

Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik

**Bestimmung der Effektiven Dosis, des
Dosisflächenprodukts und eines Korrelationskoeffizienten
bei diversen dentalen digitalen Volumentomographen**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur

Erlangung des Zahnmedizinischen Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät
der Albert-Ludwigs-Universität
Freiburg im Breisgau

Vorgelegt 2010

von Sebastian Berthold Maximilian Patzelt
geboren in Schramberg

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. mult. Hubert Erich Blum

1. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. Dirk Schulze

2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. h.c. Jörg Rudolf Strub

Jahr der Promotion: 2011

Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
A	Ampere
Å	Ångström
Abb.	Abbildung
APS	Active Pixel Sensor
AWMF	Arbeitsgemeinschaft der wissenschaftlichen medizinischen Fachgesellschaften
BfS	Bundesamt für Strahlenschutz
BMU	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit
C	Coulomb
CCD	Charge-Coupled Device
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CT	Computertomogramm/Computertomograph
D	Energiedosis
d	Durchmesser
dE	Mittlere Energieabgabe
DFP	Dosisflächenprodukt
dm	Masse eines Materialvolumens
D _M	Energiedosis in einem Material
dQ	Durch Ionisation erzeugte Ladung
DVT	Dentales/r digitales/r Volumentomogramm/Volumentomograph
dW	Anfangsenergie
dz	Zurückgelegte Weglänge
E	Effektive Dosis
e	Elektron
eV	Elektronenvolt
Fe	Chemisches Formelzeichen für Eisen
FET	Feldeffekttransistor
FF	Full Frame Transfer
FIT	Frame Interline Transfer
FOV	Field of View
FT	Frame Transfer
Gl.	Glandula
Gy	Gray
H	Äquivalentdosis

h	Höhe
H _T	Organ-Äquivalent-Dosis
Hz	Hertz
ICRP	International Commission on Radiological Protection
I _H	Heizstrom
IT	Interline Frame Transfer
J	Ionendosis
K	Kerma
K	Kalibrierungsfaktor
kg	Kilogramm
K _R	Korrektionsfaktor
LET	Lineares Energieübertragungsvolumen
m	Meter
MEACER	Muscle mass energy absorption coefficient ration
MOSFET	Metalloxidschicht Feldsensor
MP	Megapixel
N	Modifizierter Faktor
O	Organdosis
PACS	Picture Archiving and Communication System
q	Bewertungsfaktor
Q	Qualitätsfaktor
R	Radon
RBW	Relative biologische Wirksamkeit
RIS	Remote Installation Services
RPL	Radiophotolumineszenz
S	Glühkurven-Integral
s	Sekunde
Sv	Sievert
Tab.	Tabelle
TLD	Thermolumineszenzdosimeter
U _H	Heizspannung
U _R	Röhrenspannung
UV	Ultraviolett
W _R	Strahlungswichtungsfaktor
W _T	Gewebespezifischer Wichtungsfaktor

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Geschichtlicher Überblick der Zahnärztlichen Radiologie.....	2
1.2	Röntgenstrahlung	3
1.2.1	Strahlenarten	3
1.2.2	Strahlenquellen	6
1.2.3	Expositionskategorien nach ICRP 103.....	6
1.2.4	Strahlenwirkungen	8
1.2.5	Entstehung von Röntgenstrahlung.....	9
1.2.6	Wechselwirkungen mit Materien	10
1.3	Dosisbegriffe	12
1.3.1	Energiedosis	12
1.3.2	Ionendosis	13
1.3.3	Kerma	13
1.3.4	Äquivalentdosis.....	14
1.3.5	Spezielle Dosisgrößen	15
1.4	Messmethoden – Dosimetrie – Detektion.....	18
1.4.1	Absolute Dosismessmethoden.....	18
1.4.2	Relative Dosismessmethoden.....	20
1.5	Die digitale zahnärztliche Radiologie.....	22
1.5.1	Digitalisierung analoger Bildinformationen.....	23
1.5.2	Primäre Sensortechnik.....	23
1.6	Dreidimensionale digitale Aufnahmemöglichkeiten	30
1.6.1	Computertomograph	30
1.6.2	Dentaler digitaler Volumentomograph.....	33
2	Fragestellung	38
3	Material und Methoden	39

3.1	Materialien.....	39
3.1.1	Phantom zur Dosimetrie	39
3.1.2	Thermolumineszenzdosimeter.....	41
3.1.3	Messgerät zur Bestimmung des Dosisflächenprodukts	43
3.1.4	Untersuchte dentale digitale Volumentomographen	45
3.2	Untersuchungsmethoden	46
3.2.1	Kalibrierung der Thermolumineszenzdosimeter.....	46
3.2.2	Messungen	47
3.2.3	Auswertung.....	53
3.2.4	Berechnung der Effektiven Dosis.....	54
3.2.5	Bestimmung des Dosisflächenprodukts	57
3.2.6	Bestimmung eines Korrelationskoeffizienten	57
3.2.7	Ermittlung der relativen Häufigkeit der DVT-Geräte und der daraus resultierenden Untersuchungszahlen	57
3.2.8	Potenzieller Einfluss auf die kollektive Effektivdosis	57
4	Ergebnisse	58
4.1	3D Accuitomo FP®	58
4.1.1	Effektive Dosis	58
4.1.2	Dosisflächenprodukt	58
4.2	3D eXam®.....	59
4.2.1	Effektive Dosis	59
4.2.2	Dosisflächenprodukt	59
4.3	Kodak 9000 3D®	60
4.3.1	Effektive Dosis	60
4.3.2	Dosisflächenprodukt	60
4.4	Kodak 9500®	61
4.4.1	Effektive Dosis	61

4.4.2	Dosisflächenprodukt	61
4.5	ProMax 3D®	62
4.5.1	Effektive Dosis	62
4.5.2	Dosisflächenprodukt	62
4.6	Galileos Comfort®	63
4.6.1	Effektive Dosis	63
4.6.2	Dosisflächenprodukt	63
4.7	Orthophos XG 3D®	64
4.7.1	Effektive Dosis	64
4.7.2	Dosisflächenprodukt	64
4.8	Scanora 3D®	65
4.8.1	Effektive Dosis	65
4.8.2	Dosisflächenprodukt	65
4.9	Master3Ds®	66
4.9.1	Effektive Dosis	66
4.9.2	Dosisflächenprodukt	66
4.10	PaX-Duo3D®	67
4.10.1	Effektive Dosis	67
4.10.2	Dosisflächenprodukt	67
4.11	Übersicht der Effektiven Dosen	68
4.12	Übersicht der Dosisflächenprodukte.....	69
4.13	Übersicht der Organdosen	72
4.14	Bestimmung des Korrelationskoeffizienten.....	72
4.15	Ermittlung der relativen Häufigkeit der DVT-Geräte und der daraus resultierenden Untersuchungszahlen.....	74
4.16	Potenzieller Einfluss auf die kollektive Effektivdosis.....	75
5	Diskussion.....	76

5.1	Methodendiskussion.....	76
5.1.1	Messung der Effektiven Dosis.....	76
5.1.2	Messung des Dosisflächenprodukts	77
5.1.3	Bestimmung eines Korrelationskoeffizienten	77
5.2	Ergebnisdiskussion.....	79
5.2.1	Effektive Dosis	79
5.2.2	Dosisflächenprodukt	82
5.2.3	Korrelationskoeffizienten.....	82
6	Zusammenfassung.....	84
7	Literaturverzeichnis	85
8	Danksagung.....	93
9	Curriculum vitae	94

1 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.

1.1 Geschichtlicher Überblick der Zahnärztlichen Radiologie

Wilhelm Conrad Röntgen, deutscher Physiker am Physikalischen Institut der Julius-Maximilian-Universität Würzburg und Nobelpreisträger, entdeckte am 8. November 1895 die sog. X-Strahlen, international x-rays, im deutschsprachigen Raum Röntgenstrahlen (Hertrich 2004). Zufällig entdeckte er bei Versuchen zur Kathodenstrahlung ein Aufleuchten einer mit Bariumplatincyanür bestrichenen Fläche auf der er seine Hand wiedererkennen konnte.

Historisch nicht eindeutig zu rekonstruieren ist der Zeitpunkt an dem die erste Zahnaufnahme mittels Röntgenstrahlen durchgeführt wurde (Rother 2001). Ein erster Versuch einer intraoralen Zahnaufnahme von Anfang Dezember 1895 wird dem Physiker Prof. Dr. Giesel (Braunschweig) auf Anregung des Braunschweiger Zahnarztes Dr. Otto Walkoff zugeschrieben (Pasler 2003). Die Expositionszeit belief sich auf 25 Minuten und die Anode war damals noch die Glaswand der Röhre. 1905 wurde die erste zahnärztliche Röntgeneinheit durch die Firma Reininger, Gebbert & Schall hergestellt. Bis 1925 verlief die Weiterentwicklung eher zögerlich. Einen Aufschwung bekam diese erst durch den Entwurf von Garretson im Jahr 1917. Um die Projektionsbedingungen zu verbessern gestaltete er das Stativ und den horizontalen Arm beweglicher. Die Zahl der Zahnärzte mit Röntgenmöglichkeiten nahm zu (Rother 2006). Ab 1934 erlangte die Siemens-Röntgenkugel einen hohen Stellenwert. Nachdem nun die anfänglichen technischen Probleme geringer wurden, nahm die Bedeutung der Bildqualität zu. Empfehlungen zu diversen Aufnahmetechniken wurden gegeben (Price 1904; Cieszynski 1907; Dieck 1911).

Eine wichtige Neuerung in der Nachkriegszeit stellte die Entwicklung des Panoramaschichtaufnahmeverfahrens durch den Finnen Paatero im Jahre 1949 dar

(Paatero 1949; Paatero 1954), die auf den grundlegenden Arbeiten von Numata beruhte (Numata 1933).

1961 wurde unabhängig voneinander die heute unbedeutende Panoramavergrößerungsaufnahmetechnik in der Schweiz durch Ott und in den USA durch Blackmann eingeführt. Seit 2004 wird dieses Verfahren aus strahlenexpositorischen Gründen nicht mehr eingesetzt (Rother 2006).

Mit Einführung der digitalen Untersuchungssysteme erhielt die Diagnostik einen erneuten Innovationsschub. 1987 entwickelte Mouyen die Radiovisiographie (Mouyen, Benz et al. 1989).

Diese digitalen Verfahren ebneten unter anderem den Weg für den 1998 durch zwei Italiener, Mozzo und Procacci, entwickelten digitalen Volumentomograph (Mozzo, Procacci et al. 1998). Diese Neuerung bot der diagnostischen Zahnheilkunden den Anschluss an moderne Schnittbildverfahren.

1.2 Röntgenstrahlung

1.2.1 Strahlenarten

Es lassen sich zwei Arten von Strahlung unterscheiden. Zum einen die elektromagnetische Strahlung, also Photonen- oder Quantenstrahlung, wozu auch die Röntgen- und γ -Strahlung gehört. Definiert wird diese Strahlenart durch Energie bzw. Härte in keV. Zum anderen die Korpuskularstrahlung, definiert durch Masse, Ladung und Energie. Diese Strahlen können durch Geräte erzeugt werden oder von natürlichen oder künstlichen Radionuklide (radioaktive Atomkerne) ausgehen.

1.2.1.1 Elektromagnetische Strahlung

Photonen haben keine Ruhemasse und keine elektrische Ladung, sie bewegen sich im Vakuum mit Lichtgeschwindigkeit. Elektromagnetische Wellen werden durch ihre Frequenz oder ihre Wellenlänge charakterisiert, die auf Grund ihrer konstanten Ausbreitungsgeschwindigkeit im Vakuum in einfacher Beziehung stehen (Ausbreitungsgeschwindigkeit = Frequenz x Wellenlänge). D.h. eine monochromatische Photonenstrahlung ist durch ihre Frequenz oder ihre Wellenlänge definiert und zwischen der Energie und der Frequenz besteht einfache

Proportionalität. Je höher die Frequenz einer Welle, desto höher ist ihre Energie und umso kürzer die Wellenlänge. Abbildung 1-1 gibt einen Überblick über das Spektrum der elektromagnetischen Photonenstrahlung und stellt die unterschiedlichen Frequenzen in Hertz (Hz), Wellenlängen in Meter (m) und Energie in Elektronenvolt (eV) gegenüber (Abb. 1-1).

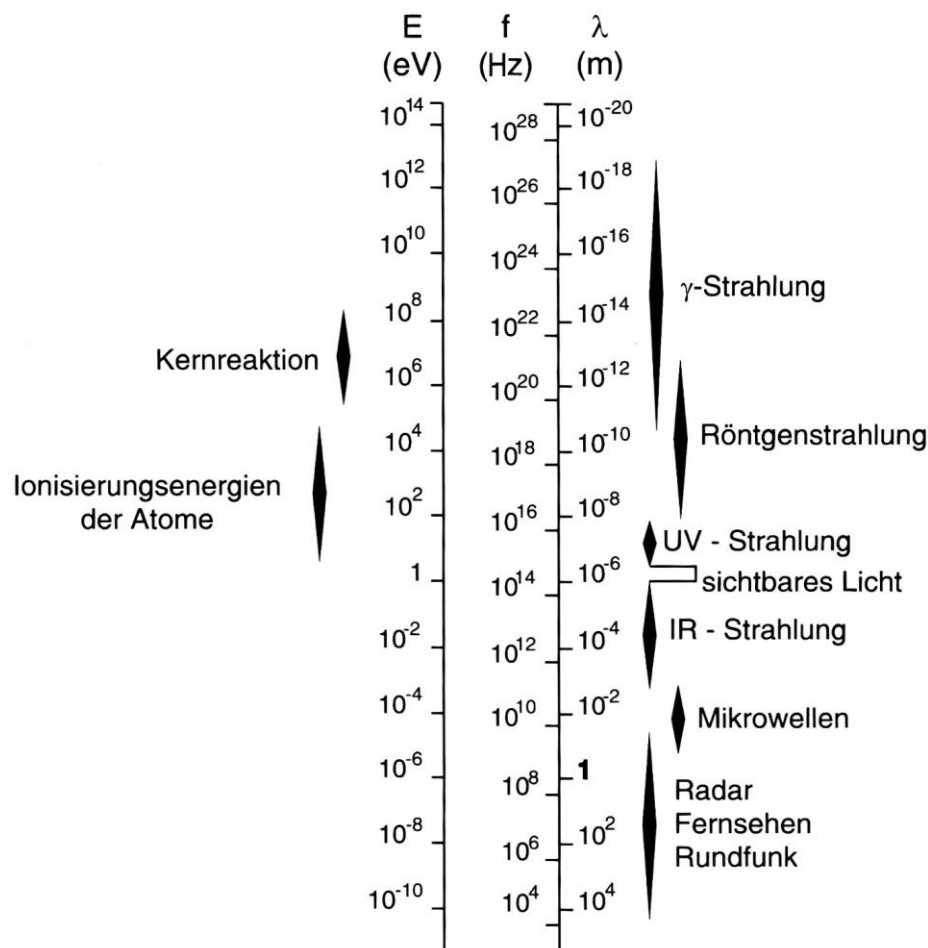


Abb. 1-1 Überblick über das Spektrum der elektromagnetischen Photonenstrahlung. E = Energie, f = Frequenz, λ = Wellenlänge, (Tritthart 2003).

Erst oberhalb von ca. 10 eV haben die Photonen der elektromagnetischen Strahlung eine ionisierende Wirkung in Materie. In der Medizin spricht man nicht von der Photonenenergie, sondern von Härte oder Durchdringungsvermögen der Röntgenstrahlung. So lassen sich verschiedene Bereiche unterscheiden (Tab. 1-1):

Tab. 1-1 Unterscheidung der Röntgenstrahlung anhand deren Härte.

10-50 keV	Weiche Röntgenstrahlung	Oberflächentherapie
50-100 keV	Mittelharte Röntgenstrahlung	Diagnostik, Halbtiefentherapie
100-400 keV	Harte Röntgenstrahlung	(Diagnostik), Tiefentherapie
> 400 keV	Ultraharte Röntgenstrahlung	Tiefentherapie

1.2.1.2 Korpuskularstrahlung

Korpuskularstrahlung besteht aus Schwärmen von schnellen Teilchen mit Ruhemasse, die durch die Masse ihrer kinetischen Energie und ihrer elektrischen Ladung charakterisiert werden. Folgende wichtigsten Korpuskularstrahlen werden unterschieden (Tab. 1-2):

Tab. 1-2 Darstellung der wichtigsten Korpuskularstrahlen.

Name	Art der Teilchen	Elektr. Ladung	Masse der Teilchen bezogen auf die Ruhemasse eines Elektrons
Kathodenstrahlen β^- -Strahlen	Elektronen	einfach negativ	1.0
Positronenstrahlung β^+ -Strahlen (Antielektron, e^+)	Positronen (Antielektron, e^+)	einfach positiv	1.0
Protonenstrahlen	Wasserstoffkerne	einfach positiv	1 836.1
α -Strahlen	Heliumkerne	doppelt positiv	7 289.0
Neutronenstrahlen	Neutronen	ungeladen	1 838.6

Bis auf die Neutronenstrahlung sind alle Teilchen geladen und erfahren deshalb im Gegensatz zu Photonenstrahlung eine charakteristische Ablenkung in magnetischen und elektrischen Feldern. Die Energie wird wie bei den Photonen in Elektronenvolt, also diejenige Energie, die ein Teilchen mit einer Elementarladung beim Durchlaufen einer Potentialdifferenz von 1 Volt aufnimmt, angegeben. Ist die Energie und die Flussdichte bekannt, kann die Strahlungsintensität (= Flussdichte der Teilchen \times mittlere kinetische Energie der Teilchen) errechnet werden. Beim Durchgang geladener Korpuskularstrahlung durch Materie treffen die Teilchen auf Atome wodurch sie Streuung (ohne Energieabgabe) oder Bremsung erfahren.

1.2.2 Strahlenquellen

1.2.2.1 Natürliche Strahlenquellen

Die natürlichen Strahlenquellen lassen sich in externe Strahlenquellen, zu welchen die kosmische und die terrestrische Strahlung (natürlichen Radionuklide in Böden und Gesteinen sowie die Strahlenexposition durch Radon) und interne Strahlenquellen, zu den die Strahlenexposition durch über die Nahrungsaufnahme (Nahrung, Trinkwasser, Mineralwasser) oder durch Inhalation (Radon) in den Körper gelangende natürliche Radionuklide zählen, gliedern.

1.2.2.2 Zivilisatorische Strahlenquellen

Zu den zivilisatorischen Strahlenquellen zählen alle durch den Menschen herbeigeführten Strahlenexpositionen, die beispielsweise auf kerntechnischen Anlagen, Atombomben-Fallouts, der Spätfolgen der Katastrophe von Tschernobyl, Forschung, Technik, Haushaltsgeräten oder der Medizin beruhen.

1.2.3 Expositions-kategorien nach ICRP 103

Nach ICRP 103 lassen sich drei Expositions-kategorien unterscheiden: Die berufliche Exposition, die Exposition der Bevölkerung und die medizinische Exposition.

1.2.3.1 Berufliche Exposition

Als berufliche Exposition definiert die Kommission alle Strahlenexpositionen, die Beschäftigte als Folge ihrer beruflichen Tätigkeit erhalten. Die Kommission hat die herkömmliche Definition der beruflichen Exposition durch jedes gefährliche Agens zur Kenntnis genommen, die alle bei der Arbeit auftretenden Expositionen, ungeachtet ihrer Herkunft, einbezieht. Allerdings würde wegen der Allgegenwart von Strahlung die direkte Anwendung dieser Definition auf die Strahlung bedeuten, dass alle Beschäftigten einem System des Strahlenschutzes zu unterziehen wären. Die Kommission begrenzt daher die Verwendung der Bezeichnung „berufliche Exposition“ auf Strahlenexpositionen, die bei der Arbeit als Ergebnis von Situationen auftreten, die vernünftigerweise der Verantwortlichkeit der Betriebsleitung zugeordnet werden können.

1.2.3.2 Exposition der Bevölkerung

Die Exposition der Bevölkerung umfasst alle Expositionen der Bevölkerung mit Ausnahme der beruflichen und medizinischen Expositionen. Sie kommt durch eine

Reihe von Strahlenquellen zustande. Natürliche Quellen haben bei Weitem den größten Anteil an der Exposition der Bevölkerung; dies ist jedoch keine Rechtfertigung dafür, geringeren, aber leichter kontrollierbaren Expositionen durch künstliche Quellen weniger Aufmerksamkeit zu schenken. Embryonale und fetale Expositionen infolge von Expositionen schwangeren Beschäftigten werden als Expositionen der Bevölkerung betrachtet und rechtlich geregelt.

1.2.3.3 Medizinische Exposition

Zur Strahlenexposition von Patienten kommt es im Rahmen diagnostischer, interventioneller und therapeutischer Verfahren. Aufgrund besonderer Merkmale bedürfen radiologische Anwendungen in der Medizin einer Vorgehensweise, die sich vom Strahlenschutz in anderen geplanten Expositionssituationen unterscheidet. Die Exposition ist beabsichtigt und kommt dem Patienten direkt zugute. Insbesondere in der Strahlentherapie werden die biologischen Wirkungen einer hoch dosierten Bestrahlung, z.B. Zelltötung, im Sinne des Patienten genutzt, um Krebs und andere Erkrankungen zu behandeln. Abb. 1-2 gibt die in der Medizin vorgenommenen Untersuchungen und deren Anteil an der kollektiven Effektivdosis wieder (Abb. 1-2). 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.

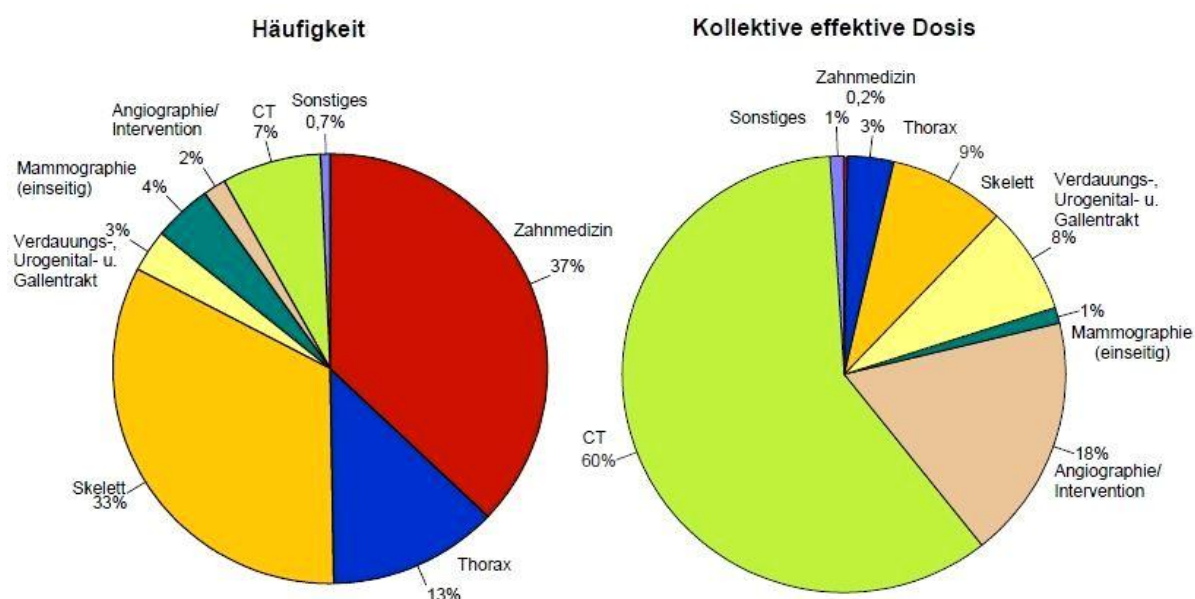


Abb. 1-2 Darstellung der prozentualen Anteile der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und der kollektiven Effektivdosis im Jahre 2006, entnommen aus „Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung 2007-Bundesamt für Strahlenschutz“.

1.2.4 Strahlenwirkungen

Prinzipiell lassen sich zwei Arten von Strahlenwirkungen unterscheiden, die stochastische und die deterministischen Strahlenwirkungen.

1.2.4.1 Stochastische Strahlenwirkungen

Stochastische Strahlenwirkungen beruhen auf Vorgängen zufälliger Art. D.h. wurde beispielsweise im Zellkern durch die Strahleneinwirkung der Informationsgehalt einer Zelle verändert und anschließend vom Organismus nicht adäquat repariert und bleibt die Zelle lebens- und teilungsfähig, so kann die Veränderung auf nachfolgende Zellen weitergegeben werden. In Abhängigkeit der Dosis treten diese Strahlenwirkungen mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit auf. Die Latenzzeit kann wenige Jahre bis Jahrzehnte betragen. Je nach Zelltyp kann es zu Veränderungen der Erbanlagen oder zu malignen Neubildungen kommen.

Die Wahrscheinlichkeit des Eintritts einer stochastischen Strahlenwirkung wird mit dem Begriff des Schadensrisikos zum Ausdruck gebracht. Das Risiko wird abgeschätzt auf der Grundlage von beobachteten Erkrankungshäufigkeiten bei exponierten Bevölkerungsgruppen. Die größte in diesem Zusammenhang beobachtete Bevölkerungsgruppe sind die Überlebenden der Atombombenabwürfe

in Hiroshima und Nagasaki. Die untere Nachweisgrenze für statistisch signifikant erhöhte Krebsraten in dieser Gruppe liegt zwischen 50 und 100 mSv. Für Kinder, die während der Schwangerschaft exponiert wurden, liegt die untere Nachweisgrenze für ein statistisch signifikant erhöhtes Leukämierisiko bei etwa 20 mSv.

1.2.4.2 Deterministische Strahlenwirkungen

Bei der Überschreitung hoher Dosisschwellenwerte treten sog. deterministische Strahlenwirkungen auf, die direkt auf eine bestimmte Strahlenexposition zurückgeführt werden können. Sie machen sich erst bemerkbar, wenn eine bestimmte Anzahl von zerstörten oder geschädigten Zellen überschritten ist, also wenn ein Schwellenwert erreicht ist. Ein Auftreten ist sofort oder erst nach wenigen Wochen möglich. Die Schwellenwerte für einzelne Wirkungen sind unterschiedlich. Die niedrigsten Schwellendosen bei akuter Exposition des ganzen Körpers werden mit 0,1 bis 0,5 Sv angegeben. Für teratogene Schäden wird ein Schwellenwert von ca. 100 mSv angenommen. Zum Tod kann beim Menschen eine akute Exposition des ganzen Körpers von ca. 4 Gray führen.

1.2.5 Entstehung von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlen entstehen durch Auftreffen von in einem Vakuum beschleunigten Elektronen auf feste Stoffe bzw. durch Abbremsen durch sonstige Einflüsse. Als Elektronenquelle dient ein gewendelter Wolframdraht, der durch einen elektrischen Strom (I_H =Heizstrom) auf ca. 2.000 bis 2.600°C erhitzt wird, wodurch eine Vielzahl an Elektronen in Abhängigkeit der Temperatur emittiert werden. Dieser Wolframdraht bildet zugleich die Kathode der Röntgenröhre (auch Glühkatode oder negative Elektrode genannt). Die emittierten Elektronen werden durch eine zwischen Anode und Kathode angelegte Spannung (U_R =Röhrenspannung) in Richtung der Anode, in Abhängigkeit zur Röhrenspannung, beschleunigt. Der tatsächliche Entstehungsort der Röntgenstrahlung ist die Eindringstelle der Elektronen in die Atome des Anodenmaterials, auch Brennfleck oder Fokus genannt. Die Anode (feststehend oder rotierend) besteht im Bereich des Brennflecks aus Wolfram umgeben von Kupfer und von Öl umflossen. Hierdurch wird eine gute Wärmeableitung gewährleistet (Hertrich 2004) (Abb. 1-3).

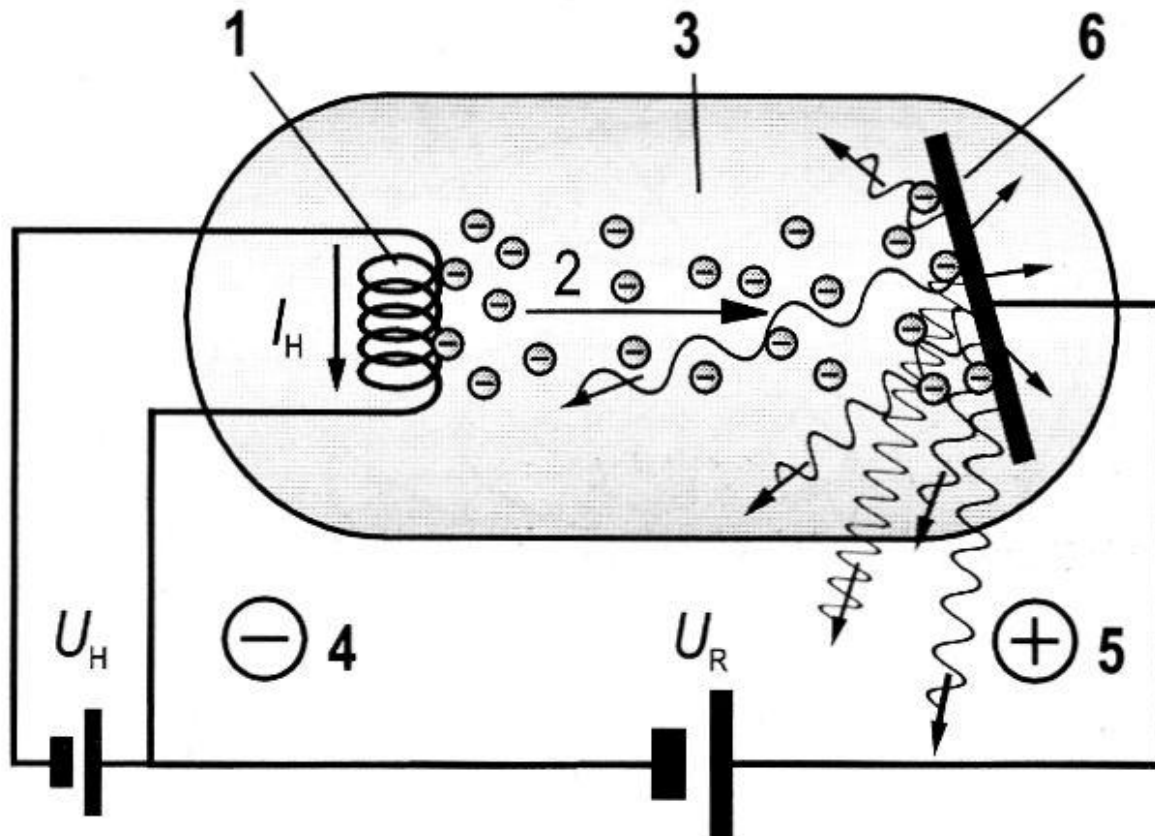


Abb. 1-3 Schematische Darstellung einer Röntgenröhre. U_H =Heizspannung, U_R =Röhrenspannung, I_H =Heizstrom, 1=gewundelter Wolframdraht, 2=Beschleunigungsrichtung der emittierten Elektronen, 3=evakuierte Röntgenröhre, 4=Kathode, 5=Anode, 6=Brennfleck. Entnommen aus (Hertrich 2004).

1.2.6 Wechselwirkungen mit Materien

Die Bezeichnung der Röntgenstrahlung als „durchdringende Strahlung“ weist daraufhin, dass ein Teil der Strahlung Materie, ohne Änderung der Ausbreitungsrichtung oder der Quantenenergie, durchdringen kann. Reflexion von Röntgenstrahlung ist bedeutungslos, jedoch ist Schwächung und Streuung sowie die Auslösung von Sekundärstrahlung in Materie in charakteristischer Weise zu beobachten.

1.2.6.1 Massenschwächungskoeffizient

Der Massenschwächungskoeffizient ist der Quotient aus Schwächungskoeffizient und Dichte. Setzt man die Dicke einer Substanz in Relation mit der Halbwertsschichtdicke, so zeigt sich, dass nach zwei Halbwertsschichtdicken die ursprüngliche Strahlungsintensität auf $1/4$, nach drei auf $1/8$ usw. abgefallen ist. Wichtige Halbwertsschichtdicken im diagnostischen Bereich mit Wellenlängen von

0,1 bis 0,01 Å sind Luft mit 40 bis 100 m, Wasser mit 4 bis 11 cm und Kupfer mit 3 bis 15 mm.

1.2.6.2 Photoabsorption

Von Photoabsorption spricht man, wenn ein an den Atomkern stark gebundenes Elektron aus einer inneren Schale durch ein Photon herausgeschlagen wird. Das Elektron erhält die verbleibende Restenergie in Form von kinetischer Energie und wird so zu einem Photoelektron, welches selbst wiederum in der Lage ist zu ionisieren. Das Atom selbst bleibt in einem ionisierten Zustand zurück. Ein Elektron aus einer äußeren Schale nimmt den verbleibenden Platz des Photoelektrons ein und es wird charakteristische Röntgenstrahlung emittiert.

1.2.6.3 Streuung

Streuung tritt auf, wenn ein Stoff von Röntgenstrahlung getroffen wird und Röntgenquanten durch Hüllelektronen abgelenkt werden. Es werden zwei Ursachen für die Streuung von Röntgenstrahlen unterschieden: Klassische Streuung (Thomson-Streuung) und Comptonstreuung.

1.2.6.3.1 Klassische Streuung (Thomson-Streuung)

Hier wird das eintretende Photon an der Elektronenhülle elastisch gestreut und ändert dadurch seine Flugrichtung, nicht aber seine Energie. Das Atom verbleibt unionisiert.

1.2.6.3.2 Compton-Streuung

Hier wird ein locker an den Kern gebundenes Elektron der äußeren Schalen durch einen Teil der Photonenenergie losgelöst und mit kinetischer Energie versehen. Dabei fliegt sowohl das Compton-Elektron, als auch das gestreute Photon, mit verringerter Energie und abgelenkt, weiter. D.h. es kommt zu einer Erweichung der Strahlung. Weiterhin führt das Photon zu einer Ionisation und auch das Compton-Elektron und das gestreute Photon sind zu weiterer Ionisation fähig.

1.2.6.4 Paarbildung

Bei Röntgen-Quanten mit einer Energie über 1.02 MeV tritt als weiterer Schwächungseffekt die sog. Paarbildung, Materialisation des Strahlenquants im Feld eines Atomkerns, auf. In Kernnähe verschwindet das Strahlenquant und es entsteht ein Elektron und ein Positron, die den Energieüberschuss als kinetische Energie zu

nahezu gleichen Teilen übernehmen. Das Positron ist nicht stabil, gibt seine kinetische Energie durch Stöße auf Atome ab und vereinigt sich mit einem freien Elektron der Umgebung. Nun tritt der umgekehrte Vorgang der Paarbildung ein. Beide Teilchen entmaterialisieren unter Abgabe der ihren Ruhemassen äquivalenten Energie in Form von γ -Quanten, sog. Vernichtungsstrahlung. Meist entstehen zwei γ -Quanten mit entgegengesetzter Emissionsrichtung, seltener wird die Energie auf ein oder drei Quanten verteilt. Die Reichweite dieser γ -Strahlung hat eine relativ große Reichweite, was zu Problemen bei der Dosimetrie führen kann.

1.2.6.5 Reflexion, Brechung, Beugung und Interferenz

Röntgen stellte die fehlende Reflexion, keine Brechung und keine Beugung als Charakteristika der Röntgenstrahlen dar. Da diese Effekte bei Röntgenstrahlen extrem gering sind, konnten sie erst sehr viel später nachgewiesen werden. Aus medizinischer Sicht ist die Reflexion von Röntgenstrahlen zu vernachlässigen. Wohingegen die Beugung an Kristallgittern und entsprechende Interferenzen von wesentlicher Bedeutung in der medizinischen Forschung sind.

1.3 Dosisbegriffe

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

1.3.1 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

1.3.2 Ionendosis

Die Ionendosis (J) macht eine quantitative Aussage über die Strahlungsmenge in einem Luftvolumen, die durch Ionenbildung zur Freisetzung von Ladungsträgern geführt hat. Definiert ist sie durch den Quotienten aus der in einem Volumen Luft durch Ionisation erzeugten Ladung (dQ_L) eines Vorzeichens und der Masse (dm_L) dieses Volumens:

$$J = dQ_L / dm_L$$

Die Einheit der Ionendosis wird in Coulomb pro Kilogramm (C/kg) ausgedrückt.

1.3.3 Kerma

Kerma (K) ist die geläufige Abkürzung für "kinetic energy released in matter" und ist eine der Energiedosis verwandte Dosisgröße. Sie beschreibt ausschließlich die Wechselwirkung von indirekter ionisierender Strahlung, wie z.B. Photonen, mit Materie. Definiert ist sie als der Quotient aus der Summe der Anfangsenergien (dW) aller ionisierender Sekundärteilchen, wie z.B. Elektronen, die in einem Volumenelement Materie freigesetzt werden, und dessen Masse (dm):

$$K = dW / dm$$

Die Einheit ist Gray (Gy).

1.3.4 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. 1-3) 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. 1-3 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
	10-100 keV	10
	> 100 keV-2 MeV	20
	> 2-20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Protonen, außer Rückstoßprotonen	> 2 MeV	5
Alphateilchen, Spaltfragmente, schwere Kerne	Alle Energien	20

1.3.4.1 Lineares Energieübertragungsvermögen

Mit dem linearen Energieübertragungsvermögen (LET) lässt sich die Verteilung der Energiedeposition der verschiedenen Strahlenarten in Materie beschreiben. Es beschreibt die mittlere Energieabgabe (dE) eines Teilchens in Materie pro zurückgelegter Weglänge (dz):

$$LET = dE/dz$$

Die Einheit ist keV/m.

1.3.4.2 Relative biologische Wirksamkeit

Die relative biologische Wirksamkeit (RBW) ist für eine definierte biologische Wirkung das Verhältnis der Energiedosis einer Bezugsstrahlenart zur Energiedosis der hier interessierenden Strahlenart, wenn beide mit derselben Eintrittswahrscheinlichkeit die hier angesprochene biologische Wirkung erzeugen. Die RBW ist vom bestrahlten Volumen, von der Sauerstoffumgebung, der Dosisleistung, der Dosis, der Zellart und der Art der betrachteten biologischen Wirkung abhängig. Deshalb kann es für dieselbe Strahlenart unterschiedliche RBWs geben.

1.3.4.3 Organ-Äquivalent-Dosis

Die Organ-Äquivalent-Dosis (H_T) ist für ausgedehnte biologische Strukturen definiert. Sie ist analog zur Äquivalentdosis das Produkt aus Energiedosis (D_T) gemittelt über das Volumen des Organs und dem Strahlungswichtungsfaktor ($W_R = 1$ für Röntgenstrahlung).

1.3.5 Spezielle Dosisgrößen

1.3.5.1 Organdosis

Die Organdosis (O) ist ein Begriff aus dem Strahlenschutz und der Dosimetrie. Sie ist definiert als die in einem bestimmten Organ, Gewebe oder Körperteil durch ionisierende Strahlung aufgenommene Energiedosis (D) multipliziert mit der Summe aller Strahlungswichtungsfaktoren (W_R) der betreffenden Strahlenarten:

$$O = \sum_R W_R \times D$$

Die Einheit der Organdosis ist Sievert (Sv).

1.3.5.2 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):

$$E = \sum_T W_T \times H_T$$

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. 1-4).

Tab. 1-4 Gegenüberstellung der Gewebewichtungsfaktoren aus ICRP 60 und ICRP 103 der einzelnen Organe.

Gewebe und Organe	Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 60, 1991	Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 103, 2007
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	k.A.	0,01
Speicheldrüsen	k.A.	0,01
Andere Gewebe und Organe: <ul style="list-style-type: none"> • Nebennieren • Obere Atemwege • Gallenblase • Herz • Nieren • Lymphknoten • Muskelgewebe • Mundschleimhaut • Bauchspeicheldrüse • Prostata • Dünndarm • Milz • Thymus • Gebärmutter/ Gebärmutterhals 	0,05	0,12

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

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

1.3.5.3 Ortsdosis

Unter Ortsdosis versteht man die Energie- oder Äquivalentdosis für Weichteilgewebe oder die Ionendosis an einem bestimmten Ort unter Angabe der Messbedingungen.

1.3.5.4 Personendosis

Die Personendosis ist die Äquivalentdosis für Weichteilgewebe gemessen an einer für die Strahlenexposition repräsentativen Stelle der Körperoberfläche einer strahlenexponierten Person.

1.3.5.5 Körperdosis

Die Körperdosis stellt ein Maß für das Strahlenrisiko infolge einer Exposition von Personen mit ionisierender Strahlung dar. Sie gilt als Sammelbegriff für die Ganzkörperdosis, Teilkörperdosis und Effektive Dosis.

1.3.5.6 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.

1.3.5.7 Einfalldosis

Die Einfalldosis ist im luftleeren Raum definiert, d.h. ohne Anwesenheit von Rückstreumaterial. In der Röntgendiagnostik wird es als Kerma für die Mitte des Strahlenfeldes, dort wo die Oberfläche des Patienten angenommen wird, angegeben.

1.3.5.8 Oberflächendosis

Die Oberflächendosis beschreibt die Dosis, die auf der Strahleneintrittsseite der Patientenoberfläche gemessen wird. Errechnet wird sie über das Produkt von Einfalldosis und Rückstrefaktor.

1.3.5.9 Tiefendosis

Die Tiefendosis beschreibt den relativen Dosisabfall im Patientenkörper längs des Zentralstrahls, definiert als Quotient aus der Dosis in einer bestimmten Tiefe und dem Dosismaximum (entspricht in der Röntgendiagnostik der Oberflächendosis).

1.3.5.10 Austrittsdosis

Die Austrittsdosis wird an der Austrittsstelle, d.h. der dem Röntgenstrahler abgewandten Seite, der Röntgenstrahlen gemessen. In der Röntgendiagnostik stellt diese ein Maß für die Empfindlichkeit eines Bildempfängers dar.

1.4 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.

1.4.1 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.

1.4.1.1 Kalorimetrie

Mit Hilfe der Kalorimetrie kann die Energiedosis auf der Grundlage der Erwärmung von Materie und der damit verbundenen Zustandsänderung ermittelt werden, wenn diese Zustandsänderung alleinig auf der thermischen Veränderung beruht (z.B. bei Metallen) oder wenn der Energieanteil, der neben der Erwärmung zu einer Zustandsänderung aufgewendet wird, bekannt ist (z.B. bei speziellen Kunststoffarten). Dieses Messverfahren ist erst ab einer Energiedosisleistung von mehr als 0,05 Gy/min anwendbar, da die Erzeugung gerade noch messbarer Temperaturerhöhungen bei Absorption ionisierender Strahlung mit außerordentlich geringem Wirkungsgrad verläuft.

1.4.1.2 Chemische Dosimetrie

Ein häufig angewandtes Verfahren ist die Eisensulfatdosimetrie. Hierbei macht man sich die strahleninduzierte Oxidation von Fe^{2+} zu Fe^{3+} -Ionen in einer wässrigen Schwefelsäurelösung, was zu einer Änderung der optischen Dichte führt und durch photometrische Messungen erfasst werden kann, zu nutze. Da die Anzahl von Fe^{3+} -Ionen, die pro Einheit der absorbierten Energie erzeugt werden, bekannt ist, sowie störende Einflüsse quantitativ berücksichtigt werden können, ist diese Art der Dosimetrie eine absolute Messmethode zur Bestimmung der Energiedosis in Wasser. Der Anwendungsbereich liegt zwischen 10 und 10^3 Gy.

1.4.1.3 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 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. 1-4).

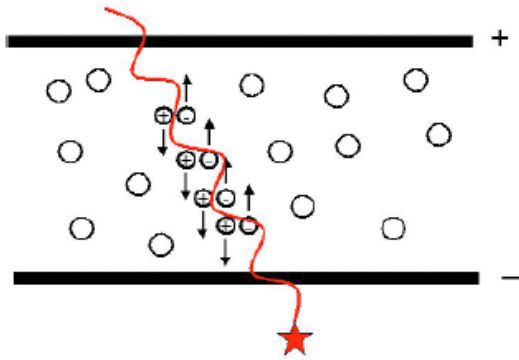


Abb. 1-4 Schematische Darstellung einer Ionisationskammer. Firma PTW, Freiburg.

1.4.2 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.

1.4.2.1 Filmdosimetrie

Die Filmdosimetrie beruht auf der Grundlage, dass durch Bestrahlung von Filmemulsionen eine quantitativ auswertbare Schwärzung erzeugt wird. Diese kann mittels eines Densitometers ausgemessen werden und mit Ergebnissen von absoluten oder standardisierten Verfahren verglichen werden. Der Einsatzbereich von Filmdosimetern liegt zwischen 10^{-5} und 10 Gy. Zum Einsatz kommen sie hauptsächlich im Bereich der Personendosimetrie.

1.4.2.2 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. 1-5).

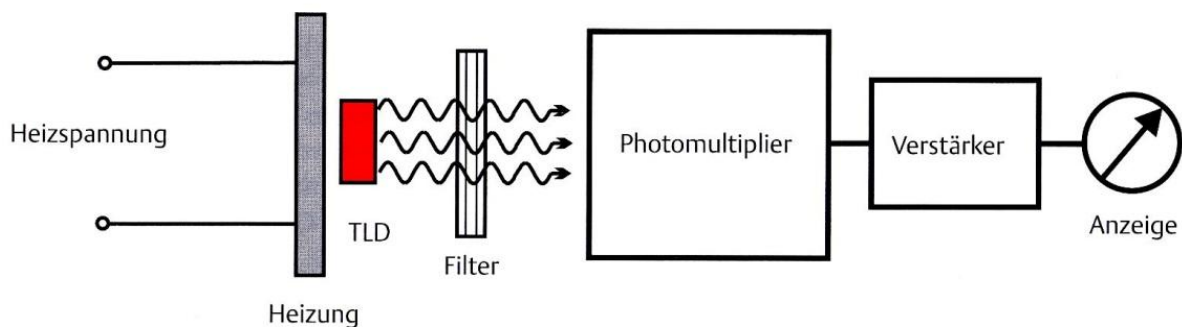


Abb. 1-5 Schematische Darstellung eines TLD-Auswertegeräts. (Ewen 1998)

1.4.2.3 Radiophotolumineszenzdosimetrie

Bei der Radiophotolumineszenzdosimetrie kommen beispielsweise Phosphatgläser zum Einsatz. Nach Bestrahlung mit ionisierender Strahlung senden diese sichtbares Licht aus, jedoch im Gegensatz zu TLD nicht durch Stimulierung mit hohen Temperaturen, sondern durch Bestrahlung mit ultraviolettem Licht. Auch hier ist der Kalibrierfaktor energieabhängig. Der Messbereich entspricht dem der TLD. Im Unterschied zu TLD verlieren die Radiophotolumineszenzdosimeter ihre Meßinformationen bei ihrer Auswertung nicht und können somit mehrfach ausgewertet werden (Abb. 1-6).

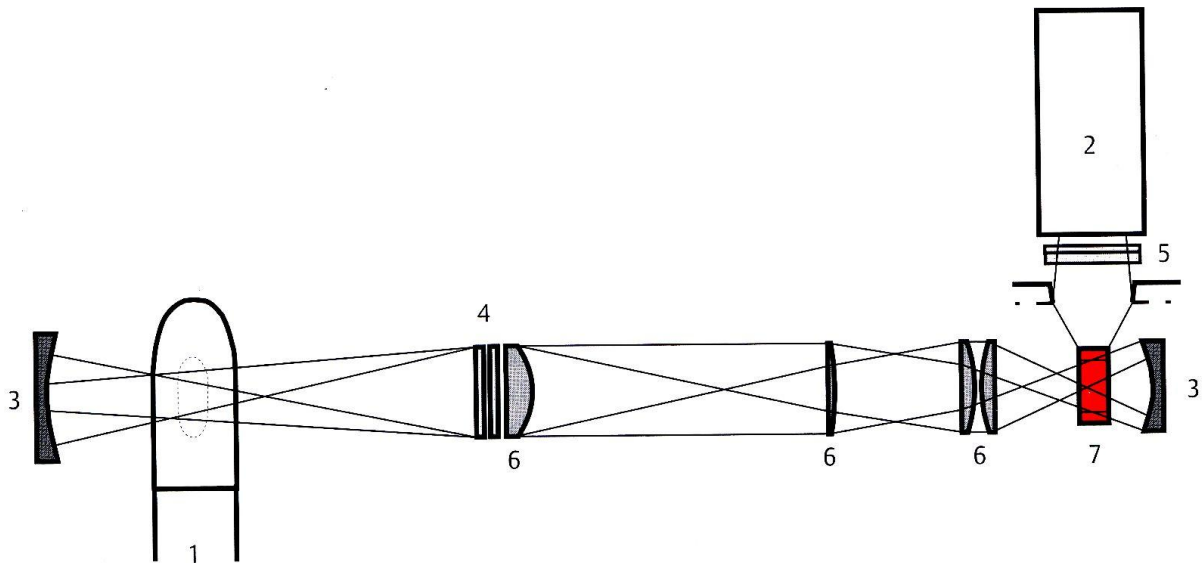


Abb. 1-6 Schematische Darstellung eines Radiophotolumineszenzauswertegeräts. 1=UV-Lichtquelle, 2=Photomultiplier, 3=Spiegel, 4=Filter, 5=Filter, 6=Linse, 7= RPL-Dosimeter. (Ewen 1998).

1.5 Die digitale zahnärztliche Radiologie

Ein Bild zu digitalisieren bedeutet, es in kleine Teilflächen (Bildpunkte, Pixel = Picture element) zu zerlegen und die mittlere Helligkeit und ggf. Farbe dieser Teilflächen in Zahlen zu beschreiben (Künzel und Benz 1995). Die Bildwiedergabe erfolgt auf einer Matrix, die aus horizontal angeordneten Zeilen und vertikal verlaufenden Spalten besteht. Die entstehenden Einzelbausteine der Matrix sind die obengenannten Pixel (Picture element). Je mehr Pixel bestehen, umso größer ist der Informationsgehalt des digitalen Bildes. Jedem Pixel wird ein digitaler Zahlenwert zugeordnet (Kaeppler 1996). Die digitalen Zahlenwerte werden einem Computer zugeführt, der sie mit Rechenprogrammen bearbeitet. Digitale Röntgenbilder entstehen durch Digitalisierung analoger Bildinformationen oder über die primäre Sensortechnik. Bei der Digitalisierung analoger Bildinformationen gilt es zwei Verfahren zu unterscheiden, nämlich die digitale Film-Radiographie und die digitale Bildverstärker-Radiographie. Beide Verfahren kommen jedoch in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik kaum zur Anwendung. Hier wird überwiegend die primäre Sensortechnik angewandt. Hier unterscheidet man zwischen Indirekter, Direkter und Lumineszenz-Radiographie.

1.5.1 Digitalisierung analoger Bildinformationen

Man unterscheidet zwischen digitaler Film-Radiographie (Digitalisierung konventioneller Röntgenaufnahmen mittels Analog-Digital-Wandler) und digitaler Bildverstärker-Radiographie (Über einen Eingangsleuchtschirm in der Bildverstärkerröhre und einen Analog-Digital-Wandler wird ein Monitorbild generiert).

1.5.2 Primäre Sensortechnik

1.5.2.1 Indirekte Radiographie

Bei der indirekten Radiographie kommt ein lichtempfindlicher Sensor zum Einsatz, der über einen Halter entsprechend einem konventionellen analogen Röntgenfilm intraoral appliziert wird. Tab. 1-5 stellt die verschiedenen Detektionsprinzipien dar. Über ein Verbindungskabel werden die Daten einem Rechner zugeführt. Im Sensor selbst erzeugt die Röntgenstrahlung über eine Leuchtfolie (natriumaktiviertes Cäsiumjodid) Licht, welches über Halbleiter-Bildsensoren, sog. Charge-Coupled Device Sensoren (CCD-Sensoren) oder Complementary Metal Oxide Semiconductor Sensoren (CMOS-Sensoren), in elektrische Signale transformiert wird. Diese Signale werden digitalisiert und durch einen Rechner zu einem Monitorbild verarbeitet (Rother 2001; Düker 2006). CCD-Sensoren und CMOS-Sensoren sind lichtempfindliche Bauteile, die das auf sie fallende Licht in Spannungen umsetzen. Funktional unterscheiden sich beide elektronischen Bauteile dadurch, dass bei CCD-Sensor das Ladungsbild schrittweise verschoben und dann ausgelesen wird, beim CMOS-Sensor hingegen erfolgt die Umwandlung durch Transistoren, die sich unmittelbar am Pixel befinden.

Tab. 1-5 Detektionsprinzipien der indirekten Radiographie (Schulz 2001).

	Bezeichnung	Konversion der Röntgenquanten
Indirekte Radiographie	Röntgenbildverstärker-Radiographie (Abb. 1-7)	über Zwischenstufe Licht
	Speicherfolie, Computed Radiography, Lumineszenz-Radiographie	
	Digitale Leuchtschirm-Radiographie (Abb. 1-8)	
	Festkörperdetektor, opto-direkt (Abb. 1-9)	

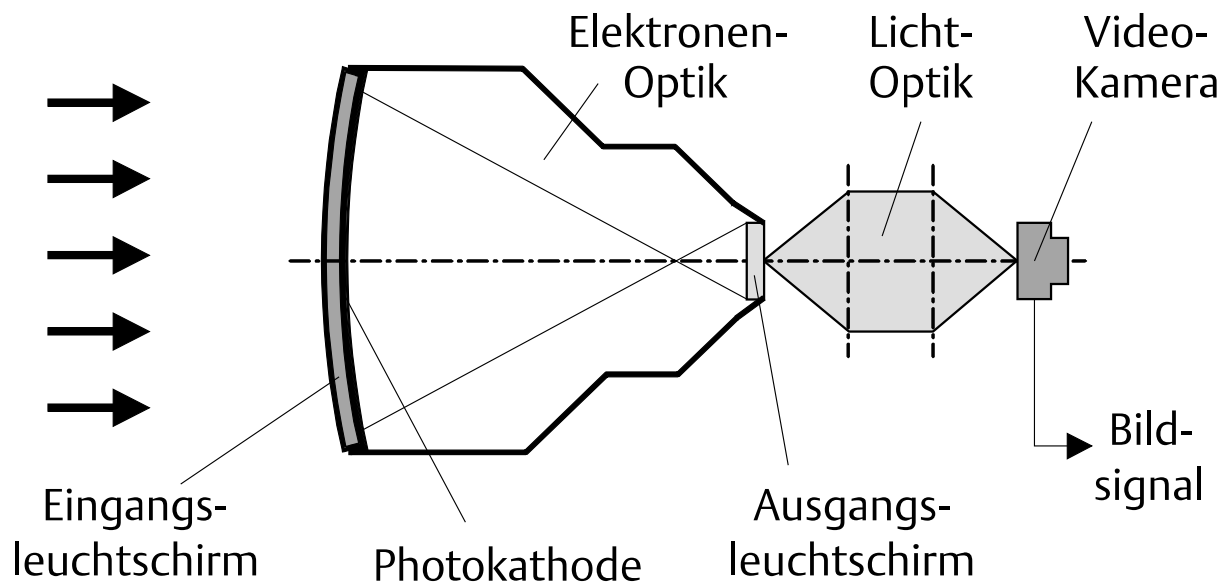


Abb. 1-7 Röntgenbildverstärker-Radiographie: Röntgenstrahlen treffen auf den Eingangsleuchtschirm; in der Photokathode erzeugt das Licht freie Elektronen, welche auf den Ausgangsleuchtschirm hin beschleunigt werden; das Lichtbild am Ausgangsleuchtschirm wird in der Video-Kamera in elektrische Bildsignale umgewandelt (Schulz 2001).

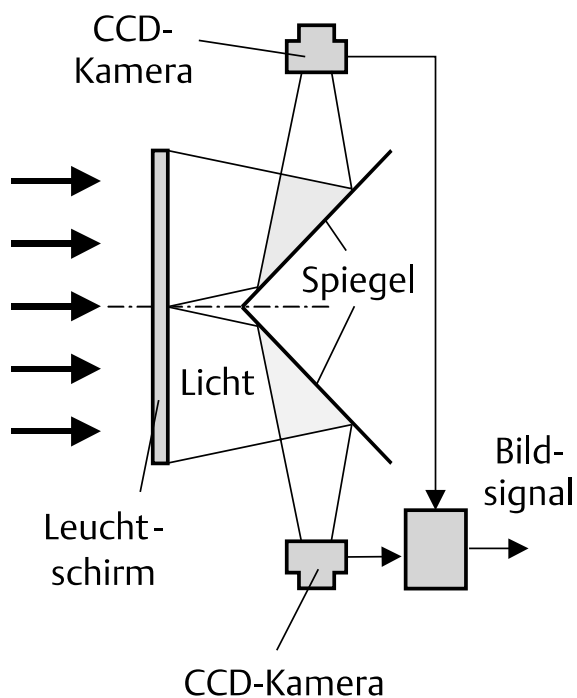


Abb. 1-8 Digitale Leuchtschirm-Radiographie: Röntgenstrahlung trifft auf einen Leuchtschirm; mehrere CCD-Kameras nehmen jeweils ein optisches Teilbild auf; die digitalen Teilbilder werden rechnerisch zu dem Gesamtbild zusammengefügt (Schulz 2001).

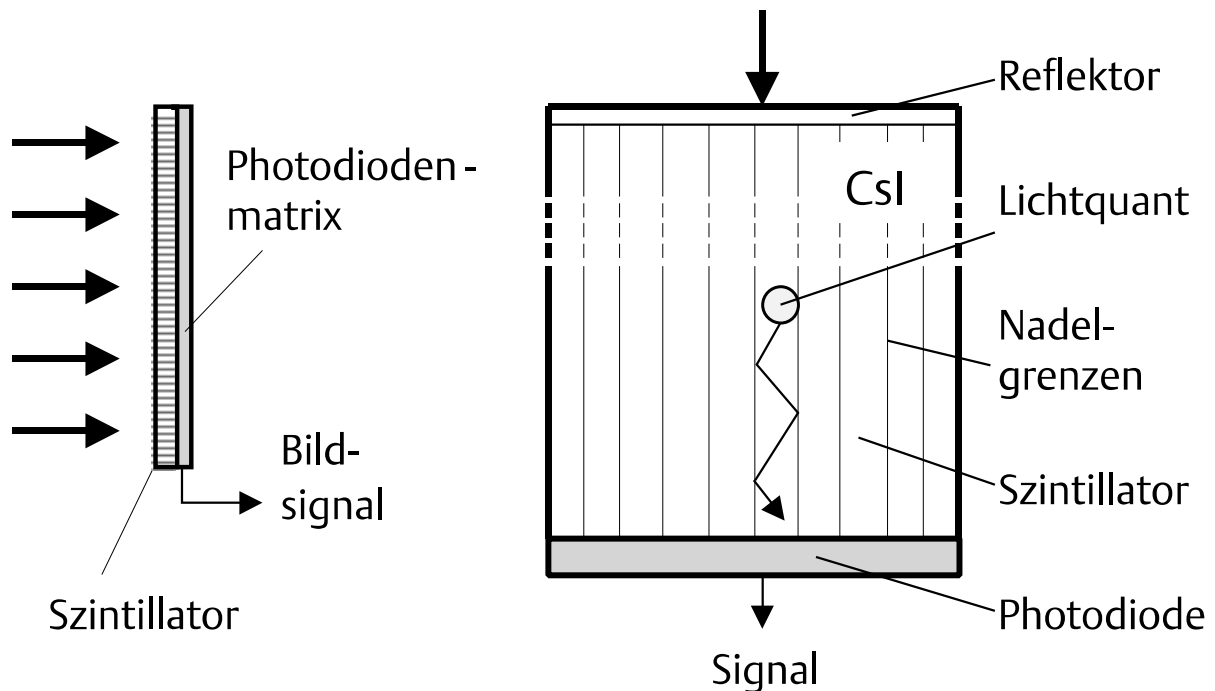


Abb. 1-9 Opto-direkter Festkörperdetektor. (links) Schematische Darstellung der Hauptelemente: Röntgenstrahlung trifft auf den Szintillator (Leuchtschirm) auf; eine Matrix von Photodioden definiert die einzelnen Pixel. (rechts) Schematischer Querschnitt durch ein Pixel: Die durch Röntgenstrahlung erzeugten Lichtquanten werden in dem nadelförmigen Szintillator auf die Photodiode des betrachteten Pixels geleitet und tragen zum elektrischen Signal dieses Pixels bei (Schulz 2001).

1.5.2.1.1 Lumineszenz-Radiographie

Die digitale Lumineszenz-Radiographie verwendet als Bildmedium Speicherfolien. Diese emittieren nicht sofort Licht, sondern es wird die empfangene Information in Form eines latenten Bildes gespeichert. Die Speicherfolie ist eine Halbleiterplatte, die mit einer Bariumfluorid-Kristallschicht belegt ist. Die Kristalle sind mit zweiwertigem Europium dotiert. Die auf die Speicherfolie auftreffenden Röntgenquanten bewirken, dass die Valenzelektronen des Europiums auf ein höheres Energieniveau gehoben und sog. Traps (Energiehaftstellen) im Leitungsband vorübergehend fixiert werden. Bei der Auswertung in einem Lesegerät wird die Speicherfolie mit einem Helium-Neon-Laserstrahl systematisch abgetastet. Die zugeführte Laserstrahlenenergie führt in den Bereichen mit höherem Energieniveau zu Entladungen, so dass die angeregten Elektronen unter Lichtemission in ihren energetischen Grundzustand zurückkehren. Ein Photomultiplier misst die Lichtemission und wandelt diese in elektrische Signale um, die durch den Rechner zu einem Monitorbild verarbeitet werden (Schulze 1997; Rother 2006) (Abb. 1-10).

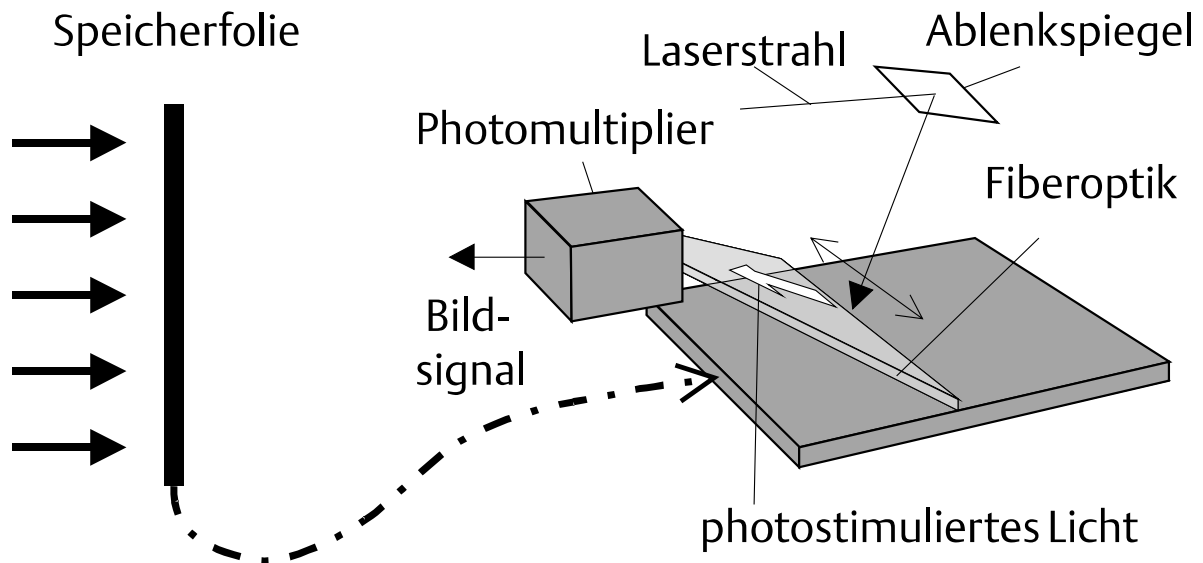


Abb. 1-10 Speicherfolie (Computed Radiography: Röntgenstrahlung trifft auf die Speicherfolie und erzeugt ein latentes Bild; die Speicherfolie gelangt in die Ausleseeinheit, in der das latente Bild durch Photostimulation in elektrische Bildsignale umgewandelt wird (Schulz 2001)

1.5.2.1.2 CCD-Sensoren

Charge Coupled Devices (CCD) sind Halbleiter-Arrays, die Lichtsignale in elektrische Signale wandeln. CCD-Komponenten werden als Bildsensoren in Digitalkameras, digitalen Videokameras, Camcordern und anderen optischen Erfassungseinrichtungen wie Scannern und Röntgendetektoren eingesetzt. Ein CCD-Element ist ein Halbleiter-Array aus Fotodioden, kleinsten Kapazitäten, Feldeffekttransistoren, Steuerleitungen und Leitungspfaden. Wenn Licht auf die Fozelle fällt, erzeugt sie eine Elektronenladung, die linear mit der Lichtmenge, also der Lichtintensität und der Belichtungsdauer, ansteigt. Die Elektronenladung wird als momentanes Ladungsbild in einem sogenannten Potentialtopf, einer Kleinstkapazität, zwischengespeichert. Wenn der Potentialtopf gefüllt ist, können Elektronen auch in die Potentialtöpfe der Nachbarpixel abfließen. Dieser störende Effekt heißt Blooming. Das gesamte Ladungsbild des CCD-Sensors entspricht somit der Lichtintensität an jedem einzelnen Pixel. Bevor aus den Ladungszuständen der Pixel das Spannungsbild für das projizierte Licht erzeugt wird, werden die Ladungszustände nach bestimmten Schemen von den Ladungssenken ausgelesen, nach außen geführt und dort aufbereitet. Die Bezeichnung Charge Coupled Device, CCD, sagt aus, dass es sich um ein Bauelement mit Ladungskopplung handelt. Beim Auslesen der elektrischen Ladung aus den vielen Potentialtöpfen werden die Ladungen von einem zum nächsten Potentialtopf verschoben, jeweils ausgelöst durch einen

Weiterleitungsimpuls. Dieses Verfahren wird auch als Kettenspeicher oder Eimerkettenschaltung bezeichnet. Die Ladung jeder einzelnen Kleinstkapazität wird also nacheinander zum Zeilenende transportiert und steht dort als Ladungsabbild für die Weiterverarbeitung zur Verfügung. Die Weiterleitung der Ladung erfolgt über Feldeffekttransistoren (FET), über die die Potentialtöpfe, welche als Transfer-Register fungieren, miteinander verbunden sind. Während des Auslesens darf kein Licht auf den CCD-Sensor fallen, da sich dadurch die Ladungen auf den Transfer-Registern verändern würden. Aus diesem Grund gibt es verschiedene Auslesevorgänge, die das Ladungsproblem unterschiedlich angehen: Den Full Frame Transfer CCD (FF-CCD), Frame Transfer CCD (FT-CCD), Interline Frame Transfer CCD (IT-CCD) und Frame Interline Transfer CCD (FIT-CCD). Generell werden beim Auslesevorgang die Ladungen reihenweise von Pixel zu Pixel verschoben und am Reihenende seriell dem Ausleseverstärker zugeführt (Lipinski, Lackner et al. 2009).

1.5.2.1.3 CMOS-Sensoren

Der CMOS-Sensor ist ein Bildsensor, der in Digitalkameras und Camcordern eingesetzt wird. Ebenso wie CCD-Sensoren sind CMOS-Sensoren lichtempfindliche Bauteile, die das auf sie fallende Licht in Spannungen umsetzen. Funktional unterscheiden sich beide elektronischen Bauteile dadurch, dass bei CCD-Sensor das Ladungsbild schrittweise verschoben und dann ausgelesen wird, beim CMOS-Sensor hingegen erfolgt die Umwandlung durch Transistoren, die sich unmittelbar am Pixel befinden. Was die spezifischen Daten wie die Lichtempfindlichkeit, die Pixelzahl, die Auslesegeschwindigkeit, die Chipgröße, das Bildrauschen oder den mit dem Bildrauschen in Zusammenhang stehenden Dynamikbereich betrifft, so wurden diese Werte im Laufe der Entwicklung wesentlich verbessert und sind qualitativ durchaus vergleichbar oder teilweise besser als die von CCD-Sensoren. CMOS-Sensoren können kompakter und preiswerter produziert werden. Die Auflösung von CMOS-Sensoren liegt bei bis zu zehn Megapixeln (MP) und darüber. Da jeder Pixel direkt adressierbar ist, ist das Pixel-Binning (Die Bezeichnung Binning kommt von gruppieren (to bin). Binning ist eine Technik, die in Bildsensoren angewendet wird, bei der mehrere Pixel zu einem größeren Pixel zusammengefasst werden) einfacher und das Auslesen wesentlich flexibler und schneller. Es können sogar Teilbilder partiell ausgelesen werden. Außerdem ist die Leistungsaufnahme wesentlich

geringer und das Blooming begrenzt. In die in CMOS-Technologie gefertigten Bildsensoren können zudem weitere Funktionseinheiten wie Belichtungskontrolle und AD-Wandler integriert werden. Vom Aufbau her besteht eine aktive CMOS-Zelle aus einer Fotodiode, einem kleinen Kondensator für die Ladungsaufnahme, einem Verstärkerelement und den Datenleitungen für das Auslesen und Rückstellen. Eine solche aktive Zelle wird als Active Pixel Sensor (APS) bezeichnet. Die Fotozelle erzeugt mittels Photoeffekt eine Spannung, die proportional der Lichtmenge ist, also der Lichtintensität und der Belichtungszeit. Die Ladespannung wird im Kondensator gespeichert und von dem nachgeschalteten MOSFET (MOSFET beschreibt einen Feldeffekttransistor in MOS-Technologie. Mit der MOS-Technologie können Transistoren hergestellt werden, deren Steuerelektrode durch eine Metalloxidschicht vom Basismaterial getrennt ist und den Stromfluss im Basismaterial über elektrische Felder steuert) verstärkt. Ausgelesen wird die verstärkte Ladespannung durch einen Auslesepuls. Sie gelangt von dort als Analogspannung an den verarbeitenden Signalprozessor (Lipinski, Lackner et al. 2009).

1.5.2.2 Direkte Radiographie

Bei der direkten Radiographie fällt der Zwischenträger (Lautstoff) weg, und es kommt ein röntgenempfindlicher High-Density-Sensor mit CCD-Technologie zum Einsatz. Die Weiterverarbeitung der elektrischen Signale entspricht dem Prinzip der indirekten Radiographie (Molteni 1993; Wenzel 1995) (Tab. 1-6).

Tab. 1-6 Detektionsprinzipien der direkten Radiographie (Schulz 2001).

	Bezeichnung	Konversion der Röntgenquanten
Direkte Radiographie	Selen-Trommel (Abb. 1-11)	direkt über elektrische Ladung
	Festkörperdetektor, elektro-direkt (Abb. 1-12)	

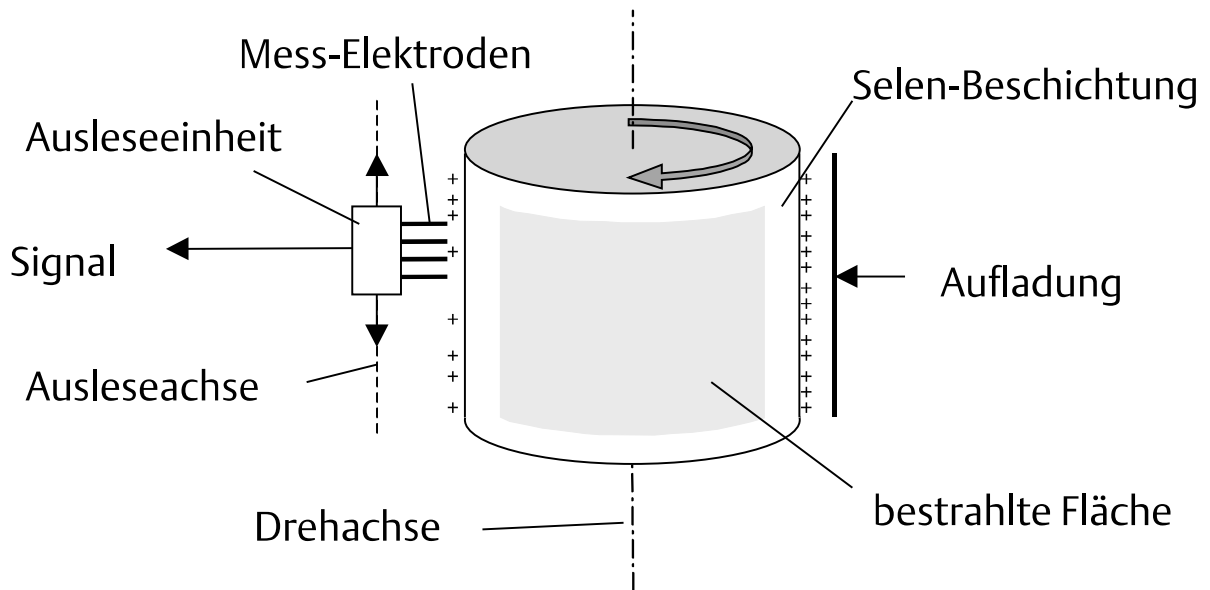


Abb. 1-11 Selen-Trommel: Ein selenbeschichteter Zylinder ist um seine Längsachse drehbar angeordnet; die Oberfläche wird gleichmäßig elektrisch aufgeladen; die bestrahlte Fläche wird je nach lokaler Intensität der Röntgenstrahlung mehr oder weniger stark entladen; die Ladungsverteilung wird mit Hilfe der Auslese-einheit in elektrische Bildsignale umgewandelt (Schulz 2001).

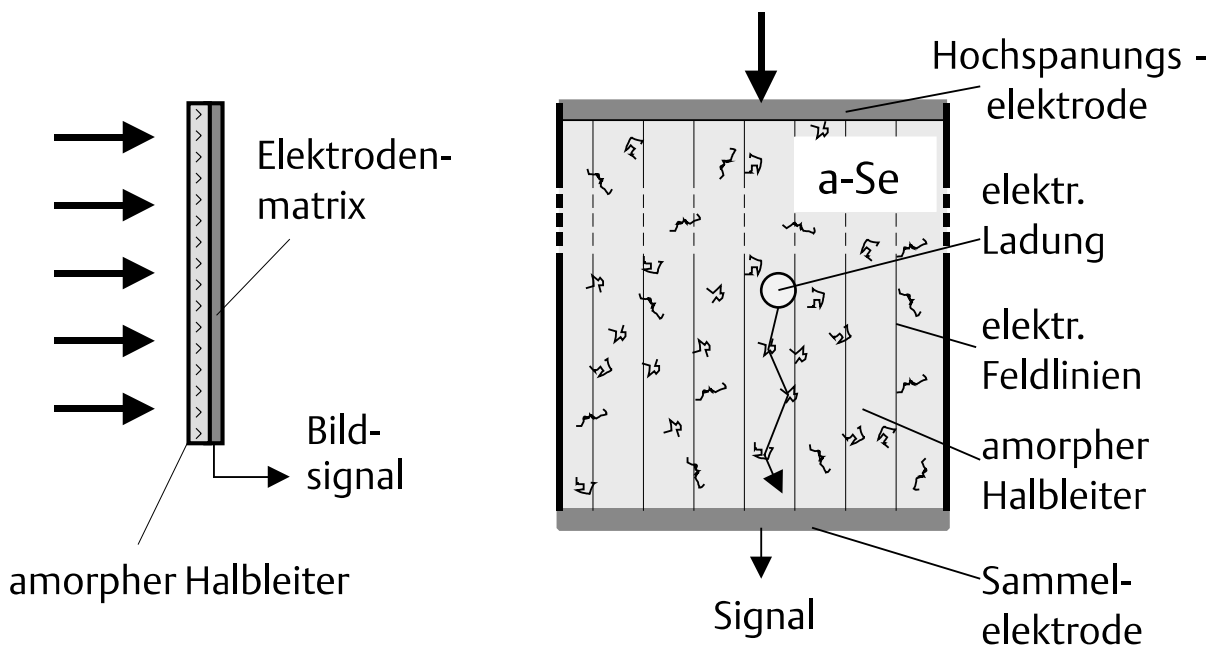


Abb. 1-12 Elektro-direkter Festkörperdetektor. (links) Schematische Darstellung der Hauptelemente: Röntgenstrahlung trifft auf einen flächig hergestellten amorphen Halbleiter (a-Se), welcher die Röntgenstrahlung absorbiert; eine Matrix von Elektroden definiert die einzelnen Pixel. (rechts) Schematischer Querschnitt durch ein Pixel: Die durch Röntgenstrahlung erzeugten elektrischen Ladungen folgen den elektrischen Feldlinien, gelangen zur Sammelelektrode des betrachteten Pixels und tragen zum elektrischen Signal dieses Pixels bei (Schulz 2001).

1.6 Dreidimensionale digitale Aufnahmemöglichkeiten

1.6.1 Computertomograph

1.6.1.1 Technologie

1972 wurde von Godfrey N. Hounsfield als erste digitale Röntgentechnik der Computertomograph eingeführt. Hier umkreist eine Röntgenröhre den innerhalb der Kreisbahn liegenden Patienten unter Aussendung eines fächerförmigen Strahlenbündels. Der Detektor besteht aus einer eindimensionalen Zeile aus Halbleiterelement-Pixeln, die jeweils die eintreffenden Röntgenphotonen messen. Die geometrische Anordnung von Röhre, Objekt (Patient) und Detektor (die so genannte Projektionsgeometrie) ist der angeschlossenen Recheneinheit bekannt, so dass aus einer entsprechenden Anzahl von zwei bis vier Messungen pro Winkelgrad über den vollen Kreiswinkel (360°, beziehungsweise nur 180° bei neueren Geräten) über einen mathematischen Prozess der gefilterten Rückprojektion die Absorptionen aller Strukturen innerhalb des so genannten "Field of View" berechnet werden können. Im Anschluss daran werden diese dann in kalibrierte Dichtewerte, sog. Hounsfield-Einheiten, normiert und als Grauwerte auf dem Monitor dargestellt. Die primär zweidimensionalen Bildinformationen werden erst durch die Anfertigung vieler Schichten und anschließender Stapelung der Schichten aufeinander zu einem dreidimensionalen Datensatz (Hounsfield 1973; Hounsfield 1976; Hounsfield 1976; Hounsfield 1995; Kalender 1995; Kalender 1995). Moderne Multislice-CTs verwenden mehrere einzeilige Detektoren und mehrere Strahlenfächer, so dass bereits in einem Umlauf mehrere Schichten abgescannt werden können. Nachteilig am CT ist die große Anzahl an Messungen, die zu einer hohen Strahlenbelastung führen (Dula, Mini et al. 1996; Schulze, Heiland et al. 2004).

1.6.1.2 Strahlenexposition

Die effektive Dosis liegt bei Computertomographen zwischen 250 und 1160 μSv (Ludlow und Ivanovic 2008; Ohman, Kull et al. 2008; Silva, Wolf et al. 2008; Loubele, Bogaerts et al. 2009).

1.6.1.3 Indikationen

Bei der Erstellung aller Röntgenaufnahmen gilt eine rechtfertigende Indikation gemäß § 2 und § 23 der Röntgenverordnung. Dies bedeutet, dass eine Röntgenaufnahme nur dann durchgeführt werden darf, wenn der medizinische Nutzen höher ist als das

Strahlenrisiko. Als Orientierungshilfe für bildgebende Untersuchungen können die Empfehlungen der Strahlenschutzkommission vom 09./10.12.2008 herangezogen werden. Hieraus resultieren folgende Indikationen für eine computertomographische Untersuchung im Bereich des Kopfes bei Kindern (Tab. 1-7) und Erwachsenen (Tab. 1-8).

Tab. 1-7 Empfehlungen der Strahlenschutzkommission zu Indikationen für computertomographische Aufnahmen an Kindern aus dem Jahr 2008.

M1 Kongenitale Erkrankungen	Intrazerebrale Verkalkungen
M2 Kraniofasziale Dysmorphien	Prämature Nahtsynostose, 3D-Rekonstruktionen erforderlich (Low-Dose-Technik)
M3 Hydrozephalus/Makrozephalus	Bei Akutfällen
M4 Hydrozephalus - Shuntfehlfunktion	In Akutsituationen falls MRT nicht vorhanden
M6 Hörstörungen	Bei angeborener oder erworbener Taubheit
M9 Sinusitis	
M10 Schädeltraumata akut ohne und mit neurologische Symptomatik	
M12 Orbitatraumata	In Abhängigkeit vom klinischen Schweregrad
M13 Gesichtsschädelverletzung und -malformation	Vor operativer Rekonstruktion, isotroper 3D-Fragesatz, Dünnschichtuntersuchung mit 3D-Rekonstruktion

Tab. 1-8 Empfehlungen der Strahlenschutzkommission zu Indikationen für computertomographische Aufnahmen an Erwachsenen aus dem Jahr 2008.

A1 Kongenitale Erkrankungen	Beurteilung von Knochenanomalien
A2 Apoplexie, Schlaganfall	Nachweis oder Ausschluss einer Blutung
A3 Transitorische ischämische Attacke	Wenn kein MRT vorhanden oder MRT als Kontraindikation
A5 Raumfordernde Läsion	Bei asymptomatischen Patienten und Kontraindikationen zu MRT
A7 Kopfschmerzen, akute bzw. schwere	Ausschluss Blutung
A8 Kopfschmerzen, chronisch	Änderungen des Kopfschmerztyps oder fokale neurologische Zeichen
A11 Hydrozephalus	
A12 Symptome am Mittel- oder Innenohr (einschl. Vertigo)	Nach gezielter fachärztlicher Abklärung
A 13 Schallleitungs- oder kombinierte Schwerhörigkeit	Bei Befundpersistenz ohne klinisch klärbare Ursache, V.a. Schläfenbeinfraktur, Mittelohrtumor, -fehlbildung
A 15 Nasennebenhöhlenerkrankungen - Akute Rhinosinusitis - Chronische Sinusitis - V.a. NNH-RF	V.a. orbitale Komplikationen Als Low-Dose-CT eine Voraussetzung für endonasale Chirurgie Bei V.a. benigne oder unklare RF, nichtkooperationsfähigem Patienten Bei V.a. maligne RF
A 16 Demenz und Gedächtnisstörung, erstmals auftretende Psychose	Ausschluss organischer Ursachen (vaskuläre Demenz, Normaldruck-Hydrozephalus) Bei Kontraindikation von MRT
A 17 V.a. orbitale RF	Ossäre Details, Verkalkungen
A 18 Fremdkörper in Orbita	Nach augenärztlicher Untersuchung bildgebende Methode der Wahl. Genaue Lokalisation, Begleitverletzungen
A 21 Sehstörungen	Bei Verdacht auf knöcherne Veränderungen
A 22 Epilepsie bei Erwachsenen (erstmalig, einmaliger Krampfanfall)	Ausschluss organischer Ursachen

1.6.2 Dentaler digitaler Volumentomograph

1.6.2.1 Technologie

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 360° der Röhrendetektoreinheit mit einem kegelförmigen Röntgenstrahlbündel mittels eines zweidimensionalen Flächendetektors erfasst wird (Bianchi und Lojaco 1998; Mozzo, Procacci et al. 1998; Arai, Tammsalo 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. 1-13). 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 1995) 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, Troussset et al. 1994; Cho, Johnson et al. 1995; Mozzo, Procacci et al. 1998).

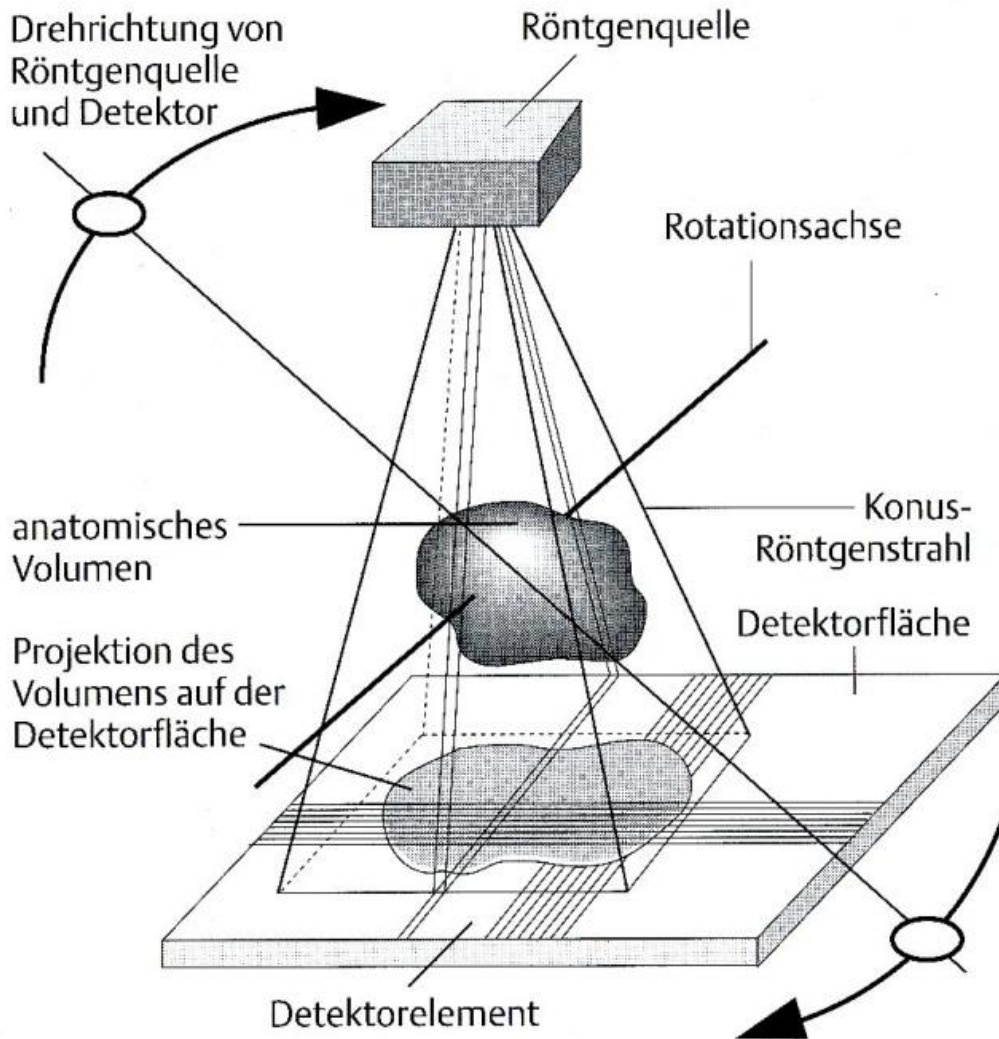


Abb. 1-13 Schematische Darstellung der dentalen digitalen Volumentomographie. (Thiel und Haßfeld 2001).

1.6.2.2 Strahlenexposition

Die effektive Dosis liegt bei dentalen digitalen Volumentomographen zwischen 13 und 1073 μSv (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).

1.6.2.3 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. 1-9).

Tab. 1-9 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"> ➤ Apikale Veränderungen bei Vorliegen klinischer Auffälligkeiten, wenn diese auf zweidimensionalen Aufnahmen nicht detektierbar bzw. räumlich korrelierbar sind (Lofthag-Hansen, Huumonen et al. 2007; Stavropoulos und Wenzel 2007) ➤ Wurzelfrakturen (Hannig, Dullin et al. 2005; Mora, Mol et al. 2007) ➤ Wurzelresorptionen (Cohenca, Simon et al. 2007), z.B. nach Zahntrauma <p>Parodontologie:</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ 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)
<p>II. Zahnärztliche Prothetik</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Zusätzliche Informationen zur Diagnostik und Pfeilerwertigkeit ➤ Darstellung von Nervaustrittspunkten ➤ 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) ➤ Virtuelle Planung von implantatprothetischen Versorgungen (Ganz 2008) ➤ Verknüpfung der 3D-Daten mit der konstruktions-Software von CAD/CAM-Systemen
<p>III. Funktionsdiagnostik und -therapie</p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Ausschluss primärer Kiefergelenkserkrankungen (Honda, Larheim et al. 2006; Scarfe, Farman et al. 2006; Fu, Zhang et al. 2007; Honey, Scarfe

	<p>et al. 2007; Meng, Zhang et al. 2007)</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Erfassung differential-therapeutisch relevanter Befunde (Katakami, Shimoda et al. 2008)
IV. Chirurgische Zahnheilkunde	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Wurzelfrakturen (Swennen, Schutyser et al. 2006; Cohenca, Simon et al. 2007) ➤ Alveolarfortsatzfrakturen (Cohenca, Simon et al. 2007) ➤ Intraossäre pathologische Veränderungen wie odontogen Tumoren (Araki, Kameoka et al. 2007) oder größere periapikale knöcherne Läsionen (Simon, Enciso et al. 2006) ➤ Lageanomalien von Zähnen ➤ 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)
V. Implantologie	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Computergestützte prothetisch orientierte Planung und bestmöglicher Ausnutzung des Knochenangebots (Möbes, Becker et al. 1999)
VI. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Odontogene Tumoren (Fullmer, Scarfe et al. 2007) ➤ Knochenpathologie und -strukturanomalien ➤ Kieferhöhlenerkrankungen ➤ Speichelsteine ➤ (knöcherne) Kiefergelenkserkrankungen ➤ Kiefer- und Gesichtstraumatologie ➤ Darstellung der räumlichen Verlaufs intraossärer Strukturen ➤ Diagnostik und Operationsplanung bei komplexen Fehlbildungen (Schendel und Lane 2009; Othman, El-Beialy et al. 2010)
VII. Kieferorthopädie	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Diagnostik von Anomalien des Zahnbestandes ➤ Diagnostik von Anomalien und Dysplasien der Zahnwurzeln ➤ Differentialdiagnostische Bewertung von

	<p>Zahndurchbruchsstörungen</p> <ul style="list-style-type: none">➤ Darstellung des peridentalen Knochenangebots zur prognostischen Bewertung geplanter Zahnbewegungen➤ Diagnostik craniofazialer Fehlbildungen
--	--

2 Fragestellung

Dosisreduzierung und Strahlenexposition sind zentrale Themen des Strahlenschutzes und sind innerhalb der Röntgendiagnostik von großer Bedeutung. Ursache der Strahlenexposition während einer Röntgenuntersuchung sind ionisierende Strahlen, die neben einer somatischen Schädigung des Individuums auch zu einer genetischen Schädigung führen können. Eine der Grundforderungen an die heutige Röntgendiagnostik ist, dass erstellte Röntgenaufnahmen ein Maximum an Informationsgehalt für den Betrachter und ein Minimum an Strahlenexposition für den Patienten gewährleisten.

Im Auftrag des Bundesamts für Strahlenschutz sollen die Effektive Dosis und das Dosisflächenprodukt, zwei wesentliche Größen zur Bestimmung des Ausmaßes der Strahlenexposition eines Patienten, bei dentalen digitalen Volumentomographen bestimmt werden. Des Weiteren ist die Bestrebung dieser Arbeit anhand dessen einen Korrelationskoeffizienten zwischen Dosisflächenprodukt und Effektiver Dosis bestimmen zu können. 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.

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[®] (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/cm³
- Bohrungen zum Fixieren der TLD



Abb. 3-1 RANDO® Kopfphantom. En face.



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



Abb. 3-3 RANDO® Kopfphantom. Axiale Ansicht der Level-4-Schicht in Höhe der Sinus maxillares mit Bohrlöchern für die TLD 7 bis 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) (Abb. 3-4). Der Messbereich liegt zwischen 0,5 μ Gy und 12 Gy.

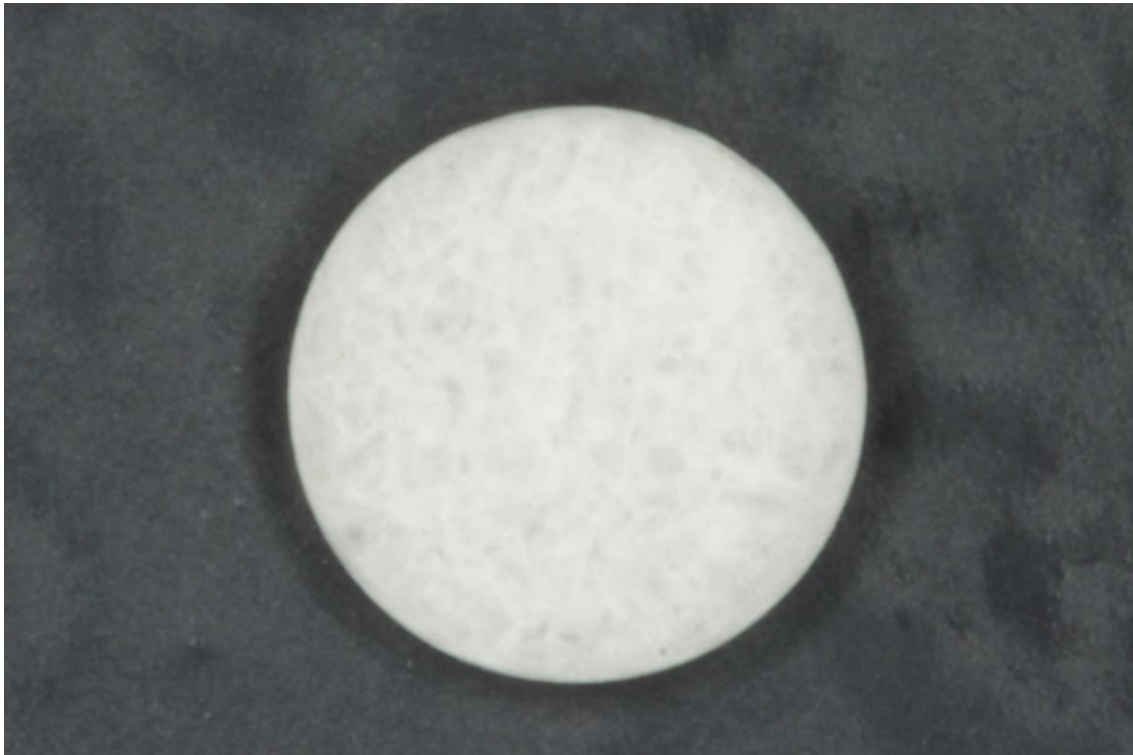


Abb. 3-4 TLD GR-200A.

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.

Position (Level)	TLD-Nummer
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[®], 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.

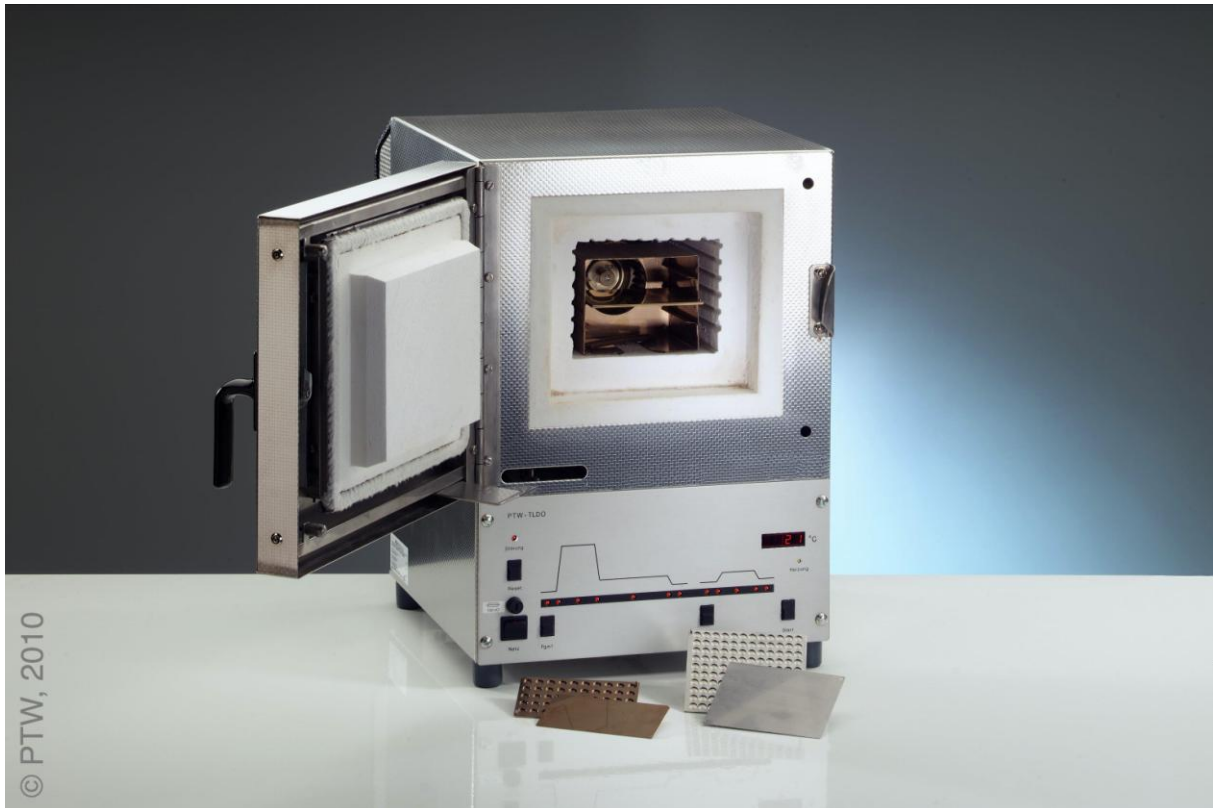


Abb. 3-6 TLD-Ofen (PTW-TLDO[®], PTW-Freiburg).

Zur Transposition der TLD wurde eine Vakuumpinzette (Aspirette[®], Hirschmann Laborgeräte) verwendet.

3.1.3 Messgerät zur Bestimmung des Dosisflächenprodukts

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

3.1.3.1 Elektrometer - DIAMENTOR[®] E2 DFP-Meter

Das Diamentor[®] 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 Strahlenaufhartung sind vernachlässigbar.

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

Kenngroen der Ionisationskammer	$K_G = 1,28 cGycm^2$ $K_R = 1,46 Rcm^2$
Bezugsbedingungen	Temperatur = 20 °C Druck = 1013 hPa
Hartungsgleichwert nach IEC 60522/2002 (70 kV)	0,2 mm Al
Schwachungsgleichwert	0,6 mm Al
Energieabhängigkeit	$\pm 8\%$ zwischen 40 bis 150 kV
uere Abmessungen	182 x 163 mm ²
Messbereich	141 x 141 mm ²
Nominal nutzbare Messfeldgroe	1 bis 198 cm ²
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 (μ SV) (Herstellerangaben)	Röhrenspannung (kV)	Röhrenstrom (mA)
3D Accuitomo FP[®]	J. Morita, MFG. Corp., Kyoto, Japan	CMOS Flatpanel	0,08-0,25	18-80	k.A.	60-90	1-10
3D eXam[®]	KaVo, Biberach	Amorpher Silizium Flachdetektor	0,125-0,4	8,5	35-136	90-120	3-8
Kodak 9000 3D[®]	Carestream Dental, Stuttgart	CMOS Flatpanel	0,076	11,6	11-19	60-90	2-15
Kodak 9500[®]	Carestream Dental, Stuttgart	Amorpher Silizium Flachdetektor	0,2-0,3	10,8	k.A.	60-90	2-15
ProMax 3D[®]	Planmeca Oy, Helsinki, Finnland	Amorpher Silizium Flachdetektor	0,1-0,2	6	18-<200	54-84	1-16
Galileos Comfort[®]	Sirona, Bensheim	Amorpher Silizium Flachdetektor	0,15-0,3	k.A.	29	85	5-7
Orthophos XG 3D[®]	Sirona, Bensheim	k.A.	0,1	2-5	k.A.	60-90	3-16
Scanora 3D[®]	Soredex, Tuusula, Finnland	CMOS Flatpanel	0,133-0,35	11-26	ca. 60	60-90	2-10
Master3Ds[®]	VATECH Co, Ltd & E-Woo, Suwon, Korea	CMOS Flatpanel	0,16-0,4	k.A.	ca. 140	60-90	2-10
PaX-Duo3D[®]	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_{def}). D_{def} betrug 0,5 Gy. Durch Auslesen der TLDs

wurden das zugehörige Glühkurven-Integral (S_{ref}) bestimmt und folgende Formel des Kalibrierungsfaktors (K) berechnet:

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

Nach Bestimmung des Kalibrierungsfaktors (K) konnte nun im Proportionalbereich des TLD 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[®]-Phantom wurde mit 24 TLD (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 (μm)
 - > Minimale Spannung (kV)
 - > Minimale Stromstärke (mA)
 - > Minimale Geräteeinstellung (z.B. Personengröße)

- Modifikation 2:
 - > Maximales Volumen, größtes „Field of View“
 - > Minimale Voxelgröße (μm)
 - > 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.

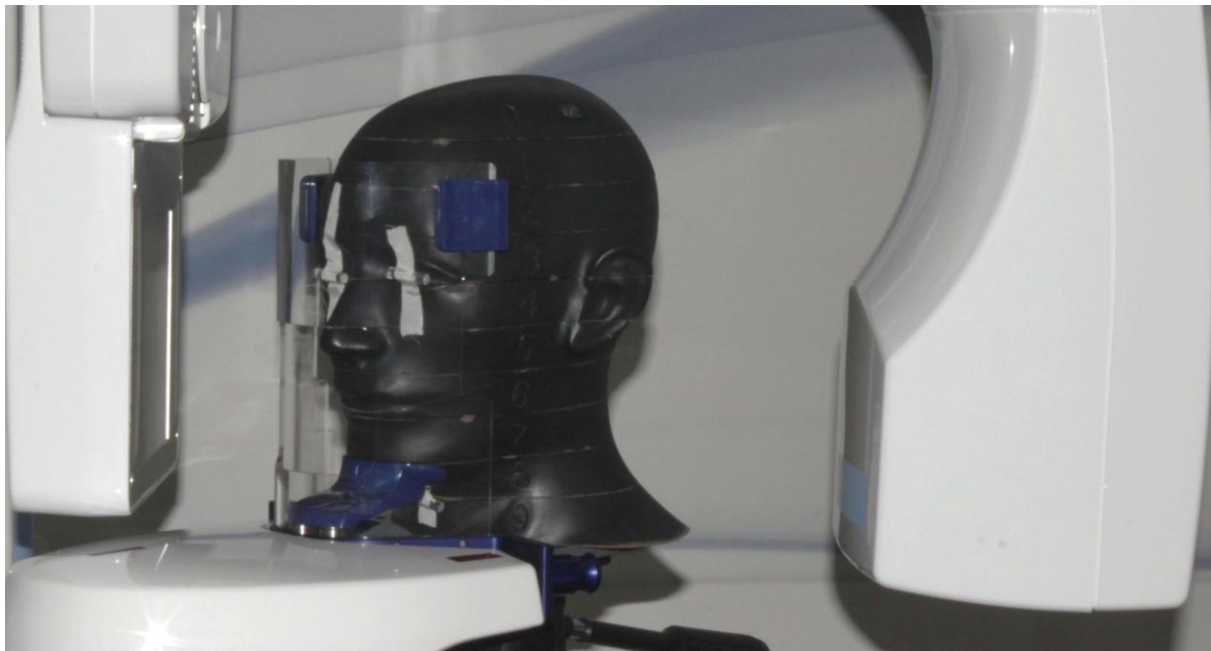


Abb. 3-10 Bestücktes Kopfphantom in DVT-Gerät mit orthogonal zur Detektorebene ausgerichteter Okklusalebene.

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[®], 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 (μm)
 - > Minimale Spannung (kV)
 - > Minimale Stromstärke (mA)
 - > Minimale Geräteeinstellung (z.B. Personengröße)

- Modifikation 2:
 - > Maximales Volumen, größtes „Field of View“
 - > Minimale Voxelgröße (μm)
 - > 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 8,5
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 TLD erfolgte mit dem Auslesegerät Fimel LTMWin (Fimel, Frankreich, Seriennummer 99245) (Abb. 3-11). Hierzu wurden die TLD 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 TLD 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.

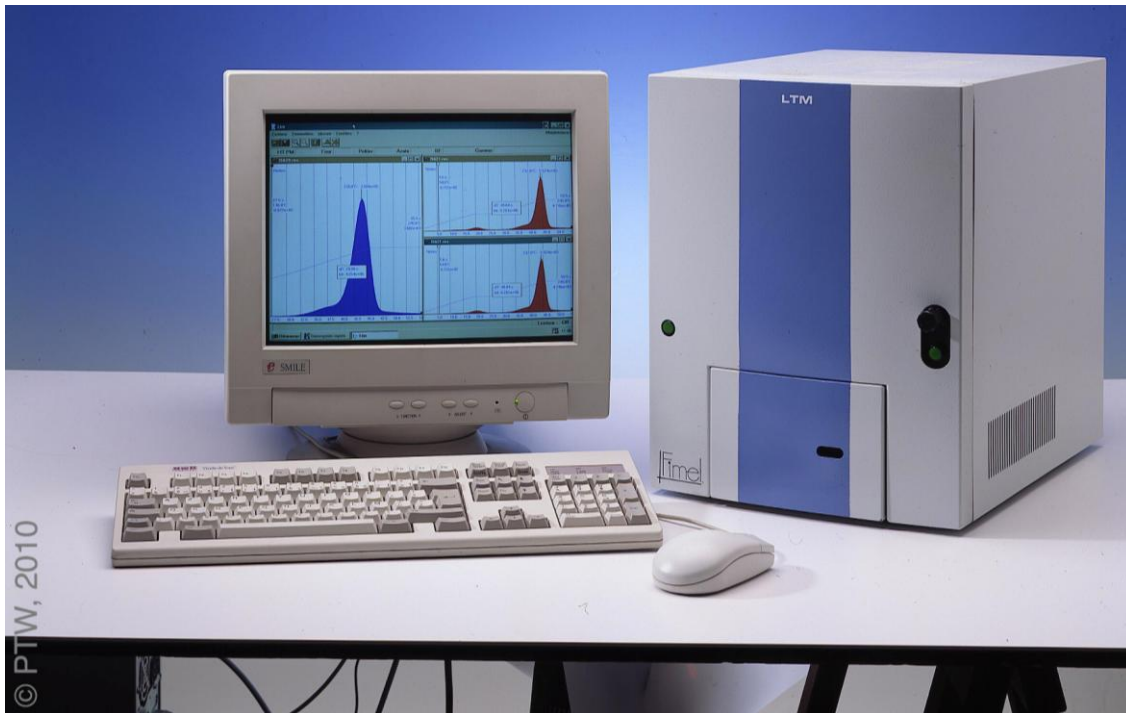


Abb. 3-11 Auswerterechner mit der LTM Windows Software und Auslesegerät Fimel LTMWin.

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 [μGy]
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. 1-4).
→ 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) (US Government 1964; White und Rose 1979; Underhill, Chilvarquer et al. 1988; Daly, Siewerdsen et al. 2006).

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 der 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 [μSv]

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

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

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/Jahr und für Praxen 220/Jahr 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 μGym^2 angegeben.

4.1 3D Accuitomo FP[®]

4.1.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das 3D Accuitomo FP[®] bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-1).

Tab. 4-1 Effektive Dosen in μSv für das 3D Accuitomo FP[®] bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	48,64
Maximale Einstellungen	312,11

4.1.2 Dosisflächenprodukt

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

Tab. 4-2 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei minimalen Einstellungen für das 3D Accuitomo FP[®].

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

Tab. 4-3 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei maximalen Einstellungen für das 3D Accuitomo FP[®].

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

4.2 3D eXam[®]

4.2.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das 3D eXam[®] bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-4).

Tab. 4-4 Effektive Dosen in μSv für das 3D eXam[®] bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	23,39
Maximale Einstellungen	155,91

4.2.2 Dosisflächenprodukt

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

Tab. 4-5 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei minimalen Einstellungen für das 3D eXam[®].

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

Tab. 4-6 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei maximalen Einstellungen für das 3D eXam[®].

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

4.3 Kodak 9000 3D[®]

4.3.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das Kodak 9000 3D[®] bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-7).

Tab. 4-7 Effektive Dosen in μSv für das Kodak 9000 3D[®] bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	24,46
Maximale Einstellungen	47,35

4.3.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte für das Kodak 9000 3D[®] bei minimalen (Tab. 4-8) und maximalen (Tab. 4-9) Geräteeinstellungen.

Tab. 4-8 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei minimalen Einstellungen für das Kodak 9000 3D[®].

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

Tab. 4-9 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei maximalen Einstellungen für das Kodak 9000 3D[®].

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

4.4 Kodak 9500[®]

4.4.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das Kodak 9500 3D[®] bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-10).

Tab. 4-10 Effektive Dosen in μSv für das Kodak 9500 3D[®] bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	17,24
Maximale Einstellungen	150,69

4.4.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der gemessenen Dosisflächenprodukte für das Kodak 9500[®] bei minimalen (Tab. 4-11) und maximalen (Tab. 4-12) Geräteeinstellungen.

Tab. 4-11 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei minimalen Einstellungen für das Kodak 9500[®].

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

Tab. 4-12 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei maximale Einstellungen für das Kodak 9500[®].

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

4.5 ProMax 3D[®]

4.5.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das ProMax 3D[®] bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-13).

Tab. 4-13 Effektive Dosen in μSv für das ProMax 3D[®] bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	42,23
Maximale Einstellungen	356,82

4.5.2 Dosisflächenprodukt

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

Tab. 4-14 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei minimalen Einstellungen für das ProMax 3D[®].

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

Tab. 4-15 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei maximalen Einstellungen für das ProMax 3D[®].

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

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 μSv für das Galileos Comfort® bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	51,06
Maximale Einstellungen	95,29

4.6.2 Dosisflächenprodukt

Darstellung der Expositionszeiten und der vom Gerät angezeigten bzw. der 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 μGym^2 bei minimalen Einstellungen für das Galileos Comfort®.

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

Tab. 4-18 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei maximalen Einstellungen für das Galileos Comfort®.

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

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 μSv für das Orthophos XG 3D[®] bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	43,11
Maximale Einstellungen	175,89

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 μGym^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	3,2
DFP (Gerät)	11,1	11,1	11,1	11,1	11,1	11,1
DFP (Messung)	12,02	12,02	12,02	12,02	12,02	12,02

Tab. 4-21 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^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	5,2
DFP (Gerät)	44,9	44,9	44,9	44,9	44,9	44,9
DFP (Messung)	47,92	47,91	47,93	47,91	47,91	47,92

4.8 Scanora 3D[®]

4.8.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das Scanora 3D[®] bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-22).

Tab. 4-22 Effektive Dosen in μSv für das Scanora 3D[®] bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	40,08
Maximale Einstellungen	170,03

4.8.2 Dosisflächenprodukt

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

Tab. 4-23 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei minimalen Einstellungen für das Scanora 3D[®].

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

Tab. 4-24 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^2 bei maximalen Einstellungen für das Scanora 3D[®].

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

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 μSv für das Master3Ds® bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	28,83
Maximale Einstellungen	295,95

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 μGym^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	6,02

Tab. 4-27 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^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	550,68

4.10 PaX-Duo3D®

4.10.1 Effektive Dosis

Darstellung der Effektiven Dosen für das PaX-Duo3D® bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen (Tab. 4-28).

Tab. 4-28 Effektive Dosen in μSv für das PaX-Duo3D® bei minimalen und maximalen Einstellungsparametern. Berechnung nach ICRP 2007.

Einstellungen	Effektive Dosis
Minimale Einstellungen	18,89
Maximale Einstellungen	227,63

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 μGym^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	0,54

Tab. 4-30 Expositionszeiten in Sekunden und Dosisflächenprodukte in μGym^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	234,07

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 μSv , mit einem Mittelwert von 121,28 μSv . Die Effektive Dosis für minimale Geräte Einstellungen lag zwischen 17,25 und 51,06 μSv , bei einem Mittelwert von 33,79 μSv . Die Effektive Dosis für maximale Geräteeinstellungen lag zwischen 47,3 und 395,95 μSv , bei einem Mittelwert von 208,77 μSv . Abb. 4-1 stellt die Effektiven Dosen aller untersuchten DVT-Geräte graphisch dar.

Tab. 4-31 Errechnete Effektive Dosen in μSv nach ICRP 2007 bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen.

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

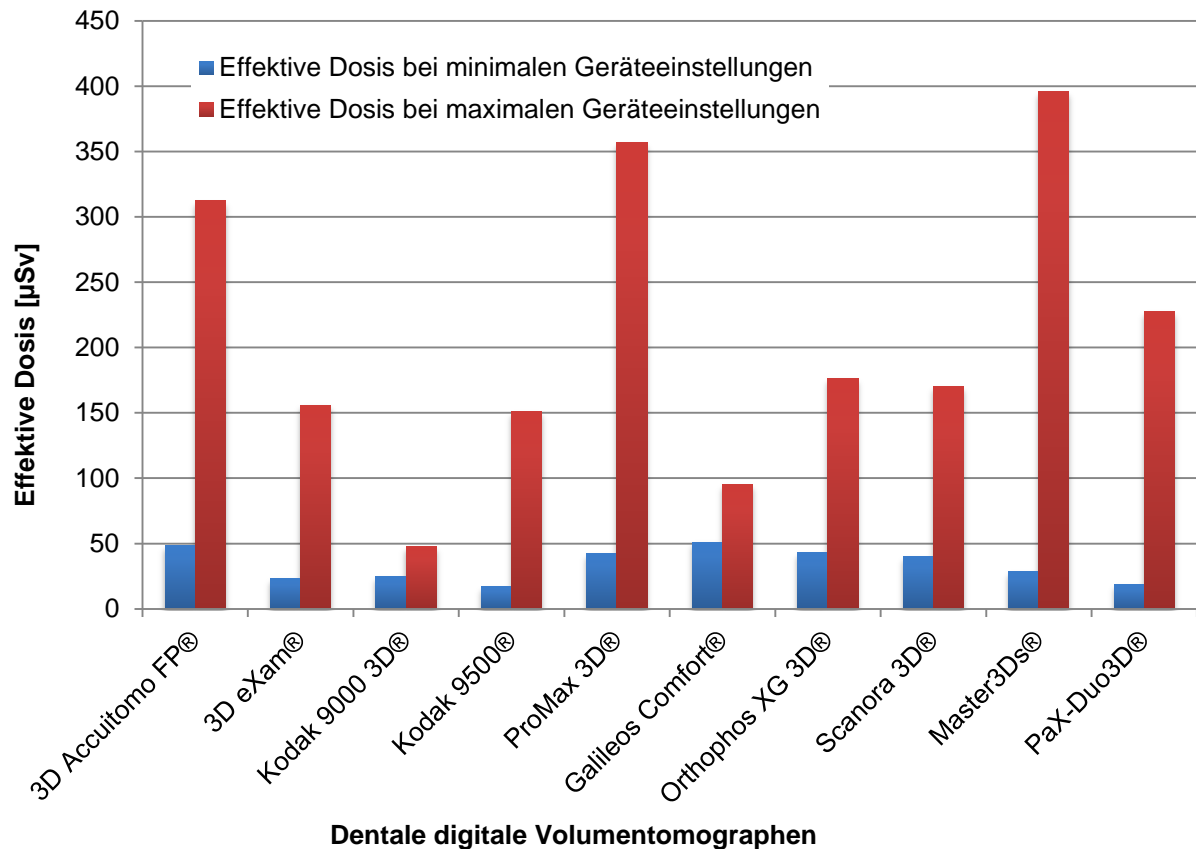


Abb. 4-1 Gegenüberstellung der Effektiven Dosen in μSv bei minimalen und maximalen Geräteeinstellungen der untersuchten dentalen digitalen Volumentomographen.

4.12 Übersicht der Dosisflächenprodukte

Die Messung der Dosisflächenprodukte ergab Werte von 0,09 bis 550,68 μGym^2 , mit einem Mittelwert von 85,33 μGym^2 . Bei minimalen Geräteeinstellungen lag das DFP zwischen 0,09 und 26,33 μGym^2 , mit einem Mittelwert von 7,29 μGym^2 . Bei maximalen Geräteeinstellungen lag das DFP zwischen 47,92 und 550,68 μGym^2 , mit einem Mittelwert von 163,36 μGym^2 . Nicht alle Geräte zeigten DFP-Werte an. Die angezeigten DFP-Werte lagen für minimale Einstellungen zwischen 3,3 und 27,7 μGym^2 , mit einem Mittelwert von 5,16 μGym^2 und für maximale Einstellungen zwischen 82,5 und 146,7 μGym^2 , mit einem Mittelwert von 55,74 μGym^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 μGym^2 geringeren angezeigten Wert, des Kodak 9000 3D® bei maximalen Geräteeinstellungen mit einem um 1,55 μGym^2 geringeren angezeigten

Wert als gemessen, das Scanora 3D[®] mit einem um 6,79 μGym^2 geringeren angezeigten und das Orthophos XG 3D[®] mit einem bei minimalen Einstellungen um 0,92 μGym^2 und bei maximalen Einstellungen um 3,02 μGym^2 geringeren angezeigten Wert, dar (Abb. 4-2, Tab. 4-32).

Tab. 4-32 Gemessene und angezeigte Dosisflächenprodukte in μGym^2 .

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

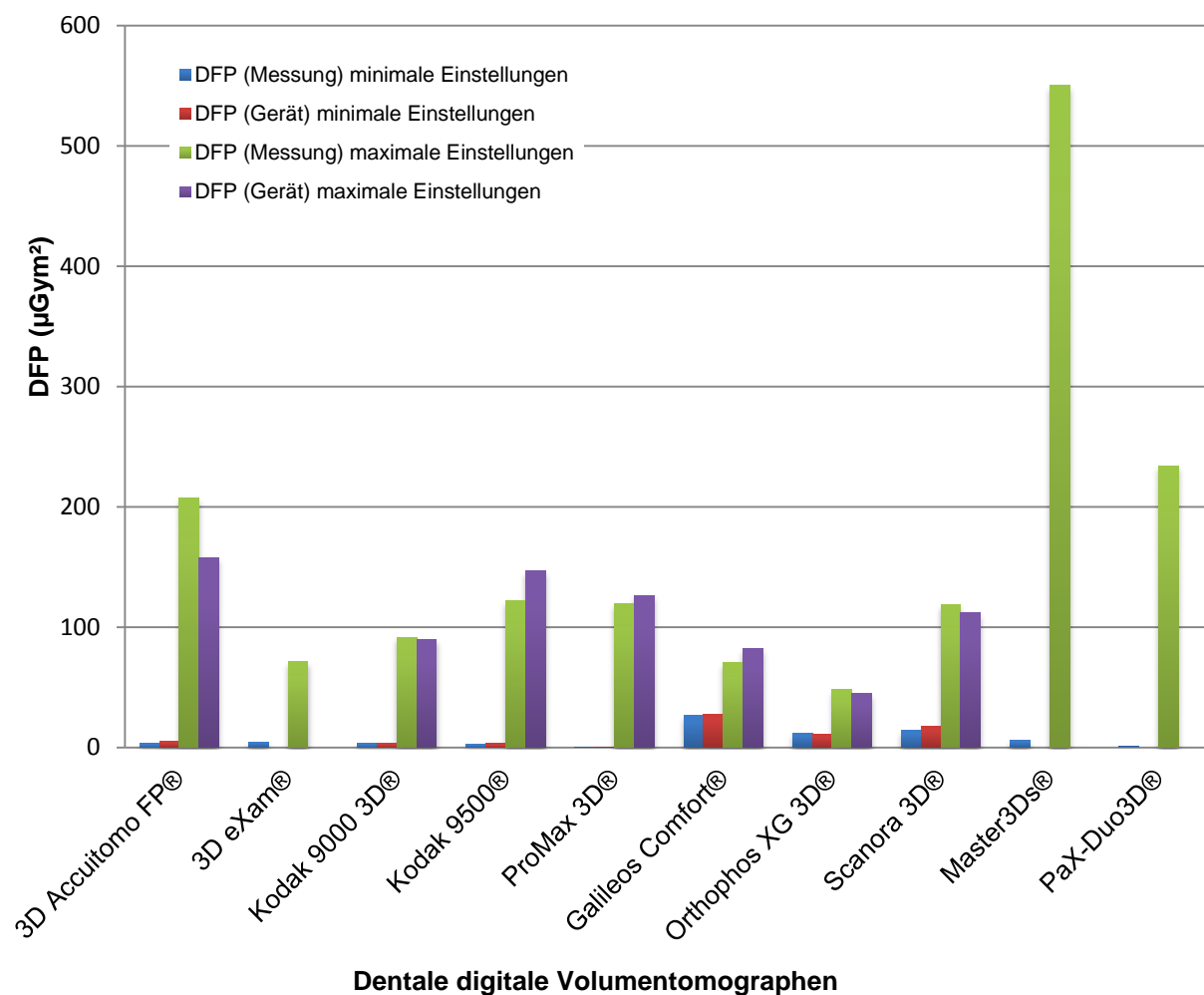


Abb. 4-2 Gegenüberstellung der gemessenen und vom Gerät angegebenen Dosisflächenprodukte bei minimalen und maximalen Einstellungen der untersuchten dentalen digitalen Volumentomographen.

4.13 Übersicht der Organdosen

Tab. 4-33 Darstellung der Organdosen in μSv bei minimalen und maximalen Einstellungen.

Gerät/ Einstellungen	Knochen- mark	Schilddrüse	Ösophagus	Haut	Knochen- oberfläche	Speichel- drüsen	Gehirn	Rest der Gewebe/Organe				
								Lymph- knoten	Extra- thorakale Atemwege	Muskeln	Orale Mukosa	
3D Accuitomo FP®												
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	
3D eXam®												
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	
Kodak 9000 3D®												
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	
Kodak 9500®												
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	
ProMax 3D®												
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	
Galileos Comfort®												
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	
Orthophos XG 3D®												
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	
Scanora 3D®												
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	
Master3D®												
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	
PaX-Duo3D®												
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	

4.14 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. 4-3). Die Beziehung ist allerdings nicht linear, sondern lässt sich nur näherungsweise exponentiell darstellen (Abb. 4-4). Mit den vorliegenden Werten lässt sich eine Beziehung der Effektiven Dosis (E) zu DFP wie folgt darstellen:

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

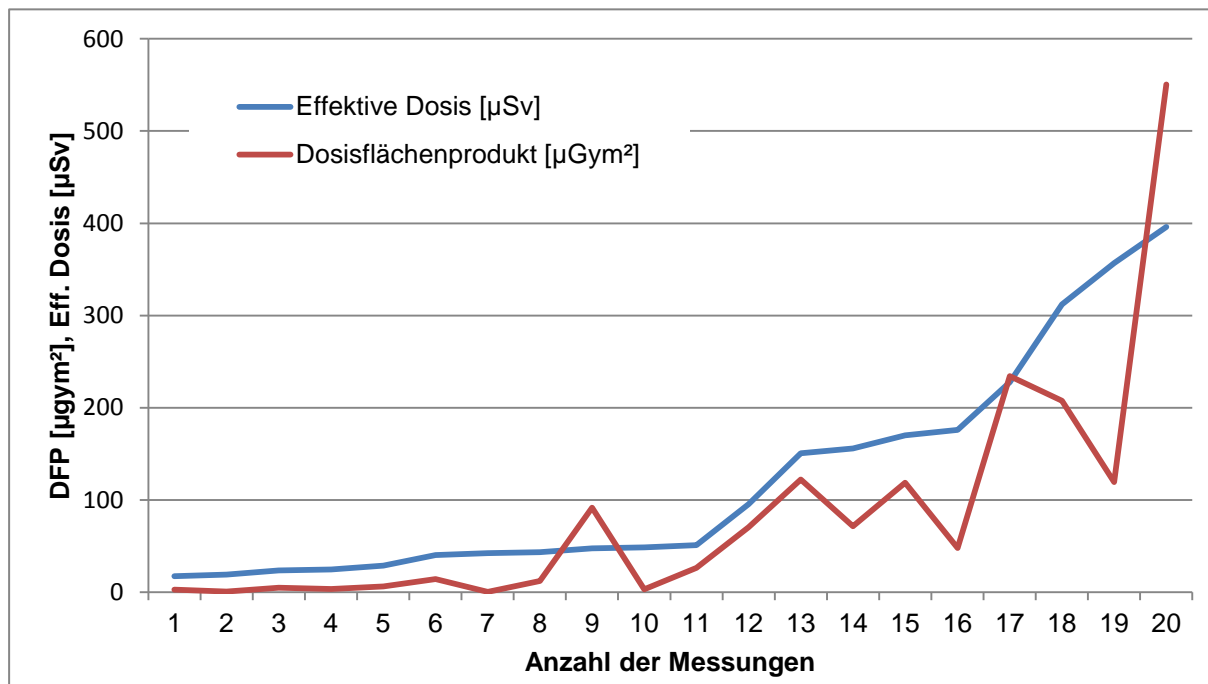


Abb. 4-3 Darstellung der Effektiven Dosis [µSv] und des Dosisflächenprodukts [µGym²] gegen die Anzahl der Messungen.

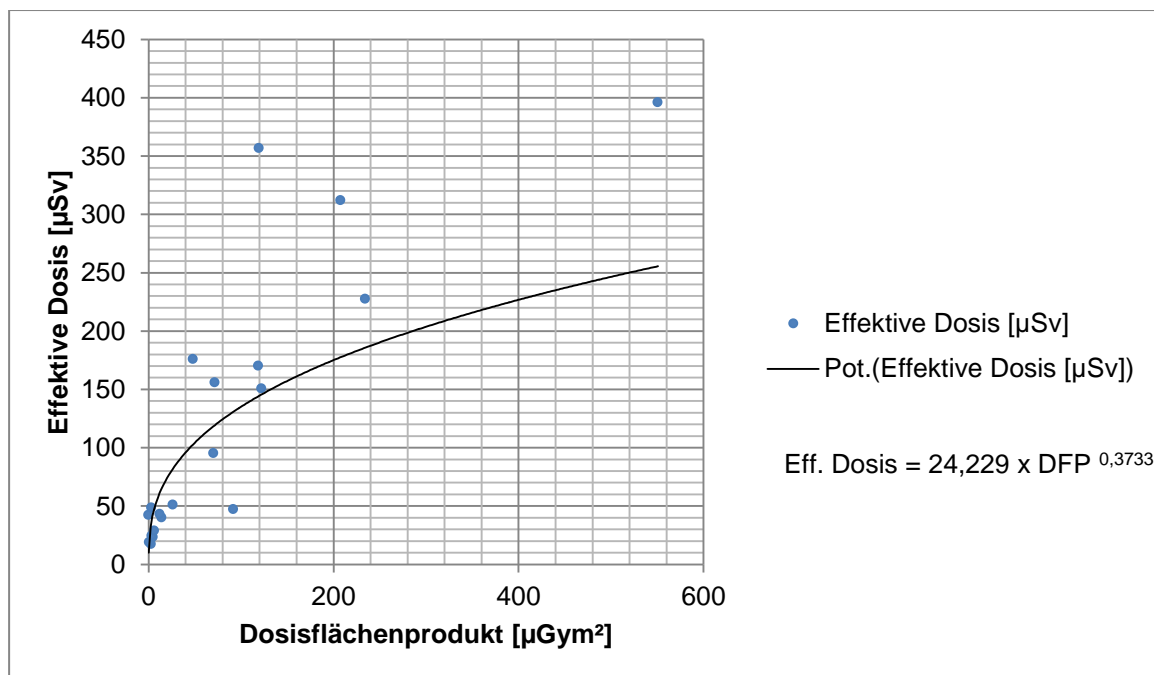


Abb. 4-4 Auftragen der Effektiven Dosis [µSv] gegen das Dosisflächenprodukt [µGym²].

4.15 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	III
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.

4.16 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 μSv .
- 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 μSv .

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 μSv für das 3D Accuitomo[®] (J.Morita, MFG. CORP.) und 30,92 bis 39,92 μSv für das

Veraviewepocs 3D[®] (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 μSv (ICRP 2007) für das 3D Accuitomo[®] und das i-Cat[®] System (Imaging Sciences, Hatfield, PA, USA) (Loubele, Bogaerts et al. 2009). Eine Effektive Dosis von 36,3 bis 77,9 μSv (ICRP 1990) lieferte eine Untersuchung des NewTom 9000[®] (AFP & QR s.r.l., Verona, Italien) (Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2003), von 45 μSv (ICRP 1990) und 59 μSv (ICRP draft 2005) für das NewTom 3G[®] (AFP & QR s.r.l. Verona), von 135 μSv (ICRP 1990) und 193 μSv (ICRP draft 2005) und von 477 μSv (ICRP 1990) und 558 μSv (ICRP draft 2005) für das CB MercuRay[®] (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[®] (I FOV) mit einer Effektiven Dosis von 156 μSv (ICRP 1990)/407 μSv (ICRP 2007), das ProMax 3D[®] (small adult) von 151 μSv (ICRP 1990)/488 μSv (ICRP 2007), ProMax 3D[®] (large adult) von 203 μSv (ICRP 1990)/652 μSv (ICRP 2007), das PreXion 3D[®] (PreXion, San Mateo, CA, USA) (standard exposure) von 66 μSv (ICRP 1990)/189 μSv (ICRP 2007) und das PreXion 3D[®] (high resolution) von 154 μSv (ICRP 1990)/388 μSv (ICRP 2007). In der Gruppe der mittleren FOVs wurden folgende DVT-Geräte genannt: Das CB MercuRay[®] (panoramic FOV) mit 264 μSv (ICRP 1990)/560 μSv (ICRP 2007), das Classic i-CAT[®] (standard scan) 29 μSv (ICRP 1990)/69 (ICRP 2007), das Next Generation i-CAT[®] (landscape mode) mit 36 μSv (ICRP 1990)/87 μSv (ICRP 2007), das Galileos[®] (default exposure) mit 28 μSv (ICRP 1990)/70 μSv (ICRP 2007) und das Galileos[®] (maximum exposure) mit 52 μSv (ICRP 1990)/128 (ICRP 2007) Effektiver Dosis. Die Effektive Dosis der DVT-Geräte mit großem FOV belief sich beim NewTom 3G[®] (12 Zoll FOV) auf 42 μSv (ICRP 1990)/68 μSv (ICRP 2007), beim CB MercuRay[®] (standard quality) auf 464 μSv (ICRP 1990)/569 μSv (ICRP 2007), beim CB MercuRay[®] (maximum quality) auf 806 μSv (ICRP 1990)/1073 μSv (ICRP 2007), beim Next Generation i-CAT[®] (portrait mode) auf 37 μSv (ICRP 1990)/74 μSv (ICRP 2007), beim ILUMA[®] (IMTEC corp., Ardmore, OK, USA) (standard) auf 50 μSv (ICRP 1990)/98 μSv (ICRP 2007) und beim ILUMA[®] (ultra) auf 252 μSv (ICRP 1990)/498 μSv (ICRP 2007) (Ludlow und Ivanovic 2008). Laut Silva liegt die Effektive Dosis beim NewTom 9000[®] bei 56,2 μSv und beim i-CAT[®] bei 61,1 μSv nach ICRP draft

2005 (Silva, Wolf et al. 2008). Woertche gibt unter Verwendung eines Rando Phantom für das NewTom 9000[®] eine Effektive Dosis von 342 μSv an (Woertche, Hassfeld et al. 2006). Aktuelle Studien nennen für das i-CAT[®] eine Effektive Dosis von 9,7 bis 92,8 μSv (ICRP 1990)/58,9 bis 206,2 μSv (ICRP 2007) (Roberts, Drage et al. 2009), für das 3D Accuitomo[®] von 18,18 bis 66,08 μSv (ICRP 1990)/29,62 bis 101,46 μSv (ICRP 2007) und für das CB Mercuray[®] 451,81 μSv (ICRP 1990)/510,57 μSv (ICRP 2007) (Okano, Harata et al. 2009), für das ILUMA[®] (ultra) Effektive Dosen von 37 bis 126 mSv (ICRP 1990)/46-157 mSv (ICRP 2007) (Vassileva und Stoyanov 2010), für das ProMax 3D[®] 102 bis 298 μSv (ICRP 2007) (Qu, Li et al. 2010), für das CB Mercuray[®] 60 bis 932 μSv (ICRP 2007) (Jadu, Yaffe et al. 2010), für das 3D Accuitomo CCD[®] 14 μSv (ICRP 1990)/27 μSv (ICRP 2007), für das Accuitomo FPD[®] 63 μSv (ICRP 1990)/166 μSv (ICRP 2007), für das ProMax 3D[®] 269 μSv (ICRP 1990)/674 μSv (ICRP 2007) und für das SCANORA[®] 3D 35 μSv (ICRP 1990)/91 μSv (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 μSv (ICRP 1990) bzw. 13 bis 1073 μSv (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 μSv (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 μSv (ICRP 1990)/474-1410 μSv (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 lässt sich festhalten, 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 μGym^2 und bei maximalen Einstellungsparametern um 1,55 bis 12,30 μGym^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 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, 4, 6, 8 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 μGym^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 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[®]-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 Korrekptions- und Wichtungsfaktoren auf Grundlage der ICRP 2007 die Effektive Dosis berechnet. In der vorliegenden Studie wurden Dosisflächenprodukte von 0,09 bis 550,68 μGym^2 und Effektive Dosen von 17,24 bis 395,95 μSv 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 798. Wird die aktuelle extrapolierte Aufnahme Frequenz zu Grunde gelegt, tragen DVT-Untersuchungen nur unwesentlich zur Erhöhung der kollektiven Effektivdosis bei.

7 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., Tammissalo, 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.
- Daly, M. J., Siewerdsen, J. H., Moseley, D. J., Jaffray, D. A. und Irish, J. C. (2006). "Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype." *Med Phys* 33(10): 3767-3780.
- 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.
- 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., Huumonen, 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. K., Danforth, R. A., 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(4): 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 Volumentomographie, 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." *I, 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., Trouset, 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 Kortenesniemi, 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.
- Underhill, T. E., Chilvarquer, I., Kimura, K., Langlais, R. P., McDavid, W. D., Preece, J. W. und Barnwell, G. (1988). "Radiobiologic risk estimation from dental radiology. Part I. Absorbed doses to critical organs." *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 66(1): 111-120.
- US Government, P. O. (1964). *Physical aspects of irradiation.* NBS handbook no. 85. Washington, DC, US Government Printing Office: 3.
- 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.
- White, S. C. und Rose, T. C. (1979). "Absorbed bone marrow dose in certain dental radiographic techniques." *J Am Dent Assoc* 98(4): 553-558.

-
- 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.

8 Danksagung

Danken möchte ich an dieser Stelle meinem Doktorvater Herrn PD Dr. D. Schulze für die Überlassung dieses interessanten Themas und die nicht selbstverständliche, unkomplizierte zügige Unterstützung bei der Korrekturlesung dieser Arbeit, Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. J. R. Strub für die Übernahme des Zweitgutachtens, meinem Freund Dr. D. Rottke für die betreuende Unterstützung, Frau U. Feger für ihre Unterstützung bei der Literaturrecherche, meinen Eltern, meiner Schwester und meinen Schwiegereltern, die mich stets unterstützen und nicht zuletzt meiner geliebten Frau Alexandra, die immer für mich da ist.

9 Curriculum vitae

Diese Seite enthält persönliche Daten. Sie sind deshalb nicht Bestandteil der Online-Veröffentlichung.