

Aus der
Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. J. Becker)
Westdeutschen Kieferklinik
Heinrich Heine Universität Düsseldorf

**Vergleich der Strahlenexposition
bei der Digitalen-Volumen-Tomographie,
der Panoramaschichtaufnahme und
der Computertomographie**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität

Düsseldorf

vorgelegt von

Christoph Schnelle

2001

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
gez.: Prof. Dr. Häussinger
Dekan
Referent: Univ. – Prof. Dr. Becker
Korreferent: Prof. Dr. Ewen

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	4
2	Material und Methode.....	5
2.1	Alderson-Rando-Phantom	8
2.2	Bildgebende Verfahren	10
2.2.1	Digitale Volumetomographie.....	10
2.2.2	Computertomographie	13
2.2.3	Panoramaschichtaufnahme	14
2.3	Dosimetrie.....	16
2.3.1	Dosisbegriffe.....	16
2.3.2	TLD-Technik.....	21
2.3.3	Messfehler und Nachweisgrenzen.....	23
3	Ergebnisse	24
4	Diskussion	28
5	Zusammenfassung	31
6	Anhang.....	32
6.1	Einzelergebnisse.....	32
6.1.1	DVT 9000 (New Tom).....	32
6.1.2	Ortophos C (Sirona).....	46
6.1.3	Somatom plus 4 (Siemens).....	49
7	Literaturverzeichnis	51

1 Einleitung

In der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ergibt sich in Einzelfällen, z.B. im Rahmen der implantologischen Diagnostik [4,15,24,25], der Frakturdiagnostik oder zur genauen topographischen Bestimmung verlagerter Zähne die Indikation zur Anfertigung einer Computertomographie (CT) [8,9,23,27]. Da die CT aufgrund ihrer hohen Strahlenexposition in erheblichem Maße zur kollektiven effektiven Dosis der Bevölkerung beiträgt, muss die Indikation zur Anfertigung kritisch gestellt werden [6].

Mit der digitalen Volumentomographie (DVT) wurde 1997 erstmals eine neue Aufnahmetechnik in die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde eingeführt, die der CT vergleichbare Darstellungsmöglichkeiten mit Rekonstruktionen in verschiedenen Ebenen ermöglicht, wobei diese Technik offensichtlich mit einer geringeren Strahlenexposition verbunden ist [18].

Im Hinblick auf eine mögliche Dosisersparung bei gleichzeitig vielfältigen Anwendungsmöglichkeiten der DVT ist es das Ziel der vorliegenden Untersuchung festzustellen, mit welcher Strahlenexposition eine Untersuchung bei der DVT im Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme und CT verbunden ist.

2 Material und Methode

Zur Ermittlung der Strahlenexposition wurden das DVT 9000 der Firma New Tom Deutschland, Marburg (Abb. 1), ein Somatom Plus 4 der Firma Siemens, Erlangen, und ein Ortophos C der Firma Sirona, Bensheim, verglichen. Die Messung der Dosis erfolgte mit einem Alderson-Rando-Phantom (Abb. 2), das für jede Messung mit 26 Thermolumineszenzdosimetern (TLD) an 13 definierten Positionen bestückt wurde (Tab. 1). Bei diesen Messungen wurden im Phantom TLD - Stäbchen aus CaF_2 (Maße 1 x 1 x 6 mm) und auf der Außenfläche des Phantoms TLD Plättchen aus LiF (Maße: 3,2 x 3,2 x 0,9 mm) der Firma Harshaw verwendet. Alle TLDs wurden mit Hilfe eines Auswertegerätes der Typenbezeichnung "Model 2080 Glowcurve-Analyzer" der Firma Harshaw in der Landesanstalt für Arbeitsschutz, Düsseldorf, ausgewertet. Zwischen Bestrahlung und Auswertung lagen Zeiträume zwischen 10 und 15 Stunden.



Abb. 1 Das DVT 9000 der Firma New Tom mit Patientenlagerung

Für die Aufnahmen mit dem New Tom DVT 9000 wurde die Belichtungsautomatik benutzt, wobei die Röhrenstromstärke im Mittel zwischen 1,60 und 8,21 mA lag. Dies ergab ein Stromstärke-Zeit-Produkt von maximal 147,78 mAs.

Die Aufnahmeparameter beim Orthophos C mit einer Film-Folienkombination der Empfindlichkeitsklasse SC = 200 waren: Röhrenspannung 73 kV und Röhrenstromstärke 15 mA, Umlaufzeit 14,1 s (dieses entspricht 211,5 mAs). Die Untersuchung mit dem Somatom Plus 4 wurde mit der von der Firma Siemens angebotenen Dental Software und im Spiral-Modus durchgeführt. Der Untersuchungsbereich umfasste (wie bei der DVT) den gesamten Ober- und Unterkiefer. Schichtdicke und Rekonstruktionsintervall wurden auf 1 mm eingestellt. Die Röhrenspannung betrug 140 kV, die Röhrenstromstärke wurde auf 94 mA, 60 mA und auf 43 mA geregelt. Die Rotationszeit betrug bei 94 mA 1.5 s (7705 mAs), bei 60 mA 1 s (3332,5 mAs) und bei 43 mA 0,75 s (1882 mAs). Der Tischvorschub war bei allen drei Einstellungen 1,5 mm (Pitch 1,5).

Damit die Messwerte oberhalb der Nachweisgrenze der TLDs lagen, wurde das Phantom für jeden Durchlauf zweimal exponiert und die erhaltenen Werte dann halbiert.

Die Dosisangaben (hier in mSv) in Tabelle 2 (Seite 24) sind das Ergebnis einer Multiplikation der am Auswertungsgerät abgelesenen, aus der Lichtemission des TLD ermittelten Ladung (in Coulomb, C), die anschließend in die Einheit der Energiedosis (Gray, Gy), hier mit dem Kalibrierfaktor 0,53 mGy/nC für die LiF-TLDs und 1,63 mGy/nC für die CaF₂-TLDs, dann in die Einheit der Äquivalentdosis (Sievert, Sv) umgerechnet werden muss. Die in dieser Arbeit verwendeten Kalibrierungsfaktoren waren in der Landesanstalt für Arbeitsschutz, Düsseldorf, ermittelt worden, indem gleichzeitig und am selben Ort, Thermolumineszenzdosimeter und eine energiedosis-anzeigende

Ionisationskammer an einer Röntgeneinrichtung mit definierten Strahlenqualitäten (3 mm AL, 70 – 120 kV) bestrahlt wurden. Innerhalb dieses Strahlenqualitätsbereiches ist der Kalibrierungsfaktor konstant.

Bei der DVT erfolgten die ersten 10 Messungen ("1. Messreihe ") mit einer Softwarekalibrierung, die bis 01.08.1999 vom Hersteller installiert war. Ab diesem Zeitpunkt wurde mit einer neuen Softwareversion die zweite Untersuchungsserie von 10 Durchläufen ("2. Messreihe ") vorgenommen. Beim Somatom Plus 4 erfolgte je eine Messung für drei unterschiedliche Röhrenstromstärken. Beim Panoramaschichtgerät wurden insgesamt vier Umläufe dosismäßig addiert.

Tabelle 1: Lokalisation der 13 Dosimeter im Alderson-Rando-Phantom

Weichgewebe	1. Hypophyse
	2. + 3. Glandula Parotis re. + li.
	4. Glandula thyroidea
Knochen	5. + 6. Kieferwinkel re. + li.
	7. Regio incisivi OK
	8. Schädelkalotte
	9. Halswirbelkörper
Hautoberfläche	10. + 11. Regio infraorbitalis re. + li.
	12. + 13. Regio OK Molaren re. + li.

2.1 Alderson-Rando-Phantom

Das hier verwendete Alderson-Rando-Phantom (Rando: Radiation Analog Dosimetry), ursprünglich entwickelt für die Strahlentherapie [1], besteht aus einem menschlichen Skelett, das in eine Masse aus Isocyanid-Gummi mit idealisierten menschlichen Außenkonturen eingebettet ist.

Aufgrund der Tatsache, dass verschiedene Röntgen-Untersuchungstechniken direkt am Patienten nicht möglich sind, werden in dieser Arbeit die applizierten Organdosiswerte mit Hilfe des gewebeäquivalenten Alderson-Rando-Phantoms gemessen [14]. Das Phantom ist in ca. 2,5 cm dicke Scheiben aufgeteilt, die mit einem geometrischen angeordneten Raster von Bohrlöchern (in 1,5 cm Abstand voneinander) zur Aufnahme von TLDs versehen sind (Abb. 3 + 4).



Abb. 2 Das Alderson-Rando-Phantom

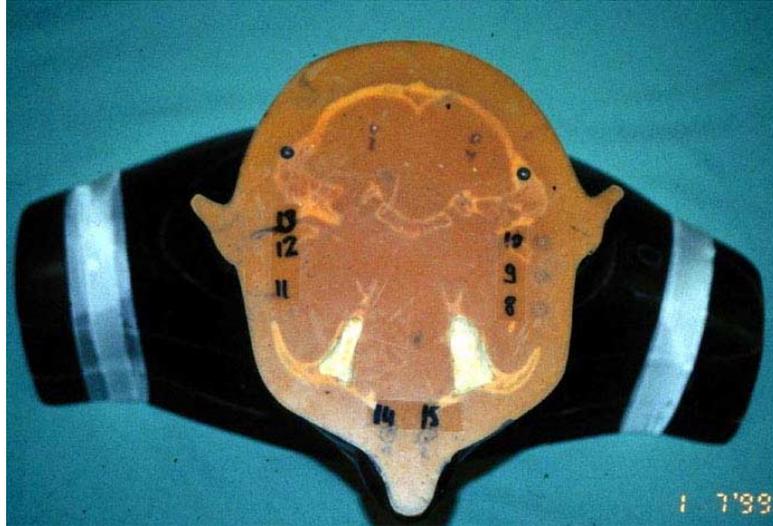


Abb. 3 Nummerierte Bohrlöcher zur Aufnahme von TLDs



Abb. 4 Alderson-Rando-Phantom, Schichtansicht

2.2 Bildgebende Verfahren

2.2.1 Digitale Volumentomographie

Die seit 1997 in die Zahnheilkunde eingeführte digitale Volumentomographie (DVT) verspricht dieselben Rekonstruktionsmöglichkeiten wie die herkömmliche Computertomographie (CT), jedoch, wie in dieser Arbeit nachgewiesen, bei geringerer Strahlenexposition.

Sie ermöglicht eine vergleichbare Darstellung der Hartgewebe (Knochen), wobei eine Weichgewebsdiagnostik bei dieser Technik entfällt. Im Gegensatz zur Schichtabtastung bei der Computertomographie wird bei der DVT durch ein kegelförmiges Strahlenbündel ("Cone-Beam") das gesamte Aufnahmegebiet mit einem einzelnen Umlauf erfasst. Ausgehend von einem lateralen und anterior- posterioren Probescan werden die Einstellparameter für die Belichtungsautomatik festgelegt.

Unter klinischen Bedingungen liegt die Röhrenstromstärke, nach Herstellerangaben, je nach Knochenvolumen und -dichte zwischen 0,8 und 15 mA, die Röhrenspannung beträgt konstant 110 kV. Eine Untersuchung beim DVT dauert ca. 76 s, wobei die effektive Expositionszeit ca. 18 s beträgt. Dies ist dadurch zu erklären, dass der DVT eine 360° Drehung um den Patientenkopf ausführt und bei jedem Grad der Drehung eine Messung durchführt, die, laut Herstellerangaben, eine Dauer von ca. 0,6 s hat. Die verbleibenden ca. 50 s benötigt das Gerät, um sich wieder in die Startposition zu justieren. Je Untersuchung wird rechnergestützt ein dreidimensionaler Datensatz rekonstruiert.

Anhand eines Planungstomogrammes wird die primäre axiale Rekonstruktion festgelegt. Die axiale Rekonstruktion kann in ihrer Lage und ihrem Winkel frei variiert und z.B. parallel zur Basis des Unterkiefers gelegt werden, so dass eine für den individuellen Fall optimale Diagnostik möglich ist. Aus einem Rohdatensatz lassen sich beliebig viele Primär-Rekonstruktionen (axiale Rekonstruktion) erstellen, wodurch z.B. Ober- und Unterkiefer getrennt voneinander rekonstruiert werden können. Die Dicke der axialen Schicht kann zwischen 0,3/1,0 und 2 mm, der Durchmesser zwischen 128 und 148 mm variiert werden. Nachdem die Primärrekonstruktion durchgeführt worden ist, können aus dieser sekundäre Rekonstruktionen in der sagittalen, coronalen, paraaxialen sowie in der Panoramaschicht und in der 3D Ansicht konstruiert werden (Abb. 6, Abb. 7). Dieses erfolgt durch das Einzeichnen von Planungslinien in die axialen Schichten, an denen dann die sekundäre Rekonstruktion berechnet wird. Über ein Programmenü wird die Art der sekundären Rekonstruktion (sagittal/coronal/Panorama) festgelegt. Der Abstand der Transaxialen zueinander kann zwischen 1/2/3/5 mm liegen, wobei die Breite der rekonstruierten Schicht zwischen 30-120 mm betragen kann. Die Dicke der sekundär rekonstruierten Schichten kann zwischen 0,3/1 und 2 mm gewählt werden. Die Panoramaschicht-Rekonstruktion hingegen kann eine Schichtdicke zwischen 1-50 mm haben.



Abb. 5 Positionierung des Alderson-Rando-Phantoms im DVT 9000



*Abb. 6 Sekundäre Rekonstruktion in der 3-D Ansicht bei der DVT
(mit freundlicher Genehmigung von Dr. Ole Möbes)*



*Abb. 7 Sekundäre Rekonstruktion in der Panoramaansicht bei der DVT
(mit freundlicher Genehmigung von Dr. Ole Möbes)*

2.2.2 Computertomographie

Röntgen-Computertomographen sind Großgeräte, deren Interesse in der Zahnheilkunde sich derzeit auf die Kieferorthopädie, die Implantologie und die Parodontologie konzentriert. Ihre Funktionsweise unterscheidet sich grundsätzlich von der digitalen Volumentomographie und der Verwischungstomographie.

Während ein Röntgenbild durch die Überlagerung der im Strahlengang hintereinander liegenden Objektstrukturen entsteht, wird ein CT-Bild aus einer Vielzahl von Detektorsignalen berechnet; es bildet die Struktur des zu untersuchenden Objektes in einem Raster ab und ist weitgehend frei von Überlagerungen [16]. Bei der axialen Schichttechnik werden Schnittbilder senkrecht zur Ausrichtung des Patienten gewonnen. Dazu bedarf es einer genauen Positionierung des Patienten auf der Liege des CT-Gerätes. In Höhe der gewünschten Schicht umfährt ein Röntgenstrahler, der einen ebenen Strahlenfächer erzeugt, den Patienten auf einer Kreisbahn. Die durchtretende Strahlung wird mit einem Detektorsystem, das dem Strahler gegenüber liegt, in rascher Abfolge registriert. Dadurch erhält man seitliche Dichteprofile der zu untersuchenden Schicht unter einer Vielzahl von Winkeln. Aus diesen Projektionen wird eine zweidimensionale Rekonstruktion der Schwächungswertverteilung in der Objektschicht berechnet. Das primäre Ergebnis der computertomographischen Untersuchung ist eine Zahlenmatrix von Schwächungswerten, die als Schnittbild des untersuchten Objektes dargestellt werden kann. In Form von sog. Hounsfield-Einheiten erlauben die Schwächungswerte eine quantitative Auswertung des Schnittbildes [12,13,16].

Aus einer Serie von axialen CT-Schichten können Schnittbilder in beliebiger räumlicher Orientierung sowie 3D-Rekonstruktionen des untersuchten Objektes berechnet werden. Beim Spiral-CT wird die Patientenliege während der Rotation von Röntgenstrahler und Detektorsystem kontinuierlich vorwärtsbewegt und unmittelbar ein dreidimensionaler Datensatz des zu untersuchenden Objektes erstellt. Aus diesem Datensatz können u.a. Schnittbilder in beliebigen Ebenen erzeugt werden. Im Vergleich zu axialen CT-Schichten ist die Ortsauflösung beim Spiral-CT etwas geringer, dafür sind Untersuchungszeit und, bisher in der Gesamtliteratur noch umstritten, Strahlenexposition des Patienten niedriger [31].

2.2.3 Panoramaschichtaufnahme

Zahnärztliche Panoramaschichtgeräte geben einen panoramaartigen Überblick über Ober- und Unterkiefersituation mitsamt den Kiefergelenken und den Böden der Kieferhöhlen auf einem Röntgenbild. Als Bildempfänger benutzt man zwar in vielen Fällen noch Film-Folien-Kombinationen, aber in zunehmender Zahl werden digitale Detektoren eingesetzt.

Panoramaschichtgeräte beruhen auf dem Prinzip der Verwischungstomographie. Bei einer Panoramaschichtaufnahme führen Röntgenstrahler und Bildempfänger eine gleichsinnige elliptische Drehbewegung um den Kopf des Patienten aus. Eine fokusnahe vertikale Schlitzblende definiert ein schmales Strahlenbündel, das nach Passage des Patientenkopfes auf eine weitere vertikale Schlitzblende trifft. Hinter dieser Blende wird ein Bildempfänger (Filmkassette, digitaler Detektor) derart vorbeibewegt, dass das schmale Nutzstrahlenbündel im Verlauf der

Aufnahme den gesamten Bildempfänger erfasst. Auf diese Weise werden Strukturen im Bereich der Schichtebene des Gerätes scharf dargestellt, vor und hinter dieser Schicht gelegene Objekte werden verwischt und gelangen mehr oder weniger unscharf zur Darstellung [31]. Die Dicke der Schichtebene hat im Frontzahnbereich die geringste und im Seitenzahnbereich die größte Stärke. Um eine optimale Aufnahme zu erzielen, muss der Patient mit Hilfe von Positionierungshilfen (Lichtvisier, Kinnstütze, Frontzahnaufbiß, Stirnstütze) in die vorgegebene Fokus-Projektionsflächenanordnung positioniert werden.

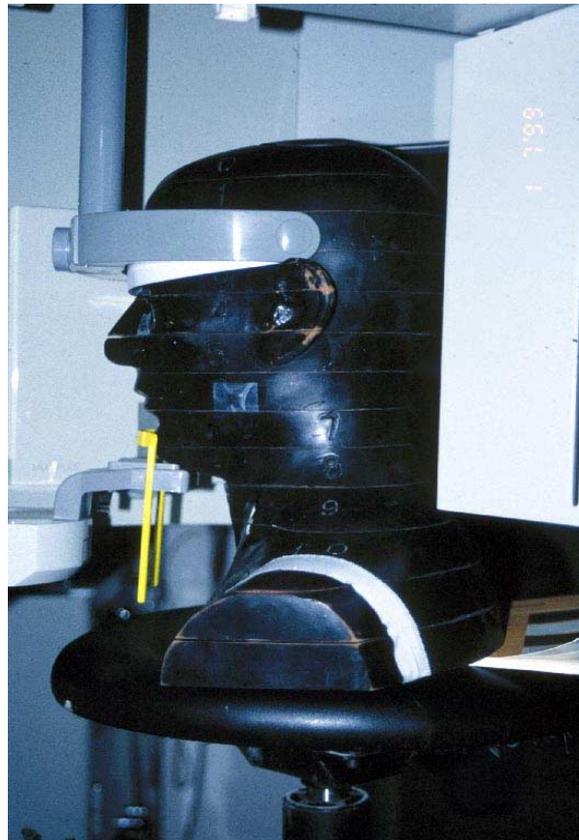


Abb. 8 Positionierung des Alderson-Rando-Phantoms im Panoramascichtgerät

2.3 Dosimetrie

2.3.1 Dosisbegriffe

Energiedosis

Der grundlegende Dosisbegriff ist die Energiedosis D . Sie gibt die Energie an, die durch ionisierende Strahlung auf Materie übertragen bzw. dort absorbiert wird (engl. "absorbed dose"). In Körpergeweben kann diese Energie biologische Wirkungen auslösen[21]. Für die biologische Wirkung ist die Energieübertragung durch die ionisierende Strahlung auf das Gewebe entscheidend. Die bei diagnostischen oder therapeutischen Strahlenanwendungen übertragenen Energien sind jedoch, thermodynamisch gesehen, gering: Eine Ganzkörperdosis von 40 Gy wäre tödlich, würde den Körper aber nur um 1/100 °C erwärmen.

Die Energiedosis ist folgendermaßen definiert: Quotient aus der gesamten Energie dE_D , die von ionisierender Strahlung auf das Material der Dichte ρ in dem Volumenelement dV übertragen wird, und der Masse $dm = \rho \times dV$ dieses Materials (Gl.1).

Gleichung 1: Definition der Energiedosis

$$D = \frac{dE_D}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_D}{dV}$$

Die SI-Einheit der Energiedosis ist "Gray" ($1 \text{ Gy} = \frac{1\text{J}}{\text{kg}}$).

Da die Stärke biologischer Wirkungen von den Eigenschaften des bestrahlten Materials abhängig ist, benötigt man immer eine Angabe, um welches Material es sich handelt. Bei den Bezugsmaterialien Luft und Wasser spricht man von Luft-Energiedosis D_a und Wasser-Energiedosis D_w . Biologisch relevant ist das Bezugsmaterial Weichteilgewebe, mit dem man in der Dosimetrie ein homogenes Material, bestehend aus 10,1% Massenanteilen Wasserstoff, 11,1% Kohlenstoff, 2,6% Stickstoff und 76,2% Sauerstoff versteht [20].

Kerma

Eine Dosisgröße für die Beschreibung der in einem Material durch indirekt ionisierende Strahlung freigesetzten Energie, ist die Kerma (**k**inetic **e**nergy **r**elased per unit **m**ass). Sie umfasst die Anfangswerte der kinetischen Energie aller in einem Masselement infolge Einwirkung indirekt ionisierender Strahlung (dazu gehört auch Röntgenstrahlung) freigesetzten geladenen Sekundärteilchen (Elektronen im Fall von Röntgenstrahlung)[21]. Die Kerma K ist der Quotient aus dE_K , der Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien aller geladenen Teilchen, die in einem Volumenelement dV mit der Dichte ρ und der Masse $dm = \rho \cdot dV$ durch indirekt ionisierende Strahlung freigesetzt werden und der Masse dm (Gl.2) [30].

Gleichung 2: Definition der Kerma

$$\mathbf{K} = \frac{dE_K}{dm} = \frac{dE_K}{\rho \cdot dV}$$

Die SI-Einheit der Kerma ist "Gray", definiert als $\frac{1J}{kg}$. Wie bei der Energiedosis ist auch hier die Angabe des Bezugsmaterials erforderlich.

Äquivalentdosis

Die Äquivalentdosis (dose equivalent) ist eine im Strahlenschutz verwendete Dosisgröße zur Beschreibung der unmittelbaren Wirkung ionisierender Strahlung. Sie ist für äußere Bestrahlung das Produkt aus der Energiedosis D für ICRU- Weichteilgewebe und dem dimensionslosen Bewertungsfaktor q [21](Gl.3).

Gleichung 3: Definition der Äquivalentdosis

$$H = q D$$

Die SI-Einheit ist "Sievert" (Sv), definiert als $\frac{1J}{kg}$.

Der Bewertungsfaktor q ist abhängig von der Art der Strahlung. Er ist für Röntgen- und Gammastrahlung sowie für Elektronen auf 1 normiert. Für Photonenstrahlung wurde die Ortsdosis, z.B. in Umgebung eines Röntgengerätes, früher durch die "Photonenäquivalentdosis" H_x beschrieben [30]; heute geschieht das durch die sog. "Umgebungsäquivalentdosis" $H^*(10)$ [2].

Körperdosis

Als Körperdosis $H_{T,R}$ bezeichnet man die über die verschiedenen Strahlenarten R (R = Radiation) summierten Produkte aus Strahlenwichtungsfaktor w_R und über das Volumen eines Körperabschnittes oder eines Organs gemittelter Energiedosis $\bar{D}_{T,R}$ für

das Gewebe T (T= Tissue)(Gl.4). Die Körperdosis ist ebenfalls eine Äquivalentdosis.

Gleichung 4: Definition der Körperdosis

$$H_T = \sum_R w_R \cdot \bar{D}_{T,R}$$

Der Strahlenwichtungsfaktor w_R entspricht bezüglich seiner Bedeutung dem Bewertungsfaktor q und ist wie dieser für Röntgenstrahlung auf 1 normiert, so dass sich Gl.4 für diese Strahlenart folgendermaßen vereinfacht:

$$H_T \approx \bar{D}_T$$

Hautdosis

Gemessen wird die Hautdosis an der Strahleneintrittsstelle des menschlichen Körpers und zwar als Äquivalentdosis für Weichteilgewebe ("Körperdosis Haut"). Strahleneintritt und -austritt erfolgen bei der Computertomographie während eines Scans aus verschiedenen Richtungen, so dass an jedem im Strahlenfeld gelegenen Ort der Körperoberfläche Summationseffekte auftreten und daher die Hautdosis bei CT-Untersuchungen anders als in der Projektionsradiographie definiert werden muss [5,10,29]. Die maximalen Dosiswerte findet man im Körperinnern, so dass die Hautdosis bei CT-Untersuchungen nur bedingt als Maß für die Strahlenexposition gelten kann.

Effektive Dosis

Die effektive Dosis E ist definiert als Summe aller mit sogenannten Gewebewichtungsfaktoren w_T multiplizierten Körperdosen:

$$E = \sum_T \sum_R w_T w_R \bar{D}_{T,R} .$$

Für nur eine Strahlenart (z.B. für Röntgenstrahlung)

vereinfacht sich die Definition der effektiven Dosis auf Gl.5.

Gleichung 5: Definition der Effektiven Dosis

$$E = \sum_T w_T H_T$$

$$\text{mit } \sum_T w_T = 1$$

H_T und E gehören zu der Dosiskategorie mit der Bezeichnung "Körperdosis". Körperdosiswerte im Innern des menschlichen Körpers sind nicht direkt messbar und müssen deshalb aus messtechnisch zugänglichen Dosisgrößen ermittelt werden. Zu diesen zählen beispielsweise die Ortsdosis als Umgebungs- Äquivalentdosis $H^*(10)$ und die Personendosis $H_p(10)$. Beide sind für durchdringende Strahlenarten, wozu auch die medizinisch genutzte Röntgenstrahlung gehört, für eine Gewebetiefe von 10 mm in der sog. ICRU- Kugel definiert [7].

Die Effektive Dosis, die nur für stochastische Strahlenwirkungen definiert ist (die Gewebewichtungsfaktoren beschreiben zahlenmäßig die Risiken derartiger Wirkungen bei Exposition der entsprechenden Organe bzw. Gewebe T), sollte ursprünglich bei einer beruflich bedingten (möglicherweise räumlich nur teilweisen) Bestrahlung einer Person die biologische Wirkung auf den Gesamtorganismus infolge einer Vielzahl

durchaus unterschiedlicher Strahlenexpositionen mit nur einer einzig Zahlenangabe als Äquivalentdosis beschreiben.

Dabei unterstellt man, dass bei einer Bestrahlung mit einer fiktiven gleichmäßigen Ganzkörperexposition E quantitativ dieselbe biologische Wirkung entsteht, wie bei Bestrahlungen mit ungleichmäßigen Expositionen verschiedener Körperabschnitte und Organe (H_T). Diese "virtuelle" Ganzkörperexposition wird durch die effektive Dosis E repräsentiert.

Es gilt also folgende Gleichsetzung: Stochastisches Strahlenrisiko durch die (virtuelle) Dosis E = Stochastisches Strahlenrisiko durch die Summe der Dosen H_T .

2.3.2 TLD-Technik

Thermolumineszenzdetektoren (TLD) haben die Eigenschaft, einfallende Strahlenenergie (hier: durch Röntgenstrahlung) über längere Zeit zu speichern und diese bei Wärmezufuhr in Form von Licht wieder zu emittieren. Das emittierte Licht stellt hierbei ein Maß für die Menge der absorbierten Energie da. TLDs bestehen aus Kristallstrukturen (z.B. LiF , CaF_2), die gezielt mit Fremdatomen (Mg, Ti, Mn) dotiert wurden.

Mit dem Begriff „Energieband“ ist die Tatsache verbunden, dass wegen der regelmäßig angeordneten Konfiguration der Atome eines Kristalls die äußeren Elektronen statt nur weniger, signifikant von einander getrennter Energiewerte innerhalb eines bestimmten Energiebereiches sehr viele Energieniveaus annehmen können.

Als „Valenzband“ bezeichnet man das Band, in dem sich die Valenzelektronen, also die äußeren Elektronen der Kristallatome, im Grundzustand befinden, als „Leitungsband“ jenes, in welchem sich die

Valenzelektronen in angeregtem Zustand befinden. Oberstes Bestreben "angeregter" Elektronen ist es normalerweise, den Grundzustand nach kürzester Zeit (ca. 10^{-8} s) wieder einzunehmen. Sogenannte „Traps“ („Elektronenfallen“), die durch die genannte Dotierung mit Fremdatomen entstehen, verhindern dies jedoch für eine gewisse Zeit. Diese Elektronenfallen sind in der Lage, „angeregte“ Valenzelektronen bei ihrem Rücksprung vom Leitungsband auf das Valenzband „metastabil“ (d.h. für Zeiten $\gg 10^{-8}$ s) auf oberhalb des Grundzustandes liegende Zwischenniveaus zu binden. Aus diesem metastabilen Zustand können die meisten Elektronen nur durch Energiezufuhr abgelöst werden. Zunächst werden sie wieder auf das energetisch hohe Leitungsbandniveau angehoben, um dort unter Aussendung von Photonen (z.B. in Form von sichtbarem Licht) schließlich in den Grundzustand zurückzukehren. Die auf diese Weise emittierte Lichtintensität hängt von der Anzahl der mit Elektronen besetzten Traps ab, die wiederum proportional zu der Energie ist, die ursprünglich zum Sprung in das Leitungsband geführt hat. Diese Energie ist im Falle der TLDs identisch mit der Energiedosis der auf das Dosimeter eingestrahlt ionisierenden Strahlung. Bei der dann folgenden Auswertung zur Ermittlung des Dosiswertes werden die bestrahlten Kristalle nach einem bestimmten Aufheizzyklus auf einige hundert Grad Celsius erhitzt, um auf diese Weise nahezu alle Traps zu leeren. Als Glowkurve bezeichnet man nun den Graph der Funktion, der die Lichtintensität in Abhängigkeit von der Temperatur unter diesen Bedingungen abbildet. Eine Glowkurve weist in der Regel mehrere Maxima auf, da die Traps verschiedene Energieniveaus besitzen, die wiederum ganz bestimmten Temperaturwerten entsprechen. Einige liegen sogar schon bei Temperaturen um 25 °C, was bedeutet, dass sich ein Teil der Traps schon bei Zimmertemperatur entleeren kann („Fading“). Das Auswertegerät erfasst das Integral der Glowkurve in den Grenzen zwischen zwei geeigneten, einstellbaren Temperaturwerten. So erhält man eine Lichtsumme bzw. über einen Photomultiplier eine Ladungsmenge, aus der die Energiedosis, mittels eines Kalibrierfaktors ermittelt werden kann.

Der Kalibrierfaktor ist abhängig von TLD- Material (LiF, CaF₂, etc.), TLD- Form (Stäbchen, Plättchen) und Strahlenqualität[17,22].

Mehrfachauswertungen sind bei TLDs nicht möglich, da durch den Ausheizprozess die gespeicherten Messinformationen verloren gehen.

2.3.3 Messfehler und Nachweisgrenzen

Die Genauigkeit von thermolumineszenzdosimeterischen Messungen hängt von der Verkettung einzelner Fehlerquellen ab. In der Literatur findet man für die verschiedenen Fehler folgende Abschätzungen [3]:

- Relative Schwankungen der Empfindlichkeit der einzelnen Dosimeter ($\pm 3\%$),
- Fehler bei der Kalibrierung des Auswertungsgerätes mittels Ionisationskammer ($\pm 2\%$),
- Empfindlichkeitsunterschiede innerhalb eines Dosimetersatzes ($\pm 3\%$),
- Änderung der Empfindlichkeit bei der jeweils vor einer Neumessung erforderlichen Regeneration der TLDs ($\pm 2\%$),
- Änderung der Empfindlichkeit des Photomultipliers während der Auswertung ($\pm 1\%$).

Bewegen sich die Dosiswerte im Bereich der Nachweisgrenze eines TLD, wachsen die Fehlerprozentage erheblich an. Die Nachweisgrenze, abhängig von TLD- Material und – Form, ist erreicht, wenn das eigentliche Messergebnis von der Größenordnung des Fehlers völlig verdeckt wird. Mit LiF- TLDs sind Energiedosiswerte im Bereich von "µGy" nicht mehr nachweisbar.

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Expositionsmessungen sind in Tabelle 2 aufgeführt. Alle Dosiswerte sind in der Einheit der Äquivalentdosis (Sievert) angegeben, wobei für Röntgenstrahlung die unproblematische Umrechnung aus der Energiedosis (Einheit: Gray) besteht: $1\text{Gy} \approx 1\text{ Sv}$. Man erkennt, dass die Strahlenexposition bei der Computertomographie höher ist als bei der digitalen Volumentomographie und erwartungsgemäß die Panoramaschichtaufnahme die geringste Strahlenexposition erzeugt.

Die Spiral-CT (94 mA, 1,5 s) lieferte die höchste Strahlenexposition. Bei reduzierter Röhrenstromstärke (60 mA) ist die Dosis (natürlich) entsprechend geringer und erreicht für 43 mA Werte, die im Bereich der DVT liegen.

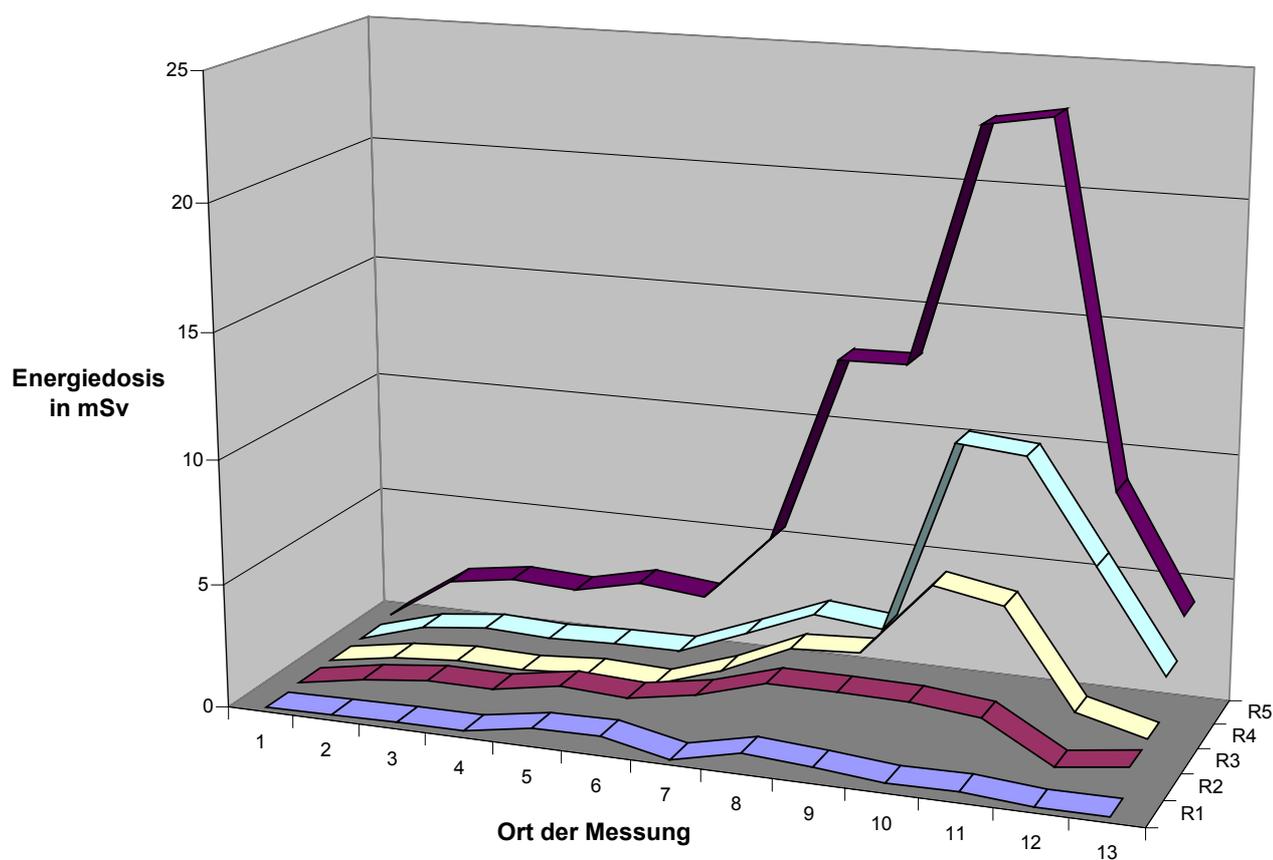
Die höchsten Dosiswerte wurden bei allen Systemen im Bereich der oberen Schneidezähne und ersten Molaren, der Kieferwinkel und Halswirbel gemessen. Die Schädelkalotte lag bei allen Untersuchungen außerhalb des Nutzstrahlenbereiches. Diese Messwerte repräsentieren die Exposition durch Streustrahlung. Die Ergebnisse zeigen, dass beim New Tom 9000 durch die Softwareumstellung auch eine deutliche Änderung der Strahlenexposition hervorgerufen wurde, wobei die Dosis im Bereich der infraorbitalen Messpunkte erheblich zunahm. Gleiches gilt auch für den Bereich der ersten Molaren (Abb. 9 und 10).

Tabelle 2: Dosiswerte [in mSv] an den mit TLDs bestückten Lokalisationen im Alderson-Rando Phantom beim DVT 9000, Sirona Ortophos C und Siemens Somatom plus 4.

Lfd. Nr. der Abb.	Ort der Messung	DVT 9000 110kV			Ortophos C 73 kV 15mA	Somatom plus 4		
		1,60 - 8,21 mA				140 kV 94 mA	140 kV 60 mA	140 kV 43 mA
		1. Messreihe	2. Messreihe	Mittelwert aus 1. + 2. Meßreihe				
11	Schädelkalotte	0,1	0,1	0,1	0,006	0,26	0,13	0,1
12	Hypophyse	0,6	0,6	0,6	0,04	2,03	0,92	0,54
13	Infraorbitalis li.	0,8	2,2	1,5	0,1	2,44	1,22	0,75
14	Infraorbitalis re.	0,8	2,2	1,5	0,11	2,29	1,12	0,7
15	Gd. Parotis li.	1,3	1,5	1,4	0,56	2,9	1,22	0,89
16	Gd. Parotis re.	1,2	1,2	1,2	0,6	2,63	1,25	0,79
17	Regio Incisivi	1,6	2,4	2	0,03	5,37	2,31	1,69
18	Kieferwinkel li.	2,5	2,2	2,3	0,7	12,97	3,41	2,91
19	Kieferwinkel re.	2,5	2,1	2,3	0,5	13,03	3,13	3,07
20	Regio 6er OK	2,4	4,2	3,3	0,2	22,63	10,88	6,07
21	Regio 6er OK	2,1	3,8	3	0,3	23,09	10,64	5,58
22	HW-Körper +	0,6	0,5	0,5	0,04	8,75	6,59	1,74
23	Gd. Thyroidea	0,9	0,8	0,9	0,1	4,06	2,54	1,03

Abbildung 9 Grafische Darstellung der Dosis an den verschiedenen Messpunkten (1. Messreihe der DVT mit Softwarekalibrierung Stand 4/99). Ort der Messung: Vergl. Tab. 1

Erste Messreihe



R 1: Panoramaschichtaufnahme

R 2: Digitale Volumentomographie

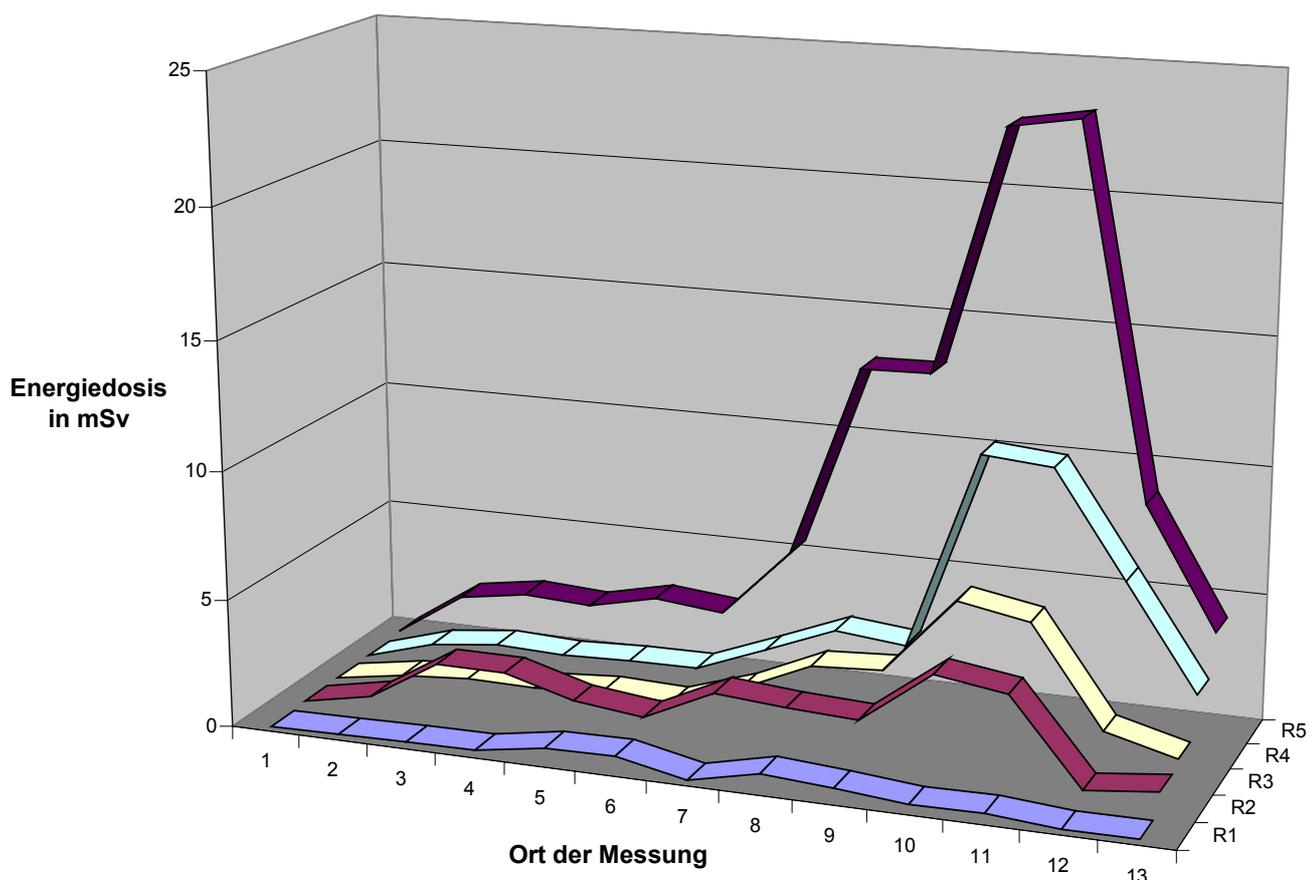
R 3: CT 140 kV, 43 mA

R 4: CT 140 kV, 60 mA

R 5: CT 140 kV, 94 mA

Abbildung 10 Grafische Darstellung der Dosis an verschiedenen Messpunkten (2. Messreihe der DVT mit Softwarekalibrierung Stand 7/99). Ort der Messung: Vergl. Tab.1

Zweite Messreihe



- R 1: Panoramaschichtaufnahme
- R 2: Digitale Volumentomographie
- R 3: CT 140 kV, 43 mA
- R 4: CT 140 kV, 60 mA
- R 5: CT 140 kV, 94 mA

4 Diskussion

Die digitale Volumentomographie hat ihren Hauptindikationsbereich bei der Hartgewebsdiagnostik und bei pathologischen Veränderungen im Bereich der Nasennebenhöhlen, wobei sie für den Zahnarzt hervorragende Rekonstruktionsmöglichkeiten bietet, da die Lage der (axialen) Primär-Rekonstruktionen in ihrem Winkel z.B. zur Zahnachse, zu einer Messhülse oder zum Unterkieferrand frei wählbar ist [16]. Während mit der CT auch eine Weichgewebsdiagnostik möglich ist (Knochenfenster/Weichteilfenster), scheidet diese Indikation für die DVT aus.

In der vorliegenden Untersuchung wurde die DVT der Panoramaschichtaufnahme mit Film-Folienkombinationen der Empfindlichkeitsklasse SC = 200 gegenübergestellt. Durch die Änderung der Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach Röntgenverordnung [25] im Jahr 1998 wurde festgelegt, dass das höher empfindlichere System der Klasse SC = 400 bei Röntgenaufnahmen von Kindern bis zum 12. Lebensjahr gefordert werden muss [25]. Durch die hiermit verbundene Dosisreduktion bei der Panoramaschichtaufnahme relativiert sich der eingangs beschriebene Vorteil des geringen Dosisbedarfs für die DVT, was bei einer Untersuchung von Kindern und Jugendlichen zu berücksichtigen ist. Auch wenn mit der DVT gute panoramaschicht-ähnliche Rekonstruktionen möglich sind, kann eine routinemäßige Anwendung dieses Gerätes als Ersatz für ein Panoramaschichtgerät aufgrund der deutlich höheren Strahlenexposition des Patienten nicht empfohlen werden.

Beachtenswert sind die Unterschiede beim DVT zwischen der 1. und 2. Messreihe. Sie zeigten, dass sich bei modernen rechnergesteuerten Röntgeneinrichtungen durch Softwareänderungen relevante Unterschiede in der Höhe der Dosis ergeben können. Unterschiede zwischen den Dosiswerten der 1. und 2. Messreihe fanden sich beim DVT vor allem an den am höchsten exponierten Messorten (z.B. Nr.18- Kieferwinkel links- und Nr.19- Kieferwinkel rechts-), was möglicherweise auf nicht reproduzierbare Abschaltsteuerung der Belichtungsautomatik zurückzuführen ist. Die Ursache dafür ist bisher unbekannt. Da bei digitalen Detektionssystemen in der Zahnmedizin Dosisschwankungen (im Gegensatz zum konventionellen Film-Foliensystem) bei klinischen Aufnahmen in der Regel vom Untersucher nicht erkannt werden können, muss diesem Problem bei der technischen Weiterentwicklung seitens des Herstellers eine besondere Aufmerksamkeit geschenkt werden.

Typischerweise für die Strahlengeometrie bei der CT zeigte sich in der vorliegenden Untersuchung ein ausgeprägtes Dosismaximum im Scanbereich und ein deutlicher Dosisabfall außerhalb des Nutzstrahlungsfeldes. Die Panoramaschichtaufnahme und die DVT liefern hingegen gleichmäßige Expositionen über größere Feldareale, so dass Dosiserhöhungen und der Dosisabfall am Rand des Nutzstrahlungsfeldes kaum erkennbar sind (Abb. 1 und 2).

Die Messergebnisse dieser Arbeit zur Strahlenexposition bei der CT entsprechen den Ergebnissen aus anderen Studien [11,28].

Das DVT zielt mit seinem Indikationsschwerpunkt auf Anwendungen, die bisher in der Zahnmedizin durch die CT oder durch transversale Schichten mit Panoramaschichtgeräten abgedeckt wurden.

Eine neuere Untersuchung zeigt, dass mit einer Niedrigdosis-Dental-CT eine Dosisreduktion um den Faktor 9 (Reduktion des Strom–Zeit - Produktes von 165 auf 35 mAs bei einem Pitch von 2) ohne Einbuße der diagnostischen Aussagekraft erreicht werden kann [19]. Auch *Haßfeld* et al. [11] konnten zeigen, dass eine Dosisreduktion um 76% keinen Einfluss auf die metrische Messgenauigkeit (in mm) hatte, wobei die Reduzierung des Strom–Zeit–Produktes auf 45 mAs zu einer Bandbreite der Strahlenexposition zwischen den Dosiswerten 0,07 mSv (im Bereich der Schilddrüse) und 6,9 mSv (an der Hautoberfläche) verbunden war.

Weitergehende Untersuchungen zum Vergleich von DVT und dosisreduziertem CT müssen die klinische Wertigkeit der beiden Verfahren beurteilen. Insbesondere muss geklärt werden, welches der beiden Verfahren die bessere diagnostische Aussagekraft besitzt, welches die bessere Bildqualität liefert und wie hoch die Belastung für den Patienten durch den Prescan beim DVT ist.

5 Zusammenfassung

Mit der digitalen Volumentomographie (DVT) wurde 1997 eine neue Aufnahmetechnik in die Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde eingeführt, die dieselben Rekonstruktionsmöglichkeiten wie die Computertomographie (CT) bietet. Ziel der vorliegenden Untersuchung war es festzustellen, mit welcher Strahlenexposition die DVT im Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme und zur Spiral-CT verbunden ist.

Die Bestimmung der Strahlenexposition erfolgte an einem Alderson-Rando-Phantom mit Hilfe von Thermolumineszenzdosimetern (CaF_2 - und LiF -TLDs). Insgesamt wurden 26 TLDs in Referenzorganen positioniert.

Die Messungen ergaben, dass die Strahlenexposition bei der DVT zwischen 0,09 mSv (Schädelkalotte) und maximal 4,2 mSv im Bereich der linken oberen 1. Molaren lag. Die Strahlenexposition betrug beim Panoramaschichtgerät zwischen minimal 0,006 (Schädelkalotte) und maximal 0,65 mSv (Kieferwinkel links).

Bei der CT-Untersuchung mit einer Röhrenspannung von 140 kV und einer Röhrenstromstärke von 94 mA betragen die Maximalwerte 23 mSv (Regio 6er OK), beim sog. dosisreduzierten CT (60 mA) 11 mSv (Regio 6er OK) und 6 mSv (43 mA (Regio 6er OK)).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die DVT dieselben Rekonstruktionsmöglichkeiten von knöchernen Strukturen wie die CT ermöglicht, dieses Ziel aber mit einer geringeren Strahlenexposition erreicht als die Standard-CT-Aufnahme (94 mA) und damit in ähnlicher Größenordnung liegt wie die "dosisreduzierte" CT-Untersuchung (43 mA).

6 Anhang

6.1 Einzelergebnisse

6.1.1 DVT 9000 (New Tom)

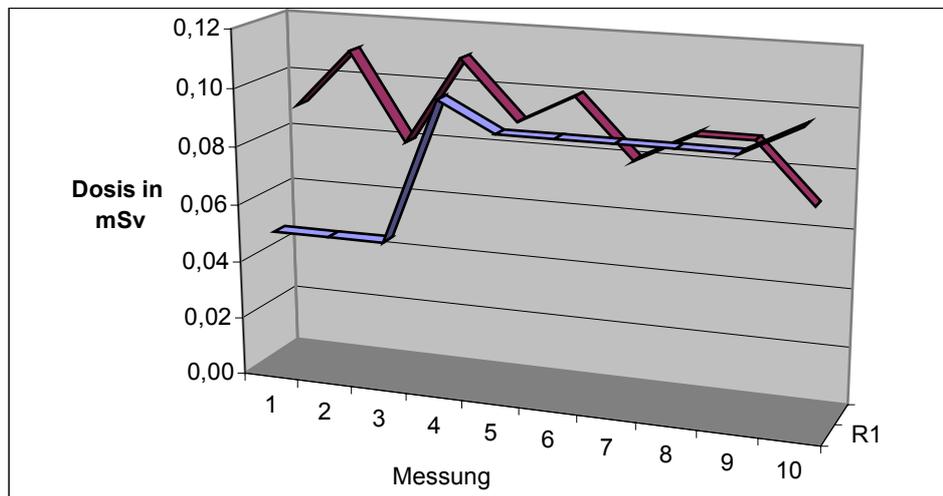
Aufgrund einer Softwareumstellung seitens des Herstellers unmittelbar nach der ersten Messreihe wurde eine zweite Messreihe am DVT durchgeführt, um die Ergebnisse der Ersten zu verifizieren. Jede der beiden Messreihen bestand aus jeweils 10 Einzelmessungen, wobei die dabei entstandenen Einzelergebnisse der Dosiswerte einen Mittelwert aus mehreren Einzelwerten darstellen. Bewegen sich die Dosiswerte im Bereich der Nachweisgrenzen eines TLD, wachsen die Fehlerprozentage erheblich an. Da aus diesem Grund Messfehler für niedrige Dosiswerte viel höher ausfallen als für hohe Dosiswerte, wurden 10 Messwerte erzeugt, um auf diese Weise einen Mittelwert mit vertretbarem Fehler zu erhalten. Obwohl die in Tabelle 3 bis 15 aufgeführten Dosiswerte bis auf zwei Stellen hinter dem Komma angegeben sind, soll damit keine hohe Messgenauigkeit angedeutet werden. Diese Zahlenangaben ergeben sich entsprechend vielmehr aus der Tatsache, dass es sich um rein rechnerisch gewonnene Werte handelt, die das Ergebnis einer Multiplikation von TLD-Ladung mit Kalibrierfaktor sind.

Schädelkalotte

Tabelle 3: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Schädelkalotte aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Schädelkalotte	
	1. Messreihe	2. Messreihe
Messung 1	0,05	0,09
Messung 2	0,05	0,11
Messung 3	0,05	0,08
Messung 4	0,10	0,11
Messung 5	0,09	0,09
Messung 6	0,09	0,10
Messung 7	0,09	0,08
Messung 8	0,09	0,09
Messung 9	0,09	0,09
Messung 10	0,10	0,07

Abbildung 11: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes Schädelkalotte aus 1. + 2. Messreihe



1. Messreihe

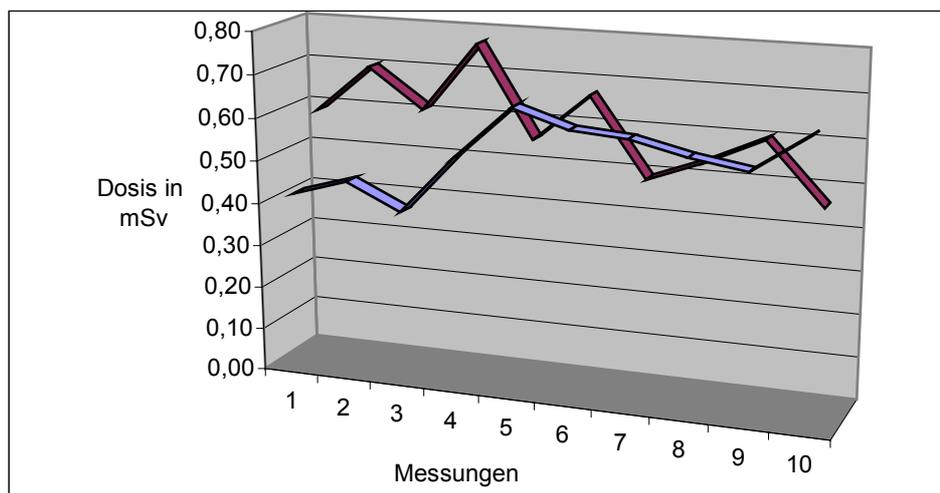
2. Messreihe

Hypophyse

Tabelle 4: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Hypophyse aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Hypophyse 1. Messreihe	Hypophyse 2. Messreihe
Messung 1	0,42	0,59
Messung 2	0,46	0,70
Messung 3	0,40	0,61
Messung 4	0,54	0,77
Messung 5	0,66	0,56
Messung 6	0,62	0,67
Messung 7	0,61	0,49
Messung 8	0,58	0,54
Messung 9	0,56	0,60
Messung 10	0,65	0,46

Abbildung 12: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes Hypophyse aus 1. + 2. Messreihe



1. Messreihe

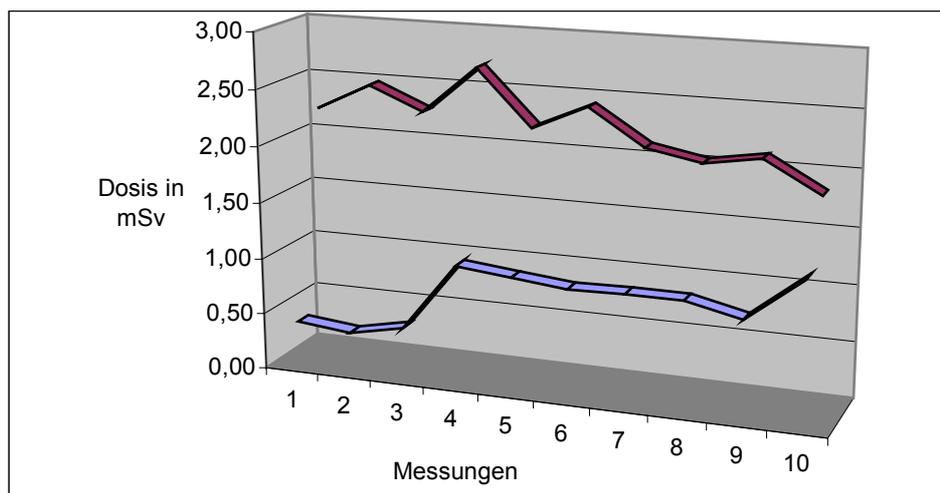
2. Messreihe

Infraorbitalis links

Tabelle 5: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Infraorbitalis links aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Infraorbitalis links 1. Messreihe	Infraorbitalis links 2. Messreihe
Messung 1	0,41	2,23
Messung 2	0,36	2,47
Messung 3	0,46	2,27
Messung 4	1,07	2,69
Messung 5	1,02	2,20
Messung 6	0,97	2,42
Messung 7	0,98	2,11
Messung 8	0,98	2,02
Messung 9	0,87	2,10
Messung 10	1,26	1,83

Abbildung 13: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes infraorbitalis links aus 1. + 2. Messreihe



1. Messreihe

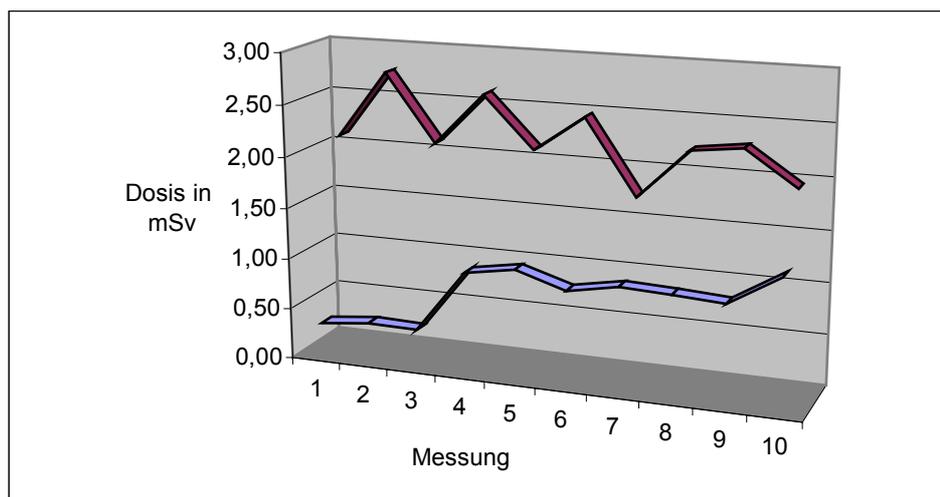
2. Messreihe

Infraorbitalis rechts

Tabelle 6: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Infraorbitalis rechts aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Infraorbitalis rechts 1. Messreihe	Infraorbitalis rechts 2. Messreihe
Messung 1	0,34	2,10
Messung 2	0,39	2,75
Messung 3	0,38	2,10
Messung 4	1,00	2,60
Messung 5	1,08	2,11
Messung 6	0,93	2,46
Messung 7	1,02	1,74
Messung 8	1,00	2,22
Messung 9	0,97	2,28
Messung 10	1,27	1,95

Abbildung 14: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes Infraorbitalis rechts aus 1. + 2. Messreihe



1. Meßreihe

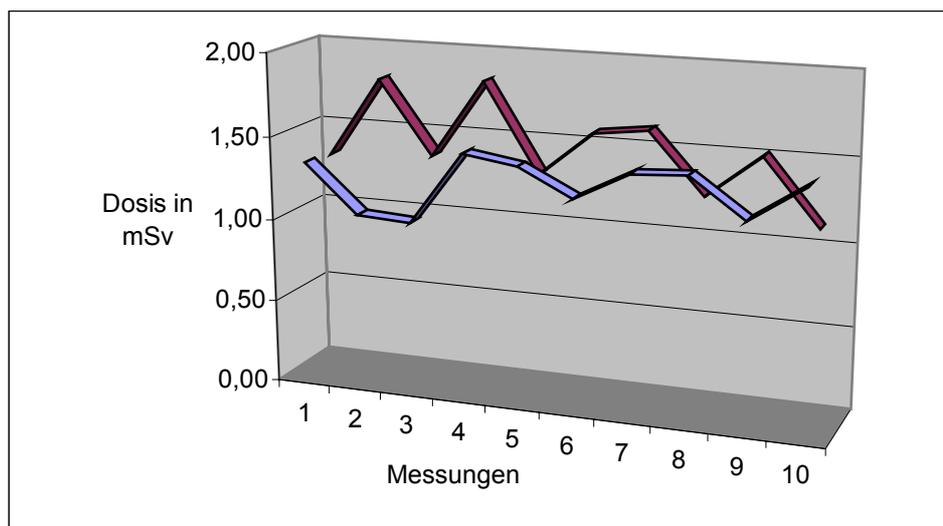
2. Messreihe

Glandula Parotis links

Tabelle 7: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Glandula Parotis links aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Gdl. Parotis links 1. Messreihe	Gdl. Parotis links 2. Messreihe
Messung 1	1,34	1,32
Messung 2	1,05	1,80
Messung 3	1,03	1,36
Messung 4	1,47	1,83
Messung 5	1,42	1,30
Messung 6	1,26	1,57
Messung 7	1,43	1,61
Messung 8	1,45	1,25
Messung 9	1,22	1,51
Messung 10	1,44	1,12

Abbildung 15: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes Gdl. Parotis links aus 1. + 2. Messreihe



1. Messreihe

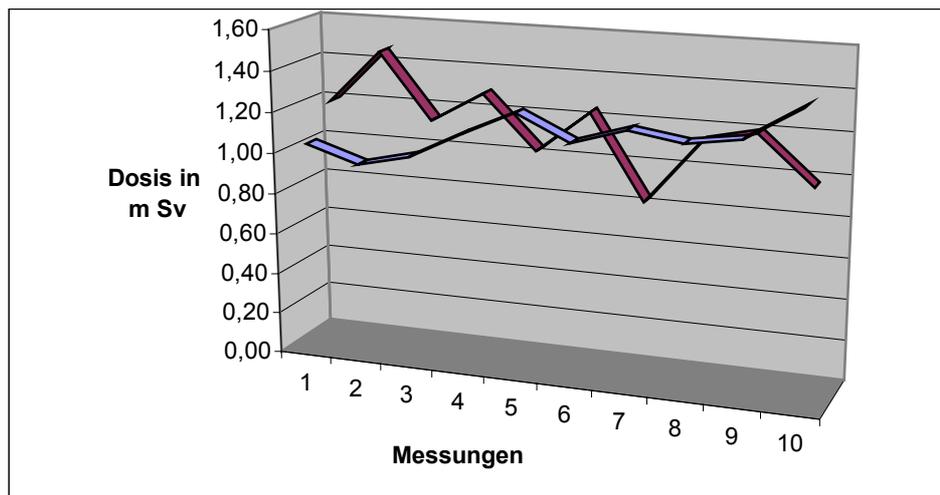
2. Messreihe

Glandula Parotis rechts

Tabelle 8: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Glandula Parotis rechts aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Gdl. Parotis rechts 1. Messreihe	Gdl. Parotis rechts 2. Messreihe
Messung 1	1,04	1,20
Messung 2	0,96	1,46
Messung 3	1,02	1,14
Messung 4	1,15	1,29
Messung 5	1,27	1,03
Messung 6	1,15	1,24
Messung 7	1,23	0,83
Messung 8	1,19	1,14
Messung 9	1,23	1,20
Messung 10	1,39	0,97

Abbildung 16: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes Gdl. Parotis rechts aus 1.+ 2. Messreihe



1. Messreihe

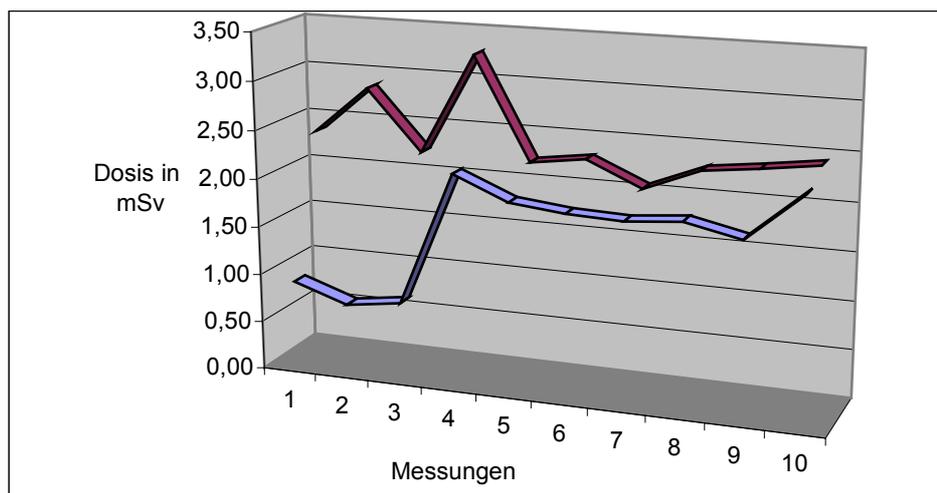
2. Messreihe

Regio Incisivi Ok

Tabelle 9: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Regio Incisivi OK aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Regio Incisivi OK 1. Messreihe	Regio Incisivi OK 2. Messreihe
Messung 1	0,91	2,36
Messung 2	0,72	2,85
Messung 3	0,80	2,23
Messung 4	2,19	3,27
Messung 5	1,95	2,22
Messung 6	1,89	2,30
Messung 7	1,87	2,05
Messung 8	1,92	2,28
Messung 9	1,80	2,35
Messung 10	2,29	2,43

Abbildung 17: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes Regio Incisivi OK aus 1. + 2. Messreihe



1. Messreihe

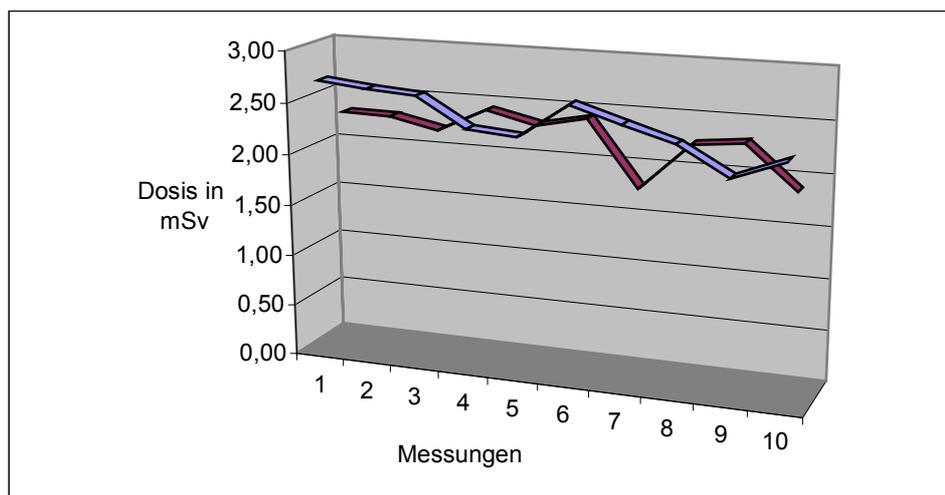
2. Messreihe

Kieferwinkel links

Tabelle 10: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Kieferwinkel links aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Kieferwinkel links 1. Messreihe	Kieferwinkel links 2. Messreihe
Messung 1	2,71	2,31
Messung 2	2,66	2,30
Messung 3	2,63	2,20
Messung 4	2,35	2,43
Messung 5	2,31	2,32
Messung 6	2,65	2,42
Messung 7	2,50	1,79
Messung 8	2,36	2,25
Messung 9	2,09	2,30
Messung 10	2,28	1,89

Abbildung 18: Grafische Darstellung der Dosiswerte des Messpunktes Kieferwinkel links aus 1. + 2. Messreihe



1. Messreihe

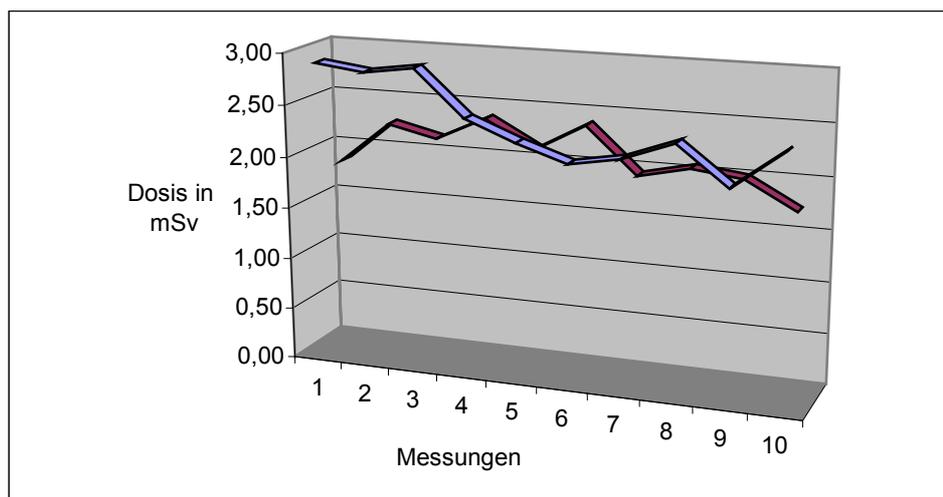
2. Messreihe

Kieferwinkel rechts

Tabelle 11: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Kieferwinkel rechts aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Kieferwinkel rechts 1. Messreihe	Kieferwinkel rechts 2. Messreihe
Messung 1	2,90	1,85
Messung 2	2,84	2,25
Messung 3	2,91	2,14
Messung 4	2,47	2,37
Messung 5	2,28	2,11
Messung 6	2,12	2,38
Messung 7	2,21	1,94
Messung 8	2,39	2,05
Messung 9	2,02	1,99
Messung 10	2,40	1,73

Abbildung 19: Grafische Darstellung der Dosiswerte des Messpunktes Kieferwinkel rechts aus 1. + 2. Messreihe



1. Messreihe

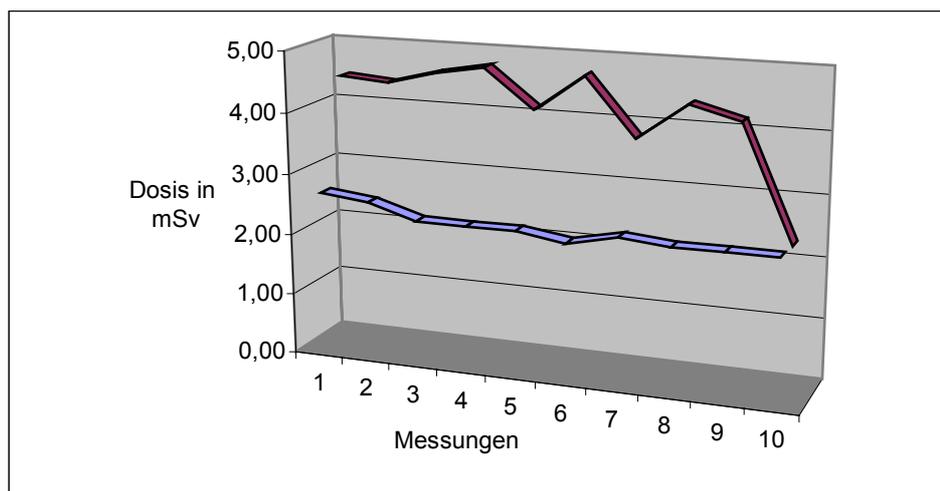
2. Messreihe

Regio 6er OK links

Tabelle 12: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Regio 6er OK links aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Regio 6er OK links 1. Messreihe	Regio 6er OK links 2. Messreihe
Messung 1	2,68	4,44
Messung 2	2,59	4,38
Messung 3	2,35	4,59
Messung 4	2,34	4,73
Messung 5	2,35	4,11
Messung 6	2,23	4,71
Messung 7	2,41	3,77
Messung 8	2,33	4,37
Messung 9	2,34	4,16
Messung 10	2,34	2,29

Abbildung 20: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes Regio 6er OK links aus 1. + 2. Messreihe



1. Meßreihe

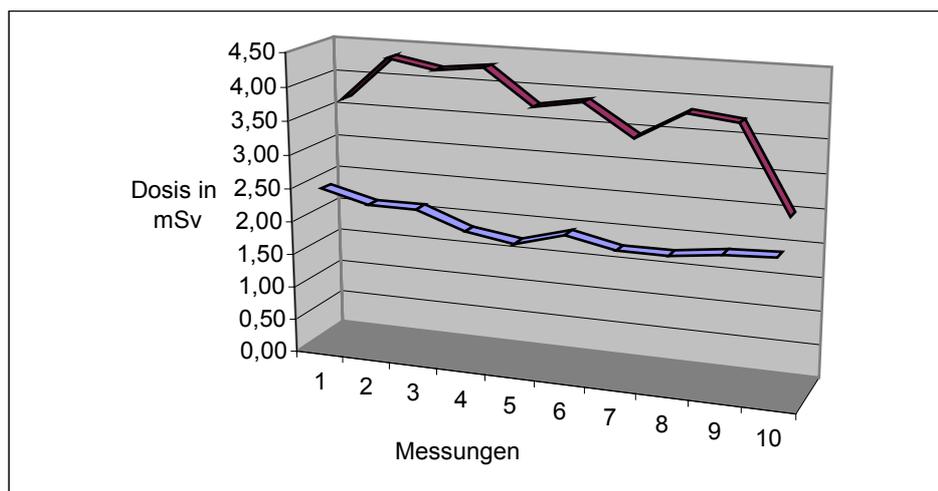
2. Messreihe

Regio 6er OK rechts

Tabelle 13: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Regio 6er OK rechts aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Regio 6er OK rechts 1. Messreihe	Regio 6er OK rechts 2. Messreihe
Messung 1	2,48	3,67
Messung 2	2,30	4,33
Messung 3	2,30	4,20
Messung 4	2,04	4,28
Messung 5	1,93	3,76
Messung 6	2,13	3,88
Messung 7	1,98	3,42
Messung 8	1,98	3,83
Messung 9	2,07	3,75
Messung 10	2,11	2,48

Abbildung 21: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Meßpunktes Regio 6er OK rechts aus 1. + 2. Meßreihe



1. Messreihe

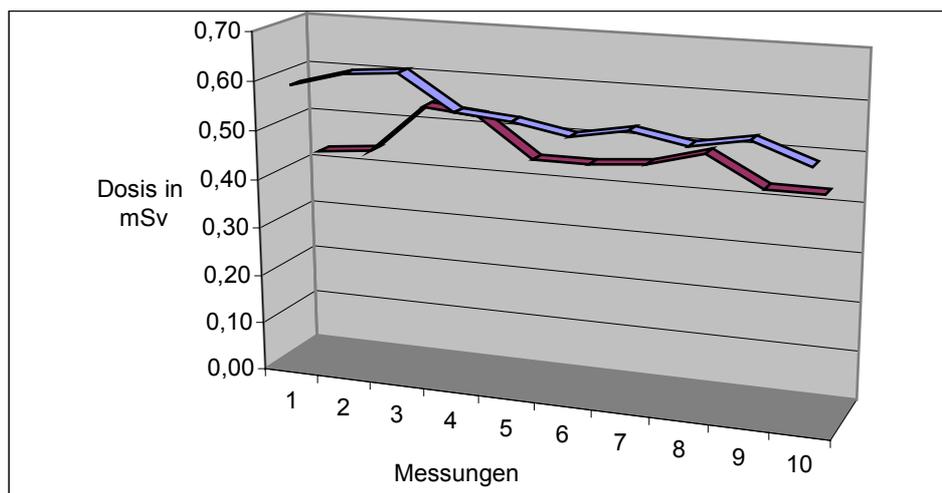
2. Messreihe

Halswirbelkörper + Rückenmark Hals

Tabelle 14: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Halswirbelkörper + Rückenmark Hals aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	HW-Körper+ RM-Hals 1. Messreihe	HW-Körper+ RM-Hals 2. Messreihe
Messung 1	0,59	0,43
Messung 2	0,62	0,44
Messung 3	0,63	0,54
Messung 4	0,56	0,53
Messung 5	0,55	0,45
Messung 6	0,53	0,45
Messung 7	0,55	0,46
Messung 8	0,53	0,49
Messung 9	0,55	0,43
Messung 10	0,51	0,43

Abbildung 22: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes HW-Körper + RM-Hals aus 1. + 2. Messreihe



1. Meßreihe

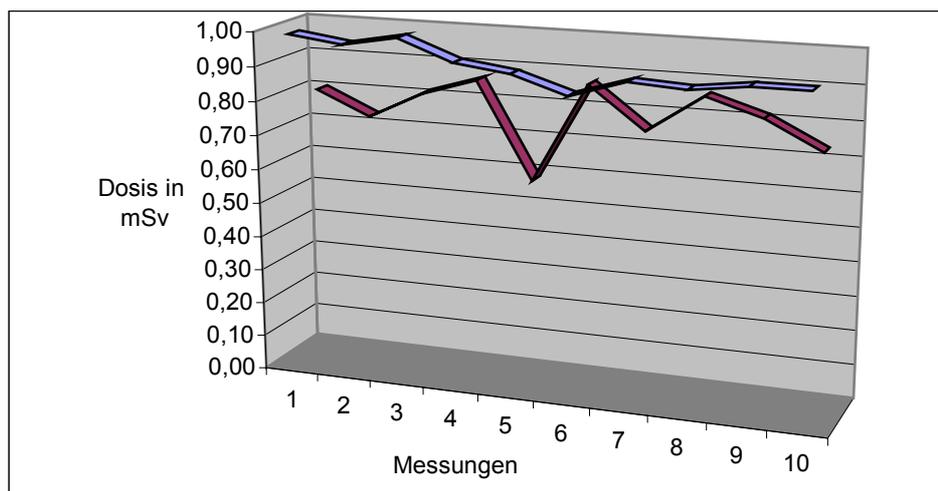
2. Meßreihe

Glandula Thyroidea

Tabelle 15: Einzelergebnisse der Dosiswerte [mSv] des Messpunktes Glandula Thyroidea aus 1. + 2. Messreihe; die Mittelwerte aus den Messungen 1 bis 10 ergeben die in Tabelle 2 aufgeführten Dosiswerte.

Ergebnisse der 1.+ 2. Messreihe	Gdl. Thyroidea 1. Messreihe	Gdl. Thyroidea 2. Messreihe
Messung 1	0,99	0,80
Messung 2	0,97	0,73
Messung 3	1,00	0,81
Messung 4	0,94	0,86
Messung 5	0,92	0,58
Messung 6	0,87	0,87
Messung 7	0,92	0,75
Messung 8	0,91	0,86
Messung 9	0,93	0,81
Messung 10	0,93	0,73

Abbildung 23: Grafischer Vergleich der Dosiswerte des Messpunktes Gdl. Thyroidea aus 1. + 2. Meßreihe



1. Messreihe

2. Messreihe

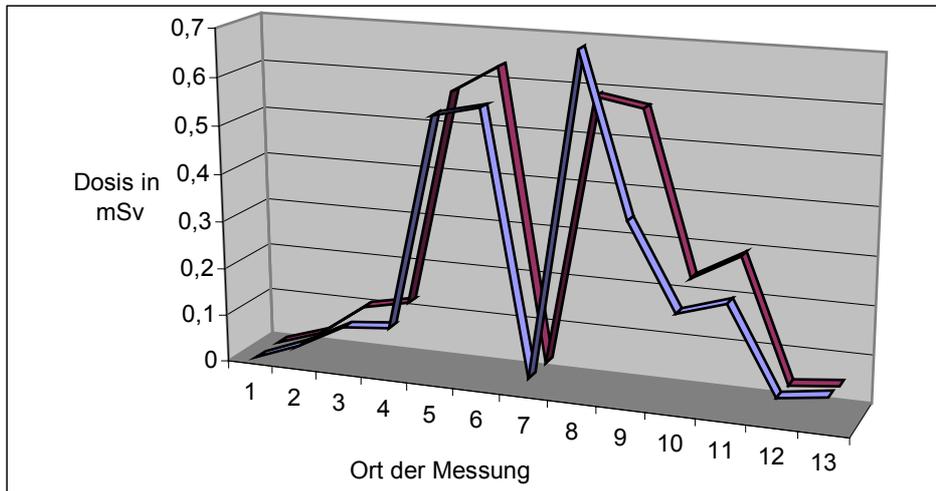
6.1.2 Ortophos C (Sirona)

Aufgrund der Softwareumstellung beim DVT und den daraus resultierenden unterschiedlichen Dosiswerten (1. und 2. Messreihe) wurde durch eine zweite Messreihe beim OPTG die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse des OPTG's kontrolliert. Die Ergebnisse aus der 1. und 2. Messreihe des OPTG's weisen, im Gegensatz zu den beiden Messreihen beim DVT, keine Unterschiede bezüglich der erzielten Dosiswerten auf. Somit konnte gezeigt werden, dass die Softwareveränderung der Grund für die Differenz bei den Dosiswerten ist. Wie auch beim DVT stellen die erzielten Dosiswerte beim OPTG einen Mittelwert aus mehreren Einzelwerten dar, die Angabe der Dosiswerte bis auf zwei Stellen hinter dem Komma zeigt, dass die gewonnenen Werte, wie schon in Abschnitt 6.1.1 erläutert, rein rechnerisch erzielt wurden.

Tabelle 16: Dosis Einzelergebnisse des OPTG's aus 1. + 2. Messung sowie die Mittelwerte daraus

Ort der Messung	1. Messung OPTG, 73 kV, 15 mA in mSv	2. Messung OPTG, 73 kV, 15 mA in mSv	Mittelwerte aus 1. + 2. Messung in mSv
Schädel- kalotte (1)	0,01	0,01	0,01
Hypophyse (2)	0,04	0,04	0,04
Infraorbitalis links (3)	0,09	0,11	0,1
Infraorbitalis rechts (4)	0,1	0,13	0,11
Gdl. Parotis links (5)	0,55	0,58	0,56
Gdl. Parotis rechts (6)	0,57	0,64	0,6
Regio Incisivi OK (7)	0,03	0,03	0,03
Kieferwinkel links (8)	0,7	0,6	0,65
Kieferwinkel rechts (9)	0,37	0,57	0,47
Regio 6er OK links (10)	0,2	0,24	0,22
Regio 6er OK rechts (11)	0,23	0,3	0,26
HW-Körper + RM-Hals (12)	0,05	0,04	0,042
Gdl. Thyroidea (13)	0,06	0,05	0,059

Abbildung 24: Grafischer Vergleich der 1. + 2. OPTG Messungen



1. Messung

2. Messung

Der grafische Vergleich der 1. + 2. OPTG – Messung zeigt in beiden Fällen einen M-förmigen Verlauf, wobei ein Maximum in Regio des Kieferwinkel rechts (Messpunkt Nr. 6) liegt und ein Maximum in Regio der Schädelkalotte (Messpunkt Nr. 8) zu finden ist. Das Minimum liegt bei beiden Kurven in Regio Incisivi OK (Messpunkt Nr. 7).

Grund für diesen Verlauf ist die Überlagerung der Frontzahnregion durch die Wirbelsäule. Die anatomische Lage der Wirbelsäule zur Frontzahnregion sorgt für eine Abschwächung der Strahlung, so dass nur ein minimaler Dosiswert in der Front gemessen wird.

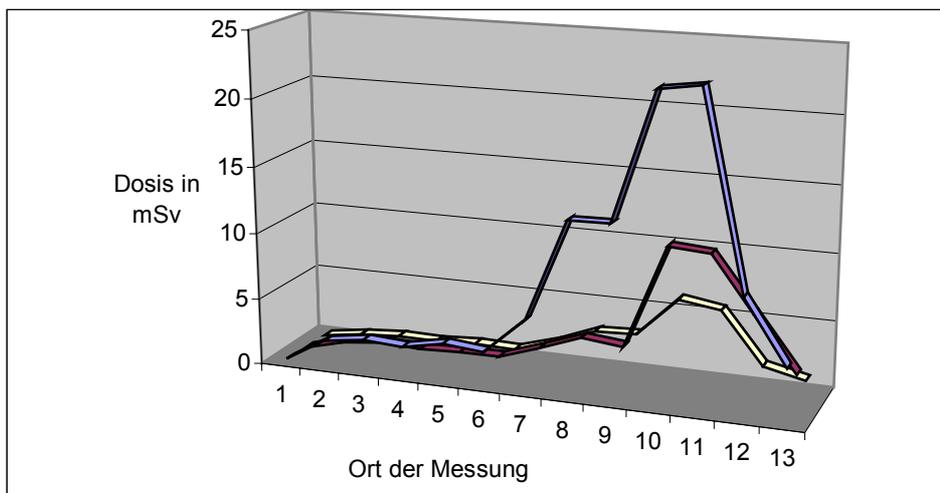
6.1.3 Somatom plus 4 (Siemens)

Erwartungsgemäß erzeugte das Spiral CT die größte Strahlenexposition. Reduziert man jedoch die Röhrenstromstärke von 94 mA auf 60 mA ist die gemessene Dosis ebenfalls geringer und befindet sich bei 43 mA im Bereich der DVT. Wie schon beim DVT und OPTG, stellen die erzielten Dosiswerte beim CT einen Mittelwert aus mehreren Einzelwerten dar und die Angabe der Dosiswerte bis auf zwei Stellen hinter dem Komma zeigt, dass die gewonnenen Werte rein rechnerisch erzielt wurden.

Tabelle 17: Einzelergebnisse (mSv) der Somatom Plus 4 Messungen mit unterschiedlicher Röhrenstromstärke und daher unterschiedlichen mAs - Produkten

Ort der Messung	Somatom plus 4, 140 kV, 94 mA	Somatom plus 4, 140 kV, 60 mA	Somatom plus 4, 140 kV, 43 mA
Schädelkalotte (1)	0,26	0,13	0,1
Hypophyse (2)	2,03	0,92	0,54
Infraorbitalis links (3)	2,44	1,22	0,75
Infraorbitalis rechts (4)	2,29	1,12	0,7
Gdl. Parotis links (5)	2,9	1,22	0,89
Gdl. Parotis rechts (6)	2,63	1,25	0,79
Regio Incisivi OK (7)	5,37	2,31	1,69
Kieferwinkel links (8)	12,97	3,41	2,91
Kieferwinkel rechts (9)	13,03	3,13	3,07
Regio 6er OK links (10)	22,63	10,88	6,07
Regio 6er OK rechts (11)	23,09	10,64	5,58
HW-Körper + RM-Hals (12)	8,75	6,59	1,74
Gdl. Thyroidea (13)	4,06	2,54	1,03

Abbildung 25: Grafischer Vergleich der Somatom Plus 4 Einzelmessungen mit unterschiedlichen Röhrenstromstärken



Somatom Plus 4, 140 kV, 94 mA

Somatom Plus 4, 140 kV, 60 mA

Somatom Plus 4, 140 kV, 43 mA

7 Literaturverzeichnis

1. *Alderson, S. W., Lanzl, L.H., Rollins,M., Spira,J.:* An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *AJR Am J Roentgenol* 87 (1), (1962) 185-195
2. P. Ambrosi, J. Böhm: Neue Dosis-Meßgrößen, *Atomwirtschaft – Atomtechnik* 1 (1995) 38- 39
3. *Bednar, W., Müller, A., Säbel, M., Weishaar, J.:* Untersuchungen zur Strahlenexposition der Leibesfrucht bei Röntgenuntersuchungen während der Schwangerschaft. 2. Mitteilung *Strahlentherapie* 156 (1990) 776-785
4. *Besimo, C., Lambrecht, J.T., Nidecker, A.:* Dental implant treatment planning with reformatted Computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 24, 1995) 264
5. *Brooks, R. A., di Chiro, G.:* Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. *Medical Physics* 3 (1976) 237-240
6. *Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit* (Hrsg): *Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 1997. Parlamentsbericht 1997*
7. *Deutsches Institut für Normung, Normenausschuss Radiologie:* DIN 6814-5, Normenentwurf. *Begriffe in der radiologischen Technik. Teil 5: Strahlenschutz.* Beuth Verlag, 12.1996, Berlin

8. *Ericson, S., Kuroi, J.:* CT diagnosis of ectopically eruption maxillary canines- a case report. Eur J Ortod 10, (1988) 155
9. *Feile, H., Riediger, D., Gustorf-Aeckerle, R., Claus, C.:* Die hochauflösende Computertomographie in der Diagnostik verlagerter unterer Weisheitszähne unter besonderer Berücksichtigung der Strahlenbelastung. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 15, (1991) 226
10. *Felsenberg, D., Kalender, W. A., Trinkwalter, W., Wolf, K.-J.:* CT-Untersuchungen mit reduzierter Strahlendosis. Fortschr. Röntgenstr.153 (1990) 516-520.
11. *Haßfeld, S., Streib, S., Sahl, H., Stratmann, U., Fehrentz, D., Zöller, J.:* Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik. Mund Kiefer Gesichtschir 2, (1998) 188
12. *Hoxter, E.A., Schenz, A.:* Röntgenaufnahmetechnik. 14. Auflage. Siemens AG Berlin (1991)
13. *Kalender, W.:* Computertomographie – Technische Entwicklung. In: Rosenbusch, G., Oudkerk, M., Ammann, E.: Radiologie in der medizinischen Diagnostik. Blackwell Wissenschafts-Verlag Berlin, (1994) 300-311
14. *Kaufmann, G.W., Flemming, K., Friedburg, H., Schattenberg, S.:* Einflüsse der Strahlenbelastung in der Röntgendiagnostik. Radiologie 22 (1982) 235-240

15. *Kraut, R.A.*: Interactive CT diagnostics, planning and preparation for dental implants. *Implant Dent* 7, (1998) 19
16. *Krestel, E.*: Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. 2. Auflage. Siemens Ag Berlin (1988)
17. *Krieger, H.; Petzold, H.*: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Band 2: Anwendung in der Strahlentherapie und der klinischen Dosimetrie. Stuttgart: Teubner (1989)
18. *Möbes, O., Becker, J., Pawelzik, J., Jacobs, K.*: Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumetomographie in der implantologischen Diagnostik. *Z Zahnärztl Implantol* 4, (1999) 229
19. *Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Tinazzi Martini, P., Bergamo Andreis, I.A.*: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur. Radiol.*; 8: (1998) 1558
20. *Petzold, W.*: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Band 1: Grundlagen. 2. Auflage, Stuttgart: Teubner (1988)
21. *Pschyrembel*: Klinisches Wörterbuch, 257. Auflage, Berlin: Walter de Gruyter
22. *Reich, H.*: Dosimetrie ionisierender Strahlung. Grundlagen und Anwendungen. Stuttgart: Teubner (1990)

23. *Rustemeyer, P., Streubühr, U., Hohn, H.-P., Rustemeyer, R., Eich, H.T., John-Mikolajewski, V., Müller, R.-D.*: Niedrigdosis Dental-CT. Fortschr Röntgenstr 171, (1999) 130

25. Schriftreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Richtlinien für Sachverständigenprüfungen nach Röntgenverordnung 1998 (Regelwerk 13, RW 13)

26. *Schwarz, M.S., Rothman, S.L., Chafetz, N., Rhodes, M.*: Computed tomography in dental implantation Surgery. Dent Clin North Am 33, (1989) 555

27. *Schwarz, M.S., Rothman, S.L., Chafetz, N., Rhodes, M.*: Computed tomography in dental implantation surgery. Dent Clin North Am 33, (1989) 565

28. *Shimming, R., Eckelt, U., Kitter, T.*: The value of coronal computer tomograms in fractures of the mandibular condylar process. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 87, (1999) 632

29. *Singer, P., Kober, P.*: Dosimetrie in der Computertomographie. Fortschr. Röntgenstr.143 (1985) 549-552.

30. *Stallmann, C.*: Die Strahlenexposition bei der Spiral- sowie der sequentiellen Computertomographie des Kopfes im Vergleich. Dissertationsschrift. Universität Düsseldorf, 1997.

31. *Visser, H.*: Untersuchungen zur Optimierung der parodontologischen Röntgendiagnostik. Habilitationsschrift. Medizinische Fakultät der Georg-August-Universität zu Göttingen 1997

Lebenslauf

PERSÖNLICHE DATEN:

Name: Christoph Schnelle

Geburtsdatum: 12.02.1969

Geburtsort: Hagen in Westfalen

Familienstand: ledig

Staatsangehörigkeit: deutsch

09.1990-04.1991	Ausbildung zum Zahntechniker
05.1991-09.1991	Praktikum bei Dr.med.dent. Axel Kracke
10.1991-12.1997	Studium der Zahnmedizin an der Heinrich Heine Universität, Düsseldorf
02.1998	Famulatur bei Dres. Schlien und Niemeyer, Hagen
03.1998-06.1998	Befristete Anstellung bei Dres. Krause und Schulz-Krause, Essen
08.1998-03.1999	Anstellung bei Dr.med.dent. Karl Paulus, Düsseldorf
04.1999-07.2000	Anstellung bei Fr. Dr.med.dent. Ulrike Kraus, Rottach-Egern
seit 08.2000	Selbstständiger Zahnarzt in der Ordinationsgemeinschaft Dr. med. dent. Jochen Gürtler und ZA Christoph Schnelle, St. Johann in Tirol, Österreich
März 2001	Abgabe der Promotionsarbeit mit dem Titel „ <i>Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen Volumentomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie</i> “

Zusammenfassung

Titel der Promotionsarbeit:

"Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen-Volumentomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie"

Mit der digitalen Volumentomographie (DVT) wurde 1997 eine neue Aufnahmetechnik in die Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde eingeführt, die dieselben Rekonstruktionsmöglichkeiten wie die Computertomographie (CT) bietet. Ziel der vorliegenden Untersuchung war es festzustellen, mit welcher Strahlenexposition die DVT im Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme und zur Spiral-CT verbunden ist. Die Bestimmung der Strahlenexposition erfolgte an einem Alderson-Rando-Phantom mit Hilfe von Thermolumineszenzdosimetern (CaF_2 - und LiF -TLDs). Insgesamt wurden 26 TLDs in Referenzorganen positioniert.

Die Messungen ergaben, dass die Strahlenexposition bei der DVT zwischen 0,09 mSv (Schädelkalotte) und maximal 4,2 mSv im Bereich der linken oberen 1. Molaren lag. Die Strahlenexposition betrug beim Panoramaschichtgerät zwischen minimal 0,006 (Schädelkalotte) und maximal 0,65 mSv (Kieferwinkel links).

Bei der CT-Untersuchung mit einer Röhrenspannung von 140 kV und einer Röhrenstromstärke von 94 mA betragen die Maximalwerte 23 mSv (Regio 6er OK), beim sog. dosisreduzierten CT (60 mA) 11 mSv (Regio 6er OK) und 6 mSv (43 mA (Regio 6er OK)).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die DVT dieselben Rekonstruktionsmöglichkeiten von knöchernen Strukturen wie die CT ermöglicht, dieses Ziel aber mit einer geringeren Strahlenexposition erreicht als die Standard-CT-Aufnahme (94 mA) und damit in ähnlicher Größenordnung liegt wie die "dosisreduzierte" CT-Untersuchung (43 mA).

Becker
27.08.01
Universitätsklinikum Düsseldorf
Westdeutsche Kieferklinik
Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie u. Aufnahme
Direktor: Univ.-Prof. Dr. J. Becker
Hausanschrift: Moorenstraße 6 D-40225 Düsseldorf
Postfach 10 10 07 · D-40001 Düsseldorf