

Erarbeitung eines Konzepts zur Ermittlung der Strahlenexposition von Patienten bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen und Erhebung von statistischen Daten zur Erstellung diagnostischer Referenzwerte

Darmstadt, den 15.11.2006

StSch 4436 - Abschlussbericht

Im Auftrag des

Bundesamtes für Strahlenschutz

**Referat AG 3
Willy-Brandt-Str. 5
38226 Salzgitter**

Öko-Institut e.V.
Büro Darmstadt
Rheinstraße 95
D-64295 Darmstadt
Telefon +49 (0) 6151 - 8191 - 0
Fax +49 (0) 6151 - 8191 - 33

Geschäftsstelle Freiburg
Postfach 6226
D-79038 Freiburg
Hausadresse
Binzengrün 34a
D-79114 Freiburg
Telefon +49 (0) 7 61 - 4 52 95-0
Fax +49 (0) 7 61 - 47 54 37

Büro Berlin
Novalisstraße 10
D-10115 Berlin
Telefon +49 (0) 30 - 28 04 86-80
Fax +49 (0) 30 - 28 04 86-88

Erarbeitung eines Konzepts zur Ermittlung der Strahlenexposition von Patienten bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen und Erhebung von statistischen Daten zur Erstellung von diagnostischen Referenzwerten

Autoren:

Dipl.-Phys. Chr. Küppers, Öko-Institut e. V.
Dipl.-Biol. M. Sering, Öko-Institut e. V.
Prof. Dr. B. Poppe, Pius Hospital, Oldenburg
Dipl.-Phys. A. Poplawski, Pius Hospital, Oldenburg
B. Eng. H. K. Looe, Pius Hospital, Oldenburg
B. Eng. D. Beyer, Pius Hospital Oldenburg
B. Eng. A. Pfaffenberger, Pius Hospital Oldenburg
B. Eng. N. Chofor, Pius Hospital Oldenburg
B. Eng. F. Eenboom, Pius Hospital Oldenburg

unter Mitwirkung von

Prof. Dr. H. Visser
Ingenieurbüro Harms & Partner/Sottrum

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

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
2	Grundlagen.....	7
2.1	Techniken zahnmedizinischer Röntgenuntersuchungen	7
2.2	Dosis beeinflussende Faktoren und Messgrößen bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen	11
2.3	Strahlenexponierte Organe bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen	20
2.4	Dosiermittlung an Hand eines Phantoms.....	22
3	Material und Methoden der durchgeführten Studien	25
3.1	TLD-Messungen im Phantom	25
3.2	Berechnung der Effektiven Dosis bei zahnärztlichen Untersuchungen	27
3.3	Eigenschaften und Einstellungen der Referenzanlagen zur Ermittlung der Strahlenexposition.....	30
3.4	Auswahl der Dentalpraxen, dosimetrische Untersuchungen, Datenerhebung und statistische Auswertung	33
4	Ergebnisse dosimetrischer Untersuchungen	36
4.1	Ergebnisse dosimetrischer Untersuchungen an Referenzanlagen	36
4.2	Ergebnisse dosimetrischer Untersuchungen in den Zahnarztpraxen	45
5	Diskussion des Konzeptes zur Ermittlung der Strahlenexposition bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen	63
5.1	Diskussion der durchgeführten dosimetrischen Untersuchungen.....	63
5.2	Dosis beeinflussende Faktoren bei den durchgeführten Studien	70
5.3	Diskussion geeigneter Mess- und Einstellgrößen zahnmedizinischer Untersuchungen zur Erstellung von diagnostischen Referenzwerten	72
5.3.1	Bewertungskriterien zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten.....	72
5.3.2	Bewertung von Einstell- und Messgrößen im Hinblick auf die Eignung zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten	73
6	Zusammenfassung	80
	Literaturverzeichnis	83
	Anhang.....	88

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1: Prinzipdarstellung der Abstandsunabhängigkeit des Dosisflächenproduktes	15
Abbildung 2.2: Veranschaulichung des Begriffs Computed Tomography Dose Index (CTDI) [Nagel06].....	17
Abbildung 2.3: Zwei Scans mit verschiedenem Pitch aber mit dem gleichen DLP	19
Abbildung 2.4: Ansicht des Dosimetriephantoms im Halbprofil [Vis00], mit freundl. Genehmigung von H. Visser.....	23
Abbildung 4.1: Berechnung der Konversionsfaktoren zwischen Effektiver Dosis und Dosisflächenprodukt	36
Abbildung 4.2: Beiträge der einzelnen Organ- und Gewebedosen zu den Umrechnungsfaktoren	38
Abbildung 4.3: Organdosen für die in Tabelle 3.3 beschriebenen Bestrahlungseinstellungen für zwei Panorama-Schicht-Röntgengeräte.....	40
Abbildung 4.4: Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Röhrenspannung	40
Abbildung 4.5: Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Röhrenspannung	42
Abbildung 4.6: Organdosis für verschiedene Dosisflächenprodukte; die dazugehörigen kVp-Werte ergeben sich aus Tabelle 4.3.....	42
Abbildung 4.7: Dosisflächenprodukt und Kennzeichnung des 3. Quartils für intraorale Röntgenaufnahmen bei den Untersuchungsprogrammen „Oberkiefer Molar“ und „Unterkiefer Schneidezahn“	46
Abbildung 4.8: Dosisflächenprodukt (Oberkiefer Molar), gruppiert nach der Röhrenspannung und Filmempfindlichkeit bzw. Bildrezeptor	48
Abbildung 4.9: Zusammenhang zwischen Dosisflächenprodukt und Röhrenstrom-Zeit-Produkt bei unterschiedlichen Spannungen für Anlagen mit 6 cm Rundtuben.....	49
Abbildung 4.10: Dosisflächenprodukte für 50 Panorama-Schichtanlagen bei unterschiedlichen Bildrezeptoren (Standardprogramme „kräftig“, „männlich“ und „weiblich“).....	52
Abbildung 4.11: Einfluss der Filmempfindlichkeit auf die Strahlenexposition bei Panorama-Schichtgeräten	53
Abbildung 4.12: Abhängigkeit des DFP vom Röhrenstrom-Zeit-Produkt für unterschiedliche Werte der Röhrenspannung für das Programm „kräftig“ bei Panorama-Schichtaufnahmen	54
Abbildung 4.13: Zusammenhang zwischen Dosisflächenprodukt und Röhrenstrom-Zeit-Produkt für einen Othopanthomograph OP100 (Instrumentarium Dental) mit 66kVp Röhrenspannung	55
Abbildung 4.14: Dosisflächenprodukte für Schädel-Fernaufnahmen bei unterschiedlichen Bildrezeptoren.....	56
Abbildung 4.15: Abhängigkeit des Dosisflächenproduktes vom Röhrenstrom-Zeit-Produkt bei unterschiedlicher Röhrenspannung für Schädel-Fernaufnahmen	58

Abbildung 4.16: Erhobene CTDI _w und DLP für Dental-CT-Untersuchungen des Ober- und Unterkiefers.....	59
Abbildung 4.17: Mittlere Röhrenstromstärke bei DVT-Geräten für 50 bzw. 25 Aufnahmen.....	61
Abbildung 4.18: Darstellung der verwendeten mittleren Röhrenstromstärke bei allen DVT-Aufnahmen.....	61

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Auswirkung von technischen Parametern auf die Dosis einer Zahnröntgenanlage [RCSL98]	11
Tabelle 2.2: Energiedosis und Dosisflächenprodukt bei Bissflügelstaten für konventionelle und digitale Verfahren mit Rund- und Rechteckblenden. Die Belichtungszeiten sind in Klammern dargestellt.	12
Tabelle 2.3: Einfluss des Schilddrüsenschutzes auf die Dosis bei Phantomuntersuchungen [ST84]	14
Tabelle 2.4: Klinisch-dosimetrische Studien an Phantomen zur Verringerung der Schilddrüsendosis (Haut) bei Verwendung eines Schilddrüsenschutzes [ST84].....	14
Tabelle 2.5: Effektive Dosis für unterschiedliche Röntgentechniken [Vis97, LDMF00, LYL+01, Gib00]	21
Tabelle 3.1: TLD-Positionen im und am Phantomkopf.....	26
Tabelle 3.2: Gewebe-Wichtungsfaktoren zur Ermittlung der Effektiven Dosis, nach [ICRP60].....	28
Tabelle 3.3: Gewebe-Wichtungsfaktoren zur Berechnung der Effektiven Dosis mit und ohne Einbeziehung der Speicheldrüsen.....	30
Tabelle 3.4: Bestrahlungsparameter für Panorama-Schichtaufnahmen am Phantom.....	31
Tabelle 4.1: Konversionsfaktoren E(ICRP60)/DFP, E(S)/DFP und E(ICRP2005, Entwurf)/DFP) für intraorale Untersuchungen (OK: Oberkiefer, UK: Unterkiefer).....	37
Tabelle 4.2: Dosisflächenprodukt, Effektive Dosis und Konversionsfaktoren für zwei Panorama-Schichtanlagen (a: Philips, b: Gendex)	39
Tabelle 4.3: Berechnete Effektive Dosen E(ICRP60), E(S) und E(ICRP2005, Entwurf) sowie entsprechende Konversionsfaktoren E(ICRP60)/DFP, E(S)/DFP und E(ICRP2005, Entwurf)/DFP für verschiedene Röhrenspannungen	41
Tabelle 4.4: Zusammenfassung der gemessenen Organdosen, Effektiven Dosen und Konversionsfaktoren für das untersuchte axiale und Spiral-CT.....	43
Tabelle 4.5: Organdosen, Effektive Dosen und Konversionsfaktoren für die DVT	45
Tabelle 4.6: Statistische Auswertungen des Dosisflächenproduktes für intraorale Aufnahmen (OK: Oberkiefer, UK: Unterkiefer).....	47

Tabelle 4.7: Statistische Auswertungen des Röhrenstrom-Zeit-Produktes für intraorale Aufnahmen (OK: Oberkiefer, UK: Unterkiefer) bei 6 cm-Rundkollimatoren.....	50
Tabelle 4.8: Durchschnittliche Bestrahlungsparameter und statistische Auswertungen zum Dosisflächenprodukt für Panorama-Schichtanlagen.....	51
Tabelle 4.9: Durchschnittliche Bestrahlungsparameter und statistische Auswertungen zum Dosisflächenprodukt für Schädel-Fernaufnahmen.....	57
Tabelle 4.10: Statistische Auswertung des Dosislängenproduktes (mGy cm) und CTDI _w (mGy) bei der Dental-Computertomographie	60
Tabelle 4.11: Statistische Auswertungen zur DVT (6 Anlagen).....	62
Tabelle 5.1: Ergebnisse dosimetrischer Studien verschiedener europäischer Länder.....	65
Tabelle 5.2: Vergleich der in verschiedenen Studien ermittelten Konversionsfaktoren zwischen Dosisflächenprodukt und Effektiver Dosis.....	66
Tabelle 5.3: Ergebnisse einer österreichischen Studie aus dem Jahre 2005 zu Dental-CT-Untersuchungen.....	69
Tabelle 5.4: Diagnostische Referenzwerte für intraorale Aufnahmen und Messgrößen.....	73
Tabelle 5.5: Diagnostische Referenzwerte für laterale Schädelaufnahmen und Messgröße.....	76

1 Einleitung

Die Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) und die Röntgenverordnung (RöV) sehen in § 81 (2) bzw. § 16 vor, dass zur Beschränkung der Strahlenexposition bzw. als Grundlage für die Qualitätssicherung bei der Durchführung von Röntgenuntersuchungen diagnostische Referenzwerte zu erstellen und zu veröffentlichen sind. Das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS), dem die Veröffentlichung der diagnostischen Referenzwerte nach StrlSchV und RöV obliegt, hat für ärztliche Röntgenuntersuchungen bereits diagnostische Referenzwerte veröffentlicht [BAZ03]. Für zahnärztliche Röntgenuntersuchungen wurden durch das BfS bisher keine diagnostischen Referenzwerte veröffentlicht.

Das Öko-Institut e.V. wurde vom Bundesamt für Strahlenschutz im August 2004 mit der Durchführung des Forschungsvorhabens StSch 4436 „Erarbeitung eines Konzepts zur Ermittlung der Strahlenexposition von Patienten bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen und Erhebung statistischer Daten zur Erstellung von diagnostischen Referenzwerten“ beauftragt; Die Arbeitsgruppe Medizinische Strahlenphysik des Pius-Hospitals und der Universität Oldenburg wurde in das Vorhaben mit einem Werkvertrag vom November 2004 eingebunden.

Zielsetzung dieses Forschungsvorhabens sind grundlegende Arbeiten für eine Entscheidung des BfS über die Einführung diagnostischer Referenzwerte bei den zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungsarten intraorale Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen, Schädel-Fernaufnahmen, Dental-Computertomographie (Dental-CT) und Digitale Volumentomographie (DVT).

Dabei geht es um die Frage, welche Einstell- bzw. Messgrößen an den Röntgenanlagen Einfluss auf die Strahlenexposition haben bzw. zur Abschätzung der Dosis herangezogen werden können und konzeptionell für die Ermittlung der Strahlenexposition geeignet sind. Darüber hinaus sind für eine Entscheidung über die Einführung von diagnostischen Referenzwerten statistische Erkenntnisse über die relevanten Einstell- bzw. Messgrößen für die o. g. Untersuchungsarten erforderlich.

Kapitel 2 beschreibt die Grundlagen für ein Konzept zur Ermittlung der Strahlenexposition, die auf der Auswertung einer Literaturrecherche und auf praktischen Erfahrungen beruhen.

Das entwickelte Konzept und die Vorgehensweise zur Ermittlung der Strahlenexposition bei zahnmedizinischen Untersuchungen sind in den Kapiteln 3 und 4 enthalten.

In Kapitel 3 werden die Methoden und verwendeten Geräte zur Ermittlung der Strahlenexposition bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen und zur Erhebung statistischer Daten dargestellt.

Die Ergebnisse der dosimetrischen Untersuchungen in Referenzanlagen und Zahnarztpraxen sowie der Erhebung und statistischen Auswertung der Daten sind in Kapitel 4 enthalten.

In Kapitel 5 werden die Ergebnisse der Untersuchungen vor dem Hintergrund des Standes der Wissenschaft diskutiert. Innerhalb dieses Kapitels erfolgt eine Bewertung der im Rahmen dieser Studie eruierten Einstell- und Messgrößen sowie ihrer statistischen Verteilung im Hinblick auf ihre Eignung zur Ermittlung der Strahlenexposition und zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten.

Kapitel 6 fasst die Ergebnisse zusammen.

2 Grundlagen

Kapitel 2 beschreibt die Grundlagen der radiologischen Bildgebung in der Dentalmedizin. Kapitel 2.1 fasst die Techniken zahnmedizinischer Röntgenuntersuchungen zusammen. In Kapitel 2.2 werden die Messgrößen zahnmedizinischer Untersuchungen vorgestellt, bevor dann in Kapitel 2.3 dosisbeeinflussende Faktoren dargestellt werden. In Kapitel 2.4 werden strahlenexponierte Organe beschrieben, in Kapitel 2.5 wird auf die Grundlagen der Dosisermittlung mit Hilfe eines Phantoms eingegangen. Abschließend wird in Kapitel 2.6 ein Überblick über bislang durchgeführte Studien gegeben.

2.1 Techniken zahnmedizinischer Röntgenuntersuchungen

Intraorale Aufnahme

Bei intraoralen Aufnahmen wird das Speichermedium, welches zur Aufnahme des Röntgenbildes dient, im Mund zwischen Zunge und Zähnen fixiert und die Strahlenquelle von außen über diesem positioniert.

Als Speichermedium stehen entweder der konventionelle Röntgenfilm oder digitale Bildempfänger zur Verfügung. Letztere gliedern sich in Festkörper-Detektoren und Speicherfolien.

Festkörper-Detektoren bestehen aus Halbleitern, meist auf Siliziumbasis, welche die auftreffende Strahlung in genau zugeordneten räumlichen Einheiten (Pixel) messen. Heutige Systeme benötigen für die Weiterleitung der (elektrischen) Information eine direkte Kabelverbindung des Detektors mit dem Computer. Außerdem sind die Detektoren noch mehrere Millimeter dick, was für den intraoralen Gebrauch einigen Übungsbedarf für die korrekte Anwendung bedeutet. Andererseits hat ihr starrer, nicht biegsamer Aufbau aus physikalischer Sicht einen deutlichen Vorteil: Es können keine durch die Biegung eines Bildrezeptors notwendigerweise immer verursachten Verzerrungen entstehen. Die Detektoren sind wesentlich empfindlicher als konventionelle Filme, so dass daher die Belichtungszeit bei statischen Aufnahmen (z. B. intraorale Aufnahmen) aus physikalischer Sicht deutlich gesenkt werden kann [DZA06].

Speicherfolien werden auch als „storage phosphors“ bezeichnet, was auf ihre dem Phosphor ähnliche Fähigkeit zur Fluoreszenz zurückgeht. Letztere bezeichnet die Eigenschaft bestimmter Stoffe nach externer Anregung, z. B. durch elektromagnetische Wellenstrahlung, die aufgenommene Energie über die Anregung von Außenschalen-Elektronen für eine gewisse Zeit zu speichern und danach ebenfalls als elektroma-

gnetische Wellenstrahlung (z. B. Licht) wieder abzugeben. Die Speicherfolien bestehen aus chemischen Verbindungen (z. B. Yttriumoxid), welche gezielt mit anderen Stoffen (z. B. Europium) „verunreinigt“ werden. Hierdurch kann der Zeitraum zwischen Energieaufnahme durch die Exposition mit Röntgenstrahlung und spontaner Energieabgabe in Form von Lichtblitzen auf mehrere Stunden hinausgezögert werden, was als so genannter "Memoryeffekt" bezeichnet wird. In der Anwendung ähnelt eine Speicherfolie in Größe und Dicke dem bekannten Röntgenfilm. Auch sie wird während der Exposition in eine lichtdichte Einmal-Kunststoffhülle verpackt. Nach der Exposition wird die gespeicherte Bildinformation in einem Laserscanner ausgelesen, die dabei emittierten Lichtblitze werden verstärkt und z. B. über einen CCD-Chip (Charge-Coupled-Device-Chip) aufgefangen [DZA06].

Man unterscheidet im Allgemeinen zwischen Einzelzahn-, Bissflügel sowie Aufbiss-Röntgenaufnahmen, die entweder durch den Einsatz von Standardfilmen oder Filmen durchgeführt werden, die der speziellen Aufnahmesituation entsprechen.

Die Einzelzahnaufnahme folgt dem Prinzip der lateralen Projektion. Sie ist die bevorzugte Technik zur radiologischen Darstellung von (einzelnen) Zähnen. Die Strahlungsquelle befindet sich dabei außerhalb des Mundes, wohingegen der Empfänger (Röntgenfilm, CCD-Detektor oder Speichermedium) als letztes Objekt im Strahlengang und daher intraoral positioniert wird. Der Zentralstrahl der Röntgenröhre trifft dabei senkrecht auf eine Tangente des Zahnbogens in der Kauebene in der Höhe des zu untersuchenden Zahnes bzw. der zu untersuchenden Zähne. Ziel der Zahnaufnahme ist eine möglichst größengleiche (isometrische) Abbildung des Zahnes auf dem Röntgenfilm und eine regelgerechte Darstellung im Bezug zu den Nachbarzähnen.

Die Bissflügelaufnahme ist eine besonders zur Kariesdiagnostik eingesetzte Röntgentechnik, bei welcher die Zahnbezirke (Kronen und obere Wurzelteile mehrerer Ober- u. Unterkieferzähne) aufgenommen werden, an welchen klinisch nicht sichtbare Karies auftreten kann. Die Technik wird weiterhin zur Überprüfung des Randschlusses von Kronen, der Überprüfung von Karies unter bestehenden Füllungen und der Früherkennung von Kieferknochenabbau eingesetzt. Der Name stammt daher, dass Zahnfilme (4 x 3 cm Querformat-Größe) zum Einsatz kommen, die in ihrem Zentrum einen "Papier-Flügel" tragen, auf welchen der Patient bei der Aufnahme beißt. Bissflügelaufnahmen werden nur im Seitenzahnggebiet eingesetzt (meist vier Aufnahmen für einen Status), da der Frontzahnbereich durch andere Methoden (z.B. starke Lichtquellen; Kariesdiagnostik) gut auf Karies überprüft werden kann.

Bei den Aufbiss-Röntgenaufnahmen verläuft die Strahlenrichtung nicht wie gewöhnlich quer, sondern längs zum Zahn. Hiermit können unter anderem verlagerte Zähne oder Fremdkörper im Kieferbereich dargestellt werden. Dabei wird der Zahnfilm waagrecht zwischen den Kauflächen eingeklemmt.

Panorama-Schichtaufnahme

Diese Form der Aufnahme eines Röntgenbildes ist eine Form der Tomographie. Röhre und Film bewegen sich synchron gegeneinander während der Patient stationär bleibt. Alle Punkte, die sich im Drehzentrum befinden, werden scharf auf dem Film abgebildet. Alle Punkte außerhalb des Drehzentrums werden verwischt. Durch Veränderung der Ablaufgeschwindigkeit von Röhre und Film gegeneinander kann die Schicht der scharf abzubildenden Bereiche verlagert werden. Wegen der U-Form des Unterkiefers gibt es nicht nur ein sondern drei Rotationszentren, welche miteinander verbunden die Ablaufbahn ergeben. Durch Beeinflussung der Geschwindigkeit kann die Schicht außerhalb des Rotationszentrums abgebildet werden. Die Dauer einer Aufnahme beträgt ca. 15 s-20 s.

Schädel-Fernaufnahme

Die Schädel-Fernaufnahme ist die diagnostische Grundlage der Kephalometrie (Schädelvermessung). Sie ist eine meist in der Kieferorthopädie angewandte Technik zur Ermittlung der Lagebeziehung der Kiefer zum Schädel. Auf Grund einer Auswertung dieser Röntgendarstellung (Fernröntgenbildanalyse) mit einer Vielzahl an Referenzpunkten lassen sich Rückschlüsse auf die Art der Erkrankung ziehen, eine Wachstumsanalyse durchführen und eine Prognose der Behandlung stellen. Zur Erstellung des Fernröntgenbildes wird im Allgemeinen die Röhre des Panorama-schichtgerätes verwendet. Die Röhre wird dabei so zur Seite geklappt, dass der Patient in einem größeren Abstand zur Röhre positioniert werden kann. Durch den divergenten Verlauf des Strahlenbündels kann entweder eine direkte Aufnahme durchgeführt werden oder aber die Strahlenquelle wird entsprechend automatisch verschoben.

Dental-Computertomographie

Wichtigstes Hilfsmittel für die Dental-Computertomographie ist der auch in der konventionellen Radiologie eingesetzte Röntgen-Computertomograph (CT). In diesem wird durch die Rotation einer Röntgenröhre um den zu untersuchenden Patienten und gleichzeitiger Detektion der transmittierten Strahlung zunächst eine Vielzahl von Projektionen aufgenommen. Mittels geeigneter Rekonstruktionsverfahren (Radon-Transformation bzw. Gefilterte Rückprojektion) können dann Schnittbilder des zu untersuchenden Bereiches angefertigt werden.

Computertomographische Untersuchungen des Unterkiefers (Mandibula) oder des Oberkiefers (Maxilla) werden mit herkömmlichen Computertomographen durchgeführt. Dabei wird eine vergleichsweise kleine Kollimation von 1-2 mm, bei sequentieller Schichtführung und lückenloser Anordnung der Schichten (Pitch 1, siehe auch

Kapitel 2.2.) angefertigt. Einsatzgebiet der Dental-CT ist insbesondere die Implantologie. Seltener Indikationen stellen die Klärung der Ausdehnung von Zysten, Tumoren, die Lage von retinierten Zähnen in Bezug zu ihrer Nachbarschaft oder tiefe Paradontiden dar.

Digitale Volumentomographie

Die digitale Volumentomographie (DVT) ist eine neue Aufnahmetechnik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, die eine dem CT vergleichbare Darstellungsmöglichkeit mit Rekonstruktionen in verschiedenen Ebenen ermöglicht. Im Gegensatz zur Schichtabtastung bei der Computertomographie wird bei der digitalen Volumentomographie durch ein kegelförmiges Strahlenbündel „Cone-Beam“ das gesamte Aufnahmegebiet mit einem einzelnen Umlauf erfasst.

Die Digitalen Volumentomographen der Firma NewTom (NewTom Deutschland AG, Marburg, DE), die einen Marktanteil von etwa 80% der zur Zeit in der Bundesrepublik verwendeten Geräte ausmacht, arbeiten mit einer konstanten Spannung von 110 kV, einer konstanten Rotationsdauer von 36 s sowie einer festen Scanlänge von 7 cm. Neuere Geräte der Firma erlauben variable Scanlängen.

Ausgehend von einem lateralen und anterior-posterioren Probescan werden die Einstellparameter für die Belichtungsautomatik festgelegt. Während der Rotation der Quelle um den Patienten wird die Stromstärke der Röhre kontinuierlich der Absorption der Strahlung im Patienten angepasst. Durch diese Automatik wird somit also eine individuelle Optimierung der Dosis für jeden Patienten erreicht. Je Untersuchung wird ein dreidimensionaler Datensatz rekonstruiert. Diese Technik ist aufgrund der Dosisoptimierung mit einer geringeren Strahlenexposition verbunden als übliche Computertomographien [HVG02, MBS+00].

Geräte anderer Hersteller sind zwar auf dem Markt vorhanden, setzen sich aber bislang nicht in Deutschland durch.

2.2 Dosis beeinflussende Faktoren und Messgrößen bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen

Allgemeine Dosis beeinflussende Faktoren

Die Ergebnisse aktueller Studien zur Dosimetrie in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik unterscheiden sich um Größenordnungen. Dies ist auf verschiedene Untersuchungstechniken, Position der Patienten, Art der Röntgenanlagen sowie auf Variationen der bildgebenden Strahlungsparameter (Röhrenspannung (kVp), Strom-Zeit-Produkt (mAs), Einblendung, Bildrezeptoren und die Verwendung von Abschirmungen usw.) zurückzuführen. Dosis beeinflussende Faktoren sind in Tabelle 2.1 anhand eines Beispiels für eine Zahnröntgenanlage (Röhrenspannung 70 kVp, 6 cm zylinderförmigem Strahlbündel, Filmempfindlichkeit E) zusammengestellt [RCSL98].

Parameter	Faktoren für die Dosis
50 kVp Röhrenspannung	x 2,0
Rechteckblende (3 x 4 cm)	x 0,5
Kurztubus (10 cm SSD)	x 1,5
Film Empf. D	x 2,0
Film Empf. F	x 0,8
Digitale Systeme	x 0,5 – 0,75

Tabelle 2.1: Auswirkung von technischen Parametern auf die Dosis einer Zahnröntgenanlage [RCSL98]

Ergebnisse klinisch-dosimetrischer Studien und dosimetrischer Studien an Phantomen zeigen für Zahnfilmstaten im Vergleich zu Panorama-Schichtaufnahmen eine deutlich höhere Dosis. Dosiswerte bei Zahnfilmstaten hingegen sind vergleichbar mit Organdosen, die bei der Untersuchung von Bissflügelstaten ermittelt wurden (siehe Kapitel 5). Nachfolgend werden Dosis beeinflussende Faktoren näher beschrieben.

Röhrenspannung

Die Röhrenspannung ist einer der entscheidenden Dosis beeinflussenden Faktoren. Niedrige Spannung, die energiearme Photonen erzeugt, führt zu einer unnötig hohen

Hautdosis und erfordert eine längere Belichtungszeit [Hor94]. Im Gegensatz dazu kann durch Verwendung höherer Röhrensparnungen die Hautdosis verringert werden. Dies führt jedoch zu einer größeren Tiefendosis und zugleich zu erhöhter Streustrahlung im Körper [HFK93]. Bei intraoralen Aufnahmen werden in der zahnärztlichen Praxis Röhrensparnungen von 50 bis 70 kVp angewendet [Hor94].

Blenden

Bei identischer Belichtungszeit bewirkt die Begrenzung des Nutzstrahlenbündels eine Reduktion der Dosis im Bereich des Feldrandes [Vis97]. Die dafür üblichen rechteckigen Blenden ermöglichen eine Dosisverringering um bis zu 60 % [HFK93, CFBS97, FB94], da durch die rechteckigen Blenden auf die Abmessung des Zahnfilms (3 cm x 4 cm) optimal eingeblendet werden kann. Kreisblenden ermöglicht aufgrund der geometrischen Unterschiede zwischen Blende und Zahnfilm nicht die maximale Einblendung. Ein Vergleich der Organdosen mit runden und rechteckigen Blenden ist in Tabelle 2.2 dargestellt [VHK97].

Messorte	Energiedosis in mGy					
	Konv. Zahnfilm		Digitaler CCD-Detektor			Digitale Speicherfolie
	6 cm rund (0,64 s)	3 x 4 cm (0,64 s)	6 cm rund (0,40 s)	3 x 4 cm (0,40 s)	2 x 3 cm (0,40 s)	3 x 4 cm (0,12 s)
Hypophyse	0,017	0,015	0,01	0,01	0,005	0,004
Augenlinse	0,014	0,013	0,008	0,009	0,004	0,003
Parotis (Haut)	2,121	1,67	0,315	0,617	0,479	0,329
Gl. Parotis	0,669	0,361	0,104	0,121	0,042	0,069
Schilddrüse (Haut)	0,028	0,014	0,028	0,01	0,004	0,002
Schilddrüse	0,016	0,009	0,01	0,005	0,003	0,002
Dosis am Tubusende	8,043	6,867	4,791	4,405	4,301	1,306
Dosisflächenprodukt (mGy cm ²)	167	110	105	69	24	20

Tabelle 2.2: Energiedosis und Dosisflächenprodukt bei Bissflügelstaten für konventionelle und digitale Verfahren mit Rund- und Rechteckblenden. Die Belichtungszeiten sind in Klammern dargestellt.

Bildrezeptoren

Seit Anfang der 1990er Jahre werden digitale Verfahren in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik angewendet. Einer der wichtigsten Vorteile der digitalen Verfahren gegenüber konventionellen Methoden ist die Reduzierung der mit der Röntgenuntersuchung einher gehenden Dosis. Ein weiterer Gewinn ist die Möglichkeit zur Optimierung des Bildkontrasts und der Helligkeit durch bildverarbeitende Methoden nach Durchführung der Röntgenaufnahme.

Tabelle 2.2 zeigt die Organdosen von Bissflügelstaten bei der Anwendung von konventionellen und digitalen Verfahren. Eine deutliche Dosisreduktion beim Gebrauch digitaler Systeme ist zu beobachten. Bei Verwendung von Speicherfolien und Begrenzung des Nutzstrahlenbündels kann gegenüber den filmbasierten Röntgentechniken eine Dosisreduktion um bis zu 80 % erreicht werden [VHK97].

Der Nachteil älterer digitaler Detektoren besteht unter anderem darin, dass sie im Vergleich zu herkömmlichen Filmen kleiner dimensioniert sind. Bei unsachgemäßer Handhabung kann es zur Fehlpositionierung des Detektors kommen, sodass eine Wiederholung der Röntgenaufnahme erforderlich ist, die zu einer zusätzlichen Strahlenexposition führt.

Verwendung von Patientenschutzmitteln

Da bei zahnmedizinischen Untersuchungen nur der Kopf-Hals-Bereich innerhalb des Primärstrahls liegt, werden Bleischürzen zur Strahlenreduktion nur selten eingesetzt. Es wurde für die zahnärztliche Röntgendiagnostik gezeigt, dass die Verwendung des Gonadenschutzes keinen erheblichen Einfluss auf die Gonadendosis hat [Hor94]. Im Gegensatz dazu ist der Schilddrüsenschutz von Bedeutung für die Organdosis der Schilddrüse, da die Schilddrüse häufig der Streustrahlung und gelegentlich dem Primärstrahl während einer Aufnahme ausgesetzt wird. Dosimetrische Studien an Phantomen (Tabelle 2.3) zeigen eine Dosisreduktion durch Verwendung eines Schilddrüsenschutzes um 5 % bis 56 % bei Aufnahmen des gesamten Mundes, um 2 % bis 18 % bei Bissflügelstaten und um 10 % bis 79 % bei Panorama-Schichtaufnahmen. Klinisch-dosimetrische Studien (Tabelle 2.4), die an Erwachsenen durchgeführt wurden, ergaben bei Verwendung des Schilddrüsenschutzes eine um 33 % bis 84 % niedrigere Dosis an der Schilddrüse (Haut) als bei Untersuchungen ohne Schilddrüsenschutz. Messungen an Kindern ergaben hier eine um 63 % bis 92 % niedrigere Dosis an der Schilddrüse [ST84] als bei gleichen Untersuchungen ohne Verwendung eines Schilddrüsenschutzes. Folglich sollte der Schilddrüsenschutz in jenen Fällen verwendet werden, in denen die Schilddrüse innerhalb des Primärstrahls oder in dessen unmittelbarer Nähe liegt. Eine Ausnahme können Situationen darstellen, bei denen der Schilddrüsenschutz die Aufnahme behindert oder die Bildqualität erheblich verschlechtern würde.

Aufnahme	Reduktion der Schilddrüsendosis um	Reduktion der Hautdosis an der Schilddrüse um
<i>Zahnfilmstatus</i>		
Kurzer Tubus	11 - 56 %	51 - 84%
Langer Tubus	5 - 38 %	37 - 55%
<i>Bissflügel</i>		
Kurzer Tubus	3 - 15 %	36 - 52%
Langer Tubus	2 - 18 %	31 - 46%
Panorama	10 - 79 %	10 - 60%

Tabelle 2.3: Einfluss des Schilddrüsen schutzes auf die Dosis bei Phantomuntersuchungen [ST84]

Altersgruppe	Aufnahme	Reduktion der Schilddrüsendosis (Haut) um
Erwachsene	<i>Zahnfilmstatus (14-20 Zahnfilme)</i>	
	Kurzer Tubus	84 %
	Langer Tubus	58 %
	<i>Bissflügel</i>	
	Kurzer Tubus	59 %
	Langer Tubus	33 %
Kinder 3 - 12 Jahre	<i>Zahnfilmstatus (8-12 Zahnfilme)</i>	
	Kurzer Tubus	85 %
	<i>Bissflügel (2 Zahnfilme)</i>	
	Panorama	85 %
Kinder 9 - 15 Jahre	<i>Zahnfilmstatus (14-20 Zahnfilme)</i>	
	Kurzer Tubus	92 %

Tabelle 2.4: Klinisch-dosimetrische Studien an Phantom en zur Verringerung der Schilddrüsendosis (Haut) bei Verwendung eines Schilddrüsen schutzes [ST84]

Das Dosisflächenprodukt als Messgröße für intraorale Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen und Schädel-Fernaufnahmen

Bislang wurden viele verschiedene Messgrößen zur Charakterisierung der Dosis in der Dentalradiologie verwendet. Neben Punktmessungen der Dosis in Luft [IPEM+02] sowie Einfalls- und Oberflächendosismessungen [GVF01, YTT+98] hat sich in den vergangenen Jahren das Dosisflächenprodukt (DFP) [HC05, TYB04] als geeigneter Parameter zur Bestimmung der Strahlenexposition erwiesen. Da diese Messgröße für die Studie von übergeordneter Bedeutung ist, wird sie im Folgenden detailliert beschrieben.

Mit dem Dosisflächenprodukt (DFP) wird die Intensität der Strahlung und ihre Ausdehnung in der Fläche bei intraoralen Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen sowie bei Schädel-Fernaufnahmen bestimmt. Hierzu wird eine Flächenionisationskammer an die Röntgenröhre angebracht und durch sie hindurch bestrahlt. Das DFP kann aufgrund des Abstandquadratsgesetzes unabhängig von der Entfernung zwischen Röntgenröhre und Messkammer ermittelt werden (siehe Abbildung 2.1).

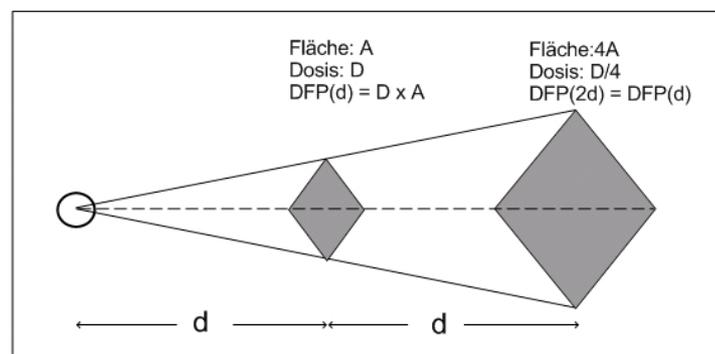


Abbildung 2.1: Prinzipdarstellung der Abstandsunabhängigkeit des Dosisflächenproduktes

Das DFP wird in der zahnärztlichen Praxis bei der Durchführung von intraoralen Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen und Schädel-Fernaufnahmen nicht gemessen, es hat für Untersuchungen zur Ermittlung der Strahlenexposition jedoch Vorteile gegenüber anderen Messgrößen wie z. B. der Oberflächendosis [EC109]:

- Das gesamte Strahlenfeld wird erfasst.
- Die Position des Strahlenfeldes auf dem Patienten ist weniger wichtig als bei einem Detektor, der auf dem Patienten angebracht wird.
- Eine patientenunabhängige Messung ist möglich, die Messung interferiert also nicht mit der Untersuchung des Patienten.

Dosis beeinflussende Faktoren und Messgrößen bei intraoralen Aufnahmen

Bei intraoralen Aufnahmen bestimmt die Belichtungszeit die applizierte Dosis und ist als Messgröße am Gerät ablesbar. Die meisten Röntgengeräte für intraorale Aufnahmen verfügen über voreingestellte Programme für die verschiedenen intraoralen Aufnahmen, die in der Belichtungszeit variieren. Spannung und Strom sind dabei konstant. Röntgengeräte für intraorale Aufnahmen arbeiten jedoch mit unterschiedlichen Röhrenspannungen (50 kVp, 60 kVp, 65 kVp und 70 kVp) und Stromstärken (7 mA, 7,5 mA, 8 mA). Daher sind Röhrenspannung und Stromstärke auf Grund ihres Einflusses auf die Belichtungszeit ebenfalls relevante Messgrößen für die Strahlenexposition bei intraoralen Aufnahmen. Des Weiteren hängt die Dosis, wie oben beschrieben, von der Art der verwendeten Blende (rechteckig, kreisförmig) ab. Durch Verwendung rechteckiger Blenden kann die Dosis reduziert werden.

Dosis beeinflussende Faktoren und Messgrößen bei Panorama-Schichtaufnahmen

Bei Panorama-Schichtaufnahmen wird die Röntgenbelichtung durch die Spannung geregelt, die in Verbindung mit der Belichtungszeit wesentlichen Einfluss auf die Dosis hat. Beide Parameter – Spannung und Belichtungszeit – sind relevante Messgrößen mit Einfluss auf die Strahlenexposition. Die meisten Panorama-Röntgenanlagen bieten eine breite Auswahl von Röhrenspannungen an. Die Wahl der Spannung wird hauptsächlich mit Rücksicht auf die notwendige Strahlungsintensität und die Energieempfindlichkeit des Films geregelt. Die Gesamtbelichtungszeit bestimmt die Organdosis und weist nach Visser [Vis97] einen linearen Zusammenhang mit dem DFP auf.

Dosis beeinflussende Faktoren und Messgrößen bei Schädel-Fernaufnahmen

Die wichtigsten Faktoren, die sich auf die applizierte Dosis bei Schädel-Fernaufnahmen auswirken, sind die Feldgröße, die Röhrenspannung und die Belichtungszeit. Da sich die bestrahlte Feldgröße am Ort der Patienten durch die Entfernung des Kopfes von der Blendenöffnung definiert, kann eine Optimierung der Feldgröße lediglich durch die Veränderung des Abstandes erreicht werden. Die Feldgröße variiert somit aufnahmespezifisch und wird in der Praxis nicht erfasst. Die Belichtungszeit bestimmt direkt die Dosis in den bestrahlten Organen und ist in der Praxis am Gerät als Messgröße ablesbar.

Dosis beeinflussende Faktoren bei Dental- Computertomographie

Für computertomographische Aufnahmen des Dentalbereichs stehen Spiral- und Axial-CT-Scanner zur Verfügung. Die Wahl des Scanners beeinflusst durch Größen wie die maximale Bildzeilenzahl oder die mögliche Untersuchungstechnik (axial, spiral) ebenso die Dosis wie die Röhrenspannung und der Röhrenstrom. Außerdem ist die Kollimation ein wichtiger Parameter. Die Größe des Detektors ist für die applizierte Dosis relevant, da bei Einzeildetektoren der gesamte Strahl inklusive Halbschatten zur Bildaufnahme genutzt wird, bei einem Mehrzeildetektor jedoch nur der Primärstrahl ohne Halbschatten.

Da bei der Computertomographie die betroffenen Körperteile des Patienten von allen Seiten gleichmäßig mit einem fächerförmigen Röntgenstrahl in Schichten abgescannt werden, ergibt sich eine andere Dosisverteilung als bei intraoralen Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen und Schädel-Fernaufnahmen. Für Dental-CT-Untersuchungen ist der Computed Tomography Dose Index (CTDI) die adäquate Messgröße zur Bestimmung der Strahlenexposition. Der CTDI ist der Äquivalentwert der Dosis innerhalb der nominellen Schichtkollimation, der sich ergeben würde, wenn die gesamte absorbierte Strahlung eines Scans in einem rechteckigen Profil mit der nominellen Schichtkollimation als Breite konzentriert wäre [Nagel06]. Schematisch ist dieser Zusammenhang in Abbildung 2.2 dargestellt.

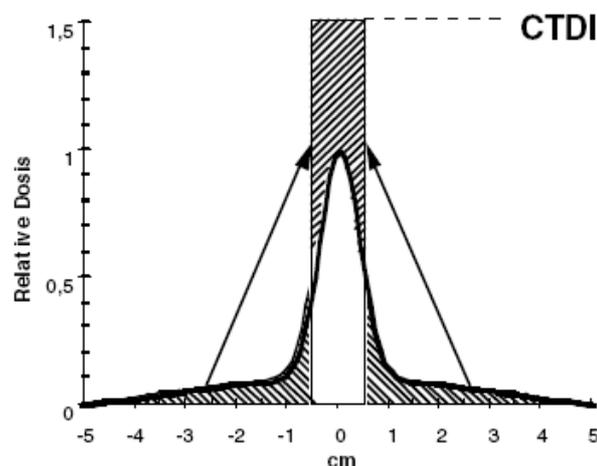


Abbildung 2.2: Veranschaulichung des Begriffs Computed Tomography Dose Index (CTDI) [Nagel06].

Der CTDI ist definiert als das Integral der Dosis entlang einer Linie z senkrecht zur tomographischen Ebene des Dosisprofils für einen einzelnen axialen Scan geteilt

durch das Produkt der Anzahl der tomographischen Schichten und der nominellen Kollimation:

$$CTDI = \frac{1}{N \times T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (2.2.1)$$

Hierbei ist $D(z)$ das Dosisprofil entlang einer Linie z senkrecht auf der tomographischen Ebene, N die Anzahl der tomographischen Schichten, die gleichzeitig bei Rotation der Röntgenröhre um 360 Grad produziert werden und T die nominelle Kollimation.

In der Praxis kann eine gute Abschätzung des CTDI durch die Verwendung einer Kompaktkammer mit einer aktiven Länge von 100 mm gemacht werden, indem der so genannte $CTDI_{100}$ gemessen wird:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \times T} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz \quad (2.2.2)$$

Die Messungen können frei in Luft durchgeführt werden ($CTDI_{100,Luft}$) oder im Zentrum ($CTDI_{100,c}$) sowie 10 mm unter der Oberfläche ($CTDI_{100,p}$) eines Standard-CT Dosimetriephantoms. Dabei wird der $CTDI_{100,p}$ aus dem Durchschnitt der gemessenen Werte an gleichmäßig um das Dosimetriephantom verteilten Positionen bestimmt.

Messungen des CTDI im Standard Kopf- oder Körperphantom können dazu benutzt werden, den durchschnittlichen CTDI während einer tomographischen Aufnahme mit einem einzigen axialen Scan abzuschätzen. Für die Phantommessungen werden zwei Standard-Plexiglas-Phantome mit Durchmessern von 160 mm (Standard-CT-Kopfphantom) und 320 mm (Standard-CT-Körperphantom) verwendet. Löcher mit Verschlusskappen sind in den Phantomen vorhanden um eine Kompaktkammer mit einer aktiven Länge von 100 mm im Zentrum und an vier gleichmäßig verteilten peripheren Positionen 10 mm unter der Oberfläche einzubringen.

Auf der Annahme beruhend, dass die Dosis im Phantom linear mit der radialen Position von der Oberfläche zum Zentrum hin abnimmt, ist der durchschnittliche $CTDI_w$ in einer tomographischen Schicht ungefähr gleich den gewichteten $CTDI_{100}$ -Werten:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad (2.2.3)$$

Der im Phantom gemessene $CTDI_w$ repräsentiert die durchschnittliche Dosis eines Scans in der Scan-Ebene und kann verwendet werden um die lokale Dosis abzuschätzen. Die durchschnittliche Dosis über das gesamte Scanvolumen einer Scanserie ist durch den $CTDI_{vol}$ gegeben:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_u}{Pitch} \quad (2.2.4)$$

Dabei ist der Pitch das Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation und der nominalen Kollimation.

Das Dosislängenprodukt (DLP) dient der Ermittlung der gesamten Strahlenexposition während einer Untersuchung durch Einbeziehung des betroffenen Volumens. Es wird in mGy cm angegeben. Es ist ein Indikator für das relative stochastische Risiko, das mit einem CT Scan verbunden ist. Das DLP hängt vom $CTDI_{vol}$ und der Länge des bestrahlten Bereichs ab:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (2.2.5)$$

L bezeichnet die Scanlänge. Der Pitch ist automatisch in der Definition des DLP enthalten, wie in Abbildung 2.3 erklärt.

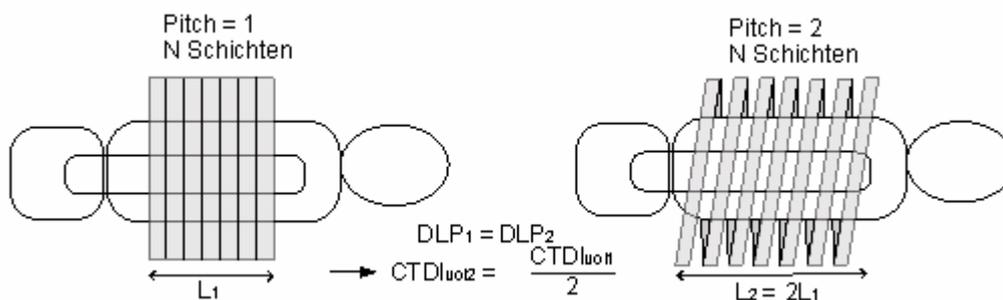


Abbildung 2.3: Zwei Scans mit verschiedenem Pitch aber mit dem gleichen DLP

Das Dosisflächenprodukt und das Dosislängenprodukt können mittels eines Konversionsfaktors in die Effektive Dosis umgerechnet werden. Solche Konversionsfaktoren beruhen entweder auf Monte-Carlo-Simulationen oder auf Messungen an Phantomen (siehe auch Kapitel 2.5).

Dosis beeinflussende Faktoren bei Digitaler Volumentomographie

Bei den digitalen Volumentomographen der New-Tom AG beträgt die Röhrenspannung 110 kVp. Der Röhrenstrom wird für eine konstante Rotationszeit von 36 s automatisch zwischen 0,5 mA und 15 mA moduliert, um eine optimale Bildqualität zu

erreichen. Eine Dosisbeeinflussung kann bei Geräten der neueren Generation (DVT-3G) ausschließlich durch eine unterschiedliche Einblendung erfolgen. Je nach Gerätetyp kann die Einblendung zwischen 20 cm, 15 cm oder 10 cm variiert werden.

2.3 Strahlenexponierte Organe bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen

Empfindlichkeit und Exponiertheit von Organen bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen

Vergleicht man die Ergebnisse verschiedener Studien zu intraoralen Aufnahmen, so ermittelt man die höchsten Organdosen an den Prämolaren (vordere Backenzähne). Die Dosiswerte liegen zwischen 2,76 und 15,15 mGy für intraorale Aufnahmen. Weiterhin hohe Dosen erhalten die Parotis mit Energiedosen im Bereich von 0,03 bis 2,438 mGy. Aufgrund ihrer anatomischen Position und der relativ hohen Strahlenempfindlichkeit ist auch die Schilddrüse von besonderem Interesse. Energiedosen von 0,003 bis zu 1,324 mGy wurden hier gemessen. Die Augenlinse ist ein weiteres kritisches Organ (Auslösung von Katarakten). Die gemessenen Dosiswerte für die Augenlinse liegen zwischen 0,001 und 1,12 mGy. Des Weiteren wird die Hypophyse in vielen Studien betrachtet. Meist erhält sie aber nur geringe Dosen. Die ermittelten Organdosen aus einigen Studien sind im Anhang dieser Arbeit tabellarisch zusammengefasst.

Besonderheiten der Exposition bei unterschiedlichen Untersuchungstechniken

Effektive Dosis bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen

Durch die verschiedenen Untersuchungstechniken werden die im Kopf-Hals-Bereich gelegenen Organe unterschiedlich stark belastet. Tabelle 2.5 zeigt die in vier verschiedenen Studien nach ICRP 60 berechneten Effektiven Dosen in der parodontologischen Röntgendiagnostik.

Studie	Effektive Dosis in mSv				CT
	Intraoral		Panorama-Schichtaufnahme		
	konventionell	Digital	konventionell	digital	
Visser 1997	0,009-0,041	0,001-0,022	0,016-0,021	0,005	0,127-0,332
Lecomber 2000	-	-	0,0074-0,021	-	-
Lecomber 2001	-	-	0,003-0,009	-	0,924
Gibbs 2000	0,0026-0,1	-	0,0057-0,011	-	-

Tabelle 2.5: Effektive Dosis für unterschiedliche Röntgentechniken [Vis97, LDMF00, LYL+01, Gib00]

Die Daten zeigen, dass die Dosen bei zahnärztlichen Röntgenuntersuchungen niedriger sind als bei herkömmlichen ärztlichen Röntgenaufnahmen. Die Dental-CT ist im Hinblick auf die Strahlenexposition der Patienten mit der CT bei ärztlichen Anwendungen, z. B. Untersuchungen des Kopfes, vergleichbar. Es zeigt sich aber, dass aufgrund der geringeren Scanlänge bei der Dental-CT die Dosis geringer gehalten werden kann.

Intraorale Aufnahme

Bei intraoralen Aufnahmen sind die im Primärstrahl gelegenen Organe am stärksten belastet; dies sind beispielsweise die Haut, das den Zahn umgebende Gewebe (Zahnschmelz), der Zahn selbst und gegebenenfalls die Ohrspeicheldrüse. Durch Streustrahlung kann es jedoch auch zu einer stärkeren Belastung anderer Organe kommen, wie zum Beispiel der strahlenempfindlichen Schilddrüse.

Panorama-Schichtaufnahme und Schädel-Fernaufnahme

Bei Panorama-Schichtaufnahmen und Schädel-Fernaufnahmen wird ein größerer Bereich des Kopfes bestrahlt als bei intraoralen Aufnahmen. Da sich bei Panorama-Schichtaufnahmen die Quelle um den Patienten bewegt spielt die Bewegungsdynamik neben den üblichen Parametern eine wichtige Rolle.

Dental-Computertomographie

Die Werte der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen sind prinzipiell höher als bei bisher genannten Techniken der Dentalradiologie. Wie bei anderen Aufnahmeverfahren ist die Parotis das Organ mit der höchsten Strahlenexposition. Studien

(siehe Anhang) zeigen, dass es eine sehr große Variationsbreite für die absorbierte Energiedosis in der Parotis gibt. Die Dosis liegt zwischen 1,56 und 42,75 mGy.

Digitale Volumentomographie

Für die Digitale Volumentomographie gelten prinzipiell die Bemerkungen zur Computertomographie. Aufgrund der speziellen Technik kann hier jedoch eine Dosisreduktion erreicht werden, die bis zu einem Viertel der Dosis der Dental-CT beträgt [SHTA04].

2.4 Dosisermittlung an Hand eines Phantoms

Eigenschaften und Eignung des Phantoms

Die meisten publizierten dosimetrischen Studien zur zahnärztlichen Röntgendiagnostik wurden unter Anwendung von Alderson-Phantomen durchgeführt. Dieses Phantom besteht aus einem natürlichen menschlichen Skelett, das in einem gewebeäquivalenten synthetischen Phantommaterial eingebettet ist [SWF81]. Beim Alderson-Phantom sind die Mundhöhle und die pneumatisierten Hohlräume des Schädels größtenteils mit Phantommaterial gefüllt, wodurch realistische Untersuchungen zu intraoralen Röntgentechniken erschwert werden.

Ein möglichst detailgetreues anthropomorphes Phantom von Kopf und Hals aus gewebeäquivalenten Phantommaterialien wurde von Visser et al. [Vis97] entwickelt und hergestellt. Dieses Phantom wurde für alle Messungen in dieser Studie verwendet.

Grundlage für das Phantom bildeten 48 parallele transversale Magnetresonanz-Schnittbilder, die den Bereich von der Schädelkalotte bis zum 1. Brustwirbel abdeckten. Dadurch wurden 48 Schichten von jeweils 6 mm Dicke ausgewertet, im Bereich der Schädelkalotte und des Mittelgesichts wurden zur Erhöhung der Genauigkeit Zwischenschichten (3 mm) konstruiert, um die anatomischen Strukturen des menschlichen Schädels genauer nachbilden zu können.

Das Phantom enthält alle wesentlichen anatomischen Strukturelemente des menschlichen Kopfes und Halses (Weichgewebe, Nasengänge, pneumatisierte Hohlräume, Ösophagus, Trachea, Knochen, Zähne, ZNS, Augen, Speicheldrüsen und Schilddrüse). Der Mund ist leicht geöffnet, so dass auch intraorale Röntgentechniken unter realistischen Bedingungen untersucht werden können, siehe Abbildung 2.4 [Vis97].

Die mit dem Phantom gewonnenen dosimetrischen Daten stimmen mit den Ergebnissen klinisch-dosimetrischer Untersuchung gut überein [VMR+96].

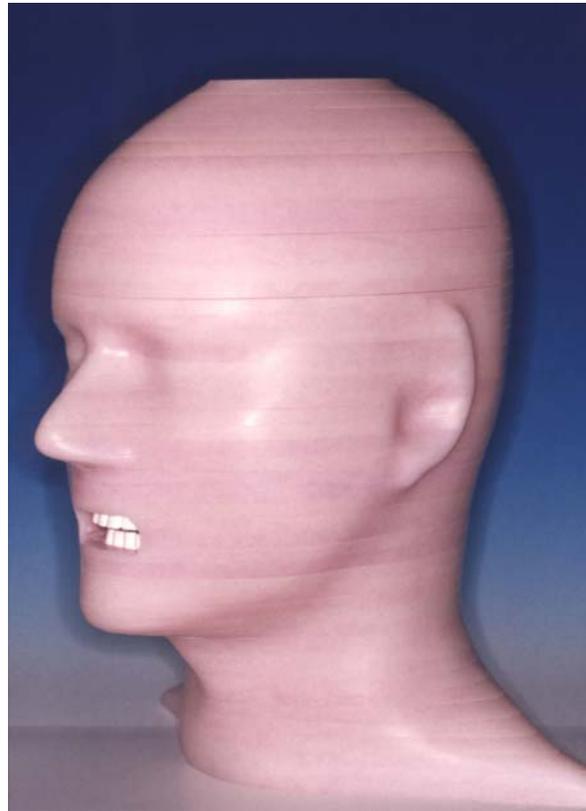


Abbildung 2.4: Ansicht des Dosimetriephantoms im Halbprofil [Vis00], mit freundl. Genehmigung von H. Visser

Eigenschaften und Eignung der Thermolumineszenzdosimeter

Aufgrund seines kleinen geometrischen Ausmaßes wird das Thermolumineszenzdosimeter (TLD) häufig für dosimetrische Messungen bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen eingesetzt. Die TLD werden im gesamten Kopf-Hals-Bereich angebracht, um die Dosisverteilung an allen Organen und Geweben zu ermitteln. Handelsübliche TLD bestehen in der Regel aus Lithiumfluorid- (LiF) oder Kalziumfluorid-Kristallen (CaF₂), die mit Fremdatomen wie Magnesium (Mg), Titan (Ti), Dysprosium (Dy) oder Mangan (Mn) dotiert sind. Häufig verwendete Dosimeter sind das TLD-100 (LiF:Mg,Ti) und das TLD-200 (CaF₂:Dy). In den Thermolumineszenz-Kristallen können Elektronen durch ionisierende Strahlung in langlebige metastabile Zustände angehoben werden, aus denen sie bei Erwärmung unter Aussendung von sichtbarem Licht zurückkehren. Dazu wird die während der Erwärmung abgegebene

Lichtmenge, die proportional zur absorbierten Energie und damit zur akkumulierten Dosis ist, in ihrem zeitlichen Verlauf gemessen. Weitere Vorteile der TLD sind eine sehr hohe Präzision, eine hohe Strahlungsempfindlichkeit, ein relativ großer Messbereich und eine relativ geringe Energieabhängigkeit.

3 Material und Methoden der durchgeführten Studien

In diesem Kapitel wird die methodische Vorgehensweise der Studie beschrieben. In den Kapiteln 3.1 bis 3.3 werden die an Referenzanlagen durch Messungen ermittelten Zusammenhänge zwischen Dosisflächen- bzw. -längenprodukt, den Organdosen und Effektiven Dosen beschrieben. Im Kapitel 3.4 werden die Auswahlkriterien für die besuchten bzw. angefragten Praxen beschrieben und das Vorgehen bei dosimetrischen Untersuchungen und der Datenerhebung zu dosisrelevanten Parametern erläutert. Kapitel 3.5 beschreibt die Methoden der statistischen Auswertung erhobener Daten.

3.1 TLD-Messungen im Phantom

Kalibrierung und Auswertung der Thermolumineszenzdosimeter

Die TLD-Messungen wurden mit 106 TLD des Typs LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H, Harshaw, Solon, Ohio, USA) durchgeführt. Sie wurden mit Hilfe eines Halbleiterdosimeters (WD 10, Scanditronix Wellhöfer, Schwarzenbrück) kalibriert. Für die Kalibrierung wurden die TLD und das Halbleiterdosimeter zeitgleich mit einer Röntgenröhre (Philips Medical Systems, Eindhoven, Niederlande) bestrahlt. Dabei waren die TLD in einem Polystyrolblock mit eigens dafür vorgesehenen Vertiefungen fixiert. Jedes TLD wurde individuell gegen den Messwert des Halbleiterdosimeters kalibriert und jedem TLD wurde ein eigener Kalibrierfaktor zugewiesen.

Vor jeder Messung wurden die TLD in einem TLD-Ofen (Typ 1321, PTW, Freiburg) bei 240 Grad für 35 Minuten ausgeheizt. Nach dem Ausheizen wurden die TLD zur Vermeidung von Oberflächenverunreinigungen während des Transportes zum Messort separat verpackt.

Die bestrahlten TLD wurden mit einem TLD-Lesegerät (Type 4000, Harshaw, Solon, Ohio, USA) ausgelesen. Um die weniger stabilen Signale bei niedrigeren Temperaturen zu eliminieren wurden die Dosimeter einer Ausheizphase nach der Bestrahlung unterzogen, indem sie in zwei Schritten (100°C/s und 30°C/s für jeweils etwa eine Sekunde) auf 130°C aufgeheizt wurden. Auf diesem Niveau verblieben die TLD ca. 10 Sekunden. Anschließend wurden die Dosimeter auf 240°C mit 8°C/s aufgeheizt. Die Aufnahmephase startete zu Beginn dieses Aufheizvorganges, dauerte 23 Sekunden und endete auf dem zweiten Plateau von 240°C. Nach der Aufnahmephase wurde das Dosimeter für 10 Sekunden bei 240°C ausgeheizt. Die Glühkurve für jedes ausgewertete TLD wurde von einem Computer aufgezeichnet und der

Messwert wurde in Nanocoulomb (nC) angegeben. Dieser Wert wurde dann mit dem für jedes TLD individuellen Kalibrierfaktor multipliziert, um die Dosis zu erhalten. Um das Hintergrundsignal zu minimieren, wurde während des gesamten Ausleseprozesses das Lesegerät mit einem kontinuierlichen Stickstofffluss versorgt. Die Flussrate betrug etwa 1 l/min.

Durchführung der Messungen

Es wurden für alle in der zahnärztlichen Praxis durchgeführten Untersuchungsarten (intraoral: Oberkiefer und Unterkiefer Molar, Prämolare, Eckzahn und Schneidezahn, sowie Bissflügel und Aufbiss; Panorama-Schichtaufnahmen; Schädel-Fernaufnahmen; CT; DVT) Messungen durchgeführt bzw. herangezogen. Die TLD wurden an die in Tabelle 3.1 angegebenen Orte im und am Phantomkopf (siehe Kapitel 2.6) angebracht. Die Messungen wurden ohne Schilddrüsenschutz durchgeführt.

Organ/Gewebe	Ort der TLD
Rotes Knochenmark	Kieferwinkel (links, rechts)
	3. Halswirbel
Schilddrüse	Schilddrüse (links, rechts)
Haut	Nasion
	Infraorbital (links, rechts)
	Parotis (links, rechts)
	Philtrum
	Labiomental-Sulkus
	Nacken
	Schilddrüse
	Intraoral: Direkt hinter Tubusende (Oberflächendosis)
Speicheldrüse	Gl. Parotis (links, rechts)
	Gl. Submandibularis (links, rechts)
Gehirn	Hypophyse

Tabelle 3.1: TLD-Positionen im und am Phantomkopf

Das mit TLD bestückte Phantom wurde mit Hilfe der Arzthelferin oder des Arztes positioniert um sicherzustellen, dass das Phantom bei jeder Untersuchungsart gegenüber der Quelle wie ein Patient ausgerichtet ist. Die TLD Messungen in den Referenzanlagen wurden für intraorale Messungen über fünf, für Panorama-Schichtaufnahmen über drei und für das DVT über fünf Bestrahlungen integriert, um das TLD-Signal zu verstärken. Für das Dental-CT konnte auf Messwerte zurückgegriffen werden, die mit dem Visser-Phantom von Visser [Vis97] durchgeführt wurden.

3.2 Berechnung der Effektiven Dosis bei zahnärztlichen Untersuchungen

Die Effektive Dosis E ist die Summe der gewichteten Organdosen in den relevanten Geweben und Organen des Körpers. Sie wird durch den folgenden Ausdruck berechnet:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3.2.1)$$

w_T ist der Gewebe-Wichtungsfaktor des Gewebes T , w_R der Strahlungswichtungsfaktor für Röntgenstrahlen. $\sum_R w_R D_{T,R}$ ist die Organdosis. Die Effektive Dosis hat die Einheit Joule pro Kilogramm (Sievert). Die in der Röntgenverordnung (RöV) vorgeschriebenen Gewebe-Wichtungsfaktoren sind in Tabelle 3.2 zusammengefasst [ICRP60]. Für Berechnungszwecke setzen sich „Andere Organe/Gewebe“ wie folgt zusammen: Nebenniere, Dünndarm, Niere, Muskel, Bauchspeicheldrüse, Milz, Thyreusdrüse, Gebärmutter.

Organe / Gewebe	Wichtungsfaktoren
Keimdrüsen	0,20
rotes Knochenmark	0,12
Dickdarm	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Blase	0,05
Brust	0,05
Leber	0,05
Speiseröhre	0,05
Schilddrüse	0,05
Haut	0,01
Knochenoberfläche	0,01
Andere Organe / Gewebe	0,05

Tabelle 3.2: Gewebe-Wichtungsfaktoren zur Ermittlung der Effektiven Dosis, nach [ICRP60]

In Fällen, in denen ein einziges Organ bzw. Gewebe der Kategorie „Andere Organe/Gewebe“ eine Organdosis erhält, die über der höchsten Dosis von einem der zwölf Organe liegt, für die ein Gewebe-Wichtungsfaktor angegeben ist, sollte nach RöV ein Gewebe-Wichtungsfaktor von 0,025 für dieses Organ oder Gewebe und ein Gewebe-Wichtungsfaktor von 0,025 für die mittlere Organdosis der restlichen anderen Organe oder Gewebe gesetzt werden. Das für die Dentaldiagnostik wichtige Organ „Speicheldrüse“ wird in der Röntgenverordnung nicht explizit berücksichtigt.

In Studien, die sich mit der Berechnung der Effektiven Dosis in der Dentalradiologie beschäftigen, wird aufgrund obiger Diskrepanzen daher entweder die RöV (bzw. ICRP 60) direkt angewendet, also die Speicheldrüse nicht explizit berücksichtigt, oder es wird die Speicheldrüse als „Anderes Organ/Gewebe“ betrachtet und daher mit einem Faktor von 0,025 berücksichtigt [FBS95].

Die Gewebe-Wichtungsfaktoren der Röntgenverordnung orientieren sich an den Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission Nr. 60 von 1990 [ICRP60]. Mittlerweile liegt ein neuer Entwurf der ICRP [ICRP2005] vor, in dem die Speicheldrüse mit einem eigenen Faktor versehen ist.

Da die in dieser Studie verwendeten TLD in Luft kalibriert wurden, muss jeder TLD-Messwert mit einem energieabhängigen Umrechnungsfaktor in Organdosis umgerechnet werden. Die Organdosen wurden berechnet, indem die Werte von Organen mit symmetrisch am Phantomkopf angeordneten TLD (links und rechts) gemittelt

wurden. Die Dosis im roten Knochenmark wurde mit einem Faktor von 0,1747 gewichtet. Dies entspricht dem Anteil des Gewebes im Kopf-Hals-Bereich.

Die Dosis der Haut wurde für intraorale Aufnahmen und Panorama-Schichtaufnahmen unterschiedlich berechnet. Bei intraoralen Aufnahmen ist die Dosis der Haut sehr inhomogen verteilt. Der Anteil der Haut direkt hinter dem Tubusende ist hoher Dosis ausgesetzt, wohingegen andere Bereiche der Haut einer wesentlich geringeren Dosis durch die Streustrahlung ausgesetzt sind. Um die Dosis der Haut korrekt mit einzubeziehen, wurde die Dosis auf der Haut, die vom Primärstrahl getroffen wird, gemessen und mit einem Faktor 0,001 gewichtet, der dem Anteil der Haut entspricht, dem diese hohe Dosis appliziert wird. Dieser Bereich wurde durch die Größe des Strahlfeldes abgeschätzt.

Für Panorama-Schichtaufnahmen wurde die Dosis der Haut durch Mittelung aller auf der Haut im Kopf-Hals-Bereich angebrachten TLD berechnet und mit einem Faktor von 0,09 gewichtet, der dem Anteil der Haut in diesem Bereich entspricht.

Um die Effektive Dosis zu berechnen wurden drei verschiedene Berechnungsvorschriften verwendet. Die Effektive Dosis $E(\text{ICRP60})$ wurde gemäß den Empfehlungen der ICRP aus dem Jahre 1990 berechnet [ICRP60]. Das Gehirn ist der einzige Restkörperanteil, bei dem im verwendeten Phantom Messungen möglich waren. Deshalb wurde das Gehirn bei der Berechnung der Effektiven Dosis E mit einem Gewebe-Wichtungsfaktor von 0,025 versehen. Dies wird als gerechtfertigt angesehen, da andere Organe und Gewebe unterhalb des Nackens nur geringe Dosen in der zahnärztlichen Radiologie erhalten [LF93, LDMF00, LYL+01]. Die Speicheldrüse wurde von anderen Autoren [FBS95, Vis97] ebenfalls als Restkörperanteil betrachtet. Aus diesem Grunde wurde die Effektive Dosis $E(S)$ unter Einbeziehung der Speicheldrüse berechnet. Hier wurden Gehirn und Speicheldrüse mit den gleichen Gewebe-Wichtungsfaktoren versehen. Im Entwurf für die ICRP Empfehlungen 2005 [ICRP2005] sind für die Speicheldrüse und das Gehirn jeweils Gewebe-Wichtungsfaktoren von 0,01 vorgesehen. Die Effektive Dosis $E(\text{ICRP2005, Entwurf})$ wurde nach den Vorgaben des aktuellen Entwurfs der ICRP berechnet. Tabelle 3.3 zeigt die Gewebe-Wichtungsfaktoren für die drei verwendeten Schemata.

Organ/ Gewebe	Ort der TLD	Gewebe-Wichtungsfaktor		
		E(ICRP60)	E(S)	E(ICRP2005, Entwurf)
Rotes Knochenmark	Kieferwinkel (links, rechts) 3. Halswirbel	0,12	0,12	0,12
Schilddrüse	Schilddrüse (links, rechts)	0,05	0,05	0,05
Haut	Nasion Infraorbital (links, rechts) Parotis (links, rechts) Philtrum Labiomental-Sulkus Nackenhaut Schilddrüse Intraoral: Direkt hinter Tubu- sende (Oberflächendosis)	0,01	0,01	0,01
Speicheldrüse	Gl. Parotis (links, rechts) Gl. Submandibularis (links, rechts)	- -	0,025	0,01
Gehirn	Hypophyse	0,025	0,025	0,01

Tabelle 3.3: Gewebe-Wichtungsfaktoren zur Berechnung der Effektiven Dosis mit und ohne Einbeziehung der Speicheldrüsen

3.3 Eigenschaften und Einstellungen der Referenzanlagen zur Ermittlung der Strahlenexposition

Intraorale Aufnahme

Für Messungen des Dosisflächenproduktes und der Organdosis mit Hilfe des Phantomkopfs und der TLD wurde bei den intraoralen Aufnahmen eine Oralix Röntgenanlage von Gendex Dental System s.r.l. (Mailand, Italien) verwendet. Die Röhrenspannung betrug 65 kVp, der Röhrenstrom 7,5 mA. Der Kollimator war rechteckig. Die Belichtungszeiten wurden jeweils zwischen 0,4 s und 0,2 s variiert, um verschiedene Dosisflächenprodukt-Werte zu messen. Für jede Untersuchungsart wurden die Messungen für alle üblichen Zahnprogramme wiederholt. Dabei sind im Allgemeinen Stromstärke und Spannung bei den Anlagen konstant und die Regelung der Dosis erfolgt allein über die Belichtungszeit, die jedem Zahnprogramm zugewiesen werden kann.

Panorama-Schichtaufnahme

Die Messungen für Panorama-Schichtaufnahmen wurden an zwei Referenzanlagen durchgeführt, einem OrthOralix (Philips Medical Systems, Eindhoven, Niederlande) und einem OrthOralix 9200 (Gendex Dental System s.r.l., Mailand, Italien).

Für die Messungen zu den Panorama-Schichtaufnahmen wurden, den möglichen Geräteeinstellungen entsprechend, jeweils fünf verschiedene Einstellungskombinationen der Parameter Röhrenspannung, Röhrenstrom und Bestrahlungszeit variiert (vgl. Tabelle 3.4).

Panorama-Schichtgerät	Röhrenspannung (kVp)	Röhrenstrom (mA)	Bestrahlungszeit (s)
Philips	60	21	18
	65	20	18
	71	18,3	18
	75	17,3	18
	80	16	18
Gendex	60	6	12
	66	6	12
	70	6	12
	74	6	12
	78	6	12

Tabelle 3.4: Bestrahlungsparameter für Panorama-Schichtaufnahmen am Phantom

Schädel-Fernaufnahme

Für die Schädel-Fernaufnahmen wurde als Referenzanlage ein OrthOralix 9200 (Gendex Dental System s.r.l., Mailand, Italien) gewählt. Bei den Schädel-Fernaufnahmen wurde an der Referenzanlage die Spannung zwischen 60 und 78 kVp variiert, um die Bandbreite der daraus resultierenden Dosen zu erfassen.

Dental-Computertomographie

Die Effektiven Dosen für die Dental-Computertomographie wurden aus den Ergebnissen von Visser berechnet [Vis97]. Dort wurde die Organdosis mit Hilfe eines anthropomorphischen Dosimetriephantoms des Kopf-Hals-Bereiches (siehe Kapitel 2.5), das speziell für Studien in der Dentalradiologie entworfen wurde, gemessen. Diese Messungen wurden an einem GE Highspeed Advantage CT Scanner (General Electric, Minnesota, USA) durchgeführt. Die Organdosis wurde sowohl für axiale, wie auch Spiral-CT-Aufnahmen gemessen. Der axiale Scan wurde mit 120 kVp,

130 mA und 1 mm Kollimation durchgeführt, der Spiral-CT-Scan mit 120 kVp, 80 mA, 1 mm Kollimation und Pitch 2. Die entsprechenden Dosislängenprodukt-Werte wurde aus der ImPACT Group CT Datenbank zur Ermittlung von Konversionsfaktoren bezogen, um die Effektive Dosis aus den DLP-Werten abzuschätzen.

Zum Vergleich wurden die Organdosen und Effektiven Dosen für die oben beschriebenen Scanprotokolle mit dem ImPACT Patient Dosimetry Calculator (CTDosimetry v0.99x, ImPACT Group) [IMP05] berechnet. Der Rechner verwendet die NRPB Monte Carlo Dosisdaten, die im Bericht SR250 [JS93] entwickelt wurden. Diese Dosisdaten stellen normierte Organdosen der Bestrahlung eines mathematischen Phantoms für eine Reihe von CT-Scannern zur Verfügung.

Digitale Volumentomographie

Dosimetrische Studien wurden an einem NewTom DVT 9000 Scanner durchgeführt, der mit einer konstanten Spannung von 110 kVp arbeitet. Organdosen wurden mit TLD gemessen, die in dem in Kapitel 2.5 beschriebenen Phantom an verschiedenen anatomischen Punkten platziert wurden. Der Scan wurde mit 5,5 mA durchgeführt. Der entsprechende $CTDI_w$ -Wert von 4,158 mGy wurde aus einem Nomogramm des Herstellers entnommen. Zur Berechnung des Konversionsfaktors wurden die Effektiven Dosen durch das Dosislängenprodukt, das durch Multiplikation des $CTDI_w$ mit der Scanlänge von 7 cm berechnet wurde, geteilt. Da es für den Anwender am DVT Gerät keinerlei Einstellmöglichkeiten gibt, konnten außer der individuellen Dosis für das verwendete Phantom keine anderen Messungen durchgeführt werden.

3.4 Auswahl der Dentalpraxen, dosimetrische Untersuchungen, Datenerhebung und statistische Auswertung

Für die Messungen des DFP wurde für intraorale Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen und Schädel-Fernaufnahmen jeweils eine repräsentative Anzahl von Praxen aus einer Datenbank des Ingenieurbüros Harms und Partner (Sottrum, Niedersachsen) mit ca. 2000 norddeutschen Zahnärzten ausgewählt. Für die Messungen bei intraoralen Aufnahmen wurden 60 Geräte von 50 verschiedenen Anwendern ausgewählt. Die Messungen an Panorama-Schichtaufnahmen bzw. Schädel-Fernaufnahmen wurden an 50 Geräten (50 Anwender) bzw. 20 Geräten (20 Anwender) durchgeführt.

Intraorale Aufnahme

Insgesamt wurden 60 intraorale Röntgengeräte untersucht. Neun von ihnen sind mit einem digitalen Speichersystem ausgestattet, sechs davon mit einem Speicherfoliensystem, drei mit einem rein digitalen CCD-Chip. Fünf der 60 Geräte arbeiten mit einer Betriebsspannung von 50 kVp, sechs mit 60 kVp. Weitere 32 Geräte werden mit 65 kVp und 16 Einheiten mit 70 kVp betrieben.

Für alle Standardprogramme, die in der täglichen Praxisroutine durchgeführt werden (Ober- und Unterkiefer Molar, Prämolare, Eckzahn und Schneidezahn, Bissflügel und Aufbiss), wurden Dosisflächenproduktmessungen mit einer lichtdurchlässigen Transmissions-Ionisationskammer, die mit einem DFP-Messgerät (DIAMENTOR M4, PTW-Freiburg, DE) verbunden war, vorgenommen. Da intraorale Röntgengeräte mit etwa gleicher Spannung betrieben werden, wurde die Kammer vom Hersteller für diesen Energiebereich unter Berücksichtigung der Schwächung und der Strahlhärtung kalibriert. Eine Abweichung gemessener Resultate aufgrund der Kalibrierung ist daher vernachlässigbar. Die Ionisationskammer wurde am Ende des Tubus der Röntgenanlage angebracht. Um Dosisbeiträge durch Rückstreuung zu verhindern, wurde das Tubusende zur Raummitte hin gerichtet. Zur Überprüfung der Stabilität wurde das DFP pro Röntgengerät dreimal gemessen. Die Bestrahlungsparameter wie Röhrenspannung, Röhrenstrom und Bestrahlungszeit wurden für jede Untersuchung dokumentiert.

Panorama-Schichtaufnahme

Für die Panorama-Schichtaufnahmen wurden 50 Praxen ausgewählt, darunter auch einige digitale Anlagen, die mit Speicherfolien oder CCD-Chips arbeiten. Die Mes-

sungen wurden ebenfalls mit einer vom Hersteller kalibrierten lichtdurchlässigen Transmissions-Ionisationskammer und einem DFP-Messgerät (DIAMENTOR M4, PTW-Freiburg, DE) durchgeführt. Die Kammer wurde während der Messungen direkt vor der Schlitzblende des Röntgenstrahls positioniert. Für jedes Gerät wurden drei Programme ausgewertet („kräftig“, „männlich“ und „weiblich“). Die drei Programme unterscheiden sich hinsichtlich Röhrenspannung und –strom sowie Bestrahlungszeit. Darüber hinaus wurden der Typ der Anlage, Hersteller, Filmempfindlichkeit und Filmentwickler erfasst.

Schädel-Fernaufnahme

Dosisflächenproduktmessungen wurden an 20 Schädel-Fernaufnahmen durchgeführt. Die DFP-Werte wurden für Standardprogramme für Erwachsene, die in den Praxen verwendet werden, mit einer vom Hersteller kalibrierten lichtdurchlässigen Transmissions-Ionisationskammer und einem DFP-Messgerät (DIAMENTOR M4, PTW-Freiburg, DE) aufgenommen. Die Ionisationskammer wurde an der Schlitzblende der Röntgenröhre befestigt. Die Bestrahlungsparameter Röhrenspannung, Röhrenstrom und Bestrahlungszeit sowie die Art des Detektors wurden dokumentiert.

Dental-Computertomographie

Per Recherche im Internet wurden 55 Praxen und Kliniken ausfindig gemacht, die Dental-CTs durchführen. An 34 von ihnen konnten Fragebögen versandt werden. In den Fragebögen wurden für Ober- und Unterkieferuntersuchungen sowie für die kombinierte Untersuchung beider Bereiche die Scanlänge, Röhrenspannung und -strom, Rotationszeit, Kollimation, Tischvorschub, $CTDI_{vol}$ und Dosislängenprodukt abgefragt. Der Fragebogen befindet sich im Anhang.

Digitale Volumentomographie

Die Praxen der DVT-Umfrage stammen aus der Betreiberliste des Herstellers (New-Tom Deutschland AG, Marburg, DE). Hier wurden Kopien der Röntgenkontrollbücher angefordert. Aus diesen geht das Alter und Geschlecht des Patienten, sowie der mA-Wert für jeden Scan hervor. Die mA-Werte wurden analysiert.

Statistische Auswertungen

Für die im Rahmen dieser Studie durch Messungen oder Befragungen ermittelten Mess- und Einstellwerte für die berücksichtigten Untersuchungsarten wurden das 1. und 3. Quartil sowie Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum berechnet.

4 Ergebnisse dosimetrischer Untersuchungen

4.1 Ergebnisse dosimetrischer Untersuchungen an Referenzanlagen

Intraorale Aufnahmen

Für die Messungen mit TLD am Phantomkopf wurden die Effektiven Dosen $E(\text{ICRP60})$, $E(\text{S})$ und $E(\text{ICRP2005, Entwurf})$ - wie in Kapitel 3.2 beschrieben - berechnet und anschließend die Konversionsfaktoren $E(\text{ICRP60})/\text{DFP}$, $E(\text{S})/\text{DFP}$ und $E(\text{ICRP2005, Entwurf})/\text{DFP}$ bestimmt.

Die zur Bestimmung der Konversionsfaktoren durchgeführten Analysen sind in Abbildung 4.1 beispielhaft für zwei Zahnprogramme dargestellt. Dabei wurden für unterschiedliche Schaltzeiten und damit unterschiedliche DFP-Werte bei gleicher Positionierung der Quelle relativ zum Phantom die Effektiven Dosen berechnet. Aus den sich somit ergebenden linearen Zusammenhängen lässt sich der Konversionsfaktor direkt als Steigung der jeweiligen Geraden ablesen.

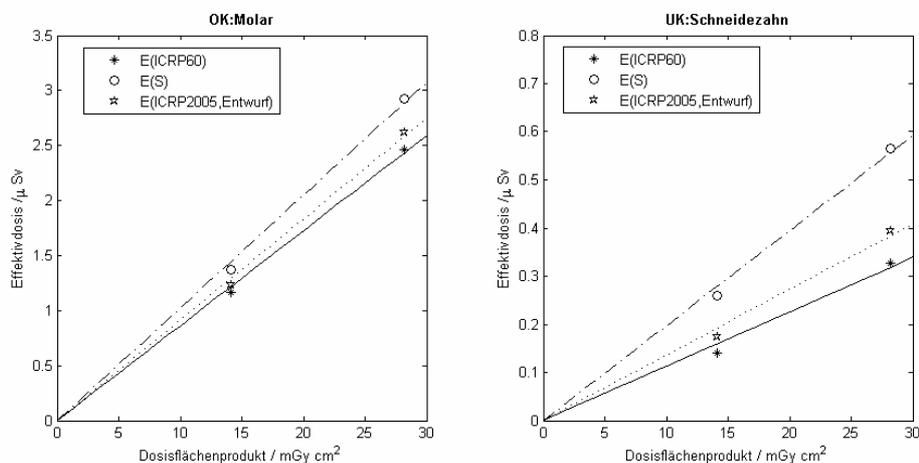


Abbildung 4.1: Berechnung der Konversionsfaktoren zwischen Effektiver Dosis und Dosisflächenprodukt

Tabelle 4.1 fasst die Ergebnisse zusammen. Die Konversionsfaktoren für die Berücksichtigung der Speicheldrüse als Restorgan mit einer Wichtung von 0,025 ($E(\text{S})/\text{DFP}$) sind bei allen Untersuchungsarten die höchsten. Da die Speicheldrüse bei der Berechnung nach ICRP60 nicht mit einbezogen wurde, sind die entsprechenden

Konversionsfaktoren $E(\text{ICRP60})/\text{DFP}$ kleiner. Die Konversionsfaktoren $E(\text{ICRP2005, Entwurf})/\text{DFP}$ liegen entsprechend zwischen den beiden Werten. Die höchsten Konversionsfaktoren bei periapikalen Untersuchungen findet man bei der Untersuchung der Molaren im Unterkiefer. Die Konversionsfaktoren der anderen Untersuchungen sind wesentlich niedriger. Die Konversionsfaktoren für die Schneidezahnuntersuchungen entsprechen etwa einem Zehntel der Konversionsfaktoren für die Molaren.

Untersuchung	Konversionsfaktoren ($\mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$)		
	$E(\text{ICRP60})/\text{DFP}$	$E(\text{S})/\text{DFP}$	$E(\text{ICRP2005, Entwurf})/\text{DFP}$
OK Molar	0,085	0,101	0,090
OK Prämolare	0,011	0,022	0,014
OK Eckzahn	0,012	0,023	0,015
OK Schneidezahn	0,008	0,014	0,009
UK Molar	0,093	0,132	0,108
UK Prämolare	0,013	0,035	0,021
UK Eckzahn	0,010	0,028	0,016
UK Schneidezahn	0,011	0,019	0,013
Bissflügel: hinten	0,100	0,120	0,107
Bissflügel: vorne	0,012	0,020	0,014
Aufbiss: OK	0,074	0,118	0,055
Aufbiss: UK	0,007	0,009	0,007

Tabelle 4.1: Konversionsfaktoren $E(\text{ICRP60})/\text{DFP}$, $E(\text{S})/\text{DFP}$ und $E(\text{ICRP2005, Entwurf})/\text{DFP}$ für intraorale Untersuchungen (OK: Oberkiefer, UK: Unterkiefer)

Abbildung 4.2 zeigt den Beitrag jeder Organ- und Gewebedosis zu den Konversionsfaktoren. Der Beitrag des roten Rückenmarks trägt bis zu 95 % zur Berechnung von $E(\text{ICRP60})/\text{DFP}$ und bis zu 80 % zur Berechnung von $E(\text{S})/\text{DFP}$ bei. Die Schilddrüse und das Gehirn erhalten durch Streuung im Phantom nur einen geringen Teil der Dosis. Ausgenommen sind hier die Aufbiss-Röntgenaufnahmen des Oberkiefers, bei denen hohe Dosen im Gehirngewebe gemessen wurden. Die Ursache liegt darin, dass sich die Quellenposition für diese Aufnahmetechnik schräg unterhalb der Kinnschuppe befindet und der Nutzstrahl somit in Richtung Gehirn gerichtet ist. Da nur ein kleiner Teil der Haut direkt bestrahlt wurde ist die insgesamt ermittelte Hautdosis ebenfalls sehr gering.

Die Speicheldrüse, die oft im Primärstrahl liegt, wird bei intraoralen Aufnahmen einer hohen Dosis ausgesetzt. Die Einbeziehung der Dosis für die Speicheldrüse in die Berechnung der Effektiven Dosis erhöht den Konversionsfaktor bis auf das Doppelte, in Abhängigkeit von der Einstrahlrichtung bzw. des Untersuchungsprogramms. Entsprechend der unterschiedlich hohen Wichtigung trägt die Speicheldrüse bis zu 70 % zur Berechnung von E(S)/DFP und 50 % zur Berechnung von E(ICRP2005, Entwurf) /DFP bei.

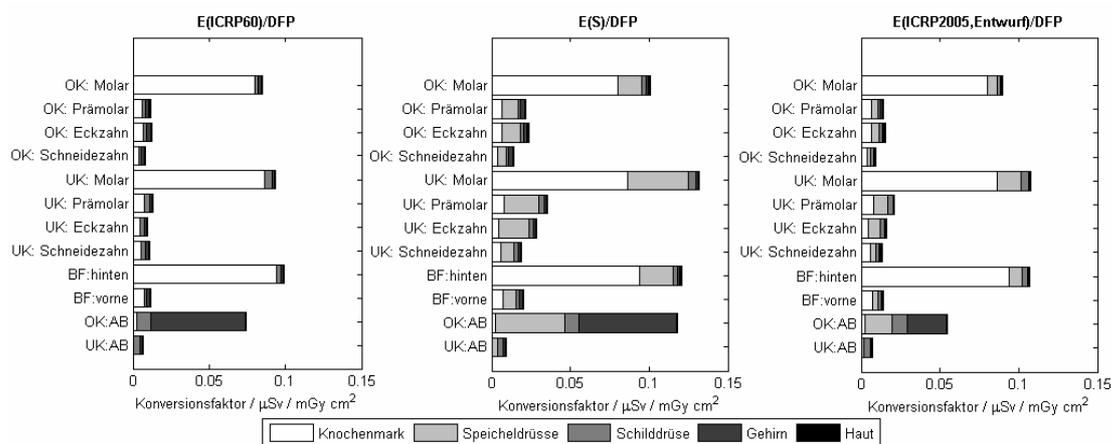


Abbildung 4.2: Beiträge der einzelnen Organ- und Gewebedosen zu den Umrechnungsfaktoren

Panorama-Schichtaufnahme

Die an den Referenzanlagen gemessenen DFP-Werte und die entsprechenden Effektiven Dosen sind zusammen mit den Konversionsfaktoren in Tabelle 4.2 angegeben. Die Konversionsfaktoren, die an beiden Referenzanlagen bestimmt wurden, sind geringfügig unterschiedlich. Der Unterschied erklärt sich durch die unterschiedliche physikalische Geometrie (etwa der Blendengröße) wie auch durch die Rotationsgeometrie (Rotationsweg um den Patienten, Rotationszeit usw.).

Röhrenspannung (kVp)	60	65	71	75	80
DFP (mGy cm ²)	85,2	101,6	114,2	122,2	131,7
E(ICRP60) (μSv)	4,7	6,7	8,1	9,5	11,4
E(S) (μSv)	11,8	15,5	18,9	21,3	24,4
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	7,4	10,1	12,2	14,0	16,2
E(ICRP60)/DFP (μSv/mGy cm ²)	0,055	0,066	0,071	0,078	0,086
E(S)/DFP (μSv/mGy cm ²)	0,138	0,152	0,166	0,175	0,185
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP (μSv/mGy cm ²)	0,087	0,100	0,107	0,114	0,123

(a)

Röhrenspannung (kVp)	60	66	70	74	78
DFP (mGy cm ²)	26,5	28,2	32,2	36,7	41,7
E(ICRP60) (μSv)	1,5	1,6	2,0	2,3	2,7
E(S) (μSv)	5,2	5,9	7,2	8,5	9,9
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	2,9	3,3	4,0	4,7	5,5
E(ICRP60)/ DFP (μSv/mGy cm ²)	0,057	0,058	0,061	0,063	0,065
E(S) / DFP (μSv/mGy cm ²)	0,195	0,209	0,225	0,233	0,238
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP (μSv/mGy cm ²)	0,110	0,116	0,124	0,128	0,131

(b)

Tabelle 4.2: Dosisflächenprodukt, Effektive Dosis und Konversionsfaktoren für zwei Panorama-Schichtanlagen (a: Philips, b: Gendex)

Abbildung 4.3 zeigt grafisch die Organdosen für die in Tabelle 4.2 beschriebenen Bestrahlungseinstellungen in Abhängigkeit vom Dosisflächenprodukt. Die höchste Dosis wurde für die Speicheldrüse gemessen, gefolgt vom roten Knochenmark. Bei der Berechnung des Konversionsfaktors E(ICRP60)/DFP liefert das rote Knochenmark mit bis zu 85 % den größten Beitrag. Die Dosis der Speicheldrüse trägt zu etwa 70 % zur Berechnung der Konversionsfaktoren E(S)/DFP und 50 % zur Berechnung von E(ICRP2005, Entwurf)/DFP bei. Die für das Gehirn und für die Schilddrüse gemessenen Dosiswerte kommen ausschließlich durch Streuung zustande und sind daher vergleichsweise gering.

In Abbildung 4.4 ist die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Röhrenspannung dargestellt. Die Beziehung ist in etwa linear. Die Konversionsfaktoren E(ICRP60)/DFP, E(S)/DFP und E(ICRP2005, Entwurf)/DFP des Philips-Gerätes steigen bei einer Erhöhung der Röhrenspannung von 60 kVp auf 80 kVp um 60 %, 30 % bzw. 40 % an. Die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Röhrenspannung ist für das Gendex-Gerät geringer. Sie variieren um weniger als 25 % bei einer Variation der Röhrenspannung von 60 kVp bis 78 kVp.

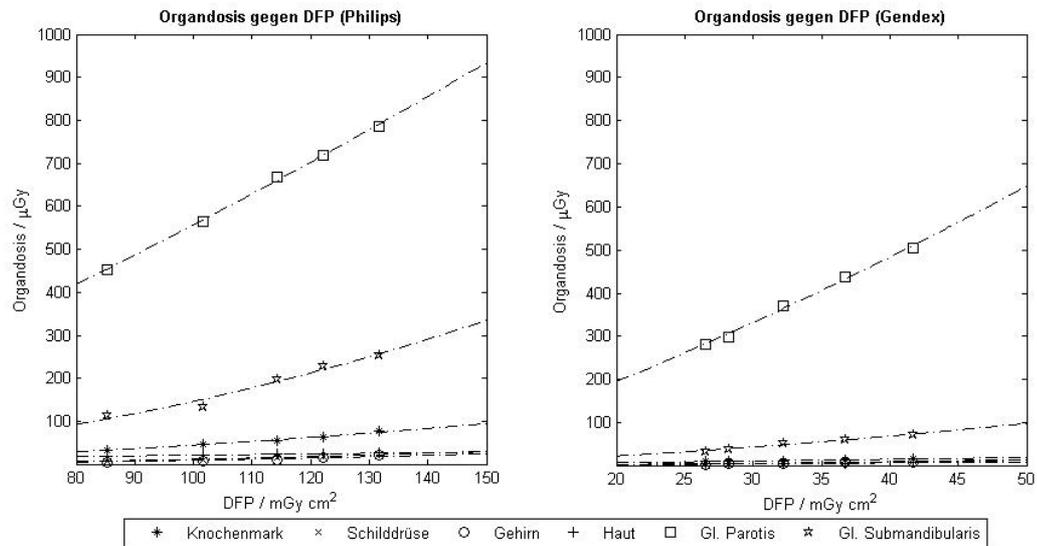


Abbildung 4.3: Organdosen für die in Tabelle 3.3 beschriebenen Bestrahlungseinstellungen für zwei Panorama-Schicht-Röntengeräte

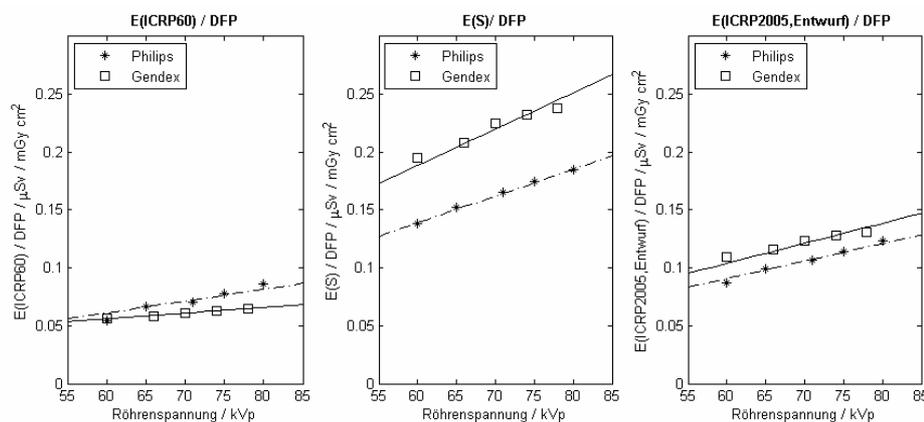


Abbildung 4.4: Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Röhrenspannung

Die großen Unterschiede in der Berechnung der Konversionsfaktoren lassen sich im Wesentlichen auf unterschiedliche Dosen der Speicheldrüse zurückführen, die sich aus der jeweils gewählten Berechnungsvorschrift ergeben.

Schädel-Fernaufnahme

Die aus den Ergebnissen der Messungen bei Schädel-Fernaufnahmen berechneten Effektiven Dosen $E(\text{ICRP60})$, $E(\text{S})$ und $E(\text{ICRP2005, Entwurf})$ sind für verschiedene Spannungen zusammen mit den entsprechenden Konversionsfaktoren

E(ICRP60)/DFP, E(S)/DFP und E(ICRP2005, Entwurf)/DFP in Tabelle 4.3 zusammengefasst. Die Konversionsfaktoren erhöhen sich durchschnittlich um 150 % bzw. 30 %, wenn die Speicheldrüsen bei der Berechnung der Effektiven Dosen E(S) und E(ICRP2005, Entwurf) als Restkörperanteil mit in Betracht gezogen werden

Röhrenspannung (kVp)	60	66	70	74	78
DFP (mGy cm ²)	9,5	12,1	13,8	15,7	17,7
E(ICRP60) (μSv)	0,4	0,6	0,7	0,9	1,1
E(S) (μSv)	1,0	1,5	1,8	2,2	2,6
E(ICRP2005, Entwurf) (μSv)	0,5	0,8	1,0	1,2	1,4
E(ICRP60)/DFP (μSv/mGy cm ²)	0,042	0,049	0,054	0,060	0,063
E(S)/DFP (μSv/mGy cm ²)	0,110	0,127	0,132	0,139	0,149
E(ICRP2005, Entwurf) /DFP (μSv/mGy cm ²)	0,057	0,067	0,069	0,075	0,079

Tabelle 4.3: Berechnete Effektive Dosen E(ICRP60), E(S) und E(ICRP2005, Entwurf) sowie entsprechende Konversionsfaktoren E(ICRP60)/DFP, E(S)/DFP und E(ICRP2005, Entwurf)/DFP für verschiedene Röhrenspannungen

Die Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Röhrenspannung ist in Abbildung 4.5 zu erkennen. Die Beziehung zwischen Konversionsfaktor und Röhrenspannung ist linear.

Die Organdosen für das rote Knochenmark, die Schilddrüse, Gehirn, Haut, Parotis und Unterkieferspeicheldrüse sind in Abbildung 4.6 zusammengefasst. Die Speicheldrüsen erhalten die höchste Dosis, gefolgt vom Hirngewebe. Die Schilddrüse liegt nicht im Primärstrahl und erhält deswegen nur eine geringe Dosis durch Streuung im Phantom.

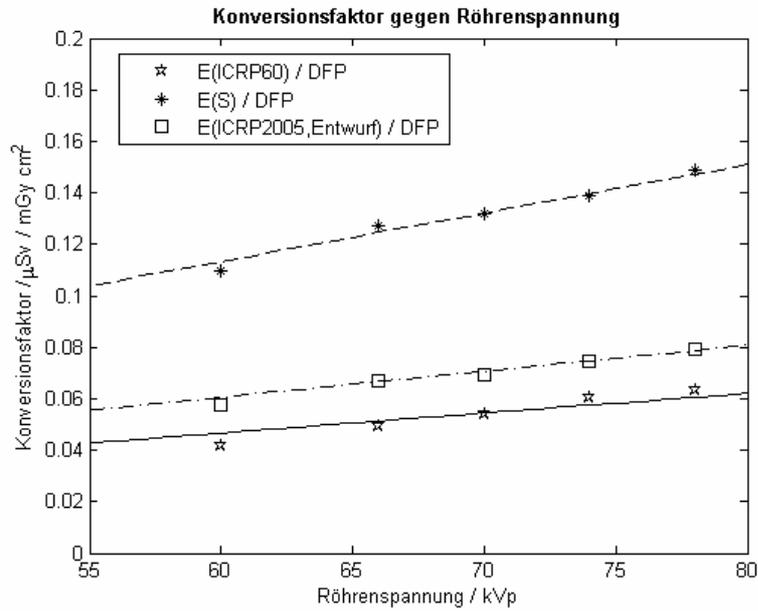


Abbildung 4.5: Abhängigkeit der Konversionsfaktoren von der Röhrenspannung

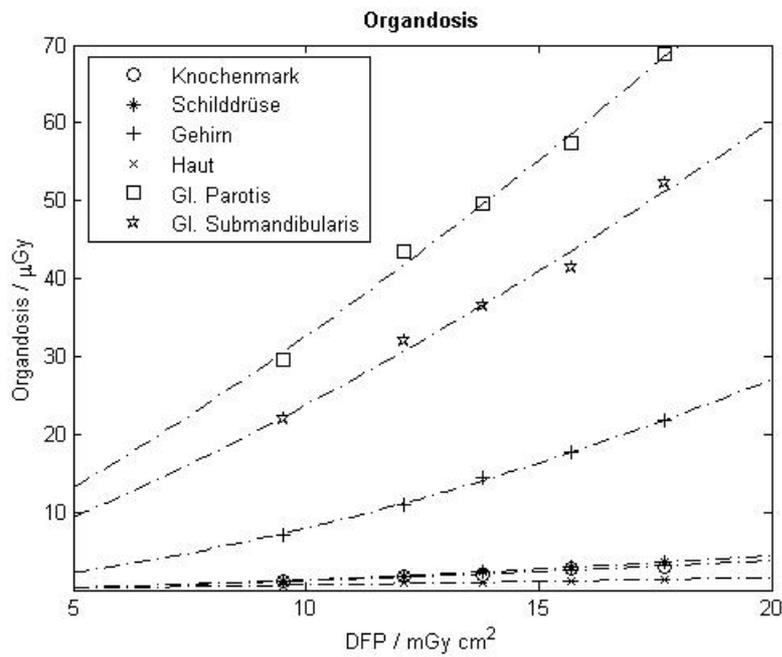


Abbildung 4.6: Organdosis für verschiedene Dosisflächenprodukte; die dazugehörigen kVp-Werte ergeben sich aus Tabelle 4.3

Dental-Computertomographie

Zur Untersuchung der Verwendbarkeit der Software CTDosimetry (ImPACT Group) zur Berechnung von Effektiven Dosen in der Dentalradiologie wurde auf zwei unabhängige Messungen mit dem verwendeten Phantomkopf und zwei unterschiedlichen Aufnahmetechniken zurückgegriffen [Vis97]. Ziel der Untersuchungen ist nicht der Vergleich zwischen der Dosis der axialen CT und der spiralen CT sondern die Überprüfung des Programms in Hinblick auf seine Eignung für die Berechnung der Dosis. In Tabelle 4.4 sind die Ergebnisse für das axiale und Spiral-CT dargestellt.

Organ/Gewebe	Ort der TLD	Organdosis (mGy)	
		Axial	Spiral
Rotes Knochenmark	Kieferwinkel (links, rechts)	5,353	2,185
	3. Halswirbel	4,930	1,953
Schilddrüse	Schilddrüse (links, rechts)	0,404	0,164
Haut	Nasion	0,498	0,187
	Infraorbital (links, rechts)	1,179	0,37
	Parotis (links, rechts)	10,405	3,67
	Philtrum	9,835	3,18
	Labiomental-Sulkus	11,145	3,302
	Nackenhaut	1,840	3,450
	Schilddrüse	0,657	0,272
Speicheldrüse	Gl. Parotis (links, rechts)	3,379	1,56
	Gl. Submandibularis (links, rechts)	8,328	2,753
Gehirn	Hypophyse	0,848	0,308
CTDI _w (mGy)		16,0	9,9
DLP (mGy cm)		102,40	31,36
E(ICRP60) (mSv)		0,154	0,061
E(S) (mSv)		0,300	0,115
E(ICRP2005, Entwurf) (mSv)		0,200	0,078
E (ImPACT)		0,170	0,053
E(ICRP60)/DLP (mSv/mGy cm)		0,00150	0,00195
E(S)/DLP (mSv/mGy cm)		0,00293	0,00367
E(ICRP2005, Entwurf)/DLP (mSv/mGy cm)		0,00195	0,00249
E(ImPACT)/DLP (mSv/mGy cm)		0,00160	0,00169

Tabelle 4.4: Zusammenfassung der gemessenen Organdosen, Effektiven Dosen und Konversionsfaktoren für das untersuchte axiale und Spiral-CT

In der Tabelle finden sich zunächst die an den Orten der TLD gemessenen Organdosen, die beim axialen CT aufgrund der längeren Aufnahmezeit durchweg höher sind. Dies äußert sich in einem wesentlich höheren CTDI_w von 16 mGy für das axiale gegenüber 9,9 mGy für das Spiral-CT. Die somit errechneten Dosislängenprodukte betragen 102,4 mGy cm bzw. 31,36 mGy cm. Die nach den drei unterschiedlichen

Wichtungen für die Speicheldrüse berechneten Effektiven Dosen zeigen die gleichen Unterschiede wie bei Schädel-Fernaufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen und intraoralen Aufnahmen.

Als Test für die Verwendbarkeit der Software CTDosimetry ist der Vergleich zur Effektiven Dosis nach der ICRP 60-Empfehlung von 1990, berechnet aus den verwendeten Messwerten, zu sehen. Wie man deutlich erkennt stimmen die Werte von dem CTDosimetry mit 0,17 mSv gegenüber den gemessenen 0,154 mSv für das axiale CT und 0,053 mSv gegenüber 0,061 mSv hinreichend gut überein.

In den drei letzten Zeilen der Tabelle 4.4 sind die Konversionsfaktoren für die Umrechnung von Dosislängenprodukt auf Effektive Dosis für die drei verwendeten Berechnungsmethoden angegeben. Wie schon bei den anderen Untersuchungen liegt hier der Konversionsfaktor für den Entwurf der ICRP von 2005 zwischen dem der ICRP Empfehlung von 1990 und der Berücksichtigung der Speicheldrüse als „Anderes Organ“.

Digitale Volumentomographie

Tabelle 4.5 zeigt in Anlehnung an Tabelle 4.4 die gemessenen Organdosen, Effektiven Dosen und Konversionsfaktoren für die Digitale Volumentomographie, bestimmt aus zwei voneinander unabhängigen Messungen am selben DVT-Gerät der Universitäts-Klinik Leipzig. Es ergeben sich Unterschiede in der Effektiven Dosis von 0,014 mSv für E(ICRP60), 0,038 mSv für die E(S) und 0,025 mSv für die E(ICRP 2005, Entwurf). Zur Berechnung der Effektiven Dosis stellt die Firma NewTom tabellarische Zusammenhänge zwischen dem verwendeten Röhrenstrom-Zeit-Produkt und dem applizierten $CTDI_w$ zur Verfügung. Mit Hilfe der typischen Scanlänge kann dann auf das DLP und nach Multiplikation mit dem Konversionsfaktor auf die Effektive Dosis geschlossen werden.

Der von der Herstellerfirma angegebene typische Konversionsfaktor beträgt 0,0023 mSv/mGy. Die erzielten Ergebnisse stimmen also gut mit diesem überein.

Organ/Gewebe	Ort der TLD	Organdosis (mGy)	
		Eigene	Hirsch
Rotes Knochenmark	Kieferwinkel	2,782	1,487
	3. Halswirbel	0,827	0,756
Schilddrüse	Schilddrüse	0,295	0,279
Haut	Nasion	0,726	-
	Parotis	2,047	2,041
	Philtrum	3,389	2,822
	Nackenhaut	1,545	-
	Schilddrüse	0,725	0,434
	Infraorbital	-	0,891
	Labiomental-Sulkus	-	2,471
Speicheldrüse	Gl. Parotis	3,541	1,911
	Gl. Submandibularis	1,837	1,561
Gehirn	Hypophyse	0,482	0,504
E(ICRP60) (mSv)		0,066	0,052
E(S) (mSv)		0,133	0,095
E(ICRP2005, Entwurf) (mSv)		0,086	0,061
E(ICRP60)/DLP (mSv/mGycm)		0,00227	0,00177
E(S)/DLP (mSv/mGycm)		0,00457	0,00326
E(ICRP2005, Entwurf)/DLP (mSv/mGycm)		0,00296	0,00211

Tabelle 4.5: Organdosen, Effektive Dosen und Konversionsfaktoren für die DVT

4.2 Ergebnisse dosimetrischer Untersuchungen in den Zahnarztpraxen

Intraorale Aufnahmen

Dosisflächenprodukt

Die gemessenen Werte für das Dosisflächenprodukt der 60 untersuchten Röntgengeräte sind in Abbildung 4.7 beispielhaft für die Untersuchungsprogramme „Oberkiefer Molar“ und „Unterkiefer Schneidezahn“ angegeben. Für die anderen Standardunter-

suchungsprogramme befinden sich die Ergebnisse sowie die Rohdaten im Anhang. Das 3. Quartil der Messungen ist jeweils in den Grafiken markiert. Neben den DFP-Werten sind auch die verwendeten Detektoren angegeben. Es besteht ein großer Unterschied zwischen den gemessenen Dosisflächenprodukten verschiedener Röntgenanlagen bei identischem Untersuchungsprogramm. Zum Beispiel variieren die gemessenen DFP-Werte für das Untersuchungsprogramm „Oberkiefer Molar“ zwischen $3,8 \text{ mGy cm}^2$ und $134,8 \text{ mGy cm}^2$. Das kleinste gemessene Dosisflächenprodukt bei konventionellem Film beträgt $17,4 \text{ mGy cm}^2$ und das höchste liegt bei $134,8 \text{ mGy cm}^2$.

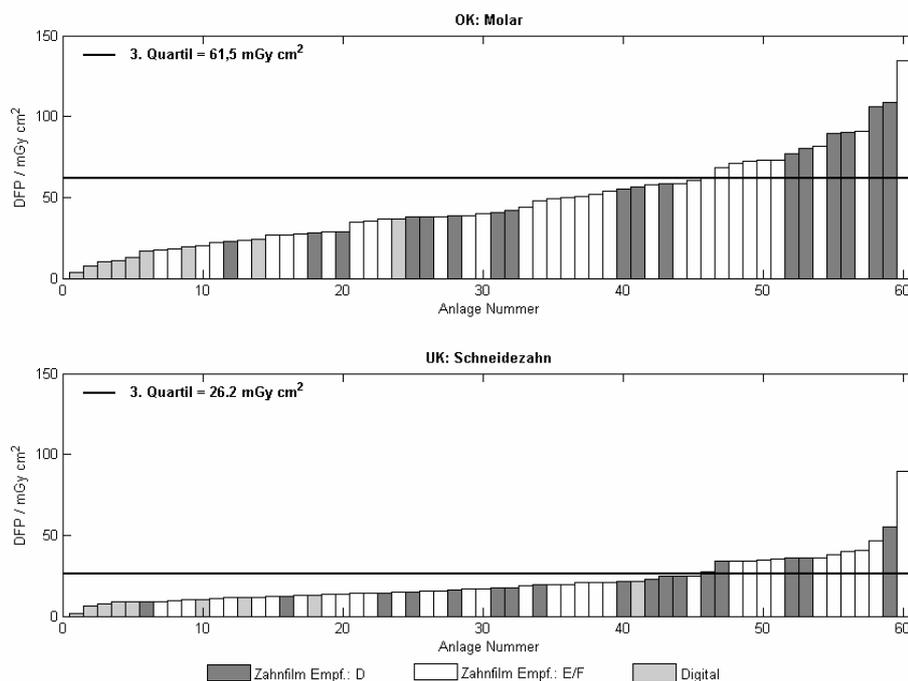


Abbildung 4.7: Dosisflächenprodukt und Kennzeichnung des 3. Quartils für intraorale Röntgenaufnahmen bei den Untersuchungsprogrammen „Oberkiefer Molar“ und „Unterkiefer Schneidezahn“

Das 1. Quartil, Mittelwert und Standardabweichung des Dosisflächenproduktes für jedes Untersuchungsprogramm sind für intraorale Aufnahmen zusammen mit dem berechneten 3. Quartil der Dosen am Tubusende in Luft und in der Oberflächendosis in Tabelle 4.6 zusammengefasst. Die höchsten Werte wurde jeweils beim Untersuchungsprogramm „Aufbiss-Röntgenaufnahmen“ ermittelt, während die niedrigsten Werte für das Untersuchungsprogramm „Unterkiefer Schneidezahn“ gemessen wurden.

Untersuchung	DFP (mGy cm ²)						
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max	σ
OK Molar	3,8	26,9	47,1	40,2	61,5	134,8	27,5
OK Prämolare	2,4	19,2	32,7	29,0	44,1	93,7	17,9
OK Eckzahn	2,8	17,2	28,6	25,9	36,2	93,7	16,4
OK Schneidezahn	1,8	16,5	29,1	25,9	37,9	101,4	17,7
UK Molar	3,8	17,7	31,2	28,1	41,2	103,5	18,8
UK Prämolare	2,4	13,7	23,9	20,8	31,8	73,1	13,2
UK Eckzahn	2,8	13,6	23,4	20,4	31,8	73,1	13,2
UK Schneidezahn	1,8	12,0	21,5	17,4	26,2	89,8	14,3
Bissflügel: vorne	8,3	20,4	35,0	30,3	46,1	111,7	20,0
Bissflügel: hinten	8,3	20,2	36,8	35,7	47,3	111,7	20,7
Aufbiss: OK	16,5	51,1	72,2	74,3	87,0	145,5	34,7
Aufbiss: UK	13,3	40,2	55,6	57,2	71,2	106,3	26,3

Tabelle 4.6: Statistische Auswertungen des Dosisflächenproduktes für intraorale Aufnahmen
(OK: Oberkiefer, UK: Unterkiefer)

Beeinflussung des Dosisflächenproduktes durch die Einstellparameter der Anlagen

Das Dosisflächenprodukt wird durch die Einstellparameter der Anlagen beeinflusst. Abbildung 4.8 zeigt die gemessenen DFP-Werte beim Untersuchungsprogramm „Oberkiefer Molar“, gruppiert nach der Röhrenspannung und dem verwendeten Film bzw. Bildrezeptor. Es ist zu erkennen, dass die Verwendung eines empfindlicheren Films nicht immer zu einer Dosisreduktion führt. Des Weiteren zeigt sich, dass digitale Systeme, die in der Regel weniger Dosis benötigen als konventionelle Film-Systeme, den Patienten in einigen Fällen mit höheren Dosen belasten. Diese Diskrepanz ist vor allem auf eine ungenügende Adaption der Aufnahmeprogramme (Schaltzeit) beim Übergang zu den filmlosen Techniken zu erklären.

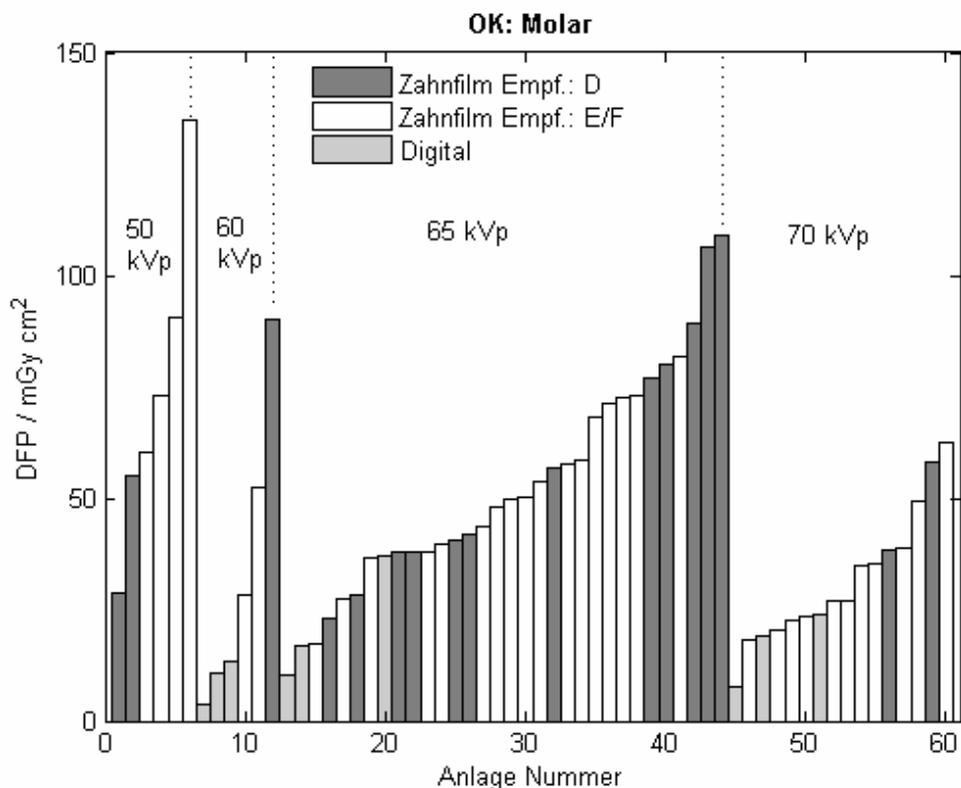


Abbildung 4.8: Dosisflächenprodukt (Oberkiefer Molar), gruppiert nach der Röhrensprechung und Filmempfindlichkeit bzw. Bildrezeptor

Fast alle intraoralen Röntgenanlagen arbeiten bei einer festen Spannung. Wie im Radiation Protection Document No. 136 der Europäischen Union empfohlen [EC136], sollte die Spannung für intraorale Röntgenanlagen zwischen 60 kVp und 70 kVp liegen.

Für die spätere Entscheidung, ob und wie eine Empfehlung zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten erfolgen soll, wird für die einzelnen Untersuchungsverfahren untersucht, inwieweit eine Einstellgröße auf das Dosisflächenprodukt und damit auf die effektive Dosis schließen lässt. Sowohl für die intraoralen Techniken als auch die Panorama-Schichtaufnahmen ist das Röhrenstrom-Zeit-Produkt ein Maß für die applizierte Dosis.

Abbildung 4.9 zeigt den Auftrag des Röhrenstrom-Zeit-Produktes gegen das Dosisflächenprodukt für das Programm OK-Molar bei Anlagen mit 2 mm Aluminium Filter und einem zylindrischen Kollimator mit 6 cm Durchmesser und Röhrensprengungen von 60 kVp, 65 kVp und 70 kVp. Die gemessenen DFP-Werte zeigen ein lineares Verhalten zum Röhrenstrom-Zeit-Produkt. Die einzige gefundene Abhängigkeit von der Röhrensprengung war ein Unterschied zwischen Anlagen, die mit niedriger

(60 kVp) und hoher (70 kVp) Röhrenspannung arbeiten, wobei letztere immer niedrigere DFP-Werte zeigten.

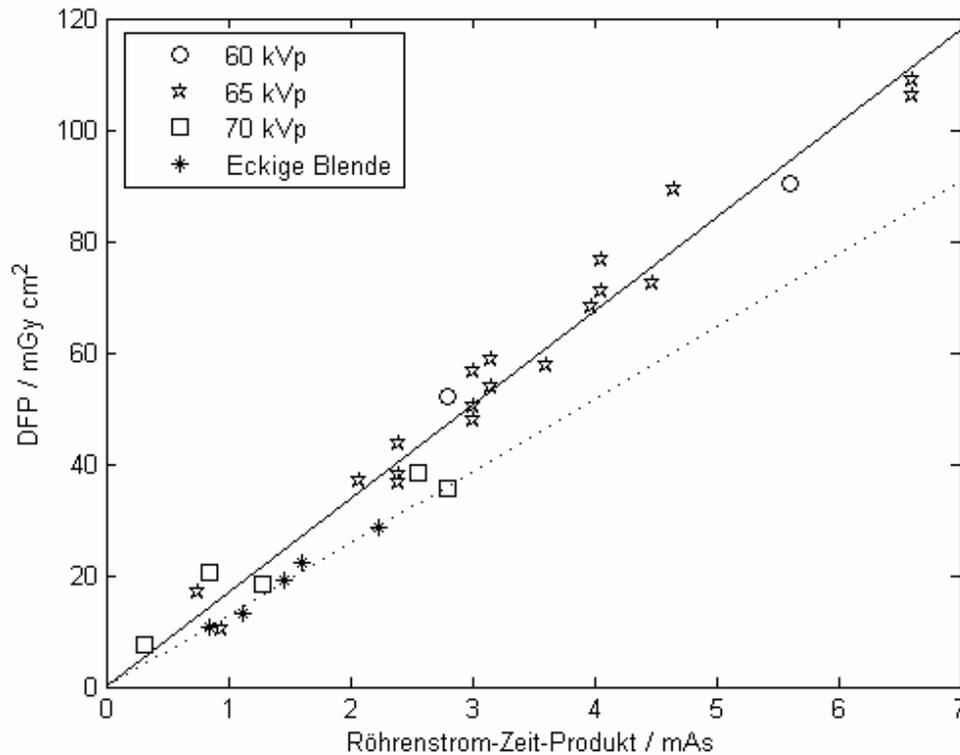


Abbildung 4.9: Zusammenhang zwischen Dosisflächenprodukt und Röhrenstrom-Zeit-Produkt bei unterschiedlichen Spannungen für Anlagen mit 6 cm Rundtuben

Aus der guten Linearität des Zusammenhanges ergibt sich, dass als eine dem Dosisflächenprodukt alternative Charakterisierung der applizierten Dosis das Röhrenstrom-Zeit-Produkt verwendet werden kann. In Tabelle 4.7 sind daher die notwendigen statistischen Werte für diesen Ansatz zusammengefasst.

Bei diesen Betrachtungen ist zu berücksichtigen, dass die obigen Ergebnisse nur für die dargestellten Kollimatoren bzw. Blenden gelten. Da das Dosisflächenprodukt über die Multiplikation der Dosis mit der Fläche linear von der Fläche abhängt, erreicht man durch eine Verkleinerung der durchstrahlten Fläche (etwa durch eine Blende) eine direkte Reduktion des Dosisflächenproduktes.

Untersuchung	Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)						
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max	σ
OK Molar	0,32	1,35	2,63	2,40	3,45	6,60	1,55
OK Prämolare	0,16	1,12	1,79	1,57	2,26	4,48	0,91
OK Eckzahn	0,15	1,12	1,56	1,52	1,95	4,48	0,77
OK Schneidezahn	0,16	0,96	1,46	1,44	1,75	3,50	0,75
UK Molar	0,16	1,12	1,66	1,52	2,24	4,48	0,89
UK Prämolare	0,16	0,84	1,33	1,20	1,69	3,30	0,64
UK Eckzahn	0,16	0,84	1,30	1,20	1,78	3,30	0,63
UK Schneidezahn	0,16	0,81	1,11	0,94	1,28	3,30	0,61
Bissflügel: vorne	0,38	1,28	2,09	1,84	2,56	7,00	1,20
Bissflügel: hinten	0,38	1,28	2,26	2,18	2,84	7,00	1,24
Aufbiss: OK	1,20	4,21	4,55	4,73	5,28	8,44	1,91
Aufbiss: UK	1,54	3,15	3,82	3,68	4,50	6,60	1,21

Tabelle 4.7: Statistische Auswertungen des Röhrenstrom-Zeit-Produktes für intraorale Aufnahmen (OK: Oberkiefer, UK: Unterkiefer) bei 6 cm-Rundkollimatoren.

Panorama-Schichtaufnahme

Dosisflächenprodukt

Der Durchschnitt der jeweils gemessenen Bestrahlungsparameter ist zusammen mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung und dem 1. und 3. Quartil der DFP-Werte, sowie deren Minimum und Maximum für jede Untersuchungsart („kräftig“, „männlich“, „weiblich“) in Tabelle 4.8 angegeben. Im Anhang befinden sich die Rohdaten der durchgeführten Messungen.

In Abbildung 4.10 sind die 3. Quartile zusammen mit den gemessenen DFP-Werten für alle Panorama-Schichtanlagen für alle Standard-Untersuchungsprogramme angegeben. Digitale Bildrezeptoren (Speicherfolien und CCD Chip) sind unterschiedlich schattiert dargestellt, während analoge Bildrezeptoren durch weiße Balken dargestellt sind.

Programm	kräftig	männlich	weiblich	
Durchschnittliche Röhrenspannung (kVp)	73,1	69,5	67,5	
Durchschnittlicher Röhrenstrom (mA)	11,6	11,7	11,7	
Durchschnittliche Bestrahlungszeit (s)	15,3	15,3	15,3	
DFP (mGy cm ²)	Min	21,9	21,9	19,2
	1. Quartil	65,6	61,8	55,5
	Mittelwert	85,7	76,4	71,6
	Median	83,2	73,3	69,8
	3. Quartil	101,4	87,0	84,4
	Max	154,8	138,9	137,8
	Standardabweichung	28,0	24,0	24,3

Tabelle 4.8: Durchschnittliche Bestrahlungsparameter und statistische Auswertungen zum Dosisflächenprodukt für Panorama-Schichtanlagen

Wie zu erwarten, sind die Werte für das 3. Quartil bei der Einstellung „kräftig“ am höchsten, gefolgt von der Einstellung „männlich“ und der Einstellung „weiblich“, bei der der Wert am niedrigsten ist. Bemerkenswert ist wieder, dass die Verwendung einer digitalen Technik nicht zwangsläufig zu niedrigen Dosen führt.

Das Gesamtergebnis der Untersuchungen zeigt, dass die Werte des 3. Quartils für „kräftig“, „männlich“ und „weiblich“ bei respektive 101,4 mGy cm², 87,0 mGy cm² und 84,4 mGy cm² liegen.

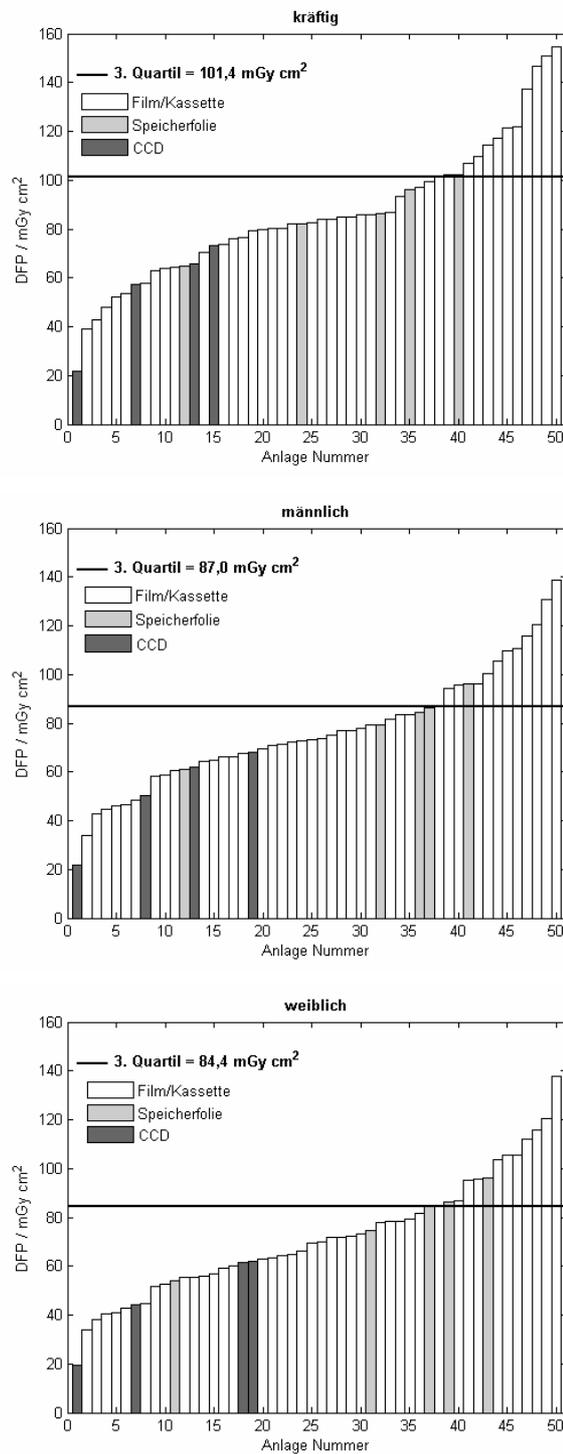


Abbildung 4.10: Dosisflächenprodukte für 50 Panorama-Schichtanlagen bei unterschiedlichen Bildrezeptoren (Standardprogramme „kräftig“, „männlich“ und „weiblich“)

Beeinflussung des Dosisflächenproduktes durch die Einstellparameter der Anlagen

In Abbildung 4.11 ist das Dosisflächenprodukt für die untersuchten Panorama-Schichtanlagen für das Untersuchungsprogramm „kräftig“ aufgetragen. Für die anderen Untersuchungsprogramme sind diese Ergebnisse übertragbar. Die unterschiedlichen Rezeptoren sind farblich codiert. Es ist deutlich erkennbar, dass mit empfindlicherem Film eine Dosisreduktion erzielt werden kann. Anzumerken ist, dass die Anzahl der dargestellten Anlagen nicht der Gesamtzahl der Anlagen entspricht. Grund hierfür ist die Tatsache, dass in einigen Praxen nicht zusammengehörende Film- und Kassettenkombinationen verwendet wurden, so dass eine eindeutige Zuordnung in eine Empfindlichkeitsklasse nicht möglich war.

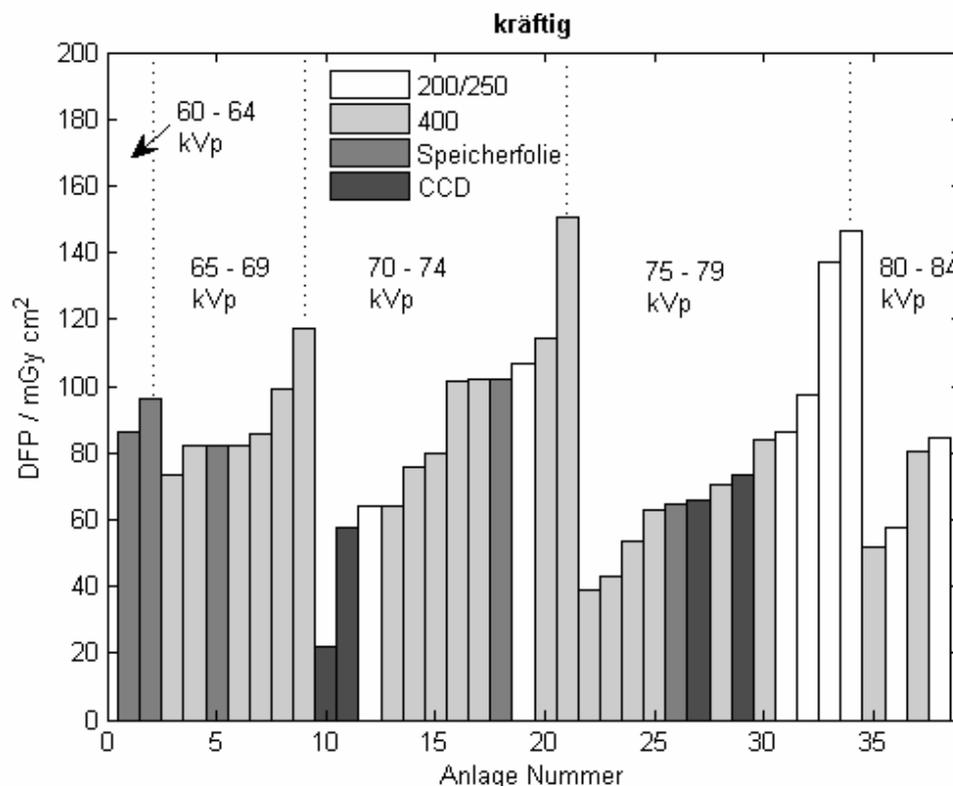


Abbildung 4.11: Einfluss der Filmempfindlichkeit auf die Strahlenexposition bei Panorama-Schichtgeräten

Zur Überprüfung einer linearen Beziehung zwischen Dosisflächenprodukt und Röhrenstrom-Zeit-Produkt wurden beide Größen für unterschiedliche Spannungen für das Programm „kräftig“ bei Panorama-Schichtaufnahmen gegeneinander aufgetragen (Abbildung 4.12).

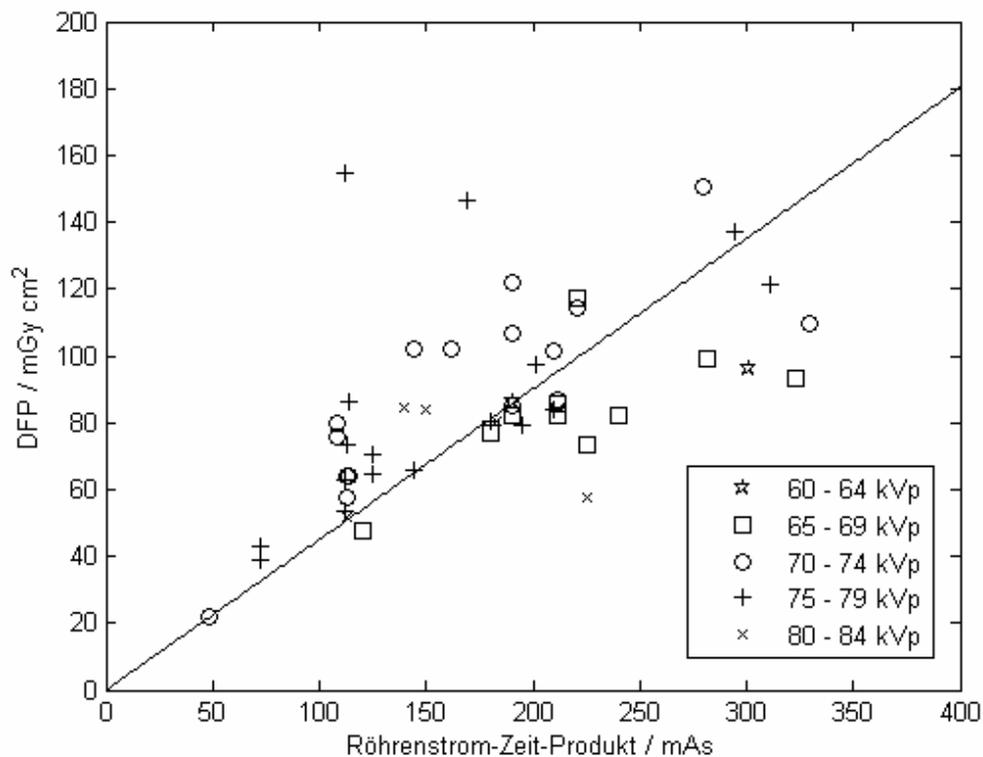


Abbildung 4.12: Abhängigkeit des DFP vom Röhrenstrom-Zeit-Produkt für unterschiedliche Werte der Röhrenspannung für das Programm „kräftig“ bei Panorama-Schichtaufnahmen

Die Streuung der Messwerte ist entsprechend der komplexeren Bauweise und Erfassung des Bildes wesentlich höher als bei den intraoralen Aufnahmen. Eine unmittelbare Linearität über verschiedene Anlagen ist nicht gegeben. Eine wesentliche Einflussgröße ist hierbei natürlich das Strahlprofil bzw. die damit verbundene Blendenöffnung. In Abbildung 4.13 werden die Verhältnisse an einer einzelnen Anlage beschrieben. Für diese gilt die erwartete Linearität zwischen Röhrenstrom-Zeit-Produkt und Dosisflächenprodukt.

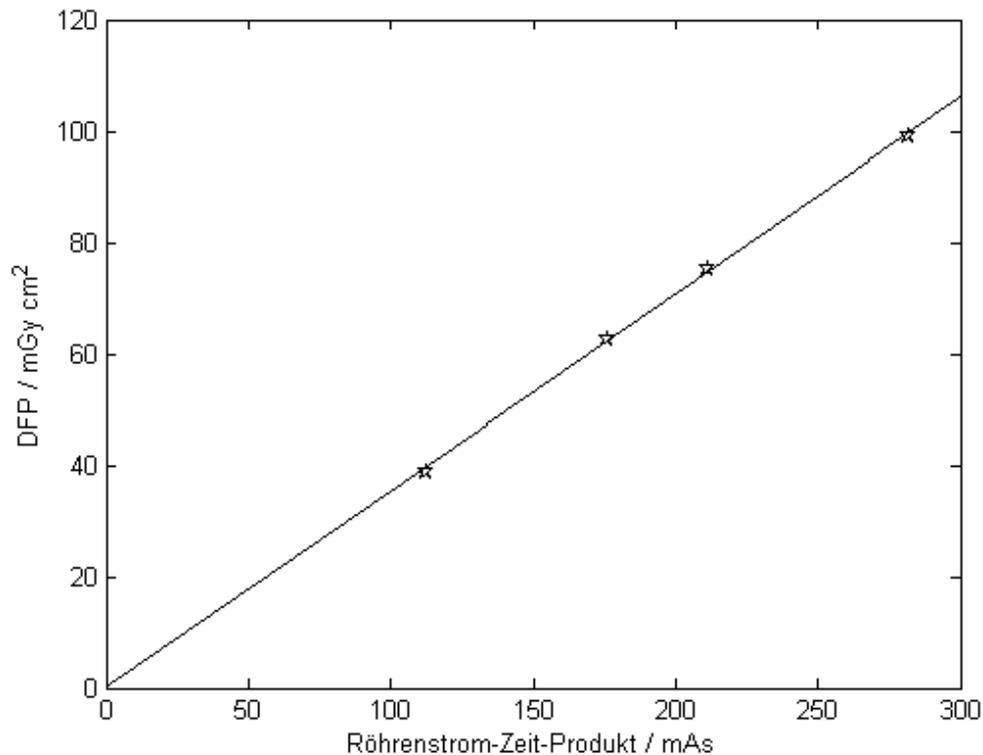


Abbildung 4.13: Zusammenhang zwischen Dosisflächenprodukt und Röhrenstrom-Zeit-Produkt für einen Othopanthomograph OP100 (Instrumentarium Dental) mit 66kVp Röhrenspannung

Schädel-Fernaufnahme

Dosisflächenprodukt

Die gemessenen Werte für das Dosisflächenprodukt an 20 untersuchten Schädel-Fernaufnahmen sind in Abbildung 4.14 zu sehen. Die Rohdaten sind im Anhang zu finden. Die 3. Quartile der Messungen sind in der Abbildung eingezeichnet und die verwendeten Detektoren sind durch verschiedene Grautöne markiert. Mittlere Bestrahlungsparameter, Mittelwert und 3. Quartil der DFP-Werte sowie weitere statistische Parameter sind in Tabelle 4.9 zusammengefasst.

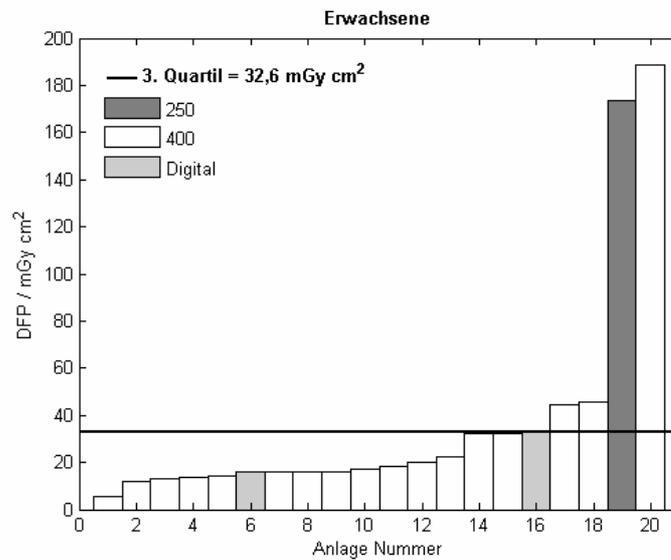


Abbildung 4.14: Dosisflächenprodukte für Schädel-Fernaufnahmen bei unterschiedlichen Bildrezeptoren

Die beiden extrem hohen Werte für das Dosisflächenprodukt am Ende der Skala der nummerierten Anlagen lassen sich durch nicht optimale Geräte bzw. Filmeigenschaften erklären. Der zweithöchste Wert für das DFP wurde bei der einzigen Anlage gemessen, die eine Film-Kassettenkombination mit 250er Filmempfindlichkeit verwendet. Die Anlage mit der höchsten Dosis hatte einen kurzen Fokus-Hautabstand von etwa 1 m gegenüber den sonst üblichen 1,5 m.

Programm		Erwach- sene
Durchschnittliche Röhrenspannung (kVp)		70,9
Durchschnittlicher Röhrenstrom (mA)		10,9
Durchschnittliche Bestrahlungszeit (s)		0,9
DFP (mGy cm ²)	Min	5,4
	1. Quartil	15,3
	Mittelwert	37,5
	Median	17,7
	3. Quartil	32,6
	Max	188,9
	Standard- abweichung	50,4

Tabelle 4.9: Durchschnittliche Bestrahlungsparameter und statistische Auswertungen zum Dosisflächenprodukt für Schädel-Fernaufnahmen

Beeinflussung des Dosisflächenproduktes durch die Einstellparameter der Anlagen

Um auch bei den Schädel-Fernröntgentechniken auf eine zum DFP alternative Messgröße eines diagnostischen Referenzwertes zu schließen, wurde die Abhängigkeit des Dosisflächenproduktes vom Röhrenstrom-Zeit-Produkt und der Röhrenspannung untersucht. In Abbildung 4.15 sind die Ergebnisse dargestellt.

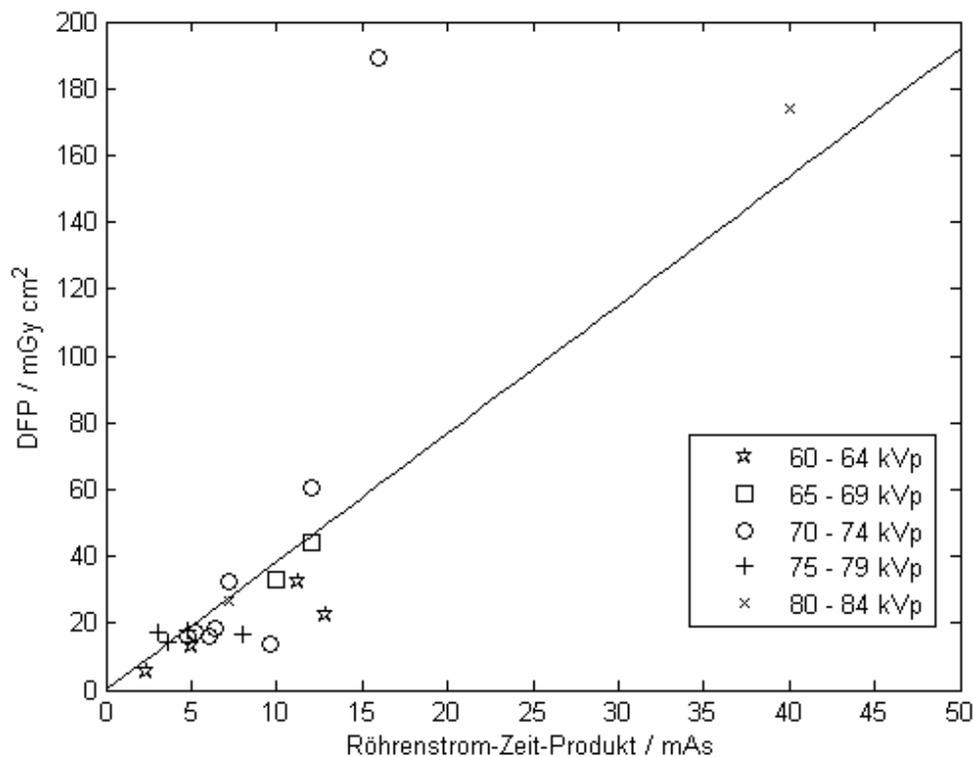


Abbildung 4.15: Abhängigkeit des Dosisflächenproduktes vom Röhrenstrom-Zeit-Produkt bei unterschiedlicher Röhrenspannung für Schädel-Fernaufnahmen

Die Anlage mit kurzem Fokus-Hautabstand (Messpunkt mit 17 mAs und 190 mGy cm²) wurde bei dem Fit der Geraden nicht berücksichtigt. Für die Abweichungen der Linearität ergeben sich die gleichen Gründe wie bei den Panorama-Schichtgeräten (z. B. Strahlprofil und Blendenöffnung).

Dental-Computertomographie

Als Messgröße für diagnostische Referenzwerte für die Computertomographie haben sich der CTDI_w sowie das Dosislängenprodukt in der konventionellen Radiologie etabliert. Es konnten die Daten von insgesamt 13 Anlagen erhoben werden. Abbildung 4.16 zeigt die erhobenen Daten für die Untersuchungen des Ober- und Unterkiefers mit Kennzeichnung des 3. Quartils der Verteilung.

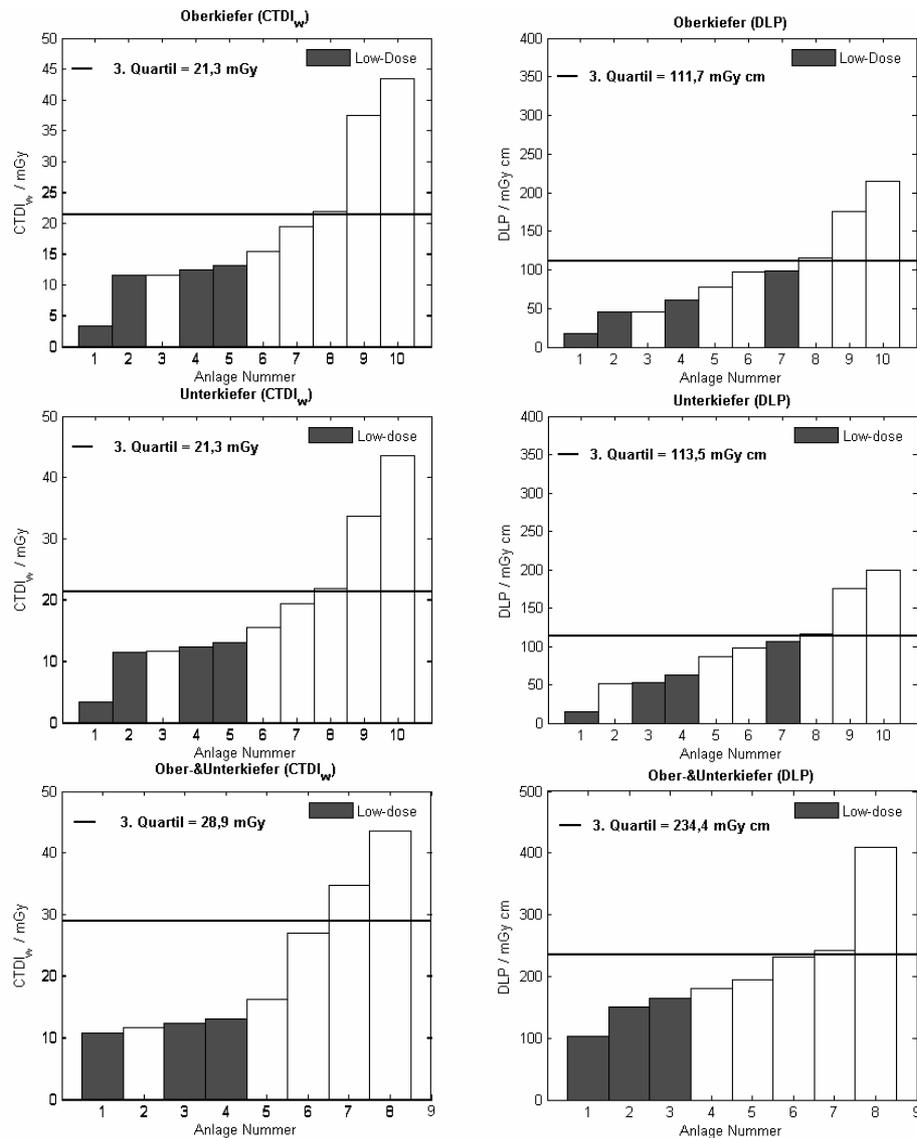


Abbildung 4.16: Erhobene CTDI_w und DLP für Dental-CT-Untersuchungen des Ober- und Unterkiefers

Fünf der 13 abgefragten Kliniken haben auf das sogenannte „low-dose Protokoll“ umgestellt. Bei der Anwendung des „low-dose Protokolls“, wird die Aufnahme mit einer niedrigeren Stromstärke (30 bis 60 mA gegenüber 100-120 mA) durchgeführt. Die zugehörigen CTDI_w und DLP-Werte sind in Abbildung 4.16 markiert und gehören zu den niedrigsten Dosiswerten, die in dieser Studie erhoben wurden.

In Tabelle 4.10 sind die aus den Verteilungen ermittelten statistischen Daten zusammengefasst. Deutlich ist erkennbar, dass die Dosen für die Einzeluntersuchung des Ober- und Unterkiefers in etwa übereinstimmen. Die Untersuchung des gesamten Ober- und Unterkiefers durch eine einzige Computertomographie verursacht eine

größere mittlere Dosis als die Summe der Einzeluntersuchungen von Ober- und Unterkiefer.

Untersuchung	Messgröße	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max	σ
Oberkiefer	CTDI _w	3,3	11,8	19,0	14,3	21,3	43,5	12,5
	DLP	17,0	49,2	94,8	87,5	111,7	215,0	61,4
Unterkiefer	CTDI _w	3,3	11,8	18,6	14,3	21,3	43,5	11,9
	DLP	15,5	54,8	96,3	92,4	113,5	200,0	57,1
Ober- & Unterkiefer	CTDI _w	10,7	12,2	21,2	14,7	28,9	43,5	12,4
	DLP	102,7	161,1	209,5	187,0	234,5	410,0	92,4

Tabelle 4.10: Statistische Auswertung des Dosislängenproduktes (mGy cm) und CTDI_w (mGy) bei der Dental-Computertomographie

Digitale Volumetomographie

Die digitalen Volumetomographen der Firma NewTom, die den größten Teil der in der Bundesrepublik verwendeten Geräte ausmachen, verfügen über eine geräteinhärente Belichtungsautomatik. Diese wird vor Ort von den zuständigen Servicetechnikern so eingestellt, dass die Bildempfänger während der Untersuchung eine Dosis erhalten, die ausreichend ist, um eine optimale Bildgebung zu gewährleisten. Durch dieses Verfahren wird aber andererseits eine Überbelichtung verhindert, die durch softwaregesteuerte Verfahren nachträglich wieder ausgeglichen werden kann. In regelmäßigen Abständen (Monatscheck) kann der Anwender mit einem Standardphantom überprüfen, ob die voreingestellten Werte noch innerhalb einer Toleranz liegen, die vom Gerätehersteller vorgegeben wird.

Da die Einstellungen der Anlage für jeden Patienten durch zwei so genannte Scout-Aufnahmen individuell geregelt werden, ist es also nicht ohne weiteres möglich, über die CTDI_w-Werte der einzelnen Untersuchungen auf die Einstellung der Anlage zurück zu schließen. Anlagenseitig wird die mittlere Röhrenstromstärke ausgegeben, die für weitere Untersuchungen in dieser Studie verwendet wurde. Mittels einer Konversionstabelle des Herstellers (siehe Anhang), kann auf den CTDI_w geschlossen werden. In Abbildung 4.17 sind für drei unterschiedliche Anlagen und für 50 bzw. 25 Patienten die Verteilungen der vom Gerät angegebenen Röhrenstromstärke sowie das

3. Quartil aller Werte für die Röhrenstromstärke aufgeführt. Für weitere drei Anlagen befinden sich die Werte im Anhang. Zu beachten ist, dass dieser Wert lediglich zur Orientierung dienen soll. Eine Einflussnahme auf die Dosis ist durch den Anwender aufgrund der oben beschriebenen Belichtungsautomatik nicht möglich.

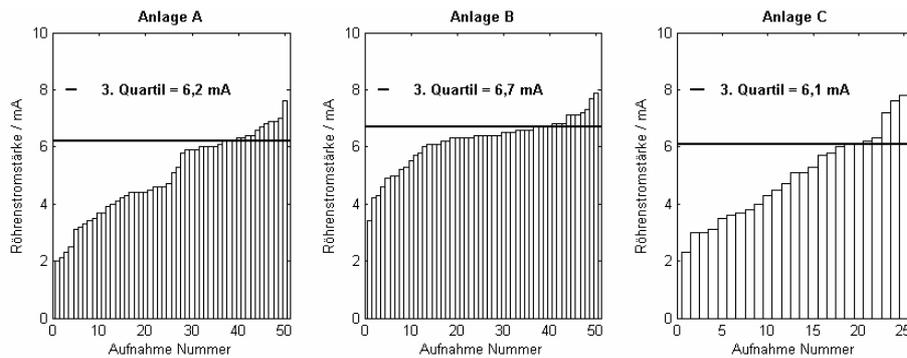


Abbildung 4.17: Mittlere Röhrenstromstärke bei DVT-Geräten für 50 bzw. 25 Aufnahmen

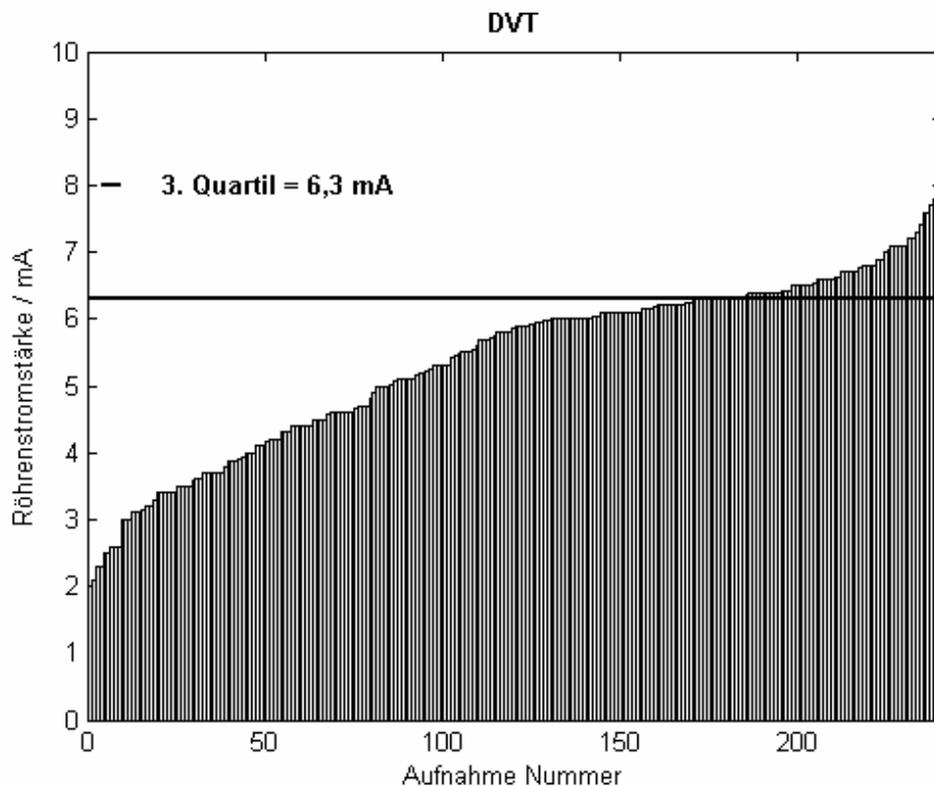


Abbildung 4.18: Darstellung der verwendeten mittleren Röhrenstromstärke bei allen DVT-Aufnahmen

Abbildung 4.18 und Tabelle 4.11 zeigen die statistischen Auswertungen aller zur Verfügung stehenden mittleren Werte für die Röhrenstromstärke. Das 3. Quartil der mittleren Röhrenstromstärke aller Untersuchungen unterscheidet sich nicht wesentlich von den 3. Quartilen der Röhrenstromstärke der Untersuchungen bei einzelnen Anlagen.

Messgröße	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max	Σ
CTDIw Wert (mGy)	1,5	3,3	4,1	4,5	4,8	6,0	1,0
DLP (mGy cm)	10,6	23,3	28,4	31,2	33,3	41,8	6,9
Röhrenstromstärke (mA)	2,0	4,4	5,4	5,9	6,3	7,9	1,3

Tabelle 4.11: Statistische Auswertungen zur DVT (6 Anlagen)

5 Diskussion des Konzeptes zur Ermittlung der Strahlenexposition bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen

5.1 Diskussion der durchgeführten dosimetrischen Untersuchungen

Intraorale Aufnahmen

In der vorliegenden Studie wurden die Konversionsfaktoren zwischen Dosisflächenprodukt und Effektiver Dosis anhand von Phantomuntersuchungen mit einem anthropomorphen Phantom bestimmt, welches speziell für die Anforderungen in der Dentalradiologie von Visser [Vis97] entwickelt und getestet wurde. Die Effektiven Dosen wurden dabei für drei unterschiedliche Berechnungsvorschriften mit unterschiedlichen Ansätzen für die Gewebe-Wichtungsfaktoren ermittelt.

Für intraorale Aufnahmen wurde eine große Variationsbreite der Konversionsfaktoren bezüglich der zahnärztlichen Untersuchungsart festgestellt. Die Organ- bzw. Gewebe-Wichtung erfolgte dabei nach den Berechnungsvorschriften der ICRP 60, ICRP Entwurf 2005 und unter Berücksichtigung der Speicheldrüse (siehe Kapitel 3.1). Dabei wurden die höchsten Konversionsfaktoren bei der Untersuchung der Molaren mit Werten von $0,085 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$ bis $0,101 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$ ermittelt (siehe Tabelle 4.1). Die niedrigsten Werte traten für Untersuchungen der Schneidezähne im Oberkiefer auf. Diese betragen $0,008 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$ bis $0,014 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$. Die Untersuchung der Molaren bedingt im Vergleich zu anderen Untersuchungsarten aufgrund der Exposition des Kiefergelenkes eine vergleichsweise hohe Strahlenexposition des roten Knochenmarkes. Da bei intraoralen Techniken mit relativ kleinen Kollimatordurchmessern (z.B. 6 cm Rundkollimatoren, bzw. 3 x 4 cm Rechteckblenden) gearbeitet wird, werden umliegende Organe nur gering belastet. Aus allen Organen, die in der ICRP 60-Empfehlung von 1990 aufgeführt wurden, sind lediglich das Gehirn, die Schilddrüse, das rote Knochenmark sowie kleine Teile der Haut einer relevanten Dosis ausgesetzt. Aus diesem Grunde kann das Verfahren, die Effektive Dosis allein anhand der in ICRP 60 angegebenen Faktoren abzuschätzen, als problematisch angesehen werden. Insbesondere zu beachten ist, dass die Speicheldrüse, die in der Empfehlung bislang keinen eigenen Gewebe-Wichtungsfaktor besitzt, bei Aufnahmen, die in unmittelbarer anatomischer Nähe durchgeführt werden, vergleichsweise hohen Dosen ausgesetzt ist. Ein Konversionsfaktor, der die Speicheldrüse nicht berücksichtigt, unterschätzt nach Auffassung der Autoren dieser Studie daher die Effektive Dosis. Ein Gewebe-Wichtungsfaktor, der die Speicheldrüse mit einem Gewicht von 0,025 in die Berechnung eingehen lässt, würde den Konversions-

faktor hingegen sehr stark erhöhen (Beispiel: UK Molar von $0,093 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$ auf $0,132 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$). Nach dem Entwurf der neuen ICRP-Empfehlung (ICRP2005, Entwurf), der die Speicheldrüsen explizit mit einem Gewebe-Wichtungsfaktor von 0,01 belegt, konnte in den hier vorliegenden Untersuchungen ein Konversionsfaktor ermittelt werden, der zwischen den beiden Werten für die Berechnung nach ICRP 1990 einerseits und unter besonderer Berücksichtigung der Speicheldrüse andererseits liegt ($0,108 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$).

Visser [Vis97] führte Messungen mit Hilfe des hier verwendeten Phantoms durch und ermittelte für komplette Zahnstatusaufnahmen, die aus zwölf unterschiedlichen Einzelaufnahmen des kompletten Gebisses bestehen, Effektive Dosen, indem er die Speicheldrüse entsprechend der ICRP-Empfehlung von 1990 als „Anderes Organ“ einstufte. Der von ihm berechnete Konversionsfaktor liegt bei $0,06 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$. Bei Mittelung der in dieser Studie über alle Einzelzahnstatus berechneten Konversionsfaktoren entsprechen die Berechnungsergebnisse den Ergebnissen von Visser. In der gleichen Studie von Visser wurden ebenfalls Bissflügelstatus untersucht, die eine Serie von vier aufeinander folgenden Aufnahmen darstellen. Der Konversionsfaktor betrug $0,08 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$, eine entsprechende Mittelung der in der hier vorliegenden Studie bestimmten Gewebe-Wichtungsfaktoren beträgt $0,07 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$, ist also ebenfalls vergleichbar. Somit wurden in dieser Studie die Messwerte, die von Visser [Vis97] ermittelt wurden, mit anderen Anlagen bestätigt. Stenström et al. und Helmrot [SHKS86, Hel96] leiten unter Berücksichtigung der Speicheldrüsen Konversionsfaktoren für die intraoralen Untersuchungstechniken von $0,06$ bis $0,07 \mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$ ab. Dieser Vergleich bestätigt somit die Konsistenz der ermittelten Werte dieser Studie. Für die Berechnung der Effektiven Dosis empfehlen die Autoren dieser Studie die Anwendung der Berechnungsvorschrift der ICRP (ICRP2005, Entwurf) aus dem Jahre 2005.

Die dosimetrischen Untersuchungen in den Zahnarztpraxen zu intraoralen Aufnahmen führen zu den in Tabelle 4.6 zusammengefassten Ergebnissen inklusive statistischen Auswertungen. Neben den zu erwartenden großen Unterschieden im Mittelwert oder dem 3. Quartil der einzelnen Untersuchungsarten zeigt sich hier auch eine sehr große Spannbreite der Dosisflächenprodukte zwischen den einzelnen besuchten Praxen, die sich bis zum 35-fachen unterscheiden. Diese Unterschiede sind durch die Art der Anlage, die Belichtungstechniken, die Film- oder Bildempfängerempfindlichkeit oder die Einstelltechniken bedingt. Bemerkenswert ist, dass in einigen Einrichtungen, obwohl sie den vergleichsweise empfindlichen E/F-Film verwenden, höhere DFP-Werte ermittelt wurden als in Praxen, die den weniger empfindlichen D-Klasse Film verwenden (Abbildung 4.8). Die ermittelte Dosis für die Einrichtung, die den D-Film verwendet und die die niedrigste Dosis in dieser Klasse verursacht, führt zu einer Strahlenexposition, die um den Faktor 3,5 kleiner ist als die höchste Dosis bei den Anlagen, die den empfindlicheren E/F-Films verwenden. Offensichtlich verwenden viele Praxen nicht die optimal an die Filmgeschwindigkeit angepasste Belichtungszeit. Während der durchgeführten Gespräche mit einigen Zahnärzten

und Helferinnen fiel häufig auf, dass bei der Umstellung auf einen empfindlicheren Film keine adäquate Anpassung der Belichtungszeit stattfindet. Eine bessere Information des gesamten Praxisteams scheint daher dringend nötig. Dies gilt teilweise auch für die Anwendung digitaler Bildempfänger, deren Verwendung somit nicht zwangsläufig zu den niedrigsten Dosen führt, wie beispielsweise aus Abbildung 4.7 und 4.8 erkennbar wird.

Als alternative Größe zur Charakterisierung der applizierten Dosis kann bei gleicher Blendenöffnung durchaus auch das Röhrenstrom-Zeit-Produkt herangezogen werden. Wie Abbildung 4.9 zeigt, ergibt sich aus der guten Linearität aller Messwerte eine ausreichende Unabhängigkeit von der Röhrenspannung. Das 3. Quartil für die Oberkiefer-Molaruntersuchung beträgt danach 3,8 mAs. Da die Anlagen üblicherweise die Schaltzeit anzeigen und der Strom bei den intraoralen Röntgengeräten üblicherweise nicht verändert werden kann, ergibt sich somit beispielsweise für die häufig verwendete Stromstärke von 7 mA eine Belichtungszeit von nicht mehr als 0,54 s, die eingehalten werden sollte.

Untersuchungen zur Strahlenexposition bei intraoralen Aufnahmen wurden in einigen europäischen Ländern durchgeführt [TWH+95, YTT+98, TYB04, GVF01, IPEM+02]. Einige dieser Ergebnisse sind in Tabelle 5.1 zusammengefasst.

Die Ergebnisse dieser Studie zur Strahlenexposition bei intraoralen Aufnahmen sind im Allgemeinen niedriger als die bisher publizierten Werte, liegen jedoch in der gleichen Größenordnung. Einer der Gründe für die Unterschiede könnte sein, dass in dieser Studie ein größerer Anteil neuerer Anlagen, teilweise mit digitalen Bildrezeptoren, berücksichtigt wurde.

Land	Dosiswerte	Messgröße	Untersuchung
Dänemark (1995)	3. Quartil: 3,5 mGy (Film Empf.: E), 6,3 mGy (Film Empf.: D)	Dosis am Tubusende	UK: Schneidezahn
Griechenland (1998)	71 % < 5 mGy	Oberflächen- dosis	Mittelwert der Be- strahlungszeit
Griechenland (2004)	Mittelwert: 34 - 80 mGy cm ²	DFP	Keine Angabe
Spanien (2001)	DRW: 3,5 mGy	Oberflächen- dosis	Durchschnitt aller Projektionen
UK (2002)	DRW: 2,1 mGy	Dosis am Tubusende	UK: Molar

Tabelle 5.1: Ergebnisse dosimetrischer Studien verschiedener europäischer Länder

Panorama-Schichtaufnahme

Die durch diese Studie bestimmten Konversionsfaktoren zwischen Dosisflächenprodukt und Effektiver Dosis sind mit bislang veröffentlichten Studien zu vergleichen. Tabelle 5.2 fasst die durch unterschiedliche Autoren [SHSK86, Vis97, WM00, PDNG04] beschriebenen Ergebnisse zusammen.

Studie	E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$)	E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$)	E(ICRP2005, Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGy cm}^2$)
Stenström <i>et al.</i> und Helmrot (1996)	-	0,08	-
Visser (1997)	0,0634-0,1058	0,1786-0,2345	0,1057-0,1377
Williams und Montgomery (2000)	0,06	-	-
Perisinakis (2004)	0,0734	-	-
Eigene Messung	0,0548-0,0862	0,1379-0,2382	0,087 - 0,1311

Tabelle 5.2: Vergleich der in verschiedenen Studien ermittelten Konversionsfaktoren zwischen Dosisflächenprodukt und Effektiver Dosis

Die Ohrspeicheldrüse (Gl. Parotis) ist der höchsten Strahlenexposition ausgesetzt (Abbildung 4.3). Daraus ergibt sich bei Berechnung der Effektiven Dosis nach ICRP 60 von 1990 die gleiche Problematik wie bei den intraoralen Techniken (Unterschätzung), so dass zusätzlich wieder die alternativen Effektiven Dosen unter Berücksichtigung der Speicheldrüsen als „Anderem Organ“ ($w_T=0,025$) und unter Verwendung des ICRP Entwurfes aus dem Jahre 2005 ($w_T=0,01$) berechnet wurden.

Helmrot und Alm Carlsson [HC05] testeten ein Planmeca PM2002 CC/EC Proline (Planmeca OY, Finnland) mit einer Filmsensitivität von 400. Für Einstellungen von 64 kVp, 5 mA und 18,4 s Bestrahlungszeit wurde ein Dosisflächenprodukt von 57 mGy cm^2 gemessen. Bei Messungen dieser Studie am gleichen Gerät mit vergleichbaren Werten der relevanten Parameter (64 kVp, 6mA, 18,0 s) wurde ein DFP von $55,3 \text{ mGy cm}^2$ ermittelt. Damit ist die weitgehende Übereinstimmung beider Studien bestätigt.

Tierris *et al.* [TYB04] bestimmten ein 3. Quartil des Dosisflächenproduktes für die Untersuchungsprogramme „männlich“ und „weiblich“ von 117 mGy cm^2 bezie-

hungsweise 97 mGy cm^2 . Diese Werte sind verglichen mit den Werten der vorliegenden Studie (siehe Tabelle 4.8) um 34 % höher für das Untersuchungsprogramm „männlich“ und 15 % höher für das Programm „weiblich“. Eine nähere Betrachtung der Ergebnisse von Tierris et al. zeigt, dass 8 von 62 Anlagen erheblich höhere DFP-Werte aufweisen als die übrigen. An diesen acht Geräten wurden DFP-Werte zwischen 200 und 250 mGy cm^2 für die Einstellung „männlich“ und zwischen 170 und 200 mGy cm^2 für „weiblich“ gemessen. Der höchste in der vorliegenden Studie ermittelte Wert beträgt ca. 140 mGy cm^2 . Daraus ist zu schließen, dass die Werte von Tierris et al. stark durch die Anlagen mit höheren Dosen beeinflusst sind. Wenn bei der Berechnung des 3. Quartils der von Tierris et al. gemessenen DFP-Werte die Werte für diese acht Anlagen ausgeschlossen werden, liegen die von Tierris et al. ermittelten Werte im selben Bereich des 3. Quartils für die DFP-Werte wie die Werte der vorliegenden Studie.

Williams and Montgomery [WM00] haben DFP-Werte mit Hilfe von TLD an 16 Panorama-Geräten mit unterschiedlichen Bestrahlungsparametern bestimmt. Sie fanden einen durchschnittlichen DFP-Wert von 113 mGy cm^2 ohne auf spezifische Programme einzugehen.

Das DFP verhält sich bei einer individuellen Anlage linear zum Röhrenstrom-Zeit-Produkt. Aufgrund der komplexeren Abbildungsvorschrift bei der Panorama-Schichtaufnahme zeigen die Ergebnisse des Auftrags von Röhrenstrom-Zeit-Produkt gegen das Dosisflächenprodukt für unterschiedliche Anlagen bei unterschiedlicher Röhrenspannung allerdings eine wesentlich höhere Streuung als bei den intraoralen Aufnahmen. Hinzu kommt eine direkte Abhängigkeit des DFP von der Größe der Blende bzw. dem Strahlquerschnitt, da beides direkt die „durchstrahlte“ Fläche und über die Multiplikation mit der Dosis das Dosisflächenprodukt beeinflusst. Die von Visser angegebene Linearität zwischen DFP und mAs Produkt bei vier untersuchten Anlagen konnte bei der Vielzahl der hier verwendeten Anlagen nicht bestätigt werden.

Schädel-Fernaufnahme

Die Phantommessungen zu den Schädel-Fernaufnahmen ergeben Effektive Dosen zwischen $0,4 \text{ } \mu\text{Sv}$ und $1,1 \text{ } \mu\text{Sv}$ bei Anwendung der ICRP-Empfehlung von 1990. Unter Einbeziehung der Speicheldrüsen als „Anderes Organ“ sind die berechneten Dosen um bis zu 130% höher. Die nach dem neuen ICRP-Entwurf aus dem Jahre 2005 berechneten Dosen sind durchschnittlich etwa 30 % höher als nach der von der ICRP 1990 empfohlenen Berechnungsvorschrift.

Visser [VRH01] führte eine Studie durch, bei der die Effektive Dosis unter Einbeziehung der Speicheldrüse als Restorgan für konventionelle und digitale Schädel-Fernröntgenanlagen verglichen wurde. Die Effektiven Dosen betragen $2,3$ bzw. $1,1 \text{ } \mu\text{Sv}$ und liegen damit ebenfalls in dem von uns gefundenen Bereich.

Gori et al. [GRS+00] haben Messungen mit dem Alderson-Rando-Phantom durchgeführt und berechneten mit der von der ICRP vorgeschlagenen Methode eine Effektive Dosis von 1,7 μSv .

Bei den Messungen in den Dentalpraxen (vgl. Abbildung 4.14) tritt bei zwei der untersuchten Geräte eine vergleichsweise hohe Dosis auf. Die Ursache hierfür kann in der bereits beschriebenen Problematik des relativ unempfindlichen Filmes bzw. der ungewöhnlichen Anlagenkonstruktion liegen. Als 3. Quartil des Dosisflächenproduktes (Abbildung 4.14) bzw. des wiederum linearen Zusammenhanges zwischen DFP und Röhrenstrom-Zeit-Produkt (Abbildung 4.15) ergeben sich 32,6 mGy cm^2 bzw. 10,6 mAs .

Dental-Computertomographie

Die in Tabelle 4.4 zusammengefassten Phantomuntersuchungen an Dental-CTs zeigen für die axialen CTs deutlich höhere Organ- und Effektive Dosen als für das Spiral-CT. Bei Berechnung der Dosis unter Verwendung der Gewebe-Wichtungsfaktoren nach ICRP 60 beträgt die Effektive Dosis für die Axial-CT 0,154 mSv und für die Spiral-CT 0,061 mSv . Das Hauptziel der dosimetrischen Untersuchung bestand in der Überprüfung der Software CTDosimetry (ImPACT Group) mit dem in dieser Studie verwendeten optimierten Phantom. Die Eignung der Software zur Berechnung der Dosis wurde international bestätigt [BE04, YPG04, NMK06]. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.4 dargestellt. Die mit CTDosimetry abgeschätzten Werte der Effektiven Dosis von 0,17 mSv für das axiale und 0,053 mSv für das Spiral-CT stimmen mit den eigenen Messergebnissen überein.

Die Umfrageergebnisse bei den Anwendern der Dental-CT sowie die statistischen Auswertungen sind in Tabelle 4.10 und Abbildung 4.16 dargestellt. Zu erkennen ist, dass sich das DLP bei Ober- und Unterkieferuntersuchungen nicht wesentlich voneinander unterscheidet. Das 3. Quartil des Dosislängenproduktes beträgt 111,7 mGy cm bzw. 113,5 mGy cm . Für die gesamte Untersuchung des Kiefers beträgt das 3. Quartil des DLP 234,4 mGy cm . Andere Autoren [HSS+98, RSH+99, SVH+99] haben bereits gezeigt, dass durch Verwendung eines „low-dose Protokolls“ in der Dental-Computertomographie eine Dosiseinsparung möglich ist, wobei die Bilder keinen Verlust an diagnostischer Aussagekraft zeigten. Diese Studie hat ebenfalls demonstriert, dass die Verwendung von „low-dose Protokollen“ unter klinischen Bedingungen durchaus praktikabel ist.

Tabelle 5.3 zeigt die Ergebnisse einer österreichischen Studie aus dem Jahre 2005 [Oest05]. Die gefundenen Werte sind durchweg etwas niedriger als die in dieser Studie bestimmten. Allerdings wurden lediglich die Daten von 8 Anwendern berücksichtigt.

Untersuchung	Messgröße	Mittelwert	3. Quartil
Oberkiefer	CTDI _w (mGy)	24,4	24,1
	DLP (mGy cm)	70,0	80,0
Unterkiefer	CTDI _w (mGy)	33,6	37,1
	DLP (mGy cm)	92,0	99,0
Ober- & Unter- kiefer	CTDI _w (mGy)	14,7	-
	DLP (mGy cm)	65,0	-

Tabelle 5.3: Ergebnisse einer österreichischen Studie aus dem Jahre 2005 zu Dental-CT-Untersuchungen

Digitale Volumentomographie

Zum Vergleich der im Rahmen dieser Studie ermittelten Dosen mit dem Phantomkopf konnte auf Messungen von Hirsch (Uniklinikum Leipzig) zurückgegriffen werden, der in einer gemeinsamen Studie mit Visser [HV01] die Organdosen an einem DVT-Gerät bestimmt hat. Mit Hilfe dieser Organdosen und den drei von uns verwendeten Ansätzen für die Gewebe-Wichtungsfaktoren wurden dann die Effektiven Dosen für die beiden Untersuchungen ausgerechnet. Die Werte sind in sich konsistent und vergleichbar.

Eine Untersuchung der Häufigkeitsverteilung der mittleren Stromstärken bei einzelnen Patientenuntersuchungen wurde für die DVT bislang noch nicht publiziert, so dass die ermittelten Werte dieser Studie nicht mit den Resultaten anderer Gruppen verglichen werden können. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.11 zusammen gefasst. Der Vergleich des 3. Quartils des CTDI_w der DVT mit den gleichen Parametern üblicher Dental-CTs zeigt, dass die Anwendung der DVT zu einer erheblichen Dosisreduktion führt. Das 3. Quartil des CTDI_w für die Dental-CT beträgt 21,3 und 28,9 mGy gegenüber 4,8 mGy bei der DVT.

5.2 Dosis beeinflussende Faktoren bei den durchgeführten Studien

Dosis beeinflussende Faktoren bei intraoralen Aufnahmen

Die Untersuchungen der Dosis beeinflussenden Faktoren bei intraoralen Aufnahme-geräten ergaben eine starke Abhängigkeit vom gewählten Untersuchungsprogramm bzw. untersuchten Zahnbereich (Tabelle 4.1). Wie Abbildung 4.9 zeigt, spielt die Spannung im verwendeten Bereich zwischen 60 und 70 kVp keine Rolle für die resultierende Dosis. Selbst mit den noch verwendeten 50-kVp-Geräten kann bei Wahl eines hochempfindlichen Filmes eine im Vergleich zu den anderen Anwendern vergleichbare Strahlenexposition erreicht werden (Abbildung 4.8). Es besteht ein direkter linearer Zusammenhang zwischen Röhrenstrom-Zeit-Produkt und Dosisflächenprodukt. Da die Stromstärke im Allgemeinen für ein bestimmtes Gerät konstant gehalten wird, lässt sich die Dosis lediglich mit der Belichtungszeit regulieren. Die Wahl eines empfindlicheren Films oder digitalen Detektors reduziert hingegen die Dosis nur dann, wenn die Belichtungszeit auch an den Detektor angepasst wird. Ein weiterer Dosis beeinflussender Faktor ist die Einblendung (siehe Kapitel 2).

Dosis beeinflussende Faktoren bei Panorama-Schichtaufnahmen

Bei Panorama-Schichtgeräten wurde ein linearer Zusammenhang zwischen Dosis und Röhrenspannung festgestellt (Abbildung 4.4). Da die Stromstärke bei den meisten Geräten während der gesamten Rotation um den Patienten konstant gehalten wird und die Rotationsgeschwindigkeit bzw. Bewegung konstant ist, ergibt sich ein direkter linearer Zusammenhang des Dosisflächenproduktes zur Stromstärke für eine individuelle Anlage. Für die Gesamtzahl der Anlagen (Abbildung 4.12) wurde ein solcher Zusammenhang nicht gefunden. Einen wesentlichen Einfluss auf das DFP hat hierbei die Blendenöffnung und das damit verbundene Dosisprofil. Dies wird prinzipiell durch Abbildung 4.13 belegt. Wie in Abbildung 4.11 deutlich wird, besteht ein Zusammenhang zwischen der Film- bzw. Bildempfängerempfindlichkeit und der Dosis. Jedoch kann eine Minimierung der Dosis, wie dies bei intraoralen Techniken möglich ist, nur bei Anpassung der geräteseitigen Parameter (Spannung, Strom, Blendengröße und gegebenenfalls Bewegungsbahn und -geschwindigkeit) erreicht werden.

Dosis beeinflussende Faktoren bei Schädel-Fernaufnahmen

Für die Schädel-Fernaufnahmen ergibt sich im untersuchten Spannungsbereich (55 kVp – 80 kVp) ebenfalls eine ausreichend gute lineare Abhängigkeit zur Dosis (Abbildung 4.5). Stromstärke und Belichtungszeit haben ebenfalls einen linearen Einfluss auf die Dosis. Die Untersuchungen bei den Anwendern haben ergeben, dass ein linearer, geräteunabhängiger Zusammenhang zwischen dem Dosisflächenprodukt und dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt für eine individuelle Anlage besteht, während für die Gesamtzahl der Anlagen eine solche Aussage nicht getroffen werden kann (vgl. Abbildung 4.13 und Abbildung 4.15).

Dosis beeinflussende Faktoren bei Dental-Computertomographie

Für die Dentalcomputertomographie gelten die gleichen Dosis beeinflussenden Faktoren wie bei der herkömmlichen Computertomographie. Insbesondere bestehen übliche Abhängigkeiten von der Spannung, der Stromstärke, der Rotationszeit, dem Pitch, der Kollimation sowie von der Scanlänge. Da alle Computertomographen den $CTDI_{vol}$ bzw. das Dosislängenprodukt angeben und sich für diese Messgrößen in der konventionellen Radiologie diagnostische Referenzwerte etabliert haben, wird an dieser Stelle nicht weiter auf die Dosis beeinflussenden Faktoren eingegangen.

Dosis beeinflussende Faktoren bei der Digitalen Volumentomographie

Bei der digitalen Volumentomographie gelten physikalisch ähnliche Dosis beeinflussenden Faktoren wie bei der konventionellen Computertomographie. Allerdings haben die Anwender bei den besonders häufig verwendeten NewTom-Geräten (80 % aller in Deutschland verwendeten DVT-Geräte sind NewTom-Geräte) keinerlei Einflussmöglichkeiten auf die Dosis. Neuere Geräte der Firma erlauben variable Scanlängen zwischen 10, 15 und 20 cm.

5.3 Diskussion geeigneter Mess- und Einstellgrößen zahnmedizinischer Untersuchungen zur Erstellung von diagnostischen Referenzwerten

5.3.1 Bewertungskriterien zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten

Die Kriterien zur Bewertung der in dieser Studie ermittelten Einstell- und Messgrößen bei zahnmedizinischen Röntgenanlagen im Hinblick auf ihre Eignung zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten werden aus der Strahlenschutzverordnung, der Röntgenverordnung, den Empfehlungen der europäischen Kommission [EC109] und anhand der in dieser Studie erworbenen Erkenntnisse über die praktische Handhabung von Röntgengeräten abgeleitet.

Diagnostische Referenzwerte sind gemäß § 81 StrlSchV ein Mittel zur Beschränkung der Strahlenexposition und sollen nach § 9 der Empfehlung der europäischen Kommission [EC109] der Vermeidung von unnötig hohen Strahlenexpositionen dienen. Die Einführung diagnostischer Referenzwerte für das Dentalröntgen ist daher nur sinnvoll, wenn sich die applizierte Dosis bei unterschiedlichen Anlagen relevant voneinander unterscheidet, so dass ein anlagenspezifisches **Minimierungspotenzial gegeben** ist. Bei Einführung von Diagnostischen Referenzwerten kann eine ungerechtfertigt hohe Dosis, die von einer Minderheit der Anwender (25. Perzentil) appliziert wird, durch Feststellung und Verbesserung der Anlageneinstellungen minimiert werden.

Die Einführung von diagnostischen Referenzwerten eignet sich nach [EC109] insbesondere für **Standardanwendungen, die ausreichend häufig durchgeführt werden** und die zu einer **relevanten Individual- oder Kollektivdosis** führen.

Für eine Einführung von diagnostischen Referenzwerten sind insbesondere Mess- bzw. Einstellgrößen zu wählen, die wie das nach [EC109] empfohlene Dosisflächenprodukt bzw. der CT-Dosis-Index **für die Ermittlung der Dosis geeignet** und darüber hinaus **überprüfbar** sind.

Darüber hinaus ist eine Einführung von diagnostischen Referenzwerten nur sinnvoll, wenn die Untersuchungsart und Röntgentechnologie durch den Anwender mittels Einstellung seiner Anlage **im Hinblick auf eine Reduzierung der Strahlenexposition beeinflussbar** ist.

5.3.2 Bewertung von Einstell- und Messgrößen im Hinblick auf die Eignung zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten

Intraorale Aufnahmen

Die in verschiedenen europäischen Ländern [IPEM+02, Lux01, GVF01, Fin00, IAEA96] vorgeschlagenen diagnostischen Referenzwerte sind in Tabelle 5.4 angegeben. Die meisten diagnostischen Referenzwerte für intraorale Aufnahmen sind in Oberflächendosen angegeben. In Großbritannien wurde die Dosis am Tubusende als diagnostischer Referenzwert eingeführt.

Land/ Organisation	Art der Untersuchung	diagnostischer Referenzwert	Messgröße
UK Entwurf (2002)	Unterkiefer Molaren	2,1 mGy	Dosis am Tubusende
Luxemburg (2001)	Oberkiefer Molaren	Untersuchungsschwelle > 4 mGy Eingreifschwelle > 6 mGy	Oberflächendosis
Spanien (2001)	Durchschnitt aller Projektionen	3,5 mGy	Oberflächendosis
Finnland (2000)	-	< 7 mGy für jegliche intraorale Aufnahme < 3,5 mGy für Filme der Empfindlichkeit E und für digitale Systeme	Oberflächendosis
IAEA (1996)	Periapical	7 mGy	Oberflächendosis

Tabelle 5.4: Diagnostische Referenzwerte für intraorale Aufnahmen und Messgrößen

Die in dieser Studie ermittelten Dosisflächenprodukte bei der Durchführung von intraoralen Aufnahmen für die jeweiligen Einzelzahnprogramme sowie Aufbissaufnahmen sind für eine Ermittlung der Strahlenexposition des Patienten geeignet. Darüber hinaus zeigt die Auswertung der ermittelten Dosisflächenprodukte, dass in der zahnärztlichen Praxis eine große Spannweite der applizierten Dosen bei allen Untersuchungsprogrammen für intraorale Aufnahmen existiert. Somit besteht ein Minimierungspotenzial für die Dosis.

Eine Differenzierung im Hinblick auf die verwendete Filmempfindlichkeit, wie dies bei den vorgeschlagenen diagnostischen Referenzwerten in Finnland erfolgt [Fin00], ist nach den vorliegenden Untersuchungen nicht angezeigt, da sich der Anteil der Überschreitungen des 75. Perzentils für das Dosisflächenprodukt für die unterschied-

lichen Filmempfindlichkeiten D und E/F nicht wesentlich unterscheidet. Eine Differenzierung nach digitalen und analogen Bildrezeptoren ist derzeit nicht sinnvoll, da nach den Erkenntnissen dieser Studie der Anteil der verwendeten digitalen Rezeptoren bei intraoralen Aufnahmen gering ist.

Bei Einführung eines diagnostischen Referenzwertes als 75. Perzentil der jeweils ermittelten Dosisflächenprodukte aller Untersuchungsarten für intraorale Aufnahmen wäre langfristig eine Reduzierung überdurchschnittlich hoher Dosen möglich. Bei Anfertigung von Zahnfilmstaten wären dabei jeweils die 75. Perzentile der DFP der Einzelaufnahmen einzuhalten. Die in der zahnärztlichen Praxis derzeit verwendeten Geräte für intraorale Aufnahmen besitzen jedoch kein Dosisflächenproduktmessgerät, sodass das Kriterium der Überprüfbarkeit der Messgröße des diagnostischen Referenzwertes nicht ohne Ausstattung aller Zahnarztpraxen mit entsprechenden Messgeräten erfüllt wäre.

Intraorale Geräte arbeiten in der Regel mit voreingestellten Belichtungsprogrammen für die jeweilige Untersuchungsart. Die Einstellungen der Anlage werden im Rahmen der Konstanzprüfung regelmäßig durch den Anwender überprüft. Unter Einbeziehung der regelmäßigen Konstanzprüfung der Röntgenanlagen in die Maßnahmen zur Reduzierung der Strahlenexposition ist eine Einführung von diagnostischen Referenzwerten auf Basis des 3. Quartils des Dosisflächenproduktes sinnvoll und durchführbar, wenn im Rahmen der Konstanzprüfung das Dosisflächenprodukt gemessen wird und Maßnahmen zur Reduzierung der Strahlenexposition gegebenenfalls ergriffen werden (Neueinstellung der Belichtungsautomatik, Umsteigen auf empfindlichere Filme, Einblendung).

Empfehlung: Zur Minimierung der Strahlenexposition von Erwachsenen bei intraoralen Aufnahmen sollten für alle Untersuchungsprogramme diagnostische Referenzwerte auf der Basis des 75. Perzentils des Dosisflächenproduktes eingeführt werden. Im Rahmen der Konstanzprüfungen der Anlagen ist die Einhaltung der diagnostischen Referenzwerte durch Messung des Dosisflächenproduktes bei allen Standarduntersuchungsprogrammen der Anlage zu überprüfen.

Panorama-Schichtaufnahme

Für die Länder Griechenland, Spanien und Großbritannien wurden diagnostische Referenzwerte vorgeschlagen, die sich jeweils in Dosiswert und Messgröße unterscheiden (vgl. Tabelle 5.5). Aufgrund der großen Variation der Dosisverteilung bei unterschiedlichen Panorama-Schichtgerätetypen ist eine Einführung von diagnostischen Referenzwerten auf der Basis der Oberflächendosis, wie dies in Spanien erfolgte, nach den Erkenntnissen der vorliegenden Studie nicht sinnvoll.

Die in diesen Studien, den Empfehlungen der Europäischen Kommission folgend mit den Standardprogrammen „kräftig“, „männlich“, „weiblich“ bei 50 Anwendern von

Panorama-Schichtanlagen gemessenen Dosisflächenprodukte lagen im 3. Quartil bei 101,4 mGy cm² (Programm „kräftig“), 87,0 mGy cm² (Programm „männlich“) und 84,4 mGy cm² (Programm „weiblich“). Das Dosisflächenprodukt ist somit eine geeignete Messgröße zur Ermittlung der Strahlenexposition durch Röntgenaufnahmen mit Panorama-Schichtgeräten. Die jeweils maximal gemessenen Werte für das Dosisflächenprodukt lagen um bis zu 63 % (Programm „weiblich“) über dem 3. Quartil der insgesamt gemessenen Dosisflächenprodukte. Da die gesamte Spannweite der gemessenen Dosisflächenprodukte etwa 700 % beträgt, ist ein Minimierungspotenzial bei der Anwendung des 3. Quartils des Dosisflächenproduktes als diagnostischer Referenzwert gegeben.

Panorama-Schichtaufnahmen gehören zu den häufig angewendeten diagnostischen Verfahren. Insofern würde eine relevante Minimierung der dadurch applizierten Individual- und Kollektivdosis durch Einhaltung des 3. Quartils des Dosisflächenproduktes als diagnostischer Referenzwert erzielt werden.

Panorama-Schichtgeräte sind nicht mit Messgeräten zur Ermittlung der Dosis ausgestattet. Auf Grund der während der Röntgenaufnahme erfolgenden Drehbewegung von Quelle und Filmkassette um den Patienten ist die dauerhafte Ausstattung der Anlagen mit einem Dosisflächenproduktmessgerät nicht möglich. Für jedes einzelne Panorama-Schichtgerät gilt, dass eine lineare Beziehung zwischen Dosisflächenprodukt und Röhrenstrom-Zeit-Produkt für jeweils verschiedene Gerätespannungen existiert. Bei Messung des Dosisflächenproduktes für alle Untersuchungsprogramme und alle dabei möglichen Einstellungen der Belichtungszeit und der Spannung kann für die Eigenkontrolle des die Anlage bedienenden Personals eine Tabelle erstellt werden, die als Orientierung für jedes Untersuchungsprogramm die erforderlichen Parameter für Belichtungszeit, Röhrenstrom und Röhrenspannung ausweist, bei denen der Wert für das Dosisflächenprodukt als diagnostischer Referenzwert nicht überschritten wird. Dieses Vorgehen kann im Rahmen der Konstanzprüfung der Anlagen realisiert werden. Daher wird die Einführung des 75. Perzentils des Dosisflächenproduktes als diagnostischer Referenzwert empfohlen.

Empfehlung: Zur Minimierung der Strahlenexposition von Erwachsenen bei Panorama-Schichtanlagen sollten für alle Untersuchungsprogramme diagnostische Referenzwerte auf der Basis des 75. Perzentils des Dosisflächenproduktes eingeführt werden. Im Rahmen der Konstanzprüfungen der Anlagen ist die Einhaltung der diagnostischen Referenzwerte durch Messung des Dosisflächenproduktes bei allen Standarduntersuchungsprogrammen der Anlage zu überprüfen. Zur Eigenkontrolle ist im Rahmen der Konstanzprüfung eine Zuordnungsvorschrift zu erstellen, die auf der Basis der anlagenspezifischen Linearität zwischen Dosisflächenprodukt und Röhrenstrom-Zeit-Produkt die anlagenspezifisch einzustellende Belichtungszeit und Spannung zur Einhaltung der diagnostischen Referenzwerte ausweist.

Schädel-Fernaufnahme

Für Schädel-Fernaufnahmen in der Dentaldiagnostik wurden bisher keine diagnostischen Referenzwerte eingeführt. Die in Deutschland [BAZ03], Großbritannien [HHW+96] und durch die europäische Kommission [EU16261] eingeführten bzw. vorgeschlagenen diagnostischen Referenzwerte für laterale Schädelaufnahmen sind in der nachfolgenden Tabelle zusammengefasst.

Land/ Organisation	Untersuchung	Dosiswert	Messgröße
Deutschland (2003)	Kopf lateral	1 Gy cm ²	Dosisflächenprodukt
UK (2002)	Kopf lateral	1.5 mGy	Oberflächendosis
EU (1999)	Kopf lateral	3 mGy	Oberflächendosis

Tabelle 5.5: Diagnostische Referenzwerte für laterale Schädelaufnahmen und Messgröße

Die in Tabelle 5.5 zusammengestellten diagnostischen Referenzwerte für laterale Schädelaufnahmen wären für Schädel-Fernaufnahmen nicht geeignet, da bei Schädel-Fernaufnahmen auf Grund des größeren Quellen-Oberflächenabstandes und Nichtverwendung von Streustrahlenrastern geringere Dosen appliziert werden.

Das Dosisflächenprodukt ist eine geeignete Messgröße zur Ermittlung der Effektiven Dosis bei Schädel-Fernaufnahmen. Die in dieser Studie ermittelten Werte für das Dosisflächenprodukt (vgl. Tabelle 4.9) unterscheiden sich erheblich, der niedrigste und der höchste gemessene Wert unterscheiden sich um mehr als eine Größenordnung (ca. Faktor 30). Die höchste in dieser Studie berechnete Dosis für Schädel-Fernaufnahmen würde in etwa Effektivdosen entsprechen, die bei konventionellen Techniken entstehen, für die bereits diagnostische Referenzwerte existieren. Die Schädel-Fernaufnahme führt somit zu einer relevanten Strahlenexposition, für die auf Grund der erheblichen Unterschiede in der Dosis der Anlagen ein Minimierungspotenzial gegeben ist. Daher wäre die Einführung des Dosisflächenproduktes als diagnostischer Referenzwert ein geeignetes Mittel zur Minimierung der Strahlenexposition. Unterstützend wäre wiederum eine Zuordnungsvorschrift zu erstellen, die für den Anwender die Belichtungszeit und Spannung ausweist, um den diagnostischen Referenzwert einzuhalten.

Nach den Erkenntnissen aus der Befragung von Zahnärzten wird die Schädel-Fernaufnahme jedoch nur sehr selten bei Erwachsenen durchgeführt, in der Regel nur

für Diagnosezwecke im Zusammenhang mit kieferchirurgischen Eingriffen (v. a. kosmetische Operationen) und kieferorthopädischen Behandlungen. Eingriffe dieser Art kommen bei Erwachsenen selten vor. Nach den in dieser Studie gewonnenen Erkenntnissen werden mehr als 95 % aller Schädel-Fernaufnahmen bei Kindern oder Jugendlichen, insbesondere im Zusammenhang mit der Anpassung von Zahnspannen, durchgeführt. Für Erwachsene ist damit die Schädel-Fernaufnahme keine diagnostische Standardanwendung, für die die Einführung eines diagnostischen Referenzwertes sinnvoll ist, sodass dazu keine Empfehlung erfolgt.

Aufgrund der zahlreichen Anwendungen von Schädel-Fernaufnahmen bei Kindern würde durch Einführung von diagnostischen Referenzwerten ein sinnvoller Beitrag zur Reduzierung der Individual- und Kollektivdosis erzielt werden können. Hierzu wären jedoch Untersuchungen nach den Methoden dieser Studie notwendig, die die Kopfmorphologie von Kindern im Hinblick auf die Strahlenexposition berücksichtigen und durch eine große Anzahl an untersuchten Anlagen statistisch abgesicherte Ergebnisse für die Eruierung einer geeigneten Mess- und Einstellgröße als diagnostischen Referenzwert liefern. Im Rahmen dieser Untersuchungen könnten zudem vertiefende Erkenntnisse über die erheblichen Unterschiede in der applizierten Dosis bei Schädel-Fernaufnahmen, die diese Studie zeigt, gewonnen werden.

Empfehlung: Zur Eruierung von Minimierungspotenzialen der Strahlenexposition bei Kindern durch Schädel-Fernaufnahmen sollten auf der Basis der Erkenntnisse dieser Studie dosimetrische Untersuchungen an Schädel-Fernaufnahmegeräten durchgeführt werden, die die Morphologie des Kinderkopfes und die Strahlungsempfindlichkeit von Kindern berücksichtigen. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen sollten durch ausreichende Erhebung von Daten zur Anwendung von Schädel-Fernaufnahmen statistisch abgesichert werden.

Dental-CT

Die Strahlenexposition des Patienten ist bei der Dental-CT höher als bei konventionellen dentalradiologischen Untersuchungen. In Österreich [Oest05] wurden bereits diagnostische Referenzwerte für Dental-CT-Untersuchungen auf Grundlage des weighted computer tomography dose index ($CTDI_w$) vorgeschlagen (Oberkiefer: 24,1 mGy, Unterkiefer 37,1 mGy).

Sowohl die mit der Dental-CT verbundene relative hohe Strahlenexposition des Patienten als auch die Unterschiede in der Dosis bei verschiedenen Anlagen zeigen, dass die Dental-CT zu einer relevanten Strahlenexposition der Patienten führt und zugleich ein Minimierungspotenzial gegeben ist. Insbesondere bei der Verwendung des „low-dose Protokolls“ können erhebliche Dosen eingespart werden. Darüber hinaus wird die Dental-CT heute häufiger angewendet und gehört heute zu den Standarduntersuchungen für die zahnärztliche Diagnose. An den meisten modernen CT-Geräten, wird der $CTDI_{vol}$ an der Konsole angezeigt, aus dem sich der $CTDI_w$ – der als Mess-

größe für diagnostische Referenzwerte geeignet ist - zurückrechnen lässt, sodass eine Kontrolle dieses Wertes sowohl durch die Anwender selbst als auch durch die kontrollierenden Stellen gegeben ist. Die Dosisreduktion der Dental-CT gegenüber der CT für den Kopf-Hals-Bereich ergibt sich durch die kürzere Scanlänge bei der Dental-CT. Gerätespezifische Einflüsse sind auszuschließen, da die Dental-CT und die CT für den Kopf-Hals-Bereich mit den gleichen Gerätetypen durchgeführt werden. Durch Einführung von diagnostischen Referenzwerten für die Dental-CT wären Fehler in der Bedienung von Geräten, z. B. Nichtberücksichtigung der kurzen Scanlänge für die Dental-CT, erkennbar und abstellbar. Insofern wäre die Einführung von diagnostischen Referenzwerten für die Dental-CT eine Maßnahme zur Dosisminimierung und Dosiskontrolle in der Dentalradiologie. In Anlehnung an die Vorschläge der Europäischen Kommission würden sich zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten die in Tabelle 4.10 dargestellten 3. Quartile des $CTDI_w$ eignen. Bei der Einführung von diagnostischen Referenzwerten sollte zwischen der gleichzeitigen Ober- und Unterkiefer-CT einerseits und der Ober- bzw. Unterkiefer-CT andererseits differenziert werden. Eine separate Einführung von diagnostischen Referenzwerten für die Oberkiefer-CT und die Unterkiefer-CT ergibt sich aus den Erkenntnissen dieser Studie nicht.

Empfehlung: Zur Kontrolle und Minimierung der Strahlenexposition bei Anwendung der dentalen Computertomographie bei Erwachsenen sollten auf der Basis des 75. Perzentils des $CTDI_w$ und des Dosislängenproduktes diagnostische Referenzwerte für die Oberkiefer- bzw. Unterkiefer-Computertomographie sowie für die gesamte computertomographische Aufnahme des Ober- und Unterkiefers eingeführt werden. Es sollte die Verwendung eines „low-dose Protokolls“ empfohlen bzw. gegebenenfalls vorgeschrieben werden.

Digitale Volumentomographie

Die Digitale Volumentomographie stellt eine Weiterentwicklung der dentalen Computertomographie dar und wird erst seit wenigen Jahren angewendet. Unter den Geräteherstellern ist die Firma NewTom Markteinführer und derzeit auch Marktführer. Nach Angaben der Firma, die aus den Erkenntnissen dieser Studie bestätigt werden können, liegt der Marktanteil der Firma NewTom für digitale Volumentomographen derzeit bei etwa 80 %. Aufgrund anderer auf den Markt für digitale Volumentomographen drängender Gerätehersteller sind Veränderungen in der Marktaufteilung der Hersteller zu erwarten. In den Ländern der Europäischen Union wurden bisher keine diagnostischen Referenzwerte für die digitale Volumentomographie eingeführt.

Die Anwendung der digitalen Volumentomographie ist mit einer wesentlich geringeren Dosis verbunden als die Anwendung der dentalen Computertomographie. Dennoch wird bei der digitalen Volumentomographie eine Dosis appliziert, die in etwa den Dosen in der konventionellen Röntgendiagnostik entspricht. Somit ist eine für

die Einführung von diagnostischen Referenzwerten relevante Dosis gegeben. Die Berechnungen des Dosislängenproduktes für etwa 240 Patienten von insgesamt sechs digitalen Volumentomographen zeigten, dass sich die Minimal- und Maximalwerte für das DLP um den Faktor vier unterscheiden. Die digitale Volumentomographie führt demnach zu wesentlich geringeren Unterschieden in der Dosis als die dentale Computertomographie. Darüber hinaus sind keine wesentlichen Unterschiede in der Verteilung der Stromstärke sowie ihren Minimal- und Maxiwerten der vier untersuchten Anlagen erkennbar. Da über die Stromstärke auf das Dosislängenprodukt geschlossen werden kann, bedeutet dies, dass die Dosisverteilung aller untersuchten Anlagen in etwa gleich ist – anlagenspezifische Faktoren für unterschiedliche Dosen somit nicht erkennbar sind. Neben der Belichtungsautomatik und der monatlichen Kontrollmessung ist möglicherweise ein weiterer Grund hierfür, dass es sich um Anlagen eines Herstellers handelt. Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass derzeit kein relevantes Minimierungspotenzial wegen der geringen Unterschiede in der von den Anlagen applizierten Dosis erkennbar ist. Hinzu kommt, dass die Anwender, zumindest bei Geräten der Firma NewTom, nicht in den Belichtungsprozess eingreifen können. Die Kriterien für eine Einführung von diagnostischen Referenzwerten „Überprüfbarkeit der Dosis“ und „Beeinflussbarkeit der relevanten Einstellgrößen“ wären somit nicht erfüllt. Die europäische Kommission schließt in ihren Empfehlungen zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten individuelle Untersuchungsmethoden aus. Durch die individuell an den Patienten angepassten Bestrahlungsparameter nach vorheriger Ausmessung der Patienten gehört die DVT in Verbindung mit der derzeit noch geringen Verbreitung noch nicht zu den Standarduntersuchungen. Auf Grund des geringen Minimierungspotenzials, der Anwendung in bisher geringem Umfang, des individuellen Einflusses der Patientenmorphologie auf die Dosis und der für den Anwender fehlenden Regelbarkeit von Dosis beeinflussenden Stellgrößen bei der digitalen Volumentomographie sind diagnostische Referenzwerte als Instrument zur Kontrolle und Minimierung der Strahlenexposition bei Anwendung der DVT derzeit nicht geeignet.

Durch die möglicherweise zunehmende Verbreitung der DVT und einer zu erwartenden Diversifizierung der Hersteller kann sich die derzeitige Einschätzung zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten bei der DVT in Zukunft ändern.

6 Zusammenfassung

Das Öko-Institut e.V. wurde vom Bundesamt für Strahlenschutz im August 2004 mit der Durchführung des Forschungsvorhabens StSch 4436 „Erarbeitung eines Konzepts zur Ermittlung der Strahlenexposition von Patienten bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen und Erhebung statistischer Daten zur Erstellung von diagnostischen Referenzwerten“ beauftragt. Zielsetzung dieses Forschungsvorhabens sind grundlegende Arbeiten für eine Entscheidung des BfS über die Einführung diagnostischer Referenzwerte bei den zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungsarten, intraorale Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen, Schädel-Fernaufnahmen, Dental-Computertomographie (Dental-CT) und Digitale Volumentomographie (DVT).

Nach Empfehlungen der Europäischen Kommission sind insbesondere das Dosisflächenprodukt (DFP) sowie der gewichtete CT-Dosisindex $CTDI_w$ bzw. das Dosislängenprodukt (DLP) dosimetrische Messgrößen, die zur Einführung von diagnostischen Referenzwerten als geeignet angesehen werden.

In dieser Studie werden ausgehend von Phantommessungen an Referenzanlagen für alle üblichen dentalradiologischen Untersuchungstechniken Konversionsfaktoren zwischen DFP bzw. DLP und Effektiver Dosis ermittelt. Anhand von Feldstudien und Umfragen bei einer Reihe von Anwendern wurden dann das DFP und das DLP gemessen bzw. erfragt, die Daten statistisch ausgewertet und Empfehlungen für Dosisreferenzwerte abgeleitet.

Die Phantommessungen wurden mit Hilfe eines von Visser entwickelten, speziell auf die Anforderungen der Dentalradiologie hin optimierten antropomorphen Phantomkopfs durchgeführt. Durch Mittelung und Wichtung der gemessenen Organdosen sowie Berücksichtigung des damit verbundenen DFP bzw. DLP wurden die entsprechenden Konversionsfaktoren bestimmt, um eine Abschätzung der Effektiven Dosis zu ermöglichen. Die Konversionsfaktoren sind stark davon abhängig, ob und wie die Speicheldrüse als Risikoorgan betrachtet wird. Aus diesem Grunde werden in dieser Arbeit drei unterschiedliche Modelle betrachtet. So werden die Wichtungsfaktoren nach ICRP 60 ohne Berücksichtigung der Speicheldrüse, mit Berücksichtigung der Speicheldrüse als „volles“ anderes Organ (Wichtungsfaktor = 0,25) sowie nach einem Entwurf einer Neufassung der ICRP-Empfehlung, bei der die Speicheldrüse mit einem Wichtungsfaktor von 0,01 berücksichtigt wird, verwendet.

Die sich daraus ergebenden Konversionsfaktoren zwischen Dosisflächenprodukt und Effektiver Dosis liegen in der intraoralen Radiologie für die Standardprogramme zwischen $0,008 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$ (Oberkiefer Schneidezahn) und $0,132 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$ (Unterkiefer Molar). Für Bissflügelaufnahmen erhält man Werte zwischen $0,012 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$ (Bissflügel vorne) und $0,120 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$ (Bissflügel hinten) und für Aufbissaufnahmen Werte zwischen $0,007 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$ (Aufbiss-Unterkiefer) bzw. $0,118 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$ (Aufbiss Oberkiefer). Es zeigt

sich, dass die bestimmenden Organe das Knochenmark im Kiefer sowie die Schilddrüse sind.

Für die Panorama-Schichtaufnahmen wurden für unterschiedliche Spannungen und typische Stromstärken die Konversionsfaktoren bestimmt. Sie liegen, je nach verwendetem Wichtungsfaktorkonzept sowie verwendeter Spannung und Stromstärke, zwischen $0,055 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$ und $0,238 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$. Für die Schädel-Fernaufnahmen wurden Werte zwischen $0,042 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$ und $0,149 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm}^2)$ ermittelt.

Messungen am Dental-CT bzw. den Digitalen Volumentomographen ergaben Konversionsfaktoren zwischen $1,50 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm})$ und $4,57 \mu\text{Sv}/(\text{mGy cm})$.

Aus den Daten der Vorortmessungen bzw. Umfragen konnten die nötigen statistischen Daten zur Empfehlung von diagnostischen Referenzwerten ermittelt werden. Die 3. Quartile der Dosisflächenprodukte intraoraler Standarduntersuchungen liegen zwischen $26,2 \text{ mGy cm}^2$ (Unterkiefer Schneidezahn) und $61,5 \text{ mGy cm}^2$ (Oberkiefer Molar), für Bissflügelaufnahmen zwischen $46,1 \text{ mGy cm}^2$ (vorne) und $47,3 \text{ mGy cm}^2$ (hinten) und für Aufbissaufnahmen zwischen $71,2 \text{ mGy cm}^2$ (Unterkiefer) und 87 mGy cm^2 (Oberkiefer).

Für Panorama-Schichtaufnahmen ergaben sich für die drei untersuchten Programme die folgenden 3. Quartile der Dosisflächenprodukte: „kräftig“ $101,4 \text{ mGy cm}^2$, „männlich“ $87,0 \text{ mGy cm}^2$ und „weiblich“ $84,4 \text{ mGy cm}^2$.

Die aus den Umfrageergebnissen abgeleiteten 3. Quartile der Dosislängenprodukte bei Dental-CTs betragen für die Untersuchung des Oberkiefers $111,7 \text{ mGy cm}$, für den Unterkiefer $113,5 \text{ mGy cm}$ sowie für die simultane Untersuchung beider Bereiche $234,4 \text{ mGy cm}$.

Für die Digitale Volumentomographie wird die benötigte Dosis individuell von der Anlage mit Hilfe von zwei Projektionsaufnahmen vor der eigentlichen Untersuchung optimiert. Jegliche Angabe einer statistischen Auswertung ist in diesem Falle also nicht patientenunabhängig sondern wird immer durch die Verteilung der unterschiedlichen Patientengeometrien mit beeinflusst werden. Unter Berücksichtigung dieser Einschränkung wurden statistische Auswertungen angefertigt. Das sich ergebende 3. Quartil der Dosislängenprodukte bei der DVT beträgt $33,3 \text{ mGy cm}$.

Betrachtet man die aus den 3. Quartilen resultierenden Effektiven Dosen, so erhält man für die Intraoralen Techniken eine maximal auftretende Dosis von $6,21 \mu\text{Sv}$ (OK Molar), für die Bissflügelaufnahme $5,68 \mu\text{Sv}$ (hinten) sowie für die Aufbissaufnahme $10,27 \mu\text{Sv}$. Für Panorama-Schichtaufnahmen liegen die entsprechenden Effektiven Dosen bei $19,5 \mu\text{Sv}$ (kräftig), $16,7 \mu\text{Sv}$ (männlich), $16,2 \mu\text{Sv}$ (weiblich). Für die Schädel-Fernröntgenaufnahme des Erwachsenen wurde ein 3. Quartil von $4,3 \mu\text{Sv}$ ermittelt. Bei den Dental-CTs ergaben sich Werte von $0,368 \text{ mSv}$ (Oberkiefer), $0,374 \text{ mSv}$ (Unterkiefer) und $0,774 \text{ mSv}$ (simultane Untersuchung beider Kiefer). Für die Digitale Volumentomographie wurde ein Wert von $0,134 \text{ mSv}$ ermittelt.

Mit Ausnahme der DVT wurden für alle Untersuchungsarten Minimierungspotenziale festgestellt. Die Verwendung digitaler Techniken oder empfindlicherer Filme führt nicht zwangsläufig zur Reduzierung der Strahlenexposition, da in der praktischen Anwendung die Information über die Notwendigkeit der Schaltzeitreduktion teilweise fehlt.

Die Einführung von diagnostischen Referenzwerten wird für intraorale Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen und die Dental-CT empfohlen. Für die digitale Volumetomographie wird die derzeitige Einführung von diagnostischen Referenzwerten nicht empfohlen, da der Anwender bei der überwiegenden Anzahl der Geräte keinen Einfluss auf die Einstellungen der Geräte besitzt. Die Schädel-Fernaufnahme hat nach den Erkenntnissen dieser Studie keine Bedeutung in der Dentaldiagnostik für Erwachsene, sodass diagnostische Referenzwerte nicht vorgeschlagen werden. Der überwiegende Anteil aller in der zahnärztlichen Praxis durchgeführten Schädel-Fernaufnahmen erfolgt im Zusammenhang mit kieferorthopädischen Behandlungen (Zahnspangen) bei Kindern. Im Hinblick auf die Reduzierung der Strahlenexposition bei Kindern durch Schädel-Fernaufnahmen wird die Durchführung dosimetrischer Untersuchungen durch Schädel-Fernaufnahmen bei Kindern empfohlen.

Literaturverzeichnis

[BAZ03] Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen. Bundesanzeiger Nr. 143, Seite 17503, 05. August 2003.

[BE04] Brenner, D. J. und Elliston, C. D. Estimated Radiation Risks Potentially Associated with Full-Body CT Screening. *Radiology* 232:735-8 (2004).

[CFBS97] Cederberg, R. A., Frederiksen, N. L., Benson, B. W. und Sokolowski, T. W. Effect of the geometry of the intraoral position-indicating device on effective dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 84:101-9 (1997).

[DZA06] <http://www.der-zahnarzt.at/hightech/digitales-roentgen.htm> (2006).

[EC109] Radiation protection 109. Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. European Commission publications.

[EC136] Radiation protection 136. European Guidelines on radiation protection in dental radiology: The safe use of radiographs in dental radiology. European Commission publications.

[EU16261] European Guidelines on Quality criteria for diagnostic radiographic images EN. European commission EUR 16261 (1996).

[FB94] Freeman, J. P. und Brand J. W. Radiation doses of commonly used dental radiographic surveys. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 77:285-9 (1994).

[FBS95] Frederiksen, B. W., Benson, B. W. und Sokolowski, T. W. Effective dose and risk assessment from computed tomography of the maxillofacial complex. *Dentomaxillofac Radiol* 24:55-8 (1995).

[Fin00] Ed: Rantanen, E. 1999. Radiation Practices Annual report STUK-B-STO42 2000. Radiation and Nuclear Safety Authority, Finland (2000).

[Gib00] Gibbs, S. J. Effective dose equivalent and effective dose: Comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Pathol Oral Radiol Endod* 90:538-45 (2000).

[GNS01] Galanski, M., Nagel, H. D. und Stamm, G. CT- Exposition in der Bundesrepublik Deutschland. Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999. *Fortschr Röntgenstr* 173 (2001).

[GRS+00] Gori, C., Rossi, F., Stecco, A., Villari, N., und Zatelli, G. Dose evaluation and quality criteria in dental radiology. *Rad Prot Dosim* 90:225-7 (2000).

[GVF01] Gonzalez, L., Vano E. und Fernandez R. Reference doses in dental radio-diagnostic facilities. Br J Radio. 74:153-6 (2001).

[HHW+96] Hart, D., Hillier, M. C., Wall, B. F., Shrimpton, P. C. und Bungay, D. Doses to patients from medical x-ray examinations in the UK (Review 1995), vol. R289. NRPB (1996).

[HC05] Helmrot, E. und Alm Carlsson, G. Measurement of radiation dose in dental radiology. Radiat Prot Dosim 114(1-3), 168-71 (2005).

[Hel96] Helmrot, E. Systematic analysis of a radiological diagnostic system: a method for application in the effective use of X-rays in intraoral radiology. Thesis, Linköping University Medical Dissertations No. 498 (1996).

[HFK93] Hayakawa, Y., Fujimori, H. und Kuroyanagi, H. Absorbed doses with intraoral radiography. Function of various technical parameters. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 76:519-24 (1993).

[Hor94] Horner, K. Review article: Radiation Protection in Dental Radiology. Br J Radiol 67:1041-9 (1994).

[HSS+98] Hassfeld, S., Streib, S., Sahl, S., Stratmann, U., Fehrentz, D. und Zöller, J. Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik. Mund Kiefer GesichtsChir 2:188-93 (1998).

[HV01] Hirsch, E. und Visser, H. Persönliche Mitteilungen.

[HVG02] Hirsch, E., Visser, H. und Graf, H.-L. Präimplantäre Röntgendiagnostik- Informationsbedarf versus Strahlenbelastung. Implantologie 10(3):291-302 (2002).

[IAEA96] International basic safety standards for protection against ionising radiation and for the safety of sources. Safety Series 115 IAEA (1996).

[ICRP2005] 2005 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Draft for consultation.

http://www.icrp.org/docs/2005_recs_CONSULTATION_Draft.pdf

[ICRP60] International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21(1-3) (1991).

[IMP05] ImPACT (2005). CT patient dosimetry Excel spreadsheet Version 0.99x 20/01/05. ImPACT (Imaging Performance and Assessment of CT scanners) evaluation centre of the DH Medical Devices Agency, <http://www.impactscan.org>.

[IPEM+02] Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-ray Examinations. IPEM/BIR/CoR/NRPB/RCR joint working party draft (2002).

[JS93] Jones, D. G. und Shrimpton, P. C. Normalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques. Chilton, NRPB-SR250 (1993).

[LDMF00] Lecomber, A. R., Downes, S. L., Mokhtari, M. und Faulkner, K. Optimisation of patient doses in programmable dental panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 29(2):107-12 (2000).

[LF93] Lecomber, A. R. und Faulkner, K. Organ absorbed doses in intraoral dental radiography. *Br J Radiol* 66(791):1035-41 (1993).

[Lux01] Reglement grand-ducal du 16 mars 2001 relatif a la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'expositions a des fins medicales,. *Journal Officiel du Grandduche de Luxembourg, Recueil de Legislation* 6 juin 2001, Luxembourg (2001).

[LYL+01] Lecomber, A. R., Yoneyama, Y., Lovelock, D. J., Hosoi, T. und Adams, A. M. Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 30:255-9 (2001).

[MBS+00] Möbes, O., Becker, J., Schnelle, C., Ewen, K., Kemper, J. und Cohnen, M. Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panorama-Schichtaufnahme und Computertomographie. *Dtsch Zahnärztliche Z* 55(5) (2000).

[Nagel06] Nagel, H.D. Dosisgrößen für die Röntgendiagnostik. *Philips Medizin Systeme, Abteilung Wissenschaft & Technik* (2006).

[NMK06] Ngaile, J. E., Msaki, P. und Kazema, R. Current status of patient radiation doses from computed tomography examinations in Tanzania. *Radiation Protection Dosimetry Advance Access* published online on February 3, 2006.

[Oest05] Entwicklung und Vergleich von Methoden zur Ermittlung und Überprüfung von Dosisreferenzwerten in der Röntgendiagnostik gemäß Patientenschutzrichtlinie EU 97/43. Bundesministerium für Soziale Sicherheit und Generationen, Abt. IX/9. (überarbeitete Version vom 1.10.2005).

[PDNG04] Perisinakis, K., Damilakis, J., Neratzoulakis, J. und Gourtsoyiannis, N. Determination of dose-area product from panoramic radiography using a pencil ionization chamber: normalized data for the estimation of patient effective and organ doses. *Med Phys* 31(4):708-14 (2004).

[RCSL] Selection Criteria for Dental Radiography. Faculty of General Dental Practitioners, Royal College of Surgeons, London (1998).

[RSH+99] Rustemeyer, P., Streubühr, U., Hohn, H-P., Rustemeyer, R., Eichl, HT., John-Mikolajewski, V. und Müller, R-D. Niedrigdosis Dental-CT Fortschr Röntgenstr 171:130-5 (1999)

[SHKS86] Stenström, B., Henriksson, C. O., Karlsson, L. und Sarby, B. Effective dose equivalent from intraoral radiography. Swed Dent J 10, 71–7 (1986).

[SHTA04] Schulze, D., Heiland, M., Thurmann, H und Adam, G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. Dentomaxillo-fac Radiol 33:83–6 (2004).

[ST84] Sikorski, P. A. und Taylor, K. W. The effectiveness of the thyroid shield in dental radiology. Oral Surg 58:225-36 (1984).

[SVH+99] Schorn, C., Visser, H., Herman, K-P., Alamo, L., Funke, M., und Grabbe, E. Dental-CT: Bildqualität und Strahlenexposition in Anhängigkeit von den Scanparametern. Fortschr Röntgenstr 170:137-44 (1999).

[SWF81] Shrimpton, P. C., Wall, B. F. und Fisher, E. S. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. Phys Med Biol 26(1):133-9 (1981).

[TWH+95] Teunen, D., Wambersie, A., Hjärdemaal, O., Costa, A., Bauer, B., Dimitriou, P., O'Reilly, G., Mazzei, F., Paganini Fioratti, M., Back, C., Zoetelief, J., Ferro de Carvalho, A., Vano, E., und Ebdon Jackson, S. Round table on initiatives, achievements and perspectives with regard to the Council Directive of September 1984 laying down basic measures for the radiation protection of persons undergoing medical examination or treatment. Radiat Prot Dosim 57:33-71 (1995).

[TYB04] Tierris, C. E., Yakoumakis, E. N., Bramis, G. N. und Georgiou, E. Dose area product reference levels in dental panoramic radiology. Radiat Prot Dosim 111, 283-7 (2004).

[VHK97] Visser, H., Hermann, K. P. und Köhler, B. Phantomuntersuchungen zur Strahlenexposition des Patienten bei der intraoralen zahnärztlichen Diagnostik mit digitalen Röntgensystemen. Medizinische Physik 1997. Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik, Hamburg 1997, S. 177-8 (1997).

[Vis97] Visser, H. Untersuchungen zur Optimierung der parodontologischen Röntgendiagnostik. Habilitationsschrift, Medizinische Fakultät der Georg-August-Universität zu Göttingen (1997).

[Vis00] Visser, H. Untersuchungen zur Optimierung der parodontologischen Röntgendiagnostik. Quintessenz-Verlag Berlin 2000, ISBN 3-87652-118-1.

[VMR+96] Visser, H., Matheis, B., Richter, B., Hermann, K. P. und Krüger, W. A clinical dosimetric study on periodontal radiography. J Dent Res (Spec Issue), 156 (Abstr 1110) (1996)

[VRH01] Visser, H., Roedig, T. und Hermann, K. P. Dose reduction by direct cephalometric radiography. Angle Orthod 71(3):159-63 (2001).

[WM00] Williams, J. R. und Montgomery, A. Measurement of dose in panoramic dental radiology. Brit J Radiol 73, 1002–6 (2000).

[YPG04] Yates, S. J., Pike, L. C., und Goldstone, K. E. Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. Br J Radiol 77:472-8 (2004).

[YTT+98] Yakoumakis, E., Tierris, C., Tsalafoutas, I., Stefanou, E., Panayotakis, G. und Proukakis, C. Quality control in dental radiology in Greece. Radiat Prot Dosim 80:89-93 (1998).

Anhang

A1. Übersicht der Ergebnisse

Intraorale Aufnahmen

Untersuchungsart	OK: Molar					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,085					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,101					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,09					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	3,8	26,9	47,1	40,2	61,5	134,8
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,32	1,35	2,63	2,4	3,45	6,6
E(ICRP60) (μSv)	0,32	2,29	4,00	3,42	5,23	11,46
E(S) (μSv)	0,38	2,72	4,76	4,06	6,21	13,61
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,34	2,42	4,24	3,62	5,54	12,13

Tabelle A1.1: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Oberkiefer-Molar“

Untersuchungsart	OK: Prämolare					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,011					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,022					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,014					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	2,4	19,2	32,7	29	44,1	93,7
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,16	1,12	1,79	1,57	2,26	4,48
E(ICRP60) (μSv)	0,03	0,21	0,36	0,32	0,49	1,03
E(S) (μSv)	0,05	0,42	0,72	0,64	0,97	2,06
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,03	0,27	0,46	0,41	0,62	1,31

Tabelle A1.2: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Oberkiefer-Prämolare“

Untersuchungsart	OK: Eckzahn					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,012					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,023					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,015					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	2,8	17,2	28,6	25,9	36,2	93,7
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,15	1,12	1,56	1,52	1,95	4,48
E(ICRP60) (μSv)	0,03	0,21	0,34	0,31	0,43	1,12
E(S) (μSv)	0,06	0,40	0,66	0,60	0,83	2,16
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,04	0,26	0,43	0,39	0,54	1,41

Tabelle A1.3: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Oberkiefer-Eckzahn“

Untersuchungsart	OK: Schneidezahn					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,008					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,014					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,009					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	1,8	16,5	29,1	25,9	37,9	101,4
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,16	0,96	1,46	1,44	1,75	3,5
E(ICRP60) (μSv)	0,01	0,13	0,23	0,21	0,30	0,81
E(S) (μSv)	0,03	0,23	0,41	0,36	0,53	1,42
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,02	0,15	0,26	0,23	0,34	0,91

Tabelle A1.4: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Oberkiefer-Schneidezahn“

Untersuchungsart	UK: Molar					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,093					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,132					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,108					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	3,8	17,7	31,2	28,1	41,2	103,5
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,16	1,12	1,66	1,52	2,24	4,48
E(ICRP60) (μSv)	0,35	1,65	2,90	2,61	3,83	9,63
E(S) (μSv)	0,50	2,34	4,12	3,71	5,44	13,66
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,41	1,91	3,37	3,03	4,45	11,18

Tabelle A1.5: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Unterkiefer-Molar“

Untersuchungsart	UK: Prämolare					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,013					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,035					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,021					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	2,4	13,7	23,9	20,8	31,8	73,1
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,16	0,84	1,33	1,2	1,69	3,3
E(ICRP60) (μSv)	0,03	0,18	0,31	0,27	0,41	0,95
E(S) (μSv)	0,08	0,48	0,84	0,73	1,11	2,56
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,05	0,29	0,50	0,44	0,67	1,54

Tabelle A1.6: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Unterkiefer-Prämolare“

Untersuchungsart	UK: Eckzahn					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,01					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,028					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,016					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	2,8	13,6	23,4	20,4	31,8	73,1
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,16	0,84	1,3	1,2	1,78	3,3
E(ICRP60) (μSv)	0,03	0,14	0,23	0,20	0,32	0,73
E(S) (μSv)	0,08	0,38	0,66	0,57	0,89	2,05
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,04	0,22	0,37	0,33	0,51	1,17

Tabelle A1.7: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Unterkiefer-Eckzahn“

Untersuchungsart	UK: Schneidezahn					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,011					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,019					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,013					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	1,8	12	21,5	17,4	26,2	89,8
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,16	0,81	1,11	0,94	1,28	3,3
E(ICRP60) (μSv)	0,02	0,13	0,24	0,19	0,29	0,99
E(S) (μSv)	0,03	0,23	0,41	0,33	0,50	1,71
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,02	0,16	0,28	0,23	0,34	1,17

Tabelle A1.8: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Unterkiefer-Schneidezahn“

Untersuchungsart	Bissflügel: vorne					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,012					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,02					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,014					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	8,3	20,4	35	30,3	46,1	111,7
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,38	1,28	2,09	1,84	2,56	7
E(ICRP60) (μSv)	0,10	0,24	0,42	0,36	0,55	1,34
E(S) (μSv)	0,17	0,41	0,70	0,61	0,92	2,23
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,12	0,29	0,49	0,42	0,65	1,56

Tabelle A1.9: Übersicht der Ergebnisse der Intraoralen Aufnahmen „Bissflügel-vorne“

Untersuchungsart	Bissflügel: hinten					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,1					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,12					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,107					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	8,3	20,2	36,8	35,7	47,3	111,7
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	0,38	1,28	2,26	2,18	2,84	7
E(ICRP60) (μSv)	0,83	2,02	3,68	3,57	4,73	11,17
E(S) (μSv)	1,00	2,42	4,42	4,28	5,68	13,40
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,89	2,16	3,94	3,82	5,06	11,95

Tabelle A1.10: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Bissflügel-hinten“

Untersuchungsart	Aufbiss: Oberkiefer					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,074					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,118					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,055					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	16,5	51,1	72,2	74,3	87	145,5
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	1,2	4,21	4,55	4,73	5,28	8,44
E(ICRP60) (μSv)	1,22	3,78	5,34	5,50	6,44	10,77
E(S) (μSv)	1,95	6,03	8,52	8,77	10,27	17,17
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,91	2,81	3,97	4,09	4,79	8,00

Tabelle A1.11: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Aufbiss-Oberkiefer“

Untersuchungsart	Aufbiss: Unterkiefer					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,007					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,009					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	0,007					
	Min.	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max.
DFP (mGycm^2)	13,3	40,2	55,6	57,2	71,2	106,3
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	1,54	3,15	3,82	3,68	4,5	6,6
E(ICRP60) (μSv)	0,09	0,28	0,39	0,40	0,50	0,74
E(S) (μSv)	0,12	0,36	0,50	0,51	0,64	0,96
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,09	0,28	0,39	0,40	0,50	0,74

Tabelle A1.12: Übersicht der Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen „Aufbiss-Unterkiefer“

Panorama-Schichtaufnahme

Programm	kräftig					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,066 [0,0548 - 0,0862 (60 – 80 kVp)]					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,192 [0,1379 - 0,2382 (60 – 80 kVp)]					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,114 [0,0870 - 0,1311 (60 – 80 kVp)]					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	21,9	65,6	85,7	83,2	101,4	154,8
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	48	114	177,99	181,65	211,5	329,4
E(ICRP60) (μSv)	1,4	4,3	5,7	5,5	6,7	10,2
E(S) (μSv)	4,2	12,6	16,5	16,0	19,5	29,7
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	2,5	7,5	9,8	9,5	11,6	17,6

Tabelle A1.13: Übersicht der Ergebnisse der Panorama-Schichtaufnahme „kräftig“

Programm	männlich					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,066 [0,0548 - 0,0862 (60 – 80 kVp)]					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,192 [0,1379 - 0,2382 (60 – 80 kVp)]					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,114 [0,0870 - 0,1311 (60 – 80 kVp)]					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	21,9	61,8	76,4	73,3	87	138,9
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	48	114	178,52	185	221	342
E(ICRP60) (μSv)	1,4	4,1	5,0	4,8	5,7	9,2
E(S) (μSv)	4,2	11,9	14,7	14,1	16,7	26,7
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	2,5	7,0	8,7	8,4	9,9	15,8

Tabelle A1.14: Übersicht der Ergebnisse der Panorama-Schichtaufnahme „männlich“

Programm	weiblich					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,066 [0,0548 - 0,0862 (60 – 80 kVp)]					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,192 [0,1379 - 0,2382 (60 – 80 kVp)]					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,114 [0,0870 - 0,1311 (60 – 80 kVp)]					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	19,2	55,5	71,6	69,8	84,4	137,8
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	48	113,5	177,75	180	223	342
E(ICRP60) (μSv)	1,3	3,7	4,7	4,6	5,6	9,1
E(S) (μSv)	3,7	10,7	13,7	13,4	16,2	26,5
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	2,2	6,3	8,2	8,0	9,6	15,7

Tabelle A1.15: Übersicht der Ergebnisse der Panorama-Schichtaufnahme „weiblich“

Schädel-Fernaufnahme

Programm	Erwachsene					
E(ICRP60)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,054 [0,042 - 0,063 (60 – 78 kVp)]					
E(S)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,131 [0,110 - 0,149 (60 – 78 kVp)]					
E(ICRP2005,Entwurf)/DFP ($\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$)	Mittelwert: 0,069 [0,067 - 0,079 (60 – 80 kVp)]					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
DFP (mGycm^2)	5,4	15,3	37,5	17,7	32,6	188,9
Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs)	2,4	4,9	9,09	6,4	10,6	40
E(ICRP60) (μSv)	0,3	0,8	2,0	1,0	1,8	10,2
E(S) (μSv)	0,7	2,0	4,9	2,3	4,3	24,7
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	0,4	1,1	2,6	1,2	2,2	13,0

Tabelle A1.16: Übersicht der Ergebnisse der Schädel-Fernaufnahmen

Dental-Computertomographie

Untersuchungsart	Oberkiefer					
E(ICRP60)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00173 (Axial:0,00150 Spiral:0,00195)					
E(S)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00330 (Axial:0,00293 Spiral:0,00367)					
E(ICRP2005,Entwurf)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00227 (Axial:0,00195 Spiral:0,00249)					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
CTDI _w (mGy)	3,3	11,8	19,0	14,3	21,3	43,5
DLP (mGy cm)	17,0	49,2	94,8	87,5	111,7	215,0
E(ICRP60) (μSv)	29,5	85,1	164,1	151,4	193,2	372,0
E(S) (μSv)	56,2	162,3	312,9	288,8	368,4	709,5
E(ICRP2005,Entwurf) (μSv)	38,7	111,6	215,3	198,6	253,4	488,1

Tabelle A1.17: Übersicht der Ergebnisse der Dental-Computertomographie „Oberkiefer“

Untersuchungsart	Unterkiefer					
E(ICRP60)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00173 (Axial:0,00150 Spiral:0,00195)					
E(S)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00330 (Axial:0,00293 Spiral:0,00367)					
E(ICRP2005,Entwurf)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00227 (Axial:0,00195 Spiral:0,00249)					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
CTDI _w (mGy)	3,3	11,8	18,6	14,3	21,3	43,5
DLP (mGy cm)	15,5	54,8	96,3	92,4	113,5	200,0
E(ICRP60) (µSv)	26,7	94,8	166,7	159,9	196,4	346,0
E(S) (µSv)	51,0	180,8	317,9	304,9	374,6	660,0
E(ICRP2005,Entwurf) (µSv)	35,1	124,3	218,7	209,7	257,7	454,0

Tabelle A1.18: Übersicht der Ergebnisse der Dental-Computertomographie „Unterkiefer“

Untersuchungsart	Ober-&Unterkiefer					
E(ICRP60)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00173 (Axial:0,00150 Spiral:0,00195)					
E(S)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00330 (Axial:0,00293 Spiral:0,00367)					
E(ICRP2005,Entwurf)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00227 (Axial:0,00195 Spiral:0,00249)					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
CTDI _w (mGy)	10,7	12,2	21,2	14,7	28,9	43,5
DLP (mGy cm)	102,7	161,1	209,5	187,0	234,5	410,0
E(ICRP60) (µSv)	177,7	278,7	362,3	323,5	405,6	709,3
E(S) (µSv)	338,9	531,6	691,2	617,1	773,7	1353,0
E(ICRP2005,Entwurf) (µSv)	233,1	365,7	475,5	424,5	532,2	930,7

Tabelle A1.19: Übersicht der Ergebnisse der Dental-Computertomographie „Ober- & Unterkiefer“

Digitale Volumentomographie

Untersuchungsart	DVT					
	E(ICRP60)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00202				
E(S)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00392					
E(ICRP2005,Entwurf)/DLP (mSv/mGycm)	Mittelwert: 0,00254					
	Min	1. Quartil	Mittelwert	Median	3. Quartil	Max
CTDI _w (mGy)	1,5	3,3	4,1	4,5	4,8	6,0
DLP (mGy cm)	10,6	23,3	28,4	31,2	33,3	41,8
Röhrenstromstärke (mA)	2,0	4,4	5,4	5,9	6,3	7,9
E(ICRP60) (µSv)	21,4	47,0	57,4	62,9	67,3	84,4
E(S) (µSv)	41,5	91,3	111,3	122,1	130,7	163,9
E(ICRP2005,Entwurf) (µSv)	26,9	59,1	72,1	79,1	84,7	106,2

Tabelle A1.20: Übersicht der Ergebnisse der digitalen Volumentomographie

A2. Messwerte und Erfassungsbögen intraorale Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen und Schädel-Fernaufnahmen

Intraorale Aufnahmen

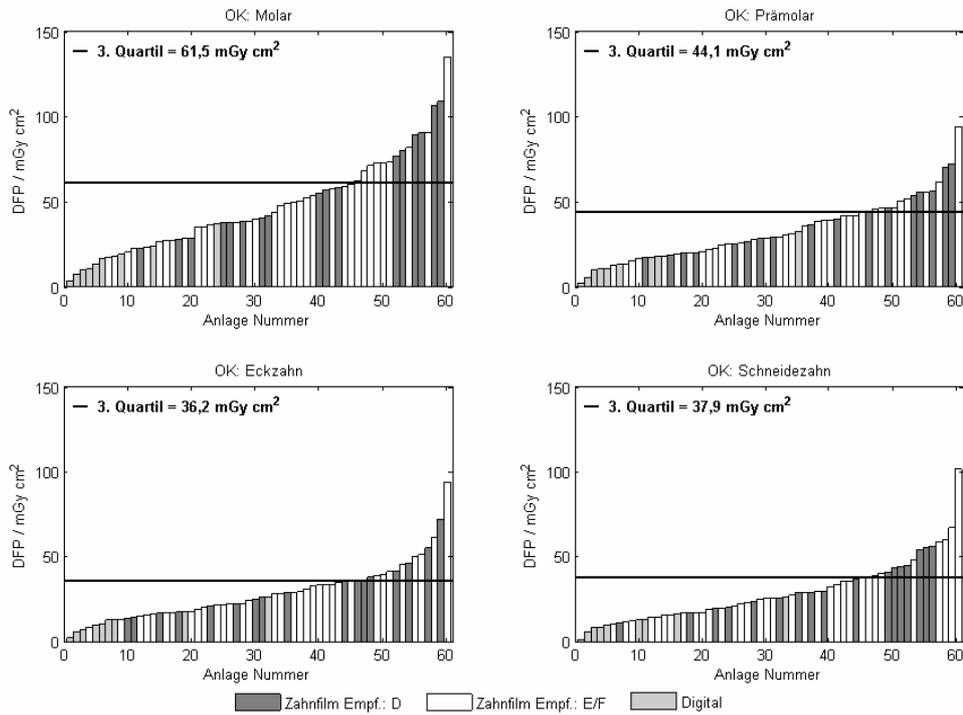


Abbildung A2.1: Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen bei Oberkieferaufnahmen (OK)

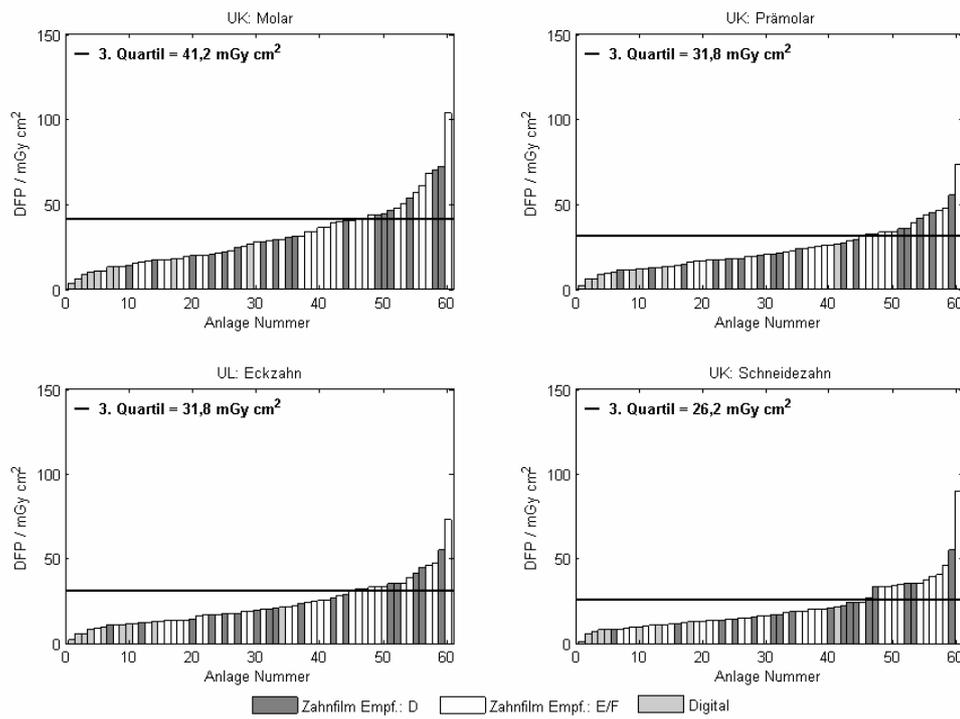


Abbildung A2.2: Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen bei Unterkieferaufnahmen (UK)

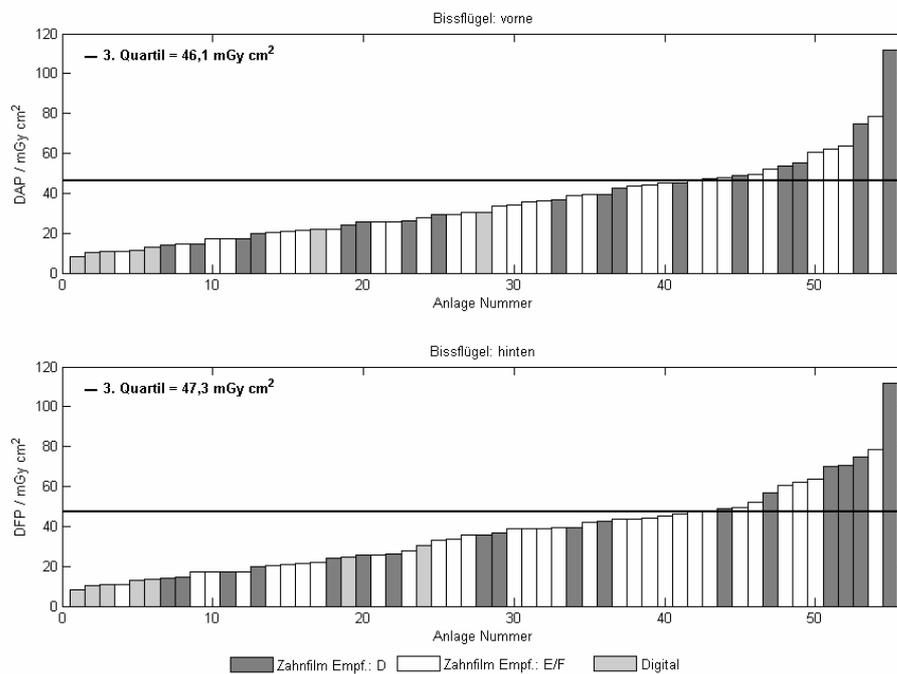


Abbildung A2.3: Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen bei Bissflügel-aufnahmen

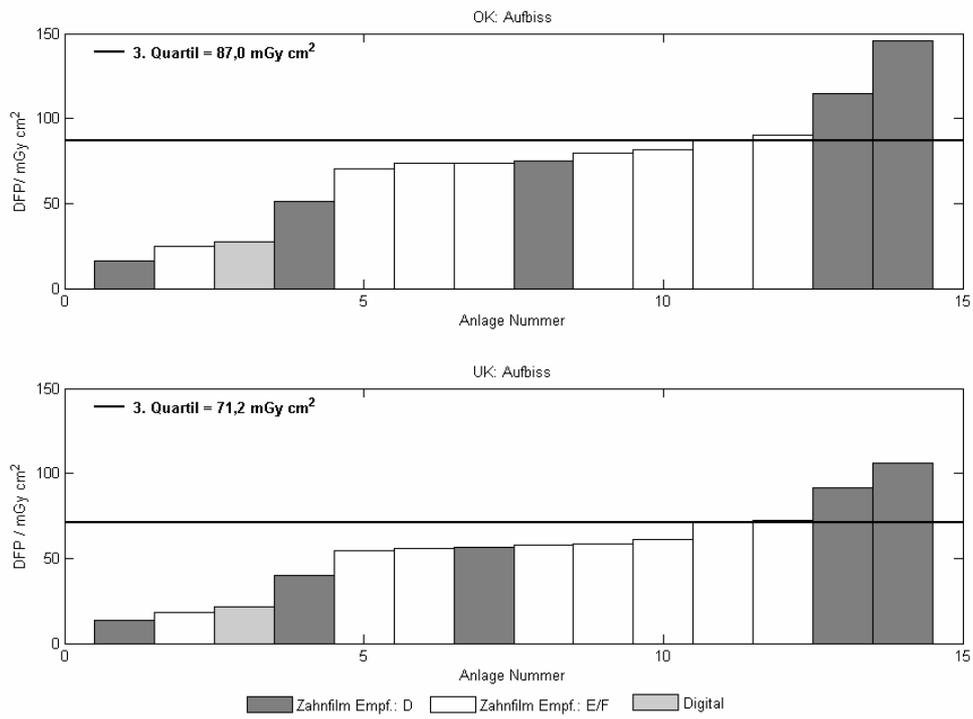


Abbildung A2.4: Ergebnisse der intraoralen Aufnahmen bei Aufbissaufnahmen

ID	Hersteller	Typ	kVp	mA	Filterung	Blenden	Detektor	
							Typ	Empf.
1	Trophy	IRIX 65s	65	8	2,5	Zylinder	Film	F
2	Siemens	Heliodent	70	7	2	Zylinder	Film	E
3	Philips	Oralix 65	65	8	2	Zylinder	Film	D
4	Sirona	Heliodent DS	60	7	2	Rechteck	Digital	CCD
5	Philips	Oralix	50	7	2	Kegel	Film	D
6	Planmeca	Prostyle Intra	70	8	2	Zylinder	Film	E/F
7	Siemens	Heliodent MD	70	7	1,5	Zylinder	Film	E/F
8	Philips	Oralix 65s	65	8	2	Zylinder	Film	F
9	Sirona	IRIX 70 L	70	8	2,5	Zylinder	Film	E/F
10	Trophy	Heliodent MD	70	7	1,5	Zylinder	Film	E/F
11	Trophy	Oralix	70	8	2	Zylinder	Digital	SPP
12	Philips	Oralix	65	7,5	2	Zylinder	Film	E
13	Philips	Oralix	50	7	2	Kegel	Film	E/F
14	Gendex	Oralix AC	65	7,5	2	Zylinder	Film	E
15	Gendex	Oralix 65s	65	7,5	2	Rechteck	Film	E
16	Philips	Oralix 65s	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F
17	Philips	Oralix 65	65	7,5	2	Zylinder	Digital	SPP
18	Gendex	Oralix	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F
19	Gendex	Oralix	65	7,5	2	Zylinder	Film	D
20	Gendex	Oralix 65	65	7,5	2	Zylinder	Film	D
21	Gendex	Oralix 65s	65	7,5	2	Zylinder	Film	D
22	Gendex	Oralix 65	65	7,5	2	Zylinder	Film	D
23	Sirona	Heliodent DS	60	7	2	Rechteck	Film	E
24	Philips	Oralix	50	7	2	Kegel	Film	E
25	Sirona	Heliodent DS	60	7	2	Rechteck	Digital	SPP
26	Philips	Oralix 65s	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F
27	Philips	Oralix 65	65	7,5	1,5	Zylinder	Film	E
28	Planmeca	Prostyle Intra	70	8	2	Zylinder	Film	E/F
29	Planmeca	Prostyle Intra	70	8	2	Rechteck	Film	E/F
30	Philips	Oralix 65s	65	7,5	2	Zylinder	Film	D
31	Philips	Oralix 65s	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F
32	Philips	Oralix	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F
33	Gendex	Oralix	65	7,5	2	Zylinder	Film	D
34	Sirona	Heliodent DS	60	7	2	Rechteck	Digital	SPP
35	Sirona	Heliodent DS	60	7	2	Zylinder	Film	E/F
36	Siemens	Heliodent MD	70	7	1,5	Zylinder	Film	E/F
37	Siemens	Heliodent DS	60	7	2	Zylinder	Film	D
38	Philips	Oralix 65	65	7,5	2	Zylinder	Film	D
39	Instrumental Imaging	Focus	70	7	2	Zylinder	Film	E/F
40	Planmeca	Prostyle Intra	70	8	2	Zylinder	Film	D
41	CHF	Oralix	50	7	2	Kegel	Film	E
42	Philips	Oralix 65s	65	7,5	2	Zylinder	Film	E
43	Gendex	Oralix	65	7,5	2	Rechteck	Film	D
44	Gendex	Oralix 65	65	7,5	1,5	Rechteck	Film	D
45	Gendex	Oralix	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F
46	Gendex	Oralix	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F

47	Philips	Oralix 65s	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F
48	Gendex	Oralix 65	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F
49	Philips	Oralix 65	65	7,5	2	Zylinder	Film	E/F
50	Philips	Oralix 65	65	7,5	1,5	Rechteck	Film	D
51	Siemens	Heliodent MD	70	7	1,5	Zylinder	Film	D
52	Gendex	Oralix	65	7,5	2	Zylinder	Digital	SPP
53	Philips	Oralix	50	7	2	Zylinder	Film	E
54	CHF	Oralix 50	50	7	2	Kegel	Film	D
55	Authos	Partner 70	70	8	2,5	Zylinder	Film	E/F
56	Siemens	Heliodent MD	70	7	1,5	Zylinder	Digital	CCD
57	Trophy	Elitys	70	7	2,5	Rechteck	Digital	CCD
58	Philips	Oralix	65	7,5	2	Zylinder	Film	D
59	Trophy	IRIX65	65	8	2	Zylinder	Digital	SPP
60	Siemens	Heliodent MD	70	7	1,5	Rechteck	Film	E/F

Tabelle A2.1: Anlagen der intraoralen Aufnahmen und deren Eigenschaften

ID	OK:Molar		OK:Prämolar		OK:Eckzahn		OK:Schneidezahn	
	DFP	s	DFP	s	DFP	s	DFP	s
1	27,6	0,2	24,9	0,18	24,9	0,18	19,4	0,14
2	35,5	0,4	29,6	0,32	29,6	0,32	21,6	0,25
3	80,1	-	55,6	-	38,2	-	44,7	-
4	3,8	0,08	2,4	0,05	2,8	0,06	1,8	0,04
5	28,9	-	17,2	-	17,2	-	20,4	-
6	18,4	0,16	13,7	0,12	13,7	0,12	12,5	0,12
7	38,7	0,2	31,4	0,16	31,4	0,16	23,5	0,12
8	72,5	0,56	35,8	0,28	28,6	0,22	35,8	0,28
9	23,6	0,25	20,1	0,2	17,3	0,2	17,4	0,16
10	35	-	28,6	-	28,6	-	22,7	-
11	7,6	0,04	5,9	0,02	6	0,02	6,1	0,02
12	53,7	0,42	25,2	0,2	20,7	0,16	25,7	0,2
13	60,5	-	46,1	-	35,2	-	38,2	-
14	50,4	0,4	39,1	0,32	33,6	0,26	25,5	0,2
15	17,4	-	12,5	-	9,1	-	11	-
16	57,7	0,48	30,3	0,3	21,9	0,24	30,2	0,24
17	16,9	0,1	10,7	0,07	7,5	0,02	8,7	0,03
18	36,6	0,32	19,6	0,2	19,6	0,2	15,1	0,16
19	37,9	-	25,4	-	25,4	-	29	-
20	38,1	0,32	19,9	0,32	17,8	0,16	19,9	0,12
21	40,6	-	26,4	-	26,4	-	30,2	-
22	56,8	0,4	39,5	0,2	21,4	0,14	29,6	0,2
23	28,5	0,32	22,3	0,25	22,3	0,25	17,7	0,2
24	134,8	-	93,7	-	93,7	-	101,4	-
25	10,6	0,12	10,6	0,12	10,6	0,12	8,8	0,12
26	68,3	0,53	46,3	0,35	33,8	0,25	40,5	0,3
27	49,8	-	42,1	-	33,4	-	37,7	-
28	26,8	0,32	16,5	0,2	16,5	0,2	14,8	0,2
29	22,4	0,2	18,1	0,16	18,1	0,16	16,2	0,16
30	89,3	0,62	44,5	0,3	35,8	0,24	44,9	0,3
31	38,1	0,32	22,9	0,2	22,9	0,2	17,7	0,16
32	72,9	-	51,5	-	51,5	-	59,2	-
33	106,3	0,88	53,7	0,44	41,9	0,34	54,3	0,44
34	13,2	0,16	13,2	0,16	13,2	0,16	13,2	0,16
35	52,2	0,4	41,6	0,32	41,6	0,32	32,6	0,25
36	49,3	0,2	39,3	0,16	39,3	0,16	29,3	0,12
37	90,3	0,8	72,2	0,64	72,2	0,64	56,5	0,5
38	76,8	0,54	56,2	0,39	36,3	0,25	43,7	0,3
39	20,4	0,12	15,7	0,1	15,7	0,1	12,3	0,08
40	38,4	0,32	29,4	0,25	29,4	0,25	24,1	0,2
41	90,7	-	61,4	-	61,4	-	67,3	-
42	58,6	0,42	27,9	0,2	22,6	0,16	27,9	0,2
43	23	-	18,7	-	14	-	11,5	-
44	28,1	-	20,2	-	14,8	-	17,5	-
45	43,8	0,32	43,8	0,32	36,1	0,26	36,1	0,26
46	47,9	0,4	38,8	0,32	29,7	0,26	26	0,2

47	71,2	0,54	42,1	0,32	34,1	0,26	34,1	0,26
48	39,8	-	25,8	-	17,2	-	20	-
49	81,6	-	55,8	-	40	-	48,5	-
50	42	-	28,3	-	22,7	-	26,1	-
51	58,2	0,25	46,3	0,2	46,3	0,2	36,9	0,16
52	10,5	0,125	10,5	0,125	10,5	0,125	10,5	0,125
53	73,1	-	46	-	46	-	60,3	-
54	55	-	36,8	-	36,8	-	41,1	-
55	27	0,24	20,7	0,18	16,2	0,16	16,2	0,16
56	24,1	0,16	18	0,12	18	0,12	16,7	0,1
57	19,2	0,208	17,7	0,186	13,7	0,142	13,7	0,142
58	108,8	0,88	70,3	0,56	55,3	0,44	55,3	0,44
59	37	0,26	32,3	0,22	26,8	0,18	26,8	0,18
60	62,5	0,4	50,2	0,32	50,2	0,32	39,1	0,15

Tabelle A2.2: Messwerte der intraoralen Aufnahmen bei Oberkieferaufnahmen (DFP in mGy cm²)

ID	UK:Molar		UK:Prämolar		UK:Eckzahn		UK:Schneidezahn	
	DFP	s	DFP	s	DFP	s	DFP	s
1	19,4	0,14	19,4	0,14	19,4	0,14	13,8	0,1
2	21,6	0,25	18,3	0,2	18,3	0,2	11,3	0,12
3	20,5	-	17,5	-	17,5	-	17,7	-
4	3,8	0,08	2,4	0,05	2,8	0,06	1,8	0,04
5	21,9	-	13,1	-	13,1	-	15,9	-
6	13,8	0,12	11,5	0,1	11,5	0,1	10,4	0,1
7	31,4	0,16	19,3	0,1	19,3	0,1	15,7	0,08
8	36,2	0,28	28,6	0,22	28,6	0,22	20,9	0,16
9	17,6	0,2	17,1	0,12	14,2	0,12	14,1	0,1
10	28,6	-	16,9	-	16,9	-	13,8	-
11	6	0,02	6	0,02	6	0,02	6	0,02
12	25,2	0,2	20,7	0,16	20,7	0,16	15,6	0,12
13	40,1	-	32,8	-	32,8	-	35,4	-
14	33,7	0,26	25,5	0,2	25,5	0,2	20,9	0,16
15	10,9	-	9,3	-	9,3	-	9,2	-
16	33,8	0,28	21,9	0,24	21,9	0,24	19,5	0,24
17	8,7	0,03	6,2	0,01	6,2	0,01	7,5	0,04
18	20	0,2	24,3	0,16	14,3	0,16	12,6	0,125
19	28,2	-	20	-	20	-	15,1	-
20	19,9	0,16	17,8	0,16	17,8	0,12	12	0,12
21	31,3	-	18,4	-	18,4	-	24,7	-
22	29,6	0,2	21,4	0,14	21,4	0,14	17,7	0,12
23	17,7	0,2	14,1	0,16	14,1	0,16	10,6	0,12
24	103,5	-	73,1	-	73,1	-	89,8	-
25	10,6	0,12	8,8	0,12	8,8	0,12	8,8	0,12
26	40,7	0,3	34,1	0,25	34,1	0,25	33,9	0,24
27	36,7	-	33,6	-	33,6	-	34,6	-
28	16,5	0,2	13,2	0,16	13,2	0,16	11,8	0,16
29	18,1	0,16	13,1	0,12	13,1	0,12	11,9	0,12
30	44,5	0,3	35,8	0,24	35,8	0,24	27,4	0,18
31	22,9	0,2	17,7	0,16	17,7	0,16	14,8	0,125
32	61	-	46,2	-	46,2	-	38,1	-
33	53,7	0,44	41,9	0,34	41,9	0,34	33,8	0,28
34	13,2	0,16	13,2	0,16	13,2	0,16	13,2	0,16
35	41,6	0,32	25,8	0,2	25,8	0,2	20,8	0,16
36	39,3	0,16	24,6	0,1	24,6	0,1	19,7	0,08
37	72,2	0,64	45,2	0,4	45,2	0,4	36,1	0,32
38	43,9	0,31	35,7	0,25	35,7	0,25	35,9	0,26
39	15,6	0,1	12,3	0,08	12,3	0,08	9,6	0,06
40	30,4	0,25	24	0,2	24	0,2	19,2	0,16
41	68	-	47,9	-	47,9	-	40	-
42	27,9	0,2	22,6	0,16	22,6	0,16	16,9	0,12
43	14,4	-	11,5	-	11,5	-	8,9	-
44	17,4	-	14,9	-	14,9	-	14,4	-
45	43,8	0,32	43,8	0,32	36,1	0,26	36,1	0,26
46	29,6	0,26	26	0,2	26	0,2	18,8	0,16

47	42,1	0,32	34,1	0,26	34,1	0,26	34,1	0,26
48	20,3	-	17,4	-	17,4	-	17,1	-
49	47,6	-	39,1	-	39,1	-	40,8	-
50	24,7	-	20,9	-	20,9	-	21,4	-
51	46,4	0,2	27,6	0,12	27,6	0,12	22,8	0,1
52	10,5	0,125	10,5	0,125	10,5	0,125	10,5	0,125
53	57	-	32,3	-	32,3	-	46,7	-
54	40,5	-	29,3	-	29,3	-	24,7	-
55	16,2	0,16	16,2	0,16	13,9	0,12	13,9	0,12
56	18	0,12	11,9	0,08	11,9	0,08	8,7	0,06
57	13,7	0,142	11,6	0,12	11,6	0,12	11,6	0,12
58	70,3	0,56	55,3	0,44	55,3	0,44	55,3	0,44
59	26,8	0,18	26,8	0,18	21,8	0,14	21,8	0,14
60	50,2	0,32	31,2	0,2	31,2	0,2	24,9	0,16

Tabelle A2.3: Messwerte der intraoralen Aufnahmen bei Unterkieferaufnahmen (DFP in mGy cm²)

ID	BF:Vorne		BF:Hinten		AB:OK		AB:UK	
	DFP	s	DFP	s	DFP	s	DFP	s
1	17,1	-	17,1	-	-	-	-	-
2	44,1	0,5	44,1	0,5	-	-	-	-
3	39,4	-	39,4	-	-	-	-	-
4	-	-	-	-	-	-	-	-
5	14,5	-	14,5	-	16,5	-	13,3	-
6	17,1	0,12	17,1	0,12	-	-	-	-
7	49,6	0,25	49,6	0,25	-	-	-	-
8	36,1	0,28	43,6	0,34	90,4	0,7	72,6	0,56
9	14,4	0,32	17,3	0,32	-	-	-	-
10	46,1	-	46,1	-	-	-	-	-
11	-	-	-	-	-	-	-	-
12	25,7	0,2	33,1	0,26	70,5	0,54	54,5	0,42
13	-	-	-	-	-	-	-	-
14	33,6	0,26	39,1	0,32	79,6	0,64	60,8	0,5
15	10,6	-	10,6	-	24,6	-	18,3	-
16	30,3	0,24	33,8	0,28	73,4	0,62	56,1	0,48
17	8,3	0,05	8,3	0,05	27,3	0,18	21,6	0,14
18	-	-	-	-	-	-	-	-
19	25,5	-	25,5	-	-	-	-	-
20	19,9	0,08	19,9	0,16	51,1	0,16	40,2	0,42
21	26	-	26	-	-	-	-	-
22	29,6	0,2	35,7	0,24	75	0,52	56,8	0,4
23	35,7	0,4	35,7	0,4	-	-	-	-
24	-	-	-	-	-	-	-	-
25	10,6	0,16	10,6	0,16	-	-	-	-
26	39,3	0,29	39,3	0,29	-	-	-	-
27	38,7	-	38,7	-	-	-	-	-
28	20,4	0,2	20,4	0,2	-	-	-	-
29	22	0,16	22	0,16	-	-	-	-
30	45	0,3	56,6	0,38	114,4	0,78	91,2	0,62
31	47,3	0,4	47,3	0,4	-	-	-	-
32	52,1	-	52,1	-	-	-	-	-
33	53,7	0,44	70,6	0,56	145,5	1,12	106,3	0,88
34	13,2	0,16	13,2	0,16	-	-	-	-
35	63,7	0,5	63,7	0,5	-	-	-	-
36	62	0,25	62	0,25	-	-	-	-
37	111,7	1	111,7	1	-	-	-	-
38	42,3	0,3	42,3	0,3	-	-	-	-
39	25,9	0,16	25,9	0,17	-	-	-	-
40	48,9	0,4	48,9	0,4	-	-	-	-
41	60,6	-	60,6	-	-	-	-	-
42	27,9	0,2	27,9	0,2	73,6	0,54	58,6	0,42
43	14	-	14	-	-	-	-	-
44	17,3	-	17,3	-	-	-	-	-
45	43,8	0,32	43,8	0,32	-	-	-	-
46	29,6	0,25	38,8	0,32	81,5	0,64	57,5	0,5

47	34,1	0,26	42,1	0,32	87	0,66	71,2	0,54
48	21,2	-	21,2	-	-	-	-	-
49	47,6	-	47,6	-	-	-	-	-
50	24,2	-	24,2	-	-	-	-	-
51	74,8	0,32	74,8	0,32	-	-	-	-
52	10,5	0,125	10,5	0,125	-	-	-	-
53	45	-	45	-	-	-	-	-
54	36,5	-	36,5	-	-	-	-	-
55	20,7	0,18	20,7	0,18	-	-	-	-
56	30,3	0,2	30,3	0,2	-	-	-	-
57	11,6	0,12	13,7	0,142	-	-	-	-
58	55,3	0,44	70,3	0,56	-	-	-	-
59	21,8	0,14	24,5	0,16	-	-	-	-
60	78,7	0,5	78,7	0,5	-	-	-	-

Tabelle A2.4: Messwerte der intraoralen Aufnahmen bei Bissflügel- (BF) und Aufbissaufnahmen (AB) (DFP in mGy cm²)

Panorama-Schichtaufnahme

ID	Hersteller	Typ	Filterung	Detektor	
				Typ	Empf.
1	J. Morita	PANEX-E-0	-	Film/Kassette	-
2	Philips	orth Oralix	-	Film/Kassette	-
3	Siemens	Orthophos Multipuls	2,5	Film/Kassette	400
4	Sirona	Orthophos Multipuls	2,5	Digital	CCD
5	J. Morita	Panex AC-CEPH	2,5	Film/Kassette	250
6	Siemens	Orthophos Multipuls	2,5	Film/Kassette	400
7	Siemens	Manodor 2P	2,7	Film/Kassette	-
8	Sirona	Orthophos 3 Multipuls	2,5	Film/Kassette	250
9	Trophy	Opontorama PC	2,5	Film/Kassette	-
10	Planmeca	PM 2000 cc Proline	2,5	Film/Kassette	400
11	Planmeca	PM 2000 cc Proline	2,5	Film/Kassette	400
12	Sirona	Orthophos CD	2,5	Film/Kassette	400
13	Siemens	Orthopantomograph	2,7	Film/Kassette	250
14	Soredex	Cranex dc 2	3,2	Film/Kassette	-
15	Soredex	Cranex dc 2	3,2	Film/Kassette	400
16	Siemens	Orthophos	2,5	Digital	SPP
17	Gendex	orth Oralix	2,5	Film/Kassette	-
18	Gendex	orth Oralix 9200	2,5	Film/Kassette	400
19	Sirona	Orthophos	2,5	Film/Kassette	400
20	Sirona	Orthophos (Multipuls)	2,5	Digital	SPP
21	Philips	-	2,5	Film/Kassette	400
22	Siemens	Orthopantomograph 10E	-	Film/Kassette	400
23	Siemens	Orthopantomograph	2,7	Film/Kassette	400
24	Siemens	Orthophos	2,5	Film/Kassette	250
25	Philips	orth Oralix C	-	Film/Kassette	-
26	Siemens	Orthopantomograph	-	Film/Kassette	-
27	Siemens	Orthophos	2,5	Film/Kassette	400
28	Philips	orth Oralix	-	Digital	SPP
29	Siemens	Orthophos	2,5	Film/Kassette	400
30	Siemens	Orthopantomograph	2,7	Film/Kassette	400
31	Asahi	Panoramax	2,8	Film/Kassette	-
32	Philips	orth Oralix C	2,5	Film/Kassette	200
33	Instrumentarium Dental	Orthopantomograph OP100	2,5	Film/Kassette	400
34	Philips	orth Oralix FD	2,5	Film/Kassette	250
35	Gendex	orth Oralix 9200	2,5	Digital	CCD
36	Planmeca	PM 2002 cc Proline	2,5	Film/Kassette	400
37	Gendex	orth Oralix FX 2,5	2,5	Film/Kassette	250
38	Gendex	orth Oralix 8200	-	Film/Kassette	400
39	Philips	orth Oralix DC CEPH	2,5	Film/Kassette	200
40	Philips	-	2,5	Film/Kassette	400
41	Siemens	Orthopantomograph 10E	2,5	Film/Kassette	400
42	Gendex	orth Oralix FX2,5	2,5	Digital	SPP
43	Philips	orth Oralix DC	2,5	Film/Kassette	400
44	Philips	orth Oralix DC	2,5	Film/Kassette	-

45	Philips	orth Oralix FDC	-	Film/Kassette	400
46	Sirona	Orthophos 3	2,5	Digital	CCD
47	Trophy	Orthoslice 1000	2,8	Digital	CCD
48	Palomex OY	Orthopantomograph	2,7	Film/Kassette	-
49	Planmeca	PM 2002 EC Proline	2,5	Digital	SPP
50	Siemens	Orthophos	2,5	Film/Kassette	-

Tabelle A2.5: Panorama-Schichtgeräte und ihre Eigenschaften

ID	kräftig				männlich				weiblich			
	kVp	mA	s	DFP	kVp	mA	s	DAP	kVp	mA	s	DFP
1	80	10	15	84	75	10	15	72,8	70	10	15	56
2	71	18,3	18	109,8	68	19	18	105,5	68	19	18	105,5
3	78	10	11,2	62,8	74	10	11,2	58,5	70	10	11,2	52,5
4	73	8	14,1	57,5	68	8	14,1	50,1	64	8	14,1	44,4
5	80	10	14	84,7	74	10	14	72,3	74	10	14	72,3
6	81	13	14,1	80,4	74	14	14,1	70,8	72	14	14,1	66,1
7	75	15	12	80,2	70	15	12	64,2	70	15	12	64,2
8	72	10	11,3	64	68	10	11,3	58,1	64	10	11,3	51,6
9	75	8	14	154,8	65	8	14	96,2	60	8	14	78,3
10	74	6	18	79,9	70	6	18	71,4	72	5	18	63,2
11	74	6	18	75,9	70	6	18	67,6	72	5	18	60
12	83	8	14,1	52	77	8	14,1	48,5	71	9	14,1	42,9
13	80	15	15	57,8	75	15	15	46,6	70	15	15	40,5
14	67	6	20	47,8	65	6	20	44,7	65	6	20	44,7
15	69	10	19	82,1	63	10	19	69,7	63	10	19	69,7
16	69	15	14,1	82,2	66	16	14,1	79,5	64	16	14,1	74,5
17	71	10	19	84,9	69	10	19	83,5	67	10	19	78,5
18	78	6	12	38,9	74	6	12	33,8	74	6	12	33,8
19	76	9	13,9	70,3	70	10	13,9	66,1	66	10	13,9	59
20	76	9	13,9	64,7	70	10	13,9	61	66	10	13,9	54,2
21	72	13	17	114,2	70	13	17	109,6	68	13	17	103,4
22	66	16	15	82,4	64	16	15	77	62	16	15	72
23	70	15	14	101,4	65	15	13	95,8	65	15	13	95,8
24	77	14	14,4	97,3	73	15	14,4	94,4	69	15	14,4	84,4
25	68	19	17	93,1	65	20	17	87	65	20	17	87
26	65	15	12	76,7	60	15	12	64,6	60	15	12	64,6
27	76	10	11,2	53,5	70	10	11,2	46,2	66	10	11,2	41,1
28	60	21,5	14	96,1	60	21,5	14	96,1	60	21,5	14	96,1
29	69	15	14,1	85,9	66	16	14,1	83,7	64	16	14,1	78
30	75	15	14	83,9	70	15	14	73,1	70	15	14	73,1
31	72	10	19	122,1	70	10	19	81,5	70	10	19	81,5
32	75	17,3	17	137,1	71	18,3	16	120,7	71	18,3	16	120,7
33	66	16	17,6	99,2	66	12	17,6	75,1	66	10	17,6	62,8
34	73	10	19	106,8	71	10	19	100,5	69	10	19	95,4
35	74	4	12	21,9	74	4	12	21,9	70	4	12	19,2
36	70	9	18	102,1	68	7	18	73,5	64	6	18	55,3
37	79	6	19	86	75	6	19	77,7	71	6	19	69,8
38	78	6	12	42,8	78	6	12	42,8	74	6	12	38
39	76	13	13	146,6	72	13	13	130,6	68	13	13	116
40	71	14	20	150,8	68	15	20	138,9	65	15,5	20	137,8
41	69	15	15	73,6	64	16	15	66,2	60	16	15	56,8
42	63	10	19	86,3	63	10	19	86,3	63	10	19	86,3
43	68	13	17	117	66	13	17	110,8	64	13	17	105,3
44	75	17,3	18	121,5	71	18,3	18	115,8	68	19	18	112
45	71	6	19	64,3	69	6	19	60,4	67	6	19	55,5
46	78	10	11,3	73,4	74	10	11,3	68,3	70	10	11,3	61,6

47	75	12	12	65,6	73	12	12	61,8	73	12	12	61,8
48	75	15	13	79,4	75	15	13	79,4	75	15	13	79,4
49	74	8	18	102,3	72	7	18	84,4	72	7	18	84,4
50	73	15	14,1	86,8	69	15	14,1	76,8	64	16	14,1	71,9

Tabelle A2.6: Messwerte der Panorama-Schichtaufnahmen für die drei Programme „kräftig“, „männlich“ und „weiblich“ (DFP in mGy cm²)

Schädel-Fernaufnahme

ID	Hersteller	Typ	Filt- rung	Detektor		Erwachsene			
				Typ	Empf.	kVp	mA	s	DFP
1	Siemens	Orthophos CD	2,5	Film	400	73	15	0,64	13,7
2	-	-	2,5	Film	400	63	6	0,4	5,4
3	Gendex	orth Oralix SD Ceph	2,5	Film	400	64	14	0,8	32,2
4	Planmeca	PM 2002 Ceph	2,5	Film	400	70	12	0,6	32,5
5	Philips	orth Oralix DC Ceph	2,5	Film	400	72	13	0,4	16,1
6	Gendex	orth Oralix x 9200	2,5	Digital	SPP	74	6	0,8	16
7	Philips	orth Oralix F-DC Ceph	-	Digital	SPP	69	10	1	32,8
8	Siemens	Orthopantomograph 10	2,5	Film	400	75	6	0,6	14,5
9	Siemens	-	-	Film	400	70	20	0,8	188,9
10	Philips	orth Oralix F-DC Ceph	2,5	Film	400	63	10	0,5	12,9
11	Siemens	Orthophos 3	2,5	Film	400	72	10	0,64	18,2
12	Philips	-	2	Film	400	65	20	0,6	44,2
13	Gendex	orth Oralix S	2,5	Film	400	74	6	0,8	16,2
14	Morita	AC- Ceph	2,5	Film	250	80	10	4	173,8
15	Planmeca	PM 2002 CC Proline	2,5	Film	400	76	6	0,5	17,1
16	Sirona	Orthophos CD	2,5	Film	400	80	9	0,64	19,9
17	Siemens	Orthophos 3	2,5	Film	400	74	10	0,64	11,7
18	Planmeca	PM 2002 CC Proline	2,5	Film	400	70	12	0,8	45,4
19	Philips	orth Oralix F-DC Ceph	2,5	Film	400	71	6	1	16
20	Siemens	Orthopantomograph 10	2,5	Film	400	62	16	0,8	22,4

Tabelle A2.7: Anlagen, deren Eigenschaften und Messwerte bei Schädel-Fernaufnahmen (DFP in mGy cm²)

Erfassungsbogen für Intraorale Aufnahmen, Panorama-Schichtaufnahmen und Schädel-Fernaufnahmen.

Erfassungsbogen
Konzept zur Ermittlung der Strahlendosis von Patienten bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen sowie Durchführung von Messungen und statistischen Auswertungen

Zahnarzt/In: _____
Adresse: _____
Tel.: _____

Intraoral
Gerätehersteller: _____ Typ: _____ Schalter: _____
Maschinenparameters: _____ kVp, _____ mA, _____ mm Filterung, _____ cm (rund/leckig) Tubus
Zahnfilm-Empfindlichkeitsklasse: _____ Filmentwickler: _____
Digitaler Sensor: _____

Programm	Schaltzeit/s	DFP/cGycm ²	Schaltzeit/s	DFP/cGycm ²	Bemerkungen
OK: Molar					
OK: Prämolare					
OK: Eckzahn					
OK: Schneidezahn					
UK: Molar					
UK: Prämolare					
UK: Eckzahn					
UK: Schneidezahn					
Bissflügel (vorne)					
Bissflügel (hinten)					
OK: Aufbiss					
UK: Aufbiss					

Panorama-Schichtaufnahme/Schädel-Fernaufnahme
Gerätehersteller: _____ Typ: _____ Schalter: _____
Maschinenparameters: _____ mm Filterung
Zahnfilm-Empfindlichkeitsklasse: _____ Filmentwickler: _____
Digitaler Sensor: _____

Programm	kVp	mA	Schaltzeit/s	DFP/cGycm ²	Bemerkungen

A3. Messwerte und Erfassungsbögen Dental-Computertomographie und Digitale Volumentomographie

ID	Hersteller	Typ
1	GE	Lightspeed Ultra Advantage
2	Siemens	Volume Zoom 4
3	Toshiba	Aquilion 16
4	Siemens	Volume Access
5	Siemens	Somatom Emotion 6
6	Siemens	Sensation 64
7	GE	CT/e
8	Siemens	Somatom Emotion 6
9	Siemens	Somatom Emotion 6
10	Siemens	Somatom Plus 4
11	Philips	Mx 8000 IDT
12	Siemens	Somatom Balance
13	GE	Lightspeed 16

Tabelle A3.1: Dental-Computertomographie-Anlagen

ID	Scanlänge (mm)	kVp	mA	Rotationszeit (s)	mAs	Kollimation N x (mm)	Tisch-Vor-schub (mm)	Pitch	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy cm)	Untersuchungen/Jahr
1	40,6	120	30	1	30	2x0,625	-	1	3,3	3,3	17,0	-
2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3	40	120	80/100	0,5	40/50	16x0,5	11	1,375	15,5	11,3	45,2	-
4	39	120	25	0,75	18,75	2x0,5	1	1	11,5	11,5	44,8	200
5	47	130	45	0,8	36	6x0,5	3	1	13,0	13,0	61,1	100
6	40	120	280	0,37	103,6	12x0,6	-	0,5	22,0	43,9	175,6	-
7	40	120	100	1	100	1x1	1	1	19,5	19,5	78,0	20
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	66,5	130	675*	0,85	-	6x1	5	0,833	12,4	14,8	98,6	-
10	40	140	-	1	-	1x1	1,5	1,5	43,5	29,0	116,0	30
11	50	120	100	0,75	75	16x0,75	-	0,6	11,6	19,4	97,0	350
12	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
13	-	120	AM	16*	-	16x0,63	9,37	0,938	37,5	40,0	215,0	-

Tabelle A3.2: Dental-Computertomographie-Aufnahmen des Oberkiefers (*: Gesamte mAs; **: Insgesamt; AM: Automatische Modulierung)

ID	Scanlänge (mm)	kVp	mA	Rotationszeit (s)	mAs	Kollimation N x (mm)	Tisch-Vorschub (mm)	Pitch	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy cm)	Untersuchungen/Jahr
1	37,1	120	30	1	30	2x0,625	-	1	3,3	3,3	15,5	-
2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3	45	120	80/100	0,5	40/50	16x0,5	11	1,375	15,5	11,3	50,9	-
4	45,5	120	25	0,75	18,75	2x0,5	1	1	11,5	11,5	52,2	300
5	48	130	45	0,8	36	6x0,5	3	1	13,0	13,0	62,4	100
6	40	120	280	0,37	103,6	12x0,6	-	0,5	22,0	43,9	175,6	-
7	50	120	100	1	100	1x1	1	1	19,5	19,5	97,5	20
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	71,5	130	754*	0,85	-	6x1	5	0,833	12,4	14,8	106,0	-
10	40	140	-	1	-	1x1	1,5	1,5	43,5	29,0	116,0	30
11	45	120	100	0,75	75	16x0,75	-	0,6	11,6	19,4	87,3	350
12	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
13	-	120	AM	16**	-	16x0,63	9,37	0,938	33,8	36,0	200,0	-

Tabelle A3.3: Dental-Computertomographie-Aufnahmen des Unterkiefers (*: Gesamte mAs; **: Insgesamt; AM: Automatische Modulierung)

ID	Scanlänge (mm)	kVp	mA	Rotationszeit (s)	mAs	Kollimation N x (mm)	Tisch-Vorschub (mm)	Pitch	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy cm)	Untersuchungen/Jahr
1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	100	120	100	1	100	4x1	2,7	0,675	16,3	24,2	241,8	-
3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
5	79	130	45	0,8	36	6x0,5	3	1	13,0	13,0	102,7	100
6	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
7	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
8	128	130	45	0,8	36	6x0,5	2,5	0,833	10,7	12,9	164,6	-
9	101,5	130	941*	0,85	-	6x1	5	0,833	12,4	14,8	150,5	-
10	80	140	-	1	-	1x1	1,5	1,5	43,5	29,0	232,0	30
11	100	120	100	0,75	75	16x0,75	-	0,6	11,6	19,4	194,0	20
12	100	130	90	1	90	1x1	1,5	1,5	27,0	18,0	180,0	-
13	-	120	AM	16**	-	16x0,63	9,37	0,938	34,7	37,0	410,0	-

Tabelle A3.4: Dental-Computertomographie-Aufnahmen des Ober- und Unterkiefers in einem Scan (*: Gesamte mAs; **: Insgesamt; AM: Automatische Modulierung)

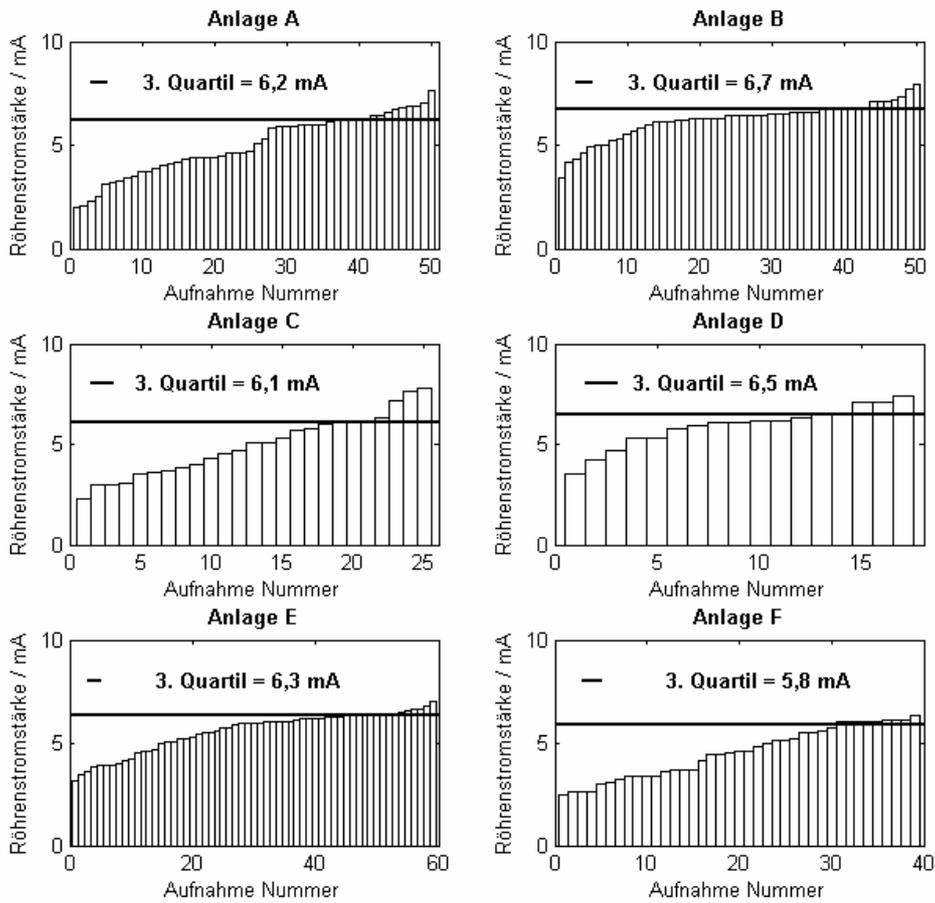


Abbildung A3.1: Ergebnisse der digitalen Volumentomographie

Fragebogen Dental-Computertomographie

Fragebogen zur Ermittlung von Referenzdosismerten für Dental CT-Untersuchungen

Betreiber: _____
 Adresse: _____
 CT-Gerät Hersteller: _____
 Typ/Model: _____
 Baujahr: _____
 Ansprechperson: _____
 Tel: _____
 E-mail: _____

Untersuchungen	Scanlänge (mm) ^a	kV	mA	Rotationszeit (s) ^b	Schichtdicke (mm)	Tischvorschub (mm) ^c	Pitch ^c	CTDI _w (mGy) ^d	DLP (mGy cm) ^d	Untersuchungen / Jahr
Oberkiefer										
Unterkiefer										
Ober-&Unterkiefer										

^a Länge der gescaanten Körperregion

^b Zeit für eine Schicht bzw. eine Rotation

^c Nur eine Angabe erforderlich, entweder Pitch oder Tischvorschub

^d Diese Werte sind nur einzutragen, wenn sie entweder im Handbuch oder direkt an der Bedienkonsole ersichtlich sind

Alle Daten werden anonym verarbeitet.
 Ausgefüllten Fragebogen bitte zurücksenden an:
 Prof. Dr. Björn Poppe
 Strahlentherapie/Medizinische Physik
 Pius-Hospital
 Georgstrasse 12
 26121 Oldenburg
 Tel: 0441/229 - 1625 Fax: 0441/229 - 1645

Fragebogen Digitale Volumentomographie

Fragebogen zur Ermittlung von Referenzdosismerten für Dental DVT-Untersuchungen

Betreiber: _____ DVT-Gerät Hersteller: _____
 Adresse: _____ Typ/Model: _____
 Ansprechperson: _____ Baujahr: _____
 Tel: _____
 E-mail: _____

Untersuchungen	Größe des Aufnahmefeldes (mm) ^a	KV	mA	Rotationszeit (s) ^b	CTDI _w (mGy) ^c	DLP (mGy cm) ^c	Untersuchungen / Jahr

^a Durchmesser des Aufnahmefeldes in mm

^b Zeit für eine rotation in Sekunde

^c Diese Werte sind nur einzutragen, wenn sie entweder im Handbuch oder direkt an der Bedienkonsole ersichtlich sind

Alle Daten werden anonym verarbeitet.
 Ausgefüllten Fragebogen bitte zurücksenden an:
Prof. Dr. Björn Poppe
 Strahlentherapie/Medizinische Physik
 Pius-Hospital
 Georgstrasse 12
 26121 Oldenburg
 Tel: 0441/229 - 1625 Fax: 0441/229 - 1645

Nomogram zur Ermittlung der Dosis aus der Röhrenstromstärke bei der digitalen Volumentomographie

Herstellerangaben: 0,021 mGy / mAs

Geräteangabe während der Aufnahme Mittlerer mA Wert.

Konstante Expositionszeit 36 s.

0,021 mGy / mAs entspricht 0,756 mGy pro 36 mAs entspricht bei der Aufnahme einen Wert von 0,756 mGy pro 1 mA angezeigtem Wert

mA Anzeige am Bildschirm	mAs Produkt der Aufnahme	Dosis in mGy der Aufnahme	mA Anzeige am Bildschirm	mAs Produkt der Aufnahme	Dosis in mGy der Aufnahme
1	36	0,756	5,6	201,6	4,2336
1,1	39,6	0,8316	5,7	205,2	4,3092
1,2	43,2	0,9072	5,8	208,8	4,3848
1,3	46,8	0,9828	5,9	212,4	4,4604
1,4	50,4	1,0584	6	216	4,536
1,5	54	1,134	6,1	219,6	4,6116
1,6	57,6	1,2096	6,2	223,2	4,6872
1,7	61,2	1,2852	6,3	226,8	4,7628
1,8	64,8	1,3608	6,4	230,4	4,8384
1,9	68,4	1,4364	6,5	234	4,914
2	72	1,512	6,6	237,6	4,9896
2,1	75,6	1,5876	6,7	241,2	5,0652
2,2	79,2	1,6632	6,8	244,8	5,1408
2,3	82,8	1,7388	6,9	248,4	5,2164
2,4	86,4	1,8144	7	252	5,292
2,5	90	1,89	7,1	255,6	5,3676
2,6	93,6	1,9656	7,2	259,2	5,4432
2,7	97,2	2,0412	7,3	262,8	5,5188
2,8	100,8	2,1168	7,4	266,4	5,5944
2,9	104,4	2,1924	7,5	270	5,67
3	108	2,268	7,6	273,6	5,7456
3,1	111,6	2,3436	7,7	277,2	5,8212
3,2	115,2	2,4192	7,8	280,8	5,8968
3,3	118,8	2,4948	7,9	284,4	5,9724
3,4	122,4	2,5704	8	288	6,048
3,5	126	2,646	8,1	291,6	6,1236
3,6	129,6	2,7216	8,2	295,2	6,1992
3,7	133,2	2,7972	8,3	298,8	6,2748
3,8	136,8	2,8728	8,4	302,4	6,3504
3,9	140,4	2,9484	8,5	306	6,426
4	144	3,024	8,6	309,6	6,5016
4,1	147,6	3,0996	8,7	313,2	6,5772
4,2	151,2	3,1752	8,8	316,8	6,6528
4,3	154,8	3,2508	8,9	320,4	6,7284
4,4	158,4	3,3264	9	324	6,804
4,5	162	3,402	9,1	327,6	6,8796
4,6	165,6	3,4776	9,2	331,2	6,9552
4,7	169,2	3,5532	9,3	334,8	7,0308
4,8	172,8	3,6288	9,4	338,4	7,1064
4,9	176,4	3,7044	9,5	342	7,182
5	180	3,78	9,6	345,6	7,2576
5,1	183,6	3,8556	9,7	349,2	7,3332
5,2	187,2	3,9312	9,8	352,8	7,4088
5,3	190,8	4,0068	9,9	356,4	7,4844
5,4	194,4	4,0824	10	360	7,56
5,5	198	4,158			

Nomogram zur Ermittlung der Dosis aus Röhrenstromstärke bei der digitalen Volumentomographie

NEWTOM DVT-9000 Radiation protection and image quality

Patient dose

Two modalities are possible to evaluate the patient dose for CT examinations :

- **technical evaluation** (through measurements of physical parameters) : permits to obtain a direct comparison in terms of absorbed dose between different CT machines;
- **radiation protection evaluation** (through measurements of absorbed organ doses) : permits to obtain an evaluation of radiological risk associated to CT examinations.

Technical evaluation

Measurements of absorbed dose are executed in according to the IEC 60601-2-44 standard. Dosimetry phantom is employed made by PMMA¹ cylinder of diameter 160 mm and length 200 mm, containing holes for passive thermoluminescence dosimeters (LiF-100). The holes are positioned along lines parallel to the symmetry axis of the phantom, in its center and 10 cm from the surface (at 90° intervals) and separated between them 20 mm. Central and peripheral profiles are measured. Fig.1 shows a typical central dose profile measured with NewTom tomograph.

From dose profiles it is possible to obtain the synthetic parameters defined in IEC 60601-2-44² :

$$CTDI_{100} = \int_{-50mm}^{+50mm} \frac{D(z)}{N \cdot T} dz \quad \text{Computed Tomography Dose Index 100 (centre or peripheral)}$$

where

D(z) is the dose profile along a line z perpendicular to tomographic plane

N is the number of tomographic sections produced in a single rotation of the radiation source

T is the nominal tomographic section thickness

(centre is along the axis of rotation of the phantom, peripheral is the maximum obtainable along a line parallel to the axis of rotation and 10 mm interior to the surface of the phantom)

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100(\text{centre})} + \frac{2}{3} CTDI_{100(\text{peripheral})} \quad \text{Weighted CTDI}_{100}$$

It is also defined a normalized CTDI (_nCTDI), defined as CTDI related to unit radiographic exposure (in mGy/mAs or mGy/100 mAs).

From integration of dose profiles of **NewTom** we obtain these **typical values** :

CTDI ₁₀₀ centre	2,5 mGy
CTDI ₁₀₀ peripheral	2,5 mGy
CTDI _w	2,5 mGy
_n CTDI _w	2,1 mGy/100 mAs

Another important parameter for dosimetric evaluation is :

$$DLP = CTDI_w \cdot L \quad (mGy \cdot cm) \quad \text{Dose Length Product}$$

For a **typical NewTom** scan (70 mm, mandibula+maxilla reconstruction) is :

$$DLP = 17.5 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$$

These values can be compared with values reported by ImpactScan (www.impactscan.org) for various CT machines where we have _nCTDI_{center,head} ranging from 5 to 30 mGy/100mAs³, or with **reference dose values** for routine CT examinations (EUR 16262) :

¹ PolyMethyl-MetAcrylate

² CTDI is a index defined for traditional non cone-beam CT machines. We extrapolate the definition to the cone-beam machine.

³ for 120 or 140 kV normally used in head examinations, with 10 mm slice tickness

	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)
NewTom	2.5	17.5
reference dose values (face and sinuses)	35	360

EUR 16262 guidelines give conversion factors to obtain **effective dose** starting from DLP. Using the conversion factor for the head, the typical effective dose for the complete NewTom scan (70 mm) is :

$$E = 40 \mu\text{Sv}$$

To evaluate the doses from NewTom examinations is important to do these **considerations** :

- in patient scan the **smart-beam technique** (modulation of the beam intensity during the scan around the head of the patient) reduces further the dose;
- CTDI in non cone-beam machines depends from slice thickness (CTDI increases as tickness reduces) due to slice overlapping. CTDI value for NewTom are **independent from slice thickness** and are obtained with slice thickness (set in reconstruction operations) as low as 0.5 or 1 mm. CTDI values from non-cone-beam machine should be compared at similar conditions in terms of longitudinal sampling.

Radiation protection evaluation

This evaluation is obtained measuring directly the organ dose by means of anthropomorphic phantoms.

Results from two studies are here reported :

- study n. 1 : JK Mah et al. - University of Southern California School Of Dentistry, Division of Craniofacial Sciences and Therapeutics (to be published) – measurements on NewTom and values from literature;
- study n. 2 : E Hirsch et al. – Lipsia University – IADMFR2000 (oral presentation) – measurements on NewTom and on CT spiral machine

The studies report **organ doses** (in μGy) and **effective dose** (in μSv). The latter is defined as :

$$E = \sum H_T \cdot W_T$$

where :

H_T are equivalent organ doses (absorbed doses multiplied by quality factor)

W_T are organ weighting factors (from ICRP 60)

organ dose (μGy)	study n.1		study n.2	
	NewTom	CT (literature) (mandibula)	NewTom	CT
parotid gland	1300	9600 – 35900	1900	9800
thyroid	780	1400 – 3500	280	880
mandibula	1100	17000 – 28000	1500	7600
effective dose (μSv)	48	125 - 528	-	-

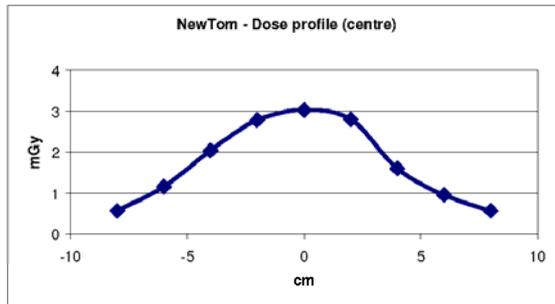


Fig. 1 - NewTom dose profile (centre)

Stray radiation

The evaluation of the **stray radiation** was executed in according to the IEC 60601-2-44 standard (§ 29.208.101) measuring the dose in the horizontal plane at the height of the center of rotation of the machine. A PMMA phantom was used positioned at the center of rotation. Measurements was made with a ionization chamber CAPINTEC (electrometer mod.192, chamber PM-500/500cc).

The results are shown in fig.2 in terms of iso-dose curves around the machine. Distances (in meters) are referred to the center of device. The values are expressed in terms of kerma in $\mu\text{Gy}/\text{exam}$.

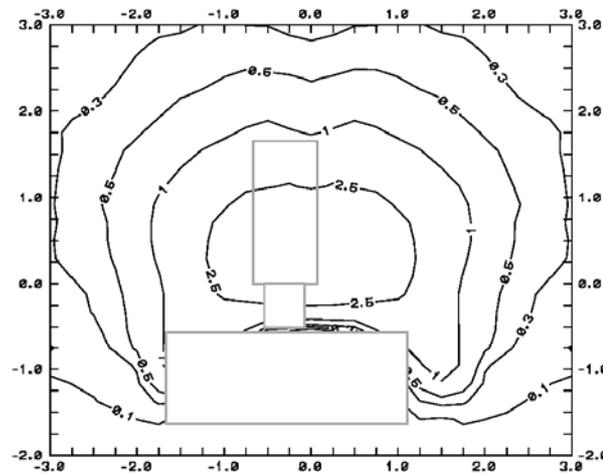


Fig. 2 - Stray radiation ($\mu\text{Gy/exam}$)⁴ - Distances in meters

Image quality

Parameters which affect the image quality are '**high contrast resolution**' (or spatial resolution) and **noise** (from which depends the 'low contrast resolution').

The most general approach to characterize the **high contrast resolution** is that of evaluate the Modulation Transfer Function (MTF), which describes the system response to high spatial frequencies. In volumetric CT machines it is important to evaluate MTF in both directions : axial and longitudinal. High contrast resolution depends on device parameters (i.e. focal spot size) and on exam parameters. With respect to the last feature, there is an important difference between conventional (spiral or not) CT and cone-beam CT : in conventional CT the longitudinal spatial resolution is dependent from longitudinal sampling during the scan and this is affects greatly the patient radiation dose. In cone-beam CT longitudinal sampling is fixed (and very high) during the scan and changes in volume reconstruction (without affect patient dose). It is, therefore, important in comparing doses or image quality parameters between different machines to take in account always the dose/image-quality relationship.

Another approach is to evaluate Line Spread Function (LSF), the profile of CT values across the image of a line with high contrast.

Synthetic expressions of high contrast resolution are :

MTF₅₀	the value of lp/mm for which MTF=0,5
FWHM	Full Width Half Maximum of the LSF (Line Spread Function)

High contrast resolution corresponds to high values of MTF₅₀ or low values of FWHM.

Typical synthetic values of the high contrast resolution for the NewTom are :

MTF _{50-axial}	0,6 lp/mm	
MTF _{50-axial}	0,8 lp/mm	kernel high resolution (HR)
MTF _{50-longitudinal}	0,8 lp/mm	(reconstruction slice thickness 1 mm - kernel HR)
MTF _{50-longitudinal}	1,1 lp/mm	(reconstruction slice thickness 0,3 mm - kernel HR)
FWHM _{axial}	0,6 mm	
FWHM _{axial}	0,4 mm	kernel high resolution (HR)
FWHM _{longitudinal}	0,4 mm	(reconstruction slice thickness 1 mm - kernel HR)
FWHM _{longitudinal}	0,3 mm	(reconstruction slice thickness 0,3 mm - kernel HR)

For the NewTom MTF and LSF are evaluated from the ERF (Edge Response Function) using quality check phantom.

Noise is measured as the standard deviation of CT values in the central region of interest on image on central slice of standard (water) phantom of the head.

NewTom noise, in normal condition of examination, is typically less than 5%.

⁴ 1 μGy = 100 μRad

Summary of dose and image quality values

	parameter	value	notes
reference conditions	'patient'	IEC phantom of the head – 70 mm longitudinal scan	exam of mandibula + maxilla simulated
	high voltage	110 kV	
	anodic current	3 mA	
	radiological load	100 mAs/scan	
	scan time	72 sec	
	reconstruction voxel size	0,25 x 0,25 x 0,3 (x 1, x 2) mm	depending from reconstruction slice thickness
patient dose	CTDI _w	2,5 mGy	
	effective dose	50 µSv	measured on anthropomorphic phantom of the head
axial high contrast resolution	MTF ₅₀	0,8 lp/mm	
	FWHM	0,4 mm	
longitudinal high contrast resolution	MTF ₅₀	0,8 lp/mm	1 mm slice thickness
	MTF ₅₀	1,1 lp/mm	0,3 mm slice thickness ⁵
	FWHM	0,4 mm	1 mm slice thickness
	FWHM	0,3 mm	0,3 mm slice thickness ⁵
noise	STD deviation of CT values of water	5 %	

⁵ without variations on radiation dose