

# Ressortforschungsberichte zur kerntechnischen Sicherheit und zum Strahlenschutz

**Ermittlung der effektiven Dosis bei DVT-Geräten im Verhältnis  
zu einer Messgröße - Vorhaben 3609S40003**

**Auftragnehmer:  
PD Dr. Dirk Schulze, Freiburg i. B.**

**D. Schulze**

**Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) und im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) durchgeführt.**

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMU (UFOPLAN) in Auftrag gegebenen Untersuchungsvorhabens. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BfS übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Auftraggeber behält sich alle Rechte vor. Insbesondere darf dieser Bericht nur mit seiner Zustimmung ganz oder teilweise vervielfältigt werden.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der des BfS übereinstimmen.

**BfS-RESFOR-76/13**

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:  
**urn:nbn:de: 0221-2013031510357**

Salzgitter, März 2013

## **Vorhaben**

3609S40003

## **Thema**

Ermittlung der Effektiven Dosis bei DVT-Geräten im Verhältnis zu einer Messgröße

## **Auftragnehmer**

PD Dr. Dirk Schulze, Kaiser-Joseph-Str. 263, 79098 Freiburg

# Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung.....	2
2	Einleitung .....	3
2.1	Medizinische Exposition .....	4
2.2	Dosisbegriffe .....	5
2.2.1	Energiedosis .....	5
2.2.2	Äquivalentdosis.....	5
2.2.3	Spezielle Dosisgrößen .....	6
2.3	Messmethoden – Dosimetrie – Detektion.....	8
2.3.1	Absolute Dosismessmethoden.....	8
2.3.2	Relative Dosismeßmethoden.....	9
2.4	Dentale digitale Volumentomographie.....	10
2.4.1	Strahlenexposition .....	11
2.4.2	Indikationen.....	12
3	Material und Methoden .....	15
3.1	Materialien.....	15
3.1.1	Phantom zur Dosimetrie .....	15
3.1.2	Thermolumineszenzdosimeter .....	17
3.1.3	Messgerät zur Bestimmung des Dosisflächenprodukts .....	19
3.1.4	Untersuchte dentale digitale Volumentomographen .....	21
3.2	Untersuchungsmethoden .....	22
3.2.1	Kalibrierung der Thermolumineszenzdosimeter.....	22
3.2.2	Messungen .....	23
3.2.3	Auswertung.....	29
3.2.4	Berechnung der Effektiven Dosis.....	29
3.2.5	Bestimmung des Dosisflächenprodukts .....	32
3.2.6	Bestimmung eines Korrelationskoeffizienten .....	32

3.2.7	Ermittlung der relativen Häufigkeit der DVT-Geräte und der daraus resultierenden Untersuchungszahlen .....	32
3.2.8	Potenzieller Einfluss auf die kollektive Effektivdosis .....	32
4	Ergebnisse .....	33
4.1	3D Accuitomo FP® .....	33
4.1.1	Effektive Dosis .....	33
4.1.2	Dosisflächenprodukt .....	33
4.2	3D eXam® .....	34
4.2.1	Effektive Dosis .....	34
4.2.2	Dosisflächenprodukt .....	34
4.3	Kodak 9000 3D® .....	35
4.3.1	Effektive Dosis .....	35
4.3.2	Dosisflächenprodukt .....	35
4.4	Kodak 9500® .....	36
4.4.1	Effektive Dosis .....	36
4.4.2	Dosisflächenprodukt .....	36
4.5	ProMax 3D® .....	37
4.5.1	Effektive Dosis .....	37
4.5.2	Dosisflächenprodukt .....	37
4.6	Galileos Comfort® .....	38
4.6.1	Effektive Dosis .....	38
4.6.2	Dosisflächenprodukt .....	38
4.7	Orthophos XG 3D® .....	39
4.7.1	Effektive Dosis .....	39
4.7.2	Dosisflächenprodukt .....	39
4.8	Scanora 3D® .....	40
4.8.1	Effektive Dosis .....	40

4.8.2	Dosisflächenprodukt .....	40
4.9	Master3Ds® .....	41
4.9.1	Effektive Dosis .....	41
4.9.2	Dosisflächenprodukt .....	41
4.10	PaX-Duo3D® .....	42
4.10.1	Effektive Dosis .....	42
4.10.2	Dosisflächenprodukt .....	42
4.11	Übersicht der Effektiven Dosen .....	43
4.12	Übersicht der Dosisflächenprodukte .....	44
4.13	Bestimmung des Korrelationskoeffizienten.....	47
4.14	Ermittlung der relativen Häufigkeit der DVT-Geräte und der daraus resultierenden Untersuchungszahlen.....	49
4.15	Potenzieller Einfluss auf die kollektive Effektivdosis.....	50
5	Diskussion.....	51
5.1	Methodendiskussion.....	51
5.1.1	Messung der Effektiven Dosis.....	51
5.1.2	Messung des Dosisflächenprodukts .....	52
5.1.3	Bestimmung eines Korrelationskoeffizienten .....	52
5.2	Ergebnisdiskussion.....	54
5.2.1	Effektive Dosis .....	54
5.2.2	Dosisflächenprodukt .....	57
5.2.3	Korrelationskoeffizienten.....	57
6	Literaturverzeichnis .....	59

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung des Auftraggebers (Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit) übereinstimmen.

## 1 Zusammenfassung

Durch die Bestimmung der Effektiven Dosis und des Dosisflächenprodukts unterschiedlicher DVT-Geräte sollten Unterschiede der Strahlenexposition bei Akquisition einer dentalen digitalen Volumentomographie herausgestellt werden. Des Weiteren sollte ein Korrelationskoeffizient beschrieben, die Anzahl der betriebenen DVT-Geräte in Deutschland bestimmt und eine mögliche Auswirkung auf die kollektive Effektivdosis abgeschätzt werden. Die Messung des Dosisflächenprodukts erfolgte mit einem Dosismessgerät und einer Ionisationskammer. Thermolumineszenzdosimeter wurden zur Ermittlung der Energiedosis verwendet. Diese wurden an 24 definierten Lokalisationen in einem RANDO<sup>®</sup>-Phantom positioniert. Das so beschickte Phantom wurde in zwei Sequenzen, zehnmal mit den minimalen und zehnmal mit den maximalen Geräteeinstellungen, exponiert. Aus der gemessenen Energiedosis wurde unter Berücksichtigung von Korrektions- und Wichtungsfaktoren auf Grundlage der ICRP 2007 die Effektive Dosis berechnet. In der vorliegenden Studie wurden Dosisflächenprodukte von 0,09 bis 550,68  $\mu\text{Gym}^2$  und Effektive Dosen von 17,24 bis 395,95  $\mu\text{Sv}$  ermittelt. Die Bestimmung eines Korrelationskoeffizienten konnte mit den akquirierten Daten näherungsweise erfolgen. Die Effektive Dosis (E) kann aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt über  $E = 24,23 \times \text{DFP}^{0,37}$  berechnet werden. Die aktuelle Anzahl der in Deutschland gemeldeten DVT-Geräte liegt bei 810. Wird die aktuelle extrapolierte Aufnahmefrequenz zu Grunde gelegt, tragen DVT-Untersuchungen nur unwesentlich zur Erhöhung der kollektiven Effektivdosis bei.

## 2 Einleitung

Mit Beginn der Einführung der radiologischen dreidimensionalen Darstellungsmöglichkeiten in die Medizin, wuchs auch das Interesse der Zahnmedizin an dieser Technologie. Erstmals 1972 kam die von Godfrey N. Hounsfield entwickelte Computertomographie zum Einsatz. Auf Grund der hohen Kosten, der hohen Dosis sowie der geringen Verbreitung dieser Geräte, blieb der Einsatz in der Zahnmedizin weitestgehend auf die Diagnostik von Tumoren und Frakturen beschränkt. Mit der Einführung der dentalen digitalen Volumentomographie im Jahre 1998 und der damit verbundenen Reduktion der Kosten und der Strahlenbelastung wurde die dreidimensionale Bildgebung für ein breites Spektrum der Zahnmedizin interessant (Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2003; Mah, Danforth et al. 2003; Tsiklakis, Donato et al. 2005; Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2006). Heute lassen sich auf dem Markt weit über ein Dutzend DVT-Hersteller und 40 unterschiedliche DVT-Geräte finden. Diese Entwicklung macht ein DVT-Gerät für eine Vielzahl von zahnmedizinischen Anwendungsgebieten interessant. Nicht nur für Implantatplanungen sondern auch für parodontologische und orthodontische Fragestellungen gewinnt die DVT-Technologie an Bedeutung (Hümmeke, Esser et al. 2003). Die zunehmende Verbreitung von DVT-Geräten in der zahnärztlichen Praxis bedingt eine zunehmende Strahlenexposition des Patienten mit den damit verbundenen Risiken (Hujoel, Bollen et al. 2004; Milacic 2009). Dieser Sachverhalt macht es notwendig, die strahlenhygienischen Richtwerte zu akquirieren, zu überprüfen und festzulegen. In der vorliegenden Untersuchung sollen die zwei strahlenschutzrelevanten Größen Effektive Dosis und Dosisflächenprodukt, an auf dem Markt erhältlichen DVT-Geräten erfasst, verglichen, diskutiert und ein Korrelationskoeffizient bestimmt werden. Weiterhin soll die Anzahl der gemeldeten DVT-Geräte in Deutschland angegeben und eine mögliche Auswirkung auf die kollektive Effektivdosis dargestellt werden.

Dosisreduktion und Strahlenexposition sind zentrale Themen des Strahlenschutzes und sind innerhalb der Röntgendiagnostik von großer Bedeutung.

Im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz sollen bei dentalen digitalen Volumentomographen die Effektive Dosis und das Dosisflächenprodukt sowie ein möglicherweise bestehender Korrelationskoeffizient bestimmt werden. Weiterhin ist

durch Befragung der zahnärztlichen Stellen in Deutschland die relative Häufigkeit von DVT-Systemen und die damit verbundene Aufnahme­frequenz festzustellen. Es soll ermittelt werden, ob sich durch die zunehmende Anwendung der digitalen Volumentomographie in der Zahnheilkunde eine Erhöhung der kollektiven Effektivdosis ergibt.

## 2.1 Medizinische Exposition

Zur Strahlenexposition von Patienten kommt es im Rahmen diagnostischer, interventioneller und therapeutischer Verfahren. Abb. 1-2 gibt die in der Medizin vorgenommenen Untersuchungen und deren Anteil an der kollektiven effektiven Dosis wieder (Abb. 2-1). So zeigt sich, dass in der Zahnmedizin mit 37% die häufigsten radiologischen Untersuchungen durchgeführt werden, jedoch mit 0,2% der kleinste Anteil an der kollektiven effektiven Dosis besteht. Dies lässt sich auf die deutlich geringere Strahlenbelastung bei zahnmedizinischen Kleinbildaufnahmen zurückführen.

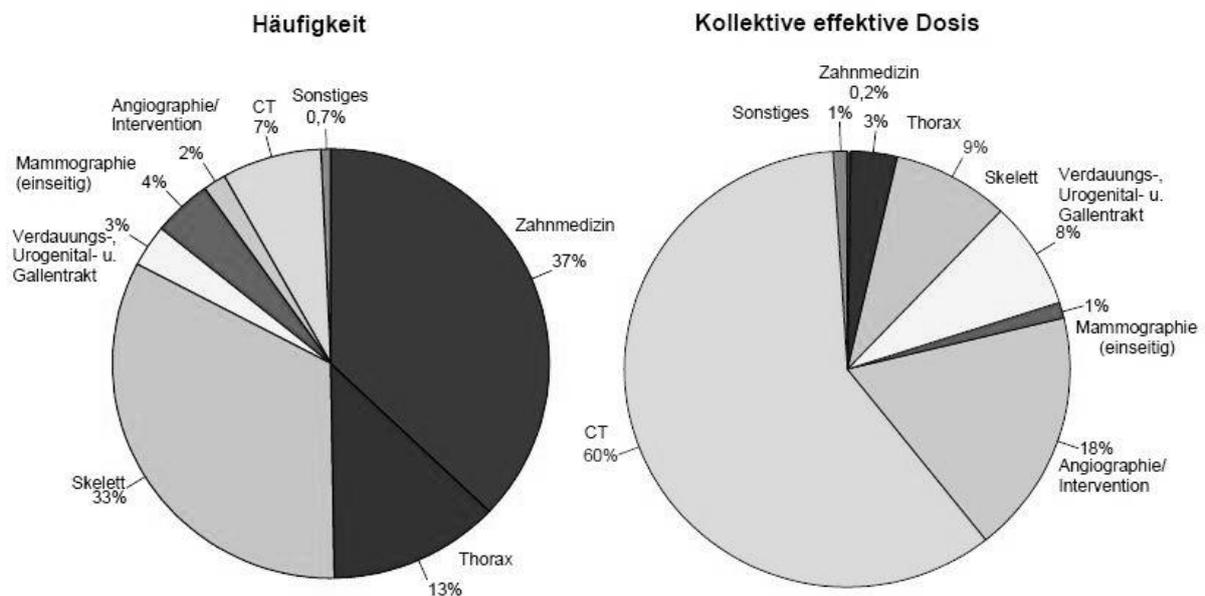


Abb. 2-1 Darstellung der prozentualen Anteile der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und der kollektiven effektiven Dosis im Jahre 2006, entnommen aus „Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung 2007-Bundesamt für Strahlenschutz“.

## 2.2 Dosisbegriffe

Dosisgrößen dienen dazu Wirkung und Menge ionisierender Strahlung im Gewebe zu quantifizieren.

### 2.2.1 Energiedosis

Die Energiedosis (D) beschreibt die Energieübertragung von direkter ionisierender (geladene Teilchen) und indirekter ionisierender (z.B. Röntgenstrahlung) Strahlung auf ein Material. Die Energiedosis bezieht neben Luft auch andere bestrahlte Materialien ein. Definiert ist die Energiedosis als Quotient aus der hauptsächlich durch Ionisationen in einem Volumenelement Materie übertragenen Energie (dE) und der Masse dieses Materialvolumens (dm):

$$D = dE/dm$$

Die Einheit der Energiedosis ist das Gray (Gy).  $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$

Eine Messung der Energiedosis kann in den meisten Materialien, so auch im Körper, nicht direkt erfolgen. Die Berechnung erfolgt über die Ionendosis mit folgender Gleichung:

$$D_M = 38,6 \times (\mu/\zeta)_M / (\mu/\zeta)_L \times J \text{ [Gy]}$$

$D_M$  = Energiedosis in einem Material

$(\mu/\zeta)_M$  = Massenschwächungskoeffizient eines Materials

$(\mu/\zeta)_L$  = Massenschwächungskoeffizient der Luft

J = Ionendosis

### 2.2.2 Äquivalentdosis

Definiert ist die Äquivalentdosis (H) als das Produkt des dimensionslosen Bewertungsfaktors (q) und der Energiedosis (D) bezogen auf Weichgewebe:

$$H = q \times D$$

Die Einheit ist Sievert (Sv).

Der Bewertungsfaktor ( $q$ ) ist das Produkt aus dem sog. Qualitätsfaktor ( $Q$ ), heute Strahlungswichtungsfaktor ( $W_R$ ) (Tab. 2-1) und dem modifizierten Faktor ( $N$ ). Für äußere Exposition, wie Röntgenstrahlung ist  $N = 1$ .  $W_R$  ist von der Strahlungsart und der kinetischen Energie abhängig und wird aufgrund internationaler Vereinbarungen so festgelegt, dass aus gleichen Äquivalentdosen bei verschiedenen Expositionsbedingungen eine äquivalente biologische Wirkung, im Strahlenschutz ein gleiches Strahlenrisiko, resultiert.

Tab. 2-1 Darstellung der dimensionslosen Strahlenwichtungsfaktoren ( $W_R$ ) bei unterschiedlichen Strahlungsarten in Bezug zu den diversen Energiebereichen. Entnommen aus „Strahlenschutzverordnung der BRD“.

Art der Strahlung	Energiebereich	Strahlungswichtungsfaktoren $W_R$
Photonen, Gamma-Strahlen	Alle Energien	1
Elektronen und Myonen	Alle Energien	1
Neutronen	< 10 keV	5
	10 keV – 100 keV	10
	> 100 keV – 2 MeV	20
	> 2 MeV – 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Protonen, außer Rückstoßprotonen	> 2 MeV	5
Alphateilchen, Spaltfragmente, schwere Kerne	Alle Energien	20

## 2.2.3 Spezielle Dosisgrößen

### 2.2.3.1 Effektive Dosis

Die Effektive Dosis ( $E$ ) beschreibt das stochastische Strahlenrisiko auf den Gesamtorganismus bei Exposition des gesamten oder nur eines Teils des menschlichen Körpers infolge unterschiedlicher Strahlenexpositionen von Organen und Geweben. Definiert ist die Effektive Dosis als das Produkt aus der Summe aller gewebespezifischer Faktoren ( $W_T$ ) und der Organ-Äquivalent-Dosis-Werte ( $H_T$ ):

$$E = \sum W_T \times H_T$$

Die Einheit der Effektiven Dosis ist Sievert (Sv).

Die gewebespezifischen dimensionslosen Faktoren, auch Gewebewichtungsfaktoren genannt, wurden auf der Grundlage von Forschungsergebnissen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) festgelegt (ICRP 1991; ICRP 2007) (Tab. 2-2).

Tab. 2-2 Gegenüberstellung der Gewebewichtungsfaktoren aus ICRP 60 und ICRP 103 der einzelnen Organe.

<b>Gewebe und Organe</b>	<b>Gewebewichtungs- faktoren nach ICRP 60, 1990</b>	<b>Gewebewichtungs- faktoren nach ICRP 103, 2007</b>
Keimdrüsen	0,2	0,08
Rotes Knochenmark	0,12	0,12
Kolon	0,12	0,12
Lunge	0,12	0,12
Magen	0,12	0,12
Blase	0,05	0,04
Brust	0,05	0,12
Leber	0,05	0,04
Oesophagus	0,05	0,04
Schilddrüse	0,05	0,04
Haut	0,01	0,01
Knochenoberfläche	0,01	0,01
Gehirn	-	0,01
Speicheldrüsen	-	0,01
Andere Gewebe und Organe: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Nebennieren</li> <li>• Obere Atemwege</li> <li>• Gallenblase</li> <li>• Herz</li> <li>• Nieren</li> <li>• Lymphknoten</li> <li>• Muskelgewebe</li> <li>• Mundschleimhaut</li> <li>• Bauchspeicheldrüse</li> <li>• Prostata</li> <li>• Dünndarm</li> <li>• Milz</li> <li>• Thymus</li> <li>• Gebärmutter/ Gebärmutterhals</li> </ul>	0,05	0,12

Abgeleitet sind diese Faktoren aus der Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer letal verlaufenden strahlenbedingten somatischen Erkrankung oder eines strahlenbedingten erbten Defekts in der ersten oder zweiten Folgegeneration der

bestrahlten Person. Wesentliche Ergänzungen in ICRP 103 ist die Angabe von Gewebewichtungsfaktoren für Gehirn und Speicheldrüsen.

### **2.2.3.2 Dosisflächenprodukt**

Das Dosisflächenprodukt stellt ein Maß für die Nutzstrahlenexposition des Patienten dar. Definiert ist das Dosisflächenprodukt (DFP) als Produkt der Fläche ( $a^2$ ) des Nutzstrahlenbündels senkrecht zum Zentralstrahl und der Dosis ( $D_0$ ) bei einem Abstand ( $d$ ) (Williams und Montgomery 2000; Isoardi und Ropolo 2003; Helmrot und Alm Carlsson 2005):

$$\text{DFP} = (D_0/d^2) \times a^2$$

Die Einheit des Dosisflächenprodukts ist Gray x Quadratcentimeter ( $\text{Gy} \times \text{cm}^2$ ).

Das Dosisflächenprodukt registriert die gesamte auf den Patienten einfallende Strahlung und wird mit einer speziellen Messkammer gewonnen.

## **2.3 Messmethoden – Dosimetrie – Detektion**

Die Dosimetrie bezeichnet die Messung ionisierender Strahlung um die Quellstärke der Strahlenquelle (Anzahl der Teilchen oder Photonen, welche die Strahlenquelle pro Sekunde verlassen), das Strahlenfeld (definiert durch die Teilchen- und Photonenflussdichte, deren Energie, Flugrichtung und Art) und die Wechselwirkung des Strahlenfeldes (Energieübertragung auf Materie) mit Materie quantitativ zu bestimmen. Entsprechende Messmethoden sollen im Folgenden erläutert werden.

### **2.3.1 Absolute Dosismessmethoden**

Bei den absoluten Messmethoden werden physikalische oder chemische Effekte der Strahlung zur Messung der Dosis herangezogen. So kommen beispielsweise Messungen aus der Elektrotechnik wie Strom-, Spannungs- und Ladungsmessungen aber auch Messungen von Effekten infolge von Energieaustausch zwischen Strahlung und Materie oder chemischen Umwandlungsprozessen zum Einsatz. Hierbei spricht man von Kalorimetrie bzw. chemischer Dosimetrie. Diese beiden Methoden zählen zu den absoluten Messmethoden, da aus den messtechnisch erfassbaren Zustandsänderungen und der Kenntnis aller relevanten physikalischen bzw. chemischen Daten des Materials die absorbierte Strahlenenergie, d.h. die Energiedosis, direkt ermittelt werden kann.

### 2.3.1.1 Ionisationsdosimetrie

Diese Methode der Dosimetrie ist die am weitesten verbreitete zur Festlegung von Energiedosisstandards, auch als sog. „Standarddosimetrie“ bezeichnet. Der Anwendungsbereich liegt zwischen ca.  $10^{-10}$  und  $10^2$  Gy/min. Hier macht man sich die Erzeugung von geladenen Teilchen in Luft als auch in Festkörpern zu nutze. In der Regel kommen sog. Ionisationskammern zur Anwendung. Diese bestehen aus zwei gegenüberliegenden Elektroden zwischen denen sich ein Gasvolumen ( $0,01 \text{ cm}^3$  bis  $10.000 \text{ cm}^3$ ) befindet. An die beiden Elektroden ist eine Spannung von 100 bis 1000 Volt angelegt. In dem genannten Gasvolumen erzeugt ionisierende Strahlung positiv und negativ geladene Ionenpaare, welche sich aufgrund der anliegenden Spannung zu den geladenen Elektroden bewegen und so einen messbaren Strom ( $10^{-14}$  bis  $10^{-7}$  A) erzeugen. Dieser Strom lässt sich dann mit einem Elektrometer messen (Abb. 2-2).

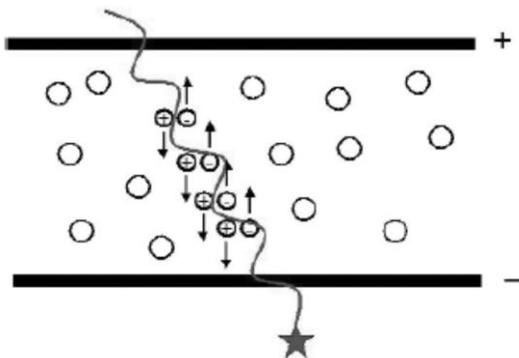


Abb. 2-2 Schematische Darstellung einer Ionisationskammer. Firma PTW, Freiburg.

### 2.3.2 Relative Dosismessmethoden

Bei den relativen Dosismessmethoden kann der dosimetrisch relevante Zusammenhang zwischen absorbierter Energie und Meßergebnis erst durch Vergleich mit Resultaten absoluter oder standardisierter Energiedosisbestimmungen hergestellt werden.

#### 2.3.2.1 Thermolumineszenzdosimetrie

Thermolumineszenzdosimeter (TLD) sind durch Lithium- oder Calciumfluorid aufgebaute Kristallstrukturen, bei denen durch Einwirkung ionisierender Strahlung die äußeren Hüllelektronen der Gitteratome in ein höheres Energieniveau, sog. langlebige Zustände (Traps), angehoben werden, aus dem sie aber nicht spontan in ihre Ausgangssituation zurückkehren. Zu beachten ist, dass Calciumfluorid-TLD eine

höhere Energie-Spezifität und eine 20-mal größere Sensitivität als Lithiumfluorid-TLD besitzen und somit deutlich höhere Dosismesswerte resultieren (Gibbs und Mitchell 1974; Dula, Mini et al. 1996; Dula, Mini et al. 2001; Kiefer, Lambrecht et al. 2004). Erst durch Erhitzung auf mehrere 100 °C können die angeregten Elektronen unter Aussendung von sichtbarem Licht in ihren Grundzustand übergehen. Diese Lichtmenge kann photometrisch gemessen und mit ermittelten energieabhängigen Kalibrierfaktoren einem Energiedosiswert zugeordnet werden. Die Genauigkeit bei sorgfältiger Durchführung kann bei 1 % liegen. Der Messbereich liegt zwischen  $10^{-5}$  und  $10^2$  Gy. TLD können nur als relative Dosimeter verwendet werden, da ihre Anzeige in quantitativ nicht vorhersagbarer Weise von den individuellen Eigenschaften und der Strahlungsvorgeschichte des Detektormaterials abhängt. TLD sind nicht eichfähig können aber suffizient kalibriert werden (Abb. 2-3).

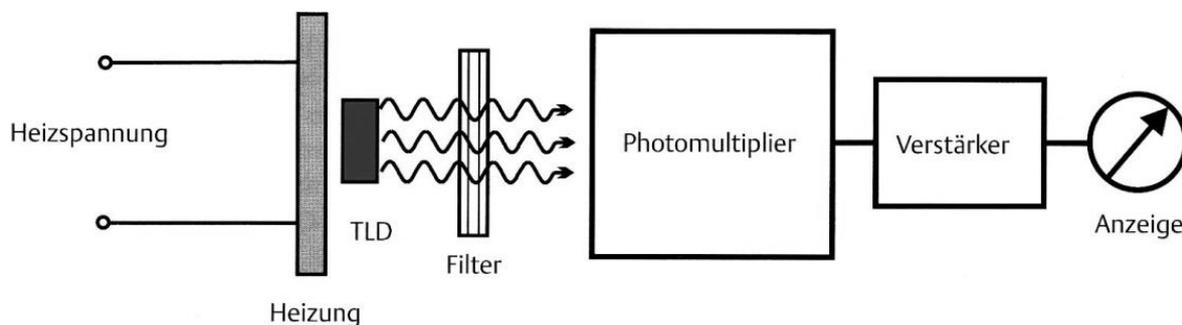


Abb. 2-3 Schematische Darstellung eines TLD-Auswertegeräts. (Ewen 1998)

## 2.4 Dentale digitale Volumentomographie

Die Gerätetechnik beruht auf dem sog. Cone-Beam-Verfahren, bei dem im Gegensatz zur herkömmlichen Computertomographie das zu detektierende Volumen bei stationärem Objekt durch eine einmalige Rotation von maximal 365° der Röhrendetektoreinheit mit einem kegelförmigen Röntgenstrahlbündel mittels eines zweidimensionalen Flächendetektors erfasst wird (Bianchi und Lojaco 1998; Mozzo, Procacci et al. 1998; Arai, Tammisalo et al. 1999; Möbes, Becker et al. 2000). Eine Erfassung des Zielvolumens wird so mit einem Umlauf ermöglicht, wodurch eine Dosisreduktion im Vergleich zur CT resultiert (Möbes, Becker et al. 2000; Schulze, Heiland et al. 2004). Mit einem Umlauf wird ein rotationssymmetrisches Volumen generiert (Abb. 2-4). Der Röntgenstrahl ist in der Regel gepulst und mit dem Scanner und Empfängersystem synchronisiert. Die Detektoreinheit besteht entweder aus einem Silizium-Flachdetektor oder aus einem

Bildverstärker und einem CCD-Sensor. Die dentale digitale Volumentomographie ist im Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme keine Verwischungstomographie, sondern beruht auf einem berechneten Datensatz. Die theoretischen Grundlagen zur Rekonstruktion von dreidimensionalen Bildern wurde erstmals von Radon und Hounsfield beschrieben (Radon 1917; Hounsfield 1955) und von Feldkamp, Davis und Kress zur Berechnung zweidimensionaler Schnitte aus einem kegelförmigen Volumen weitergeführt (Feldkamp, Davis et al. 1984). Aus den erfassten Rohdaten wird eine primäre axiale Rekonstruktion generiert und weitere sog. sekundäre Rekonstruktionen (sagittale, koronale, paraaxiale oder 3D-Rekonstruktionsmöglichkeiten) können berechnet werden (Feldkamp, Davis et al. 1984; Saint-Félix, Troussel et al. 1994; Cho, Johnson et al. 1995; Mozzo, Procacci et al. 1998).

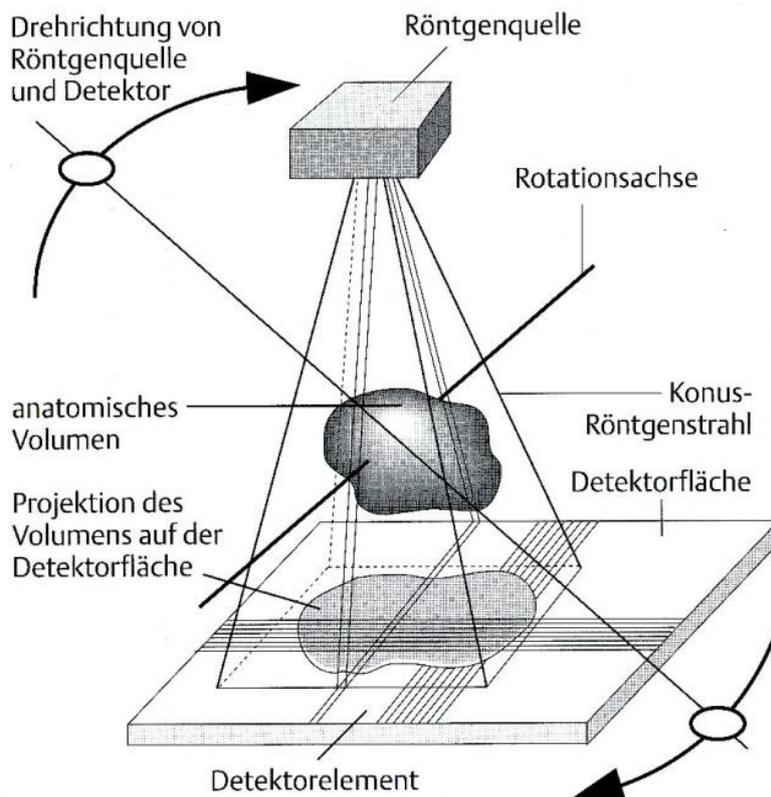


Abb. 2-4 Schematische Darstellung der dentalen digitalen Volumentomographie. (Thiel und Haßfeld 2001).

### 2.4.1 Strahlenexposition

Die effektive Dosis liegt bei dentalen digitalen Volumentomographen zwischen 13 und 1073  $\mu\text{Sv}$  (Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2003; Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2006; Woertche, Hassfeld et al. 2006; Hirsch, Wolf et al. 2008; Ludlow und Ivanovic

2008; Silva, Wolf et al. 2008; Loubele, Bogaerts et al. 2009). Die Dosis und das Rauschen ähneln dem eines Niedrigdosis-CTs (Cohnen, Kemper et al. 2002).

## 2.4.2 Indikationen

Wie bei der Erstellung aller Röntgenaufnahmen gilt auch bei der Erstellung eines digitalen Volumentomogramms eine rechtfertigende Indikation gemäß § 2 und § 23 der Röntgenverordnung (Bundesregierung 2002). Als Orientierung kann die Leitlinie der DGZMK (Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunden), veröffentlicht durch die AWMF (Arbeitsgemeinschaft der wissenschaftlichen medizinischen Fachgesellschaften) vom 06.04.2009 gesehen werden (Tab. 2-3).

Tab. 2-3 Leitlinie der DGZMK für den Indikationsbereich einer dentalen digitalen Volumentomographie aus dem Jahr 2009.

<p>I. Konservierende Zahnheilkunde, Endodontie und Parodontologie</p>	<p>Endodontie:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Apikale Veränderungen bei Vorliegen klinischer Auffälligkeiten, wenn diese auf zweidimensionalen Aufnahmen nicht detektierbar bzw. räumlich korrelierbar sind (Lofthag-Hansen, Huuonen et al. 2007; Stavropoulos und Wenzel 2007)</li> <li>➤ Wurzelfrakturen (Hannig, Dullin et al. 2005; Mora, Mol et al. 2007)</li> <li>➤ Wurzelresorptionen (Cohenca, Simon et al. 2007), z.B. nach Zahntrauma</li> </ul> <p>Parodontologie:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Visualisierung der knöchernen Parodontalsituation (Farman 2005; Mengel, Candir et al. 2005; Misch, Yi et al. 2006; Kasaj und Willershausen 2007; Vandenberghe, Jacobs et al. 2007)</li> </ul>
<p>II. Zahnärztliche Prothetik</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Zusätzliche Informationen zur Diagnostik und Pfeilerwertigkeit</li> <li>➤ Darstellung von Nervaustrittspunkten</li> <li>➤ Diagnostik von knöchernen Erkrankungen des Kiefergelenks (Fu, Zhang et al. 2007; Honey, Scarfe et al. 2007; Krisjane, Urtane et al. 2007; Hussain, Packota et al. 2008; Lewis, Dolwick et al. 2008)</li> <li>➤ Virtuelle Planung von</li> </ul>

	<p>implantatprothetischen Versorgungungen (Ganz 2008)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Verknüpfung der 3D-Daten mit der Konstruktions-Software von CAD/CAM-Systemen</li> </ul>
III. Funktionsdiagnostik und -therapie	<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Ausschluss primärer Kiefergelenkserkrankungen (Honda, Larheim et al. 2006; Scarfe, Farman et al. 2006; Fu, Zhang et al. 2007; Honey, Scarfe et al. 2007; Meng, Zhang et al. 2007)</li> <li>➤ Erfassung differential-therapeutisch relevanter Befunde (Katakami, Shimoda et al. 2008)</li> </ul>
IV. Chirurgische Zahnheilkunde	<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Wurzelfrakturen (Swennen, Schutyser et al. 2006; Cohenca, Simon et al. 2007)</li> <li>➤ Alveolarfortsatzfrakturen (Cohenca, Simon et al. 2007)</li> <li>➤ Intraossäre pathologische Veränderungen wie odontogen Tumoren (Araki, Kameoka et al. 2007) oder größere periapikale knöcherne Läsionen (Simon, Enciso et al. 2006)</li> <li>➤ Lageanomalien von Zähnen</li> <li>➤ Präoperative Schnittbilddiagnostik bei der geplanten operativen Entfernung von (teil-)retinierten Weisheitszähnen (Better, Abramovitz et al. 2004; Kunkel, Wagner et al. 2006; Flygare und Ohman 2008)</li> </ul>
V. Implantologie	<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Computergestützte prothetisch orientierte Planung und bestmöglicher Ausnutzung des Knochenangebots (Möbes, Becker et al. 1999)</li> </ul>
VI. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie	<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Odontogene Tumoren (Fullmer, Scarfe et al. 2007)</li> <li>➤ Knochenpathologie und -strukturanomalien</li> <li>➤ Kieferhöhlenerkrankungen</li> <li>➤ Speichelsteine</li> <li>➤ (knöcherne) Kiefergelenkserkrankungen</li> <li>➤ Kiefer- und Gesichtstraumatologie</li> <li>➤ Darstellung der räumlichen Verlaufs</li> </ul>

	<p>intraossärer Strukturen</p> <ul style="list-style-type: none"><li>➤ Diagnostik und Operationsplanung bei komplexen Fehlbildungen (Schendel und Lane 2009; Othman, El-Beialy et al. 2010)</li></ul>
VII. Kieferorthopädie	<ul style="list-style-type: none"><li>➤ Diagnostik von Anomalien des Zahnbestandes</li><li>➤ Diagnostik von Anomalien und Dysplasien der Zahnwurzeln</li><li>➤ Differentialdiagnostische Bewertung von Zahndurchbruchsstörungen</li><li>➤ Darstellung des peridentalen Knochenangebots zur prognostischen Bewertung geplanter Zahnbewegungen</li><li>➤ Diagnostik craniofazialer Fehlbildungen</li></ul>

### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Materialien

##### 3.1.1 Phantom zur Dosimetrie

Um die Situation bei Exposition eines Patienten möglichst realistisch darstellen zu können, ist ein dem menschlichen Kopf- und Halsbereich nachempfundenen Phantommodell erforderlich. Dieses muss einige Grundanforderungen erfüllen: Es sollte eine anthropomorphe Form mit einer glatten Oberfläche besitzen, alle inneren Strukturen sollten der menschlichen Anatomie entsprechen, zur Verwendung sollten synthetische Materialien, die gewebeäquivalent sind, kommen und es sollte die Möglichkeit bestehen, TLD ein- bzw. anzubringen.

Zur Anwendung kam ein RANDO<sup>®</sup> (radiation analog dosimetry) Kopfphantom (Abb. 3-1, Abb. 3-2, Abb. 3-3) des amerikanischen Herstellers „The Phantom Laboratory“ (Salem, NY, USA) mit folgenden Spezifikationen:

- Hartgewebe aus menschlichem Knochenmaterial
- Radiologisch dem menschlichen Weichgewebe äquivalente Anteile auf Polyurethanbasis:
  - |             |       |        |
|-------------|-------|--------|
| Kohlenstoff | 67,78 | Gew.-% |
| Sauerstoff  | 20,31 | Gew.-% |
| Wasserstoff | 9,18  | Gew.-% |
| Stickstoff  | 2,50  | Gew.-% |
| Antimon     | 0,22  | Gew.-% |
- Effektive Atomzahl = 7.60
- Elektronendichte =  $3.2781 \times 10^{23}$  e/g
- Physikalische Dichte = 0.997 g/cm<sup>3</sup>
- Bohrungen zum Einbringen der TLD



Abb. 3-1 RANDO® Kopfphantom. En face.



Abb. 3-2 RANDO® Kopfphantom. Laterale Ansicht mit Kennzeichnung der Level 1-9.

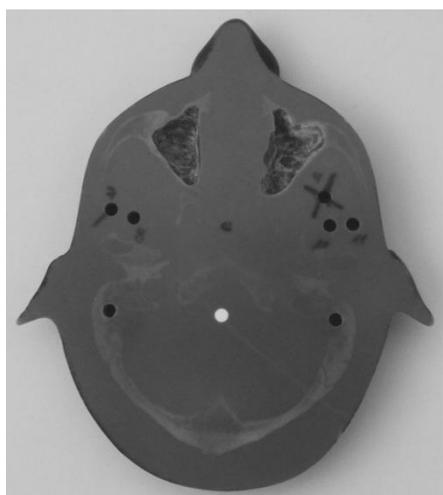


Abb. 3-3 RANDO® Kopfphantom. Axiale Ansicht der Level-4-Schicht in Höhe der Sinus maxillares mit Bohrlöchern für die TLD 7-11.

### 3.1.2 Thermolumineszenzdosimeter

Zum Einsatz kamen die TLD GR-200A ( $\varnothing$  4,5 x 0,8 mm) der Firma Fimel, Fontenay aux Rose, Frankreich. Der Messbereich liegt zwischen 0,5  $\mu$ Gy und 12 Gy.

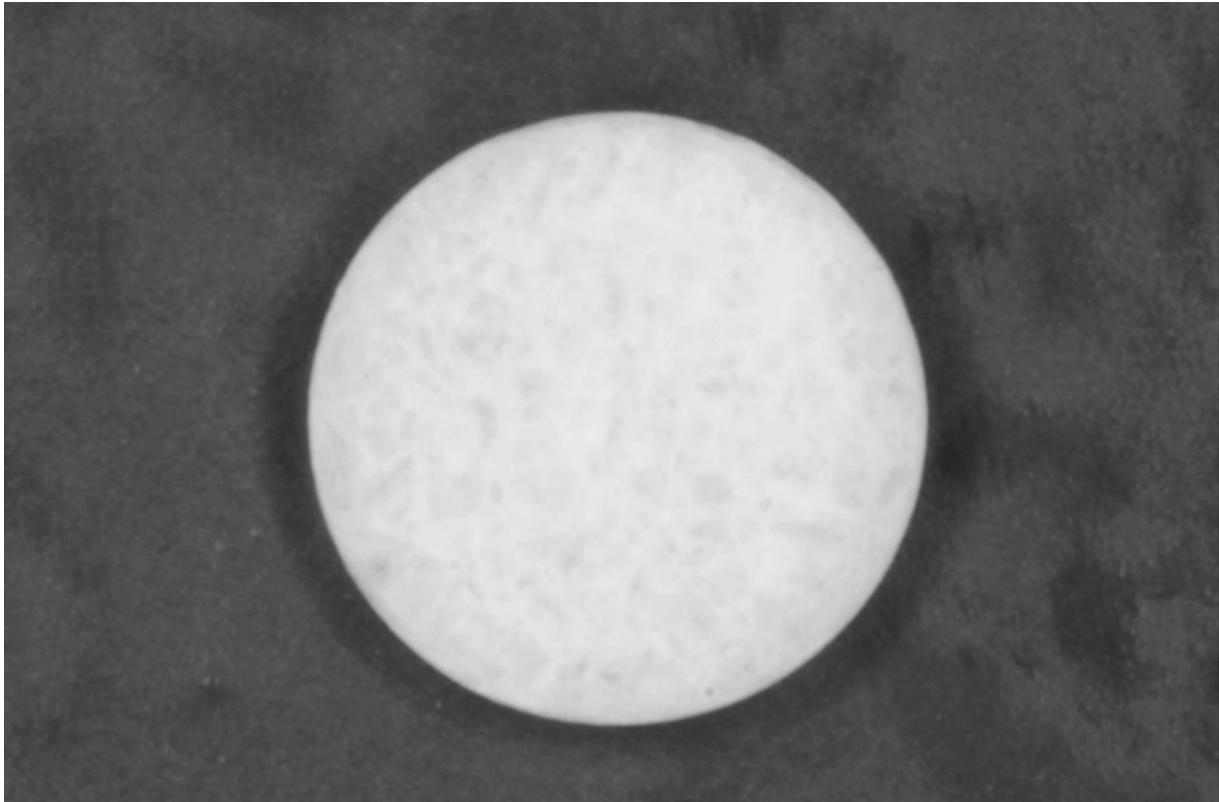


Abb. 3-4 TLD GR-200A.

TLD haben einen großen linearen Dosismessbereich. Ihre geringe Größe sowie der Verzicht auf Kabelverbindungen erlaubt eine Positionierung nahezu an jeder Lokalisation. Um die TLD unbeschadet im Kopfphantom positionieren zu können, wurden spezielle PMMA-Schutzhülsen verwendet (Abb. 3-5).

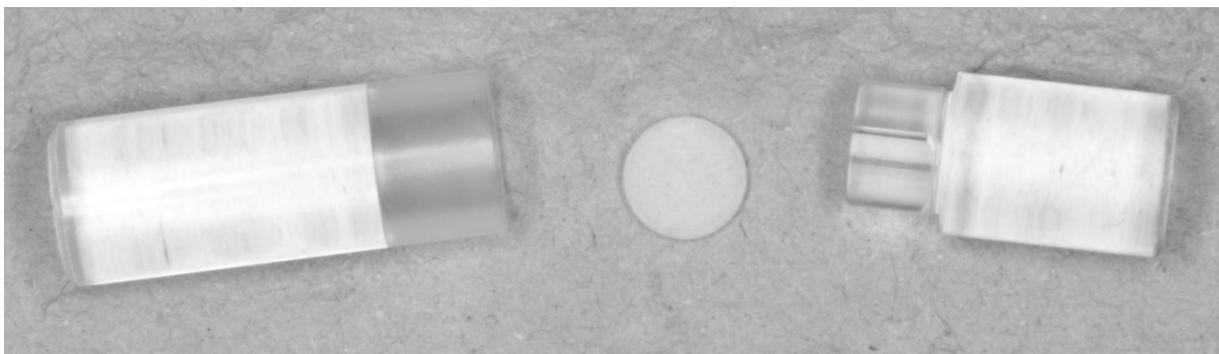


Abb. 3-5 TLD mit geöffneter PMMA-Schutzhülse

Es wurden 24 TLD an 24 definierten Positionen (Abb. 3-3) in sieben Level positioniert (Tab. 3-1).

Tab. 3-1 Position, Level und Nummer der TLD.

<b>Position (Level)</b>	<b>TLD-Nummer</b>
Kalotte anterior (2)	1
Kalotte links (2)	2
Kalotte posterior (2)	3
Mittelhirn (2)	24
Hypophyse (3)	6
Augenlinse rechts (3)	23
Augenlinse links (3)	22
Orbita rechts (4)	5
Orbita links (4)	4
Wange rechts (5)	9
Parotis rechts (6)	11
Parotis links (6)	7
Ramus mandibulae rechts (6)	10
Ramus mandibulae links (6)	8
Halswirbelsäule zentral (6)	12
Halsrückseite links (7)	17
Mandibularkörper rechts (7)	14
Mandibularkörper links (7)	13
Glandula submandibularis rechts (7)	16
Glandula submandibularis links (7)	15
Glandula sublingualis zentral (7)	18
Mittellinie der Schilddrüse (9)	19
Schilddrüsenoberfläche links (9)	21
Ösophagus (9)	20

Vor der Bestrahlung wurden die TLD in einem speziellen Ofen (PTW-TLDO<sup>®</sup>, PTW Freiburg, Abb. 3-6) ausgeheizt, um eine reproduzierbare Rekombination der TLD zu gewährleisten. Hierbei erfolgt eine Erhitzung auf 400 °C für eine Stunde mit anschließender Abkühlung auf 100 °C und Halten dieser Temperatur für zwei Stunden. Abschließend lässt man die TLD auf Raumtemperatur abkühlen. Der gesamte Vorgang beläuft sich auf etwa fünf Stunden.



Abb. 3-6 TLD-Ofen (PTW-TLDO<sup>®</sup>, PTW-Freiburg).

Zur Transposition der TLD wurde eine Vakuumpinzette (Aspirette<sup>®</sup>, Hirschmann Laborgeräte) verwendet.

### **3.1.3 Messgerät zur Bestimmung des Dosisflächenprodukts**

Für die Messungen des Dosisflächenprodukts kamen das Elektrometer DIAMENTOR<sup>®</sup> E2 DFP-Meter und der Detektor DIAMENTOR<sup>®</sup> Ionisationskammer sowie ein 15 m langes Verlängerungskabel der Firma PTW zum Einsatz.

#### **3.1.3.1 Elektrometer - DIAMENTOR<sup>®</sup> E2 DFP-Meter**

Das Diamentor<sup>®</sup> E2 DFP-Meter T11033 (Seriennummer 02081) ist ein einkanaliges Patientendosimeter und erfüllt die internationale Norm IEC 60580 (Abb. 3-7). Es dient zum nachträglichen Einbau bzw. zum mobilen Einsatz in Röntgenanlagen. Via RS232-Schnittstelle ist eine optionale Anbindung an ein RIS/PACS möglich. Zur Stromversorgung wurde das zugehörige Netzteil L981997 sowie ein Leistungsbegrenzer L981249 verwendet.

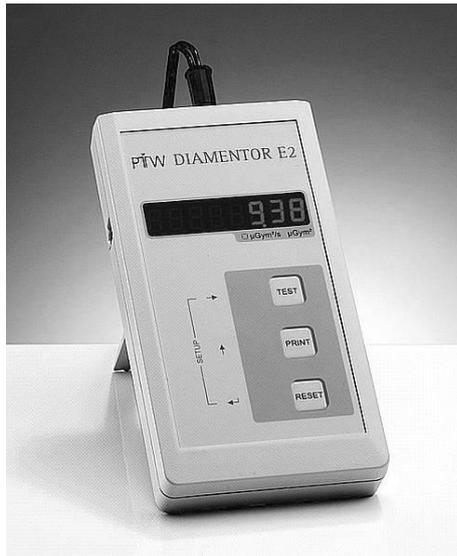


Abb. 3-7 Elektrometer Diamentor® E2.

### 3.1.3.2 Detektor - DIAMENTOR® Ionisationskammer

Der Detektor, die Diamentor® Ionisationskammer TA34028-1 (Seriennummer 13437), ist eine transparente Flachkammer zur einfachen Messung der Patientenexposition und wird direkt am Kollimator befestigt (Abb. 3-8, Tab. 3-2). Der Detektor selbst ist mit einem 1 m langen Anschlusskabel versehen, welches bis zu 40 m verlängert werden kann. Die Absorption und Strahlenaufhärtung sind vernachlässigbar.

Tab. 3-2 Spezifikationen des Detektors Diamentor® Ionisationskammer.  $K_G$ =KenngroÙe der Ionisationskammer in  $cGycm^2$ ,  $K_R$ = KenngroÙe der Ionisationskammer in  $Rcm^2$ .

KenngroÙen der Ionisationskammer	$K_G = 1,28 cGycm^2$ $K_R = 1,46 Rcm^2$
Bezugsbedingungen	Temperatur = 20 °C Druck = 1013 hPa
Härtungsgleichwert nach IEC 60522/2002 (70 kV)	0,2 mm Al
Schwächungsgleichwert	0,6 mm Al
Energieabhängigkeit	± 8% zwischen 40 bis 150 kV
Äußere Abmessungen	182 x 163 mm <sup>2</sup>
Messbereich	141 x 141 mm <sup>2</sup>
Nominal nutzbare MessfeldgröÙe	1 bis 198 cm <sup>2</sup>
Lichtdurchlässigkeit/Transparenz	> 70%



Abb. 3-8 Detektor, Diamentor® Ionisationskammer.

### **3.1.4 Untersuchte dentale digitale Volumentomographen**

Die Auswahl der dentalen digitalen Volumentomographen erfolgte willkürlich. Es wurden DVT-Geräte niedergelassener Zahnärzte sowie Universitätszahnkliniken verwendet (Tab. 3-3).

Tab. 3-3 Übersicht der untersuchten dentalen digitalen Volumentomographen (Herstellerangaben).

Gerät	Hersteller	Detektor	Voxelkantenlänge (mm)/Auflösung	Expositionszeit in Sekunden	Effektive Dosis ( $\mu$ SV) (Herstellerangaben)	Röhrenspannung (kV)	Röhrenstrom (mA)
<b>3D Accuitomo FP<sup>®</sup></b>	J. Morita, MFG. Corp., Kyoto, Japan	CMOS Flatpanel	0,08-0,25	18-80	k.A.	60-90	1-10
<b>3D eXam<sup>®</sup></b>	KaVo, Biberach	Amorpher Silizium Flachdetektor	0,125-0,4	8,5	35-136	90-120	3-8
<b>Kodak 9000 3D<sup>®</sup></b>	Carestream Dental, Stuttgart	CMOS Flatpanel	0,076	11,6	11-19	60-90	2-15
<b>Kodak 9500<sup>®</sup></b>	Carestream Dental, Stuttgart	Amorpher Silizium Flachdetektor	0,2-0,3	10,8	k.A.	60-90	2-15
<b>ProMax 3D<sup>®</sup></b>	Planmeca Oy, Helsinki, Finnland	Amorpher Silizium Flachdetektor	0,1-0,2	6	18-<200	54-84	1-16
<b>Galileos Comfort<sup>®</sup></b>	Sirona, Bensheim	Amorpher Silizium Flachdetektor	0,15-0,3	k.A.	29	85	5-7
<b>Orthophos XG 3D<sup>®</sup></b>	Sirona, Bensheim	k.A.	0,1	2-5	k.A.	60-90	3-16
<b>Scanora 3D<sup>®</sup></b>	Soredex, Tuusula, Finnland	CMOS Flatpanel	0,133-0,35	11-26	ca. 60	60-90	2-10
<b>Master3Ds<sup>®</sup></b>	VATECH Co, Ltd & E-Woo, Suwon, Korea	CMOS Flatpanel	0,16-0,4	k.A.	ca. 140	60-90	2-10
<b>PaX-Duo3D<sup>®</sup></b>	VATECH Co, Ltd & E-Woo, Suwon, Korea	CMOS Flatpanel	0,08-0,25	k.A.	ca. 60	60-90	1-10

## 3.2 Untersuchungsmethoden

### 3.2.1 Kalibrierung der Thermolumineszenzdosimeter

Um reproduzierbare, exakte Energiedosen mit einem TLD bestimmen zu können, war eine Kalibrierung notwendig. Dies geschah durch Bestrahlung mit einer bekannten definierten Dosis ( $D_{\text{def}}$ ).  $D_{\text{def}}$  betrug 0,5 Gy. Durch Auslesen der TLDs wurden das zugehörige Glühkurven-Integral ( $S_{\text{ref}}$ ) bestimmt und folgende Formel des Kalibrierungsfaktors (K) berechnet:

$$K = D_{\text{def}}/S_{\text{def}}$$

Nach Bestimmung des Kalibrierungsfaktors (K) konnte nun im Proportionalbereich des TLDs aus dem zugehörigen Glühkurvenintegral (S), gemessen in nC, die Energiedosis (D) berechnet werden:

$$D = K \times S$$

### 3.2.2 Messungen

#### 3.2.2.1 Messung der Energiedosis zur Berechnung der Effektiven Dosis

Zur Messung der Energiedosis wurden pro DVT-Gerät zwei Aufnahme-Modifikationen mit jeweils 10 Umläufen/Scans durchgeführt. Das RANDO<sup>®</sup>-Phantom wurde mit 24 TLDs (TLD Nr. 1 bis 24) bestückt (Abb. 3-9) und dessen Okklusalebene orthogonal zur Detektorebene ausgerichtet (Abb. 3-10). Als Referenzdetektor verblieb ein TLD (TLD Nr. 25) außerhalb des Strahlenganges in ausreichender Entfernung im Transportkoffer.

- Modifikation 1:
  - > Minimales Volumen, kleinstes „Field of View“ (FOV)
  - > Maximale Voxelgröße ( $\mu\text{m}$ )
  - > Minimale Spannung (kV)
  - > Minimale Stromstärke (mA)
  - > Minimale Geräteeinstellung (z.B. Personengröße)
  
- Modifikation 2:
  - > Maximales Volumen, größtes „Field of View“
  - > Minimale Voxelgröße ( $\mu\text{m}$ )
  - > Maximale Spannung (kV)
  - > Maximale Stromstärke (mA)
  - > Maximale Geräteeinstellung (z.B. Personengröße)



Abb. 3-9 Bestücktes Kopfphantom en face. Zu sehen sind die auf der Oberfläche angebrachten TLDs im Bereich der Augenlinsen und der Schilddrüse.

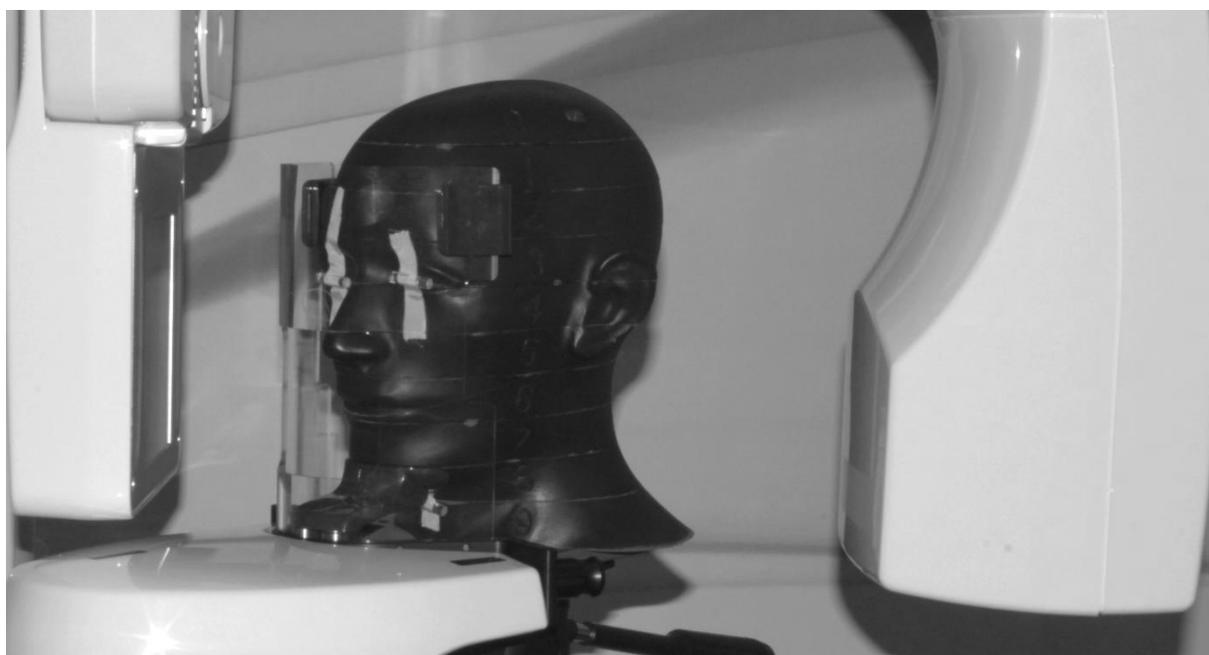


Abb. 3-10 Bestücktes Kopfphantom in DVT-Gerät mit orthogonal zur Detektorebene ausgerichteter Okklusalebene.

### **3.2.2.2 Messung des Dosisflächenprodukts**

Die Bestimmung des Dosisflächenprodukts erfolgte durch Positionierung der Ionisationskammer (Diamentor-Kammer T34028, PTW, Freiburg) des Dosisflächenproduktmessgeräts (Diamentor E2, PTW, Freiburg) im Strahlengang des DVT-Geräts. Die Ionisationskammer wurde adhäsiv (Leukosilk<sup>®</sup>, BSN medical GmbH & Co. KG, Hamburg) direkt hinter der Primärblende am Röhrengehäuse befestigt, um das gesamte Nutzstrahlenbündel erfassen zu können. Es wurden zwei Messmodifikationen mit jeweils fünf Umläufen/Scans durchgeführt:

- Modifikation 1:
  - > Minimales Volumen, kleinstes „Field of View“ (FOV)
  - > Maximale Voxelgröße ( $\mu\text{m}$ )
  - > Minimale Spannung (kV)
  - > Minimale Stromstärke (mA)
  - > Minimale Geräteeinstellung (z.B. Personengröße)
  
- Modifikation 2:
  - > Maximales Volumen, größtes „Field of View“
  - > Minimale Voxelgröße ( $\mu\text{m}$ )
  - > Maximale Spannung (kV)
  - > Maximale Stromstärke (mA)
  - > Maximale Geräteeinstellung (z.B. Personengröße)

### **3.2.2.3 Einstellungen der DVT-Geräte**

Um die minimale und maximale Strahlenbelastung eines Patienten bei Akquisitionen einer DVT zu bestimmen, wurden pro Gerät wie oben beschrieben zwei gerätespezifische Einstellungsmodifikationen gewählt. Diese werden im Folgenden für die zehn untersuchten DVT-Geräte dargestellt.

### 3.2.2.3.1 3D Accuitomo FP®

Tab. 3-4 Minimale Einstellungsparameter 3D Accuitomo FP®.

Spezielle Geräteeinstellungen	4 x 4 small
Voxelgröße (µm)	125
Field of View (d x h, mm)	40 x 40
Spannung (kV)	60
Stromstärke (mA)	1

Tab. 3-5 Maximale Einstellungsparameter 3D Accuitomo FP®.

Spezielle Geräteeinstellungen	8 x 8 large
Voxelgröße (µm)	125
Field of View (d x h, mm)	80 x 80
Spannung (kV)	90
Stromstärke (mA)	8

### 3.2.2.3.2 3D eXam®

Tab. 3-6 Minimale Einstellungsparameter 3D eXam®.

Spezielle Geräteeinstellungen	16 x 2
Voxelgröße (µm)	400
Field of View, (d x h, mm)	160 x 20
Spannung (kV)	120
Stromstärke (mA)	5

Tab. 3-7 Maximale Einstellungsparameter 3D eXam®.

Spezielle Geräteeinstellungen	23 x 17
Voxelgröße (µm)	300
Field of View, (d x h, mm)	230 x 170
Spannung (kV)	120
Stromstärke (mA)	5

### 3.2.2.3.3 Kodak 9000 3D®

Tab. 3-8 Minimale Einstellungsparameter Kodak 9000 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Kleinstes Volumen, kleinster Patient
Voxelgröße (µm)	200
Field of View, (d x h, mm)	50 x 37
Spannung (kV)	60
Stromstärke (mA)	2

Tab. 3-9 Maximale Einstellungsparameter Kodak 9000 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Größtes Volumen, größter Patient
Voxelgröße (µm)	200
Field of View, (d x h, mm)	78 x 37 (3 Einzelvolumina)
Spannung (kV)	90
Stromstärke (mA)	10

## 3.2.2.3.4 Kodak 9500 3D®

Tab. 3-10 Minimale Einstellungsparameter Kodak 9500 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Kleinstes Volumen, kleinster Patient
Voxelgröße (µm)	500
Field of View, (d x h, mm)	90 x 150
Spannung (kV)	60
Stromstärke (mA)	2

Tab. 3-11 Maximale Einstellungsparameter Kodak 9500 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Größtes Volumen, größter Patient
Voxelgröße (µm)	300
Field of View, (d x h, mm)	184 x 206
Spannung (kV)	90
Stromstärke (mA)	10

## 3.2.2.3.5 ProMax 3D®

Tab. 3-12 Minimale Einstellungsparameter ProMax 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Kleines Volumen, kleiner Patient
Voxelgröße (µm)	320
Field of View, (d x h, mm)	32 x 42,24
Spannung (kV)	54
Stromstärke (mA)	1

Tab. 3-13 Maximale Einstellungsparameter ProMax 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Großes Volumen, großer Patienten, hohe Auflösung
Voxelgröße (µm)	160
Field of View, (d x h, mm)	80,16 x 80,16
Spannung (kV)	84
Stromstärke (mA)	16

## 3.2.2.3.6 Galileos Comfort®

Tab. 3-14 Minimale Einstellungsparameter Galileos Comfort®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Kleinster Patient
Voxelgröße (µm)	300
Field of View, (d x h, mm)	150 x 150 x 150*
Spannung (kV)	85
Stromstärke (mA)	7

\* Werte entsprechen einem würfelförmigen Volumen, visuell ist das Ergebnis der Primärrekonstruktion eine Kugel.

Tab. 3-15 Maximale Einstellungsparameter Galileos Comfort®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Größter Patient
Voxelgröße (µm)	150
Field of View, (d x h, mm)	150 x 150 x 150*
Spannung (kV)	85
Stromstärke (mA)	7

\* Werte entsprechen einem würfelförmigen Volumen, visuell ist das Ergebnis der Primärrekonstruktion eine Kugel.

## 3.2.2.3.7 Orthopos XG 3D®

Tab. 3-16 Minimale Einstellungsparameter Orthopos XG 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	8 x 5,5
Voxelgröße (µm)	200
Field of View, (d x h, mm)	80 x 55
Spannung (kV)	85
Stromstärke (mA)	7

Tab. 3-17 Maximale Einstellungsparameter Orthopos XG 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	8 x 8
Voxelgröße (µm)	200
Field of View, (d x h, mm)	80 x 80
Spannung (kV)	85
Stromstärke (mA)	13

## 3.2.2.3.8 Scanora 3D®

Tab. 3-18 Minimale Einstellungsparameter Scanora 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Kleinstes Volumen, niedrige Auflösung
Voxelgröße (µm)	200
Field of View, (d x h, mm)	60 x 60
Spannung (kV)	85
Stromstärke (mA)	8

Tab. 3-19 Maximale Einstellungsparameter Scanora 3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	Größtes Volumen, hohe Auflösung
Voxelgröße (µm)	250
Field of View, (d x h, mm)	135 x 145
Spannung (kV)	85
Stromstärke (mA)	15

## 3.2.2.3.9 Master3Ds®

Tab. 3-20 Minimale Einstellungsparameter Master3Ds®.

Spezielle Geräteeinstellungen	16 x 7, Unterkiefer, Kind (weak), Auflösung normal, Qualität normal, Artefaktreduktion normal
Voxelgröße (µm)	400
Field of View, (d x h, mm)	160 x 70
Spannung (kV)	50
Stromstärke (mA)	2

Tab. 3-21 Maximale Einstellungsparameter Master3Ds®.

Spezielle Geräteeinstellungen	20 x 19, Erwachsener (adult), Auflösung hoch, Qualität hoch, Artefaktreduktion normal
Voxelgröße (µm)	200
Field of View, (d x h, mm)	200 x 190
Spannung (kV)	90
Stromstärke (mA)	10

### 3.2.2.3.10 PaX-Duo3D®

Tab. 3-22 Minimale Einstellungsparameter PaX-Duo3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	5 x 5
Voxelgröße (µm)	200
Field of View, (d x h, mm)	50 x 50
Spannung (kV)	40
Stromstärke (mA)	2

Tab. 3-23 Maximale Einstellungsparameter PaX-Duo3D®.

Spezielle Geräteeinstellungen	12 x 8,5
Voxelgröße (µm)	200
Field of View, (d x h, mm)	120 x 85
Spannung (kV)	90
Stromstärke (mA)	10

## 3.2.3 Auswertung

### 3.2.3.1 Auslesen der Thermolumineszenzdosimeter

Der Auslesevorgang der TLDs erfolgte mit dem Auslesegerät Fimel LTMWin (Fimel, Frankreich, Seriennummer 99245). Hierzu wurden die TLDs einzeln in sog. Cuples gelegt und in einer Stickstoffatmosphäre primär für 5s auf 145 °C erhitzt. Hierbei wurden mögliche Vorsignale eliminiert. Im Anschluss wurden die TLDs für 35s auf 340°C erhitzt und so zur Aussendung von Lichtquanten angeregt. Diese Lichtquanten konnten nun über einen Fotomultiplier erfasst und mit einer für die Auswertung konzipierten Software (LTM Windows Software, Version 2.00, Reader Software, Version 2.0 (010)) an einem Rechner quantitativ ausgewertet werden. Der Computer lieferte nun unter Berücksichtigung des oben beschriebenen Kalibrierungsfaktors (K) die auf die TLD eingewirkte Energiedosis.

### 3.2.4 Berechnung der Effektiven Dosis

Die Berechnung der Effektiven Dosis erfolgte über die Energiedosen, die mit TLD gemessen wurden. Der Auslese- und Berechnungsprozess soll im Folgenden dargestellt werden:

1. Bestimmung eines gemittelten Kalibrierfaktors (K)
2. Bestimmung des Residualwerts: Ausheizen der TLD mit anschließendem direkten Auslesen. Dieser Residualwert stellte einen Restwert dar, den ein TLD nach einem Ausheizprozess noch an Restlichtemission enthält.
3. Erneutes Ausheizen der TLD, um diese zu rekombinieren

4. Einsetzen der TLD in das Kopfphantom und Bestrahlung derselben
5. Auslesen der TLD  
→ Erhalt des Glühkurven-Integrals
6. Differenz aus dem erhaltenen Glühkurven-Integral und dem Residualwert des TLD
7. Multiplikation der Einzelwerte mit dem Kalibrierungsfaktor  
→ Energiedosis [ $\mu\text{Gy}$ ]
8. Subtraktion des Werts des nicht exponierten Referenz-TLD (Nr. 25) von allen TLD-Energiedosen (Nr. 1-24)  
→ Eliminierung der Hintergrundstrahlung (Werte, die nach Subtraktion des Referenzwertes negativ wurden, wurden gleich Null gesetzt)
9. Division der Energiedosen durch die Anzahl (10) der Bestrahlungsumläufe  
→ Energiedosis pro Exposition
10. Gewebespezifische (Knochenmark, Schilddrüse, Ösophagus, Haut, Knochenoberfläche, Speicheldrüsen und Gehirn) Aufsummierung und Mittelwertbildung (ICRP 2007)
11. Festlegung der prozentual durchstrahlten Anteile in Bezug auf den Gesamtorganismus (Tab. 3-24)
12. Organspezifische Zusammenfassung der Werte und Mittelung dieser
13. Multiplikation der Werte mit den spezifischen Gewebewichtungsfaktoren (ICRP 2007) (Tab. 2-2).  
→ Organdosis [Sv]

Um die Effektive Dosis zu erhalten, ist eine Berücksichtigung des Remainder (Restliche Gewebe) für die Lymphknotenregionen (Parotis links/rechts, Ramus links/rechts, Halswirbelsäule, Mandibularkörper links/rechts, Gl. submandibularis mitte/links/rechts und Ösophagus), Muskeln (Parotis links/rechts, Ramus links/rechts, Halswirbelsäule, Mandibularkörper links/rechts, Gl. submandibularis mitte/links/rechts und Ösophagus), extrathorakalen Atemwege (Parotis links/rechts, Ramus links/rechts, Halswirbelsäule, Mandibularkörper links/rechts, Gl. submandibularis Mitte/links/rechts, Ösophagus, Orbita links/rechts) und der oralen Mukosa (Parotis links/rechts, Ramus links/rechts, Halswirbelsäule, Mandibularkörper links/rechts und Gl. submandibularis mitte/links/rechts) notwendig.

14. Bildung des Mittelwerts der Energiedosen pro Exposition der o.g. Gewebe (Zu berücksichtigen ist, dass die Werte der Halswirbelsäule mit 3,4 % und die des Ösophagus mit 10% eingehen).
15. Die erhaltenen Mittelwerte gehen für die Lymphknoten- und Muskelgewebe mit 5% und für die extrathorakalen Atemwege und die orale Mukosa mit 100% in die weitere Berechnung ein.
16. Multiplikation Werte mit dem Remainder-Faktor für Gewebe (0,12) und Division durch die Anzahl der Remainder-Gewebe (13)
17. Addition aller Organ-/Remainderdosen  
→ Effektive Dosis [ $\mu\text{Sv}$ ]

Zusatz: Die Organdosis der Knochenoberfläche wird mittels Organdosis des Knochenmarks berechnet:

Knochenoberflächendosis = Knochenmarksdosis x Knochen/MEACER (Muscle mass energy absorption coefficient ration). MEACER =  $-0,0618 \times 2/3 \text{ kV peak} + 6,9406$  {, 1964 #743}.

Tab. 3-24 Fraction irradiated (Bestrahlter Anteil). Geschätzter prozentualer Anteil bestrahlten Gewebes, um die durchschnittliche absorbierte Dosis eines Gewebes oder Organs zu berechnen (Ludlow und Ivanovic 2008). Empfehlungen der ICRP 2007 (ICRP 2007).

Gewebe oder Organ	Fraction irradiated (Bestrahlter Anteil)
Knochenmark	16,5%
Unterkiefer	1,3%
Schädelkalotte	11,8 %
Halswirbelsäule	3,4%
Schilddrüse	100%
Ösophagus	10%
Haut (inkl. TLD 22, 23)	5%
Knochenoberfläche	16,5%
Unterkiefer	1,3%
Schädelkalotte	11,8%
Halswirbelsäule	3,4%
Speicheldrüsen	100%
Gl. parotis	100%
Gl. submadibularis	100%
Gl. sublingualis	100%
Gehirn, Hypophyse	100%
Restliche Gewebe und Organe:	
Lymphknoten	5%
Muskeln	5%
Obere Atemwege	100%
Mundschleimhaut	100%

### **3.2.5 Bestimmung des Dosisflächenprodukts**

Das Dosisflächenprodukt konnte direkt nach Exposition vom Messgerät abgelesen werden. Die angezeigten Werte der fünf Umläufe pro Modifikation wurden addiert und der Mittelwert gebildet. Ebenfalls wurden die vom DVT-Gerät während der Exposition akquirierten und angezeigten Daten aufgezeichnet.

### **3.2.6 Bestimmung eines Korrelationskoeffizienten**

Die Bestimmung eines Korrelationskoeffizienten ist mit den in der vorliegenden Arbeit akquirierten Daten nur in eingeschränktem Umfang möglich. Zur Bestimmung eines Korrelationskoeffizienten stehen lediglich vier Werte zur Verfügung. Einerseits die Werte für das DFP und die Effektive Dosis bei Minimaleinstellungen und andererseits die Werte für das DFP und die Effektive Dosis bei Maximaleinstellungen. Diese Werte können in einem Graphen gegeneinander aufgetragen werden. So kann näherungsweise ein Korrelationskoeffizient angegeben werden.

### **3.2.7 Ermittlung der relativen Häufigkeit der DVT-Geräte und der daraus resultierenden Untersuchungszahlen**

Zur Ermittlung der relativen Häufigkeit wurden alle Zahnärztlichen Stellen Deutschlands nach der Zahl der gemeldeten DVT-Geräte befragt. Um eine Abschätzung der daraus resultierenden Untersuchungszahlen vornehmen zu können, wurde folgende Verteilung der installierten Systeme angenommen: DVT-Geräte in Kliniken 20%, DVT-Geräte in zahnärztlicher Niederlassung (Einzel- oder kleine Gemeinschaftspraxen) 80%. Als Aufnahmefrequenz wurde dabei für Kliniken 1000/a und für Praxen 220/a angenommen.

### **3.2.8 Potenzieller Einfluss auf die kollektive Effektivdosis**

Als Ausgangspunkt werden hierfür die Bewertungen des BfS (Bundesamt für Strahlenschutz) und des BMU (Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit) hinsichtlich des Anteils der Zahnheilkunde an der kollektiven Effektivdosis herangezogen. Dieser wird übereinstimmend mit maximal 0,2% von 2 mSv angegeben.

## 4 Ergebnisse

Die DFP-Werte wurden einheitlich in  $\mu\text{Gym}^2$  angegeben.

### 4.1 3D Accuitomo FP<sup>®</sup>

#### 4.1.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das 3D Accuitomo FP<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-1).

Tab. 4-1 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das 3D Accuitomo FP<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

<b>Einstellungen</b>	<b>Effektive Dosis</b>
Minimale Einstellungen	<b>48,64</b>
Maximale Einstellungen	<b>312,11</b>

#### 4.1.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte für das 3D Accuitomo FP<sup>®</sup> bei minimalen (Tab. 4-2) und maximalen (Tab. 4-3) Geräteeinstellungen.

Tab. 4-2 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das 3D Accuitomo FP<sup>®</sup>.

<b>Messung</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>Mittelwert</b>
<b>Expositionszeit (s)</b>	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	<b>17,5</b>
<b>DFP (Gerät)</b>	5	5	5	5	5	<b>5</b>
<b>DFP (Messung)</b>	3,12	3,11	3,09	3,12	3,13	<b>3,11</b>

Tab. 4-3 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximalen Einstellungen für das 3D Accuitomo FP<sup>®</sup>.

<b>Messung</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>Mittelwert</b>
<b>Expositionszeit (s)</b>	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	<b>17,5</b>
<b>DFP (Gerät)</b>	158	158	158	158	158	<b>158</b>
<b>DFP (Messung)</b>	207,52	207,41	207,65	207,45	207,55	<b>207,52</b>

## 4.2 3D eXam<sup>®</sup>

### 4.2.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das 3D eXam<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-4).

Tab. 4-4 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das 3D eXam<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	<b>23,39</b>
Maximale Einstellungen	<b>155,91</b>

### 4.2.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte für das 3D eXam<sup>®</sup> bei minimalen (Tab. 4-5) und maximalen (Tab. 4-6) Geräteeinstellungen.

Tab. 4-5 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das 3D eXam<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	4,8	4,8	4,8	4,8	4,8	<b>4,8</b>
DFP (Gerät)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Messung)	4,63	4,66	4,64	4,64	4,59	<b>4,63</b>

Tab. 4-6 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximalen Einstellungen für das 3D eXam<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	17,8	17,8	17,8	17,8	17,8	<b>17,8</b>
DFP (Gerät)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Messung)	71,89	71,13	71,39	71,45	71,59	<b>71,46</b>

## 4.3 Kodak 9000 3D<sup>®</sup>

### 4.3.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das Kodak 9000 3D<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-7).

Tab. 4-7 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das Kodak 9000 3D<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

<b>Einstellungen</b>	<b>Effektive Dosis</b>
Minimale Einstellungen	<b>24,46</b>
Maximale Einstellungen	<b>47,35</b>

### 4.3.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte gemessenen Dosisflächenprodukte für das Kodak 9000 3D<sup>®</sup> bei minimalen (Tab. 4-8) und maximalen (

Tab. 4-9) Geräteeinstellungen.

Tab. 4-8 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das Kodak 9000 3D<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	10,8	10,8	10,8	10,8	10,8	<b>10,8</b>
DFP (Gerät)	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	<b>3,3</b>
DFP (Messung)	3,12	3,32	3,43	3,23	3,25	<b>3,27</b>

Tab. 4-9 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximalen Einstellungen für das Kodak 9000 3D<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	32,4	32,4	32,4	32,4	32,4	<b>32,4</b>
DFP (Gerät)	90	90	90	90	90	<b>90</b>
DFP (Messung)	92,1	91,95	91,31	91,11	91,27	<b>91,55</b>

## 4.4 Kodak 9500<sup>®</sup>

### 4.4.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das Kodak 9500 3D<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-10).

Tab. 4-10 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das Kodak 9500 3D<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

<b>Einstellungen</b>	<b>Effektive Dosis</b>
Minimale Einstellungen	<b>17,24</b>
Maximale Einstellungen	<b>150,69</b>

### 4.4.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte gemessenen Dosisflächenprodukte für das Kodak 9500<sup>®</sup> bei minimalen (Tab. 4-11) und maximalen (

Tab. 4-12) Geräteeinstellungen.

Tab. 4-11 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das Kodak 9500<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	10,8	10,8	10,8	10,8	10,8	<b>10,8</b>
DFP (Gerät)	3,02	3,02	3,02	3,02	3,02	<b>3,02</b>
DFP (Messung)	2,76	2,8	2,82	2,83	2,84	<b>2,81</b>

Tab. 4-12 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximale Einstellungen für das Kodak 9500<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	10,8	10,8	10,8	10,8	10,8	<b>10,8</b>
DFP (Gerät)	146,7	146,7	146,7	146,7	146,7	<b>146,7</b>
DFP (Messung)	122,15	122,14	122,11	122,49	122,32	<b>122,24</b>

## 4.5 ProMax 3D<sup>®</sup>

### 4.5.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das ProMax 3D<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-13).

Tab. 4-13 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das ProMax 3D<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

<b>Einstellungen</b>	<b>Effektive Dosis</b>
Minimale Einstellungen	<b>42,23</b>
Maximale Einstellungen	<b>356,82</b>

### 4.5.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte für das ProMax 3D<sup>®</sup> bei minimalen (Tab. 4-14) und maximalen (Tab. 4-15) Geräteeinstellungen .

Tab. 4-14 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das ProMax 3D<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	3,532	3,496	3,537	3,541	3,436	<b>3,51</b>
DFP (Gerät)	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	<b>0,1</b>
DFP (Messung)	0,09	0,09	0,1	0,09	0,1	<b>0,09</b>

Tab. 4-15 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximalen Einstellungen für das ProMax 3D<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	12,105	12,148	12,132	12,121	12,114	<b>12,12</b>
DFP (Gerät)	126,4	126,4	126,4	126,4	126,4	<b>126,4</b>
DFP (Messung)	121,22	118,24	118,15	118,17	120,95	<b>119,35</b>

## 4.6 Galileos Comfort®

### 4.6.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das Galileos Comfort® bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-16).

Tab. 4-16 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das Galileos Comfort® bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

<b>Einstellungen</b>	<b>Effektive Dosis</b>
Minimale Einstellungen	<b>51,06</b>
Maximale Einstellungen	<b>95,29</b>

### 4.6.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte gemessenen Dosisflächenprodukte für das Galileos Comfort® bei minimalen (Tab. 4-17) und maximalen (

Tab. 4-18) Geräteeinstellungen .

Tab. 4-17 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das Galileos Comfort®.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	2	2	2	2	2	<b>2</b>
DFP (Gerät)	27,7	27,7	27,7	27,7	27,7	<b>27,7</b>
DFP (Messung)	26,35	26,39	26,26	26,34	26,31	<b>26,33</b>

Tab. 4-18 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximalen Einstellungen für das Galileos Comfort®.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	6	6	6	6	6	<b>6</b>
DFP (Gerät)	82,5	82,5	82,5	82,5	82,5	<b>82,5</b>
DFP (Messung)	70,05	70,13	70,27	70,12	70,41	<b>70,2</b>

## 4.7 Orthophos XG 3D®

### 4.7.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das Orthophos XG 3D® bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-19).

Tab. 4-19 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das Orthophos XG 3D® bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

<b>Einstellungen</b>	<b>Effektive Dosis</b>
Minimale Einstellungen	<b>43,11</b>
Maximale Einstellungen	<b>175,89</b>

### 4.7.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte für das Orthophos XG 3D® bei minimalen (Tab. 4-20) und maximalen (Tab. 4-21) Geräteeinstellungen .

Tab. 4-20 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das Orthophos XG 3D®.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	<b>3,2</b>
DFP (Gerät)	11,1	11,1	11,1	11,1	11,1	<b>11,1</b>
DFP (Messung)	12,02	12,02	12,02	12,02	12,02	<b>12,02</b>

Tab. 4-21 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximalen Einstellungen für das Orthophos XG 3D®.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	5,2	5,2	5,2	5,2	5,2	<b>5,2</b>
DFP (Gerät)	44,9	44,9	44,9	44,9	44,9	<b>44,9</b>
DFP (Messung)	47,92	47,91	47,93	47,91	47,91	<b>47,92</b>

## 4.8 Scanora 3D<sup>®</sup>

### 4.8.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das Scanora 3D<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-22).

Tab. 4-22 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das Scanora 3D<sup>®</sup> bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

<b>Einstellungen</b>	<b>Effektive Dosis</b>
Minimale Einstellungen	<b>40,08</b>
Maximale Einstellungen	<b>170,03</b>

### 4.8.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte für das Scanora 3D<sup>®</sup> bei minimalen (Tab. 4-23) und maximalen (Tab. 4-24) Geräteeinstellungen .

Tab. 4-23 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das Scanora 3D<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	3	3	3	3	3	<b>3</b>
DFP (Gerät)	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	<b>17,5</b>
DFP (Messung)	14,24	14,1	13,99	14,01	14,11	<b>14,09</b>

Tab. 4-24 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximalen Einstellungen für das Scanora 3D<sup>®</sup>.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	6	6	6	6	6	<b>6</b>
DFP (Gerät)	111,8	111,8	111,8	111,8	111,8	<b>111,8</b>
DFP (Messung)	119,12	118,97	117,91	118,54	118,43	<b>118,59</b>

## 4.9 Master3Ds®

### 4.9.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das Master3Ds® bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-25).

Tab. 4-25 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das Master3Ds® bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	<b>28,83</b>
Maximale Einstellungen	<b>295,95</b>

### 4.9.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte für das Master 3Ds® bei minimalen (Tab. 4-26) und maximalen (Tab. 4-27) Geräteeinstellungen .

Tab. 4-26 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das Master 3Ds®.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Gerät)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Messung)	6,02	6,02	6,03	5,99	6,05	<b>6,02</b>

Tab. 4-27 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximalen Einstellungen für das Master 3Ds®.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Gerät)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Messung)	552,78	549,43	549,87	551,22	550,12	<b>550,68</b>

## 4.10 PaX-Duo3D®

### 4.10.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das PaX-Duo3D® bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-7).

Tab. 4-28 Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  für das PaX-Duo3D® bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	<b>18,89</b>
Maximale Einstellungen	<b>227,63</b>

### 4.10.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte für das PaX-Duo3D® bei minimalen (Tab. 4-29) und maximalen (Tab. 4-30) Geräteeinstellungen .

Tab. 4-29 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei minimalen Einstellungen für das PaX-Duo3D®.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Gerät)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Messung)	0,54	0,53	0,54	0,54	0,55	<b>0,54</b>

Tab. 4-30 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$  bei maximalen Einstellungen für das PaX-Duo3D®.

Messung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Expositionszeit (s)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Gerät)	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	-
DFP (Messung)	233,58	234,44	234,21	233,99	234,15	<b>234,07</b>

#### 4.11 Übersicht der Effektiven Dosen

Durch Messung der Energiedosen konnten die in Tab. 4-31 angegebenen Effektiven Dosen nach ICRP 2007 berechnet werden. Die Effektive Dosis lag zwischen 17,24 und 395,95  $\mu\text{Sv}$ , mit einem Mittelwert von 121,28  $\mu\text{Sv}$ . Die Effektive Dosis für minimale Geräte-Einstellungen lag zwischen 17,25 und 51,06  $\mu\text{Sv}$ , bei einem Mittelwert von 33,79  $\mu\text{Sv}$ . Die Effektive Dosis für maximale Geräteeinstellungen lag zwischen 47,3 und 395,95  $\mu\text{Sv}$ , bei einem Mittelwert von 208,77  $\mu\text{Sv}$ . Abb. 4-1 stellt die Effektiven Dosen aller untersuchten DVT-Geräte graphisch dar.

Tab. 4-31 Errechnete Effektive Dosen in  $\mu\text{Sv}$  nach ICRP 2007 bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen.

Gerät	Effektive Dosis bei minimalen Geräteeinstellungen	Effektive Dosis bei maximalen Geräteeinstellungen
3D Accuitomo FP <sup>®</sup>	48,64	312,11
3D eXam <sup>®</sup>	23,39	155,91
Kodak 9000 3D <sup>®</sup>	24,46	47,35
Kodak 9500 <sup>®</sup>	17,24	150,69
ProMax 3D <sup>®</sup>	42,23	356,82
Galileos Comfort <sup>®</sup>	51,06	95,29
Orthophos XG 3D <sup>®</sup>	43,11	175,89
Scanora 3D <sup>®</sup>	40,08	170,03
Master3Ds <sup>®</sup>	28,83	395,95
PaX-Duo3D <sup>®</sup>	18,89	227,63

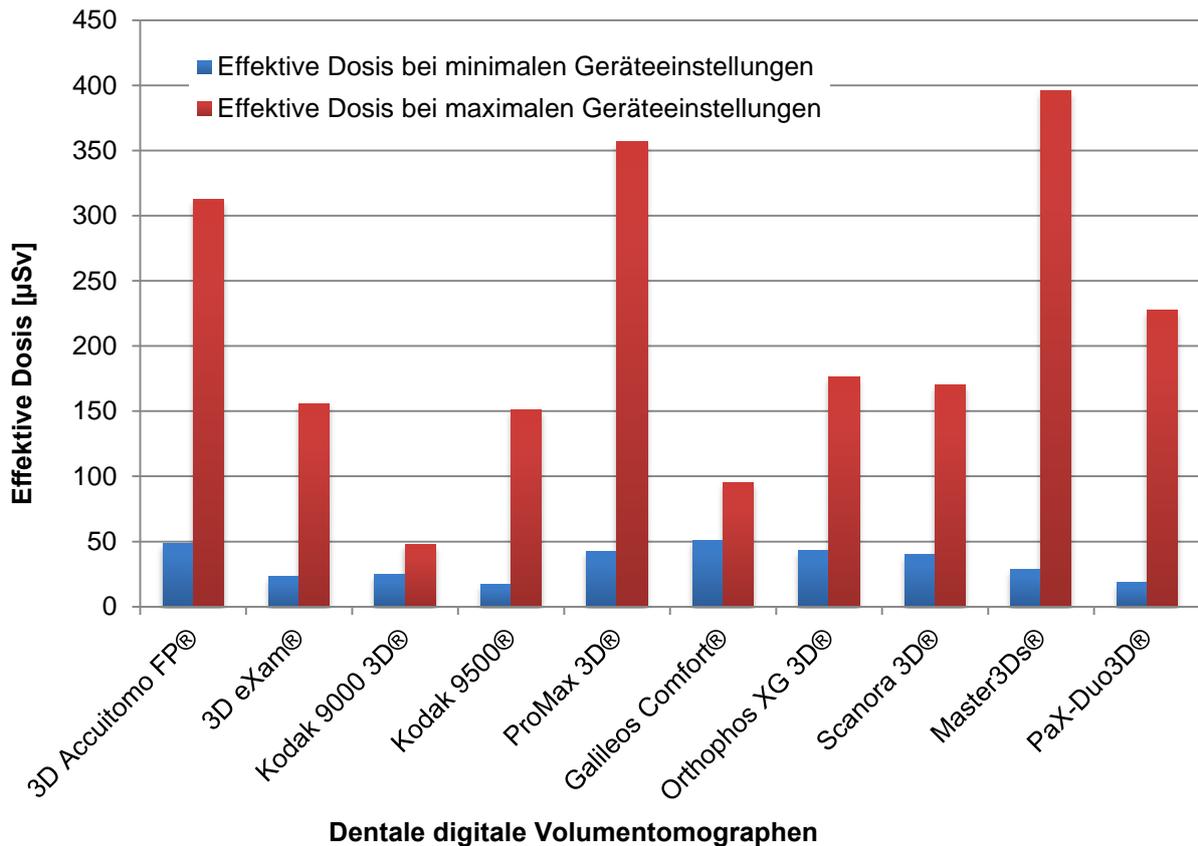


Abb. 4-1 Gegenüberstellung der Effektiven Dosen in  $\mu\text{Sv}$  bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen der untersuchten dentalen digitalen Volumentomographen.

## 4.12 Übersicht der Dosisflächenprodukte

Die Messung der Dosisflächenprodukte ergab Werte von 0,09 bis 550,68  $\mu\text{Gym}^2$ , mit einem Mittelwert von 85,33  $\mu\text{Gym}^2$ . Bei minimalen Geräteeinstellungen lag das DFP zwischen 0,09 und 26,33  $\mu\text{Gym}^2$ , mit einem Mittelwert von 7,29  $\mu\text{Gym}^2$ . Bei maximalen Geräteeinstellungen lag das DFP zwischen 47,92 und 550,68  $\mu\text{Gym}^2$ , mit einem Mittelwert von 163,36  $\mu\text{Gym}^2$ . Nicht alle Geräte zeigten DFP-Werte an. Die angezeigten DFP-Werte lagen für minimale Einstellungen zwischen 3,3 und 27,7  $\mu\text{Gym}^2$ , mit einem Mittelwert von 5,16  $\mu\text{Gym}^2$  und für maximale Einstellungen zwischen 82,5 und 146,7  $\mu\text{Gym}^2$ , mit einem Mittelwert von 55,74  $\mu\text{Gym}^2$ . Alle angezeigten DFP lagen über den gemessenen DFP. Ausnahmen stellen hier die angezeigten DFP des 3D Accuitomo FP® bei maximalen Geräteeinstellungen mit einem um 47,52  $\mu\text{Gym}^2$  geringeren angezeigten Wert, des Kodak 9000 3D® bei maximalen Geräteeinstellungen mit einem um 1,55  $\mu\text{Gym}^2$  geringeren angezeigten Wert als gemessen, das Scanora 3D® mit einem um 6,79  $\mu\text{Gym}^2$  geringeren angezeigten und das Orthophos XG 3D® mit einem bei minimalen Einstellungen um

0,92  $\mu\text{Gym}^2$  und bei maximalen Einstellungen um 3,02  $\mu\text{Gym}^2$  geringeren angezeigten Wert, dar (Abb. 4-2, Tab. 4-32).

Tab. 4-32 Gemessene und angezeigte Dosisflächenprodukte in  $\mu\text{Gym}^2$ .

<b>Gerät</b>	<b>DFP (Messung) minimale Einstellungen</b>	<b>DFP (Gerät) minimale Einstellungen</b>	<b>DFP (Messung) maximale Einstellungen</b>	<b>DFP (Gerät) maximale Einstellungen</b>
3D Accuitomo FP <sup>®</sup>	3,11	5	207,52	158
3D eXam <sup>®</sup>	4,63	k.A.	71,46	k.A.
Kodak 9000 3D <sup>®</sup>	3,27	3,3	91,55	90
Kodak 9500 <sup>®</sup>	2,81	3,02	122,24	146,7
ProMax 3D <sup>®</sup>	0,09	0,1	119,35	126,4
Galileos Comfort <sup>®</sup>	26,31	27,7	70,2	82,5
Orthophos XG 3D <sup>®</sup>	12,02	11,1	47,2	44,9
Scanora 3D <sup>®</sup>	14,09	17,5	118,59	111,8
Master3Ds <sup>®</sup>	6,02	k.A.	550,68	k.A.
PaX-Duo3D <sup>®</sup>	0,54	k.A.	234,07	k.A.

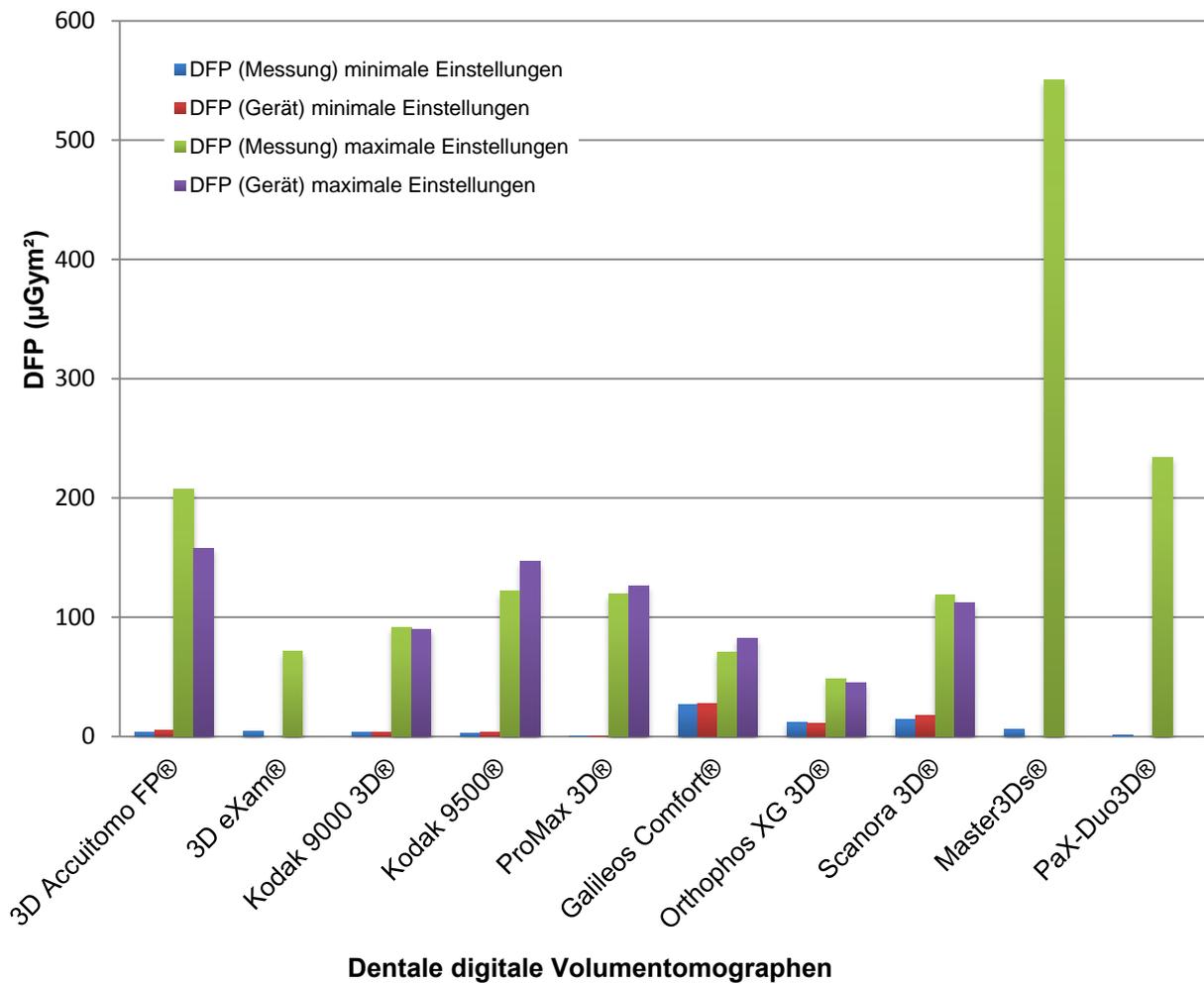


Abb. 4-2 Gegenüberstellung der gemessenen und vom Gerät angegebenen Dosisflächenprodukte bei minimalen und maximalen Einstellungen der untersuchten dentalen digitalen Volumentomographen.

## Übersicht der Organdosen

Tab. 4-33 Darstellung der Organdosen in  $\mu\text{Sv}$  bei minimalen und maximalen Einstellungen.

Gerät/ Einstellungen	Knochen- mark	Schilddrüse	Ösophagus	Haut	Knochen- oberfläche	Speichel- drüsen	Gehirn	Remainder der Gewebe/Organe				
								Lymph- knoten	Extra- thorakale Atemwege	Muskeln	Orale Mukosa	
<b>3D Accuitomo FP®</b>												
Min. Einstellungen	1,87	17,88	2,29	0,21	0,70	7,81	6,87	0,24	4,69	0,24	5,84	
Max. Einstellungen	11,62	33,78	0,65	1,98	3,13	80,76	31,29	3,20	64,53	3,20	77,96	
<b>3D eXam®</b>												
Min. Einstellungen	1,36	12,82	1,20	0,41	0,23	2,83	0,00	0,10	1,88	0,10	2,45	
Max. Einstellungen	7,12	62,77	3,61	1,11	1,18	24,18	18,59	0,82	15,78	0,82	19,92	
<b>Kodak 9000 3D®</b>												
Min. Einstellungen	0,43	0,00	2,06	0,19	0,16	10,13	0,00	0,27	4,51	0,27	6,45	
Max. Einstellungen	2,68	23,41	1,36	0,12	0,72	8,57	0,41	0,23	4,14	0,23	5,49	
<b>Kodak 9500®</b>												
Min. Einstellungen	0,85	1,47	2,98	0,02	0,32	1,92	5,65	0,09	1,78	0,09	2,07	
Max. Einstellungen	14,42	27,30	5,77	1,39	3,88	28,45	18,44	1,09	22,48	1,09	26,37	
<b>ProMax 3D®</b>												
Min. Einstellungen	2,97	26,00	2,10	0,22	1,17	1,90	2,74	0,11	2,20	0,11	2,71	
Max. Einstellungen	12,94	109,00	7,34	2,65	3,75	79,91	15,46	2,87	50,51	2,87	69,72	
<b>Galileos Comfort®</b>												
Min. Einstellungen	0,51	24,03	0,00	0,18	0,15	3,65	1,21	0,08	1,31	0,08	1,87	
Max. Einstellungen	3,76	29,01	0,00	0,50	1,08	18,82	8,06	0,73	14,72	0,73	1,79	
<b>Orthophos XG 3D®</b>												
Min. Einstellungen	1,03	28,62	2,31	0,38	0,29	3,59	1,54	0,11	2,43	0,11	2,69	
Max. Einstellungen	6,80	48,70	8,05	0,71	1,95	36,28	8,68	1,49	25,55	1,49	36,17	
<b>Scanora 3D®</b>												
Min. Einstellungen	0,27	20,22	0,00	0,29	0,08	7,58	0,96	0,25	4,17	0,25	6,02	
Max. Einstellungen	8,07	43,27	5,43	1,20	2,31	32,47	25,69	1,13	22,06	1,13	27,27	
<b>Master3Ds®</b>												
Min. Einstellungen	1,26	7,13	3,35	0,13	0,51	4,30	4,55	0,18	3,05	0,18	4,21	
Max. Einstellungen	29,95	87,26	5,90	3,95	8,07	84,21	43,52	2,88	57,15	2,88	70,17	
<b>PaX-Duo3D®</b>												
Min. Einstellungen	0,16	12,59	0,69	0,18	0,07	1,57	0,00	0,08	1,43	0,08	2,05	
Max. Einstellungen	6,77	63,95	4,51	1,49	1,82	57,06	7,80	1,91	33,81	1,91	46,57	

### 4.13 Bestimmung des Korrelationskoeffizienten

Die gemessenen und errechneten Werte für die Effektive Dosis sowie das DFP sollen im Folgenden in Beziehung gesetzt werden. Trägt man die Effektive Dosis und das Dosisflächenprodukt in einem Graphen gegen die Messaufnahmen auf, so zeigt sich, dass der Wert der Effektiven Dosis mit Zunahme des DFP auch ansteigt (Abb. 4-4). Die Beziehung ist allerdings nicht linear, sondern lässt sich nur näherungsweise exponentiell darstellen (Abb. 4-3). Mit den vorliegenden Werten lässt sich eine Beziehung der Effektiven Dosis (E) zu DFP wie folgt darstellen:

$$E = 24,229 \times \text{DFP}^{0,3733}$$

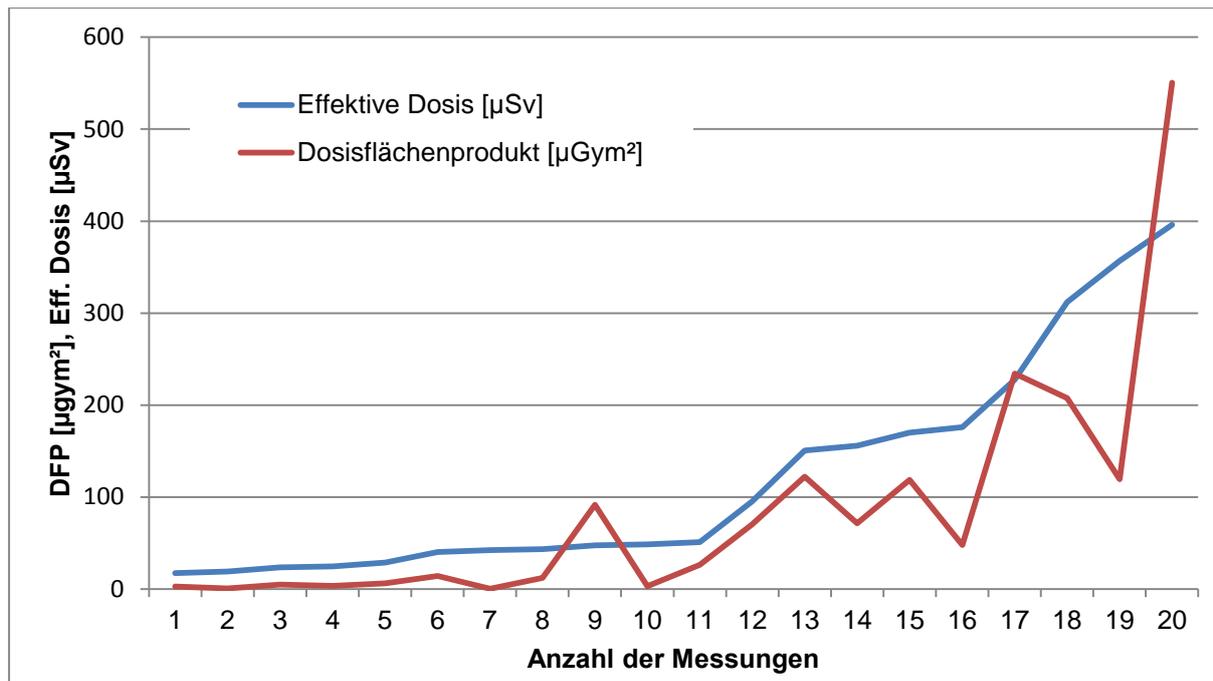


Abb. 4-3 Darstellung der Effektiven Dosis [µSv] und des Dosisflächenprodukts [µGym²] gegen die Anzahl der Messungen.

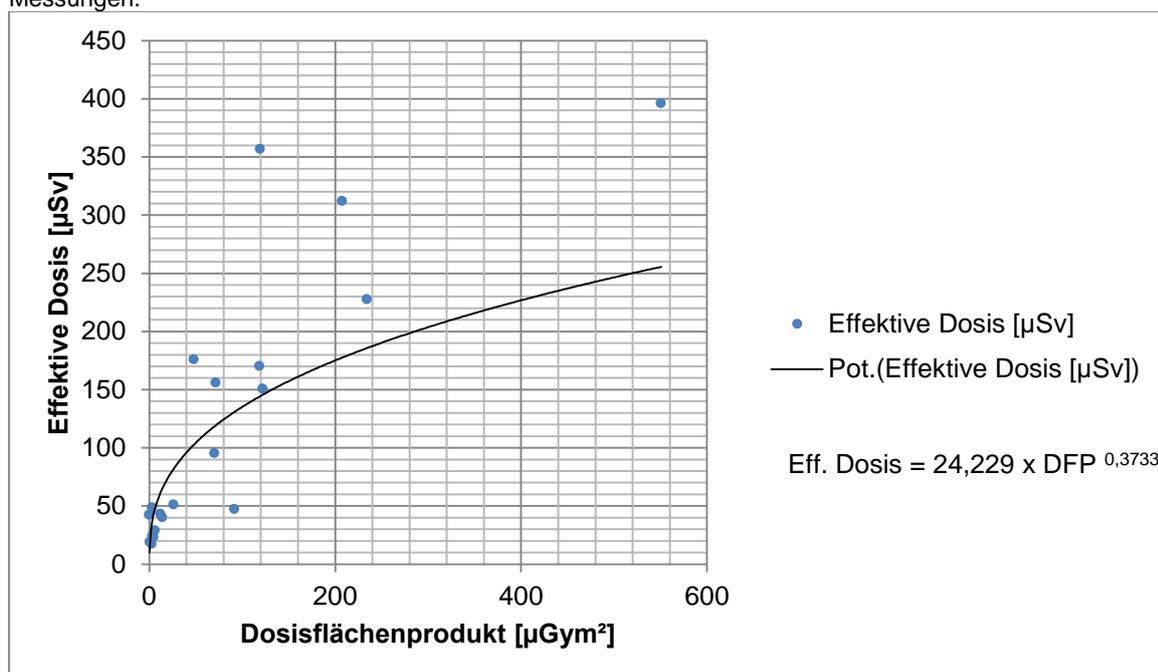


Abb. 4-4 Auftragen der Effektiven Dosis [µSv] gegen das Dosisflächenprodukt [µGym²].

#### 4.14 Ermittlung der relativen Häufigkeit der DVT-Geräte und der daraus resultierenden Untersuchungszahlen

Durch Befragung der zahnärztlichen Stellen der einzelnen Bundesländer konnte folgende Verbreitung von DVT-Geräten in zahnmedizinischer Anwendung ermittelt werden (Tab. 4-34):

Tab. 4-34 Anzahl und Erhebungszeitraum der DVT-Geräte in Deutschland 2010.

Bundesland	Anzahl	Erhebungszeitraum
Baden-Württemberg	129	IV
Bayern	k.A.	-
Berlin	35	IV
Brandenburg	18	IV
Bremen	5	IV
Hamburg	22	IV
Hessen	40	IV
Mecklenburg-Vorpommern	14	IV
Niedersachsen	90	IV
Nordrhein-Westfalen	140	IV
Rheinland-Pfalz	k.A.	-
Saarland	3	IV
Sachsen	36	IV
Sachsen-Anhalt	18	IV
Schleswig-Holstein	30	IV
Thüringen	17	IV

Folgende Werte wurden Anhand der Bevölkerungszahl extrapoliert: Bayern 156 und Rheinland-Pfalz 45. Daraus ergibt sich eine Gesamtzahl von DVT-Systemen in Deutschland von 798. Hierzu muss eine Dunkelziffer von nicht bzw. noch nicht erfassten Geräten von ca. 10% berücksichtigt werden. Daraus ergibt sich eine relative Häufigkeit von ca. 900 DVT-Systemen.

Unter der Annahme, dass 20% der Geräte höher frequentiert (~1000 Aufnahmen/Jahr) und 80% der Geräte niedrig frequentiert (~220 Aufnahmen/Jahr) zum Einsatz kommen, ergibt sich eine Aufnahmefrequenz von ca. 340.000 DVT-Untersuchung pro Jahr.

#### 4.15 Potenzieller Einfluss auf die kollektive Effektivdosis

Zur Ermittlung des potentiellen Einflusses auf die kollektive Effektivdosis wird Folgendes postuliert:

- Aufgrund des vorherrschenden Indikationsspektrums (Implantatplanung) stellen adulte Personen ab dem fünften Dezennium die überwiegende Mehrheit der untersuchten Population dar.
- Die erhobenen Effektiven Dosen für die minimalen Expositionsparameter haben lediglich theoretischen Charakter. In der täglichen Praxis finden überwiegend mittlere bis hohe Expositionsparameter Anwendung.
- Als Basiswert für die praktische Anwendung wird daher, ausgehend vom Mittelwert der Effektiven Dosen für die maximalen Expositionsparameter, ein Anteil von 66% angenommen. Dieser entspricht 137,79  $\mu\text{Sv}$ .
- Die daraus kumulierbare Effektive Dosis für alle in Deutschland in 2010 akquirierten DVT-Untersuchungen beträgt 46,85 Sv.
- Pro Einwohner ergibt sich dadurch eine Zunahme der kollektiven Effektivdosis um 0,57  $\mu\text{Sv}$ .

Schlussfolgernd ergibt sich daraus kein signifikanter Anstieg des Anteils der Zahnheilkunde an der kollektiven Effektivdosis.

## 5 Diskussion

### 5.1 Methodendiskussion

#### 5.1.1 Messung der Effektiven Dosis

Für die Messung der Effektiven Dosis wurden TLD herangezogen. Diese reagieren auf diverse Umwelteinflüsse äußerst sensibel. So muss darauf geachtet werden, die TLD vor Fetten jeglicher Art, wie beispielsweise durch Hautkontakt, zu schützen. Dies geschah mit einer Vakuumpinzette, wodurch eine Kontamination mit Fetten sowie ein Bruch der fragilen TLD vermieden werden konnte. Temperaturen über 25°C sowie chemische Dämpfe von Kunststoffmaterialien oder Lösungsmittel können ebenfalls die Genauigkeit der Detektoren beeinflussen. Um hier das Risiko eines Einflusses zu senken, wurden die TLD beim Transport in einer Kühlbox gelagert.

Um die Genauigkeit der Messungen zu erhöhen, wäre es sinnvoll gewesen, die Messungen für die einzelnen DVT-Geräte zu einem späteren Zeitpunkt mindestens zwei weitere Male zu wiederholen und über die so gewonnenen Werte einen Mittelwert zu berechnen. Aufgrund des hohen zeitlichen und logistischen Aufwands für eine Messung und der limitierten TLD-Anzahl, musste die Akquisition der Werte auf eine Messung mit zehn Bestrahlungsumläufen pro DVT-Gerät beschränkt werden.

Nicht in ausreichendem Maße geklärt ist, welchen Einfluss alltägliche Strahlenquellen wie z.B. Neonbeleuchtung, elektromagnetische Strahlungen von Mobilfunknetzen oder Wireless-LAN-Netzwerken, Gerätestrahlungen, Sonnenlicht oder Erschütterungen, auf die Genauigkeit der durchgeführten Messungen haben.

Weiterhin ist bei der Bewertung der Ergebnisse zu berücksichtigen, dass es nahezu unmöglich ist, für jede Messung exakt reproduzierbare Bedingungen zu schaffen. So variiert die Position des Phantoms, die geographische Lokalisation der DVT-Geräte, die Tageszeit, die Dauer der Lagerung der TLD vor, sowie nach der Bestrahlung bis zum Ausleseprozess und die Art des Transportes (PKW, Bahn, Postsendung, Flugzeug).

Der Ausleseprozess muss unter einer Stickstoffatmosphäre erfolgen. Durch diese werden die ergebnisbeeinflussenden Verbrennungs- und Leuchterscheinungen eliminiert (Möller und Fehrentz 1980).

TLD haben die Eigenschaft, sich nach jeder Anwendung durch den Rekombinationsprozess nicht wieder in den Urzustand versetzen zu lassen. Stets bleibt daher ein gewisses Residualpotential erhalten, welches die weiteren Messergebnisse beeinflussen kann. Um diesem Problem annähernd gerecht zu werden, wäre es notwendig, jede Messung mit einem neuen TLD-Satz durchzuführen.

Bei der Detektion höherer Energiedosen, wie beispielsweise bei Strahlentherapie oder Einsatz der Computertomographie, scheinen diese Faktoren nur einen geringen Einfluss zu haben. So ist die logische Konsequenz, dass bei geringeren Energiedosen der Einfluss der beschriebenen Faktoren deutlich zunimmt.

Der o.g. Sachverhalt stellt die Verlässlichkeit der Bestimmung der Effektiven Dosis mittels der Thermolumineszenzdosimetrie in Frage. Es sind weitere Untersuchungen notwendig, die dieses Verfahren der Dosimetrie beim Auftreten niedriger Energiedosen verifizieren.

### **5.1.2 Messung des Dosisflächenprodukts**

Für die Messung des Dosisflächenprodukts kam eine Ionisationskammer zum Einsatz. Diese wurde direkt im Strahlengang auf dem Kollimator fixiert. Gemäß Herstellerangaben sind die Absorption und Strahlenaufhärtung des Verbindungskabels zum Messgerät vernachlässigbar.

Aufgrund der beschriebenen geringen Fehleranfälligkeit liefert dieses Messverfahren reproduzierbar verlässliche Daten.

### **5.1.3 Bestimmung eines Korrelationskoeffizienten**

Ein Korrelationskoeffizient soll Aufschluss über einen möglichen linearen bzw. linearisierbaren Zusammenhang des Dosisflächenproduktes und der Effektiven Dosis geben. Mathematisch lässt sich dieser Sachverhalt wie folgt darstellen: Sei DFP das Dosisflächenprodukt, E die Effektive Dosis und  $z$  der Korrelationskoeffizient, dann ist idealerweise  $z = E/DFP$ . Es ist zu berücksichtigen, dass  $z$  nicht nur ein simpler Skalar

einer beliebigen reellen Zahl ist, sondern durch verschiedene Gegebenheiten beeinflusst wird. In der Literatur werden folgende, z beeinflussende Faktoren genannt (Wise, Sandborg et al. 1999; Helmrot und Alm Carlsson 2005; Schultz und Zoetelief 2005; Lofthag-Hansen, Thilander-Klang et al. 2008):

- Art der Untersuchung/Richtung des Strahlengangs
- Röhrenspannung
- Röhrenstrom
- Feldgröße
- Feldposition
- Größe des Phantom/der Person
- Alter
- Geschlecht

Bestenfalls wäre der Einfluss eines jeden Faktors ( $\Phi_1 \dots \Phi_n$ ) unabhängig. Dann könnte man z als Produkt der einzelnen Faktoren darstellen:

$$z_{i-n} = y \Phi_1 \dots \Phi_n$$

Wobei y das geometrische Mittel aller E/DFP für  $\Phi_1 \dots \Phi_n$  darstellt. Da diese Faktoren jedoch nicht unabhängig sind, müssen weitere Bedingungen ( $\Psi_1 \dots \Psi_n$ ) beachtet werden.  $\Psi_1 \dots \Psi_n$  sind Korrekturfaktoren, welche die Abhängigkeiten der Faktoren  $\Phi_1 \dots \Phi_n$  berücksichtigen. Überführt man nun dieses Model in eine lineare logarithmische Form erhält man folgende Gleichung, welche das Additive Effekt Model mit Interaktionen darstellt (Cochran und Cox 1950; Snedecor und Cochran 1980):

$$\log(z_{i-n}) = \log(y) + \log(\Phi_1) + \log(\Phi_2) + \dots + \log(\Phi_n) + \dots \log(\Psi_{ij}) + \dots$$

Diese mathematischen Überlegungen sind mit denen in der vorliegenden Untersuchung erhobenen Daten nicht umzusetzen und nicht ohne weiteres auf die dentale digitale Volumetomographie übertragbar. Eine weitere Methode, die im Zusammenhang mit der Bestimmung von Korrelationsfaktoren beschrieben wird (Alm Carlsson, Carlsson et al. 1984; Le Heron 1992; Hart und Wall 1994; Carlsson, Dance et al. 1999; Wise, Sandborg et al. 1999; Schultz und Zoetelief 2005), ist die sog. Monte-Carlo-Simulation/-Methode (Andreo 1991). Dabei werden die Wechselwirkungen der Photonen in einem mathematischen Phantom mit unterschiedlichen Gewebearten in einem Rechner simuliert. Die Energieverluste der Photonen bei den Wechselwirkungen in den verschiedenen Organen des Phantoms

werden für jedes Organ separat aufsummiert und anschließend durch die Organmasse dividiert. Das Verhältnis der so ermittelten Organdosis zu einer außerhalb des Phantoms messbaren Dosisgröße wird als Konversionsfaktor bezeichnet. Werden hinreichend viele Photonengeschichten im Rechner simuliert (einige Hunderttausend bis Millionen), ist der statistische Fehler der Dosisberechnung relativ klein. Mathematische Phantome beschreiben den menschlichen Körper und dessen Organe mithilfe von Formeln geometrischer Körper wie z.B. Zylinder, Ellipsoide, Kugeln, usw. Das mathematische Phantom stellt also lediglich eine Sammlung entsprechender Formeln im Computer dar (Gosch, Gosch et al. 2007). Auch diese Methode lässt sich auf die vorliegende Untersuchung nicht anwenden.

Das Auftragen des DFP gegen die Effektive Dosis stellt den einfachsten Weg dar, eine Beziehung zwischen DFP und Effektiver Dosis herzustellen. Zur Bestimmung eines konkreten Korrelationskoeffizienten müssen, wie oben beschrieben, deutlich mehr Faktoren untersucht und berücksichtigt werden.

## **5.2 Ergebnisdiskussion**

### **5.2.1 Effektive Dosis**

Die Effektive Dosis ist eine wesentliche Größe zur Abschätzung des potentiellen Risikos unterschiedlicher radiologischer Verfahren. Sie lässt sich nicht direkt am Patienten bestimmen.

Es ist für minimale als auch maximale Einstellungsparameter eine große Variation der ermittelten Werte zu beobachten. Dabei ist jedoch zu berücksichtigen, dass die einzelnen DVT-Geräte sehr differente Aufnahmemodi aufweisen. Variablen wie u.a. Röhrenstrom und -spannung, Expositionszeit, Volumengröße (FOV) und vorselektierte Ortsauflösung beeinflussen die Ergebnisse erheblich und stellen die Vergleichbarkeit in Frage.

Die folgenden Werte für die Effektiven Dosen bei dentalen digitalen Volumentomographen wurden durch TLD-Messungen ermittelt. Lediglich in der Studie von Vassileva 2010 wurden diese mit der Monte-Carlo-Simulation berechnet. In einer Untersuchung von Hirsch resultierte eine Effektive Dosis von 20,02 bis 43,27  $\mu\text{Sv}$  für das 3D Accuitomo<sup>®</sup> (J.Morita, MFG. CORP.) und 30,92 bis 39,92  $\mu\text{Sv}$  für das

Veraviewepocs 3D<sup>®</sup> (J.Morita, MFG. CORP.) (Hirsch, Wolf et al. 2008). Loubé akquirierte Daten zur Effektiven Dosis mit einem Alderson Rando Phantom und erhielt effektive Dosiswerte von 13 bis 82  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) für das 3D Accuitomo<sup>®</sup> und das i-Cat<sup>®</sup> System (Imaging Sciences, Hatfield, PA, USA) (Loubele, Bogaerts et al. 2009). Eine Effektive Dosis von 36,3 bis 77,9  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990) lieferte eine Untersuchung des NewTom 9000<sup>®</sup> (AFP & QR s.r.l., Verona, Italien) (Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2003), von 45  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990) und 59  $\mu\text{Sv}$  (ICRP draft 2005) für das NewTom 3G<sup>®</sup> (AFP & QR s.r.l. Verona), von 135  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990) und 193  $\mu\text{Sv}$  (ICRP draft 2005) und von 477  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990) und 558  $\mu\text{Sv}$  (ICRP draft 2005) für das CB MercuRay<sup>®</sup> (Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japan) (Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2006). Auch diese Messungen wurden mit einem Alderson Rando Phantom durchgeführt. 2008 untersuchten Ludlow und Ivanovic ebenfalls mit einem RANDO Phantom DVT-Geräte mit unterschiedlichen FOV. In die Gruppe der Geräte mit kleinem FOV vielen das CB MercuRay<sup>®</sup> (I FOV) mit einer Effektiven Dosis von 156  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/407  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), das ProMax 3D<sup>®</sup> (small adult) von 151  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/488  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), ProMax 3D<sup>®</sup> (large adult) von 203  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/652  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), das PreXion 3D<sup>®</sup> (PreXion, San Mateo, CA, USA) (standard exposure) von 66  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/189  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) und das PreXion 3D<sup>®</sup> (high resolution) von 154  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/388  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007). In der Gruppe der mittleren FOVs wurden folgende DVT-Geräte genannt: Das CB MercuRay<sup>®</sup> (panoramic FOV) mit 264  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/560  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), das Classic i-CAT<sup>®</sup> (standard scan) 29  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/69 (ICRP 2007), das Next Generation i-CAT<sup>®</sup> (landscape mode) mit 36  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/87  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), das Galileos<sup>®</sup> (default exposure) mit 28  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/70  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) und das Galileos<sup>®</sup> (maximum exposure) mit 52  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/128 (ICRP 2007) Effektiver Dosis. Die Effektive Dosis der DVT-Geräte mit großem FOV belief sich beim NewTom 3G<sup>®</sup> (12 Zoll FOV) auf 42  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/68  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), beim CB MercuRay<sup>®</sup> (standard quality) auf 464  $\mu\text{Sv}$ (ICRP 1990)/569  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), beim CB MercuRay<sup>®</sup> (maximum quality) auf 806  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/1073  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), beim Next Generation i-CAT<sup>®</sup> (portrait mode) auf 37  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/74  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), beim ILUMA<sup>®</sup> (IMTEC corp., Ardmore, OK, USA) (standard) auf 50  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/98  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) und beim ILUMA<sup>®</sup> (ultra) auf 252  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/498  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) (Ludlow und Ivanovic 2008). Laut Silva liegt die Effektive Dosis beim NewTom 9000<sup>®</sup> bei 56,2  $\mu\text{Sv}$  und beim i-CAT<sup>®</sup> bei 61,1  $\mu\text{Sv}$  nach ICRP draft

2005 (Silva, Wolf et al. 2008). Woertche gibt unter Verwendung eines Rando Phantom für das NewTom 9000<sup>®</sup> eine Effektive Dosis von 342  $\mu\text{Sv}$  an (Woertche, Hassfeld et al. 2006). Aktuelle Studien nennen für das i-CAT<sup>®</sup> eine Effektive Dosis von 9,7 bis 92,8  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/ 58,9 bis 206,2  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) (Roberts, Drage et al. 2009), für das 3D Accuitomo<sup>®</sup> von 18,18 bis 66,08  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/29,62 bis 101,46  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) und für das CB Mercuray<sup>®</sup> 451,81  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/510,57  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) (Okano, Harata et al. 2009), für das ILUMA<sup>®</sup> (ultra) Effektive Dosen von 37 bis 126 mSv (ICRP 1990)/46-157 mSv (ICRP 2007) (Vassileva und Stoyanov 2010), für das ProMax 3D<sup>®</sup> 102 bis 298  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) (Qu, Li et al. 2010), für das CB Mercuray<sup>®</sup> 60 bis 932  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) (Jadu, Yaffe et al. 2010), für das 3D Accuitomo CCD<sup>®</sup> 14  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/27  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), für das Accuitomo FPD<sup>®</sup> 63  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/166  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007), für das ProMax 3D<sup>®</sup> 269  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/674  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) und für das SCANORA<sup>®</sup> 3D 35  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/91  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) (Suomalainen, Kiljunen et al. 2009).

Alle oben und weitere in der Literatur genannten Werte, (Schulze, Heiland et al. 2004; Kumar, Ludlow et al. 2007; Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2008; Scarfe und Farman 2008; White 2008), weisen Effektive Dosen von 6 bis 806  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990) bzw. 13 bis 1073  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) auf. Die in der vorliegenden Studie erhobenen Werte fügen sich in diesen Rahmen ein.

Vergleicht man die Werte der Effektiven Dosis einer DVT-Untersuchung im kraniofazialen Bereich mit den in der Literatur zu findenden Werten von 4,7 bis 54  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990) für Panoramaschichtaufnahmen (Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2003; Ngan, Kharbanda et al. 2003; Kobayashi, Shimoda et al. 2004; Gijbels, Jacobs et al. 2005; Gijbels, Jacobs et al. 2005; Gavala, Donta et al. 2009) und 180 bis 2100  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990)/474-1410  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 2007) für konventionelle computertomographische Aufnahmen (Ngan, Kharbanda et al. 2003; Loubele, Jacobs et al. 2005; Loubele, Van Assche et al. 2008; Ludlow und Ivanovic 2008; Loubele, Bogaerts et al. 2009; Suomalainen, Kiljunen et al. 2009), so sind diese zwischen diesen beiden Aufnahmeverfahren hinsichtlich der Strahlenexposition anzusiedeln.

Generell kann gesagt werden, dass stark variierende Dosiswerte in Abhängigkeit der verwendeten Geräte und Einstellungen bestehen. Einige DVT-Geräte können bei gleicher Indikation höhere Dosisbereiche im Vergleich zu sog. low-dose CT-

Protokollen erreichen. DVT-Geräte mit kleinem FOV weisen nicht zwangsläufig eine geringere Dosis auf als Geräte mit einem großen FOV.

### 5.2.2 Dosisflächenprodukt

Betrachtet man die gemessenen und die von den Geräten angezeigten DFP, so kann festgestellt werden, dass die herstellerseitig angezeigten Werte bei minimalen Einstellungsparametern um 0,01 bis 3,41  $\mu\text{Gym}^2$  und bei maximalen Einstellungsparametern um 1,55 bis 12,30  $\mu\text{Gym}^2$  von den gemessenen Werten abweichen. Diese Abweichungen resultieren aus einer Berechnung anhand der selektierten Aufnahmeparameter. Eine echte DFP-Messung findet bei den untersuchten DVT-Systemen derzeit nicht statt.

In der Literatur lässt sich nur eine Untersuchung zum Dosisflächenprodukt im Zusammenhang mit DVT-Geräten finden. Lofthag-Hansen hat 2008 Werte für das DFP von 140 bis 967  $\text{mGycm}^2$  angegeben und eine Abhängigkeit des DFP von der Röhrenstromstärke und -spannung beschrieben. So ist beispielsweise bei Verdoppelung der Röhrenstromstärke bei gleicher Röhrenspannung das DFP um 100% größer. Für jede Röhrenstromstärke (2 mA, 4 mA, 6 mA, 8 mA oder 10 mA) führt eine Änderung der Spannung um 10 kV zu einer Erhöhung des DFP um etwa 30-40%. Somit steigt das DFP bei Erhöhung der Röhrenspannung, des Röhrenstroms oder des selektierten FOV (Lofthag-Hansen, Thilander-Klang et al. 2008). Die in der vorliegenden Untersuchung gemessenen Werte liegen mit 47,92 bis 550,68  $\mu\text{Gym}^2$  deutlich unter den Werten von Lofthag-Hansen et al. Eine relative Abhängigkeit des Dosisflächenprodukts von Röhrenspannung, Röhrenstrom und Größe des FOV konnte auch näherungsweise in der vorliegenden Studie nachgewiesen werden.

### 5.2.3 Korrelationskoeffizienten

Der angegebene Korrelationskoeffizient stellt lediglich einen Näherungswert dar. Um valide Aussagen über den Zusammenhang zwischen DFP und Effektiver Dosis machen zu können, sind speziellere Verfahren notwendig, die im Detail den Korrelationskoeffizienten beeinflussende Faktoren berücksichtigen. Es stellt sich als höchst unwahrscheinlich dar, dass ein geräteübergreifender Korrelationskoeffizient ermittelt werden kann. Vielmehr scheint die Individualisierung des

Korrelationskoeffizienten für jedes DVT-Gerät notwendig zu sein. Hierfür müssen weitaus komplexere mathematische Modelle erarbeitet werden.

## 6 Literaturverzeichnis

- Alm Carlsson, G., Carlsson, C. A. und Persliden, J. (1984). "Energy imparted to the patient in diagnostic radiology: calculation of conversion factors for determining the energy imparted from measurements of the air collision kerma integrated over beam area." Phys Med Biol **29**(11): 1329-1341.
- Andreo, P. (1991). "Monte Carlo techniques in medical radiation physics." Phys Med Biol **36**: 861-920.
- Arai, Y., Tammisalo, E., Iwai, K., Hashimoto, K. und Shinoda, K. (1999). "Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use." Dentomaxillofac Radiol **28**(4): 245-248.
- Araki, M., Kameoka, S., Mastumoto, N. und Komiyama, K. (2007). "Usefulness of cone beam computed tomography for odontogenic myxoma." Dentomaxillofac Radiol **36**(7): 423-427.
- Better, H., Abramovitz, I., Shlomi, B., Kahn, A., Levy, Y., Shaham, A. und Chaushu, G. (2004). "The presurgical workup before third molar surgery: how much is enough?" J Oral Maxillofac Surg **62**(6): 689-692.
- Bianchi, S. D. und Lojacono, A. (1998). 2D and 3D images generated by cone beam computed tomography (CBCT) for dentomaxillofacial investigations. Amsterdam, Elsevier Science B.V.
- Bundesregierung (2002). Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung und anderer atomrechtlicher Verordnungen: Röntgenverordnung.
- Carlsson, G. A., Dance, D. R., Persliden, J. und Sandborg, M. (1999). "Use of the concept of energy imparted in diagnostic radiology." Appl Radiat Isot **50**(1): 39-62.
- Cho, P. S., Johnson, R. H. und Griffin, T. W. (1995). "Cone-beam CT for radiotherapy applications." Phys Med Biol **40**: 1863.
- Cieszynski, A. (1907). "Über die Einstellungen der Röntgenröhre bei Zahnaufnahmen." Corr. Zahnheilkunde **36**: 158.
- Cochran, W. G. und Cox, G. M. (1950). Experimental Designs 2nd edn. Wiley. New York.
- Cohenca, N., Simon, J. H., Mathur, A. und Malfaz, J. M. (2007). "Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption." Dent Traumatol **23**(2): 105-113.
- Cohnen, M., Kemper, J., Mobes, O., Pawelzik, J. und Modder, U. (2002). "Radiation dose in dental radiology." Eur Radiol **12**(3): 634-637.
- De Vos, W., Casselman, J. und Swennen, G. R. (2009). "Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature." Int J Oral Maxillofac Surg **38**(6): 609-625.
- Dieck, W. (1911). Anatomie und Pathologie der Zähne und der Kiefer im Röntgenbilde. Hamburg, Gräfe, Sillem.
- Düker, J. (2006). Praxisleitfaden Zahnärztliche Radiologie für den Zahnarzt und sein Team. München, Elsevier GmbH, München.
- Dula, K., Mini, R., van der Stelt, P. F. und Buser, D. (2001). "The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria." Int J Oral Maxillofac Implants **16**(1): 80-89.

- Dula, K., Mini, R., van der Stelt, P. F., Lambrecht, J. T., Schneeberger, P. und Buser, D. (1996). "Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible." Eur J Oral Sci **104**(5-6): 503-510.
- Ewen, K. (1998). Moderne Bildgebung. Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle. Stuttgart/New York, Georg Thieme Verlag.
- Farman, A. G. (2005). "ALARA still applies." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **100**(4): 395-397.
- Feldkamp, L. A., Davis, L. C. und Kress, J. (1984). "Practical cone-beam algorithm." J Opt Soc Am A **1**: 612.
- Flygare, L. und Ohman, A. (2008). "Preoperative imaging procedures for lower wisdom teeth removal." Clin Oral Investig **12**(4): 291-302.
- Fu, K. Y., Zhang, W. L., Liu, D. G., Chen, H. M. und Ma, X. C. (2007). "[Cone beam computed tomography in the diagnosis of temporomandibular joint osteoarthritis]." Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi **42**(7): 417-420.
- Fullmer, J. M., Scarfe, W. C., Kushner, G. M., Alpert, B. und Farman, A. G. (2007). "Cone beam computed tomographic findings in refractory chronic suppurative osteomyelitis of the mandible." Br J Oral Maxillofac Surg **45**(5): 364-371.
- Ganz, S. D. (2008). "Computer-aided design/computer-aided manufacturing applications using CT and cone beam CT scanning technology." Dent Clin North Am **52**(4): 777-808, vii.
- Gavala, S., Donta, C., Tsiklakis, K., Boziari, A., Kamenopoulou, V. und Stamatakis, H. C. (2009). "Radiation dose reduction in direct digital panoramic radiography." Eur J Radiol **71**(1): 42-48.
- Gibbs, S. J. und Mitchell, A. C. (1974). "Energy and angle dependence of calcium fluoride and lithium fluoride thermoluminescent dosimetry systems." Oral Surg Oral Med Oral Pathol **37**(4): 641-648.
- Gijbels, F., Jacobs, R., Bogaerts, R., Debaveye, D., Verlinden, S. und Sanderink, G. (2005). "Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: Patient exposure." Dentomaxillofac Radiol **34**(3): 145-149.
- Gijbels, F., Jacobs, R., Debaveye, D., Bogaerts, R., Verlinden, S. und Sanderink, G. (2005). "Dosimetry of digital panoramic imaging. Part II: Occupational exposure." Dentomaxillofac Radiol **34**(3): 150-153.
- Gosch, D., Gosch, K. und Kahn, T. (2007). "Konversionsfaktoren zur Ermittlung der effektiven Dosis für Patienten aus dem Dosisflächenprodukt bei Röntgendurchleuchtungsuntersuchungen." Fortschr Röntgenstr **179**: 1035-1042.
- Hannig, C., Dullin, C., Hulsmann, M. und Heidrich, G. (2005). "Three-dimensional, non-destructive visualization of vertical root fractures using flat panel volume detector computer tomography: an ex vivo in vitro case report." Int Endod J **38**(12): 904-913.
- Hart, D. und Wall, B. F. (1994). "Estimation of effective dose from dose-area product measurements for barium meals and barium enemas." Br J Radiol **67**(797): 485-489.
- Helmrot, E. und Alm Carlsson, G. (2005). "Measurement of radiation dose in dental radiology." Radiat Prot Dosimetry **114**(1-3): 168-171.
- Hertrich, P. (2004). Röntgenaufnahmetechnik Grundlagen und Anwendungen. Erlangen, Siemens Aktiengesellschaft, Berlin und München.

- Hirsch, E., Wolf, U., Heinicke, F. und Silva, M. A. (2008). "Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view." Dentomaxillofac Radiol **37**(5): 268-273.
- Honda, K., Larheim, T. A., Maruhashi, K., Matsumoto, K. und Iwai, K. (2006). "Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material." Dentomaxillofac Radiol **35**(3): 152-157.
- Honey, O. B., Scarfe, W. C., Hilgers, M. J., Klueber, K., Silveira, A. M., Haskell, B. S. und Farman, A. G. (2007). "Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparisons with panoramic radiology and linear tomography." Am J Orthod Dentofacial Orthop **132**(4): 429-438.
- Hounsfield, G. N. (1973). "Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system." Br J Radiol **46**(552): 1016-1022.
- Hounsfield, G. N. (1976). "Historical notes on computerized axial tomography." J Can Assoc Radiol **27**(3): 135-142.
- Hounsfield, G. N. (1976). "Picture quality of computed tomography." AJR Am J Roentgenol **127**(1): 3-9.
- Hounsfield, G. N. (1995). "Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973." Br J Radiol **68**(815): H166-172.
- Hujoel, P., Bollen, A., Noonan, C. und del Aguila, M. (2004). "Antepartum dental radiography and infant low birth weight." JAMA **291**: 1987-1993.
- Hümmeke, S., Esser, E. und Vosshans, J. (2003). "Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie (DVT)." Quintessenz **54**: 1105-1112.
- Hussain, A. M., Packota, G., Major, P. W. und Flores-Mir, C. (2008). "Role of different imaging modalities in assessment of temporomandibular joint erosions and osteophytes: a systematic review." Dentomaxillofac Radiol **37**(2): 63-71.
- ICRP (1991). *Annals of the ICRP: ICRP Publication 60 – 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Oxford, Pergamon Press.
- ICRP (2007). *Annals of the ICRP: ICRP Publication 103 - The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Amsterdam, Elsevier. **103**.
- Isoardi, P. und Ropolo, R. (2003). "Measurement of dose-width product in panoramic dental radiology." Br J Radiol **76**(902): 129-131.
- Jadu, F., Yaffe, M. J. und Lam, E. W. (2010). "A comparative study of the effective radiation doses from cone beam computed tomography and plain radiography for sialography." Dentomaxillofac Radiol **39**(5): 257-263.
- Kaeppler, G. (1996). "Digitale Röntgentechnik im Zahn- und Kieferbereich - eine Übersicht." Deutsche Zahnärztliche Zeitung **51**(4).
- Kalender, W. A. (1995). "Technical foundations of spiral CT." J Belge Radiol **78**(2): 68-74.
- Kalender, W. A. (1995). "Thin-section three-dimensional spiral CT: is isotropic imaging possible?" Radiology **197**(3): 578-580.
- Kasaj, A. und Willershausen, B. (2007). "Digital volume tomography for diagnostics in periodontology." Int J Comput Dent **10**(2): 155-168.
- Katakami, K., Shimoda, S., Kobayashi, K. und Kawasaki, K. (2008). "Histological investigation of osseous changes of mandibular condyles with backscattered electron images." Dentomaxillofac Radiol **37**(6): 330-339.

- Kiefer, H., Lambrecht, J. T. und Roth, J. (2004). "[Dose exposure from analog and digital full mouth radiography and panoramic radiography]." Schweiz Monatsschr Zahnmed **114**(7): 687-693.
- Kobayashi, K., Shimoda, S., Nakagawa, Y. und Yamamoto, A. (2004). "Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography." Int J Oral Maxillofac Implants **19**(2): 228-231.
- Koong, B. (2010). "Cone beam imaging: is this the ultimate imaging modality?" Clin Oral Implants Res **21**(11): 1201-1208.
- Krisjane, Z., Urtane, I., Krumina, G., Bieza, A., Zepa, K. und Rogovska, I. (2007). "Condylar and mandibular morphological criteria in the 2D and 3D MSCT imaging for patients with Class II division 1 subdivision malocclusion." Stomatologija **9**(3): 67-71.
- Kumar, V., Ludlow, J. B., Mol, A. und Cevitanes, L. (2007). "Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms." Dentomaxillofac Radiol **36**(5): 263-269.
- Kunkel, M., Wagner, W., Becker, J., Haessler, D., Kreusser, B. und Reinhart, E. (2006). "Leitlinie: Operative Entfernung von Weisheitszähnen."
- Künzel, A. und Benz, C. (1995). "Intraorale digitale Radiographie." Das Deutsche Zahnärzteblatt **104**(7).
- Le Heron, J. C. (1992). "Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examinations from measurements of the dose-area product." Phys Med Biol **37**(11): 2117-2126.
- Lewis, E. L., Dolwick, M. F., Abramowicz, S. und Reeder, S. L. (2008). "Contemporary imaging of the temporomandibular joint." Dent Clin North Am **52**(4): 875-890, viii.
- Lipinski, K., Lackner, H., Laué, O. P., Kafka, G., Niemann, A., Raasch, E., Schoon, B. und Radonic, A. (2009, 21.04.2010). "CMOS sensor." Retrieved 21.04.2010, 2010, from <http://www.itwissen.info/definition/lexikon/CMOS-Sensor-CMOS-sensor.html>.
- Lofthag-Hansen, S., Huuonen, S., Grondahl, K. und Grondahl, H. G. (2007). "Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **103**(1): 114-119.
- Lofthag-Hansen, S., Thilander-Klang, A., Ekestubbe, A., Helmrot, E. und Grondahl, K. (2008). "Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD." Dentomaxillofac Radiol **37**(2): 72-79.
- Loubele, M., Bogaerts, R., Van Dijck, E., Pauwels, R., Vanheusden, S., Suetens, P., Marchal, G., Sanderink, G. und Jacobs, R. (2009). "Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications." Eur J Radiol **71**(3): 461-468.
- Loubele, M., Jacobs, R., Maes, F., Schutyser, F., Debaveye, D., Bogaerts, R., Coudyzer, W., Vandermeulen, D., van Cleynenbreugel, J., Marchal, G. und Suetens, P. (2005). "Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning." Radiat Prot Dosimetry **117**(1-3): 211-216.
- Loubele, M., Van Assche, N., Carpentier, K., Maes, F., Jacobs, R., van Steenberghe, D. und Suetens, P. (2008). "Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **105**(4): 512-518.

- Ludlow, J. B., Davies-Ludlow, L. E. und Brooks, S. L. (2003). "Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit." Dentomaxillofac Radiol **32**(4): 229-234.
- Ludlow, J. B., Davies-Ludlow, L. E., Brooks, S. L. und Howerton, W. B. (2006). "Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT." Dentomaxillofac Radiol **35**(4): 219-226.
- Ludlow, J. B., Davies-Ludlow, L. E. und White, S. C. (2008). "Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation." J Am Dent Assoc **139**(9): 1237-1243.
- Ludlow, J. B. und Ivanovic, M. (2008). "Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **106**(1): 106-114.
- Mah, J., Danforth, R., Bumann, A. und Hatcher, D. (2003). "Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **96**: 508-513.
- Meng, J. H., Zhang, W. L., Liu, D. G., Zhao, Y. P. und Ma, X. C. (2007). "[Diagnostic evaluation of the temporomandibular joint osteoarthritis using cone beam computed tomography compared with conventional radiographic technology]." Beijing Da Xue Xue Bao **39**(1): 26-29.
- Mengel, R., Candir, M., Shiratori, K. und Flores-de-Jacoby, L. (2005). "Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles." J Periodontol **76**: 665-673.
- Milacic, S. (2009). "Risk of occupational radiation-induced cataract in medical workers." Med Lav **100**(3): 178-186.
- Misch, K. A., Yi, E. S. und Sarment, D. P. (2006). "Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements." J Periodontol **77**(7): 1261-1266.
- Möbes, O., Becker, J., Pawelzik, J. und Jacobs, K. (1999). "Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumen-Tomographie in der implantologischen Diagnostik." Z Zahnärztl Implantol **15**(229-233).
- Möbes, O., Becker, J., Schnelle, C., Ewen, K., Kemper, J. und Cohnen, M. (2000). "Strahlenexposition bei der digitalen Volumetomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie." Dtsch Zahnärztl Z **55**: 336-339.
- Möller, P. und Fehrentz, D. (1980). "Thermolumineszenzdosimetrische Messungen an Patienten." Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering **25**(6): 144-147.
- Molteni, R. (1993). "Direct digital dental X-ray imaging with Visualix/Vixa." Oral Med., Oral Pathol. **76**: 255-243.
- Mora, M. A., Mol, A., Tyndall, D. A. und Rivera, E. M. (2007). "Effect of the number of basis images on the detection of longitudinal tooth fractures using local computed tomography." Dentomaxillofac Radiol **36**(7): 382-386.
- Mouyen, F., Benz, C., Sonnabend, E. und Lodter, J. (1989). "Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy." Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Path. **68**: 238.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P. T. und Andreis, I. A. (1998). "A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results." Eur Radiol **8**(9): 1558-1564.

- Ngan, D. C., Kharbanda, O. P., Geenty, J. P. und Darendeliler, M. A. (2003). "Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs." Aust Orthod J **19**(2): 67-75.
- Numata, H. (1933). "Consideration of the parabolic radiography of dental arch." J Shimizu Studies **10**: 13.
- Ohman, A., Kull, L., Andersson, J. und Flygare, L. (2008). "Radiation doses in examination of lower third molars with computed tomography and conventional radiography." Dentomaxillofac Radiol **37**(8): 445-452.
- Okano, T., Harata, Y., Sugihara, Y., Sakaino, R., Tsuchida, R., Iwai, K., Seki, K. und Araki, K. (2009). "Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning." Dentomaxillofac Radiol **38**(2): 79-85.
- Othman, A. A., El-Beialy, A. R., Fawzy, S. A., Kandil, A. H., El-Bialy, A. M. und Mostafa, Y. A. (2010). "Methods for managing 3-dimensional volumes." Am J Orthod Dentofacial Orthop **137**(2): 266-273.
- Paatero, Y. V. (1949). "A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces." Acta radiol. **32**: 177.
- Paatero, Y. V. (1954). "Pantomographie in theorie and use." Acta radiol. **41**: 321.
- Pasler, F. A. (2003). Zahnärztliche Radiologie 4. unveränderte Auflage. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Price, W. A. (1904). "The technique necessary for making good dental skiagraphs." Dent. Items of Interest **26**: 161.
- Qu, X. M., Li, G., Ludlow, J. B., Zhang, Z. Y. und Ma, X. C. (2010). "Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.
- Radon, J. (1917). "Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten." Berichte Sächsische Akademie der Wissenschaften **29**: 262-279.
- Roberts, J. A., Drage, N. A., Davies, J. und Thomas, D. W. (2009). "Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry." Br J Radiol **82**(973): 35-40.
- Rother, U. J. (2001). Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Grundlagen Strahlenschutz Befunde. München/Jena, Urban & Fischer Verlag München/Jena.
- Rother, U. J. (2006). Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Grundlagen Strahlenschutz Befunde. München, Elsevier GmbH, München.
- Saint-Félix, D., Troussset, Y., Picard, C., Ponchut, C., Roméas, R. und Rougée, A. (1994). "in vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography." Phys Med Biol **39**: 583.
- Scarfe, W. C. und Farman, A. G. (2008). "What is cone-beam CT and how does it work?" Dent Clin North Am **52**(4): 707-730, v.
- Scarfe, W. C., Farman, A. G. und Sukovic, P. (2006). "Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice." J Can Dent Assoc **72**(1): 75-80.
- Schendel, S. A. und Lane, C. (2009). "3D Orthognathic Surgery Simulation Using imange Fusion." Semin Orthod **15**: 48-56.
- Schultz, F. W. und Zoetelief, J. (2005). "Dose conversion coefficients for interventional procedures." Radiat Prot Dosimetry **117**(1-3): 225-230.
- Schulz, R. F. (2001). "Digitale Detektorsysteme für die Projektionsradiographie." Fortschr Röntgenstr **173**: 1137-1146.

- Schulze, D. (1997). Die Anwendung der digitalen Lumineszenzradiographie in der Zahnheilkunde. Dissertation. Hamburg.
- Schulze, D., Heiland, M., Thurmann, H. und Adam, G. (2004). "Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography." Dentomaxillofac Radiol **33**(2): 83-86.
- Silva, M. A., Wolf, U., Heinicke, F., Bumann, A., Visser, H. und Hirsch, E. (2008). "Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation." Am J Orthod Dentofacial Orthop **133**(5): 640 e641-645.
- Simon, J. H., Enciso, R., Malfaz, J. M., Roges, R., Bailey-Perry, M. und Patel, A. (2006). "Differential diagnosis of large periapical lesions using cone-beam computed tomography measurements and biopsy." J Endod **32**(9): 833-837.
- Snedecor, G. W. und Cochran, W. G. (1980). "Statistical Methods 7th edn." Iowa State University Press.
- Stavropoulos, A. und Wenzel, A. (2007). "Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws." Clin Oral Investig **11**: 101-106.
- Suomalainen, A., Kiljunen, T., Kaser, Y., Peltola, J. und Kortensniemi, M. (2009). "Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners." Dentomaxillofac Radiol **38**(6): 367-378.
- Swennen, G. R., Schutyser, F., Barth, E. L., De Groeve, P. und De Mey, A. (2006). "A new method of 3-D cephalometry Part I: the anatomic Cartesian 3-D reference system." J Craniofac Surg **17**(2): 314-325.
- Thiel, H.-J. und Haßfeld, S. (2001). Schnittbilddiagnostik in MKG-Chirurgie und Zahnmedizin. CT, MRT und konventionelle bildgebende Verfahren. Stuttgart/New York, Georg Thieme Verlag.
- Tritthart, H. A. (2003). Medizinische Physik und Biophysik. Stuttgart/New York, Schattauer GmbH.
- Tsiklakis, K., Donato, C., Gavala, S., Karayianni, K., Kamenopoulou, V. und Hourdakakis, C. (2005). "Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose cone beam CT." Eur J Radiol **56**: 413-417.
- Vandenberghe, B., Jacobs, R. und Yang, J. (2007). "Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **104**(3): 395-401.
- Vassileva, J. und Stoyanov, D. (2010). "Quality control and patient dosimetry in dental cone beam CT." Radiat Prot Dosimetry **139**(1-3): 310-312.
- Wenzel, A. (1995). "Direct digital radiography in the dental office." International Dental Journal **45**: 27-34.
- White, S. C. (2008). "Cone-beam imaging in dentistry." Health Phys **95**(5): 628-637.
- Williams, J. R. und Montgomery, A. (2000). "Measurement of dose in panoramic dental radiology." Br J Radiol **73**(873): 1002-1006.
- Wise, K. N., Sandborg, M., Persliden, J. und Carlsson, G. A. (1999). "Sensitivity of coefficients for converting entrance surface dose and kerma-area product to effective dose and energy imparted to the patient." Phys Med Biol **44**(8): 1937-1954.
- Woertche, R., Hassfeld, Lux, C., Muessig, E., Hensley, F. und Krempien, R. (2006). "Clinical application of cone beam volume tomography in children with cleft lip and plate." Dentomaxillofac Radiol **35**: 88-94.





# | Verantwortung für Mensch und Umwelt |

**Kontakt:**

Bundesamt für Strahlenschutz

Postfach 10 01 49

38201 Salzgitter

Telefon: + 49 30 18333 - 0

Telefax: + 49 30 18333 - 1885

Internet: [www.bfs.de](http://www.bfs.de)

E-Mail: [ePost@bfs.de](mailto:ePost@bfs.de)

Gedruckt auf Recyclingpapier aus 100 % Altpapier.



**Bundesamt für Strahlenschutz**