieser kann durch mathematische Algorithmen axiale Schichten errechnen (Feldkamp et al. 1984). Die aufgezeichneten Schichten während der kegelförmigen Rotation werden als Volumen bezeichnet.

Rückwirkend kann das aufgenommene Volumen mit der entsprechenden Computer-Software ausgewertet und wiederum in einzelnen Schichten dargestellt werden.



**Abb. 2:** Funktionsprinzip der Digitalen Volumetomographie (DVT), kegelförmige Rotation um das zu untersuchende Objekt (Bumann et al. 2008)

Aufbauend auf den Primärkonstruktionen lassen sich Sekundärkonstruktionen zur Bildoptimierung und Vermessung von Distanzen realisieren (Schulze und Rother 2005). Moderne, weiterentwickelte Gerätetypen verfügen über eine Zusatzfunktion, die aus angefertigten DVT-Aufnahmen PSA- und FRS-Bilder generiert. Dadurch können zusätzliche Strahlenbelastungen am Patient vermieden werden (Bumann et al. 2009).

Das erste DVT-Gerät für zahnmedizinische Fragestellungen war 1998 das *NewTom 9000®* der Firma *QR®* aus Verona, Italien. Erste wissenschaftliche Untersuchungen belegten eine bessere Bildqualität und damit einhergehend eine verbesserte Diagnostik bei der Anwendung der DVT im Vergleich zur CT (Mozzo et al. 1998). Die gemessenen Strahlenbelastungen lagen bei diesem Gerät zwischen  $50,3 \mu\text{Sv}$  und  $93 \mu\text{Sv}$  (Mah et al. 2003, Copenrath et al. 2008) und damit weit unter der durchschnittlichen Strahlenbelastung durch ein CT mit Dosen zwischen  $180 \mu\text{Sv}$  und  $2100 \mu\text{Sv}$  (Ludlow et al. 2006, Okano et al. 2009, Silva et al. 2008, Loubele et al. 2005).

In den folgenden Jahren wurden weitere DVT-Geräte entwickelt und auf dem Dentalmarkt präsentiert: *Ortho-CT* (Hitachi und Morita Co, JP-Kyoto), *3DX Multi-Image Micro CT®* (Morita, JP-Kyoto), *3D Accuitomo* (J. Morita, D-Dietzenbach), *DentoCAT™* (Xoran Technologies, US-Ann Arbor), *PSR9000N* (Asahi Roentgen, JP-Kyoto), *CB MercuRa-*

y<sup>TM</sup> (Hitachi Medical Systems America, US-Twinsburg), i-CAT® (Imaging Sciences International, US-Hatfield) und ProMax 3D (Planmeca, FI-Helsinki) (Hirsch et al. 2008).

Lag die anfängliche Strahlenbelastung bei dem Gebrauch des CB MercuRay<sup>TM</sup> noch bei 1025,4 µSv (Ludlow et al. 2006), konnten mit Entwicklung und Einsatz des DVT Iluma<sup>TM</sup> Standard der Firma Imtec Imaging, Ardmore, Oklahoma, USA Werte von 98 µSv erreicht werden (Ludlow und Ivanovic 2008).

Weitere Gerätetypen wie Galileos Comfort von Sirona, Deutschland und CB500 der Firma KaVo folgten Mitte der 2000er Jahre. Die kommerzielle Entwicklung neuer Geräte wurde von wissenschaftlichen Arbeiten begleitet, die die effektiven Dosen und die Strukturgenauigkeit bei der DVT und bei der Dental-CT verglichen. Im Jahr 2005 veröffentlichten Holberg et al. eine Studie, die für die Beurteilung feiner Strukturen der CT gegenüber der DVT den Vortritt gab. Verschiedene wissenschaftliche Arbeiten zur Ermittlung effektiver Dosen bei DVT-Scans untersuchten die unterschiedlichen Geräte. Dabei muss zwischen Aufnahmen der craniofazialen und dentoalveolären Region unterschieden werden. Die effektiven Dosen craniofazialer Aufnahmen lagen bis zum Jahr 2009 zwischen 35 µSv und 1073 µSv (Mah et al. 2003, Ludlow et al. 2006, Okano et al. 2009, Silva et al. 2008, Ludlow und Ivanovic 2008, Ludlow, Davies-Ludlow und Brooks 2003, Tsiklakis et al. 2005). Aufnahmen der dentoalveolären Region ergaben Werte zwischen 11 µSv und 652 µSv (Okano et al. 2009, Lofthag-Hansen et al. 2008, Hirsch et al. 2008, Loubele et al. 2008, Ludlow und Ivanovic 2008).

Zu beachten ist allerdings immer, dass das DVT keine homogene Strahlungs- bzw. Gerätegruppe ist. Die breiten Spektren der effektiven Strahlendosis (11 µSv – 1073 µSv) ergeben sich aus der Streuung der Strahlen.

Anwendung finden DVT-Aufnahmen heute bei Fragestellungen aus nahezu allen Bereichen der Zahnmedizin (Endodontologie, Implantologie, Oralchirurgie, Temporomandibulargelenk-(TMJ)-Diagnostik), die eine bildgebende Diagnostik erfordern.

In der Endodontologie lassen sich mit DVT-Aufnahmen Unklarheiten bezüglich apikaler Lysen und Läsionen zuverlässig aufklären und darstellen (Lofthag-Hansen et al. 2007, Patel et al. 2007). In der Implantologie können Planung und Insertion eines Implantates exakter und unter Schonung der durch das Operationsgebiet verlaufenden Strukturen durchgeführt werden (Guerrero et al. 2006). Auch bei oralchirurgischen Eingriffen lassen sich anatomische Strukturen detailliert darstellen (Aranyarachkul et al. 2005). Speziell in der TMJ-Diagnostik ist es möglich, mit DVT anatomische Strukturen im Kiefergelenk darzustellen (Honda et al. 2004, Honda et al. 2006).

Die Kieferorthopädie (KFO) nimmt hierbei eine gesonderte Stellung ein, auf die im Folgenden weiter eingegangen wird.

In der KFO treten häufig Fragestellungen auf, die nicht suffizient mittels 2D-Diagnostik geklärt werden können. Seit der Markteinführung der DVT-Geräte wurden dafür zahlreiche wissenschaftliche Studien in diesem Bereich durchgeführt.

*Kau et al.* (2005) belegten, dass sich ein DVT-Scan exzellent für die Darstellung von hartgewebigen Strukturen und weichem Gewebe eignet. Mit einer DVT-Aufnahme ist eine fundierte Diagnose und eine, daraus resultierende, Behandlungsplanung bei impaktierten Zähnen möglich. Weiter kann mit Hilfe der DVT die Kondylenstruktur im Kiefergelenk für prä- und postorthodontische Behandlungsprozesse dargestellt werden (Nakajima et al. 2005). Allerdings ist zur alleinigen strukturellen Darstellung der Kiefergelenke die Magnetresonanztomographie (MRT) ohne ionisierende Strahlung der Goldstandard.

Jeder kieferorthopädischen Behandlung geht die obligatorische Therapieplanung mittels kephalometrischer Analyse voraus. Hierbei werden definierte Knochenpunkte und Winkel analysiert und abweichende Werte mittels kieferorthopädischer Hilfsmittel reguliert. Die Analyse basierte bisher auf FRS und PSA-Aufnahmen. Eine neuere Studie belegt, dass die DVT bei der 3D-Kephalometrie präzise Daten von hoher Qualität liefert, sich im Vergleich zur konventionellen CT durch eine reduzierte Strahlendosis auszeichnet und einen positiven Kosten-Nutzen-Faktor besitzt (Swennen und Schtyser 2006). Ein Vergleich von DVT-Aufnahmen und FRS-Bildern bei kephalometrischen Rekonstruktionen ergab ähnliche Ergebnisse (Farman und Scarfe 2006). *Kumar et al.* ermitteln in ihrer Arbeit 2007, dass kephalometrische Fehler, welche durch falsche Schädelpositionen ausgelöst werden, mittels der Anfertigung einer DVT eliminiert werden können.

Auch *Cattaneo et al.* (2008) fanden, dass sich DVT-Aufnahmen zur kephalometrischen Auswertung eignen. Bezüglich der linearen und winkligen Vermessungen gibt es bei der DVT im Vergleich zum klassischen FRS keine statistisch relevanten Unterschiede (Zamora et al. 2011).

Andere Autoren favorisieren den Einsatz der DVT bei speziellen Indikationen, bei denen die Anfertigung konventioneller Röntgenbilder keine suffiziente Aussage liefert. Dazu zählen Fälle mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten, impaktierte Zähne, eine Zahnüberzahl und die Planung von orthodontischen Operationen (Kapila et al. 2011).

Alle Studien betonen, dass sich die DVT-Anwender strikt und zu jeder Zeit an das ALARA- („As Low As Reasonable Achievable“)-Prinzip halten sollten (Farman 2005).

Die flächendeckende Verwendung der DVT war in Deutschland zunächst auf wenige Fachbereiche der Zahnmedizin begrenzt. In den USA dagegen etablierte sich die DVT ab 2003 zum Goldstandard (Hirschfelder 2008).

### 1.3 Internationale Kommissionen und Richtlinien

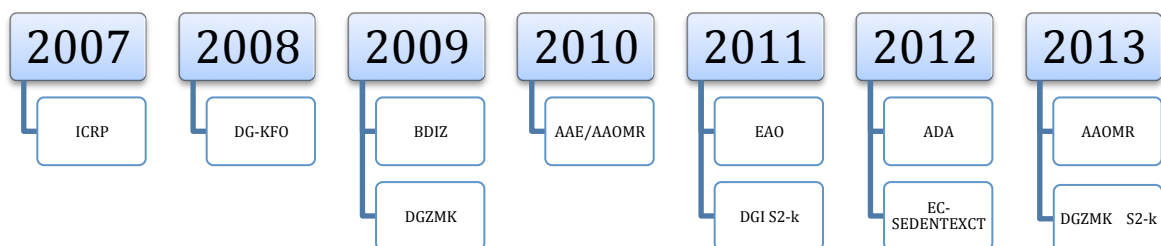
#### 1.3.1 DVT-Anwendungsempfehlungen

Zahlreiche Kommissionen und Arbeitsgruppen haben Richtlinien und Empfehlungen zur Anwendung der DVT herausgegeben um sowohl einen allgemeinen als auch einen indikationsabhängigen Fachgebiet-gebundenen Überblick zu ermöglichen.

Die führende Kommission in diesem Bereich ist die ICRP (International Commission on Radiological Protection). Als internationale Strahlenschutzkommission befasst sich die ICRP mit der Auswertung wissenschaftlicher Erkenntnisse auf dem Gebiet der medizinischen Strahlenexposition und formuliert Empfehlungen und Richtlinien, um dieses Wissen für die praktizierenden Mediziner nutzbar zu machen. Die aktuellste ICRP-Richtlinie stammt aus dem Jahr 2007 (ICRP<sub>2007</sub>, Valentin 2007).

Wissenschaftliche Arbeiten zur Kalkulation der effektiven Dosis sollten stets ICRP-konform sein (Bumann et al. 2008).

Darüber hinaus existieren Stellungnahmen und Leitlinien diverser zahnmedizinischer Gesellschaften. Die folgende Abbildung 3 soll einen kurzen Überblick über die jeweils aktuellsten Stellungnahmen ermöglichen.

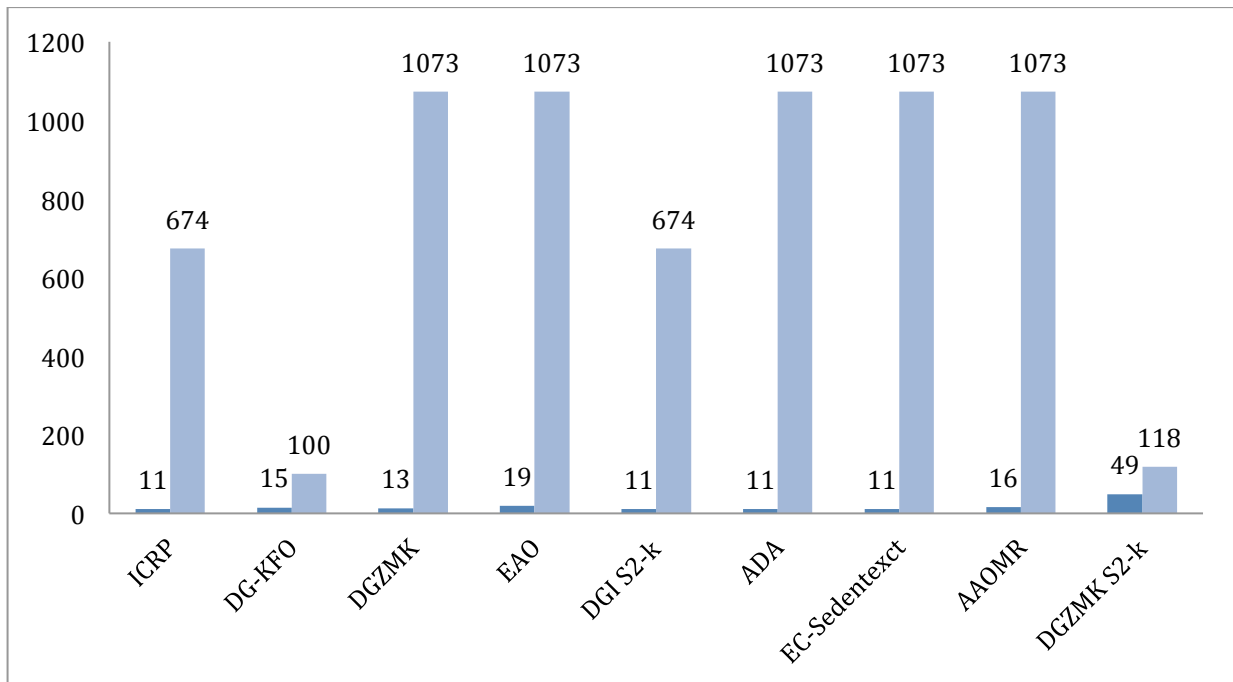


**Abb. 3:** Überblick der verfügbaren aktuellen Leitlinien (eigene Darstellung)

AAE = American Association of Endodontists; AAOMR = American Academy of Oral and Maxillofacial Radiography; ADA = American Dental Association; BDIZ = Bundesverband der implantologisch tätigen Zahnärzte; DG-KFO = Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie; DGZMK = Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; DGZMK S2-k = Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kiefer-

heilkunde; EAO = European Association for Osseointegration; EC-SEDENTEXCT = European Commission; ICRP = International Commission on Radiological Protection

Bezüglich der Strahlenbelastung während einer DVT-Anfertigung finden sich in den verschiedenen Leitlinien unterschiedliche Angaben (Abb. 4).



**Abb. 4:** Angabe der effektiven Dosis einer DVT der einzelnen Leitlinien, Minimum (linke Säule) und Maximum (rechte Säule) der einzelnen Leitlinien. Angaben in µSv

(Quelle: Valentin 2007, Hirschfelder 2008, Berger et al. 2009, DGZMK 2009, AAE & AAOMR 2010, Harris et al. 2011, Nitsche et al. für die DGI 2011, ADA 2012, The SEDENTEXCT Project 2012, Evans et al. 2013, DGZMK 2013)

Die in Abbildung 4 dargestellten Werte aus den Leitlinien bieten dem Leser einen Überblick über die mögliche Dosis-Spanne mit minimalen und maximalen Werten der effektiven Dosis. Konkrete Einzelangaben zu Werten bei unterschiedlichen FoV-Einstellungen, Expositionsparametern oder Schutzmaßnahmen wie Schilddrüsenschutz oder Augenschutz fehlen. Die Leitlinie von *Evans et al.* für die American Academy of Oral and Maxillofacial Radiography (AAOMR) aus dem Jahr 2013 gibt einen Gerätespezifischen und FoV-abhängigen Überblick der gemessenen absorbierten Strahlenexposition.

Die Stellungnahmen der BDIZ und American Association of Endodontists AAE/AAOMR benennen keine konkreten Dosiswerte, sondern beziehen sich ausschließlich auf Literatur zu Dosismessungen.

### 1.3.2 Stellungnahmen zur Strahlenbelastung im Allgemeinen

Angaben zur effektiven Dosis bei DVT-Aufnahmen werden in den oben aufgezählten Richtlinien und Leitfäden lediglich oberflächlich thematisiert. Vielfach finden sich Angaben aus verschiedenen Publikationen zu Dosismessungen mit verschiedenen DVT-Geräten unter verschiedenen Bedingungen. Daraus ergibt sich ein breites Spektrum zwischen minimal und maximal gemessener Dosis. Eine Unterscheidung zwischen unterschiedlichen FoV-Größen oder Dosis-Einstellungen findet sich in der Stellungnahme von *Evans et al.* für die AAOMR aus dem Jahr 2013. Die uneinheitliche Studienmethodik wird an einem Beispiel deutlich: Während *Lofthag-Hansen et al. (2007)* zur Quantifizierung der Strahlenbelastung das dose-area-product (DAP) verwendeten, kalkulierten *Jeong et al. (2012)* die effektive Dosis nach den Vorgaben der ICRP<sub>2007</sub>.

Die aktuellsten wissenschaftlichen Publikationen zur Dosis-Kalkulation stammen aus den Jahren 2011 bis 2012. (Kapila et al. 2011, Jeong et al. 2012, Theodorakou et al. 2012, Davies et al. 2012, Pauwels et al. 2012 und Koivisto et al. 2012).

### 1.3.3 Stellungnahmen zur Strahlenbelastung in der Kieferorthopädie

Mit Stellungnahmen bezüglich der absorbierten Strahlendosis speziell im Bereich der KFO beschäftigen sich die Empfehlung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie (DG-KFO) aus dem Jahr 2008, die Leitlinie der Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) zur DVT aus dem Jahr 2009, die Deutsche Gesellschaft für Implantologie (DGI) aus dem Jahr 2011 und die klinischen Empfehlungen der AAOMR aus dem Jahr 2013.

Die Anfertigung einer DVT im Zusammenhang mit einer kieferorthopädischen Therapie wird hier unter anderem bei der Diagnostik komplexer dentofazialer Fehlbildungen (Hirschfelder 2008), bei Anomalien, Durchbruchsstörungen und Dysplasien (Schulze et al. für die DGZMK 2009), bei Einsatz von Minischrauben (Nitsche et al. für die DGI 2011) und orthognathischen Operationen (Evans et al. 2013) empfohlen.

Die DG-KFO und die DGZMK empfehlen bei DVT-Anfertigung die Auswahl eines größeren Bildfeldes. Dadurch sollen FRS oder PSA mit zusätzlicher Strahlenbelastung



vermieden werden. Bei Kindern und Jugendlichen besteht aufgrund eines höheren Strahlenrisikos eine enge Indikationsstellung. Die Leitlinie der DGZMK zur DVT aus dem Jahr 2009 sieht unter Berufung auf die Studie von *Hujoel et al.* (2008) keinen ausreichenden Nutzen zur Anfertigung einer DVT bei Kindern.

Die DGI-Empfehlung aus dem Jahr 2011 erwähnt in ihrer Leitlinie die Indikationen für eine DVT in der KFO nur am Rande. Bei einer Entscheidung zu einer DVT-Aufnahme wird zu einem kleinstmöglichen FoV und zu einer adäquaten Auflösung mit möglichst geringer Strahlenexposition geraten.

Die aktuellste Stellungnahme stammt von *Evans et al.* aus dem Jahr 2013. Die AAOMR empfiehlt dort eine Abwägung des Einsatzes der DVT im Einzelfall. Sie fordert eine Anfertigung der DVT durch ausgebildetes Fachpersonal unter Berücksichtigung der geringstmöglichen Strahlenexposition, des kleinstmöglichen FoV, einer Parameteroptimierung und adäquaten Shielding-Methoden. Die AAOMR unterstützt nicht den routinemäßigen Einsatz der DVT als Standardtherapie, wenn andere Verfahren eine geringere Strahlenbelastung erfordern.

Alle oben genannten Richtlinien beruhen auf wissenschaftlichen Publikationen zur Dosismessung von DVT-Geräten (*Tsiklakis et al.* 2005, *Valentin* 2007, *Ludlow et al.* 2008, *Coppenrath et al.* 2008, *Hirsch et al.* 2008, *Hujoel et al.* 2008, *Silva et al.* 2008, *Lofthag-Hansen et al.* 2008, *Loubele et al.* 2008, *Pauwels et al.* 2010, *Kapila et al.* 2011, *Jeong et al.* 2012, *Theodorakou et al.* 2012, *Davies et al.* 2012, *Pauwels et al.* 2012 und *Koivisto et al.* 2012).

In dem Projekt SEDENTEXCT aus dem Jahr 2012 und in der Stellungnahme der DGZMK aus dem Jahr 2013 ist die KFO kein eigenständiger Unterpunkt, sondern wird im Zusammenhang mit speziellen Fragestellungen in der craniofazialen Region und mit der Diagnostik von Lippen-, Kiefer und Gaumenspalten behandelt.

Zur Dosisreduktion wird fast in jeder Stellungnahme auf die Möglichkeit der variablen Geräteeinstellungen im „Low Dose“-Bereich hingewiesen. Zusätzlich wird der Behandler aufgefordert, kleinstmögliche, der Fragestellung entsprechend gewählte FoV-Einstellungen auszuwählen. Möglichst kurze Scan-Zeiten, optimierte Expositionsparameter und Schutzschilde für empfindliche Organe wie Augen und Schilddrüse werden bei Bedarf zusätzlich empfohlen.

## 1.4 Indikationsabhängige Dosisreduktion (IADR)

Die vorliegende Studie dient der Ermittlung effektiver Strahlendosen bei kieferorthopädischen DVT-Anwendungen. Die Ergebnisse basieren auf dem derzeitigen Entwicklungsstand der DVT-Geräte auf dem Markt. Die Hersteller von DVT-Geräten kennen die wiederkehrende Kritik einer hohen und teilweise unnötigen Strahlenbelastung bei der Anfertigung einer DVT. Deshalb ist den Firmen in allerhöchstem Maße an der technischen Umsetzung einer größtmöglichen Strahlenreduktion gelegen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit beruhen auf Messungen mit einem DVT-Gerät. Das Ziel war aber nicht, dieses Gerät zu bewerten, sondern Anwendern Wege und Möglichkeiten aufzeigen, Röntgenstrahlung einzusparen. Die Ergebnisse der Messreihen werden am Ende kritisch hinterfragt und mit anderen kieferorthopädischen Diagnosemethoden verglichen.

*Planmeca* hat mit dem DVT-Gerät *ProMax 3D MID®* ein Gerät eingeführt, das eine Einstellung „ultra Low Dose“ bietet. Diese Produkterweiterung kann sowohl im „Low Dose-“ (ULD-LD), „Normal Dose-“ (ULD-ND) als auch im „High Definition“-Modus (ULD-HD) genutzt werden. Bei der Entwicklung der Methodik für diese Arbeit wurde deutlich, dass die Strahlendosis bei der ULD-Einstellung „ultra Low Dose“ nicht definiert ist, und sich daher nicht für wissenschaftliche Quantifizierungen eignet. Zur Optimierung der Strahlenreduktion wurde für diese Arbeit eine Definition gesucht, die Hilfestellung bei der Auswahl der FoVs, Parametereinstellungen und Auflösung geben soll, ohne jedoch Strahlenbereiche einzugrenzen. Der für diese Arbeit genutzte Begriff „indikationsabhängige Dosisreduktion“ (IADR) ersetzt den ungenauen ULD-Begriff und stellt lediglich ein Behandlungskonzept dar. Aus diesem Grund wird zwar die ULD-Einstellung beim DVT *ProMax 3D MID®* genutzt, allerdings mit IADR bezeichnet. Bei der Nutzung der DVT im Rahmen einer KFO-Behandlungsplanung sollte im Voraus die Art der Darstellung unter Berücksichtigung der Minimierung der Strahlenbelastung geklärt werden. Hierbei soll die IADR eine Hilfestellung bieten.

## 1.5 Dosismessungen

Für die Bestimmung der effektiven Dosis bei einem DVT-Scan werden in wissenschaftlichen Arbeiten Thermolumineszenz-Dosimeter (TLD) oder Metalloxidhalbleiter-Feldeffekttransistor-(MOS-FET)-Dosimeter eingesetzt. Die ICRP<sub>2007</sub> gibt keine generelle Empfehlung zur Auswahl der Dosimeter bei der Bestimmung der Strahlenbelastung.

Viele in der Vergangenheit angefertigte Publikationen zur Strahlenbelastung in der zahnärztlichen Röntgenologie wurden mittels TLD angefertigt. Hierunter fallen u. a. die Arbeiten von *Williams und Montgomery* aus 2000, *Isoardi und Ropolo* aus dem Jahr 2003, *Ludlow et al.* aus 2003 und *Ludlow et al.* aus 2006. Aber auch aktuellere Arbeiten bedienen sich dieser Dosisbestimmung. Hierzu zählen u.a. *Suomalainen et al.* aus dem Jahr 2009, *Robert et al.* aus 2009, *Qu et al.* aus dem Jahre 2010, *Jadu et al.* aus 2010 oder *Theodorakou et al.* aus 2012.

TLDs sind aus Lithium- oder Calciumfluorid zusammengesetzte Kristallstrukturen. Trifft ionisierende Strahlung auf die äußere Elektronenhülle der Gitteratome, werden diese auf ein höheres Energieniveau gebracht, aus dem sie spontan nicht wieder zurückkehren. TLDs speichern die übertragene Energie in metastabilen Energieniveaus. Zur Messung werden die TLDs erhitzt. Dadurch können die angeregten Elektronen wieder in ihren Grundzustand übergehen. Dabei geben sie Energie in Form von Lichtquanten ab. Die Lichtmenge ist ein Maß für die gespeicherte Energie (Zink 2007) und wird mittels eines TLD-Readers bestimmt.

Bei MOS-FETs kann man zwischen n- und p-Kanal-Typen sowie zwischen Anreicherungs- und Verarmungstypen unterscheiden. Das in der vorliegenden Arbeit verwendete MOS-FET-Dosimeter entspricht der n-Kanal Bauweise. Die Grundstruktur besteht aus einem leitenden Substrat p mit zwei leitenden Inseln n. Abgedeckt ist der Kristall mit Siliziumdioxid (Elektronik-Kompendium o. J.).

Die physikalischen Vorgänge an dem Gerät lassen sich wie folgt beschreiben: „Bei ausreichend großer negativer Ladung auf das Polysilizium werden negative Ladungsträger von der Silikonoxidschicht angezogen. Wenn sich hier genügend negativ-Ladungen angereichert haben, bildet sich ein Ladungskanal, so dass der Strom zwischen der Energiequelle und dem Drain fließen kann. Wenn der MOS-FET-Dosimeter angeregt wird, passieren drei Dinge mit der Silikondioxid-Schicht: ein Aufbau der eingeschlossenen Ladung im Oxid, die Erhöhung der Anzahl von Schnittstellenfallen und die Erhöhung der Anzahl der großen Oxid-Fallen. Elektronen-Paare werden innerhalb der Siliziumdioxid-Schicht durch die auftreffende Strahlung erzeugt“ (Best Medical Canada o. J.).

In den letzten Jahren wurden MOS-FET-Dosimeter zur Bestimmung der effektiven Dosis bei der Anfertigung von DVT-Scans vermehrt eingesetzt (Ramani et al. 1997, Bloemen-van-Gurp 2009, Koivisto et al. 2012).

Beim Einsatz von TLDs oder MOS-FETs besteht in der Bestimmung der Strahlendosis statistisch kein signifikanter Unterschied. *Koivisto et al.* führten 2014 eine Studie durch, bei der die statistische Differenz beider Systeme untersucht wurde. Hierbei sollte verdeutlicht werden, dass der Einsatz der jeweiligen Dosimeter keinen signifikanten Unterschied im Ergebnis der effektiven Dosis hat. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass unter Berücksichtigung der Unsicherheiten beider Messmethoden eine gute Übereinstimmung festzustellen ist. MOS-FETs stellen damit eine mögliche Alternative zur Beurteilung effektiver Dosis bei DVT Geräten dar (Koivisto et al. 2014).

## 1.6 Strahlenhygiene

Die Anfertigung einer DVT-Aufnahme erfordert in Deutschland vom Anwender eine Zertifizierung, die DVT-Fachkunde. Darüber hinaus sollten die behandelnden Ärzte auch Erfahrung in der Befundung und in der Auswertung besitzen. Neben diesen Grundvoraussetzungen spielt das technische Grundwissen des Anwenders bei der Einstellung des DVT-Gerätes vor jedem Scan eine herausragende Rolle. Die effektive Strahlendosis ist beim DVT-Einsatz in der Zahnmedizin häufig Gegenstand der Diskussion. DVT-Apparate sind keine homogene Gerätegruppe, so dass die Strahlenbelastung geräteabhängig erheblich variiert (Streuungen zwischen 11  $\mu\text{Sv}$  und 1073  $\mu\text{Sv}$ ). Neben der Geräteauswahl beeinflussen aber auch die FoV-Einstellung und die Einstellung der Scan-Parameter die effektive Strahlendosis.

### 1.6.1 Strahlenbelastung in Abhängigkeit vom DVT-Gerät

Um einen wissenschaftlich fundierten Vergleich der effektiven Dosis durchzuführen, wären vorgegebene Standards nötig. Unterschiede in den Parameter-Einstellungen an den unterschiedlichen Geräten führen dazu, dass einzelne Studien untereinander gar nicht zum Vergleich geeignet sind um sich eine valide Meinung zu bilden.

Derzeit bestehen laut *De Vos et al.* (2009) bei Begriffsdefinitionen und bei den Einstellungen zwischen den Geräten große Unterschiede, so dass ein valider Vergleich der Strahlenbelastung nicht möglich ist. Zukünftige Studien sollten daher einem generellen Parameter-Guideline mit 20 Mindestkriterien folgen.

Zur Kalkulation der effektiven Dosis ( $E_{2007}$ ) sollte die ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinie herangezogen werden. Im Vergleich zu den nach der Richtlinie aus dem Jahr 1990 (ICRP 60) gemessenen  $E_{1990}$  ergeben sich bei der  $E_{2007}$  zwischen 13 und 270% höhere Werte (Ludlow und Ivanovic 2008, Loubele et al. 2008).

Zur Einschätzung der effektiven Dosis verschiedener Geräte wurden bereits diverse Studien durchgeführt.

Bei einem Vergleich von acht DVT-Geräten unter Berücksichtigung der Vorgaben der ICRP<sub>2007</sub> ergaben sich effektive Dosen bei großen FoVs zwischen 68  $\mu\text{Sv}$  und 1073  $\mu\text{Sv}$  und Dosen zwischen 70  $\mu\text{Sv}$  und 560  $\mu\text{Sv}$  bei mittleren FoVs (Ludlow und Ivanovic 2008). Weitere Studien mit drei bzw. 14 unterschiedlichen DVT-Geräten und unterschiedlichen FoVs ermittelten effektive Dosen zwischen 13  $\mu\text{Sv}$  und 82  $\mu\text{Sv}$  (Loubele et al. 2008) bzw. zwischen 19  $\mu\text{Sv}$  und 368  $\mu\text{Sv}$  (Pauwels et al. 2010).

Bei der Standardauflösung betrug die effektive Strahlendosis des DVT-Geräts *i-CAT* zwischen 65  $\mu\text{Sv}$  und 69  $\mu\text{Sv}$ , für hochauflösende 17 cm große FoVs lagen die Werte dagegen zwischen 127  $\mu\text{Sv}$  und 131  $\mu\text{Sv}$  (Grünheid et al. 2012).

Ein Vergleich des *3D eXam* und des *Pan eXam Plus* ergab effektive Dosen zwischen 33  $\mu\text{Sv}$  und 170  $\mu\text{Sv}$  (*3D eXam*) bzw. zwischen 40  $\mu\text{Sv}$  und 184  $\mu\text{Sv}$  (*Pan eXam Plus*) (Roman und Margrit-Ann 2013). Beim *i-CAT FLX* DVT-Gerät lagen die effektiven Dosen für das juvenile Phantom zwischen 18  $\mu\text{Sv}$  und 120  $\mu\text{Sv}$  und für das adulte Phantom zwischen 11  $\mu\text{Sv}$  und 85  $\mu\text{Sv}$  (Ludlow und Walker 2013).

Aufgrund des uneinheitlichen Studiendesigns sind die Studien nur bedingt miteinander vergleichbar. Sie liefern lediglich ungefähre Anhaltspunkte für die Anwender.

### 1.6.2 Strahlenbelastung in Abhängigkeit vom FoV

Bei der Behandlungsplanung ist es von enormer Wichtigkeit, sich im Vorfeld Gedanken über die Größe des zu untersuchenden Bereiches zu machen. Welche Strukturen und anatomischen Regionen müssen in dem DVT-Scan mit abgebildet sein, um eine suffiziente Diagnostik durchführen zu können? Dabei sollte man sich als Behandler im Klaren sein, dass nicht in allen Fällen das kleinstmögliche FoV die richtige Wahl ist. Die effektive Dosis steigt im Allgemeinen mit zunehmendem FoV.

Allerdings können strahlenempfindliche Organe selbst bei einem kleineren FoV eine höhere Strahlendosis aufweisen. Beispielsweise lag in einer Studie die effektive Dosis bei einer Oberkieferaufnahme bei 19  $\mu\text{Sv}$  und bei einer Unterkieferaufnahme bei

40  $\mu\text{Sv}$ , trotz identischer FoV-Größen von 5 x 3,7 cm. Dies wird in der Studie auf die stärkere Absorption strahlenempfindlicher Organe (Speicheldrüsen, Schilddrüsen, Mukosa, obere Atemwege) im Unterkiefer zurückgeführt (Pauwels et al. 2010).

Einen Überblick zur Strahlenempfindlichkeit der jeweiligen Organe im Kopf-Halsbereich gibt die ICRP<sub>2007</sub> mittels der Gewebewichtungsfaktoren.

**Tab. 1:** Gewebewichtungsfaktoren zur Strahlenempfindlichkeit nach ICRP<sub>2007</sub>

Gewebe	$W_T$
Schilddrüse	0,04
Speiseröhre	0,04
Gehirn	0,01
Haut	0,01
Speicheldrüsen Parotis Gl. sublingualis Gl. submandibularis	0,01
Knochenmark Mandibula Calvaria Halswirbelsäule	0,12
Knochenhaut Mandibula Calvaria Halswirbelsäule	0,1
restliche Gewebe Lymphknoten obere Luftwege Muskeln Mundschleimhaut	0,12

### 1.6.3 Strahlenbelastung im Vergleich zur KOR

Zur kieferorthopädischen Diagnostik werden routinemäßig konventionelle orthodontische Radiographie-(KOR)-Aufnahmen, in der Regel PSA und FRS, herangezogen. Im Rahmen orthodontischer Therapieplanungen werden sie verwendet, um den Schädel ergänzend zu Gipsmodellen der Ober- und Unterkiefer kephalometrisch auszumessen. Bei digitalen Geräten ermittelten *Grünheid et al.* (2012) bei einer PSA-Aufnahme eine effektive Dosis von 21,5  $\mu\text{Sv}$  und bei einer FRS-Aufnahme 4,5  $\mu\text{Sv}$ . Bei *Patcas et al.*

(2012) lagen die entsprechenden Werte bei 21,87  $\mu\text{Sv}$  und 5  $\mu\text{Sv}$ . Da im diagnostischen Prozedere beide Aufnahmen gebraucht werden, ergibt sich eine Gesamtdosis von 26  $\mu\text{Sv}$  bzw. 26,9  $\mu\text{Sv}$ . Vergleicht man die Dosis dieser KOR-Aufnahmen mit der Strahlenbelastung eines DVT-Scans, ergibt eine drei- bis fünffach höhere effektive Dosis bei der DVT im Vergleich zur PSA und eine zehn- bis hundertfach höhere effektive Dosis im Vergleich zur FRS (Tab. 2).

Bei diesem Vergleich sollte allerdings berücksichtigt werden, dass aufgrund fehlender einheitlicher Geräte- und Versuchsparameter (FoV, Schutzmaßnahmen) ein direkter Vergleich nur eingeschränkt möglich ist.

**Tab. 2:** Konventionelle Röntgenaufnahmen mit effektiver Dosis (nach ICRP<sub>2007</sub>)

Aufnahme	effektive Dosis ( $\mu\text{Sv}$ )
<b>digitale PSA</b>	
Grünheid 2012 (OP 100)	21,5
Patcas 2014 (Comet)	21,87
<b>FRS</b>	
Grünheid 2012 (OP100)	4,5
Patcas 2014 (Comet)	5,03
<b>digitale intraorale Aufnahmen</b>	
SEDENTEXCT Guidelines	<1,5

## 2 Fragestellung

Die DVT wird heute in nahezu allen Teilbereichen der Zahnmedizin im Rahmen der bildgebenden Diagnostik eingesetzt. Die Möglichkeit der 3D-Befundung der craniofazialen sowie dentoalveolären Anatomie erlaubt präzise Diagnosen und bietet Therapiesicherheit in komplexen Behandlungsfällen.

Kritiker der DVT führen das Argument einer deutlich höheren Strahlenbelastung im Vergleich zu KOR-Aufnahmen an. Der immense Zugewinn an diagnostischen Informationen für die KFO durch die 3D-Darstellung der zu untersuchenden Strukturen wird dabei häufig vernachlässigt. In diesem Rahmen wird auch die höhere Strahlensensibilität von Kindern und Jugendlichen diskutiert. Bis heute fehlt der wissenschaftliche Nachweis, dass effektive Dosen von  $< 100 \mu\text{Sv}$  in der Zahnmedizin negative Auswirkungen haben. Das ALARA-Prinzip stellt Behandler in die Pflicht, den Nutzen einer DVT-Anwendung gegenüber dem Strahlenrisiko abzuwägen. Daraus ergibt sich die grundsätzliche Frage nach der Höhe der effektiven Strahlendosen von DVT-Aufnahmen in Abhängigkeit von der Auflösung, dem FoV und Einstellparametern.

Ziel dieser Studie war es, die effektiven Dosen für kieferorthopädisch relevante FoVs zu ermitteln. Dabei sollten verschiedene FoV-Einstellungen, moderne IADR-Protokolle und ein spezieller Schilddrüsenschutz zur Anwendung kommen. Dabei sollten folgende Hypothesen überprüft werden:

1. Unterschiedliche Auflösungen konventioneller DVT-Aufnahmen (200  $\mu\text{m}$ , 400  $\mu\text{m}$  und 600  $\mu\text{m}$ ) weisen bei einem FoV von 20x17 cm signifikant unterschiedliche effektive Dosen auf.
2. Unterschiedliche Auflösungen konventioneller DVT-Aufnahmen (200  $\mu\text{m}$ , 400  $\mu\text{m}$  und 600  $\mu\text{m}$ ) weisen bei einem FoV von 20x10 cm signifikant unterschiedliche effektive Dosen auf.
3. Unterschiedliche Auflösungen konventioneller DVT-Aufnahmen (200  $\mu\text{m}$ , 400  $\mu\text{m}$  und 600  $\mu\text{m}$ ) weisen bei einem FoV von 10x10 cm signifikant unterschiedliche effektive Dosen auf.



4. Modernste „IADR“ Protokolle weisen bei einem FoV von 20x17 cm im Vergleich zu konventionellen DVT-Aufnahmen signifikant geringere effektive Dosen auf.
5. Modernste „IADR“ Protokolle weisen bei einem FoV von 20x10 cm im Vergleich zu konventionellen DVT-Aufnahmen signifikant geringere effektive Dosen auf.
6. Modernste „IADR“ Protokolle weisen bei einem FoV von 10x10 cm im Vergleich zu konventionellen DVT-Aufnahmen signifikant geringere effektive Dosen auf.
7. Modernste „IADR“ Protokolle weisen bei einem FoV von 20x17 cm im Vergleich zu konventionellen kieferorthopädischen Röntgenaufnahmen signifikant höhere effektive Dosen auf.
8. Modernste „IADR“ Protokolle weisen bei einem FoV von 20x10 cm im Vergleich zu konventionellen kieferorthopädischen Röntgenaufnahmen signifikant höhere effektive Dosen auf.
9. Modernste „IADR“ Protokolle weisen bei einem FoV von 10x10 cm im Vergleich zu konventionellen kieferorthopädischen Röntgenaufnahmen signifikant höhere effektive Dosen auf.
10. Der Einsatz eines Schilddrüsenschutzes bei sechs unterschiedlichen DVT-Protokollen (Normal Dose, Low Dose, High Definition, IADR-Normal Dose, IADR-Low Dose, IADR-High Definition) mit einem FoV von 20x17 cm führt zu signifikant niedrigeren effektiven Dosen.
11. Der Einsatz eines Schilddrüsenschutzes bei sechs unterschiedlichen DVT-Protokollen (Normal Dose, Low Dose, High Definition, IADR-Normal Dose, IADR-Low Dose, IADR-High Definition) mit einem FoV von 20x10 cm führt zu signifikant niedrigeren effektiven Dosen.
12. Der Einsatz eines Schilddrüsenschutzes bei sechs unterschiedlichen DVT-Protokollen (Normal Dose, Low Dose, High Definition, IADR-Normal Dose, IADR-Low Dose, IADR-High Definition) mit einem FoV von 10x10 cm führt zu signifikant niedrigeren effektiven Dosen.

### 3 Methodik

#### 3.1 Allgemeine Methodik

##### 3.1.1 DVT-Gerät *ProMax 3D MID®*

Die Überprüfung der Hypothesen erfolgte mittels Scan-Serien mit dem DVT-Gerät *ProMax 3D MID®* (*Planmeca*, Helsinki, Finnland). Die Modellnummer lautet NTP 670005. Bei der Software zur Anfertigung der DVT-Scans handelt es sich um *Planmeca Romexis®* 3.0.1p. Zur Betrachtung der DVT-Bilder wurde die Software *Planmeca Romexis Viewer®* 3.1.0.13B verwendet. Für die FoV-Aufnahmen wurden isotropische Voxelgrößen von 0,2 - 0,6 mm gewählt. Alle Scans wurden mit einer festen Volt-Einstellung von 90 kV und einer Milliampere-Einstellung zwischen 2,5 und 10 mA durchgeführt. Technische Details zu *ProMax 3D MID®* sind in Tabelle 3 dargestellt.

**Tab. 3:** Technische Daten des *ProMax 3D MID®* (*Planmeca*, Helsinki, Finnland, Herstellerangaben)

	ProMax 3D Mid®
Anodenspannung	54-90kV
Anodenstrom	1-14 mA
Brennfleck	0,5mm, fixierte Anode
Bildgebender Detektor	Flachbildschirm
Aufnahme	200/360 Grad Rotation
Scanzeit	18-26s, gepulstes Röntgen
Rekonstruktionszeit	13-26 s

##### 3.1.2 Field of View

Im Vorfeld wurden bereits angefertigte DVT-Aufnahmen aus dem Langzeitarchiv des 3D-Röntgennetzwerkes *MESANTIS®* (Standorte in: Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München und Wiesbaden) durch wissenschaftliche Mitarbeiter kephalometrisch ausgewertet.

Tabelle 4 gibt die aus diesen Messreihen ermittelte notwendige Größe des FoV an, die gewährleistet, dass alle für die kephalometrische Auswertung relevanten Strukturen bei Kindern und Erwachsenen dargestellt sind.

**Tab. 4:** Minimal notwendige FoV-Größen in Abhängigkeit von der Indikation (Stahlkopf 2014, persönliche Mitteilung), C4 = vierter Halswirbel

Indikation		FoV-Abmessungen
1.	zukünftiges KFO-FoV adult	14,80 x 10,50 cm
2.	zukünftiges KFO-FoV adoleszent mit C4	14,40 x 10,10 cm
3.	zukünftiges KFO-FoV adoleszent ohne C4	14,20 x 9,20 cm
4.	KFO-FoV adult, nur Dentition	9,20 x 6,10 cm
5.	KFO-FoV adoleszent, nur Dentition	9,70 x 6,20 cm

Für die in der vorliegenden Arbeit zu untersuchenden Hypothesen wurden auf der Basis dieser Ergebnisse FoV-Größen am DVT-Gerät *ProMax 3D MID®* ausgewählt. Aufgrund von Strahlenschutz-Aspekten wurde das kleinstmögliche FoV gewählt. Die folgende Tabelle 5 zeigt die ausgewählten FoV-Größen am DVT-Gerät auf:

**Tab. 5:** Ausgewählte FoV Größen am ProMax 3DMid

Region von Interesse		FoV-Abmessungen ProMax 3DMid
1.	PSA und FRS digital	14x30 cm, 24x27 cm
2.	zukünftiges KFO-FoV adult	20x17 cm
3.	zukünftiges KFO-FoV adoleszent mit C4	20x17 cm
4.	zukünftiges KFO-FoV adoleszent ohne C4	20x10 cm
5.	KFO-FoV adult, nur Dentition	10x10 cm
6.	KFO-FoV adoleszent, nur Dentition	10x10 cm

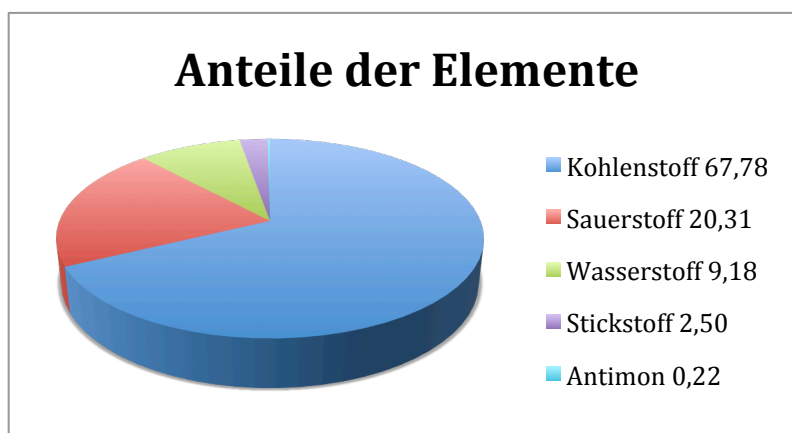
### 3.1.3 DVT-Aufnahmen

Von jeder Messreihe wurde ein DVT-Bild auf korrekte Darstellung kontrolliert und zusammen mit dem entsprechenden Datensatz gespeichert und dokumentiert. Ausgewertet und bearbeitet wurden die DVT-Scans mit der Software *Planmeca Romexis Viewer®* 3.1.0.13B.

### 3.1.4 Rando®-RAN Phantom-Kopf

Für die Platzierung der MOS-FET-Dosimeter wurde ein anthropomorpher männlicher Rando®-RAN Phantomkopf (Abb. 6, Abb. 7) eingesetzt. Der Phantomkopf besteht aus einem humanen knöchernen Schädel, der in ein dem menschlichen Weichgewebe äquivalentes Material (markengeschütztes synthetisches Polyurethan) eingebettet ist.

Das Weichgewebe des Phantommodells besteht aus den in Abbildung 5 gelisteten Elementen.

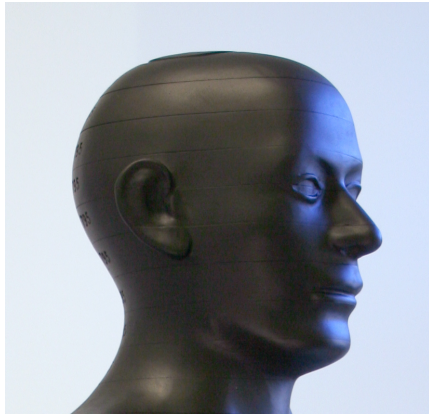


**Abb. 5:** Anteile von Elementen im Weichgewebe des Phantomkopfes (The Phantom Laboratory 2014)

Der Phantom-Kopf besteht aus zehn jeweils 25mm dicken Schichten, nummeriert von null bis neun. Sie repräsentieren in Reihenfolge den Aufbau von der Calvaria bis zum Hals. Jede Schicht beinhaltet Lochbohrungen zur Bestückung mit Dosimetern.



**Abb. 6:** Rando®-RAN Phantomkopf, Frontalansicht



**Abb. 7:** Rando®-RAN Phantomkopf, Lateralansicht

### 3.1.5 Metalloxidhalbleiter-Feldeffekttransistor (MOS-FET)

Zur Dosismessung kamen 20 hochsensible Messdetektoren (*TN-1002RD-H*) der Firma *Best Medical Canada* (Ottawa, Canada) zum Einsatz (Abb. 8). Des Weiteren wurden ein kabelloser Bluetooth Transceiver mit der Modellnummer TN-RD-38 und vier Lese-module mit der Modellnummer TN-RD-16 verwendet.

Abgelesen wurden die Dosimeter mittels der *TN-RD75M* Software der Firma *Best Medical Canada* (Ottawa, Canada). Die Dosis-Ablesung fand in Echtzeit statt und wurde in eine *Microsoft Excel™*-Tabelle synchron übertragen.

Jeweils fünf MOS-FET-Dosimeter wurden mit jedem der vier Ablesegeräte verbunden. Eine Kalibrierung fand im Secondary Standard Dosimetry Laboratory (SSDL) statt. Um eine hohe Messgenauigkeit zu erreichen, wurden alle Messungen im 90 kV-Bereich durchgeführt.



**Abb. 8:** MOS-FET, Best Medical Canada

Die 20 eingesetzten Dosimeter wurden an definierten Positionen im Phantomkopf platziert (Tab. 6). Die Platzierung erfolgte auf der Basis von Angaben der ICRP<sub>2007</sub>. Die gewählten Positionen repräsentieren die radiologisch empfindlichsten Organe der Kopf-Halsregion. Zu ihnen zählen die Schilddrüse, alle Speicheldrüsen, die Mundschleimhaut und das Gehirn.

**Tab. 6:** MOS-FET Nummerierung, Schicht und Position im Rando®-RAN Phantom

MOS-FET-Nummer	Schicht	Position
1	2	Calvarium anterior
2	3	Mittelhirn
3	3	Hypophyse
4	4	Orbita rechts
5	4	Augenlinse rechts
6	6	Wange rechts
7	7	Ramus mandibulae rechts
8	7	Ramus mandibulae links
9	6	Parotis rechts
10	6	Parotis links
11	7	Halswirbelsäule zentral
12	8	Halsrückenseite links
13	7	Mandibularkörper rechts
14	7	Mandibularkörper links
15	8	Gl. submandibularis rechts
16	8	Gl. submandibularis links
17	8	Gl. sublingualis zentral
18	9	Mittellinie der Schilddrüse
19	9	Schilddrüsenoberfläche
20	9	Speiseröhre

### 3.1.6 Schilddrüsenschutz

Zur Überprüfung der Hypothesen wurde ein Teil der Messungen mit einem am Phantom angelegten Schilddrüsenschutz (Firma *Wiroma AG*, Modell: *MESANTIS*, CH-3145 Niderscherli-Bern, Switzerland) durchgeführt (Abb. 9).



**Abb. 9:** Darstellung des verwendeten Schilddrüsenschutzes

### 3.1.7 Berechnung der effektiven Dosis

Zur Berechnung der effektiven Dosis wurden die durch die eingesetzten MOS-FET-Dosimeter ermittelten Energiedosen nach den aktuellen ICRP<sub>2007</sub>-Vorgaben herangezogen.

Zur Kalkulation der Äquivalentdosis  $H_T$  wurde folgende Formel genutzt:

$$H_T = w_R \sum_i f_i \cdot D_{Ti}$$

Hierbei stellt  $w_R$  den Strahlungs-Wichtungsfaktor dar,  $w_R = 1$  (Sv/Gy) (Tab. 7).  $D_{Ti}$  gibt die durchschnittlich absorbierte Energiedosis des Gewebes  $T$  in Level 1 wieder. Die Summe insgesamt berechnet sich dann aus dem bestrahlten Anteil aller zehn Schichten 0 bis 9, mit dem bestrahlten Anteil  $[\sum(f_i)]$ .

Im Anschluss wurde die effektive Dosis mittels der Formel

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

errechnet. Zur Berechnung wurden die durch die ICRP<sub>2007</sub> vorgegebenen gewebespezifischen Wichtungsfaktoren  $w_T$  (Tab. 8) herangezogen.

Hierbei steht  $E$  für die effektive Dosis,  $\sum_T$  für die Summe aller exponierten Schichten,  $H_T$

für die ermittelte Äquivalentdosis und  $W_T$  für den gewebespezifischen Wichtungsfaktor. Tabelle 9 gibt einen Überblick über die Gewebe-Wichtungsfaktoren, die bestrahlten Anteile und über die verwendeten Dosimeter.

**Tab. 7:** Strahlungs-Wichtungsfaktor  $W_R$  nach ICRP<sub>2007</sub>

Strahlungsart	Strahlungs-Wichtungsfaktor $W_R$
Protonen	1
Elektronen und Myonen	1
Protonen und geladene Pionen	2
Alphateilchen, Schwerionen	20

**Tab. 8:** Gewebe-Wichtungsfaktor  $W_T$  nach ICRP<sub>2007</sub>

Gewebe	$W_T$
Knochenmark (rot), Kolon, Lunge, Magen, Brust, restliche Gewebe <sup>a</sup>	0,12
Keimdrüsen	0,08
Blase, Speiseröhre, Leber, Schilddrüse	0,4
Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut	0,01

<sup>a</sup> restliche Gewebe (laut ICRP<sub>2007</sub>): Nebennieren, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata, Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/Gebärmutterhals



**Tab. 9:** Gewebe-Wichtungsfaktor, bestrahlter Anteil und Dosimeter (Koivisto et al. 2012)

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter
Schilddrüse	0,04	1	18,19
Speiseröhre	0,04	0,1	20
Gehirn	0,01	1	2,3
Haut	0,01	0,05	5,6,12
Speicheldrüsen			
Parotis	0,01	1	9,1
Gl. sublingualis			15,16
Gl. submandibularis			17
Knochenmark		0,165	
Mandibula	0,12	0,013	7,8,13,14
Calvaria		0,118	1,4
Halswirbelsäule		0,034	15
Knochenhaut		0,165	
Mandibula	0,1	0,013	7,8,13,14
Calvaria		0,118	1,4
Halswirbelsäule		0,034	15
restliche Gewebe			
Lymphknoten	0,12	0,05	9,10,15-17
obere Luftwege		1	4,11,18,20
Muskeln		0,05	9,10,15-17
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17

### 3.1.8 Allgemeine Messmethodik

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden die effektiven Dosen von DVT-Aufnahmen unter verschiedenen Einstellungen mit „Normal Dose“, „Low Dose“, „High Definition“, „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ und bei verschiedenen FoV-Größen 20x17 cm, 20x10 cm und 10x10 cm gemessen.

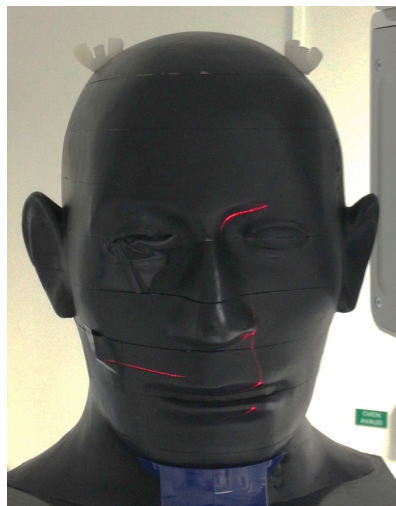
Jede Parameterkombination wurde in zehn Wiederholungen mit und ohne Schilddrüsenschutz gemessen. Die Anzahl aller DVT-Messungen betrug 360 Scans.

Vor dem Start der Scans wurde das *Rando®-RAN* Phantom mit seiner Okklusionsebene orthogonal zur *ProMax 3D MID®* Detektorebene ausgerichtet (Abb. 10, Abb. 11). Am DVT-Tabscreen wurde das entsprechende FoV mit der Einstellung ausgewählt. Bei jedem DVT-Scan wurde die gemessene Strahlung für jedes Dosimeter in die *Microsoft*

*Exce/™*-Tabelle eingetragen und ausgewertet. Die effektive Dosis wurde aus der gemessenen Strahlung der einzelnen Dosimeter berechnet (siehe Kapitel 3.1.7).



**Abb. 10:** *Rando®*-RAN Phantom Kopf vor der Ausrichtung zur Okklusionsebene



**Abb. 11:** *Rando®*-RAN Phantom Kopf während der Ausrichtung zur Okklusionsebene; Laserstrahlen im Gerät helfen bei der Positionierung

## 3.2 Spezielle Methodik

### 3.2.1 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x17 cm

Die Messmethodik entspricht dem in Kapitel 3.1.8 dargestellten Verfahren. Es wurden jeweils zehn Messreihen mit den Protokollen „Normal Dose“, „Low Dose“ und „High Definition“ ohne Schilddrüsenschutz und mit dem FoV 20x17 cm durchgeführt.

Die effektive Dosis wurde wie oben beschrieben nach den ICRP<sub>2007</sub>-Standards berechnet.

Die Tabelle 10 stellt die Einstellungen der Versuchsreihe dar.

**Tab. 10:** Einstellungen am DVT bei konventionellen Aufnahmen mit FoV 20x17cm

	FoV	⊙Schutz	kV/mA/s/mAs	Voxel
Normal Dose	20x17 cm	10 Wdh.	90/10/27,0/270	0,4 mm
Low Dose	20x17 cm	10 Wdh.	90/6,3/18,6/117,2	0,6 mm
High Definition	20x17 cm	10 Wdh.	90/10/36,0/360	0,2 mm

### 3.2.2 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x10 cm

Die Messmethodik ist konvergent zu dem in 3.2.1 dargestellten Verfahren. Die Wiederholungen der Messungen im Protokoll „Normal Dose“, „Low Dose“ und „High Definition“ betragen jeweils zehn Mal.

Die Tabelle 11 stellt die Einstellungen der Versuchsreihe dar.

**Tab. 11:** Einstellungen am DVT bei konventionellen Aufnahmen mit FoV 20x10cm

	FoV	⊙Schutz	kV/mA/s/mAs	Voxel
Normal Dose	20x10 cm	10 Wdh.	90/10/13,5/135	0,4 mm
Low Dose	20x10 cm	10 Wdh.	90/6,3/9,0/56,7	0,6 mm
High Definition	20x10 cm	10 Wdh.	90/10/18,0/180	0,2 mm

### 3.2.3 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 10x10 cm

Die Messmethodik ist konvergent zu dem in 3.2.1 dargestellten Verfahren. Die Messungen wurden in diesem Protokoll für „Normal Dose“, „Low Dose“ und „High Definition“ zehn Mal wiederholt.

Die Tabelle 12 stellt die Einstellungen der Versuchsreihe dar.

**Tab. 12:** Einstellungen am DVT bei konventionellen Aufnahmen mit FoV 10x10cm

	FoV	⊙Schutz	kV/mA/s/mAs	Voxel
Normal Dose	10x10 cm	10 Wdh.	90/10/12,0/120	0,4 mm
Low Dose	10x10 cm	10 Wdh.	90/6,3/6,0/37,8	0,6 mm
High Definition	10x10 cm	10 Wdh.	90/10/15,0/150	0,2 mm

### 3.2.4 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 20x17 cm

Die Messmethodik entspricht dem in Kapitel 3.1.8 dargestellten Verfahren. Es wurden jeweils zehn Messreihen mit den Protokollen „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ ohne Schilddrüsenschutz und dem FoV 20x17 cm durchgeführt. Die effektive Dosis wurde wie oben beschrieben nach den ICRP<sub>2007</sub>-Standards berechnet.

Die Tabelle 13 stellt die Einstellungen der Versuchsreihe dar.

**Tab. 13:** Einstellungen am DVT bei modernsten IADR Aufnahmen mit FoV 20x17 cm

	FoV	⊙Schutz	kV/mA/s/mAs	Voxel
IADR-Normal Dose	20x17 cm	10 Wdh.	90/7,1/9,0/63,9	0,4 mm
IADR-Low Dose	20x17 cm	10 Wdh.	90/5,0/9,0/45	0,6 mm
IADR-High Definition	20x17 cm	10 Wdh.	90/7,1/12/85,2	0,2 mm

### 3.2.5 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 20x10 cm

Die Messmethodik verhält sich analog zu dem in Unterpunkt 3.2.4 beschriebenen Prinzip. Die Anzahl der Wiederholungen betrug in jedem Protokoll „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ jeweils zehn.

Die Tabelle 14 stellt die Einstellungen der Versuchsreihe dar.

**Tab. 14:** Einstellungen am DVT bei modernsten IADR Aufnahmen mit FoV 20x10 cm

	FoV	⊙Schutz	kV/mA/s/mAs	Voxel
IADR-Normal Dose	20x10 cm	10 Wdh.	90/7,1/4,5/32	0,4 mm
IADR-Low Dose	20x10 cm	10 Wdh.	90/2,5/4,5/27	0,6 mm
IADR-High Definition	20x10 cm	10 Wdh.	90/7,1/6,0/42,6	0,2 mm

### 3.2.6 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 10x10 cm

Die Messmethodik verhält sich analog zu dem in Unterpunkt 3.2.4 beschriebenen Prinzip. Die Wiederholungen betragen in jedem Protokoll „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ zehn Mal.

Die Tabelle 15 stellt die Einstellungen der Versuchsreihe dar.

**Tab. 15:** Einstellungen am DVT bei modernsten IADR Aufnahmen mit FoV 10x10 cm

	FoV	⊙Schutz	kV/mA/s/mAs	Voxel
IADR-Normal Dose	10x10 cm	10 Wdh.	90/7,1/4,0/28,4	0,4 mm
IADR-Low Dose	10x10 cm	10 Wdh.	90/6,0/3,0/18	0,6 mm
IADR-High Definition	10x10 cm	10 Wdh.	90/7,1/5,0/35,5	0,2 mm

### 3.2.7 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x17 cm mit KOR

Für den Vergleich wurden mit dem DVT-Gerät *ProMax 3D MID®* jeweils zehn PSA der Größe L digital und zehn FRS angefertigt. Die FRS-Aufnahme kann als kephalometrische laterale (Ceph lat.) oder posterior-anterior Aufnahme (Ceph PA) angefertigt werden (Tab. 16). Anschließend wurden die effektiven Dosen der PSA- und FRS-Aufnahmen als KOR zusammengefasst und mit den errechneten effektiven Dosen der IADR-Protokolle verglichen.

Die Ergebnisse der Messungen wurden mit den effektiven Dosen der Protokolle „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ bei einem FoV von 20x17cm verglichen und ausgewertet.

**Tab. 16:** Einstellungen der Messungen PSA, Ceph lat. und Ceph PA

	FoV	⊙ Schutz	kV/mA/s/mAs
PSA	14x30 cm	10 Wdh.	70/12,5/16,0/200,0
Ceph lat.	30x27 cm	10 Wdh.	70/10/10,5/105,0
Ceph PA	24x27 cm	10 Wdh.	72/12,5/8,6/107,5

### 3.2.8 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x10 cm mit KOR

Hier verhält es sich mit der Messreihe wie in Abschnitt 3.2.7.

Die Ergebnisse der Messungen wurden mit der errechneten effektiven Dosis der Protokolle „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ bei einem FoV von 20x10cm verglichen und ausgewertet.

### 3.2.9 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 10x10 cm mit KOR

Hier verhält es sich mit der Messreihe ebenfalls wie in Abschnitt 3.2.7.

Die Ergebnisse der Messungen wurden mit der errechneten effektiven Dosis der Protokolle „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ bei einem FoV von 10x10cm verglichen und ausgewertet.

### 3.2.10 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x17 cm

Weiter wurden Messungen mit dem oben beschriebenen Schilddrüsenschutz der Firma *Wiroma AG*, Modell *MESANTIS* durchgeführt (Abb. 9). Die Protokolle „Normal Dose“, „Low Dose“, „High Definition“, „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ wurden jeweils zehn Mal gemessen. Die aus diesen Versuchsreihen berechneten effektiven Dosen wurden mit den Werten der entsprechenden Versuchsreihen ohne Schilddrüsenschutz verglichen (siehe Kapitel 3.2.1).

Die Tabelle 17 gibt Wiederholungen, Einstellungen und Protokolle der Messungen mit Schilddrüsenschutz wieder.

**Tab. 17:** Einstellungen und Protokolle der Messungen mit Schilddrüsenschutz bei einem FoV von 20x17 cm

	FoV	mit Schutz	kV/mA/s/mAs	Voxel
Normal Dose	20x17 cm	10 Wdh.	90/10/27,0/270	0,4 mm
Low Dose	20x17 cm	10 Wdh.	90/6,3/18,6/117,2	0,6 mm
High Definition	20x17 cm	10 Wdh.	90/10/36,0/360	0,2 mm
IADR-Normal Dose	20x17 cm	10 Wdh.	90/7,1/9,0/63,9	0,4 mm
IADR-Low Dose	20x17 cm	10 Wdh.	90/5,0/9,0/45	0,6 mm
IADR-High Definition	20x17 cm	10 Wdh.	90/7,1/12,0/85,2	0,2 mm



**Abb. 12:** Rando®-RAN Phantom Kopf mit angelegtem Schilddrüsenschutz, Ansicht von links lateral

### 3.2.11 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x10 cm

Die Messmethodik ist konvergent zu dem in 3.2.10 dargestellten Verfahren.

Hier wurden die gemessenen Protokolle „Normal Dose“, „Low Dose“, „High Definition“, „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ mit Schilddrüsenschutz mit den Ergebnissen des gemessenen FoVs 20x10cm ohne Schilddrüsenschutz verglichen.

**Tab. 18:** Einstellungen und Protokolle der Messungen mit Schilddrüsenschutz bei einem FoV von 20x10 cm

	FoV	mit Schutz	kV/mA/s/mAs	Voxel
Normal Dose	20x10 cm	10 Wdh.	90/10/13,5/135	0,4 mm
Low Dose	20x10 cm	10 Wdh.	90/6,3/9,0/56,7	0,6 mm
High Definition	20x10 cm	10 Wdh.	90/10,0/18,0/180	0,2 mm
IADR-Normal Dose	20x10 cm	10 Wdh.	90/7,1/4,5/32	0,4 mm
IADR-Low Dose	20x10 cm	10 Wdh.	90/2,5/4,5/27	0,6 mm
IADR-High Definition	20x10 cm	10 Wdh.	90/7,1/6,0/42,6	0,2 mm

### 3.2.12 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 10x10 cm

Die Messmethodik ist konvergent zu dem in 3.2.10 dargestellten Verfahren.

Hier wurden die gemessenen Protokolle „Normal Dose“, „Low Dose“, „High Definition“, „IADR-Normal Dose“, „IADR-Low Dose“ und „IADR-High Definition“ mit Schilddrüsenschutz mit den Ergebnissen des gemessenen FoVs 10x10 cm ohne Schilddrüsenschutz verglichen.

**Tab. 19:** Einstellungen und Protokolle der Messungen mit Schilddrüsenschutz bei einem FoV von 10x10 cm

	FoV	mit Schutz	kV/mA/s/mAs	Voxel
Normal Dose	10x10 cm	10 Wdh.	90/10,0/12,0/120	0,4 mm
Low Dose	10x10 cm	10 Wdh.	90/6,3/6,0/37,8	0,6 mm
High Definition	10x10 cm	10 Wdh.	90/10,0/15,0/150	0,2 mm
IADR-Normal Dose	10x10 cm	10 Wdh.	90/7,1/4,0/28,4	0,4 mm
IADR-Low Dose	10x10 cm	10 Wdh.	90/6,0/3,0/18	0,6 mm
IADR-High Definition	10x10 cm	10 Wdh.	90/7,1/5,0/35,5	0,2 mm

### 3.3 Reproduzierbarkeit der Messmethodik

Um die Reproduzierbarkeit der Messungen zu gewährleisten, wurden alle Messungen im 90 kV Bereich durchgeführt. Zu Beginn einer jeden Messreihe wurde ein Scan angefertigt, der eventuelle Fehleinstellungen aufdecken sollte. Diese erste Messung wurde verworfen und in die statistische Auswertung nicht mit einbezogen.



### 3.4 Statistische Auswertung

Die Datenanalyse wurde mittels deskriptiver und inferenzstatistischer Verfahren durchgeführt. Die deskriptiven Analysen dienen zur Veranschaulichung der Daten und ihrer Verteilung. Zur Überprüfung der formulierten Hypothesen wurde die Inferenzstatistik eingesetzt.

Die zentrale Variable der vorliegenden Untersuchung ist die Strahlenbelastung in  $\mu\text{Sv}$ . Von dieser verhältnisskalierten Variable wurden die statistischen Parameter Mittelwert, Median und Standardabweichung sowie Minimum und Maximum berechnet. Der Mittelwert berechnet sich aus dem Durchschnitt aller Messwerte der Stichprobe. Der Median teilt die ermittelten Werte in zwei gleichgroße Anteile. Dadurch liegen 50% aller Werte unter und 50% über dem Median.

Der Median und der Mittelwert werden auch als Maße der zentralen Tendenz oder Lagemaße bezeichnet. Die Standardabweichung gibt die mittlere Abweichung aller Messwerte vom Mittelwert wieder und ist ein Maß für die Streuung (Dispersionsmaß).

Die beschriebenen Kennwerte wurden für die drei unterschiedlichen FoVs, für die sechs Auflösungen und für den Einsatz des Schilddrüsenschutzes berechnet. Die Darstellung erfolgt in Tabellen.

Die Verteilung der Messwerte einer Messreihe wurde mittels Box-Plots visualisiert. In den Darstellungen lassen sich die Quartile, der Median und Ausreißerwerte erkennen. Aufgrund der großen Unterschiede bei den gemessenen Strahlenbelastungen unter den verschiedenen Bedingungen (Auflösung, FoV und Schilddrüsenschutz) konnte keine einheitliche Skalierung für die Box-Plots verwendet werden. Diese musste den Messergebnissen im Einzelfall angepasst werden.

Für die inferenzstatistischen Analysen wurde vor der Auswertung ein  $\alpha$ -Niveau von 5% ( $=0,05$ ) festgelegt. Dieser Wert entspricht der maximalen Irrtumswahrscheinlichkeit einen Fehler der 1. Art zu begehen. Dieser Fehler wird verursacht, wenn eine postulierte Alternativhypothese aufgrund der statistischen Signifikanzprüfung als bestätigt angenommen wird, obwohl in Wirklichkeit die Nullhypothese gilt. Lag das Ergebnis der statistischen Signifikanzprüfung bei  $p \leq 0,05$ , so galt der Unterschied als statistisch signifikant und die Alternativhypothese wurde angenommen. Lag das Ergebnis  $p > 0,05$  wurde die Nullhypothese beibehalten.

Die Prüfung auf Unterschiede fand ausschließlich mittels verteilungsfreier Variablen statt. Dies beruht auf der Verteilung der Variablen und den geringen Fallzahlen.

Zwischen zwei unabhängigen Gruppen wurde der *Mann-Whitney*-Test (Mann und Whitney 1947) eingesetzt. Bei mehr als zwei Gruppen der *Kruskal-Wallis*-Test (Kruskal und Wallis 1952). Beide Tests transformieren die Originalwerte zunächst in Rangdaten und überprüfen dann die Gleichverteilung der mittleren Ränge zwischen den Gruppen. Beim *Mann-Whitney*-Test wird die Teststatistik U berechnet. Beim *Kruskal-Wallis*-Test bildet der Chi-Quadrat-Wert unter Einbeziehung der Freiheitsgrade die zugehörige Teststatistik. Da der *Kruskal-Wallis*-Test nur anzeigt, ob Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen, aber nicht, zwischen welchen Gruppen, wurden anschließend sogenannte Post-Hoc-Tests in Form von multiplen Paarvergleichen durchgeführt. Um dabei der sogenannten  $\alpha$ -Fehler Kumulierung aufgrund multipler Tests methodisch zu entgegenen, wurde das  $\alpha$ -Niveau mittels der *Dunn-Bonferroni*-Methode (Dunn 1964) adjustiert. Diese Größe wird im Ergebnisteil als korrigierte Signifikanz p angegeben.

Alle Analysen wurden mit *Microsoft Excel*<sup>TM</sup> 2010 sowie *IBM SPSS Statistics Version 22* erstellt.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x17 cm

Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die drei untersuchten Protokolle lagen zwischen 0,6 µSv und 88,7 µSv. Die Ergebnisse für die unterschiedlichen Organe sind der Tabelle 20 zu entnehmen.

**Tab. 20:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen 20x17 cm

Für die Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 20x17 cm ohne Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis (µSv)		
				High Definition	Normal Dose	Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	88,7	66,5	27,6
Schilddrüse	0,04	1	18,19	39,5	29,7	11,3
Speiseröhre	0,04	0,1	20	3,5	2,6	1
Haut	0,01	0,05	5,6,12	2,1	1,6	0,7
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	7,4	5,5	2,3
Speicheldrüsen	0,01	1	*	41,3	31	12,8
Gehirn	0,01	1	2,3	41,2	30,9	12,4
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	1,9	1,4	0,6
obere Atemwege		1	4,11,18,20	26,8	20,1	8,2
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	2,1	1,5	0,6
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	39,4	29,6	12,2
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>293,9</b>	<b>220,4</b>	<b>89,7</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab 9)

Die Berechnung der effektiven Dosis konventioneller DVTs bei einem FoV von 20x17cm ergab bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel 293,9 µSv. Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis 220,4 µSv und bei der Einstellung „Low Dose“ ergab sich im Mittel eine effektive Strahlenbelastung von 89,7 µSv. Die Streuung der Messwerte in den einzelnen Messgruppen war gering (Abb. 13).



**Abb. 13:** Strahlenbelastung konventioneller DVTs – FoV 20x17 cm

Box-Plots zur Darstellung der effektiven Dosen der drei untersuchten Protokolle (n=10) ohne Schilddrüsenschutz bei einem FoV von 20x17cm. \*,„High Definition“ signifikant höher als „Normal Dose“ und \*\*,„Normal Dose“ signifikant höher als „Low Dose“.

Der Kruskal-Wallis-Test ergab für das FoV von 20x17 cm mit  $\chi^2(2)=52,4$  und  $p<0,001$  signifikant unterschiedliche Ergebnisse. Die multiplen Paarvergleiche zeigten für „High Definition“ eine signifikant höhere effektive Dosis als für „Normal Dose“ ( $p=0,001$ ). Ebenso war die effektive Dosis bei „Normal Dose“ signifikant höher als bei „Low Dose“ ( $p=0,001$ ). Daraus ergab sich auch für den Vergleich „High Definition“ und „Low Dose“ ein hochsignifikanter Unterschied ( $p<0,001$ ).

Die Hypothese „Unterschiedliche Auflösungen konventioneller DVT-Aufnahmen (200 µm, 400 µm und 600 µm) weisen bei einem FoV von 20x17 cm signifikant unterschied-

liche effektive Dosen auf“ konnte somit bestätigt werden.

## 4.2 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x10 cm

Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die drei untersuchten Protokolle lagen bei dieser Hypothese zwischen 0,4 µSv und 37,6 µSv. Die Ergebnisse für die unterschiedlichen Organe sind der Tabelle 21 zu entnehmen.

**Tab. 21:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen 20x10 cm

Für die Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 20x10 cm ohne Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis (µSv)		
				High Definition	Normal Dose	Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	35,7	26,8	10,8
Schilddrüse	0,04	1	18,19	31,5	23,6	9,2
Speiseröhre	0,04	0,1	20	3,2	2,4	0,9
Haut	0,01	0,05	5,6,12	1,2	0,9	0,4
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	3,0	2,2	0,9
Speicheldrüsen	0,01	1	*	37,6	28,2	11,5
Gehirn	0,01	1	2,3	15,0	11,3	4,7
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	1,7	1,3	0,5
obere Atemwege		1	4,11,18,20	15,9	11,9	4,7
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	1,6	1,2	0,5
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	36,1	27,1	11,1
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>182,4</b>	<b>136,8</b>	<b>55,1</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

Die statistische Berechnung erfolgte wie oben erwähnt. Die effektive Dosis konventioneller DVTs bei einem FoV von 20x10 cm ergab bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel 182,4 µSv. Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis 136,8 µSv und bei der Einstellung „Low Dose“ ergab sich im Mittel eine effektive Strahlenbelastung von 55,1 µSv. Die Streuung der Messwerte in den einzelnen Messgruppen war gering (Abb. 14).



**Abb. 14:** Strahlenbelastung konventioneller DVTs – FoV 20x10 cm

Box-Plots zur Darstellung der effektiven Dosen der drei untersuchten Protokolle (n=10) ohne Schilddrüsenschutz bei einem FoV von 20x10 cm. \*, „High Definition“ signifikant höher als „Normal Dose“ und \*\*, „Normal Dose“ signifikant höher als „Low Dose“.

Der Kruskal-Wallis-Test ergab für das FoV von 20x10 cm mit  $\chi^2(2)=52,4$  und  $p<0,001$  signifikant unterschiedliche Ergebnisse für die Einstellungen „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“. Die multiplen Paarvergleiche zeigten für „High Definition“ eine signifikant höhere Dosis gegenüber der „Normal Dose“ Einstellung ( $p=0,001$ ). Ebenso war die „Normal Dose“ Einstellung in ihrer effektiven Dosis signifikant höher als bei „Low Dose“ ( $p=0,001$ ). Damit ergab sich auch für den Vergleich „High Definition“ und „Low Dose“ ein hochsignifikanter Unterschied ( $p<0,001$ ).

Die aufgestellte Hypothese „Unterschiedliche Auflösungen konventioneller DVT-Aufnahmen (200 µm, 400 µm und 600 µm) weisen bei einem FoV von 20x10 cm signifikant unterschiedliche effektive Dosen auf“ konnte somit bestätigt werden.

### 4.3 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 10x10 cm

Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die drei untersuchten Protokolle lagen bei dieser Hypothese zwischen 0,3 µSv und 51,1 µSv. Die Ergebnisse für die unterschiedlichen Organe sind der Tabelle 22 zu entnehmen.

**Tab. 22:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen 10x10 cm

Für die Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 10x10 cm ohne Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

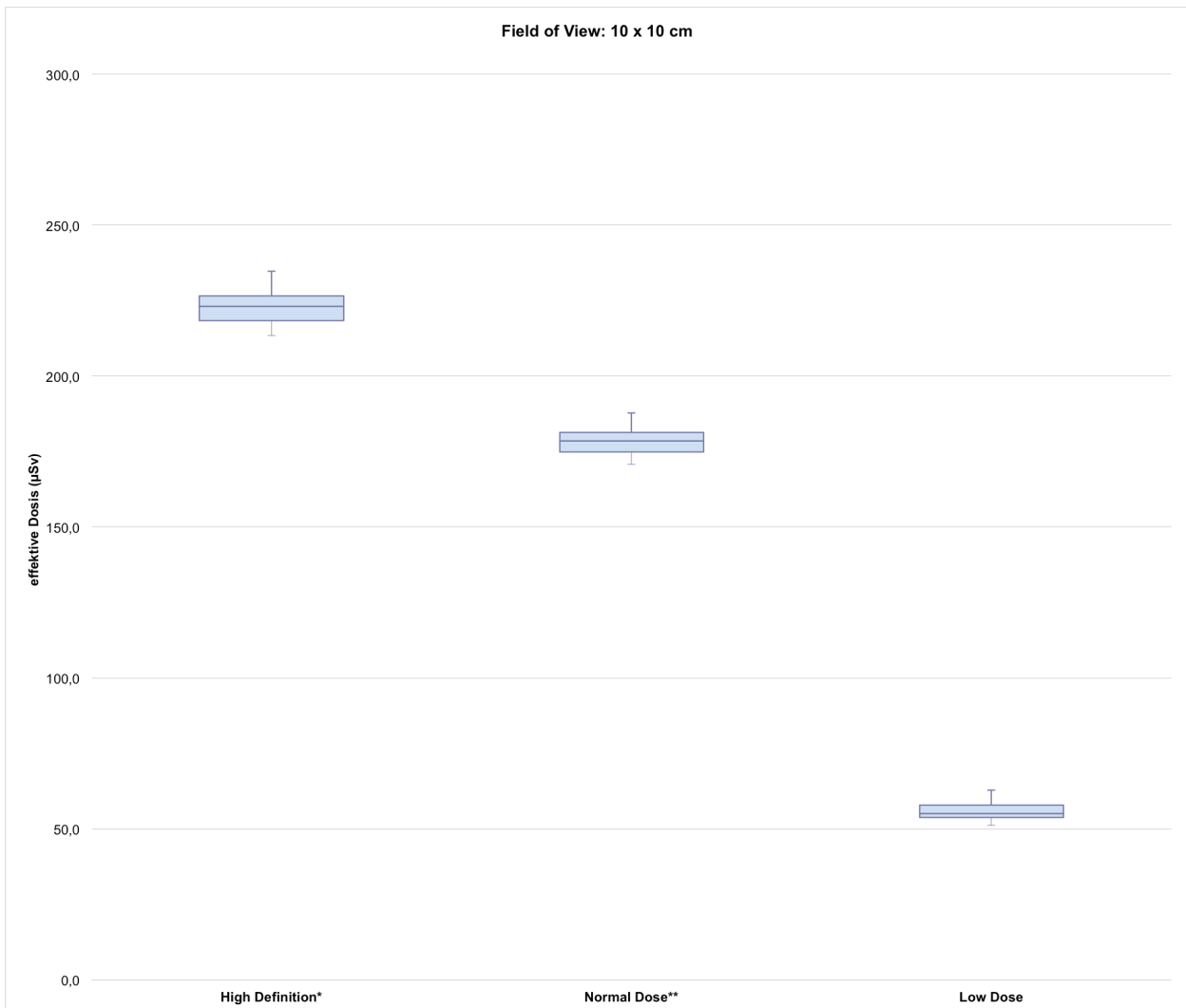
$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis (µSv)		
				High Definition	Normal Dose	Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	44,4	35,5	11,3
Schilddrüse	0,04	1	18,19	32,0	25,6	7,6
Speiseröhre	0,04	0,1	20	3,6	2,9	0,8
Haut	0,01	0,05	5,6,12	1,0	0,8	0,3
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	3,7	3,0	0,9
Speicheldrüsen	0,01	1	*	51,1	40,9	13,1
Gehirn	0,01	1	2,3	15,0	12,0	3,9
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	2,4	1,9	0,6
obere Atemwege		1	4,11,18,20	19,4	15,5	4,9
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	2,1	1,7	0,5
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	48,4	38,7	12,2
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>222,9</b>	<b>178,4</b>	<b>56,1</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

Die statistische Berechnung erfolgte wie oben erwähnt. Die effektive Dosis konventioneller DVTs bei einem FoV von 10x10 cm ergab bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel 222,9 µSv. Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis 178,4 µSv und bei der Einstellung „Low Dose“ ergab sich im

Mittel eine effektive Strahlenbelastung von 56,1  $\mu\text{Sv}$ . Die Streuung der Messwerte in den einzelnen Messgruppen war gering (Abb. 15).



**Abb. 15:** Strahlenbelastung konventioneller DVTs – FoV 10x10 cm

Box-Plots zur Darstellung der effektiven Dosen der drei untersuchten Protokolle (n=10) ohne Schilddrüsenschutz

bei einem FoV von 10x10 cm. \*, „High Definition“ signifikant höher als „Normal Dose“ und \*\*, „Normal Dose“ signifikant höher als „Low Dose“.

Der Kruskal-Wallis-Test ergab für das FoV von 10x10 cm mit  $\chi^2(2)=52,4$  und  $p<0,001$  signifikant unterschiedliche Ergebnisse für die Einstellungen „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“. Die multiplen Paarvergleiche zeigten für „High Definition“ eine signifikant höhere Dosis gegenüber der „Normal Dose“ Einstellung ( $p=0,001$ ). Ebenso war die „Normal Dose“ Einstellung in ihrer effektiven Dosis signifikant höher als bei



„Low Dose“ ( $p=0,001$ ). Damit ergab sich auch für den Vergleich „High Definition“ und „Low Dose“ ein hochsignifikanter Unterschied ( $p<0,001$ ).

Die aufgestellte Hypothese „Unterschiedliche Auflösungen konventioneller DVT-Aufnahmen (200  $\mu\text{m}$ , 400  $\mu\text{m}$  und 600  $\mu\text{m}$ ) weisen bei einem FoV von 10x10 cm signifikant unterschiedliche effektive Dosen auf“ konnte somit bestätigt werden.

#### 4.4 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV von 20x17 cm

Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die drei untersuchten IADR-Protokolle lagen bei dieser Hypothese zwischen 0,2  $\mu\text{Sv}$  und 19,8  $\mu\text{Sv}$ . Die Ergebnisse für die unterschiedlichen Organe sind der Tabelle 23 zu entnehmen.

**Tab. 23:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen IADR 20x17 cm

Für die IADR-Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 20x17 cm ohne Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis ( $\mu\text{Sv}$ )		
				High Definition	Normal Dose	Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	19,8	14,9	10,5
Schilddrüse	0,04	1	18,19	8,7	6,5	4,6
Speiseröhre	0,04	0,1	20	1,0	0,8	0,6
Haut	0,01	0,05	5,6,12	0,5	0,4	0,3
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	1,7	1,2	0,9
Speicheldrüsen	0,01	1	*	8,2	6,1	4,3
Gehirn	0,01	1	2,3	8,7	6,5	4,6
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	0,4	0,3	0,2
obere Atemwege		1	4,11,18,20	6,1	4,6	3,2
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	0,4	0,3	0,2
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	8,5	6,3	4,5
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>63,9</b>	<b>47,9</b>	<b>33,7</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

Die effektive Dosis modernster IADR-Protokolle bei einem FoV von 20x17 cm ergab bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel 63,9  $\mu\text{Sv}$ . Bei der Einstellung

„Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis 47,9  $\mu\text{Sv}$  und bei der Einstellung „Low Dose“ ergab sich im Mittel eine effektive Strahlenbelastung von 33,7  $\mu\text{Sv}$ . Die Streuung der Messwerte in den einzelnen Messgruppen war gering (Abb. 16).



**Abb. 16:** Strahlenbelastung modernster IADR-Protokolle - FoV 20x17 cm

Box-Plots zur Darstellung der effektiven Dosen der drei untersuchten IADR-Protokolle (n=10) ohne Schilddrüsenschutz bei einem FoV von 20x17 cm. \*, „IADR-High Definition“ signifikant höher als „IADR-Normal Dose“ und \*\*, „IADR-Normal Dose“ signifikant höher als „IADR-Low Dose“.

Der Kruskal-Wallis-Test ergab für das FoV von 20x17 cm mit  $\chi^2(2)=52,4$  und  $p<0,001$  signifikant unterschiedliche Ergebnisse für die Einstellungen „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“. Die multiplen Paarvergleiche zeigten für „IADR-High Definition“ eine signifikant höhere Dosis gegenüber der „IADR-Normal Dose“ Einstellung ( $p=0,001$ ). Ebenso war die „IADR-Normal Dose“ Einstellung in ihrer effektiven Dosis signifikant

höher als bei „IADR-Low Dose“ ( $p=0,001$ ). Damit ergab sich auch für den Vergleich „IADR-High Definition“ und „IADR-Low Dose“ ein hochsignifikanter Unterschied ( $p<0,001$ ).

Der Vergleich der IADR-Protokolle mit den entsprechenden konventionellen DVTs (beide FoV  $20 \times 17 \text{ cm}^2$ ) mittels des Kruskal-Wallis-Tests ergab mit  $\chi^2(2)=115,7$  und  $p<0,001$  einen hochsignifikanten Unterschied in der gemessenen Strahlenbelastung.

Die aufgestellte Hypothese „Modernste IADR-Protokolle weisen bei einem FoV von  $20 \times 17 \text{ cm}$  im Vergleich zu konventionellen DVT-Aufnahmen signifikant geringere effektive Dosen auf“ konnte somit bestätigt werden.

#### 4.5 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV von 20x10 cm

Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die drei untersuchten IADR-Protokolle lagen bei dieser Hypothese zwischen 0,1 µSv und 8,7 µSv. Die Ergebnisse für die unterschiedlichen Organe sind der Tabelle 24 zu entnehmen.

**Tab. 24:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen IADR 20x10 cm

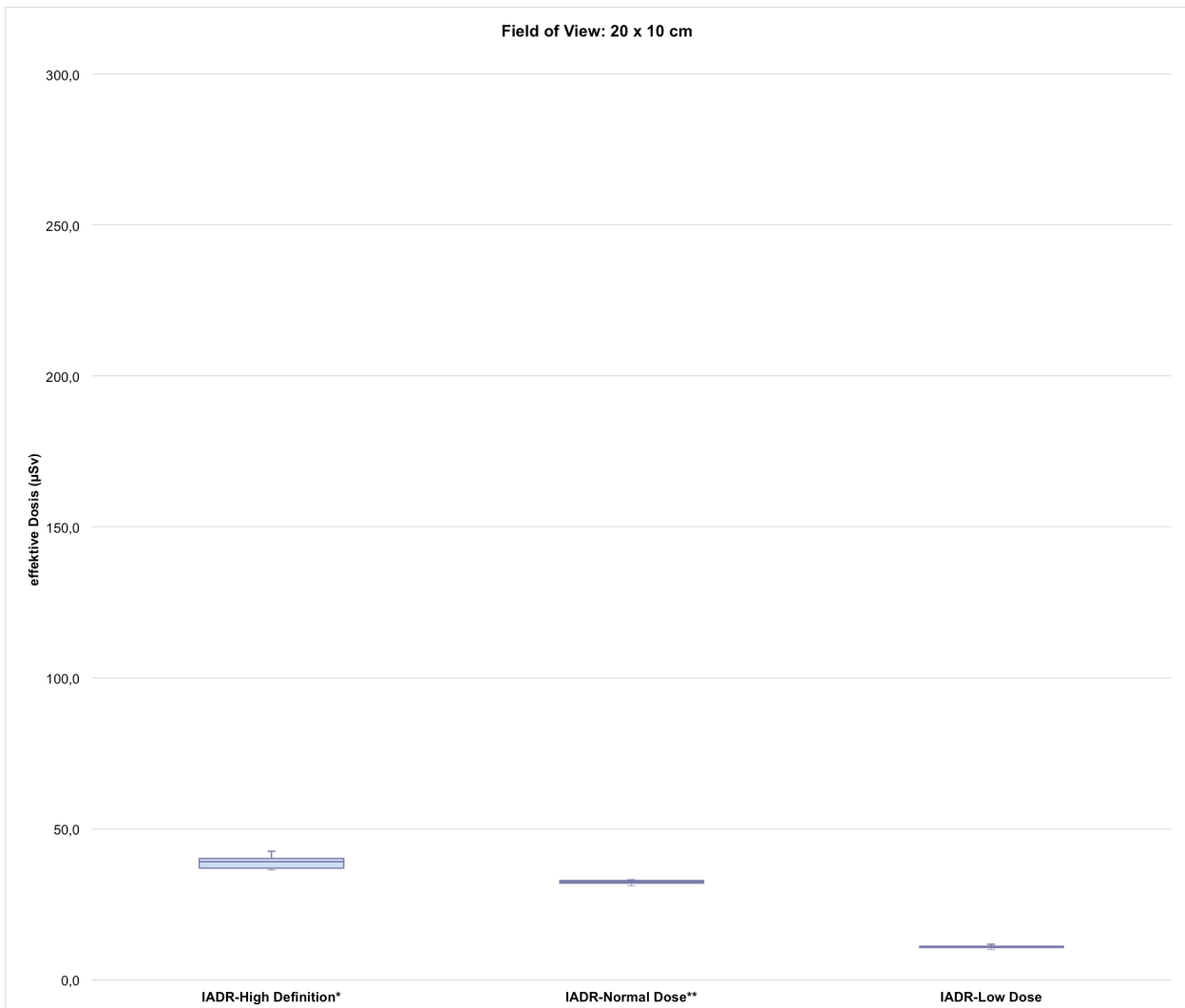
Für die IADR-Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 20x10 cm ohne Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis (µSv)		
				High Definition	Normal Dose	Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	8,7	6,3	2,1
Schilddrüse	0,04	1	18,19	5,5	5,6	1,8
Speiseröhre	0,04	0,1	20	0,7	0,6	0,2
Haut	0,01	0,05	5,6,12	0,3	0,2	0,1
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	0,7	0,5	0,2
Speicheldrüsen	0,01	1	*	7,8	6,7	2,3
Gehirn	0,01	1	2,3	3,2	2,7	0,9
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	0,4	0,3	0,1
obere Atemwege		1	4,11,18,20	3,6	2,8	0,9
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	0,3	0,3	0,1
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	7,8	6,4	2,2
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>38,9</b>	<b>32,4</b>	<b>10,9</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

Die effektive Dosis modernster IADR-Protokolle bei einem FoV von 20x10 cm ergab bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel 38,9 µSv. Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis 32,4 µSv und bei der Einstellung „Low Dose“ ergab sich im Mittel eine effektive Strahlenbelastung von 10,9 µSv. Die Streuung der Messwerte in den einzelnen Messgruppen war gering (Abb. 17).



**Abb. 17:** Strahlenbelastung modernster IADR-Protokolle - FoV 20x10 cm

Box-Plots zur Darstellung der effektiven Dosen der drei untersuchten IADR-Protokolle (n=10) ohne Schilddrüsenschutz bei einem FoV von 20x10 cm. \*, „IADR-High Definition“ signifikant höher als „IADR-Normal Dose“ und \*\*, „IADR-Normal Dose“ signifikant höher als „IADR-Low Dose“.

Der Kruskal-Wallis-Test ergab für das FoV von 20x10 cm mit  $\chi^2(2)=52,4$  und  $p<0,001$  signifikant unterschiedliche Ergebnisse für die Einstellungen „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“. Die multiplen Paarvergleiche zeigten für „IADR-High Definition“ eine signifikant höhere Dosis gegenüber der „IADR-Normal Dose“ Einstellung ( $p=0,001$ ). Ebenso war die „IADR-Normal Dose“ Einstellung in ihrer effektiven Dosis signifikant höher als bei „IADR-Low Dose“ ( $p=0,001$ ). Damit ergab sich auch für den Vergleich „IADR-High Definition“ und „IADR-Low Dose“ ein hoch signifikanter Unterschied ( $p<0,001$ ).

Der Vergleich von IADR-Protokollen mit den entsprechenden konventionellen DVTs (beide FoV 20x10 cm<sup>2</sup>) mittels des Kruskal-Wallis-Tests ergab mit  $\chi^2(2)=115,7$  und  $p<0,001$  einen hochsignifikanten Unterschied in der gemessenen Strahlenbelastung.

Die aufgestellte Hypothese „Modernste IADR-Protokolle weisen bei einem FoV von 20x10 cm im Vergleich zu konventionellen DVT-Aufnahmen signifikant geringere effektive Dosen auf“ konnte somit bestätigt werden.

#### 4.6 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV von 10x10 cm

Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die drei untersuchten IADR-Protokolle lagen bei dieser Hypothese zwischen 0,1 µSv und 11,4 µSv. Die Ergebnisse für die unterschiedlichen Organe sind der Tabelle 25 zu entnehmen.

**Tab. 25:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen IADR 10x10 cm

Für die IADR-Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 10x10 cm ohne Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis (µSv)		
				High Definition	Normal Dose	Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	10,3	8,4	5,4
Schilddrüse	0,04	1	18,19	6,5	6,1	3,6
Speiseröhre	0,04	0,1	20	0,5	0,7	0,4
Haut	0,01	0,05	5,6,12	0,2	0,2	0,1
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	0,9	0,7	0,4
Speicheldrüsen	0,01	1	*	11,4	9,7	6,2
Gehirn	0,01	1	2,3	3,3	2,8	1,8
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	0,5	0,4	0,3
obere Atemwege		1	4,11,18,20	4,4	3,7	2,3
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	0,5	0,4	0,3
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	10,8	9,2	5,8
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>49,3</b>	<b>42,2</b>	<b>26,7</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

Die effektive Dosis modernster IADR-Protokolle bei einem FoV von 10x10 cm ergab bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel 49,3 µSv. Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis 42,2 µSv und bei der Einstellung „Low Dose“ ergab sich im Mittel eine effektive Strahlenbelastung von 26,7 µSv. Die Streuung der Messwerte in den einzelnen Messgruppen war gering (Abb. 18).



**Abb. 18:** Strahlenbelastung modernster IADR-Protokolle - FoV 10x10 cm

Box-Plots zur Darstellung der effektiven Dosen der drei untersuchten IADR-Protokolle (n=10) ohne Schilddrüsenschutz bei einem FoV von 10x10 cm. \*,IADR-High Definition“ nicht signifikant höher als „IADR-Normal Dose“ und \*\*,IADR-Normal Dose“ signifikant höher als „IADR-Low Dose“.

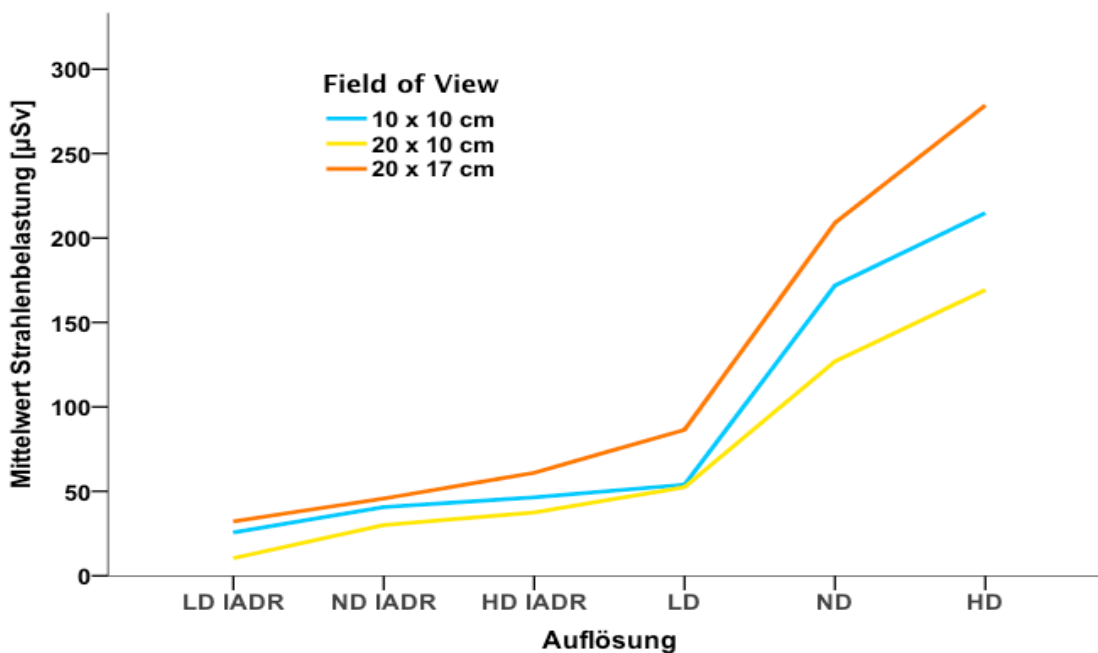
Der Kruskal-Wallis-Test ergab für das FoV von 10x10 cm mit  $\chi^2(2)=47,9$  und  $p<0,001$  ein nur teilweise signifikantes Ergebnis. Die multiplen Paarvergleiche zeigten für „IADR-High Definition“ eine nicht signifikant höhere Dosis gegenüber der „IADR-Normal Dose“ Einstellung ( $p=0,010$ ). Dagegen war die „IADR-Normal Dose“ Einstellung in ihrer effektiven Dosis signifikant höher als die „IADR-Low Dose“ Einstellung ( $p<0,001$ ). Damit ergab sich auch für den Vergleich „IADR-High Definition“ und „IADR-Low Dose“ ein hochsignifikanter Unterschied ( $p<0,001$ ).



Der Vergleich von IADR-Protokollen mit den entsprechenden konventionellen DVTs (beide FoV 10x10 cm<sup>2</sup>) mittels des Kruskal-Wallis-Tests ergab mit  $\chi^2(2)=113,2$  und  $p<0,001$  einen hochsignifikanten Unterschied in der gemessenen Strahlenbelastung.

Die aufgestellte Hypothese „Modernste IADR-Protokolle weisen bei einem FoV von 10x10 cm im Vergleich zu konventionellen DVT-Aufnahmen signifikant geringere effektive Dosen auf“ konnte somit bestätigt werden.

Abbildung 19 verdeutlicht die Differenz der effektiven Dosis der einzelnen Mittelwerte aller konventionellen DVT-Aufnahme-Modi und IADR-Einstellungen. Bei den konventionellen DVT-Aufnahmen ist ein deutlicher Anstieg von „Low Dose“ über „Normal Dose“ bis hin zu „High Definition“ zu erkennen. Bei den IADR-Aufnahmen ist dieser Anstieg deutlich geringer ausgeprägt.



**Abb. 19:** Vergleich der einzelnen Mittelwerte der sechs unterschiedlichen Einstellungsparameter

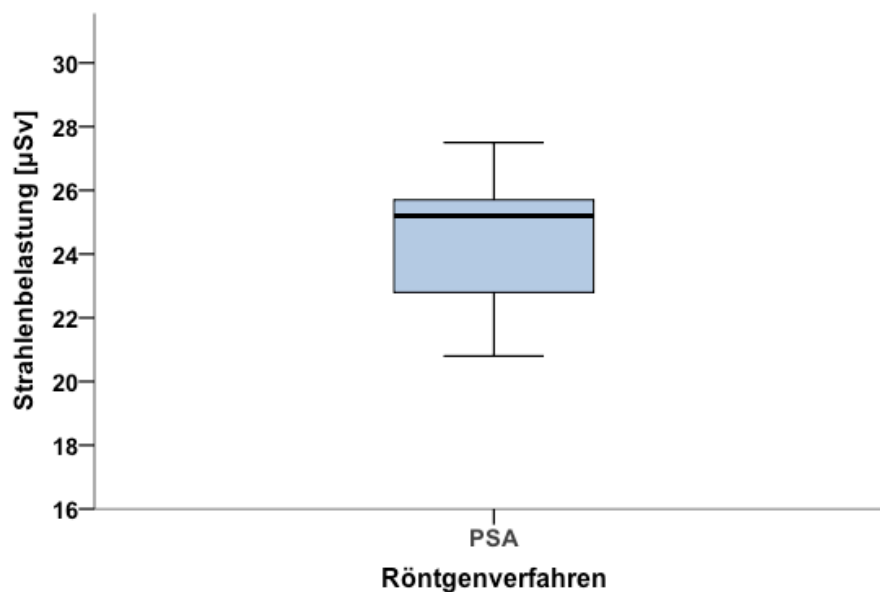
IADR = indikationsabhängige Dosisreduktion LD = „Low Dose“, ND = „Normal Dose“, HD = „High Definition“

#### 4.7 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x17 cm mit KOR

Die effektive Dosis des PSA-Röntgenverfahrens basierend auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien ergab einen Mittelwert von 24,4  $\mu\text{Sv}$ . Die statistische Auswertung ist der Tabelle 26 zu entnehmen.

**Tab. 26:** Statistische Auswertung der Messergebnisse der digitalen PSA-Aufnahmen (n=10)

Einstellungen	FoV 14x30 cm
	70kV/12,5mA 16,0s/200,0mAs
	<b>PSA</b>
Mittelwert	<b>24,4</b>
Median	25,2
Minimum	20,8
Maximum	27,5
Standardabweichung	2,3



**Abb. 20:** Box-Plot zur Darstellung der Strahlenbelastung der PSA Aufnahmen (n=10)

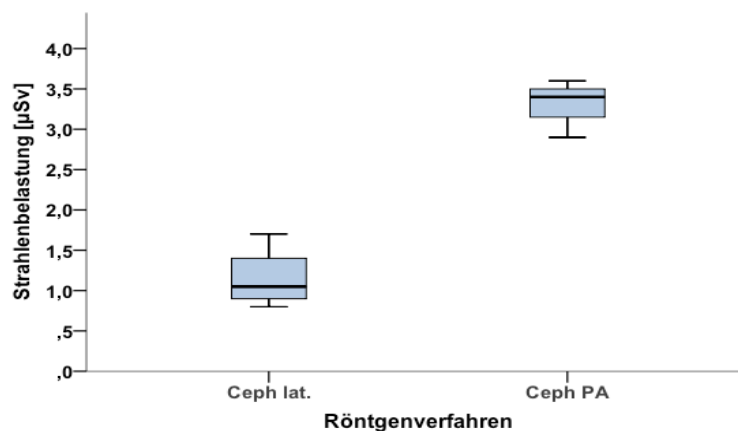
Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die zwei untersuchten kephalometrischen Protokolle lagen zwischen 0,0  $\mu\text{Sv}$  und 2,0  $\mu\text{Sv}$ . Die Ergebnisse für die einzelnen Organe sind der Tabelle 27 zu entnehmen.

**Tab. 27:** Effektive Dosen der einzelnen Organdosen für die kephalometrischen Protokolle „Ceph lat.“, und „Ceph PA“.

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis ( $\mu\text{Sv}$ )	
				Ceph lat.	Ceph PA
Knochenmark	0,12	0,165	*	0,1	0,5
Schilddrüse	0,04	1	18,19	0,7	2,0
Speiseröhre	0,04	0,1	20	0,0	0,1
Haut	0,01	0,05	5,6,12	0,0	0,0
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	0,0	0,0
Speicheldrüsen	0,01	1	*	0,1	0,2
Gehirn	0,01	1	2,3	0,0	0,1
restliche Gewebe	0,12				
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	0,0	0,0
obere Atemwege		1	4,11,18,20	0,1	0,3
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	0,0	0,0
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	0,1	0,2
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>1,1</b>	<b>3,3</b>

Die Berechnung der effektiven Dosis der Ceph lat. ergab einen arithmetischen Mittelwert von 1,1  $\mu\text{Sv}$ . Die Ergebnisse der Ceph PA lagen im arithmetischen Mittel bei 3,3  $\mu\text{Sv}$ .



**Abb. 21:** Box-Plots zur Darstellung der effektiven Strahlendosis für Ceph lat. und Ceph PA (n=10)

**Tab. 28:** Strahlenbelastung bei einer Ceph lat. und Ceph PA Aufnahme (n=10)

Einstellungen	FoV 30x27 cm	FoV 24x27 cm
	70kV/10,0mA 10,5s/105,0mAs	72kV/12,5mA 8,6s/107,5mAs
	<b>Ceph lat.</b>	<b>Ceph PA</b>
Mittelwert	<b>1,1</b>	<b>3,3</b>
Median	1,1	3,4
Minimum	0,8	2,9
Maximum	1,7	3,6
Standardabweichung	0,4	0,3

In der Zusammenfassung der Messergebnisse von PSA und Ceph lat. zu KOR-I ergab sich eine Gesamtdosis im arithmetischen Mittel von 25,6  $\mu$ Sv.

Die Addition der Strahlenbelastung bei PSA und Ceph PA zu KOR-II ergab eine Gesamtdosis im arithmetischen Mittel von 27,7  $\mu$ Sv.

Die Summe der Strahlenbelastung bei PSA, Ceph lat. und Ceph PA zu KOR-III ergab eine Gesamtdosis im arithmetischen Mittel bei 28,8  $\mu$ Sv.

Der direkte Vergleich der zusammengefassten KOR Aufnahmen mit den Ergebnissen der DVT-Messreihen kann unter wissenschaftlichen Bedingungen nur rein deskriptiv stattfinden. Aus diesem Grund wurden in der folgenden statistischen Analyse nur die Messergebnisse der IADR-Protokolle und der PSA verglichen. Abschließend wurden die KOR-I-, KOR-II- und KOR-III-Werte rein deskriptiv mit der effektiven Dosis der IADR-Aufnahmen verglichen.

Mit dem Mann-Whitney-Test wurden zwischen den IADR-Werten und PSA-Werten erneut Ranglisten erstellt. Aus diesen Ranglisten wurden die asymptotischen Signifikanzen ermittelt. Für alle drei IADR-Einstellungen ergab sich ein p-Wert von  $p < 0,001$ . Damit lag die Strahlenbelastung hochsignifikant über der ermittelten effektiven Dosis für eine PSA.

Die Strahlendosis der IADR-Protokolle für das FoV 20x17 cm betrug 63,9  $\mu$ Sv für die Einstellung „IADR-High Definition“, 47,9  $\mu$ Sv für „IADR-Normal Dose“ und 33,7  $\mu$ Sv für „IADR-Low Dose“. Damit lag die Strahlenbelastung bei allen IADR-Protokollen deutlich über die Summenwerte KOR-I (25,6  $\mu$ Sv) und KOR-III (28,8  $\mu$ Sv).

Die Hypothese „Modernste IADR-Protokolle weisen bei einem FoV von 20x17 cm im Vergleich zu konventionellen kieferorthopädischen Röntgenaufnahmen signifikant höhere effektive Dosen auf“ konnte hiermit bestätigt werden.

#### **4.8 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x10cm mit KOR**

Wie in Kapitel 4.7 beschrieben, betrug die Strahlenbelastung für KOR-I 25,6  $\mu\text{Sv}$  und für KOR-III 28,8  $\mu\text{Sv}$ . Die Ergebnisse der IADR Protokolle für das FoV 20x10cm ergaben eine effektive Strahlendosis von 38,9  $\mu\text{Sv}$  für die Einstellung „IADR-High Definition“, 32,4  $\mu\text{Sv}$  für „IADR-Normal Dose“ und 10,9  $\mu\text{Sv}$  für „IADR-Low Dose“.

Mittels des Mann-Whitney Tests wurden Ranglisten zur Ermittlung der asymptotischen Signifikanz erstellt. Sowohl die Strahlenbelastung unter „IADR-High Definition“ als auch unter „IADR-Normal Dose“ lagen mit einem p-Wert von  $<0,001$  hochsignifikant über den ermittelten PSA-Werten.

Dagegen lag die Strahlenbelastung unter „IADR-Low Dose“ mit 10,9  $\mu\text{Sv}$  deutlich unter der Belastung der PSA (24,4  $\mu\text{Sv}$ ).

Die Strahlenbelastung von KOR-III und von „IADR-Low Dose“ (10,9  $\mu\text{Sv}$ ) war hochsignifikant verschieden ( $p<0,001$ ).

Die Hypothese „Modernste IADR-Protokolle weisen bei einem FoV von 20x10 cm im Vergleich zu konventionellen kieferorthopädischen Röntgenaufnahmen signifikant höhere effektive Dosen auf“ konnte nur teilweise bestätigt werden.

#### **4.9 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 10x10cm mit KOR**

Die Ergebnisse der IADR-Protokolle für ein FoV 10x10 cm ergaben eine effektive Strahlendosis von 49,3  $\mu\text{Sv}$  für die Einstellung „IADR-High Definition“, 42,2  $\mu\text{Sv}$  für „IADR-Normal Dose“ und 26,7  $\mu\text{Sv}$  für „IADR-Low Dose“.

Mittels des Mann-Whitney Tests wurden Ranglisten zur Ermittlung der asymptotischen Signifikanz erstellt. Die Strahlenbelastung unter „IADR-High Definition“ und unter „IADR-Normal Dose“ lag mit einem p-Wert von  $<0,001$  hochsignifikant über den ermittelten PSA-Werten. Mit einem p-Wert von  $p=0,034$  war auch die Strahlenbelastung unter „IADR-Low Dose“ signifikant höher als bei der PSA

Lediglich bei dem Summenwert KOR-III war die Strahlenbelastung höher als bei 26,7  $\mu\text{Sv}$  von „IADR-Low Dose“ (26,7  $\mu\text{Sv}$ ).

Die Hypothese „Modernste IADR-Protokolle weisen bei einem FoV von 10x10 cm im Vergleich zu konventionellen kieferorthopädischen Röntgenaufnahmen signifikant höhere effektive Dosen auf“ konnte hiermit bestätigt werden.

#### 4.10 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x17 cm

Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die drei untersuchten Protokolle mit Schilddrüsenschutz lagen zwischen 0,6 µSv und 86,9 µSv. Die einzelnen Ergebnisse sind der Tabelle 29 zu entnehmen.

**Tab. 29:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen mit Schilddrüsenschutz 20x17 cm

Für die drei Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 20x17 cm mit Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis (µSv)		
				High Definition	Normal Dose	Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	86,9	65,2	26,6
Schilddrüse	0,04	1	18,19	17,4	13,0	6,0
Speiseröhre	0,04	0,1	20	2,5	1,9	0,8
Haut	0,01	0,05	5,6,12	2,0	1,5	0,6
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	7,2	5,4	2,2
Speicheldrüsen	0,01	1	*	39,7	29,8	12,9
Gehirn	0,01	1	2,3	41,5	31,1	13,1
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	1,8	1,4	0,6
obere Atemwege		1	4,11,18,20	24,2	18,1	7,5
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	2,0	1,5	0,6
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	38,1	28,5	12,3
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>263,2</b>	<b>197,4</b>	<b>83,2</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

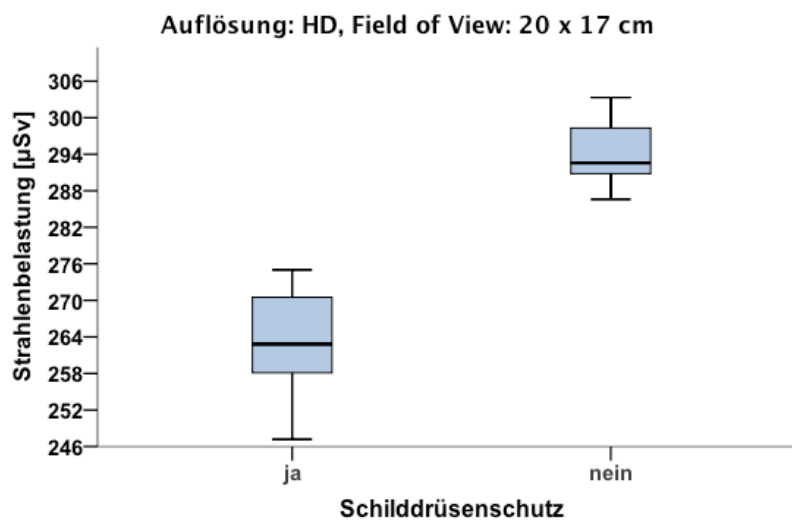
Die effektive Dosis konventioneller DVTs mit Schilddrüsenschutz lag bei einem FoV von 20x17 cm und bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel bei 263,2 µSv. Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis

197,4  $\mu\text{Sv}$  und bei der Einstellung „Low Dose“ 83,2  $\mu\text{Sv}$  (Tab. 29). Die Streuung der Messwerte ist in den Abbildungen 22–24 zu erkennen.

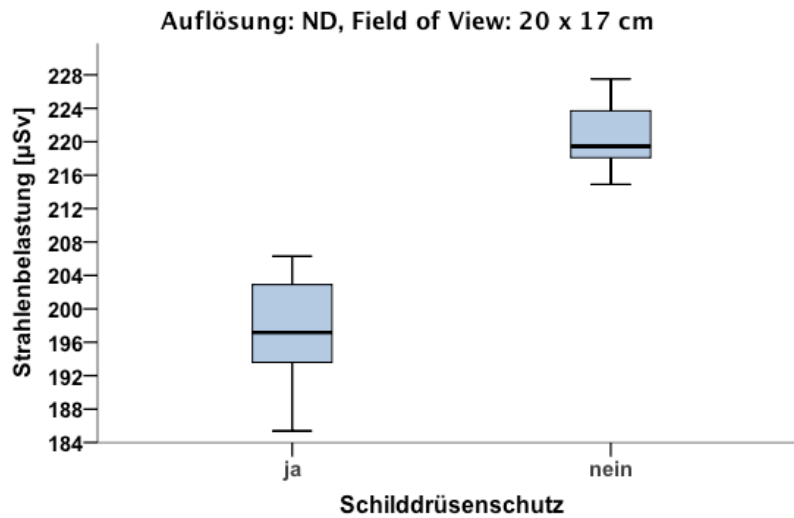
**Tab. 30:** Strahlenbelastung bei einem FoV von 20x17 cm mit Schilddrüsenschutz (n=10)

Einstellungen	FoV 20x17 cm		
	90kV/10mA 36,0s/360,0mAs	90kV/10mA 27,0s/270,0mAs	90kV/6,3mA 18,6s/117,2mAs
	High Definition	Normal Dose	Low Dose
Mittelwert	<b>263,2</b>	<b>197,4</b>	<b>83,2</b>
Median	262,8	197,1	82,8
Minimum	247,2	185,4	77,6
Maximum	275,0	206,3	87,7
Standardabweichung	9,2	6,9	3,0

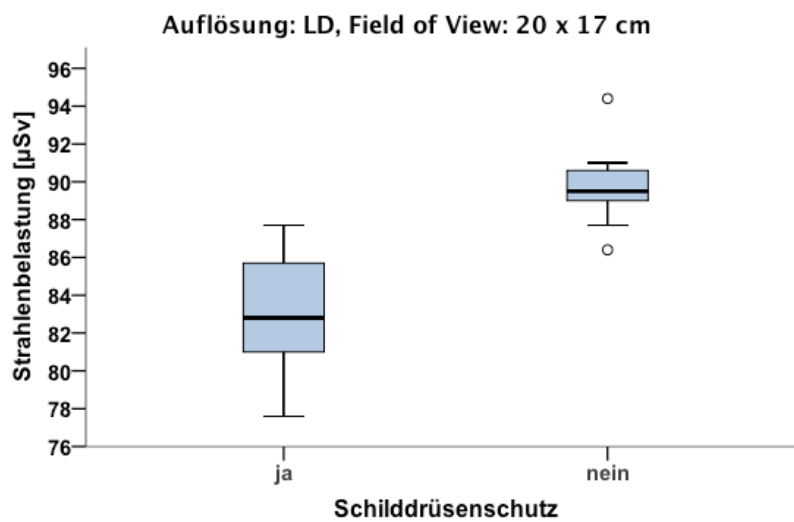
Ein Analyse mit dem Mann-Whitney-Test zeigte, dass unter „High Definition-“, „Normal Dose-“ und „Low Dose“-Bedingungen die Strahlenbelastung mit Schilddrüsenschutz hochsignifikant ( $p < 0,001$ ) geringer war als ohne Schilddrüsenschutz.



**Abb. 22:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x17 cm und „High Definition“



**Abb. 23:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x17 cm und „Normal Dose“



**Abb. 24:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x17 cm und „Low Dose“

Die Reduktion der Strahlenbelastung durch den Schilddrüsenschutz betrug unter „High Definition“- und „Normal Dose“-Bedingungen 10,43% und unter „Low Dose“-Bedingungen 7,30% (Tab. 31).



**Tab. 31:** Reduktion der Strahlendosis mittels Schilddrüsenschutz (SDS) bei einem FoV von 20x17 cm und konventionellen Protokollen

	$\mu\text{Sv}$ ohne SDS	$\mu\text{Sv}$ mit SDS	Reduktion in % durch SDS
High Definition	293,9	263,2	-10,43
Normal Dose	220,4	197,4	-10,43
Low Dose	89,7	83,2	-7,3

Die Organdosen für die drei untersuchten IADR-Protokolle lagen zwischen 0,2 und 19,3  $\mu\text{Sv}$ . Die einzelnen Ergebnisse sind der Tab. 32 zu entnehmen.

**Tab. 32:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen mit Schilddrüsenschutz IADR 20x17 cm

Für untersuchten IADR-Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei eine FoV von 20x17 cm mit Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis ( $\mu\text{Sv}$ )		
				IADR-High Definition	IADR-Normal Dose	IADR-Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	19,3	14,5	10,2
Schilddrüse	0,04	1	18,19	4,1	3,1	2,2
Speiseröhre	0,04	0,1	20	0,6	0,4	0,3
Haut	0,01	0,05	5,6,12	0,5	0,4	0,2
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	1,6	1,2	0,8
Speicheldrüsen	0,01	1	*	8,4	6,3	4,4
Gehirn	0,01	1	2,3	9,3	7,0	4,9
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	0,4	0,3	0,2
obere Atemwege		1	4,11,18,20	5,3	4,0	2,8
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	0,4	0,3	0,2
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	8,2	6,2	4,4
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>58,1</b>	<b>43,5</b>	<b>30,7</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

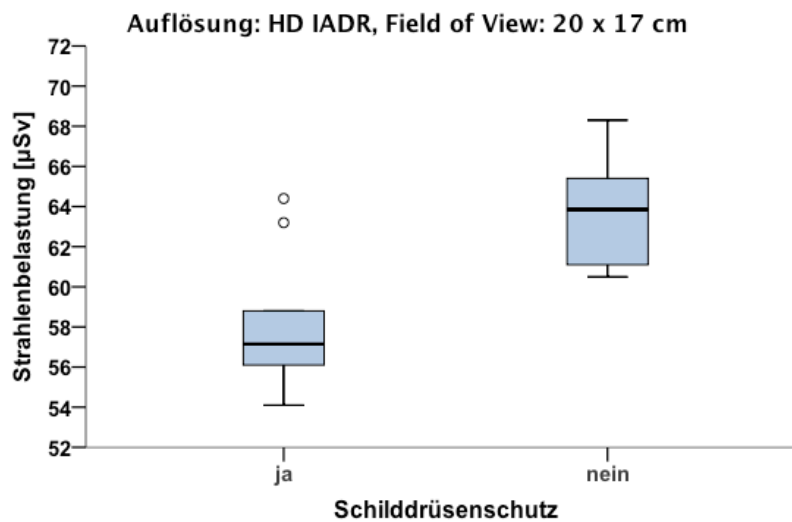
Die effektive Dosis moderner IADR-Protokolle mit Schilddrüsenschutz lag bei einem FoV von 20x17 cm und bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel bei 58,1  $\mu\text{Sv}$ . Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis

43,5  $\mu\text{Sv}$  und bei der Einstellung „Low Dose“ 30,7  $\mu\text{Sv}$  (Tab. 24). Die Streuung der Messwerte ist in den Abbildungen 25–27 zu erkennen.

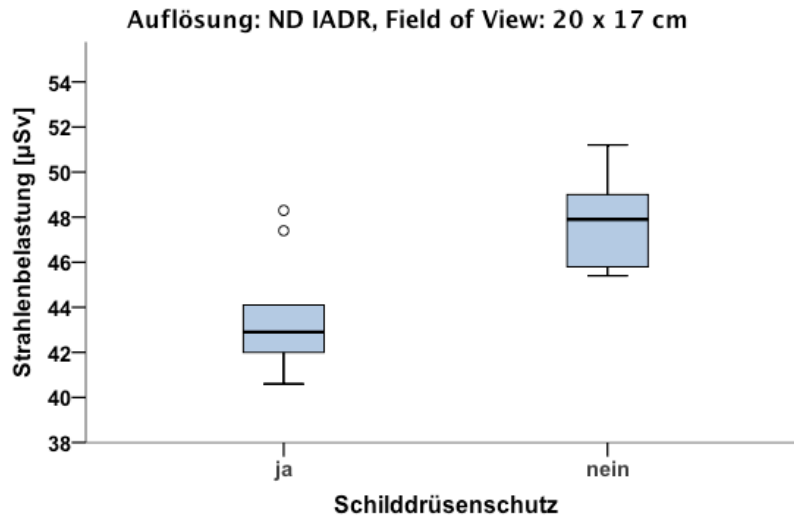
**Tab. 33:** Strahlenbelastung bei IADR Protokollen und einem FoV von 20x17 cm mit einem Schilddrüsenschutz (n=10)

Einstellungen	FoV 20x17 cm		
	90kV/7,1mA 12,0s/85,2mAs	90kV/7,1mA 9,0s/63,9mAs	90kV/5,0mA 9,0s/45,0mAs
	IADR-High Definition	IADR-Normal Dose	IADR-Low Dose
Mittelwert	58,1	43,6	30,7
Median	57,2	42,9	30,2
Minimum	54,1	40,6	28,6
Maximum	64,6	48,3	34,0
Standardabweichung	3,4	2,5	1,8

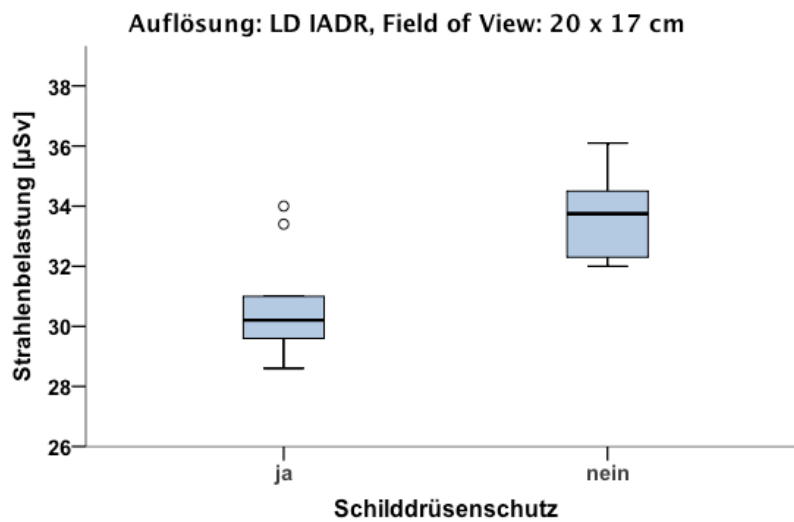
Ein Analyse mit dem Mann-Whitney-Test zeigte, dass unter „High Definition-“, „Normal Dose-“ und „Low Dose“-Bedingungen die Strahlenbelastung mit Schilddrüsenschutz signifikant ( $p=0,002$ ) geringer war als ohne Schilddrüsenschutz.



**Abb. 25:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x17 cm und „IADR-High Definition“



**Abb. 26:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x17 cm und „IADR-Normal Dose“



**Abb. 27:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x17 cm und „IADR-Low Dose“

Die Reduktion der Strahlenbelastung durch den Schilddrüsenschutz betrug unter „High Definition“-Bedingungen 9,08%, unter „Normal Dose“-Bedingungen 9,10% und unter „Low Dose“-Bedingungen 9,09% (Tab. 34).

**Tab. 34:** Reduktion der Strahlendosis mittels Schilddrüsenschutz (SDS) bei einem FoV von 20x17 cm und IADR Protokollen

	$\mu\text{Sv}$ ohne SDS	$\mu\text{Sv}$ mit SDS	Reduktion in % durch SDS
IADR-High Definition	63,9	58,1	-9,08
IADR-Normal Dose	47,9	43,5	-9,10
IADR-Low Dose	33,7	30,7	-9,09

Die Hypothese „Der Einsatz eines Schilddrüsenschutzes bei sechs unterschiedlichen DVT-Protokollen (Normal Dose, Low Dose, High Definition, IADR-Normal Dose, IADR-Low Dose, IADR-High Definition) mit einem FoV von 20x17 cm führt zu signifikant niedrigeren effektiven Dosen“ konnte bestätigt werden.

#### 4.11 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x10 cm

Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die drei untersuchten Protokolle mit Schilddrüsenschutz lagen zwischen 0,3 und 34,3 µSv. Die einzelnen Ergebnisse sind der Tabelle 35 zu entnehmen.

**Tab. 35:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen mit Schilddrüsenschutz 20x10 cm

Für die Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 20x10 cm mit Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis (µSv)		
				High Definition	Normal Dose	Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	34,3	25,7	10,4
Schilddrüse	0,04	1	18,19	13,2	9,9	5,2
Speiseröhre	0,04	0,1	20	2,0	1,5	0,6
Haut	0,01	0,05	5,6,12	1,1	0,8	0,3
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	2,9	2,1	0,9
Speicheldrüsen	0,01	1	*	35,8	26,9	11,3
Gehirn	0,01	1	2,3	15,0	11,3	4,8
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	1,7	1,2	0,5
obere Atemwege		1	4,11,18,20	13,8	10,4	4,3
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	1,5	1,1	0,5
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	34,7	26,0	11,0
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>156,0</b>	<b>117,0</b>	<b>49,8</b>

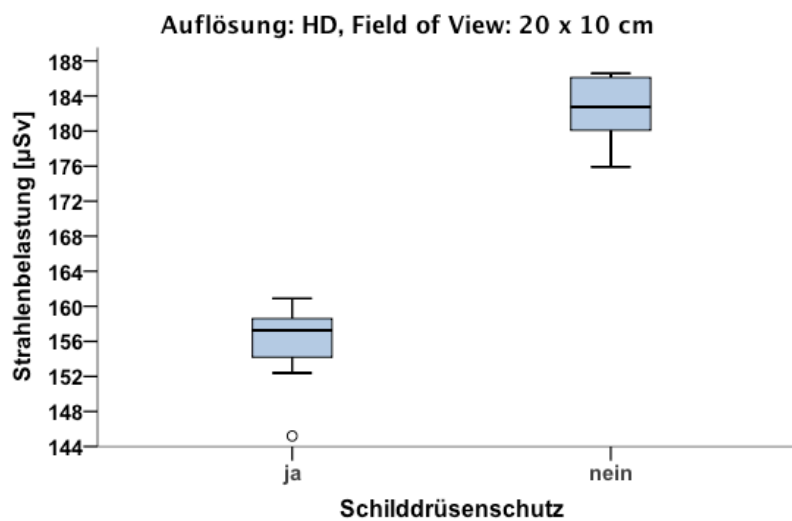
(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

Die effektive Dosis konventioneller DVTs mit Schilddrüsenschutz lag bei einem FoV von 20x10 cm und bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel bei 156,0 µSv. Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis 117,0 µSv und bei der Einstellung „Low Dose“ 49,8 µSv (Tab. 29). Die Streuung der Messwerte ist in den Abbildungen 28–30 zu erkennen.

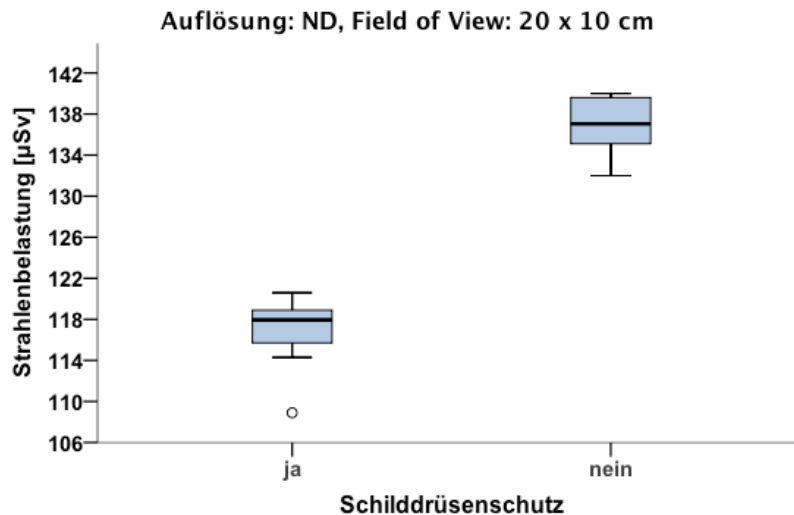
**Tab. 36:** Strahlenbelastung bei einem FoV von 20x10 cm mit einem Schilddrüsenschutz (n=10)

Einstellungen	FoV 20x10 cm		
	90kV/10mA 18,0s/180,0mAs	90kV/10mA 13,5s/135,0mAs	90kV/6,3mA 9,0s/56,7mAs
	<b>High Definition</b>	<b>Normal Dose</b>	<b>Low Dose</b>
Mittelwert	<b>156,0</b>	<b>117,0</b>	<b>49,8</b>
Median	157,3	117,9	50,0
Minimum	145,2	108,9	44,4
Maximum	160,9	120,6	52,9
Standardabweichung	4,6	3,4	2,8

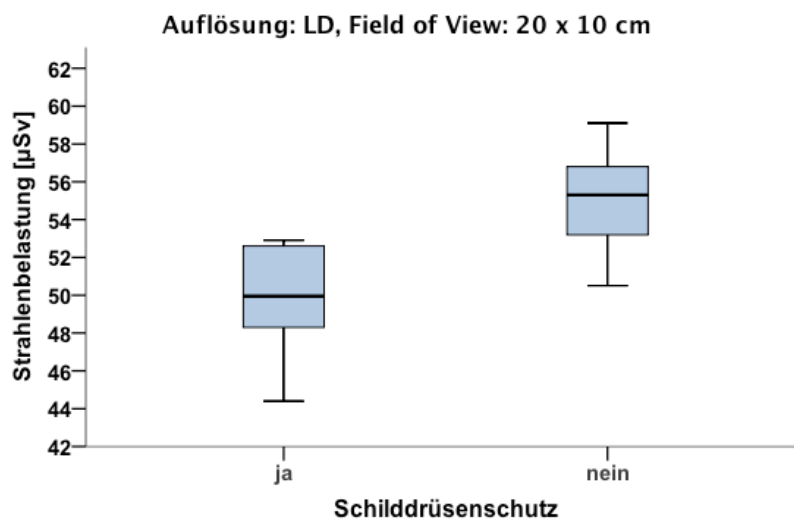
Eine Analyse mit dem Mann-Whitney-Test zeigte, dass unter „High Definition-“ und „Normal Dose“-Bedingungen die Strahlenbelastung mit Schilddrüsenschutz hochsignifikant ( $p < 0,001$ ) geringer war als ohne Schilddrüsenschutz. Für „Low Dose“-Bedingungen war der Unterschied mit einem  $p = 0,001$  ebenfalls signifikant.



**Abb. 28:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x10 cm und „High Definition“



**Abb. 29:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x10 cm und „Normal Dose“



**Abb. 30:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x10 cm und „Low Dose“

Durch den Schilddrüsenschutz konnte eine Reduktion der Strahlenbelastung um 14,45% bei „High Definition“- und „Normal Dose“-Bedingungen erreicht werden. Unter „Low Dose“-Bedingungen betrug die Reduktion 9,67% (Tab. 37).

**Tab. 37:** Reduktion der Strahlendosis mittels SDS bei einem FoV von 20x10 cm und konventionellen Protokollen

	$\mu\text{Sv}$ ohne SDS	$\mu\text{Sv}$ mit SDS	Reduktion in % durch SDS
High Definition	182,4	156	-14,45
Normal Dose	136,8	117	-14,45
Low Dose	55,1	49,8	-9,67

Die Organdosen für die drei untersuchten IADR-Protokolle lagen zwischen 0,1 und 7,9  $\mu\text{Sv}$ . Die einzelnen Ergebnisse sind der Tabelle 38 zu entnehmen.

**Tab. 38:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen mit Schilddrüsenschutz IADR 20x10 cm

Für die IADR-Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 20x10 cm mit Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis ( $\mu\text{Sv}$ )		
				IADR-High Definition	IADR-Normal Dose	IADR-Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	7,9	6,1	2,1
Schilddrüse	0,04	1	18,19	3,7	2,3	1,0
Speiseröhre	0,04	0,1	20	0,6	0,4	0,1
Haut	0,01	0,05	5,6,12	0,3	0,2	0,1
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	0,7	0,5	0,2
Speicheldrüsen	0,01	1	*	7,8	6,4	2,2
Gehirn	0,01	1	2,3	3,5	2,7	1,0
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	0,4	0,3	0,1
obere Atemwege		1	4,11,18,20	3,3	2,5	0,9
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	0,3	0,3	0,1
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	7,8	6,2	2,2
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>36,1</b>	<b>27,7</b>	<b>9,9</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

Die effektive Dosis moderner IADR-Protokolle mit Schilddrüsenschutz lag bei einem FoV von 20x10 cm und bei der Einstellung „IADR-High Definition“ im arithmetischen Mittel bei 36,1  $\mu\text{Sv}$ . Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektivi-

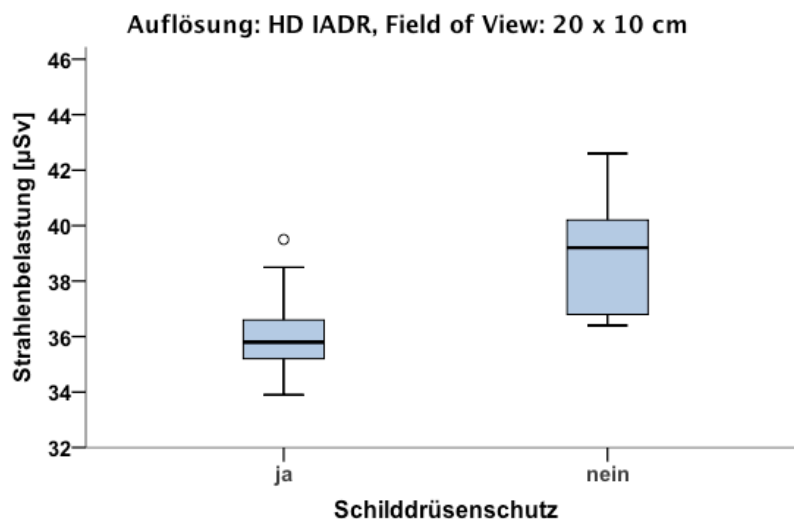


ven Dosis 27,7  $\mu\text{Sv}$  und bei der Einstellung „Low Dose“ 9,9  $\mu\text{Sv}$  (Tab. 32). Die Streuung der Messwerte ist in den Abbildungen 31–33 zu erkennen.

**Tab. 39:** Strahlenbelastung bei IADR Protokollen und einem FoV von 20x10 cm mit einem Schilddrüsenschutz (n=10)

Einstellungen	FoV 20x10 cm		
	90kV/7,1mA 6,0s/42,6mAs	90kV/7,1mA 4,5s/31,95mAs	90kV/2,5mA 4,5s/11,25mAs
	IADR-High Definition	IADR-Normal Dose	IADR-Low Dose
Mittelwert	<b>36,1</b>	<b>27,7</b>	<b>9,9</b>
Median	35,8	27,9	9,9
Minimum	33,9	25,8	8,8
Maximum	39,5	28,6	10,5
Standardabweichung	1,8	0,8	0,6

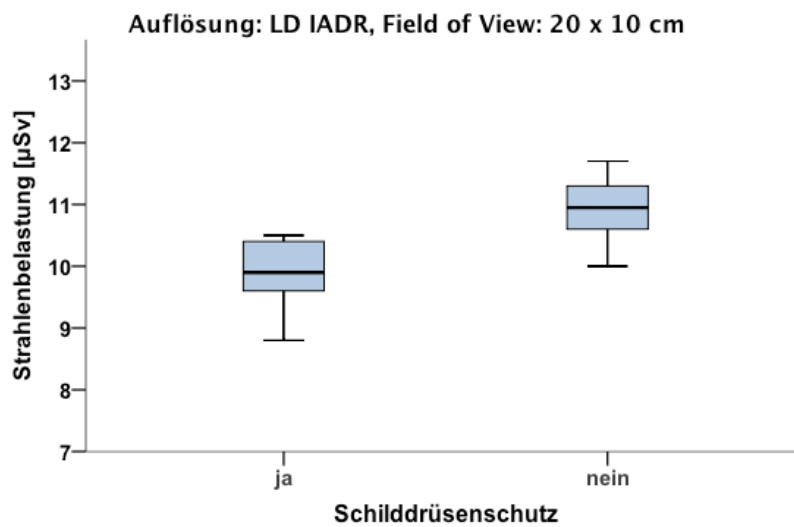
Die Analyse mit dem Mann-Whitney-Test zeigte, dass unter „IADR-High Definition“-Bedingungen die Strahlenbelastung mit Schilddrüsenschutz signifikant geringer war als ohne diesen Schutz ( $p=0,004$ ). Auch unter „IADR-Normal Dose“ ( $p<0,001$ ) und unter „IADR-Low Dose“-Bedingungen ( $=0,001$ ) konnte die Strahlenbelastung durch den Schilddrüsenschutz signifikant reduziert werden.



**Abb. 31:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x10 cm und „IADR-High Definition“



**Abb. 32:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x10 cm und „IADR-Normal Dose“



**Abb. 33:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV von 20x10 cm und „IADR-Low Dose“

Die Reduktion der Strahlenbelastung durch den Schilddrüsenschutz betrug unter „High Definition“-Bedingungen 7,20%, unter „Normal Dose“-Bedingungen 14,46% und unter „Low Dose“-Bedingungen 9,70% (Tab. 40).

**Tab. 40:** Reduktion der Strahlendosis mittels SDS bei einem FoV von 20x10 cm und IADR Protokollen

	$\mu\text{Sv}$ ohne SDS	$\mu\text{Sv}$ mit SDS	Reduktion in % durch SDS
IADR-High Definition	38,9	36,1	-7,2
IADR-Normal Dose	32,4	27,7	-14,46
IADR-Low Dose	10,9	9,9	-9,7

Die Hypothese „Der Einsatz eines Schilddrüsenschutzes bei sechs unterschiedlichen DVT-Protokollen (Normal Dose, Low Dose, High Definition, IADR-Normal Dose, IADR-Low Dose, IADR-High Definition) mit einem FoV von 20x10 cm führt zu signifikant niedrigeren effektiven Dosen“ konnte bestätigt werden.

#### 4.12 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 10x10 cm

Die auf den ICRP<sub>2007</sub>-Richtlinien basierenden einzelnen Organdosen für die drei untersuchten Protokolle mit Schilddrüsenschutz lagen zwischen 0,2 und 47,9 µSv. Die einzelnen Ergebnisse sind der Tabelle 41 zu entnehmen.

**Tab. 41:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen mit Schilddrüsenschutz 10x10 cm

Für die Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 10x10 cm mit Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis (µSv)		
				High Definition	Normal Dose	Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	43,9	35,1	11,1
Schilddrüse	0,04	1	18,19	19,1	15,3	5,1
Speiseröhre	0,04	0,1	20	2,6	2,0	0,8
Haut	0,01	0,05	5,6,12	0,8	0,7	0,2
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	3,7	2,9	0,9
Speicheldrüsen	0,01	1	*	50,6	40,5	12,6
Gehirn	0,01	1	2,3	15,4	12,3	3,4
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	2,3	1,9	0,6
obere Atemwege		1	4,11,18,20	18,3	14,6	4,6
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	2,1	1,7	0,5
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	47,9	38,3	11,9
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>206,7</b>	<b>165,3</b>	<b>51,7</b>

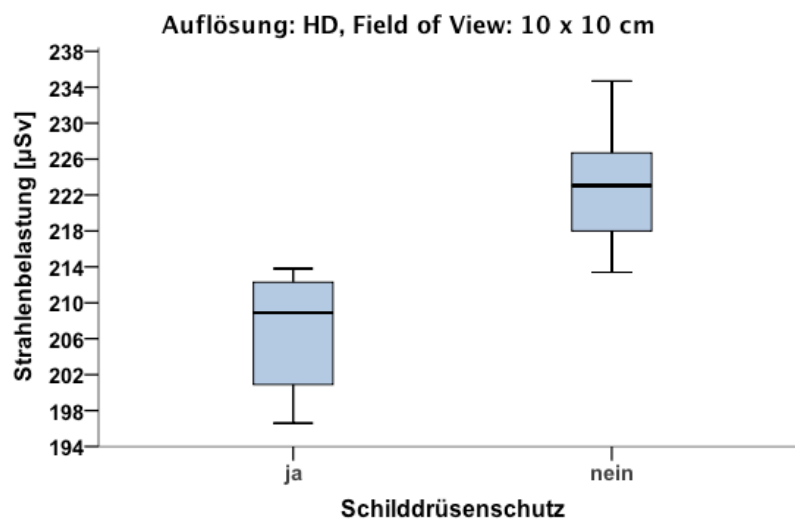
(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

Die effektive Dosis konventioneller DVTs mit Schilddrüsenschutz lag bei einem FoV von 10x10 cm und bei der Einstellung „High Definition“ im arithmetischen Mittel bei 206,7 µSv. Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven Dosis 165,4 µSv und bei der Einstellung „Low Dose“ 51,7 µSv (Tab. 42). Die Streuung der Messwerte ist in den Abbildungen 34–36 zu erkennen.

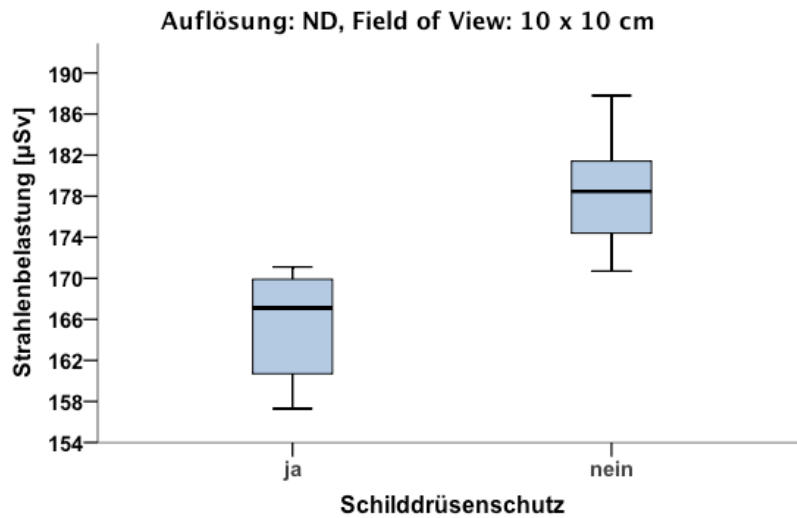
**Tab. 42:** Strahlenbelastung bei einem FoV von 10x10 cm mit einem Schilddrüsenschutz (n=10)

Einstellungen	FoV 10x10 cm		
	90kV/10mA 15,0s/150,0mAs	90kV/10mA 12,0s/120,0mAs	90kV/6,3mA 9,0s/56,7mAs
	<b>High Definition</b>	<b>Normal Dose</b>	<b>Low Dose</b>
Mittelwert	<b>206,7</b>	<b>165,4</b>	<b>51,7</b>
Median	208,9	167,1	51,9
Minimum	196,6	157,3	48,7
Maximum	213,8	171,1	54,6
Standardabweichung	6,1	4,9	1,6

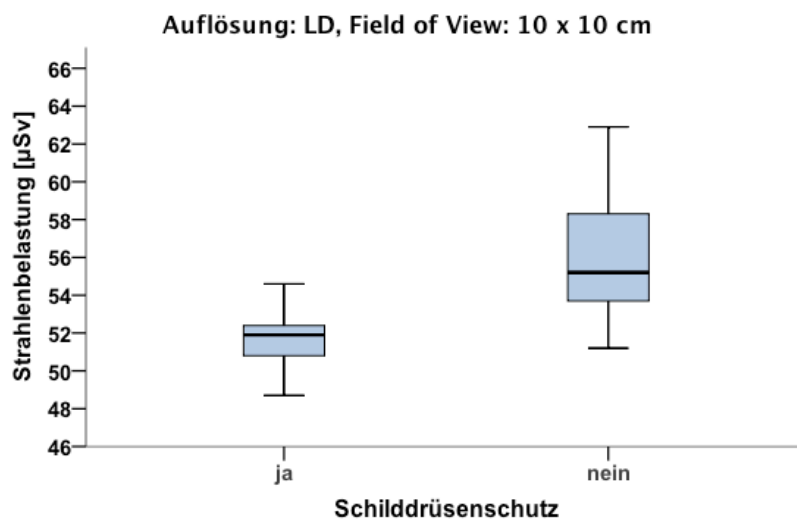
Die Analyse mit dem Mann-Whitney-Test zeigte, dass unter „High Definition“- und „Normal Dose“-Bedingungen die Strahlenbelastung hochsignifikant geringer ( $p < 0,001$ ) war als ohne Schilddrüsenschutz. Auch unter „Low Dose“-Bedingungen war der Unterschied mit einem  $p = 0,002$  signifikant.



**Abb. 34:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV 10x10 cm und "High Definition"



**Abb. 35:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV 10x10 cm und "High Definition"



**Abb. 36:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV 10x10 cm und "Low Dose"

Die Reduktion der Strahlenbelastung durch den Schilddrüsenschutz betrug unter „High Definition“- und „Normal Dose“- Bedingungen 7,30% und unter „Low Dose“- Bedingungen 7,82% (Tab. 43).

**Tab. 43:** Reduktion der Strahlendosis mittels SDS bei einem FoV von 10x10 cm und konventionellen Protokollen

	$\mu\text{Sv}$ ohne SDS	$\mu\text{Sv}$ mit SDS	Reduktion in % durch SDS
High Definition	222,9	206,7	-7,3
Normal Dose	178,4	165,3	-7,3
Low Dose	56,1	51,7	-7,82

Die Organdosen für die drei untersuchten IADR-Protokolle lagen zwischen 0,1  $\mu\text{Sv}$  und 7,9  $\mu\text{Sv}$ . Die einzelnen Ergebnisse sind der Tab. 44 zu entnehmen.

**Tab. 44:** Tabellarische Darstellung der einzelnen Organdosen mit Schilddrüsenschutz IADR 10x10 cm

Für die IADR-Protokolle „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ bei einem FoV von 10x10 cm mit Schilddrüsenschutz, Mittelwerte aus 10 Parallelmessungen

$W_T$  = Gewebe-Wichtungsfaktor nach ICRP<sub>2007</sub>,  $f_i$  = relativer Anteil der bestrahlten Gewebe (%), **Dosimeter** = Schicht der Dosimeter im Phantomschädel.

Gewebe	$W_T$	$f_i$	Dosimeter	absorbierte Organdosis ( $\mu\text{Sv}$ )		
				IADR-High Definition	IADR-Normal Dose	IADR-Low Dose
Knochenmark	0,12	0,165	*	10,2	8,3	5,3
Schilddrüse	0,04	1	18,19	3,3	3,6	2,4
Speiseröhre	0,04	0,1	20	0,5	0,5	0,4
Haut	0,01	0,05	5,6,12	0,3	0,2	0,1
Knochenoberfläche	0,1	0,165	*	0,8	0,7	0,4
Speicheldrüsen	0,01	1	*	10,2	9,6	6,0
Gehirn	0,01	1	2,3	3,1	2,9	1,6
restliche Gewebe	0,12					
Lymphknoten		0,05	9,10,15-17	0,5	0,4	0,3
obere Atemwege		1	4,11,18,20	4,2	3,5	2,2
Muskulatur		0,05	9,10,15-17	0,4	0,4	0,2
Mundschleimhaut		1	7-10, 13-17	10,0	9,1	5,7
<b>Gesamt (effektive Dosis)</b>				<b>43,6</b>	<b>39,1</b>	<b>24,6</b>

(\* Dosimeterangaben vgl. Tab. 9)

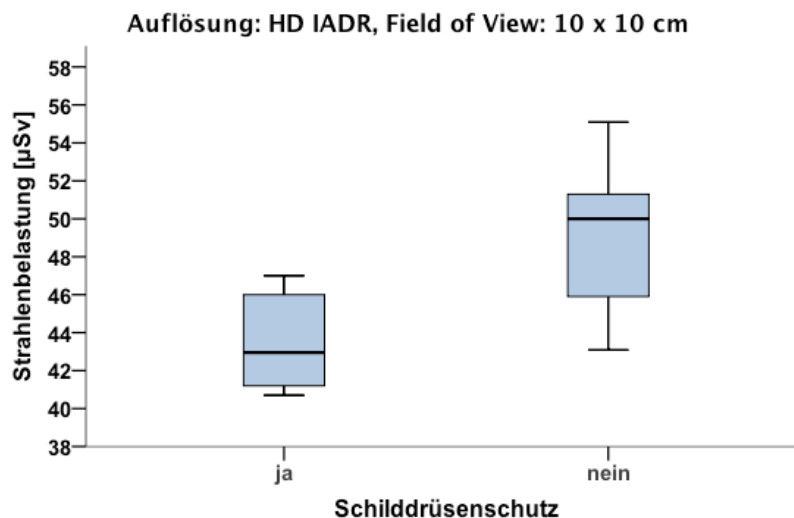
Die effektive Dosis moderner IADR-Protokolle mit Schilddrüsenschutz lag bei einem FoV von 10x10 cm bei der Einstellung „IADR-High Definition“ im arithmetischen Mittel bei 43,6  $\mu\text{Sv}$ . Bei der Einstellung „Normal Dose“ betrug der Mittelwert der effektiven

Dosis 39,1  $\mu\text{Sv}$  und bei der Einstellung „Low Dose“ 24,6  $\mu\text{Sv}$  (Tab. 45). Die Streuung der Messwerte ist in den Abbildungen 37–39 zu erkennen.

**Tab. 45:** Strahlenbelastung bei IADR Protokollen und einem FoV von 10x10 cm mit einem Schilddrüsenschutz (n=10)

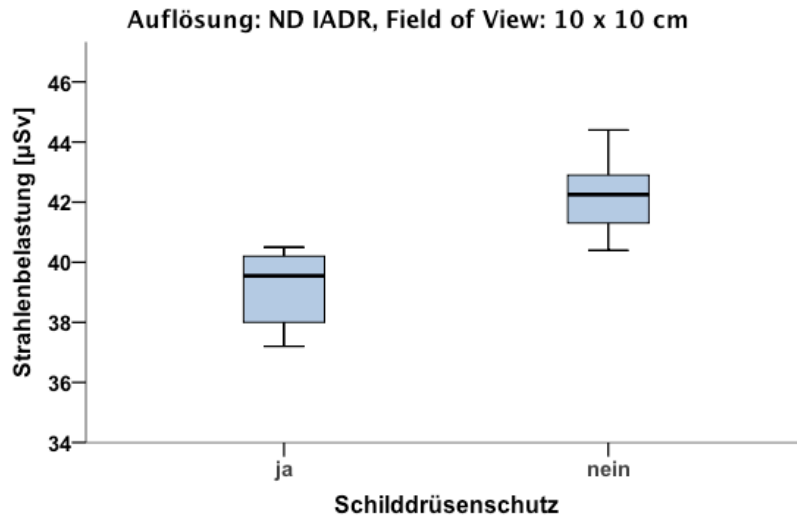
Einstellungen	FoV 10x10 cm		
	90kV/7,1mA 5,0s/35,5mAs	90kV/7,1mA 4,0s/28,4mAs	90kV/6,0mA 3,0s/18,0mAs
	IADR-High Definition	IADR-Normal Dose	IADR-Low Dose
Mittelwert	<b>43,6</b>	<b>39,1</b>	<b>24,6</b>
Median	43,0	39,6	24,7
Minimum	40,7	37,2	23,2
Maximum	47,0	40,5	26,0
Standardabweichung	2,4	1,2	0,8

Die Analyse mit dem Mann-Whitney-Test zeigte, dass unter „IADR-High Definition“- (p=0,004) und unter „IADR-Low Dose“-Bedingungen (p=0,002) die Strahlenbelastung signifikant geringer war als ohne Schilddrüsenschutz. Unter „IADR-Normal Dose“-Bedingungen war der Unterschied hochsignifikant (p<0,001).

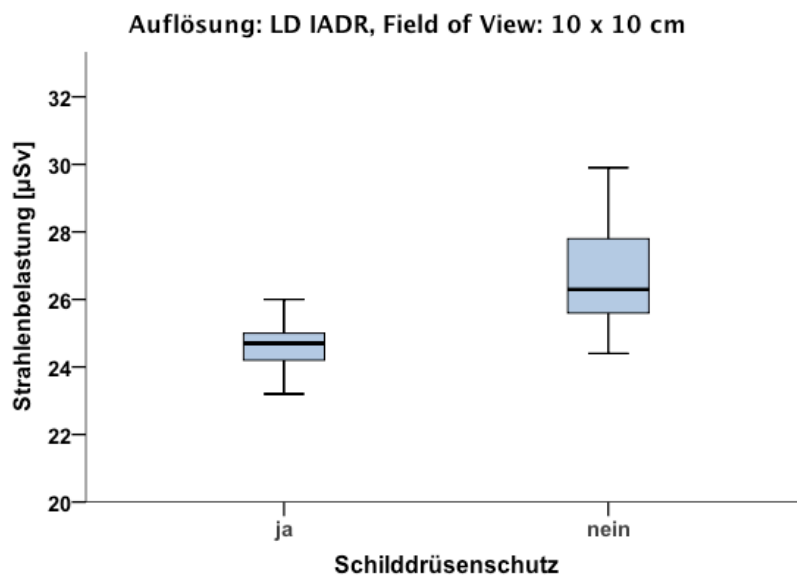


**Abb. 37:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV 10x10 cm und "IADR-High Definition"





**Abb. 38:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV 10x10 cm und "IADR-Normal Dose"



**Abb. 39:** Box-Plot Darstellung der effektiven Dosis mit und ohne Schilddrüsenschutz für ein FoV 10x10 cm und "IADR-Low Dose"

Die Reduktion der Strahlenbelastung durch den Schilddrüsenschutz betrug unter „High Definition“-Bedingungen 11,66%, unter „Normal Dose“-Bedingungen 7,32% und unter „Low Dose“-Bedingungen 7,82% (Tab. 46).

**Tab. 46:** Reduktion der Strahlendosis mittels SDS bei einem FoV von 10x10 cm und IADR Protokollen

	$\mu\text{Sv}$ ohne SDS	$\mu\text{Sv}$ mit SDS	Reduktion in % durch SDS
IADR-High Definition	49,3	43,6	-11,66
IADR-Normal Dose	42,2	39,1	-7,32
IADR-Low Dose	26,7	24,6	-7,82

Die Hypothese „Der Einsatz eines Schilddrüsenschutzes bei sechs unterschiedlichen DVT-Protokollen (Normal Dose, Low Dose, High Definition, IADR-Normal Dose, IADR-Low Dose, IADR-High Definition) mit einem FoV von 10x10 cm führt zu signifikant niedrigeren effektiven Dosen“ konnte bestätigt werden.

## 5 Diskussion

Die Röntgenbefundung ist ein unverzichtbarer Bestandteil der modernen zahnmedizinischen und kieferorthopädischen Diagnostik. Dabei steht jeder Behandler in der Pflicht, die Strahlenbelastung für den Patienten vor jeder Röntgenaufnahme abzuwägen und so gering wie möglich zu halten.

Umso wichtiger ist die Debatte über den Einsatz von dreidimensionaler Bildgebung. DVT-Aufnahmen werden immer noch aufgrund der hohen Strahlendosis in Frage gestellt.

Die aktuelle Datenlage zur effektiven Strahlendosis bei DVT-Aufnahmen erlaubt keine objektive Nutzen-Risiko-Abwägung, da aufgrund der uneinheitlichen Studienmethodik die erhobenen Strahlenbelastungen stark divergieren.

Die für den Anwender leicht zugänglichen Informationen beruhen häufig auf Herstellerempfehlungen und sind daher gerätespezifisch. Weiterführende Informationen über Möglichkeiten zur zusätzlichen Dosisreduktion fehlen häufig oder werden bei mangelhaftem Fachwissen nicht umgesetzt.

Der Grundgedanke dieser Arbeit war die Möglichkeiten weiterer Dosisreduktionen bei der Anfertigung von DVT-Aufnahmen zu überprüfen. Dazu wurden verschiedene Methoden wie Parametereinstellungen oder der Einsatz eines Schilddrüsenschutzes miteinander verglichen.

## 5.1 Diskussion der Methoden

Die Bestimmung effektiver Dosen bei DVT-Aufnahmen ist komplex. Um eine quantitative Aussage bezüglich der absorbierten Strahlenmenge treffen zu können, müssen viele Faktoren beachtet werden.

DVT-Geräte stellen eine heterogene Gerätegruppe mit unterschiedlicher Strahlungsbelastung dar. Studien zu dieser Thematik sind daher häufig kaum vergleichbar. Die uneinheitlichen Methoden zur Dosismessung kritisierten schon *DeVos et al.* (2009). Um Studien vergleichbar zu machen, empfahlen sie die Umsetzung von 20 Mindestkriterien. Diese Empfehlungen zur Dosismessung haben sich bisher nicht durchgesetzt. Daher sind auch die Ergebnisse der vorliegenden Studie nur eingeschränkt mit den Literaturdaten vergleichbar.

Die Auswahl der Parameter, der FoV-Größen, der Geräteeinstellungen und der Anzahl der Messwiederholungen für die DVT-Scans erfolgte nach eingehender Literaturrecherche. Letztlich wurde die Methodik der Studie von *Koivisto et al.* (2012) gewählt und der Fragestellung der vorliegenden Studie angepasst.

Eine Studiengruppe der MESANTIS<sup>®</sup>-Gruppe Berlin wertete 3D-Röntgenaufnahmen aus, die aufgrund einer kieferorthopädischen oder implantologischen Indikation angefertigt wurden. Dabei wurden für die kieferorthopädische Kephalemetrie notwendige knöchernen Strukturen an Schädel und Halswirbelsäule vermessen. Auf der Basis dieser Knochenpunkte wurden neue FoV-Größen definiert (Stahlkopf 2014). Diese FoV-Größen wurden bei dem in der vorliegenden Arbeit verwendeten DVT-Gerät *ProMax 3D MID<sup>®</sup>* (*Planmeca*, Helsinki, Finnland) realisiert (20x17 cm, 20x10 cm und 10x10 cm).

Weiter wurden die Vorgaben der ICRP-Richtlinien 103 aus dem Jahr 2007 umgesetzt.

Um die Situation am Patienten bei einer DVT-Aufnahme möglichst realistisch nachzustellen, ist ein anthropomorphes Phantommodell notwendig. In der vorliegenden Arbeit wurde das Phantommodell *Rando<sup>®</sup>-Ran* gewählt, das schon in zahlreichen Studien erfolgreich eingesetzt wurde. Es besteht aus einem humanen knöchernen Schädel und synthetischem Polyurethan. Durch den Aufbau soll die Abschwächung und Streuung der Strahlung durch menschliches Gewebe (Knochenmaterial, Weichgewebe und Luftwege) simuliert werden (The Phantom Laboratory 2014).

Diesen Phantomkopf nutzten bereits *Koivisto et al.* (2012) für ihre Studie. Die ordnungsgemäße Handhabung, die Ausrichtung des Phantomkopfes und die Bestückung mit Dosimetern erfolgte auf der Basis von Angaben dieser Studie.

Bisher hat die ICRP keine Richtlinie herausgegeben, die den Einsatz eines bestimmten Phantommodells zur Dosisbestimmung vorgibt.

Die Quantifizierung der effektiven Dosis erfolgte mit MOS-FET. Diese Methode ist zur Dosismessung bei medizinischen Fragestellungen etabliert.

Auch TLDs wurden bereits zur Dosismessung im Bereich der archäologischen Altersbestimmung, für Strahlenschutzmessungen bei medizinisch indizierten Strahlentherapien (Krischewski 2002) und im Bereich der dentalen Röntgenologie (Ludlow, Davies-Ludlow und Brooks 2003, Ludlow et al. 2006, Ludlow und Ivanovic 2008) verwendet.

TLDs zeichnen sich u. a. durch ihre eine Strahlungsempfindlichkeit und Energieunabhängigkeit aus. Sie decken einen großen Messbereich ab und bieten eine lange Speicherkapazität. TLDs sind aber im Vergleich zu MOS-FETs in der Handhabung deutlich aufwendiger, da sie bruchempfindlich sind oder schon bei einer leichten Verunreinigungen durch Fette (z. B. über Hautkontakt) werden.

Wissenschaftliche Studien belegen, dass MOS-FETs und TLDs zur Dosismessung gleichermaßen geeignet sind (Peet und Pryor, 1999; Quach et al. 2000) und vergleichbare Ergebnisse liefern (Yoshizumi et al. 2007; Koivisto et al. 2014).

Allerdings erfordert auch der Einsatz von MOS-FETs ein standardisiertes Vorgehen. Um Fehlerquellen in der Dosisbestimmung zu vermeiden, wurden die MOS-FET-Dosimeter in vorgefertigten Lochbohrungen im Phantomkopf fest installiert. Der Phantomkopf wurde auf einem standsicheren Untergrund platziert, um Bewegungen während des Scans zu vermeiden. Der Schilddrüsenschutz wurde durch eine Klettvorrichtung sicher am Phantomkopf befestigt.

Durch ein sofortiges Ablesen der Dosis lassen sich Fehler bei der Dokumentation vermeiden. Die Messwerte der 20 Dosimeter können in Echtzeit abgelesen und kontrolliert werden. Aufgrund der limitierten Lebensdauer der MOS-FET-Dosimeter muss darauf geachtet werden, dass kein Dosimeter während der Messungen durch Sättigung ausfällt.

Alle Messungen wurden zehnmal durchgeführt, um eine statistisch Auswertung zu ermöglichen. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde auch eine neue Protokolleinstellung am DVT-Gerät *ProMax 3D MID®* getestet. Dieses „ultra Low Dose“ Protokoll ist für alle einstellbaren FoVs in den Auflösungen „Low Dose“ (600 µm), „Normal Dose“

(400  $\mu\text{m}$ ) und „High Definition“ (200  $\mu\text{m}$ ) wählbar. Hierdurch soll eine weitere Dosisreduktion bei der DVT-Anfertigung erreicht werden.

Während der Studienarbeit stellte sich aber immer wieder die Frage, was die Bezeichnung „ultra Low Dose“ überhaupt aussagt. Aktuell fehlen einheitliche Richtlinien zur Abgrenzung von Dosiskategorien. Um die Daten praxisorientiert zu dokumentieren und dem Leser darüber hinaus eine Hilfestellung bei der Wahl der DVT-Protokolle zu bieten, wurde in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. Bumann ein neuer Begriff zur Beschreibung von „ultra Low Dose“ entwickelt: IADR steht für „Indikationsabhängige Dosisreduktion“ (engl.: indication-dependent dose-reduction) und soll den Begriff „ultra Low Dose“ ablösen. Mit IADR-Konzepten werden keine genauen Strahlendosisbereiche definiert, vielmehr beschreiben sie die geräteabhängige kleinstmögliche Strahlendosis.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

### 5.2.1 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x17 cm

Die im Vorfeld aufgestellte Hypothese, dass konventionelle DVT-Aufnahmen mit dem DVT-Gerät *ProMax 3D MID®* bei unterschiedlichen Protokollen wie „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ unterschiedlich hohe effektive Dosen ergeben, konnte für ein FoV von 20x17 cm bestätigt werden. Die effektive Dosis betrug unter „High Definition“-Bedingungen im Mittel 293,9  $\mu\text{Sv}$ , unter „Normal Dose“-Bedingungen 220,4  $\mu\text{Sv}$  und unter „Low Dose“-Bedingungen 89,7  $\mu\text{Sv}$ .

Bei einer FoV-Größe von 20x17 cm wird bei Erwachsenen und Kindern der vierte Halswirbels (C4) mit abgebildet. Dies ist für die Bestimmung der zervikalen vertebralel Maturation notwendig. Das zu erwartende Wachstum bei Kindern legt den optimalen Zeitpunkt des Therapiebeginns fest (Baccetti et al. 2005). Die standardmäßig zur Größenbestimmung durchgeführte Hand-Röntgenaufnahme kann so umgangen werden (Flores-Mir et al. 2006).

Die hier ermittelten Werte gelten ausschließlich für das verwendete DVT-Gerät. Durch unterschiedliche Voreinstellungen, wie etwa Volumina oder Expositionsparameter, der bei den DVT-Geräten verschiedener Hersteller, ist es schwierig, Dosisvergleiche anzustellen.

Eine Vergleichsstudie (Phantomkopf, 48 TLDs) mit zehn verschiedenen DVT-Geräten ermittelte effektive Dosen zwischen 17,2  $\mu\text{Sv}$  und 396  $\mu\text{Sv}$ . Den Kernbereich bildeten

Werte zwischen 31,6  $\mu\text{Sv}$  und 209  $\mu\text{Sv}$  (Rottke et al. 2013), was in etwa den in der vorliegenden Studie gemessenen Werten entspricht.

### 5.2.2 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 20x10 cm

Die im Vorfeld aufgestellte Hypothese konnte auch für ein FoV von 20x10 cm bewiesen werden. Unterschiedliche Protokolle wie „High Definition“, „Normal Dose“ und „Low Dose“ ergaben für ein FoV von 20x10 cm unterschiedlich hohe effektive Dosen (182,4  $\mu\text{Sv}$ , 136,8  $\mu\text{Sv}$ , 55,1  $\mu\text{Sv}$ ). Darüberhinaus konnte auch durch die Flächenreduktion (von 20x17 cm auf 20x10 cm) eine signifikante Dosisreduktion erzielt werden. Vor jedem Beginn der Messreihe wurde ein Scan durchgeführt, um die Positionierung des Phantomkopfes zu überprüfen und sicherzustellen, dass alle zu untersuchenden Strukturen durch das FoV abgedeckt wurden. Der Schwerpunkt lag hierbei auf der Wiedergabe der gesamten Oberkiefer- und Unterkieferanatomie. Der C4-Wirbelkörper wurde nicht mit einbezogen. Ein DVT-Scan mit einem FoV von 20x10 cm dient nicht zur Bestimmung der Wachstumsfuge, sondern kann für eine Zwischenkontrolle während der kieferorthopädischen Therapie genutzt werden. Hierbei werden mögliche Stellungsänderungen für die weitere kieferorthopädische Interventionen erfasst. Durch eine solche Kontrolle könnten auch sich anbahnende Problematiken wie Rezessionen oder Knochendehiszenzen vermieden werden.

### 5.2.3 Strahlenbelastung konventioneller DVTs - FoV 10x10 cm

Auch diese aufgestellte Hypothese konnte bestätigt werden. Die unterschiedlichen Protokolle ergaben auch für ein FoV von 10x10 cm signifikant unterschiedliche effektive Dosen (High Definition: 222,9  $\mu\text{Sv}$ , Normal Dose: 178,4  $\mu\text{Sv}$ , Low Dose: 56,1  $\mu\text{Sv}$ ). Das FoV 10x10 cm wurde zur Darstellung der reinen Dentition sowohl im adulten als auch im kindlichen Gebiss ausgewählt (Stahlkopf 2014). Hierbei muss lediglich gewährleistet sein, diese Strukturen in ihrer Vollständigkeit abzubilden. Vergleicht man die Werte der beiden FoVs 20x10 cm und 10x10 cm wird deutlich, dass hierbei das kleinere FoV mit einer höheren Strahlenbelastung einhergeht. Dies kann im aktuellen Studienaufbau mit der Positionierung des FoV von 10x10 cm zusammenhängen. Hierbei liegen strahlungsempfindlichere Organe wie die Speicheldrüsen oder die Schilddrüse näher an der abzubildenden Bildebene. Dies sollte bei der Planung im Vorfeld berücksichtigt werden.

#### 5.2.4 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 20x17 cm

Eine weitere Hypothese der vorliegenden Studie war, dass neue IADR-Konzepte geringere effektive Dosen aufweisen als konventionelle DVT-Aufnahmen. Diese Hypothese konnte für das FoV von 20x17 cm bestätigt werden. Die effektiven Dosen lagen für das „IADR-High Definition“ bei 63,9 µSv, für „IADR-Normal Dose“ bei 47,9 µSv und für „IADR-Low Dose“ bei 33,7 µSv. Verglichen mit den entsprechenden konventionellen Konzepten ergab sich für alle Auflösungen eine signifikante Reduktion der Strahlendosis.

Mithilfe der Einstellungsparameter Kilovolt (kV), Milliampere (mA) und Sekunden (s) lässt sich auch die Dosis für andere Milliampere-Bereiche ermitteln. Diese Messreihen wurden nicht separat durchgeführt sondern lediglich aus den vorhandenen Daten errechnet. Aus diesem können die resultierenden effektiven Dosen nur deskriptiv und nicht statistisch ausgewertet werden.

Die folgende Tabelle 40 gibt die berechneten Werte für reduzierte Milliampere-Einstellungen für ein FoV von 20x17 cm in allen drei IADR-Modi wieder.

**Tab. 47:** Kalkulierte effektive Dosen bei reduzierten Milliampere-Einstellungen bei einem FoV von 20x17 cm

Protokoll	FoV	Einstellungen	effektive Dosis	Messreihe
IADR-High Definition	20x17 cm	90 kV/7,1 mA/12,0 s/85,2 mAs	63,9 µSv	ja
IADR-High Definition	20x17 cm	90 kV/6,0 mA/12,0 s/72 mAs	54,0 µSv	nein
IADR-High Definition	20x17 cm	90 kV/5,0 mA/12,0 s/69 mAs	45,0 µSv	nein
IADR-High Definition	20x17 cm	90 kV/4,0 mA/12,0 s/48,0 mAs	36,0 µSv	nein
IADR-High Definition	20x17 cm	90 kV/3,2 mA/12,0 s/38,4 mAs	28,8 µSv	nein
IADR-Normal Dose	20x17 cm	90 kV/7,1 mA/9,0 s/63,9 mAs	47,9 µSv	ja
IADR-Normal Dose	20x17 cm	90 kV/6,0 mA/9,0 s/54,0 mAs	40,5 µSv	nein
IADR-Normal Dose	20x17 cm	90 kV/5,0 mA/9,0 s/45,0 mAs	33,7 µSv	nein
IADR-Normal Dose	20x17 cm	90 kV/4,0 mA/9,0 s/36,0 mAs	27,0 µSv	nein
IADR-Low Dose	20x17 cm	90 kV/5,0 mA/9,0 s/45,0 mAs	33,7 µSv	ja
IADR-Low Dose	20x17 cm	90 kV/4,0 mA/9,0 s/36,0 mAs	27,0 µSv	nein
IADR-Low Dose	20x17 cm	90 kV/3,0 mA/9,0 s/27,0 mAs	20,2 µSv	nein
IADR-Low Dose	20x17 cm	90 kV/2,5 mA/9,0 s/22,5 mAs	16,9 µSv	nein
IADR-Low Dose	20x17 cm	90 kV/2,0 mA/9,0 s/18,0 mAs	13,5 µSv	nein

Die Aufstellung belegt, dass durch eine weitere Parameteroptimierung eine zusätzliche Dosisreduktion möglich ist. Der minimale Wert (13,5  $\mu\text{Sv}$ ) wurde mit der Einstellung 90 kV/2,0 mA/9,0 s/18,0 mAs erzielt.

Für eine Umsetzung solcher Einstellungsänderungen müssen die Anwender in der klinischen Praxis weitreichende Kenntnisse haben. Daher sind diese Möglichkeiten nur eingeschränkt realisierbar.

Angemerkt werden muss, dass die Evaluation der Bildqualität bei der Verwendung moderner IADR-Aufnahmekonzepte nicht Gegenstand dieser Studie gewesen ist. Es wurden lediglich die auftretenden Strahlenbelastungen mit denen konventioneller Aufnahmen verglichen. In einer Studie zur Dosismessung an einem adulten und einem juvenilen Phantom wurde aber gezeigt, dass es bei der Verwendung von IADR-Aufnahmekonzepten trotz Dosisreduktion zu keinen statistisch relevanten Verlusten der Bildqualität kommt (Ludlow und Koivisto, 2015). Andere Studien belegen dagegen, dass eine signifikante Dosisreduktion mit einem signifikanten Verlust der Bildqualität einhergeht. Das Ausmaß des Qualitätsverlusts ist jedoch für bestimmte Indikationen, wie eine Zwischeneinschätzung des Therapieverlaufs, akzeptabel (Ludlow und Walker, 2013). Aufgrund der widersprüchlichen Ergebnisse sollten aber weitere Studien zur Bildqualität bei Reduktion der mA-Einstellung folgen.

#### 5.2.5 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 20x10 cm

Unterschiedliche Protokolle ergaben auch für ein FoV von 20x10 cm unterschiedlich hohe effektive Dosen (IADR-High Definition: 38,9  $\mu\text{Sv}$ , IADR-Normal Dose: 32,4  $\mu\text{Sv}$ , IADR-Low Dose: 10,9  $\mu\text{Sv}$ ). Die Messreihe „IADR-Low Dose“ wurde mit der Einstellung von 2,5 mA durchgeführt, was den großen Sprung zwischen 32,4  $\mu\text{Sv}$  und 10,9  $\mu\text{Sv}$  erklärt (Tab. 48). Diese Abweichung im Versuchsprotokoll diente der Kontrolle, ob Dosisberechnungen ausgehend von der Dosis bei niedrigen Milliampere Werten möglich sind.

Es konnte gezeigt werden, dass DVT-Scans zur Darstellung der wichtigen kieferorthopädisch relevanten knöchernen Strukturen ohne den C4-Wirbelkörper mittels eines FoV von 20x10 cm mit einer effektiven Dosis von minimal 10,9  $\mu\text{Sv}$  angefertigt werden können. Auch bei dieser Versuchsreihe wurde im Vorfeld ein Scan durchgeführt, um zu kontrollieren, ob alle wichtigen Strukturen erfasst werden. Die folgende Tabelle 48 gibt die kalkulierten Werte der einzelnen IADR-Einstellungen für das FoV 20x10 cm wieder.



**Tab. 48:** Kalkulierte effektive Dosen bei reduzierten Milliampere-Einstellungen bei einem FoV von 20x10 cm

Protokoll	FoV	Einstellungen	effektive Dosis	Messreihe
IADR-High Definition	20x10 cm	90 kV/7,1 mA/6,0 s/42,6 mAs	38,9 µSv	ja
IADR-High Definition	20x10 cm	90 kV/6,0 mA/6,0 s/36,0 mAs	32,9 µSv	nein
IADR-High Definition	20x10 cm	90 kV/5,0 mA/6,0 s/30,0 mAs	27,4 µSv	nein
IADR-High Definition	20x10 cm	90 kV/4,0 mA/6,0 s/24,0 mAs	21,9 µSv	nein
IADR-Normal Dose	20x10 cm	90 kV/7,1 mA/4,5 s/32,0 mAs	32,4 µSv	ja
IADR-Normal Dose	20x10 cm	90 kV/6,0 mA/4,5 s/22,5 mAs	27,4 µSv	nein
IADR-Normal Dose	20x10 cm	90 kV/5,0 mA/4,5 s/18,0 mAs	22,8 µSv	nein
IADR-Normal Dose	20x10 cm	90 kV/4,0 mA/4,5 s/18,0 mAs	18,2 µSv	nein
IADR-Low Dose	20x10 cm	90 kV/6,0 mA/4,5 s/27,0 mAs	26,2 µSv	nein
IADR-Low Dose	20x10 cm	90 kV/5,0 mA/4,5 s/22,5 mAs	21,9 µSv	nein
IADR-Low Dose	20x10 cm	90 kV/4,0 mA/4,5 s/18,0 mAs	17,5 µSv	nein
IADR-Low Dose	20x10 cm	90 kV/2,5 mA/4,5 s/11,2 mAs	10,9 µSv	ja

## 5.2.6 Strahlenbelastung modernster IADR Protokolle - FoV 10x10 cm

Auch bei einem FoV von 10x10 cm hatten unterschiedliche Protokolle einen Einfluss auf die Strahlenbelastung (IADR-High Definition: 49,3  $\mu$ Sv, IADR-Normal Dose: 42,4  $\mu$ Sv, IADR-Low Dose: 26,7  $\mu$ Sv). Wie bei den anderen FoVs wurde durch Kalkulation die Dosis niedrigerer Milliampere-Werte bestimmt (Tab. 49).

**Tab. 49:** Kalkulierte effektive Dosen bei reduzierten Milliampere-Einstellungen bei einem FoV von 10x10 cm

Protokoll	FoV	Einstellungen	effektive Dosis	Messreihe
IADR-High Definition	10x10 cm	90 kV/7,1 mA/5,0 s/35,5 mAs	49,3 $\mu$ Sv	ja
IADR-High Definition	10x10 cm	90 kV/6,0 mA/5,0 s/30,0 mAs	41,7 $\mu$ Sv	nein
IADR-High Definition	10x10 cm	90 kV/5,0 mA/5,0 s/25,0 mAs	34,7 $\mu$ Sv	nein
IADR-High Definition	10x10 cm	90 kV/4,0 mA/5,0 s/20,0 mAs	27,8 $\mu$ Sv	nein
IADR-Normal Dose	10x10 cm	90 kV/7,1 mA/4,0 s/28,4 mAs	42,2 $\mu$ Sv	ja
IADR-Normal Dose	10x10 cm	90 kV/6,0 mA/4,0 s/24,0 mAs	35,7 $\mu$ Sv	nein
IADR-Normal Dose	10x10 cm	90 kV/5,0 mA/4,0 s/20,0 mAs	29,7 $\mu$ Sv	nein
IADR-Normal Dose	10x10 cm	90 kV/4,0 mA/4,0 s/16,0 mAs	23,8 $\mu$ Sv	nein
IADR-Low Dose	10x10 cm	90 kV/6,0 mA/3,0 s/18,0 mAs	26,7 $\mu$ Sv	ja
IADR-Low Dose	10x10 cm	90 kV/5,0 mA/3,0 s/15,0 mAs	22,2 $\mu$ Sv	nein
IADR-Low Dose	10x10 cm	90 kV/4,0 mA/3,0 s/12,0 mAs	17,8 $\mu$ Sv	nein
IADR-Low Dose	10x10 cm	90 kV/2,5 mA/3,0 s/7,5 mAs	11,1 $\mu$ Sv	nein

Die minimale effektive Dosis von 11,1  $\mu$ Sv wird theoretisch mit dem Protokoll „IADR-Low Dose“ mit den Einstellungen 90 kV/2,5 mA/3,0 s/7,5 mAs erreicht.

Auch hier fällt wieder auf, dass die Werte der effektiven Dosis für das FoV 10x10 cm höher lagen als für das FoV von 20x10 cm. Bei der Einstellung „IADR-High Definition“ betrug die Differenz 19,2%.

Betrachtet man die Werte der einzelnen Organdosen, wird auch hier deutlich, in welchem Bereich die Strahlenbelastung bei dem FoV 10x10 cm erhöht ist (Tab. 50).

**Tab. 50:** Vergleich der Organdosen (Auswahl) bei einem FoV von 20x10 cm für „IADR-High Definition“ und 10x10 cm für „IADR-High Definition“, Angabe der effektiven Dosis in  $\mu\text{Sv}$  (HD = High Definition)

Gewebe	effektive Dosis IADR HD 20x10 cm	effektive Dosis IADR HD 10x10 cm
Knochenmark	8,7	10,3
Schilddrüse	5,5	6,5
Speicheldrüsen	7,8	11,4
Mundschleimhaut	7,8	10,8

Auch hier wird vermutet, dass die Zentrierung durch das kleinere FoV auf radiologisch empfindlichere Organe diese Differenz verursacht. Dieser Effekt sollte beim Einsatz der FoV-Größe 10x10 cm bedacht werden. Möglicherweise wäre es ratsam ein größeres FoV von 20x10 cm anzufertigen, um die Gesamtdosis zu reduzieren. Zusätzlich lässt sich durch ein umfangreicheres FoV eine größere anatomische Fläche abdecken, so dass die Zielstrukturen trotz eventueller Positionierungsfehler abgebildet werden.

#### 5.2.7 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x17 cm mit KOR

In diesem Abschnitt wurde untersucht, inwieweit sich die effektiven Dosen moderner IADR-Protokolle von denen herkömmlicher KOR-Aufnahmen unterscheiden. Im Vorfeld wurde die Literatur nach Studien mit ähnlichem Versuchsaufbau zur Dosismessung von KOR durchsucht. *Ludlow und Ivanovic* (2008) ermittelten einen Gesamtwert für KOR von 29,9  $\mu\text{Sv}$ . Dieser setzte sich aus dem Wert für die PSA mit 24,3  $\mu\text{Sv}$  und dem Wert für das FRS mit 5,6  $\mu\text{Sv}$  zusammen. Bei *Grünheit et al.* (2012) betrug die Gesamtdosis für KOR 26,0  $\mu\text{Sv}$ . Hier hatte die PSA einen Anteil von 21,5  $\mu\text{Sv}$  und das FRS einen Wert von 4,5  $\mu\text{Sv}$ . In einer weiteren Studie setzte sich die Gesamtdosis von 26,9  $\mu\text{Sv}$  aus 21,9  $\mu\text{Sv}$  für die PSA und 5,03  $\mu\text{Sv}$  für ein FRS zusammen (Patcas et al. 2012).

Die Werte der vorliegenden Studie lagen im Mittel bei 24,4  $\mu\text{Sv}$  für eine PSA-Aufnahme und bei 1,1  $\mu\text{Sv}$  für eine Ceph. lat.. Diese beiden Aufnahmen zusammen bildeten KOR-I (25,5  $\mu\text{Sv}$ ). Da eine Ceph PA-Aufnahme nicht standardmäßig zur Therapieplanung durchgeführt wird, wurde im Rahmen dieser Arbeit für KOR-II (PSA + Ceph PA) lediglich ein deskriptiver Vergleich mit den DVT-Werten durchgeführt. Die Summe von PSA, Ceph lat. und Ceph PA bildete KOR-III.

Die aufgestellte Hypothese, dass moderne IADR-Aufnahmetechniken höhere effektive Dosen aufweisen als KOR konnte für ein FoV von 20x17 cm bestätigt werden. Im Mittel

lagen die Protokolle „IADR-High Definition“, „IADR-Normal Dose“ und „IADR-Low Dose“ mit 63,9  $\mu\text{Sv}$ , 47,9  $\mu\text{Sv}$  und 33,7  $\mu\text{Sv}$  signifikant höher als die Aufnahmen von KOR-I, KOR-II oder auch KOR-III mit 25,6  $\mu\text{Sv}$ , 27,7  $\mu\text{Sv}$  und 28,8  $\mu\text{Sv}$ .

Die Werkseinstellung des Gerätes *ProMax 3D MID*® für IADR bedeutet daher eine relativ hohe Strahlenbelastung. Durch ein Absenken des Milliampere-Wertes (90 kV/2,0 mA/9,0 s/18,0 mAs für ein FoV von 20x17 cm) kann die effektive Dosis jedoch auf 13,5  $\mu\text{Sv}$  und damit weiter unter die Belastung einer PSA-Aufnahme (24,4  $\mu\text{Sv}$ ) reduziert werden.

Die statistische Auswertung dieser Messreihe gestaltete sich generell schwierig, da hier zwei unterschiedliche Röntgenverfahren miteinander verglichen werden. Bei unterschiedlichen Gerätegruppen ist ein statistischer Vergleich unter wissenschaftlichen Kriterien nicht zulässig. Aus diesem Grund wurde die statistische Signifikanz des Unterschiedes der Strahlenbelastung zu den IADR-Protokollen ausschließlich für eine PSA ermittelt. Die Werte für Ceph PA und Ceph lat. wurden nur deskriptiv verglichen.

*Pittayapat et al.* (2013) verglichen die Bildqualität und diagnostische Validität von DVT-errechneten 2D-PSA und herkömmlichen digitalen 3D-Aufnahmen. Die Autoren analysierten neun unterschiedliche DVT-Geräte, ein multi-slice-CT und ein digitales PSA-Gerät. Das in der vorliegenden Studie verwendete Gerät *ProMax 3D MID*® wurde allerdings nicht in die Studie eingeschlossen. Die herkömmlichen digitalen PSA-Aufnahmen lieferten signifikant bessere (Faktor 7,3) visuelle Darstellungen im Vergleich zu den 2D-Aufnahmen mit den DVT-Geräten (*Pittayapat et al.* 2013). Die Anfertigung von 2D-Aufnahmen mittels eines DVT-Gerätes scheint daher nicht zielführend.

In einer weiteren Studie testeten *Pittayapat et al.* (2014) die diagnostische Wertigkeit von DVT-Aufnahmen mit PSA-Aufnahmen im Rahmen einer kieferorthopädischen Therapieplanung. In dieser Studie lieferten DVT-Aufnahmen, die aufgrund hinreichender Gründe angefertigt wurden, präzisere diagnostische Informationen für die Behandlungsplanung.

Eine systematische Literaturanalyse ergab, dass auch routinemäßig angefertigte Ceph lat. Aufnahmen in ihrer diagnostischen Validität hinterfragt werden müssen. Diese Aufnahmen werden teilweise ohne adäquate wissenschaftliche Indikation zu Beginn einer Therapieplanung angefertigt (*Durão et al.* 2013).

### 5.2.8 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 20x10 cm mit KOR

Bei dem Vergleich der IADR-Protokolle mit einem FoV von 20x10 cm und den KOR-Aufnahmen zeigte die „IADR-Low Dose“-Einstellung mit einem Milliampere-Wert von 2,5 mA mit einer effektiven Dosis von 10,9  $\mu\text{Sv}$  eine signifikant niedrigere Strahlenbelastung als die PSA. Damit lagen auch die Summenwerte KOR-I, Kor-II und KOR-III über der Strahlendosis bei der „IADR-Low Dose“-Einstellung. Bei einer Werkseinstellung für die „High Definition“- und „Normal Dose“-Protokolle bestätigte sich dagegen die Hypothese, dass moderne IADR-Aufnahmetechniken höhere effektive Dosen aufweisen als KOR.

In der vorliegenden Arbeit wurde ausschließlich die Strahlenbelastung untersucht. Eine Kontrolle der Auflösung der DVT-Bilder fand nicht statt.

Eine Reduzierung des Milliampere-Werts führt naturgemäß zu einer schlechteren Auflösung und damit möglicherweise zu einer eingeschränkten Auswertbarkeit. Eine reduzierte effektive Dosis hat keinen Nutzen, wenn eine Aufnahme wiederholt werden muss, da Strukturen nicht sauber abgebildet wurden. Der Effekt eines reduzierten Milliampere-Wertes auf die Auflösung der DVT-Aufnahmen sollte Gegenstand weiterer Studien sein.

### 5.2.9 Vergleich des IADR-Protokolls FoV 10x10 cm mit KOR

Die Versuchsreihe mit einem FoV von 10x10 cm bestätigte die Hypothese, dass moderne IADR-Aufnahmetechniken höhere effektive Dosen aufweisen als konventionelle PSA-Aufnahmen. Die Werte lagen im Mittel bei 49,3  $\mu\text{Sv}$  für „IADR-High Definition“, bei 32,4  $\mu\text{Sv}$  für „IADR-Normal Dose“ und bei 26,2  $\mu\text{Sv}$  für „IADR-Low Dose“. Unter „IADR-High Definition“- und „IADR-Normal Dose“-Bedingungen war die Strahlenbelastung darüber hinaus auch höher als bei KOR-II (27,7  $\mu\text{Sv}$ ) bzw. KOR-III (28,8  $\mu\text{Sv}$ ). Lediglich das „IADR Low Dose“-Protokoll ergab mit einem Wert von 26,2  $\mu\text{Sv}$  eine niedrigere Strahlenbelastung bei einem Vergleich mit KOR-II und KOR-III.

### 5.2.10 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x17 cm

Die aufgestellte Hypothese, dass die Verwendung eines Schilddrüsenschutzes die Strahlenbelastung reduzierte, konnte für das konventionelle DVT-Protokoll und das moderne IADR-Protokoll bei einem FoV von 20x17 cm bestätigt werden. Die Reduktionen lagen zwischen 7,3 und 10,4% (siehe Kapitel 4.10, Tab. 31 und Tab. 34).

Auch *Hidalgo et al.* ermittelten in ihrer Studie aus dem Jahr 2014 eine statistisch signifikante Reduktion der absorbierten Strahlung durch die Schilddrüse bei Anwendung eines Schilddrüsenschutzes. Die Messungen hierzu wurden mit einem juvenilen Phantommodell durchgeführt.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendete Schutzvorrichtung der Firma *Wiroma AG* war in der Lage der Schilddrüse wirksam abzuschirmen. Daneben wurde eine deutliche Reduktion der Strahlenbelastung der Speicheldrüsen und der oberen Atemwege erreicht. Bei der Verwendung eines Schilddrüsenschutzes muss der korrekte Sitz überprüft werden.

Ein nur locker angelegter Schilddrüsenschutz hat keine strahlenreduzierende Wirkung (Qu et al. 2012). Weiter muss kontrolliert werden, dass keine Interferenzen zwischen dem Schutz und den darzustellenden Strukturen auftreten. Dies wurde an Probanden, die zur indikationsgerechtfertigten Anfertigung einer DVT-Aufnahme in das Institut ME-SANTIS kamen, überprüft. Bei den Aufnahmen konnten keine Probleme festgestellt werden.

#### 5.2.11 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 20x10 cm

Die aufgestellte Hypothese, dass die Verwendung eines Schilddrüsenschutzes die Strahlenbelastung reduziert, konnte für beide DVT-Protokolle (konventionell und IADR) bei einem FoV von 20x10 cm bestätigt werden. Hier lagen die Reduktionen zwischen 7,2 und 14,5% (siehe Kapitel 4.11, Tab. 37 und Tab. 40).

Auch hier lag die reduzierte Strahlung hauptsächlich bei den mit dem Schilddrüsenschutz bedeckten Organen wie der Schilddrüse, den Speicheldrüsen und den oberen Atemwegen.

#### 5.2.12 Effekt eines Schilddrüsenschutzes bei DVTs - FoV 10x10 cm

Die aufgestellte These konnte hier, ebenso wie die voran gegangenen zwei Hypothesen, bestätigt werden. Bei allen Vergleichen für das FoV von 10x10 cm kann eine deutliche Reduktion der Strahlendosis durch Anwendung des Schilddrüsenschutzes nachgewiesen werden. Diese Reduktionen lagen bei dem FoV von 10x10 cm zwischen 7,3 und 11,7% (siehe Kapitel 4.12, Tab. 43 und Tab. 46).

Ebenso reduzierte sich die Strahlung bei den vom Schilddrüsenschutz hauptsächlich bedeckten Organen.

### 5.3 Schlussfolgerungen

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden Strahlendosen moderner IADR-Protokolle mit und ohne Schilddrüsenschutz ermittelt und mit der Strahlendosis konventioneller DVT-Protokolle und KOR-Aufnahmen verglichen. Die DVT-Aufnahmen wurden mit dem DVT-Gerät *ProMax 3D MID®* der Firma *Planmeca* aus Helsinki realisiert. Nach dem ALARA-Prinzip sollte jede diagnostische Maßnahme die geringstmögliche Strahlenbelastung hervorrufen.

Diese Studie dient zur Orientierung, inwieweit sich effektive Dosen reduzieren lassen und welche zusätzlichen Maßnahmen getroffen werden können. Die Ergebnisse der Studie belegen, dass es unabdingbar ist, dass sich jeder Behandler im Vorfeld der Therapieplanung Gedanken zu einer adäquaten FoV-Größe macht. Dabei muss sichergestellt sein, dass die gewählte FoV-Größe die darzustellenden anatomischen Strukturen erfasst, um Wiederholungsaufnahmen und damit eine zusätzliche Strahlenbelastung zu vermeiden.

Moderne IADR-Protokolle verursachen im Vergleich zu den bisher verwendeten konventionellen Protokollen signifikant niedrigere effektive Dosen.

Tabelle 51 veranschaulicht nochmals die Mittelwerte der Strahlenbelastung bei konventionellen DVT- und modernen IADR-Protokollen bei den drei untersuchten FoVs.

**Tab. 51:** Vergleich der Mittelwerte der effektiven Dosis (n=10) konventioneller DVTs und moderner IADR-Protokolle

Protokoll	FoV 20x17 cm	FoV 20x10 cm	FoV 10x10 cm
	effektive Dosis in $\mu\text{Sv}$	effektive Dosis in $\mu\text{Sv}$	effektive Dosis in $\mu\text{Sv}$
High Definition	293,9	182,4	222,9
IADR-High Definition	63,9	38,9	49,3
Normal Dose	220,4	136,8	178,4
IADR-Normal Dose	47,9	32,4	42,2
Low Dose	89,7	55,1	56,1
IADR-Low Dose	33,7	10,9	26,7

Durch die Reduzierung der Milliampere-Werte lässt sich eine weitere, teilweise drastische Strahlenreduktion erreichen. Bei einem FoV von 20x17 cm<sup>2</sup> und der Einstellung 90 kV/2,0 mA/9,0 s/18,0 mAs lag die effektive Dosis bei 13,5  $\mu\text{Sv}$  und damit weit unter

den Werten für eine analoge PSA-Aufnahme (21,5  $\mu\text{Sv}$  und 24,4  $\mu\text{Sv}$ ) (Ludlow und Ivanovic 2008, Grünheid et al. 2012, Patcas et al. 2012).

Aufgrund ethischer Aspekte ist es nicht möglich, derartige Studien an Erwachsenen und Kindern durchzuführen. Daher gibt es kaum Daten zur Schädlichkeit von Strahlungs-dosen. In einer Studie wird die Relevanz von CT-Aufnahmen für das Auftreten von Leukämien und Hirntumoren bei Kindern thematisiert (Pearce et al. 2012). Für den Bereich der Strahlenbelastung in der vorliegenden Studie findet sich in der Literatur kein Hinweis auf eine Gefährdung. Voraussetzung für eine Strahlenexposition ist immer der klinische und diagnostische Nutzen für den Patienten und das verantwortungsvolle Planen einer DVT-Aufnahme.

Die Reduzierung der Milliampere-Werte zur Senkung der Strahlenbelastung bedeutet eventuell auch eine Verschlechterung der Auflösung und damit potentiell eine schlechtere Darstellung therapie-relevanter Strukturen. Daher sollten weitere Studien zur Bildauflösung von DVT-Aufnahmen unter reduzierten Milliampere-Werten durchgeführt werden.

Weiter belegen die Daten der vorliegenden Studie eindeutig, dass das hochstrahlenempfindliche Organ Schilddrüse durch Schutzmaßnahmen wirksam abgeschirmt werden kann.

Anwender von DVT-Geräten sollten immer über Neuerungen informiert sein. Beim Kauf eines DVT-Gerätes sollten sie kritisch prüfen, ob die durch die Firma festgelegten FoVs eine ausreichende Befundung ermöglichen. Des Weiteren sollten Geräte gewählt werden, bei denen die Parameter individuell eingestellt werden können, um indikationsabhängig weitere Dosisreduktionen zu ermöglichen. Nur durch stetige Weiterbildung ist es dem Behandler es möglich, das ALARA-Prinzip einzuhalten und die Strahlenbelastung für den Patienten so gering wie möglich zu halten.



## 6 Literaturverzeichnis

- 1 Busch, U. „Chronik 100 Jahre Anwendungen der Röntgenstrahlen in der medizinischen Diagnostik.“ Deutsches Röntgenmuseum Remscheid, 2010
- 2 Schimank H. „Wilhelm Conrad Röntgen.“ Physikalische Blätter 2.3, 1946:55-56.
- 3 Schulze R. Quintessenz. Focus Zahnmedizin. Zahnärztliche Röntgenologie. Berlin: Quintessenz, 2009:1-13.
- 4 Farman AG and Farman TT „ A status report on digital imaging for dentistry.“ Oral Radiology 2004; 20(1):9-14.
- 5 Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R et al. „Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: patient exposure.“ Dentomaxillofac Rad 2005; 34:145-149.
- 6 Visser H, Rödiger T and Hermann KP „Dose reduction by direct-digital cephalometric radiography.“ Angle Orthod 2001; 71(3):159-163.
- 7 Fuhrmann R, Feifel H, Schnapauf A et al. „Integration von dreidimensionaler Kephalemetrie und 3D-Schädelmodellen bei der kombinierten orthodontisch/chirurgischen Behandlungsplanung.“ J Orofac Orthop 1996; 57(1):32-45.
- 8 Röntgenverordnung, Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung-RöV). Neugefasst durch Bek. v. 30.04.2003/604; geändert durch Art. 2 V v. 04.10.2011/2000
- 9 Pasler F A. Zahnärztliche Radiologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2008.
- 10 Paatero Y V. "Pantomographische Röntgenphotographie." J Orofac Orthop 1952; 13(3):115-117.
- 11 Numata H. "Consideration of the parabolic radiography of the dental arch." J Shimazu Stud 1933; 10:13.
- 12 Mouyen F, Benz C, Sonnabend E et al. "Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. " Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1968; 68(2):238-242.
- 13 Hounsfield G N. "Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system." J Radiol 1973; 46:1016-1022.
- 14 Cohnen M, Kemper J, Möbes O et al. "Radiation dose in dental radiology." Eur Radiol 2002; 12(3):634-637.
- 15 Parks E T und Williamson G F. "Digital radiography: an overview." J Contemp Dent Pract 2002; 3(4):23-39.
- 16 Feldkamp L A, Davis L C and Kress J W. "Practical cone-beam algorithm." JOSA A 1984; 1(6):612-619.

- 17 Ambrose J. „Computerized transverse axial scanning (tomography): Part II.“ Brit J Radiol 1973; 46:1023-1047.
- 18 Bumann A, Wiemer K, Staribratova-Reister K et al. „Die digitale Volumentomographie-klinisch unterschätzt und wirtschaftlich überschätzt?“, ZMK 2008; 24:214-224.
- 19 Reiche D Roche Lexikon Medizin. Elsevier Health Sciences, 2003
- 20 Schulze D, Heiland M, Rother U, „Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie im Bereich des Gesichtsschädels.“ Quintessenz 2005; 56:51-56.
- 21 Bumann A, Nitka M, Mah J „DVT-Für und Wider aus Sicht des Anwenders.“ KN Wissenschaft & Praxis 2009; 9:6-9.
- 22 Mozzo P, Procacci C, Tacconi A et al. „A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results.“ Eur Radiol, 1998; 8(9):1558-1564.
- 23 Mah JK, Danforth RA, Bumann A et al., „Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device.“ Oral Surg Oral Med Oral Pathol 2003; 96(4):508-513.
- 24 Copenrath E, Draenert F, Lechel U et al. "Cross-sectional imaging in dentomaxillofacial diagnostics: dose comparison of dental MSCT and NewTom 9000 DVT." RöFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin 2008; 180(5):396-401.
- 25 Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL et al. „Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT.“ Dentomaxillofac Rad 2006; 35(4):219-26.
- 26 Okano T, Harata Y, Sugihara Y et al. „Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning.“ Dentomaxillofac Rad 2009; 38: 79-85.
- 27 Silva MA, Wolf U, Heinicke F et al. „Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation.“ Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133: 640.e1-5.
- 28 Loubele M, Jacobs R, Maes F et al. „Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning.“ Radiation protection dosimetry 2005; 117:211-216.

- 29 Hirsch E, Wolf U, Heinicke F et al. „Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view.“ *Dentomaxillofac Rad* 2008; 37:268–273.
- 30 Ludlow JB and Ivanovic M "Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology." *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2008; 106(1):106-114.
- 31 Holberg C, Steinhäuser S, Geis P et al. „Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations.“ *J Orofac Orthop* 2005; 66(6):434-444.
- 32 Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL „Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit.“ *Dentomaxillofac Rad* 2003; 32(4):229-234.
- 33 Tsiklakis K ,Donta C, Gavala S et al., „Dose reduction in maxillofacial imaging using “Low Dose” Cone Beam CT.“, *Eur J Radiol* 2005; 56(3):413-417.
- 34 Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A., Ekestubbe A et al. „Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD.“ *Dentomaxillofac Rad* 2008; 37:72-79.
- 35 Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E et al. „Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications“. *Eur J Radiol* 2008; 71(3):461-468.
- 36 Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Grondahl K et al. „Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology.“ *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2007; 103:114–119.
- 37 Patel S, Dawood A, Ford TP et al. „The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems.“ *Int Endod J* 2007; 40(10):818-830.
- 38 Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M et al. „State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement.“ *Clin Oral Invest* 2006; 10:1–7.
- 39 Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B et al. „Bone density assessment of dental implant sites: 2.Quantitative cone-beam computerized tomography.“ *Int J Oral-Maxillofac Implants* 2005; 20:416–424.
- 40 Honda K, Arai Y, Takano Y et al. „Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of the thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint.“ *Dentomaxillofac Rad* 2004; 33:391–395.

- 41 Honda K, Larheim TA, Matsumoto K et al. „Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material.“ *Dentomaxillofac Rad* 2006; 35:152–157.
- 42 Kau CH, Richmond S, Palomo JM et al. „Current Products and Practice Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics.“ *J Orthod* 2005; 32(4):282-293.
- 43 Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y et al. „Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography.“ *Angle Orthod* 2005; 75: 895–903.
- 44 Swennen GRJ and Schtyser F „Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography.“ *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130:410–416.
- 45 Farman AG and Scarfe WC „Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography.“ *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 257–265.
- 46 Kumar V, Ludlow JB, Mol A et al. „Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms.“ *Dentomaxillofac Rad* 2007; 36:263-269.
- 47 Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, et al. „Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms.“ *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134(6):798-802.
- 48 Zamora N, Llamas JM, Cibrián R et al. „Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images.“ *Angle Orthod* 2011; 81(5):856-864.
- 49 Kapila S, Conley RS, Harrell Jr, WE „The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics.“ *Dentomaxillofac Rad* 2011; 40:24-34.
- 50 Farman AG „ALARA still applies.“ *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2005; 100(4): 395-397.
- 51 Hirschfelder U "Stellungnahme: Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT)." *J Orofac Orthop* 2008; 69:484-487.
- 52 Valentin J „The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection.“ ICRP Publication 103, Oxford: Elsevier, 2007.

- 53 Berger C, Duda M, Fleiner J et al. „Leitfaden-Dreidimensionale Bildgebung in der Implantologie.“ Bundesverband der implantologisch tätigen Zahnärzte in Europa BDIZ, 2009
- 54 Deutsche Gesellschaft für Zahn-Mund und Kieferheilkunde. Sk1 Leitlinie Dentale Volumetomographie, Leitlinie: 2009
- 55 AAOMR. AAE and AAOMR joint position statement. „Use of cone-beam-computed tomography in Endodontics“, 2010.
- 56 Harris D, Horner K, Gröndahl K et al. „EAO guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw.“ Clinical Oral Implants Res 2011; 23(11):1243-1253.
- 57 Nitsche T, Menzenbach M, Wiltfang J. S2-k-Leitlinie: Indikationen zur implantologischen 3D-Röntgendiagnostik und navigationsgestützten Implantologie. 2011:13-14.
- 58 American Dental Association Council on Scientific Affairs. „The use of cone-beam computed tomography in dentistry: an advisory statement from the American Dental Association Council on Scientific Affairs.“ J Am Dent Assoc 2012; 143(8):899.
- 59 The SEDENTEXCT Project. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology: Evidence Based Guidelines 2011 (v2.0 Final). [www.sedentexct.eu/files/guidelines\\_final.pdf](http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf). Accessed May 11, 2012.
- 60 Evans CA, Scarfe W, Ahmad M et al. „Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology.“ Oral Radiol 2013; 116:238-257.
- 61 Deutsche Gesellschaft für Zahn- Mund und Kieferheilkunde. S2k-Leitlinie: Dentale digitale Volumetomographie, Leitlinie: 2013
- 62 Jeong DK, Lee SC, Huh KH et al. „Comparison of effective dose for imaging of mandible between multi-detector CT and cone-beam CT.“ Imaging Sci Dent 2012; 42(2):65-70.
- 63 Theodorakou C, Walker A, Horner K et al. & SEDENTEXCT Project Consortium „Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms.“, 2012.

- 64 Davies J, Johnson B, Drage NA „Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws.“ *Dentomaxillofac Rad* 2012; 41:30-36.
- 65 Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H et al. „Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners.“ *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2012; 114(1):127-135.
- 66 Koivisto J, Kiljunen T, Tapiovaara M et al. „Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations.“ *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2012; 114(3):393-400.
- 67 Hujoel P, Hollender L, Bollen AM et al. „Head-and-neck organ doses from an episode of orthodontic care.“ *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133(2):210-217.
- 68 Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B et al. „Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners.“ *Eur J Radiol* 2010; 81(2):267-271.
- 69 Williams JR and Montgomery A „Measurement of dose in panoramic dental radiology.“ *Br J Radiol* 2000; 73(873):1002-1006.
- 70 Isoardi P and Ropolo R „Measurement of dose–width product in panoramic dental radiology.“ *Br J Radiol* 2003; 76:129–131.
- 71 Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y et al. „Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners.“ *Dentomaxillofac Rad* 2009; 38:367–378.
- 72 Roberts JA, Drage NA, Davies J et al. „Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry.“ *Br J Radiol* 2009; 82:35–40.
- 73 Qu XM, Li G, Ludlow JB et al. „Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols.“ *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2010; 110(6):770-776.
- 74 Jadu F, Yaffe MJ and Lam EWN „A comparative study of the effective radiation doses from cone beam computed tomography and plain radiography for sialography.“ *Dentomaxillofac Rad* 2010; 39:257–263.
- 75 Zink K „Thermolumineszenzdosimetrie“ Fachhochschule Giessen Friedberg PDF „Thermolumineszenzdosimetrie“  
[https://homepages.thm.de/~hg11956/Lehrveranstaltungen/AMP03/Anleitung\\_AM P06\\_2007.pdf](https://homepages.thm.de/~hg11956/Lehrveranstaltungen/AMP03/Anleitung_AM P06_2007.pdf) (zuletzt besucht am 18.09.2014)

- 76 Elektronik-Kompendium,  
<http://www.elektronikkompendium.de/sites/bau/0510161.htm>  
(zuletzt besucht am 18.09.2014)
- 77 Best Medical Canada, Introduction to the MOS-FET Dosimeter,  
<http://www.bestmedicalcanada.com/products/mobileMOS.html#features>  
(zuletzt besucht am 18.09.2014)
- 78 Ramani R, Russell S, and O'Brien P „Clinical dosimetry using MOSFETs.“ *Int J Radiat Oncol* 1997; 37(4), 959-964.
- 79 Bloemen-van Gulp EJ „In vivo dosimetry using MOSFET detectors in radiotherapy.“ *Universitaire Pers.*, 2009
- 80 Koivisto J, Schulze D, Wolff J et al. „Effective dose assessment in the maxillofacial region using thermoluminescent (TLD) and metal oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters: a comparative study.“ *Dentomaxillofac Rad* 2014, 43(8).
- 81 De Vos W, Casselman J and Swennen GRJ „Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature.“ *IJOMS* 2009; 38(6):609-625.
- 82 Grünheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT et al. „Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging.“ *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141(4):436-443.
- 83 Roman S and Margrit-Ann G „Assessment of the effective doses from two dental CBCT devices.“ *Dentomaxillofac Rad* 2013; 42:20120273
- 84 Ludlow JB and Walker C „Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography.“ *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144(6):802-817.
- 85 Patcas R, Singorelli L, Peltomäki T et al. „Is the use of the cervical vertebrae maturation method justified to determine skeletal age? A comparison of radiation dose of two strategies for skeletal age estimation.“ *Eur J Orthodont* 2012; 35(5):604-609
- 86 Mann H and Whitney D “On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other.” *Annals of mathematical Statistics* 1947; 18:50-60.
- 87 Kruskal WH and Wallis WA „Use of ranks in one-criterion variance analysis.” *J Am Stat Assoc* 1952; 47:583-621.

- 88 Dunn OJ "Multiple comparisons using rank sums." *Technometrics* 1964; 6: 241-252.
- 89 Stahlkopf V, persönliche Mitteilung, Berlin 2014
- 90 The Phantom Laboratory; Greenwich, NY, USA, Produktbeschreibung Phantom Rando®. <http://www.phantomlab.com/products/rando.php> (zuletzt besucht am 18.09.2014)
- 91 Krischewski JP, GK2-Radiologie, Original-Prüfungsfragen mit Kommentar. Stuttgart, Thieme Verlage, 2002
- 92 Peet DJ and Pryor MD „Evaluation of a MOSFET radiation sensor for the measurement of entrance surface dose in diagnostic radiology.“ *Br J Radiol* 1999; 2(858):562-568.
- 93 Quach KY, Morales J, Butson MJ et al. „Measurement of radiotherapy x-ray skin dose on a chest wall phantom.“ *Med Phys* 2000; 27(7):1676-1680.
- 94 Yoshizumi TT, Goodman PC, Frush DP et al. „Validation of metal oxide semiconductor field effect transistor technology for organ dose assessment during CT: comparison with thermoluminescent dosimetry.“ *Am J Roentgenol* 2007; 188(5):1332-1336.
- 95 Baccetti T, Franchi L, and McNamara Jr JA „The cervical vertebral maturation (CVM) method for the assessment of optimal treatment timing in dentofacial orthopedics.“ *Semin Orthod* 2005; 11(3), 119-129.
- 96 Flores-Mir C, Burgess CA, Champney M et al. „Correlation of skeletal maturation stages determined by cervical vertebrae and hand-wrist evaluations.“ *Angle Orthod*, 2006; 76(1), 1-5.
- 97 Rottke D, Patzelt S, Poxleitner P et al. „Effective dose span of ten different cone beam CT devices.“ *Dentomaxillofac Rad* 2013; 42(7).
- 98 Ludlow JB and Koivisto J „Dosimetry of Orthodontic Diagnostic FOVs Using Low Dose CBCT protocol.“ 93rd General Session & Exhibition of the International Association of Dental Research (IADR), Boston, USA, 11-14 March 2015
- 99 Pittayapat P, Galiti D, Huang Y et al. „An in vitro comparison of subjective image quality of panoramic views acquired via 2D or 3D imaging.“ *Clin Oral Invest* 2013; 17(1), 293-300.
- 100 Pittayapat P, Willems G, Algerban A et al. „Agreement between cone beam computed tomography images and panoramic radiographs for initial orthodontic evaluation.“ *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2014; 117:111-119.



- 101 Durão AR, Pittayapat P, Rockenbach MIB et al. „Validity of 2D lateral cephalometry in orthodontics: a systematic review.“ *Prog Ortho* 2013; 14:31.
- 102 Hidalgo A, Davies J, Horner K et al. „Effectiveness of thyroid gland shielding in dental CBCT using a paediatric anthropomorphic phantom.“ *Dentomaxillofac Rad*, 2014; 44(3).
- 103 Qu XM, Li G, Sanderink GCH et al. „Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars.“ *Thyroid* 2014; 100:20.
- 104 Pearce MS, Salotti JA, Little MP et al. „Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study.“ *Lancet*, 2012; 380(9840): 499-505.

## 7 Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Kristin Anabelle Währisch versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Vergleich der Strahlenbelastung von konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen mit konventionellen und indikationsabhängigen dosisreduzierten digitalen Volumentomographien“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -[www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

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

26.05.2015

Kristin Währisch

### **Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen**

keine

## **8 Lebenslauf**

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

## 9 Danksagung

Ein ganz besonderer Dank gilt in erster Linie meinem Doktorvater Prof. Dr. Axel Bumann für die Überlassung des Themas und die kontinuierliche und umfassende Betreuung. Vielen Dank für die vielen Stunden, die wir gemeinsam an der Arbeit gefeilt haben. Diese Arbeit gab mir die Möglichkeit auch innerhalb meiner Tätigkeit als Zahnärztin meinen Horizont zu erweitern.

Danke auch an Juha Koivisto, Erkki Hiltunen, Jan Moed, Timo Muller, Helianna Puhlin und Arto Virta von der Firma Planmeca, Helsinki, Finnland. Mit ihrer Hilfe und Unterstützung konnte diese Arbeit erst umgesetzt werden.

Für die statistische Unterstützung danke ich Herrn Erik Kirst.

Des Weiteren danke ich Ramona Keilbach, ZÄ Vivianne Stahlkopf, ZÄ Melanie Buchholz und ZÄ Judith Grieger für das Mitwirken an der Studie.

Mein größter Dank gilt meinen wunderbaren Eltern Petra und Dr. Jürgen Währisch, die mich stets motiviert und unterstützt haben. Ohne sie wäre ich heute nicht da, wo ich im Leben stehe.

Aleksandar Milutinovic möchte ich ganz besonders für seine Geduld, Motivation, Ruhe und ständige Unterstützung danken.