

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

**Vergleich metrischer Genauigkeit
von Computertomographie, digitaler Volumentomographie und
Orthopantomographie
in der modernen Implantologie**

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine- Universität
Düsseldorf

vorgelegt von
Ines Goch
2005

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der

Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Gez. Prof. Dr. W. H. M. Raab

Dekan

Referent: Univ.- Prof. Dr. J. Becker

Koreferent: PD Dr. M. Cohnen

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	4
1.1	Bildgebende Verfahren	6
1.1.1	Digitale Volumentomographie	6
1.1.2	Computertomographie	9
1.1.3	Orthopantomographie	14
1.2	Implant 3D Programm	18
2	Material und Methode	21
2.1	Radiologie	21
2.2	Histologie und Vermessung	24
3	Ergebnisse	29
4	Diskussion	38
5	Zusammenfassung	45
6	Anhang	47
7	Literaturverzeichnis	52
8	Danksagung	57

1 Einleitung

In der Medizin und Zahnmedizin werden zunehmend Computer als Werkzeug zur Unterstützung von Diagnose, Operationsplanung und Therapie eingesetzt. Um anatomische und physiologische Gegebenheiten dem menschlichen Vorstellungsvermögen gerecht darstellen zu können, bedient man sich moderner digitaler Bildgebungsverfahren wie der Computertomographie (CT), der Magnetresonanztomographie (MRT) oder der digitalen Volumentomographie (DVT). In der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde erstreckt sich das Einsatzgebiet solcher Verfahren von der erweiterten Diagnostik über die dentale Implantologie bis zur Planung der Behandlung kraniofazialer Fehlbildungen und fortgeschrittener Tumoren. Neben diesen modernen Verfahren der dreidimensionalen Bildgebung hat die Orthopantomographie (OPTG) aufgrund ihrer universellen Verfügbarkeit, guten Auflösung und reproduzierbaren Vergrößerung eine zentrale Bedeutung in der dentalen Implantologie. Allerdings lässt dieses Standardverfahren nur eine zweidimensionale Ansicht zu. Dreidimensionale Strukturen werden überlagert dargestellt und erlauben somit nur eine eingeschränkte Diagnostik [1].

Speziell die computerunterstützte Implantologie gewinnt mit dem Ziel der Schonung bedeutsamer anatomischer Nachbarstrukturen, wie des Nervus alveolaris inferior oder des Sinus maxillaris, besonders bei aufwendigen implantatgestützten Versorgungen, zunehmend an Bedeutung. Hierbei unterscheidet man Computerprogramme zur intraoperativen Instrumentennavigation von solchen, die präimplantologische Diagnostik und virtuelle Planung mit dem Ergebnis einer Bohrschablone bieten. Bei der intraoperativen Instrumentennavigation können die präoperativ im Rahmen der Diagnostik erfassten Bilddaten jederzeit durch den

Operateur interaktiv genutzt werden, d.h. es ist möglich, die aktuelle Instrumentenposition im Operationssitus auf dem dreidimensional rekonstruierten Bilddatensatz des Patienten darzustellen oder umgekehrt die Lage einer pathologischen oder anatomischen Struktur gezielt aufzusuchen. Solche Verfahren werden heute sowohl in weiten Bereichen der Humanmedizin, so auch in der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie eingesetzt [2-7]. Zusätzlich erwartet man in naher Zukunft auch den Einsatz von Operationsrobotern, die spezifische Operationsschritte vollkommen autonom durchführen können. Solche Roboter finden bereits bei dem Ausfräsen des Femurschaftes zur Aufnahme einer Hüftgelenksendprothese in der Orthopädie ihre Anwendung.

Mit den Systemen zur computerunterstützten Planung (z.B. Implant 3D, coDiagnostix) können anhand von CT- oder DVT-Datensätzen interaktiv 3D Planungen erstellt werden. Es ist dem Behandler möglich, bei hoher Bildqualität virtuell dreidimensional Implantate zu positionieren und die spätere prothetische Suprakonstruktion mit einzubeziehen. Zur Umsetzung der Planung während der Operation dienen hier computerunterstützt hergestellte individuelle Bohrschablonen, die die präimplantologisch geplante Implantatposition, die Implantatachse und die Gingivadurchtrittsstelle auf den Operationssitus übertragen. Während die Verwendung einer solchen Schablone beim teilbezahnten Patienten durch den passgenauen, festen Sitz problemlos möglich ist, müssen in bestimmten Fällen bei zahnlosen Kiefern weitere Maßnahmen, z.B. die Fixierung der Schablone durch Minischrauben, ergriffen werden.

Bei Betrachtung der verschiedenen Möglichkeiten der digitalen Bildgebung ist es das Ziel dieser Untersuchung, einen Vergleich der metrischen Genauigkeit von Computertomographie, digitaler Volumentomographie und Orthopantomographie, auch im Hinblick auf die Strahlenbelastung des Patienten, bei der Nutzung eines computerunterstützten Programms zur Implantatplanung anzustellen.

1.1 Bildgebende Verfahren

1.1.1. Digitale Volumentomographie

Diese 1997 entwickelte Aufnahmetechnik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde bietet die gleichen Rekonstruktionsmöglichkeiten für die Hartgewebsdiagnostik wie die Spiraltechnik in der Computertomographie, scheint aber mit einer geringeren Strahlenexposition verbunden zu sein [8-10]. Bei der digitalen Volumentomographie (siehe Abbildung 1) wird das stationäre Objekt durch eine einmalige Rotation von 360 Grad mit einem kegelförmigen Strahlenbündel (Conebeam-Technik) erfasst. Der Detektor besteht aus einem Bildverstärker (BV) der Firma Thomson mit einem BV-Eingangsfenster von 8 x 8 Zoll und einem Verstärkungsfaktor von 22:1, die Bilderfassung erfolgt mit Hilfe eines CCD- Chips mit einer Matrix von 752 x 582 Pixel und die Bearbeitung des 94 Megabyte großen Rohdatensatzes mit der Rekonstruktionssoftware New Tom 9000 Dental. Der Durchmesser des Aufnahmefeldes beinhaltet mit 148,5 mm den gesamten für die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde relevanten Bereich. Nach einem Probescan werden die Hartgewebs-Dichtewerte gemessen und die Einstellparameter berechnet. Anschließend wird aus 360 einzelnen Projektionsradiographien ein dreidimensionaler Datensatz rekonstruiert. Der Röhrenstrom variiert je nach Knochenvolumen und –dichte [9], die Röhrenspannung beträgt 110 kV und die Aufnahmezeit beträgt 76 Sekunden. Die tatsächliche Zeit der Strahlenexposition beträgt aufgrund des gepulsten Röntgenstrahls nur 18 Sekunden, was dadurch zu erklären ist, dass das Gerät bei der Drehung um 360 Grad bei jedem Grad eine Messung durchführt, die 0,6 Sekunden dauert. Die erreichbare Dosisreduktion wird durch die sogenannte „smart-beam-Technik“ erzielt - das Gerät misst hierbei selbstständig die kleinste ausreichende Strahlenexposition zur adäquaten Durchleuchtung des Objektes. Nach Herstellerangaben liegt unter klinischen Bedingungen die Röhrenstromstärke je nach Knochenvolumen und –dichte zwischen 0,8 und 15 mA, die durchschnittliche Strahlenbelastung bei 6 mSv pro Aufnahme.

Nach Mozzo et al. [9] beträgt die Strahlendosis nur etwa ein Sechstel einer herkömmlichen Computertomographie. Allerdings sollte man hier berücksichtigen, dass zur Knochen- und Dentaldiagnostik Niedrigdosis-CT-Scans mit etwa 25% der üblichen CT Dosis oder weniger voll ausreichend sind. Möbes et al. [10] konstatierten, dass die effektive Dosis bei der digitalen Volumentomographie im Bereich von Niedrigdosis-CT-Scans mit 43 mAs liegt.

Nach der Aufnahme wird anhand eines Planungstomogramms die axiale Primärrekonstruktion festgelegt, die in ihrer vertikalen Lage und ihrem sagittalen Winkel zur Frankfurter Horizontalen frei wählbar ist und z.B. parallel zur Unterkieferbasis gelegt werden kann, um eine für den individuellen Fall optimale Diagnostik zu ermöglichen. Die Dicke der axialen Schicht kann zwischen 0,3, 1 und 3 mm, der Durchmesser zwischen 128 und 148 mm variiert werden. Es lassen sich beliebig viele Primärrekonstruktionen aus einem Rohdatensatz erstellen, da dieser archiviert wird. Aus der Primärrekonstruktion können Sekundärrekonstruktionen in sagittalen, koronalen, paraaxialen sowie in Panoramaschichten und 3D Ansichten erstellt werden [9, 10]. Das vorgestellte digitale Volumentomographiegerät eignet sich nicht zur Weichteildiagnostik, insbesondere wegen der Strahlenqualität und der Rauschanteile [11], erfüllt allerdings alle Anforderungen an die Hartgewebsdiagnostik im Zahn-, Mund- und Kieferbereich [9, 10]. Die räumliche Auflösung beträgt bis zu $0,3 \times 0,3 \times 0,3 \text{ mm}^3$. Im Gegensatz zur Computertomographie werden hier keine Hounsfield Einheiten berechnet.

Die Daten der Primärrekonstruktion können zusätzlich im Dicom Format ausgegeben und so in Programme zur computerunterstützten Implantologie eingelesen werden.



Abbildung 1: DVT 9000 der Firma New Tom, Marburg (Photo: Röntgenabteilung der Westdeutschen Kieferklinik, Universitätsklinikum Düsseldorf)

1.1.2. Computertomographie

Computertomographen (CT) sind Röntgen-Großgeräte, die seit Ihrer klinischen Einführung 1972 durch Godfrey und Hounsfield als die wichtigste Erfindung in der Röntgentechnik seit Entdeckung der Röntgenstrahlen gelten [12]. Nach den Geräten der ersten Generation, die nur für die Untersuchung des Schädels geeignet waren, konnten durch die Entwicklung der Schleifringtechnologie Aufnahmen aller Körperbereiche in wenigen Sekunden erreicht werden. 1990 führten Kalender und Vock den Spiral-CT ein, der durch die Weiterentwicklung zur Mehrschicht-Spiral-Computertomographie einen Entwicklungsschub erhielt [13].

In der Zahnheilkunde beschränkt sich das Interesse an diesem Verfahren derzeit auf Kieferchirurgie, Kieferorthopädie, Implantologie und bei speziellen Indikationen auf die Parodontologie.

Während ein klassisches Summationsröntgenbild durch die Überlagerung der im Strahlengang hintereinander liegenden Objektstrukturen entsteht, liegt die Grundlage einer computerunterstützten Schnittbildherstellung darin, die räumliche Verteilung einer physikalische Eigenschaft des zu untersuchenden Objektes aus unterschiedlichen Richtungen zu messen und daraus überlagerungsfreie Bilder zu berechnen. Die Intensität der Röntgenstrahlen wird jenseits des Messobjektes durch ein Detektorsystem erfasst. Die Schwächung jedes Strahls durch das Objekt wird anhand des Verhältnisses zur Primärstrahlung berechnet. Heutige CT Geräte nutzen einen Röntgenstrahl mit Fächergeometrie, um das Untersuchungsobjekt schichtenweise zu erfassen[14].

Das Merkmal der Spiral-CT ist die ständige Rotation der Röntgenröhre um den Patienten bei gleichzeitiger Bewegung des Patienten durch die Gantry (Gantry= Fassöffnung). Zu der Gantry gehören Lichtvisier, Röntgenröhre und Detektoren. Röhre und Detektoreinheit laufen in einem Drehkranz in der Gantry. Sie ist in der Horizontalachse um ± 25 Grad kippbar, was die Anfertigung schräger Schichten ermöglicht und hat eine Öffnung mit einem Durchmesser von 70 cm (Abbildung 2 und 3). Während der Untersuchung erfolgt die Speicherung der Schwächungsprofile (Rohdaten), aus denen nach Beendigung der Untersuchung

einzelne überlagerungsfreie Schichten errechnet werden. Aus diesen Schichten wird eine zweidimensionale Rekonstruktion der Schwächungswertverteilung in der Objektschicht berechnet. Bei der Spiral-Computertomographie wird ein ganzes Volumen zeitlich und räumlich kontinuierlich abgetastet und erst danach die Berechnung der einzelnen Schichten durchgeführt [13]. Im Vergleich zu sequenziellen CT- Geräten kann die Auflösung in z-Richtung beim Spiral-CT in Abhängigkeit von den gewählten Untersuchungsparametern etwas geringer sein, dafür sind Untersuchungszeit und Strahlenexposition des Patienten niedriger [15].

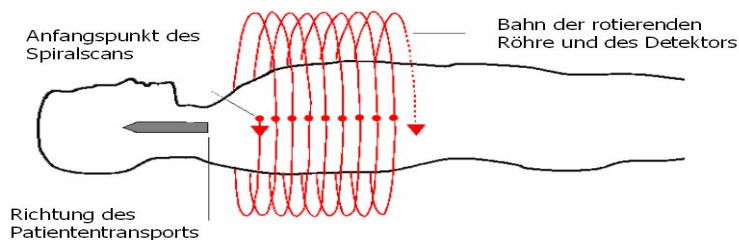


Abbildung 2: Prinzip der Spiral CT. Der Patient wird bei kontinuierlich rotierender Röntgenröhre durch die Gantry transportiert. (aus Laubenberger: Technik der medizinische Radiologie)

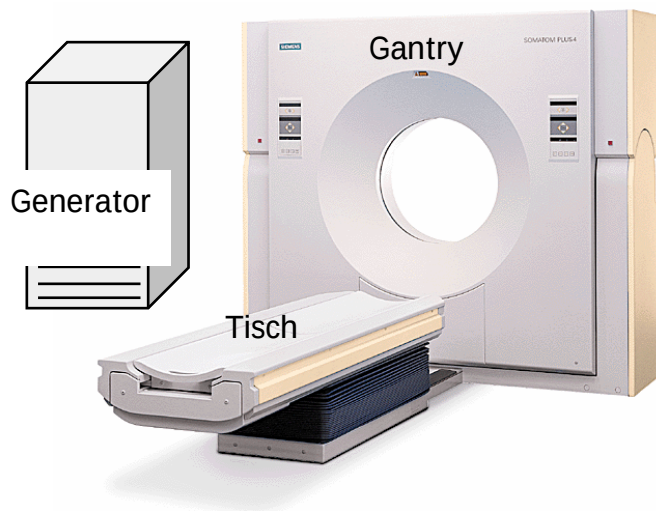


Abbildung 3: Untersuchungseinheit bei der Computertomographie

Im Vergleich zu dem bisherigen Einzeilen-Spiral-CT gibt es seit 1999 CT Geräte, bei denen durch vier, acht, sechzehn oder mehr Detektorreihen mehrere Schichten gleichzeitig aufgenommen und berechnet werden können, was entweder zu einer besseren Auflösung mit dünneren Detektorreihen oder bei gleicher Auflösung zu einer zeitlichen Verkürzung der Untersuchungsdauer genutzt wird [16].

Das primäre Ergebnis einer computertomographischen Untersuchung ist eine Zahlenmatrix von Schwächungswerten, die als axiale Schnittbilder des untersuchten Objektes dargestellt werden können. Aus einer Serie von Schichten können Schnittbilder in beliebiger räumlicher Orientierung sowie 3D-Rekonstruktionen des untersuchten Objektes berechnet werden.

In Form von sog. Hounsfield- Einheiten (HE) [17], die die errechneten Schwächungswerte relativ zu dem von Wasser angeben, erlauben sie eine quantitative Auswertung des Schnittbildes [18]. Wasser besitzt einen Wert von null HE, Luft -1000 HE, Knochenkompakta bis 3000 HE. Die Schwächungswerte können von jedem Volumenpunkt (Voxel) ermittelt und in Zahlenwerten ausgedrückt werden. Da der Mensch nur eine begrenzte Anzahl von Graustufen und Farbtönen unterscheiden kann, bedient man sich bei der Umsetzung der viel größeren Zahl von Schwächungswerten in die wahrnehmbare Zahl von Grauwerten am Monitor der sogenannten Fenstertechnik. Aus der Schwächungsskala ausgewählte, zusammenhängende Teilbereiche nennt man Fenster. Der darzustellende Schwächungsbereich kann beliebig groß gewählt werden und wird Fensterbreite genannt. Weiterhin können die Fenster auch in verschiedene Schwächungsbereiche verschoben werden, was man als Fensterlage bezeichnet. Die Variationsbreite der Fensterlage und der Fensterbreite ermöglicht es, jeden Schwächungsbereich mit der nötigen Differenzierung aufzulösen. Mit Hilfe eines Fensters kann die Anzahl der Schwächungswerte pro Grauton variiert werden. Bei einer Grautonskala von z.B. 10 Grautönen und einem Fenster von +100 HE entsprechen einem Grauton 10 HE, bei einem Fenster von 50 HE entsprechen einem Grauton 5 HE. Klinisch wird die Fensterlage und -breite so gewählt, dass die Schwächungsbereiche des zu untersuchenden Organs mit seinen pathologischen Strukturen durch Graustufen dargestellt werden können. Die durchschnittlichen Schwächungswerte betragen für Knochen 400 HE, für Muskelgewebe 40-60 HE, für Hirngewebe 36 HE und für Fettgewebe -10 HE.

Für die Darstellung von Weichteilgewebe werden kleine Fenster, für Knochen große Fenster gewählt.

Da die Computertomographie aufgrund ihrer relativ hohen Strahlenbelastung zur gesamten Strahlenbelastung der Bevölkerung beiträgt, muss die Indikation zur Anfertigung kritisch gestellt werden[19]. CT-Untersuchungen führen zu ca. 35% der medizinisch bedingten Strahlenbelastung der Bevölkerung, obwohl ihr Anteil an Röntgenuntersuchungen nur 3% beträgt [20-23].

Die Strahlenbelastung der Computertomographie kann jedoch durch eine Reduktion der vom Hersteller empfohlenen Werte für die Röhrenstromstärke und die Aufnahmezeit (das Produkt ist der Strahlendosis direkt proportional) um 50-75% ohne Einschränkung der Genauigkeit der Darstellung minimiert werden [24].

Cohnen et al. stellten bei Dosismessungen an einem Phantom Ortsdosiswerte von 4,06 mGy und 2,44 mGy bei einer CT-Untersuchung mit einer Stromstärke von 94 mA, 2,54 mGy und 1,22 mGy mit einer Stromstärke von 60 mA und 1,03 mGy und 0,7 mGy mit einer Stromstärke von 43 mA jeweils für die Schilddrüse und die Augenlinse fest. Die Werte des Niedrig Dosis-CTs liegen damit im Bereich der Strahlendosis der digitalen Volumentomographie [25].

Lemke et al. [26] haben bei Phantommessungen die Organdosen kritischer Organe bei 13 verschiedenen CT-Untersuchungen ermittelt, darunter auch im Kopf-Hals-Bereich (Tabelle 1). Die im diagnostischen Bereich zu erwartenden Strahlenexpositionen im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich liegen, wie Tabelle 1 zeigt, deutlich unter den für die Gewebe pathologisch relevanten Bereichen.

Alle Autoren betonen jedoch, dass die bei Phantommessungen berechneten Organdosen Schätzwerte darstellen, die als Orientierungshilfe dienen, jedoch keine exakte Dosisbestimmung zulassen. Die Abweichungen der tatsächlichen Organdosen von den berechneten Werten sind umso größer, je stärker die realen Strahlen- und Patientendaten von der mathematischen Simulation abweichen. Hauptsächlich beeinflusst der Patientendurchmesser die Organdosen durch die Wahl des mAs-Produktes, da zur Reduktion des Bildrauschens bei größerem Patientendurchmesser ein höheres mAs-Produkt gewählt werden muss.

Bereich	Effektive Äquivalentdosis (mSv)		Kritisches Organ	Organdosis des kritischen Organs (mSv)	
	Mann	Frau		Mann	Frau
Kopf	3,6	3,9	Gehirn	43,8	46,8
Gesichtsschädel	1,7	1,9	Augenlinse	46,5	47,0
Orbita	0,8	1,0	Augenlinse	30,9	31,0
Felsenbein	1,8	2,0	Gehirn	23,4	25,7
Hals	3,4	3,8	Schilddrüse	36,5	39,1

Tabelle 1: Effektive Äquivalentdosis, kritisches Organ und Organdosis des kritischen Organs für CT Untersuchungen im Kopf-Hals-Bereich [26].

1.1.3 Orthopantomographie

Die Technik der Orthopantomographie wurde aus dem Prinzip der Tomographie entwickelt, wie sie sich Bocage 1921 patentieren ließ. K. Heckmann hat 1939 das theoretische Fundament zur Anpassung der Schichtaufnahmetechnik an die anatomischen Besonderheiten der Kiefer geschaffen, während Paatero seine eigenen Ideen von 1949 bis zur Produktionsreife eines brauchbaren Gerätes bringen konnte [27]. Die seitdem technisch stark verbesserte Panoramaschichtaufnahme ist neben der digitalen Volumentomographie und der Computertomographie gegenwärtig die einzige radiologische Untersuchungsmethode, mit der nicht nur die Zähne, sondern auch die Kiefer mit den benachbarten Strukturen des Gesichtsschädels extraoral übersichtlich dargestellt werden können. Einschränkungen ergeben sich durch Unschärfen infolge Projektionsgeometrie und Schichtlage und der Unschärfe infolge der Verwendung einer Film-Verstärkerfolien-Kombination, wegen derer diskrete Befunde nicht immer erkennbar sind, insbesondere im Bereich der Kariesdiagnostik, des marginalen Knochenabbaus und der apikalen Zahnveränderungen. Hier sind intraorale Aufnahmen wie der folienlose intraorale Zahnfilm und die modernen digitalen Sensorsysteme mit einer Detailauflösung von z.T. deutlich über zehn Linienpaaren pro Millimeter überlegen [28, 29].

Das Prinzip bei der Panoramaschichtaufnahme (siehe Abbildung 3 und 4) beruht auf dem der konventionellen Tomographie, bei der Röntgenröhre und Bildempfänger elliptisch in gleichsinniger Richtung um den Patienten rotieren. 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) so vorbeibewegt, dass das schmale Nutzstrahlbündel im Verlauf der Aufnahme den gesamten Bildempfänger erfasst. Auf diese Weise ergibt es sich, dass nur die Stellen des Objektes scharf abgebildet werden, die mit gleicher linearer Geschwindigkeit vom Strahlenbündel durchlaufen werden, mit der sich auch der Film bewegt. Anteile des Objektes, die bezogen auf den Strahlengang davor oder dahinter liegen, werden mit niedriger bzw. höherer Geschwindigkeit projiziert und damit verwischt [15].

Die Dicke der abgebildeten Schicht hängt vom Ausmaß der Röhrenbewegung ab. Je größer der Kreissektor, den die Röhre beschreibt, desto dünner die Schicht.

Bei den heutigen Panoramaschichtaufnahmegeräten wurde dieses Prinzip so modifiziert, dass eine gekrümmte Schicht abgebildet wird. Wegen der Form des Zahnbogens rotieren Film und Röntgengerät während der Aufnahme um früher drei, heute in der Regel um multiple Drehachsen, um die gekrümmte scharf abgebildete Schicht besser der Form des Zahnbogens anzupassen. So ist es möglich, die Zähne und den umgebenden Knochen fast überlagerungsfrei abzubilden, während andere Strukturen außerhalb der Schicht, wie z.B. die Wirbelsäule, verwischt werden.

Bei der Panoramaschichtaufnahme sollte die Zunge des Patienten an den Gaumen angepresst werden, um Subtraktionseffekte durch Luft zwischen Gaumen und Zunge mit schlechterer Darstellung der Frontzähne zu vermeiden. Die Aufnahme wird mit einer Aufbissstütze für die Schneidezähne oder bei zahnlosen Patienten mit einer Kinnstütze angefertigt. Dies dient dazu, die Frontzähne in die vorgegebene Schicht zu positionieren.

Im Gegensatz zur Computertomographie werden bei der Panoramaschichtaufnahme keine Hounsfield Einheiten berechnet.

Infolge der individuellen Krümmung des Zahnbogens und der unterschiedlichen bukkolingualen Kieferneigung variiert der Abstand zwischen Fokus und Objekt sowie zwischen Film und Objekt in Abhängigkeit von der Lage auf dem Zahnbogen, dem Patienten sowie der Patientenposition in Relation zur idealen Abbildungskurve. Daher sind Messergebnisse auf Panoramaschichtaufnahmen infolge eines individuell variierenden Vergrößerungsfaktors nicht bei allen Aufnahmen und in allen Regionen verlässlich. Diese inkonstante Vergrößerung oder Verzerrung von Objekten ist bei der Planung vor dem Einbringen endossaler Implantate zu beachten. Gomez-Roman et al. [30] bestimmten den horizontalen Vergrößerungsfaktor des Orthopantomogramms von 1,12 - 1,44 bei gleichzeitiger Variation in vertikaler Richtung. Der vertikale Vergrößerungsfaktor wurde mit 1,21 - 1,29 bestimmt. Sie empfahlen konstante Messschablonen mit einer Vergrößerung von 1,3 in vertikaler und 1,35 in horizontaler Richtung. Jacobs und van Steenberge [31] geben die Vergrößerungsfaktoren der Orthopantomographie mit 1,1 - 1,3 mit einem Mittelwert von 1,25 - 1,27 in Abhängigkeit von der Positionierung des Patienten an.

Catic et al. [32] sowie Gher und Richardson [33] empfehlen die Nutzung metallischer Referenzobjekte.

Die Panoramaschichtaufnahme stellt heute die zentrale Übersichtstechnik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde dar und weist gute Bildqualität auf [34]. Das Kausystem wird in seiner Gesamtheit dargestellt. Hierbei sind nicht nur die Zahnregionen der Kiefer, sondern auch die basalen Kieferhöhlenabschnitte, die beiden Kiefergelenke und die Nasennebenhöhlen in ihren kaudalen Abschnitten abgebildet. Die Strahlenbelastung bei der Panoramaschichtaufnahme ist gering: Für die Dosiswerte werden z.B. für die Glandula parotis 0,5 mSv, für die Schilddrüse 0,1 mSv, für die Augenlinse 0,1 mSv [10] und für die Gonaden bei Anwendung einer Bleischürze 0,1 μ Sv angegeben [35, 36].

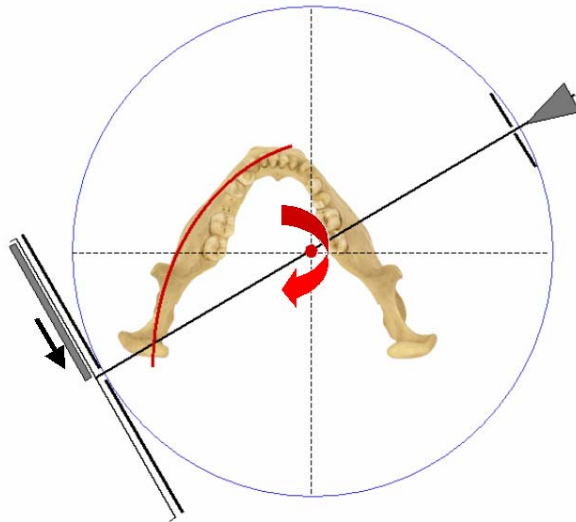


Abbildung 4: Prinzip der Orthopantomographie: Rotation der Röntgenröhre und des Bildempfängers in gleichsinniger Richtung um den Patienten.(mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. D. Drescher)

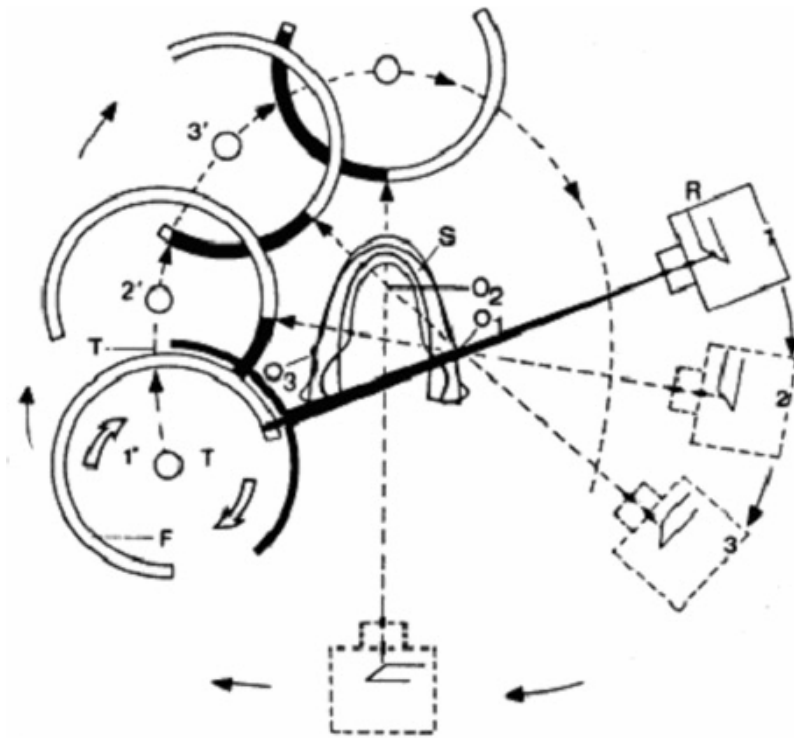


Abbildung 5: Das Prinzip der Orthopantomographie nach Paatero. Das Gehäuse (R) mit der Röntgenröhre und der ihr vorgeschalteten vertikalen Schlitzeblende dreht sich von der rechten Seite des Patienten über seinen Nacken bis zur Gegenseite. Synchron bewegt sich die Filmtrommel (T) von der linken Seite des Patienten am Gesicht vorbei zur Gegenseite. Gleichzeitig dreht sich die Filmtrommel mit dem darauf montierten Film (F) im Uhrzeigersinn um ihre eigene Achse. Das Objekt (S) zeigt, schematisch auf den Zahnbogen des Unterkiefers projiziert, ungefähr den Schichtbereich an. Die Punkte O1, O2 und O3 markieren die Drehpunkte des Zentralstrahles bei dem originalen Verfahren nach *Paatero* .(entnommen aus: Pasler F.A., Visser H.: Zahnmedizinische Radiologie - Bildgebende Verfahren. 5 ed. Farbatlanten der Zahnmedizin, ed. W.H. Rateitschak K.H. 2000, Stuttgart: Thieme)

1.2 Implant 3D Programm

Bei dem Implant 3D Programm handelt es sich um eine Planungssoftware für die dentale Implantologie, bei welcher nach virtueller Planung eines oder mehrerer Implantate eine Bohrschablone angefertigt wird, die die Übertragung der simulierten Implantatposition in den realen Operationssitus ermöglicht.

Nach Einlesen der entsprechenden Dicom Daten aus CT oder DVT Aufnahmen beginnt die Planung am Computer mit der individuellen Einstellung der Knochendichte des entsprechenden Datensatzes. Mit Hilfe eines computertechnischen Segmentierungsvorganges werden diejenigen Teile des grauschattierten CT oder DVT Bildes definiert, die Knochen darstellen [37]. Wenn dem Knochen ein bestimmter Bereich von Grauwerten zugeordnet wird, kann seine Ausdehnung berechnet und hervorgehoben werden.

Dieser Arbeitsschritt kann sowohl vollständig manuell als auch automatisch ausgeführt werden, bedarf dann aber einer manuellen Nachbearbeitung. Der Grauwertbereich des Knochens wird in Hounsfield Units (HU) angegeben. Die gemessenen Schwächungskoeffizienten werden hierbei auf Wasser bezogen. Dazu verwendet man relative Schwächungswerte [17], die die Hounsfield Skala wiedergibt. Wasser als Referenz besitzt einen Wert von null HU, Luft -1000 HU und Knochenkompakta bis 3000 HU.

Anschließend generiert das System eine dreidimensionale Darstellung aus den vorhandenen Rohdaten. Zusätzlich zu der 3D Ansicht stehen dem Anwender drei weitere zweidimensionale Ansichtsfenster zur Verfügung: ein sagittales, ein frontales und ein axiales Schnittbild. Wird ein Punkt oder eine bestimmte anatomische Struktur in einem der Fenster angewählt, folgt die automatische Nachführung in den drei anderen vorhandenen Ansichten. Das dreidimensionale Modell kann in alle Raumrichtungen bewegt werden und erlaubt somit dem Behandler die Beurteilung des Implantatlagers von allen Seiten.

Als nächsten Schritt wählt der Behandler am Monitor eine Okklusionsebene in Parabelform aus, welche in Form und Lage verändert werden kann und dem Verlauf des vorhandenen Zahnbogens angeglichen werden soll. Um bei der späteren Planung eine bessere Darstellung zu erhalten, können für die Planung uninteressante Bereiche abgeschnitten werden.

Die geometrische Verknüpfung der geplanten Implantate mit der später herzustellenden Bohrschablone geschieht hier durch einen röntgenopaken Steckbaustein, der beispielsweise Bariumsulfat enthält. Der Steckbaustein wird während der Aufnahme mit dem Computertomographen oder dem digitalen Volumentomographen präzise reproduzierbar am Patienten fixiert. Meist wird eine Messschablone gewählt, die auf der Restbezahnung, dem zahnlosen Kiefer oder ggf. auch auf dafür gesetzten Hilfsimplantaten befestigt ist. Dazu wird dieser in den Röntgenaufnahmen erkennbare Steckbaustein am Bildschirm mit der einprogrammierten Geometrie des Steckbausteins in Deckung gebracht und eine Feinjustierung vom Programm automatisch vorgenommen. Dieser Vorgang wird Referenzierung genannt.

Das System verfügt über eine teilautomatische Nerverkennung für den N. alveolaris inferior: Vom Behandler werden manuell das Foramen mandibulae sowie das Foramen mentale festgelegt. Das Programm rekonstruiert dann durch einen speziellen Algorithmus [37, 38] den dreidimensionalen Nervverlauf, der manuell noch nachkorrigiert werden kann.

Vor der virtuellen Positionierung des Implantates müssen das gewünschte Implantatsystem, die Länge und der Durchmesser des Implantates sowie der Abstand und die Länge der Bohrhülse im Programm ausgewählt werden.

Nach durchgeführter Planung entwirft das System einen Bohrplan, den der Zahntechniker zur Umsetzung in eine Bohrschablone benötigt. Implant 3D berechnet aus der Lage der Implantate zu dem Steckbaustein in der Schiene die benötigten Einstellung von sechs Positionierungsbeinen eines Hexapods (Firma Schick Dentalgeräte, Schemmerhofen, Deutschland, Abbildung 4).

Ein zu Beginn der Behandlung hergestelltes Gipsmodell wird mit der Messschablone und dem kalibrierten Referenzobjekt (Steckbaustein) in Nullposition des Hexapod auf der Platte des Positionierers fixiert. Anhand der von implant 3D aus der virtuellen Implantatplanung errechneten Daten werden dann die sechs Beine des Hexapods für jedes Implantat individuell eingestellt und so das auf dem befestigte Modell bezüglich Orts- und Winkelkoordinaten genau in die berechnete Relativposition zu einer senkrecht stehenden Bohrspindel gebracht.

Nach der Bohrung werden Titanhülsen entsprechend der später zu inserierenden und vorher geplanten Implantate eingesetzt.

Dadurch erhält der Behandler eine Bohrschablone, die die genaue Implantatposition Achse, Gingivadurchtrittsstelle und ggf. Bohrtiefe der virtuell geplanten Implantate auf den Patienten überträgt.

Das bislang z.B. für die Sekundärspiegel der Spiegelteleskope verwendete Prinzip eines Hexapods, ermöglicht durch die sechs teleskopierenden Beine eine freie Positionierung bezüglich aller sechs Freiheitsgrade im Raum. Ein herkömmlicher Roboter ist meist einem menschlichen Arm mit drei (seriell) hintereinanderliegenden Gelenken (Schulter, Ellebogen, Hand) nachempfunden. Man spricht hierbei von „serieller Kinematik“. Auf diese Weise wird ein großer Arbeitsraum erreicht, aber Ungenauigkeiten bei der Einstellung eines Gelenkes wirken sich aufgrund der langen Hebel bis zur Werkzeugspitze stark aus. Der Hexapod besitzt stattdessen eine sogenannte Parallelkinematik. Bei ihr fixieren alle sechs Beine die Plattform gemeinsam. Die Bewegung der dieser erfolgt durch Längenverstellungen der Beine. Diese Einstellungen können mechanisch einfach und genau kontrolliert werden. Eine solche Konstruktion ist außerordentlich stabil und präzise, da sich Positionierungsfehler nicht mehr über mehrere Glieder und die damit verbundenen Hebel fortpflanzen können.



Abbildung 6: Hexapod der Firma Schick Dental (mit freundlicher Genehmigung der Firma Schick Dental)

2 Material und Methode

2.1 Radiologie

Von drei humanen formalinfixierten Kopfpräparaten aus dem Zentrum für Anatomie und Hirnforschung der Heinrich Heine Universität wurden jeweils ein digitales Volumentomogramm, drei Computertomogramme mit verschiedenen Stromstärken und ein Orthopantomogramm angefertigt. Zur digitalen Volumentomographie (DVT) wurde das DVT 9000 der Firma New Tom (Marburg) verwendet, zur Computertomographie (CT) das Somatom Plus 4 Volume Zoom (Siemens Medical Solutions, Erlangen) und zur Panoramaschichtaufnahme das Orthophos C der Firma Sirona, Bensheim.

Folgende Aufnahmeparameter wurden bei der Panoramaschichtaufnahme mit dem Orthophos C mit einer Film- Folienkombination der Empfindlichkeitsklasse SC = 200 verwendet: Röhrenspannung 73 kV, Röhrenstromstärke 15 mA, Umlaufzeit 14,1 s. Das Stromstärke-Zeit-Produkt, welches in direkt proportionaler Beziehung zur Strahlendosis steht [24], betrug 211,5 mAs.

Nach Ansicht der Panormaschichtaufnahmen wurden die zu untersuchenden Kieferabschnitte festgelegt: Im Präparat 1 wurde der linke Unterkieferkorpus, in Präparat 2 der rechte Unterkieferkorpus und in Präparat 3 der linke Oberkiefer in der Region des ersten Molaren ausgewählt.

Für die Aufnahmen mit dem New Tom DVT 9000 wurde die Belichtungsautomatik benutzt, wobei die Stromstärke bei dem ersten Präparat 4,0 mA, bei dem zweiten 4,6 mA und bei dem dritten 4,3 mA betrug. Die Röhrenspannung des DVT liegt bei konstant bei 110 KV und eine Untersuchung dauert stets ca. 76 s, wobei die effektive Expositionszeit ca. 18 s beträgt. Es ergab sich ein Stromstärke-Zeit-Produkt für Präparat 1 von 72 mAs, für Präparat 2 von 82,8 mAs und für Präparat 3 von 77,4 mAs. Je Untersuchung wurde rechnergestützt ein dreidimensionaler Datensatz rekonstruiert. Die primär axiale Rekonstruktion kann in ihrer vertikalen Lage und

ihrem Winkel zur Sagittalen variiert werden, so dass in Präparat 1 der linke Unterkieferast, in Präparat 2 der rechte Unterkieferast und in Präparat 3 der linke Oberkiefer rekonstruiert wurde. Nach der Primärrekonstruktion wurden die Daten in das Dicom Format umgewandelt und in das implant 3D Programm (Firma Med3D, Heidelberg) zur computerunterstützten Implantologie eingelesen.

Die Untersuchung mit dem Somatom Plus 4 Volume Zoom wurde mit der vom Hersteller angebotenen Dentalsoftware im Spiralmodus durchgeführt. Der Untersuchungsbereich umfasste wie bei der DVT den gesamten Kieferbereich. Sowohl die Schichtdicke als auch das Rekonstruktionsintervall wurden auf 1mm festgelegt. Die Röhrenspannung betrug bei allen Aufnahmen 120 kV, der Tischvorschub 1 mm (Pitch 1). Jedes Präparat wurde jeweils mit einer Röhrenstromstärke von 100 mAs, 50 mAs und 10 mAs aufgenommen. Es ergaben sich hier Stromstärke-Zeit Produkte von 237 mAs (bei 10 mAs), 987 mAs (bei 50 mAs) und 1973 mAs (bei 100 mAs). Die geschätzte effektive Dosis betrug bei einem Scan mit 100 mAs 0,6 mSv, bei 50 mAs 0,3 mSv und bei 10 mAs 0,1 mSv. Auch hier wurden die Daten im Dicom Format in das Programm implant 3D eingelesen.

Im implant-3D System wurde für die Präparate 1 und 2 jeweils der Verlauf des Nervus alveolaris inferior teilautomatisch lokalisiert. Mit Hilfe eines im Programm vorhanden Maßstabes wurde jeweils die absolute Höhe des Kieferkamms und der Abstand zwischen dem Oberrand des Canalis mandibulae und dem Alveolarkamm gemessen (Abbildung 7). Referenzpunkt hierbei war bei Präparat 1 der distalste sichtbare Punkt des anatomischen Äquators des Zahnes 33. Von diesem Punkt aus nach distal wurde alle 5 mm eine Messung durchgeführt. Bei Präparat 2 war der Referenzpunkt der distalste Punkt des Zahnäquators des Zahnes 44. Auch hier wurde alle 5 mm in distale Richtung die absolute Höhe und der Abstand zwischen dem Oberrand des Canalis mandibulae und dem Kieferkamm gemessen. Diese Messung wurde in den DVT Daten sowie in den verschiedenen CT Daten (10 mAs, 40 mAs, 100 mAs) durchgeführt, so dass sich für die Messung der absoluten Kieferkammhöhe bei Präparat 1 je 28 und bei Präparat 2 aus den CT Daten je 21 und aus den DVT Daten 5 Messwerte ergaben. Für die Messung des Abstandes des Oberrandes des Nervkanals zum Alveolarkamm ergaben sich bei Präparat 1 und 2 jeweils 20 Messwerte.

Zusätzlich wurde in Präparat 1 und 2 die Alveolarknochenbreite 10 mm kaudal des Kieferkamms alle 5 mm gemessen, so dass sich hier nochmals jeweils für Präparat 1 und 2 je 28 Messwerte ergaben.

Bei Präparat 3 wurde ausgehend von dem mesialsten Punkt des Zahnäquators des Zahnes 27 alle 3 mm in mesialer Richtung eine Messung des Abstands des Alveolarkamms zum Unterrand des Sinus maxillaris vorgenommen, so dass sich hier 12 Messwerte aus allen Datensätzen ergaben.

In den angefertigten Panoramaschichtaufnahmen wurden für die Präparate 1 und 2 jeweils die absolute Alveolarknochenhöhe und der Abstand zwischen dem Oberrand des Canalis mandibulae und dem Alveolarkamm mittels Schieblehre und einem angenommenen Vergrößerungsfaktor von 25% gemessen. In Präparat 3 wurde auf gleiche Weise der Abstand zwischen dem Unterrand des Sinus maxillaris und dem Alveolarkamm gemessen. Zusätzlich wurden alle Panoramaschichtaufnahmen mit einem speziellen radiologischen Flachbettscanner eingescannt (Linotype Saphir X Ray, Typ H402, Firma Hell AG, Eschborn, Deutschland) und digital vermessen. Die digitale Vermessung erfolgte mit der Vixwin-Software (Fa. Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen, Deutschland).

Die Messungen wurden bei allen Präparaten jeweils dreimal durchgeführt und der ermittelte Mittelwert statistisch ausgewertet.

2.2 Histologie und Vermessung

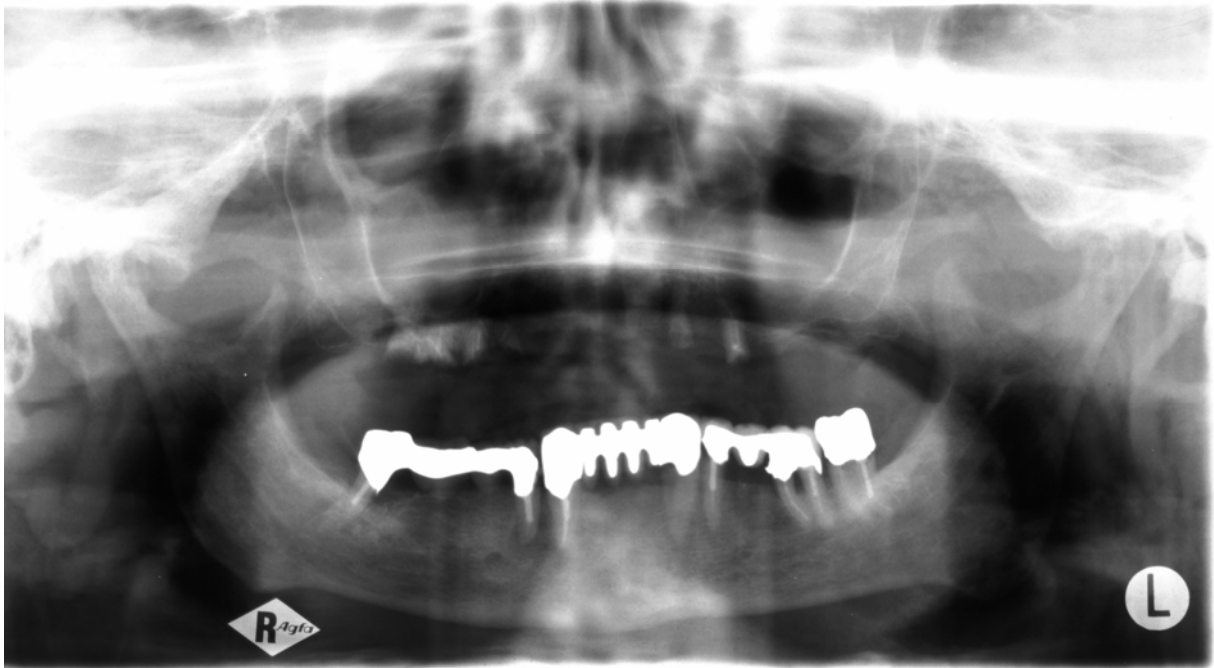
Aus den Kopfpräparaten wurden jeweils die radiologisch erfassten Knochenbereiche mit einer anatomischen Knochensäge herausgetrennt: Die Präparate wurden nach dem Verfahren zur Trenn- Dünnschliff- Technik nach Donath [39] für die spätere Messung vorbereitet: Mittels aufsteigender Alkoholreihe wurde die Dehydration der Präparate vorgenommen, die hierfür jeweils für 24 Stunden in einer Alkohollösung von 70%, 90%, 96% und 100% lagen. Zur nachfolgenden Kunststoffinfiltration wurde ein Gemisch aus reinem Glycerolmethacrylat und Einbettmedium (Technovit 7200 VLC, Firma Haeraeus Kulzer) in Kombination mit einer absteigenden Alkoholreihe gewählt: 100% Alkohol, 30% Technovit und 70% Alkohol, 50% Technovit und 50% Alkohol, 70% Technovit und 30% Alkohol, sowie zweimal 100% Technovit für jeweils zwei Tage. Anschliessend wurden die kunststoffinfiltrierten Knochenstücke in Einbettmulden gelegt und nach Aufbringen des Einbettkunststoffes (Technovit 7200 VLC, Firma Haeraeus Kulzer) mit Lampenlicht (Kulzer Exakt Lichtpolymerisationsgerät) (Wellenbereich 400-500nm) für 10 Stunden polymerisiert. Die aus den Einbettformen entnommenen auspolymerisierten Gewebeblöcke wurden so angeschliffen, dass die zu untersuchenden Flächen an die Oberfläche gebracht wurden. Zur Erzielung einer planen Fläche wurde die Gegenseite der Kunststoffblöcke mit einem Kunststoffkleber (Technovit 4000, Firma Haeraeus Kulzer) auf Objektträger aufgebracht. Im folgenden Schritt wurden die drei auf den Objektträgern fixierten Kunststoffblöcke mit Hilfe des Exakt Trennschleifsystems (Firma Haeraeus Kulzer) in definierte Abschnitte gesägt. Bei Präparat 1 wurde ausgehend vom distalsten Punkt des anatomischen Äquators des Zahnes 33 alle 5 mm ein Sägeschnitt durchgeführt, wobei die Sägeblattbreite von 0,2 mm schon berücksichtigt ist. Für Präparat 1 ergaben sich somit sieben zu beurteilende Schnittflächen.

Alle 5 mm ausgehend von dem distalsten Punkt des anatomischen Äquators des Zahnes 44 wurde ein Sägeschnitt durchgeführt, so dass sich für Präparat 2 sieben zu untersuchende Schnittflächen ergaben. Aufgrund der kleinen Größe des Präparates 3 wurde hier alle 3 mm eine Säugung vorgenommen, was für dieses Objekt vier zu untersuchende Schnittflächen ergab.

In Präparat 1 und 2 wurde an allen Schnittflächen sowohl der Abstand zwischen dem Oberrand des Canalis mandibulae und dem Alveolarkamm (Abbildung 7) , die

absolute Kieferkammhöhe sowie die Alveolarknochenbreite 10 mm kaudal des Kieferkamms mittels einer Schieblehre gemessen. Es ergaben sich für Präparat 1 und 2 jeweils für die absolute Kieferkammhöhe sieben, für den Abstand des Oberrandes des Canalis mandibulae zum Kieferkamm fünf und für die Messung der Alveolarkammbreite sieben Messwerte. In Präparat 3 wurde an allen Schnittflächen der Abstand des Alveolarkamms zum Unterrand des Sinus maxillaris gemessen, hier ergaben sich drei Messwerte.

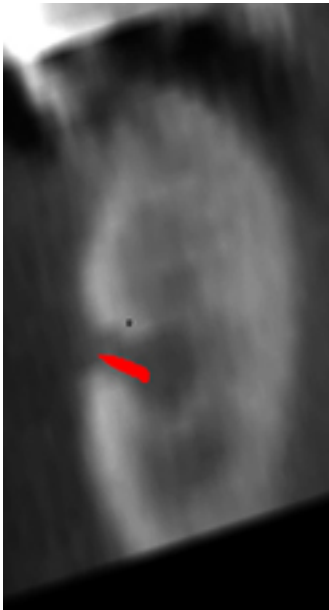
Die so erhaltenen tatsächlichen anatomischen Werte wurden mit den nach verschiedenen radiologischen Methoden ermittelten verglichen und die Verteilung der Differenzen mit Statistical Package for Social Sciences for Windows (SPSS Inc. Chicago, Illinois, USA) berechnet und dargestellt.



Orthopantomographie



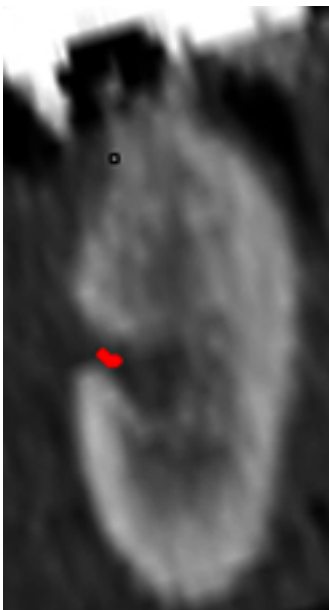
Abbildung 7: Präparat 1: Vergleich radiologischer und histologischer Schnitte in der frontalen Ansicht



Digitale Volumentomographie



Histologie

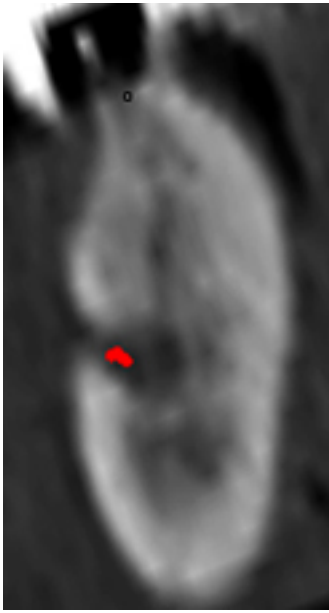


Computertomographie 10 mAs



Histologie

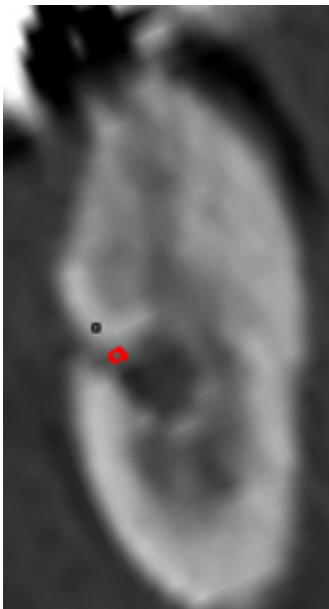
Abbildung 7: Präparat 1: Vergleich radiologischer und histologischer Schnitte in der frontalen Ansicht



Computertomographie 50 mAs



Histologie



Computertomographie 100 mAs



Histologie

Abbildung 7: Präparat 1: Vergleich radiologischer und histologischer Schnitte in der frontalen Ansicht

3 Ergebnisse

Zwischen den untersuchten Schnittflächen der histologischen Präparate und den CT Untersuchungen mit verschiedenen Stromstärken sowie den DVT Untersuchungen ergaben sich für den Unterkiefer Abweichungen von $-1,2$ bis $+0,2$ mm. Der Mittelwert betrug $-0,25$ mm. Bei gleichen Parametern streuten die Werte für die Oberkiefermessung von $-0,25$ bis $+0,25$ mm, der Mittelwert lag bei $+0,18$ mm. Diese Werte entsprechen im Wesentlichen den Ergebnissen anderer Untersuchungen [24, 40, 41].

Die Reduktion der Röhrenstromstärke von 100 mA auf 50 bzw. 10 mA bei den CT Untersuchungen hatte keinen wesentlichen Einfluss auf die metrische Genauigkeit (Diagramm 1-4). Auch die Werte der DVT Untersuchungen zeigten keine wesentlichen Abweichungen.

Die Qualität der Darstellung am Bildschirm verschlechterte sich jedoch zunehmend, je weiter das mAs-Produkt reduziert wurde. Durch vermehrtes Bildrauschen litt die Erkennbarkeit von Details, Konturen erschienen nicht mehr scharf begrenzt, die Betrachtung und Auswertung mit dem implant 3D Programm wurde für den Anwender zunehmend schwieriger und anstrengender. Die DVT Aufnahmen zeigten sich insgesamt als schwieriger auswertbar und mit dem benutzten Programm nicht optimal darstellbar. Besonders die im implant 3D integrierte 3D Darstellung war bei allen DVT Aufnahmen qualitativ nicht so hochwertig wie die der CT Aufnahmen.

Sowohl für die Messungen des Abstandes des Nervus alveolaris inferior zur Oberkante des Kieferkamms, als auch der absoluten Kieferkammbreite ergaben sich zwischen den CT Untersuchungen und den DVT Untersuchungen keine signifikanten Unterschiede ($p \geq 0,5$) (Kapitel 6: Anhang).

Für die CT Untersuchungen ergaben sich im Mittel Abweichungen von $-0,23$ mm bei 100 mA, $-0,27$ mm bei 50 mA und $-0,24$ mm bei 10 mA, für die DVT Untersuchungen $-0,22$ mm.

Im Einzelnen ergaben sich für die Messungen der absoluten Kieferkammhöhe bei Präparat 1 und 2 für die Aufnahmen mit dem Computertomographen bei 100 mA und 50 mA im Mittel Abweichungen $-0,32$ mm, bei 10 mA $-0,25$ mm und bei den DVT

Aufnahmen eine Abweichung von 0,17 mm. Es ergaben sich bei der Auswertung der metrischen Genauigkeit des Abstandes des Oberrandes des Canalis mandibulae und des Kieferkamms -0,15mm, bei der Computertomographie mit 100 mA, -0,25 mm mit 50 mA, 0,05 mm mit 10 mA und -0,2 mm bei der digitalen Volumentomographie.

Die Messungen der Alveolarkammbreite 10mm kaudal des Kieferkamms ergab für die CT Aufnahmen bei 100 mA -0,04 mm, bei 50 mA -0,18 mm und bei 10 mA -0,29 mm Abweichung. Die Messungen für die digitale Volumentomographie ergaben hierbei -0,46 mm Abweichung. Signifikante Abweichungen zur Histologie ergaben sich hier sowohl bei den CT Untersuchungen mit 10 mAs als auch den DVT Untersuchungen ($p \leq 0,5$). Bei den Messungen des Abstandes zwischen dem Kieferkamm und dem Unterrand des Sinus maxillaris an den CT Aufnahmen des Obekieferpräparats (Präparat 3) ergaben sich für 100 mA im Mittel Abweichungen von +0,25 mm, für 50 mA und 10 mA von +0,13 mm. Die DVT Aufnahmen zeigten hier eine Abweichung von +0,25 mm. Die Einzelergebnisse sowie die Differenzwerte zur Histologie sind in Tabelle 2 und 3 aufgeführt und in Diagramm 1-4 graphisch dargestellt.

Aufgrund der fehlenden dritten Dimension bei der Orthopantomographie war die Kieferkammbreite in den Panoramaschichtaufnahmen nicht messbar.

Erwartungsgemäß zeigten sich hier bei der Vermessung der vertikalen Abstände die größten Abweichungen, der Mittelwert dieser lag bei 2,61 mm. Es ergaben sich bei allen durchgeführten Messungen an den Panoramaschichtaufnahmen höchste Signifikanzen ($p \leq 0,001$) (Siehe Tabellen, Kapitel 6 Anhang).

Im Gegensatz zur Orthopantomographie ergaben sich bei beiden digitalen Verfahren keine statistisch signifikanten Abweichungen von den histologisch gemessenen Werten (Kapitel 6: Anhang).

Messpunkt	Histologie [mm]	CT 100 mAs [mm]	CT 50 mAs [mm]	CT 10 mAs [mm]	DVT [mm]	OPTG [mm]
-----------	--------------------	-----------------------	----------------------	----------------------	-------------	--------------

Präparat 1:

Absolute Kieferkammhöhe

0 mm	31	30,5	31	30,5	31,5	28,5
5 mm	31,5	31	31,5	31,5	31,5	27
10 mm	30,5	31	31	31	30,5	24
15 mm	28	29	29	28,5	28,5	23
20 mm	27	29	28,5	27,5	27,5	20
25 mm	25,5	26,5	27	27	26	18
30 mm	25,5	26	27	27	25,5	17,5

Präparat 1:

Abstand Nerv Alveolarkamm

0 mm	nb	nb	nb	nb	nb	nb
5 mm	nb	nb	nb	nb	nb	nb
10 mm	17	17,5	17,5	17	18	14,5
15 mm	16	16,5	16,5	16,5	16,5	13
20 mm	16	16,5	16,5	16	17	12,5
25 mm	14,5	15	15	14,5	14	12
30 mm	14,5	15	15	14,5	14,5	11

Präparat 1:

Alveolarkammbreite 10 mm kaudal

0 mm	7,5	7,5	7,5	7,5	8	nb
5 mm	6,5	6,5	7	7	7	nb
10 mm	7	7	7,5	7,5	7,5	nb
15 mm	7	7	7	7,5	8	nb
20 mm	7,5	7,5	8	7,5	8,5	nb
25 mm	7,5	7,5	7,5	8	8,5	nb
30 mm	8,5	8	8,5	8	9	nb

Tabelle 2: Einzelergebnisse (nb: nicht bestimmbar)

Messpunkt	Histologie [mm]	CT 100 mAs [mm]	CT 50 mAs [mm]	CT 10 mAs [mm]	DVT [mm]	OPTG [mm]
-----------	--------------------	-----------------------	----------------------	----------------------	-------------	--------------

Präparat 2

Absolute Kieferkammhöhe

0 mm	25	25	25	24,5	nb	21,5
5 mm	23	23,5	23	23,5	nb	21
10 mm	23,5	23,5	23,5	23,5	23	20,5
15 mm	23,5	24	24	24	24	19,5
20 mm	24	24	23	23,5	23	18,5
25 mm	23	22,5	22	22,5	21,5	17,5
30 mm	22	22	22	22	22,5	17,5

Präparat 2:

Abstand Nerv-Alveolarkamm

0 mm	nb	nb	nb	nb	nb	nb
5 mm	nb	nb	nb	nb	nb	nb
10 mm	12	11	11,5	11,5	12	11,5
15 mm	12	12	12	12	12,5	11,5
20 mm	13	13	13	13	13	11,5
25 mm	12,5	12,5	13	12,5	12	11
30 mm	10,5	10,5	10,5	11	10,5	10,5

Präparat 2:

Alveolarkammbreite in 10 mm kaudal

0 mm	11	11,5	12	11,5	12	nb
5 mm	11,5	12	12	12,5	11,5	nb
10 mm	10,5	11	11	11,5	11	nb
15 mm	10	10	10	10	10,5	nb
20 mm	10	10	9,5	10	10	nb
25 mm	10,5	10	10,5	10,5	10	nb
30 mm	11,5	11,5	11	11,5	11,5	nb

Präparat 3:

Abstand Alveolarkamm-Sinus maxillaris

0 mm	7,5	7,5	8	8,5	8	8,5
3 mm	8	7,5	8	7,5	8,5	7
6 mm	8,5	8	7,5	8	7	8,5
9 mm	8	8	8	7,5	7,5	9

Tabelle 2: Einzelergebnisse (nb: nicht bestimmbar)

Präparat	Messung	CT 100mAs [mm]	CT 50mAs [mm]	CT 10mAs [mm]	DVT [mm]	OPTG (mm)
1	absolute Kieferkammhöhe	0,92	1,2	0,92	0,63	5,51
1	Abstand Nerv- Alveolarkamm	-0,5	-0,5	-0,1	-0,4	3
1	Breite 10mm kaudal	0,07	-0,21	-0,21	-0,71	
2	absolute Kieferkammhöhe	0,07	0,21	0,07	0,62	4
2	Abstand Nerv- Alveolarkamm	0,2	0	0	0	0,8
2	Breite 10mm kaudal	-0,14	-0,14	-0,35	-0,21	
3	Kieferkamm- Sinus maxillaris	0,25	0,13	0,13	0,25	-0,25

Tabelle 3: Differenzwerte (Mittelwerte) zur Histologie

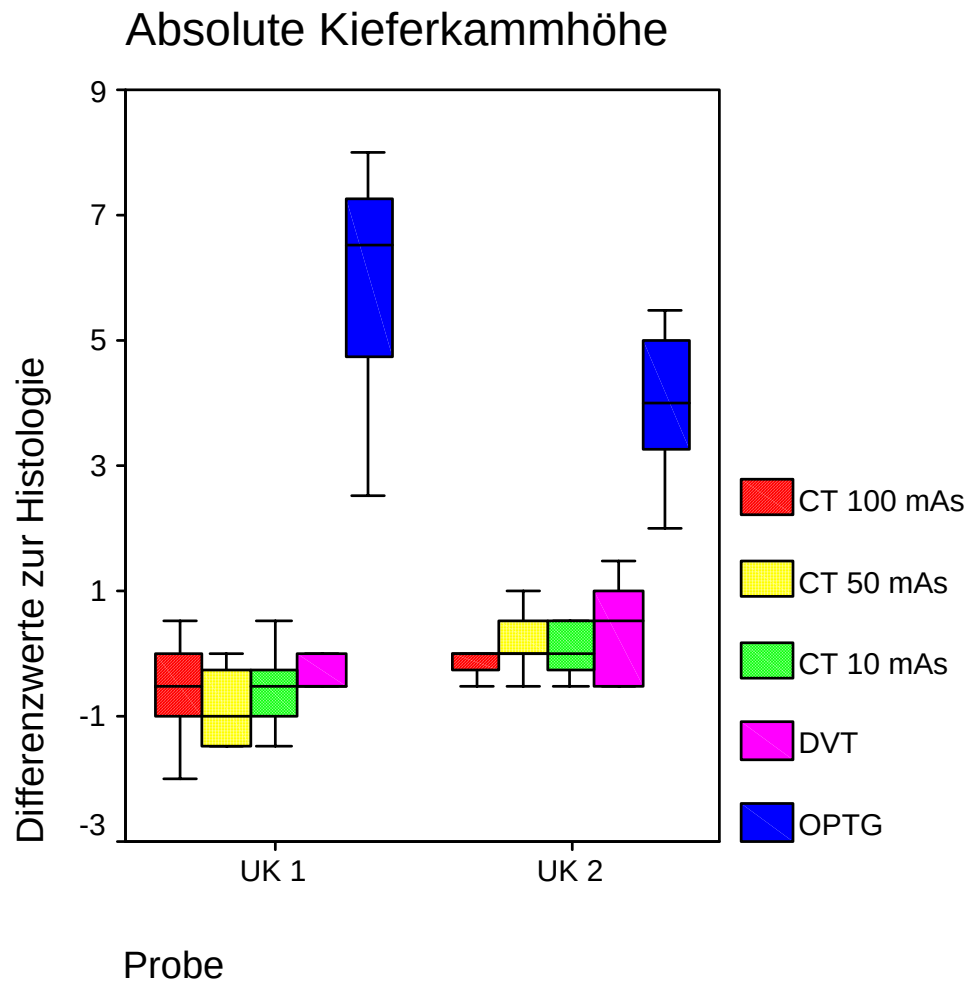


Diagramm 1: Graphische Darstellung der Differenzwerte zur Histologie Präparat 1 und 2 bei der Messung der absoluten Kieferkammhöhe

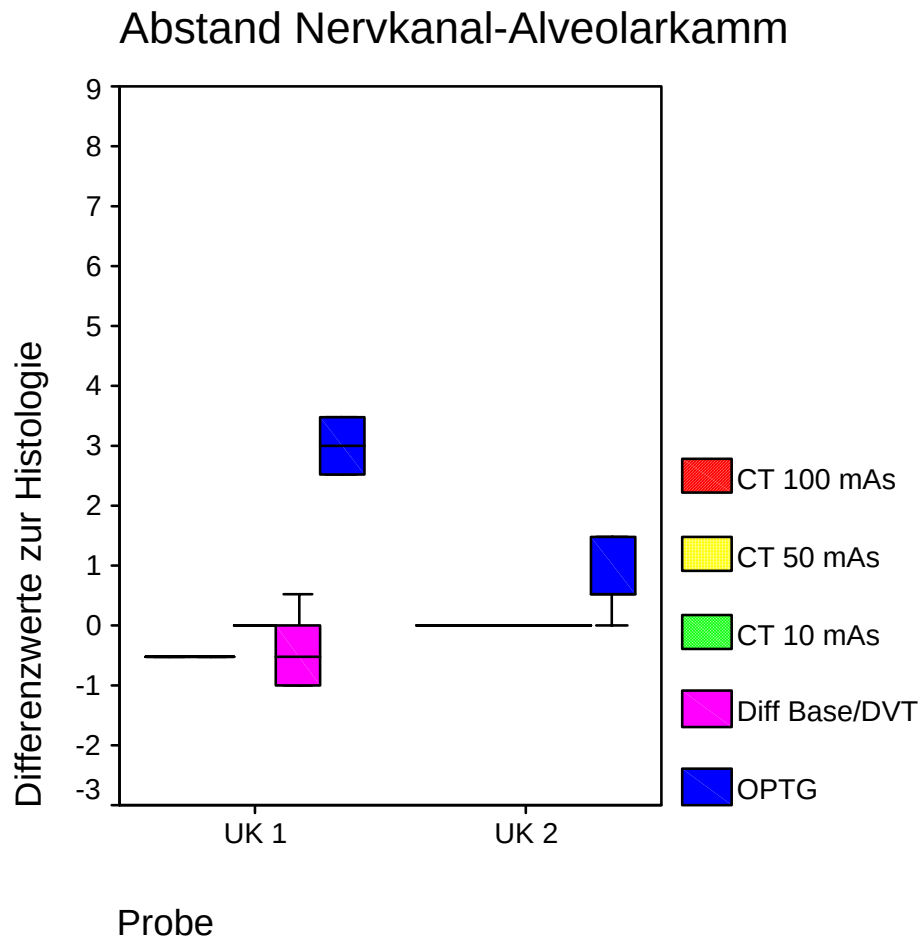


Diagramm 2: Graphische Darstellung der Differenzwerte zur Histologie Präparat 1 und 2 bei der Messung des Abstandes zwischen dem Oberrand des Canalis mandibulae und dem Kieferkamm

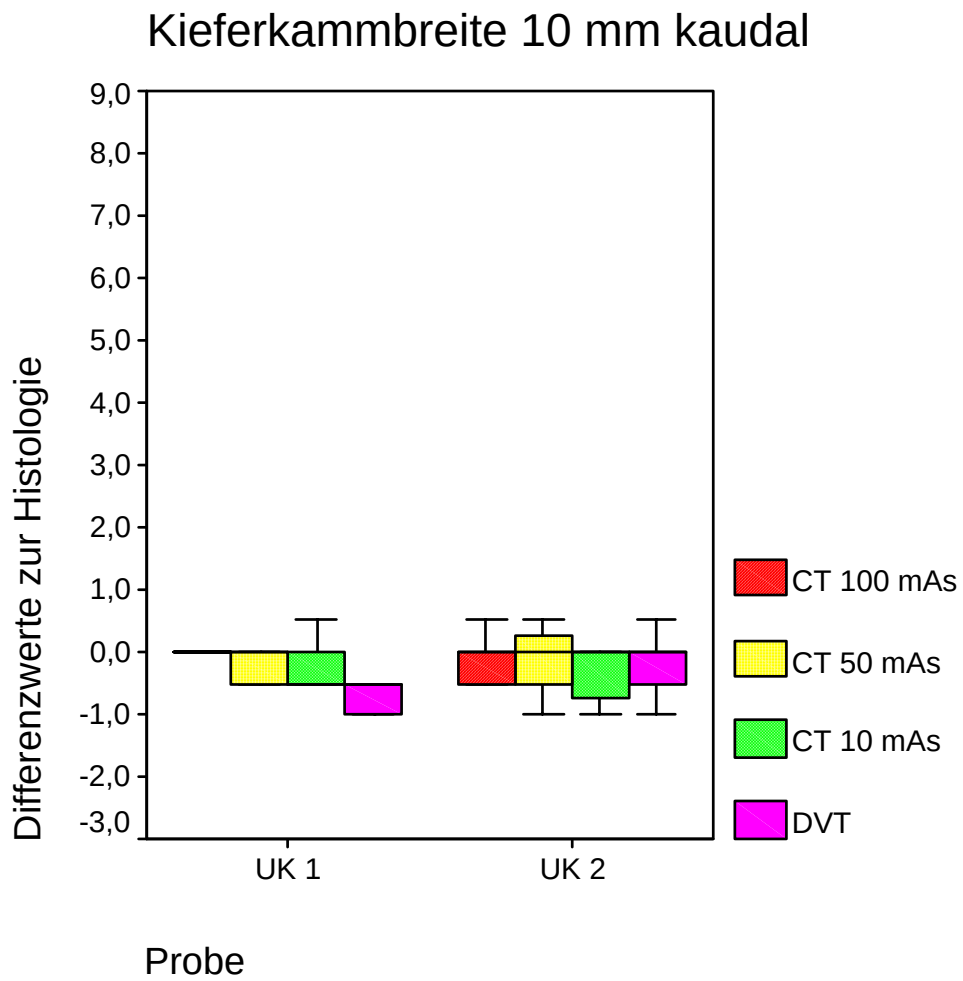


Diagramm 3: Graphische Darstellung der Differenzwerte zur Histologie Präparat 1 und 2 bei der Messung der Kieferkammbreite 10 mm kaudal des Oberrandes des Kieferkamms

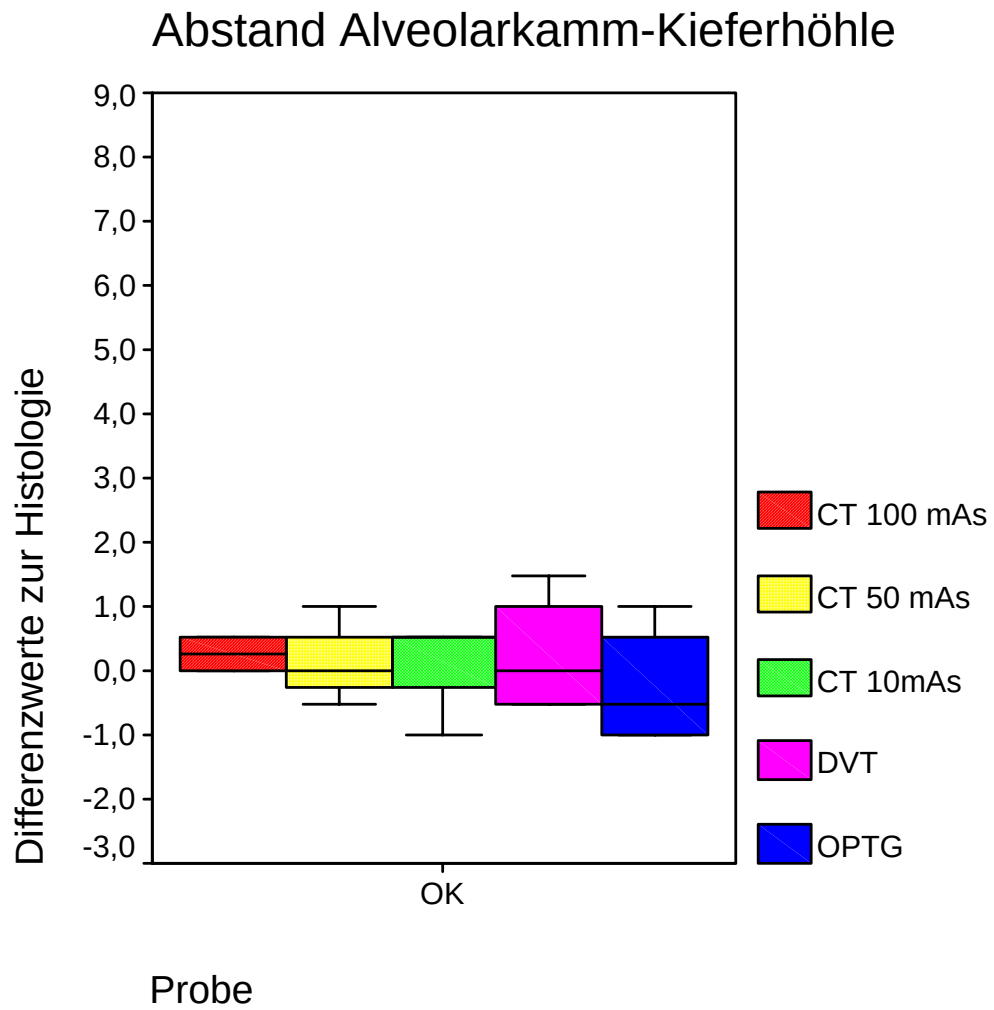


Diagramm 4: Graphische Darstellung der Differenzwerte zur Histologie Präparat 3 bei der Messung des Abstandes zwischen dem Kieferkamm und dem Unterrand des Sinus maxillaris

4 Diskussion

Ziel dieser Untersuchung war die Beurteilung der Genauigkeit verschiedener analoger und digitaler radiologischer Verfahren bei der computerunterstützten Implantatplanung. Die nur zweidimensionale Aussage konventioneller Röntgenaufnahmen und die daraus resultierende Unsicherheit bei der Insertion dentaler Implantate im dreidimensionalen Kiefer kann mit den Programmen zur dreidimensionalen Planung in Kombination mit einem modernen bildgebenden Verfahren ergänzt werden. Die bei analoger Radiologie überlagernde Darstellung dreidimensionaler Strukturen und die fehlende Beurteilbarkeit des Knochenvolumens erfüllen nicht in jedem Fall die Anforderungen nach präzisiertem, sicherem und schonendem Operieren. Bisher basierten Operationsplanungen wesentlich auf den Erfahrungswerten des operierenden Arztes. Die Planung wurde durch die Auswertung zweidimensionaler Informationsquellen wie Röntgenbilder, kephalometrischer Auswertungen und deren Vergleich mit Normdaten gestützt.

Der Hauptkritikpunkt am Einsatz einer Computertomographie oder einer digitalen Volumentomographie für zahnärztliche Zwecke ist die im Vergleich zu konventionellen Röntgenverfahren erhöhte Strahlenexposition des Patienten sowie der höhere technische, finanzielle und zeitliche Aufwand. Dem steht die genauere und umfangreichere Aussage einer computertomographischen Untersuchung sowie die damit mögliche Anwendung eines Programms zur dreidimensionalen Implantatplanung gegenüber. Beide ermöglichen in Kombination die Darstellung der für die Implantation vorgesehenen Insertionsstelle in beliebigen räumlichen Orientierungen und die Übertragung der Planung auf den Operationssitus durch in der Computertomographieaufnahme und in der „realen“ Welt definierte besser reproduzierbare Punkte.

Durch entsprechende Parameterwahl lässt sich die Strahlendosis einer CT-Untersuchung der Kiefer in Grenzen halten, die mit einer konventionellen Schädelaufnahme in zwei Ebenen oder einer digitalen Volumentomographie vergleichbar ist [10, 42]. Die von mehreren Autoren bemängelte Mehrbelastung radiosensitiver Organe wie Augenlinse und Schilddrüse kann bei axialer CT-

Schichtung ebenso reduziert werden wie Überstrahlungsartefakte durch metallische Zahnfüllungen oder Zahnersatz. Eine deutliche Dosisreduktion ist ferner durch Beschränkung auf die Darstellung des Knochens zu erreichen [1, 43-49]. Nach Schüller et al. liegt die maximal gemessene Ortdosis der Augenlinse bei der axialen CT-Untersuchung der Zähne bei 3,6 mGy bei 28 Schichten à 1,5 mm unter einem Promille der Kataraktschwellendosis [42]. Die Strahlenbelastung der Computertomographie kann auch ohne Einschränkung der Darstellungsgenauigkeit minimiert werden durch eine Reduktion der vom Hersteller empfohlen Werte für die Röhrenstromstärke und die Aufnahmezeit um 50 - 75% [24].

Cohnen et al stellten bei Dosismessungen an einem Phantom Ortsdosiswerte von 4,06 mGy und 2,44 mGy bei einer CT-Untersuchung mit einer Stromstärke von 94 mA, 2,54 mGy und 1,22 mGy mit einer Stromstärke von 60 mA und 1,03 mGy und 0,7 mGy mit einer Stromstärke von 43 mA jeweils für die Schilddrüse und die Augenlinse fest. Die Werte des Niedrig-Dosis-CTs liegen damit im Bereich der Strahlendosis der digitalen Volumentomographie [25]. In der European Guideline on Radiation werden die effektiven Dosen einer Computertomographie mit 0,36 bis 1,2 mSv bei CT-Scans für den Oberkiefer und mit 0,2 bis 3,3 mSv für den Unterkiefer angegeben [50]

(Tabelle 4).

X-ray technique	Effective dose (μSv)	Risk of fatal cancer (per million)
Intraoral radiograph (bitewing/periapical)	1 - 8.3	0.02 - 0.6
Panoramic	3.85 - 30	0.21 - 1.9
Lateral cephalometric radiograph	2 - 3	0.34
CT scan (mandible)	364 - 1202	18.2 - 88
CT scan (maxilla)	100 - 3324	8 - 242

Tabelle 4: European Guideline on Radiation: Effective dose and risk of cancer, 2004

Die Ergebnisse der metrischen Genauigkeit der CT-Untersuchungen in dieser Studie sind mit anderen Arbeiten vergleichbar, da auch hier die Präparate zuerst gescannt und anschließend an definierten Stellen zerteilt wurden. Die hier festgestellten relativen Abweichungen lagen für alle Präparate im Bereich von 0,4 mm. Fuhrmann et al. berichten von absoluten Differenzen zwischen 0,2 und 0,6 mm [1, 46, 47], Klein et al. [51] konstatierten Abweichungen zwischen 0,3 und 0,5 mm und Schlegel et al. [49] verzeichneten absolute Abweichungen zwischen 0 und 2 mm. Auch bei einer starken Verringerung des zur Strahlendosis direkt proportionalen Stromstärke-Zeit-Produktes von 100 mAs auf 50 bzw. 10 mAs ergaben sich keine Änderungen der metrischen Genauigkeit. Eine Low-dose-CT ist nach den Ergebnissen in dieser Untersuchung durchaus für eine präzise Diagnostik und Planung ausreichend. Diese Feststellung wird in der Literatur bestätigt: Haßfeld et al. konnten zeigen, dass eine Dosisreduktion um 76% keinen Einfluss auf die metrische Messgenauigkeit hatte, wobei die Reduzierung des Stromstärke-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 [52]. Auch Mozzo et al. bestätigen diese Aussage mit ihrer Feststellung, dass mit einer Niedrigdosis-Dental-CT eine Dosisreduktion um den Faktor 9 ohne Einbuße der diagnostischen Aussagekraft erreicht werden kann [9].

Im Rahmen dieser Studie fanden sich keine Hinweise auf einen systeminhärenten Vergrößerungs- oder Verkleinerungsfaktor bei der Computertomographie. Die Genauigkeit, insbesondere der Oberkiefermessungen, dürfte am nicht fixiertem Präparat bzw. am Patienten eher höher sein, da die Dichteunterschiede zwischen Knochen und umliegenden Gewebe weitaus geringer ausfallen als bei fixierten Präparaten beim Übergang von Knochen zu Kunststoff, was zu einer Änderung des Partialvolumeneffektes führt [46].

Auch die digitale Volumentomographie, die ihren Hauptindikationsbereich in der Hartgewebsdiagnostik hat, da hierbei im Gegensatz zur Computertomographie keine Weichteildifferenzierung möglich ist (Weichteilfenster), bietet die Möglichkeit zu genauer präimplantologischer Diagnostik und Planung. Die Abweichungen bei der metrischen Genauigkeit lagen zwischen $-0,7$ und $+0,6$ mm und sind vergleichbar mit den Ergebnissen der Computertomographie. Bei der Anwendung von DVT Datensätzen bei dem implant 3D Programm zeigte sich jedoch, dass insbesondere die dreidimensionale Darstellung gegenüber CT Datensätzen qualitativ weniger hochwertig war. Eine präzise Planung ist hier nur erschwert möglich und mit einem höheren Zeitaufwand verbunden. Die Ortsdosis liegt mit $1,5$ mGy für die Augenlinse und mit $0,9$ mGy für die Schilddrüse in der Größenordnung Bereich einer Niedrigdosis-CT- Untersuchung [25]. Die Ergebnisse dieser Studie für die metrische Genauigkeit der digitalen Volumentomographie entsprechen den Ergebnissen von Möbes et al., der Abweichungen zwischen $-0,4$ und $+0,4$ mm feststellte [40].

Die Orthopantomographie, die zwar mit niedrigerer Strahlenbelastung bei Dosiswerten für die Glandula parotis von $0,5$ mSv, für die Schilddrüse von $0,1$ mSv und für die Augenlinse von $0,1$ mSv [10] verbunden ist, zeigte bei der Erhebung der metrischen Genauigkeit mit $2,7$ mm signifikant größere Abweichungen gegenüber den digitalen Bildgebungsverfahren. Diese Ergebnisse lassen darauf schließen, dass eine Orthopantomographie zwar für die meisten Fälle implantologischer Diagnostik geeignet ist, jedoch in kritischen Grenzfällen knapper Knochenverhältnisse durch 3D-Verfahren ergänzt werden sollte. Insbesondere die inkonstante Vergrößerung oder Verzerrung von Objekten auf Panoramaschichtaufnahmen in Abhängigkeit von Gerätetyp oder Patientenpositionierung, ist bei der Planung vor dem Einbringen dentaler Implantate zu beachten. Die Vergrößerungsfaktoren können in horizontaler und vertikaler Ebene variieren. Der vertikale Vergrößerungsfaktor nimmt bei Verkürzung des Abstandes vom Objekt zur Strahlenquelle zu, der horizontale Vergrößerungsfaktor nach Annäherung an das Rotationszentrum. Wegen dieser Projektionsbedingungen ist bei Panoramaschichtaufnahmen mit einer größeren Variabilität der Messwerte zu rechnen.

Ein wie in dieser Studie und auch routinemäßig verwendeter Vergrößerungsfaktor ist in sofern fehlerträchtig, als dass die Positionierung des Patienten zu den Rotationszentren und zur Abbildungsschicht variiert. Während bei kleinen realen Vergrößerungsfaktoren von beispielsweise 1,3 ein zu niedriges Knochenangebot bestimmt wird, wird im umgekehrten Fall ein zu großes Angebot geschätzt. Dadurch besteht eine deutlich erhöhte Gefahr den Mandibularkanal im Unterkiefer oder die Kieferhöhle im Oberkiefer zu verletzen.

Die Nutzung individueller Messschablonen mit röntgendichten Metallmarkierungen bietet eine Erhöhung der metrischen Genauigkeit. Catic et al. [32] beschrieben die Vorzüge einer solchen Schablone im Vergleich zur Nutzung eines konstanten Vergrößerungsfaktors. Sie wiesen zusätzlich darauf hin, dass die Ergebnisse einer Kieferseite bei der Nutzung des Vergrößerungsfaktors nicht ohne weiteres auf die Gegenseite übertragen werden können. Dies spricht für die Verwendung einer Metallmarkierung pro geplantem Implantationsort anstelle der klinisch noch gelegentlich eingesetzten Methode einer Metallmarkierung für den gesamten Kiefer. Hassfeld et al. bestätigten diese Ergebnisse in einer Studie an einem Phantomunterkiefer, bei dem multiple Bohrungen eingebracht und jeweils an der tiefsten Stelle eine kugelförmige Metallmarkierung mit 0,6 mm Durchmesser fixiert wurde. Auf jeder Kieferseite waren Vertiefungen zur Aufnahme von vier Metallmesskugeln vorgesehen. Röntgenaufnahmen der Phantomkiefer wurde anschließend in Optimalposition aufgenommen, die Bilder gescant und digital vermessen. Hierbei zeigte sich eine deutliche Abweichung der Messwerte vom realen Wert mit zunehmendem Abstand zur Messkugel [53].

Wehrling stellte nach einer umfangreichen Analyse des Vergrößerungsfaktors von Panoramaschichtaufnahmen wiederum fest, dass der theoretischen Überlegung eines gleich bleibenden standardisierten vertikalen Vergrößerungsfaktors die individuellen und anatomischen Gegebenheiten sowie die Patientenpositionierung entgegenstehen. Es bestehe die Gefahr, dass der Anwender bei Nutzung eines vorgegebenen Vergrößerungsfaktors unter Missachtung des sich tatsächlich ändernden Faktors innerhalb einer Panoramaschichtaufnahme bei der präimplantologischen Diagnostik erheblichen Fehleinschätzungen über den zur Implantation zur Verfügung stehenden Knochen unterliege. Er folgerte, dass dem

variierenden Vergrößerungsfaktor nur durch individuelle ortspezifische Diagnostik unter Verwendung von Schablonen mit röntgendichten Messkörpern Rechnung getragen werden könne [54].

Mit der hier vorliegenden Untersuchung wird nochmals bestätigt, dass eine Vermessung einer Panoramaschichtaufnahme mit einem konstanten Vergrößerungsfaktor für die implantologische Diagnostik und Planung für die Planung bei knappen Knochenverhältnissen nicht ausreichend genau ist.

Das in dieser Untersuchung angewendete implant 3D System zur interaktiven dreidimensionalen Planung von Implantaten bietet dem Anwender bei hoher Bildqualität und einfacher Handhabung eine einfache, aber zeitaufwändige, Implantatplanung. Die Technik des Programms erlaubt insbesondere bei aufwändigen Versorgungen oder schwierigen anatomischen Verhältnissen eine verbesserte Interaktion zwischen Chirurgie und Prothetik. Die Umsetzung der Planung durch eine schablonengestützte Technik ist eine für den Implantologen vertraute und effiziente Technik. Grenzen zeigen sich in der chirurgischen Umsetzung bei einem zahnlosen Patienten, da hier die definierte Fixierung der Bohrschablone nicht immer eindeutig möglich ist. Weiterhin stellte sich in dieser Studie heraus, dass bei CT Aufnahmen mit angestrebter Dosisreduzierung und digitaler Volumentomographie die Bearbeitung insgesamt schwieriger und zeitaufwändiger war. Insgesamt jedoch erfüllt das Programm die Anforderungen des Implantologen für eine übersichtliche, einfache und dreidimensionale Diagnostik und Planung vor implantologischen Eingriffen.

In zukünftigen Studien muss nachgewiesen werden, mit welcher Genauigkeit die erstellte Planung auf den Operationssitus übertragen werden kann und inwieweit das System universell einsetzbar ist.

Auch wenn viele zahnärztliche Implantologen sich bei komplexen Fällen eine dreidimensionale Darstellung der Knochenverhältnisse wünschen, wird sowohl die Computertomographie als auch die digitale Volumentomographie wegen ihrer im Vergleich zu konventionellen Verfahren hohen Strahlenbelastung noch zurückhaltend angewendet. Wie aus den Ergebnissen dieser Untersuchung hervorgeht, ist jedoch auch eine maximale Dosisreduzierung bei gleicher Genauigkeit und Aussagekraft möglich. Die CT- oder DVT-Untersuchung scheint daher bei der Planung von dentalen Implantaten bei reduziertem Knochenangebot, insbesondere in räumlicher Nähe zum Mandibularkanal und zur Kieferhöhle, im Hinblick auf die fehlende metrische Genauigkeit der Orthopantomographie ein wertvolles diagnostisches Hilfsmittel zu sein. Durch die vorausblickende Kontrolle des operativen Risikos können bei der Anwendung einer digitalen Aufnahmetechnik und eines dreidimensionalen Planungsprogramms das Knochenangebot besser genutzt und noch bestehende Indikationsgrenzen erweitert werden.

5 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es festzustellen, welches radiologische Verfahren bei der Planung dentaler Implantate die größte metrische Genauigkeit bietet.

Mit einem Computertomographen, einem digitalen Volumentomographen und einem Panoramaschichtgerät wurden röntgenologische Aufnahmen dreier menschlicher Kiefer angefertigt, histologisch aufbereitet und in definierten Abständen geschnitten. Um den Einfluss variierender Dosis bei der Computertomographie zu prüfen, wurden CT-Scans mit 100 mAs, 50 mAs und 10 mAs durchgeführt. Anschließend wurden jeweils die absolute Kieferkammhöhe, der Abstand zwischen Oberrand des Mandibularkanals und Kieferkamm sowie die Alveolarfortsatzbreite 10 mm kaudal des Kieferkamms sowohl an den histologischen Präparaten als auch an den Datensätzen der verschiedenen radiologischen Verfahren vermessen. Für die Auswertungen der digitalen Verfahren wurde ein Programm zur virtuellen dreidimensionalen Planung dentaler Implantate verwendet. Die Panoramaschichtaufnahmen wurden mit einem in einer Studie an unserer Klinik ermittelten einheitlichen und gerätespezifischen Vergrößerungsfaktor von 1,25 vermessen[40].

Für die CT Untersuchungen ergaben sich im Mittel Abweichungen von -0,23 mm bei 100 mAs, -0,27 mm bei 50 mAs und -0,24 mm bei 10 mAs, die ebenso keine statistisch signifikanten Abweichungen von den histologisch ermittelten Werten zeigten wie die DVT Untersuchungen mit -0,22 mm. Bei der Orthopantomographie zeigten sich signifikante Abweichungen vom histologischen Maß von im Mittel 2,61 mm. Es wurde deutlich, dass eine Dosisreduzierung bei der Computertomographie von 100 mAs auf 50 bzw. 10 mAs keinen wesentlichen Einfluss auf die metrische Genauigkeit hatte. Die Strahlendosis bei einem dosisreduzierten CT-Scan liegt im Bereich derer einer digitalen Volumentomographie. Aufgrund der deutlichen Abweichungen ist zu empfehlen, dass für eine präimplantologische Diagnostik und Planung die metrische Auswertung von Panoramaaufnahmen nicht auf der Annahme konstanter Vergrößerungsfaktoren

sondern auf einem Vergleich mit in situ befindlichen Referenzobjekten basieren sollte. Geringfügige Abweichungen in Positionierung und Anatomie können bereits zu klinisch relevanten Veränderungen des Vergrößerungsfaktors führen [30].

Die in dieser Untersuchung verwendete implant 3D Software der Firma Med3D, Heidelberg erfüllt die Anforderungen an ein übersichtliches und für den Anwender praktikabel gestaltetes Programm zur Planung in der dentalen Implantologie. Bei Datensätzen einer dosisreduzierten Computertomographie oder einer digitalen Volumentomographie muss jedoch aufgrund schlechterer Bildqualität und 3D Darstellung mit einem erhöhten Zeitaufwand gerechnet werden.

6 Anhang

6.1 statistische Einzelergebnisse

Post-Hoc-Test

Absolute Kieferkammhöhe

(I) Daten- erfassung	(J) Daten- erfassung	(I-J) Mittlere Differenz	Standard- fehler	Signifikanz	95%-Konfidenz-intervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Histologie	CT 100 mAs	0,3214	0,36509	1,000	-0,7851	1,4279
	CT 50 mAs	0,3214	0,36509	1,000	-0,7851	1,4279
	CT 10 mAs	0,2500	0,36509	1,000	-0,8565	1,3565
	DVT	0,0000	0,38000	1,000	-1,1517	1,1517
	OPTG	-4,9286	0,36509	0,000	-6,0351	-3,8221
CT 100 mAs	Histologie	-0,3214	0,36509	1,000	-1,4279	0,7851
	CT 50 mAs	0,0000	0,36509	1,000	-1,1065	1,1065
	CT 10 mAs	-0,0714	0,36509	1,000	-1,1779	1,0351
	DVT	-0,3214	0,38000	1,000	-1,4731	0,8303
	OPTG	-5,2500	0,36509	0,000	-6,3565	-4,1435
CT 50 mAs	Histologie	-0,3214	0,36509	1,000	-1,4279	0,7851
	CT 100 mAs	0,0000	0,36509	1,000	-1,1065	1,1065
	CT 10 mAs	-0,0714	0,36509	1,000	-1,1779	1,0351
	DVT	-0,3214	0,38000	1,000	-1,4731	0,8303
	OPTG	-5,2500	0,36509	0,000	-6,3565	-4,1435
CT 10 mAs	Histologie	-0,2500	0,36509	1,000	-1,3565	0,8565
	CT 100 mAs	0,0714	0,36509	1,000	-1,0351	1,1779
	CT 50 mAs	0,0714	0,36509	1,000	-1,0351	1,1779
	DVT	-0,2500	0,38000	1,000	-1,4017	0,9017
	OPTG	-5,1786	0,36509	0,000	-6,2851	-4,0721
DVT	Histologie	0,0000	0,38000	1,000	-1,1517	1,1517
	CT 100 mAs	0,3214	0,38000	1,000	-0,8303	1,4731
	CT 50 mAs	0,3214	0,38000	1,000	-0,8303	1,4731
	CT 10 mAs	0,2500	0,38000	1,000	-0,9017	1,4017
	OPTG	-4,9286	0,38000	0,000	-6,0803	-3,7769
OPTG	Histologie	4,9286	0,36509	0,000	3,8221	6,0351
	CT 100 mAs	5,2500	0,36509	0,000	4,1435	6,3565
	CT 50 mAs	5,2500	0,36509	0,000	4,1435	6,3565
	CT 10 mAs	5,1786	0,36509	0,000	4,0721	6,2851
	DVT	4,9286	0,38000	0,000	3,7769	6,0803

Tabelle 5: Mehrfachvergleiche im Post-Hoc Test nach Bonferroni; Abhängige Variable: Differenzwerte zur Histologie Die mittlere Differenz ist auf der Stufe 0.05 signifikant.

Post-Hoc-Test

Abstand zwischen Alveolarkamm und Oberkante des Nervkanals

(I) Daten- erfassung	(J) Daten- erfassung	(I-J) Mittlere Differenz	Standard- fehler	Signifikanz	95%- Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Histologie	CT 100 mAs	0,1500	0,28137	1,000	-0,7142	1,0142
	CT 50 mAs	0,2500	0,28137	1,000	-0,6142	1,1142
	CT 10 mAs	0,0500	0,28137	1,000	-0,8142	0,9142
	DVT	0,2000	0,28137	1,000	-0,6642	1,0642
	OPTG	-1,9000	0,28137	0,000	-2,7642	-1,0358
CT 100 mAs	Histologie	-0,1500	0,28137	1,000	-1,0142	0,7142
	CT 50 mAs	0,1000	0,28137	1,000	-0,7642	0,9642
	CT 10 mAs	-0,1000	0,28137	1,000	-0,9642	0,7642
	DVT	0,0500	0,28137	1,000	-0,8142	0,9142
	OPTG	-2,0500	0,28137	0,000	-2,9142	-1,1858
CT 50 mAs	Histologie	-0,2500	0,28137	1,000	-1,1142	0,6142
	CT 100 mAs	-0,1000	0,28137	1,000	-0,9642	0,7642
	CT 10 mAs	-0,2000	0,28137	1,000	-1,0642	0,6642
	DVT	-0,0500	0,28137	1,000	-0,9142	0,8142
	OPTG	-2,1500	0,28137	0,000	-3,0142	-1,2858
CT 10 mAs	Histologie	-0,0500	0,28137	1,000	-0,9142	0,8142
	CT 100 mAs	0,1000	0,28137	1,000	-0,7642	0,9642
	CT 50 mAs	0,2000	0,28137	1,000	-0,6642	1,0642
	DVT	0,1500	0,28137	1,000	-0,7142	1,0142
	OPTG	-1,9500	0,28137	0,000	-2,8142	-1,0858
DVT	Histologie	-0,2000	0,28137	1,000	-1,0642	0,6642
	CT 100 mAs	-0,0500	0,28137	1,000	-0,9142	0,8142
	CT 50 mAs	0,0500	0,28137	1,000	-0,8142	0,9142
	CT 10 mAs	-0,1500	0,28137	1,000	-1,0142	0,7142
	OPTG	-2,1000	0,28137	0,000	-2,9642	-1,2358
OPTG	Histologie	1,9000	0,28137	0,000	1,0358	2,7642
	CT 100 mAs	2,0500	0,28137	0,000	1,1858	2,9142
	CT 50 mAs	2,1500	0,28137	0,000	1,2858	3,0142
	CT 10 mAs	1,9500	0,28137	0,000	1,0858	2,8142
	DVT	2,1000	0,28137	0,000	1,2358	2,9642

Tabelle 6: Mehrfachvergleiche im Post-Hoc Test nach Bonferroni; Abhängige Variable: Differenzwerte zur Histologie Die mittlere Differenz ist auf der Stufe 0.05 signifikant.

Post-Hoc-Test

Alveolarkammbreite 10 mm kaudal

(I) Daten- erfassung	(J) Daten- erfassung	(I-J) Mittlere Differenz	Standard- fehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Histologie	CT 100 mAs	0,0357	0,13768	1,000	-0,3644	0,4358
	CT 50 mAs	0,1786	0,13768	1,000	-0,2215	0,5787
	CT 10 mAs	0,2857	0,13768	0,419	-0,1144	0,6858
	DVT	0,4643	0,13768	0,013	0,0642	0,8644
CT 100 mAs	Histologie	-0,0357	0,13768	1,000	-0,4358	0,3644
	CT 50 mAs	0,1429	0,13768	1,000	-0,2572	0,5430
	CT 10 mAs	0,2500	0,13768	0,740	-0,1501	0,6501
	DVT	0,4286	0,13768	0,028	0,0285	0,8287
CT 50 mAs	Histologie	-0,1786	0,13768	1,000	-0,5787	0,2215
	CT 100 mAs	-0,1429	0,13768	1,000	-0,5430	0,2572
	CT 10 mAs	0,1071	0,13768	1,000	-0,2930	0,5072
	DVT	0,2857	0,13768	0,419	-0,1144	0,6858
CT 10 mAs	Histologie	-0,2857	0,13768	0,419	-0,6858	0,1144
	CT 100 mAs	-0,2500	0,13768	0,740	-0,6501	0,1501
	CT 50 mAs	-0,1071	0,13768	1,000	-0,5072	0,2930
	DVT	0,1786	0,13768	1,000	-0,2215	0,5787
DVT	Histologie	-0,4643	0,13768	0,013	-0,8644	-0,0642
	CT 100 mAs	-0,4286	0,13768	0,028	-0,8287	-0,0285
	CT 50 mAs	-0,2857	0,13768	0,419	-0,6858	0,1144
	CT 10 mAs	-0,1786	0,13768	1,000	-0,5787	0,2215

Tabelle 7: Mehrfachvergleiche im Post-Hoc Test nach Bonferroni; Abhängige Variable: Differenzwerte zur Histologie Die mittlere Differenz ist auf der Stufe 0.05 signifikant

Post-Hoc-Test

Abstand zwischen Alveolarkamm und Unterrand der Kieferhöhle

(I) Daten- erfassung	(J) Daten- erfassung	(I-J) Mittlere Differenz	Standard- fehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Histologie	CT 100 mAs	-0,2500	0,48947	1,000	-1,9046	1,4046
	CT 50 mAs	-0,1250	0,48947	1,000	-1,7796	1,5296
	CT 10 mAs	-0,1250	0,48947	1,000	-1,7796	1,5296
	DVT	-0,2500	0,48947	1,000	-1,9046	1,4046
	OPTG	0,2500	0,48947	1,000	-1,4046	1,9046
CT 100 mAs	Histologie	0,2500	0,48947	1,000	-1,4046	1,9046
	CT 50 mAs	0,1250	0,48947	1,000	-1,5296	1,7796
	CT 10 mAs	0,1250	0,48947	1,000	-1,5296	1,7796
	DVT	0,0000	0,48947	1,000	-1,6546	1,6546
	OPTG	0,5000	0,48947	1,000	-1,1546	2,1546
CT 50 mAs	Histologie	0,1250	0,48947	1,000	-1,5296	1,7796
	CT 100 mAs	-0,1250	0,48947	1,000	-1,7796	1,5296
	CT 10 mAs	0,0000	0,48947	1,000	-1,6546	1,6546
	DVT	-0,1250	0,48947	1,000	-1,7796	1,5296
	OPTG	0,3750	0,48947	1,000	-1,2796	2,0296
CT 10 mAs	Histologie	0,1250	0,48947	1,000	-1,5296	1,7796
	CT 100 mAs	-0,1250	0,48947	1,000	-1,7796	1,5296
	CT 50 mAs	0,0000	0,48947	1,000	-1,6546	1,6546
	DVT	-0,1250	0,48947	1,000	-1,7796	1,5296
	OPTG	0,3750	0,48947	1,000	-1,2796	2,0296
DVT	Histologie	0,2500	0,48947	1,000	-1,4046	1,9046
	CT 100 mAs	0,0000	0,48947	1,000	-1,6546	1,6546
	CT 50 mAs	0,1250	0,48947	1,000	-1,5296	1,7796
	CT 10 mAs	0,1250	0,48947	1,000	-1,5296	1,7796
	OPTG	0,5000	0,48947	1,000	-1,1546	2,1546
OPTG	Histologie	-0,2500	0,48947	1,000	-1,9046	1,4046
	CT 100 mAs	-0,5000	0,48947	1,000	-2,1546	1,1546
	CT 50 mAs	-0,3750	0,48947	1,000	-2,0296	1,2796
	CT 10 mAs	-0,3750	0,48947	1,000	-2,0296	1,2796
	DVT	-0,5000	0,48947	1,000	-2,1546	1,1546

Tabelle 8: Mehrfachvergleiche im Post-Hoc Test nach Bonferroni; Abhängige Variable: Differenzwerte zur Histologie Die mittlere Differenz ist auf der Stufe 0.05 signifikant

7 Literaturverzeichnis

1. Fuhrmann R., Wehrbein H., Diedrich P.: Dreidimensionale computertomographische Darstellung des bezahnten Alveolarkamms. Ein radiologisch histologischer Vergleich, Fortschr Kieferorthop, 1993. 54: S. 91-100.
2. Wirtz C.R., Tronnier V.M., Bonsanto M.M., Knauth M., Staubert A., Albert F.K., Kunze S.: Image-guided neurosurgery with intraoperative MRI: Update of frameless stereotaxy and radicality control, Stereotact Funct Neurosurg, 1997. 68: S. 39-43.
3. Marmulla R., Hilbert M., Niederdellmann H.: Intraoperative Präzision mechanischer, elektromagnetischer, infrarot- und lasergeführter Navigationssysteme in der computerunterstützten Chirurgie, Mund Kiefer Gesichtschir, 1998. 2(1): S. 145-148.
4. Klimek L., Mösges R.: Computer-assistierte Chirurgie (CAS) in der HNO-Heilkunde. Entwicklungen und Erfahrungen aus dem ersten Jahrzehnt der Anwendung, Laryngorhinootologie, 1998. 77: S. 275-282.
5. Hassfeld S., Mühling J.: Navigation in maxillofacial and craniofacial surgery, Comput Aided Surg, 1998. 3: S. 183-187.
6. Germano I.M., Villalobos H., Silvers A., Post K.D.: Clinical use of optical digitizer for intracranial neuronavigation, Neurosurgery, 1999. 45: S. 261-269.
7. Ewers R., Schicho K., Truppe M., Seemann R., Reichwein A., Figl M., Wagner A.: Computer-Aided Navigation in Dental Implantology: 7 years of clinical experience, J Oral Maxillofac Surg, 2004. 62(329-334).
8. Arai Y., Tammisalo E., Hashimoto K., Shinoda K.: Development of a compact computer tomographic apparatus for dental use, Dentomaxillofac Radiol, 1999. 28: S. 245-8.
9. 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, 1998. 8: S. 1558.
10. Möbes O., Becker J., Schnelle C., Ewen K., Kemper J., Cohnen M.: Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2000. 55: S. 335-339.
11. Thiel H.J., Hassfeld S., Cone-Beam CT: Digitale Volumentomographie für den Zahn- und Kieferbereich, in Schnittbilddiagnostik in der MKG Medizin und Zahnmedizin. 2001, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. S. 59-62.

12. Hounsfield G.M.: Computerized transvers axial scanning (tomography). Part I: Description of system, Br J Radiol, 1973. 46: S. 1016-1022.
13. Kalender W.A., Seissler W., Klotz E., Vock P.: Spiral volumetric CT with single breathhold technique, continuous transport and continuous scanner rotation, Radiology, 1990. 176(181-183).
14. Kalender W.A.: Computertomographie. 2000, München: Publicis MCD Verlag.
15. Visser H.: Untersuchungen zur Optimierung der parodontologischen Röntgendiagnostik, Habilitationsschrift. Medizinische Fakultät der Georg-August Universität zu Göttingen, 1997.
16. Ohnesorge B., Flohr T., Schaller S., Klingenbeck-Regn K., Becker C., Schopf U.J., Bruning R., Reiser M.F.: Technische Grundlagen und Anwendung der Mehrschicht CT, Radiologe, 1999. 39: S. 923-31.
17. Laubenberger T., Laubenberger J.: Technik der medizinischen Radiologie. 7 ed. 1999. 345-348.
18. Hoxter E.A., Schenz A.: Röntgenaufnahmetechnik. Auflg. 14. 1991, Berlin: Siemens AG.
19. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 1997, Parlamentsbericht 1997.
20. Brugmans M.J., Buijs W.C., Geleijns J., Lembrechts J.: Population exposure to diagnostic use of ionizing radiation in The Netherlands, Health Phys, 2002. 82: S. 500-9.
21. Galanski M., Nagel H.D., Stamm G.: CT-Expositionspraxis in Deutschland, Fortschr Röntgenstr, 2001. 173: S. 1-66.
22. Kaul A., Bauer B., Bernhardt J., Nosske D., Veit R.: Effective doses of members of the public from the diagnostic application of ionizing radiation in Germany, Eur Radiol, 1997. 7: S. 1127-1132.
23. Prokop M.: Überblick über die Strahlenexposition und Bildqualität in der Computertomographie, Fortschr Röntgenstr, 2002. 174: S. 631-6.
24. Kornas M., Haßfeld S., Mende U., Zöller J.: Metrische Genauigkeit der CT-Analyse vor enossaler Implantation, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1997. 53: S. 120-126.
25. M. Cohnen, J. Kemper, O. Möbes, J. Pawelzik, U. Mödder: Radiation dose in Dental Radiology. Eur. Radiol. 2002; 12:634-637
26. Lemke A.J., Neumann K., Hosten N.: Zur Abschätzung der Patientendosis in der Computertomographie, Aktuelle Radiol, 1995. 5: S. 249-55.

27. Pasler F.A.: Zahnärztliche Radiologie. Auflg. 4. 2003, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
28. Farman A.G., Farman T.T.: RVG-ui. A sensor to rival direct exposure intra-oral X-ray film, *Int J Comput Dent*, 1999. 2: S. 183-96.
29. Farman A.G., Farman T.T.: Evaluation of a new F speed dental X-ray film. The effect of processing solutions and a comparison with D and E speed films, *Dentomaxillofac Radiol*, 2000. 29: S. 41-5.
30. Gomez-Roman G., Lukas D., Beniashvili R., Schulte W.: Areadependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and its significance for implant dentistry, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999. 14: S. 248-57.
31. Jacobs R., van Steenberghe D.: Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants. 1998, Berlin: Springer.
32. Catic A., Celebic A., Valentic-Peruzovic M., Catovic A., Kuna T.: Dimensional measurements on the human dental panoramic radiographs, *Coll Antropol*, 1998. 22: S. 139-45.
33. Gher M.E., Richardson A.C.: The accuracy of dental radiographic techniques used for evaluation of implant fixture placement, *Int J Periodontics Restor Dent*, 1995. 15: S. 268-83.
34. Kaeppler G., Axman-Krcmar D., Reuter I., Meyle J., Gomez-Roman G.: A clinical evaluation of some factors affecting image quality in panoramic radiography, *Dentomaxillofac Radiol*, 2000. 29: S. 81-4.
35. Düker J.: Röntgendiagnostik mit der Panoramaschichtaufnahme. 2 ed. 2000, Heidelberg: Hüthig.
36. Pasler F.A., Visser H.: Zahnmedizinische Radiologie - Bildgebende Verfahren. 5 ed. *Farbatlanten der Zahnmedizin*, ed. W.H. Rateitschak K.H. 2000, Stuttgart: Thieme.
37. Stein W., Hassfeld S., Brief J., Bertovic I., Krempin R., Mühling J. CT-Based 3D-Planning for dental implantology. in *Medicine Meets Virtual Reality*. 1998: IOS Press and Oshama.
38. Dijkstra E.W.: A note on two problems in connection with graphs, *Numerical Mathematics*, 1959. 1(5): S. 269-71.
39. Donath K.: Trenn-Dünnschliff-Technik zur Herstellung histologischer Präparate von nichtschneidbaren Geweben und Materialien, 1987.
40. Möbes O., Becker J., Pawlewzik J., Jacobs K.: Anwendbarkeit der Digitalen Volumen Tomographie in der implantologischen Diagnostik, *Zeitschrift für zahnärztliche Implantologie*, 1999. 15: S. 229-232.

41. Besimo Ch. E., Lambrecht J. Th., Jahn M.: Präzision implantatprothetischer Planung bei schablonengeführter digitaler Auswertung von Computertomogrammen, Zeitschrift für zahnärztliche Implantologie, 1998. 14: S. 167-173.
42. Schüller H., Köster O., Ewen K.: Untersuchung zur Strahlenbelastung von Augenlinse und Schilddrüse bei der hochauflösenden Computertomographie der Zähne, Fortschr Röntgenstr, 1992. 156: S. 189.
43. Bothe K.J., Becker H., Neukam F.W., Die Computertomographie zur präoperativen Diagnostik bei extremer Alveolarfortsatzatrophie, in Jahrbuch für orale Implantologie. 1993, Quintessenz: Berlin. S. 105.
44. Casselman J.W., Deryckere F., Hermans R., Declercq C., Neyt L., Pattyn G., Meeus L., Vandevoorde P., Steyaert L., Devos V.: DentaScan: CT software program used in the anatomic evaluation of the mandible and maxilla in the perspective of endosseous implant surgery, Fortschr Röntgenstr, 1991. 155: S. 4.
45. Ekestubbe A., Thilander A., Gröndahl K., Gröndahl H.G.: Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: Comparison with conventional tomography, Dentomaxillofac Radiol, 1993. 22: S. 13.
46. Fuhrmann R., Klein H.M., Wehrbein H., Günther R.W., Diedrich P.: Hochauflösende Computertomographie fazialer und oraler Knochendehiszenzen, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1993. 48: S. 242.
47. Fuhrmann R., Langen H.J., Günther R.W., Diedrich S.: Radiologische Diagnostik artifiziereller, intraalveolärer Knochendefekte, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1994. 49: S. 36.
48. Kassenbaum D.K., Stoller N.E., McDavid W., Goshorn B., Ahrens C.R.: Absorbed dose determination for tomographic implant site assessment techniques, Oral Surg Oral Med Pathol, 1992. 73: S. 502.
49. Schlegel A., Egerer R., Randelshofer S., Marquardt S., Donath K., Benner U., Sommer B.: Enossale Implantatplanung mit Hilfe der Spiral-Tomographie und des Real-Time-CT-Verfahrens- Vorteile und Verlässlichkeit, Zeitschrift für zahnärztliche Implantologie, 1993. 9: S. 205.
50. Transport, Directorate-General for Energy and, Safeguards, Directorate H — Nuclear Safety and Protection, Unit H.4 — Radiation: European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice, European Guideline on radiation, 2004(136): S. 17-22.
51. Klein H.M., Fuhrmann R., Diedrich S., Günther R.W.: Hochauflösende CT des bezahnten Alveolarkammes im Vergleich mit histologischen Dünnschliffpräparaten, Fortschr Röntgenstr, 1993. 158: S. 187.

52. Haßfeld S., Streib S., Sahl H., Stratmann U., Fehrentz D., Zöller J.: Low-dose - Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik, Mund Kiefer Gesichtschir, 1998. 2: S. 188.
53. Thiel H.J., Hassfeld S., Konventionelle bildgebende Verfahren in der zahnärztlichen Diagnostik, in Schnittbilddiagnostik in MKG-Chirurgie und Zahnmedizin. 2001, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. S. 29-36.
54. Wehring G.: Untersuchung eines Panoramaschichtprogrammes mit standardisiertem Vergrößerungsfaktor und dessen klinische Relevanz für die präimplantologische Diagnostik im Vergleich zur Standardpanoramaaufnahme, Dissertationschrift zur Erlangung eines Doktorgrades der Zahnmedizin, Johann Wolfgang Goethe Universität Frankfurt, 1995.

8 Danksagung

Besonderer Dank gilt Herrn Universitätsprofessor Dr. Jürgen Becker, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme des Universitätsklinikums Düsseldorf; für die freundliche Bereitstellung des Themas und die Möglichkeit der Präsentation dieser Studie im Rahmen eines wissenschaftlichen Kongresses.

Herrn Dr. Andreas Künzel, Oberarzt der Abteilung für zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme, möchte ich für sein Engagement, seine unermüdliche Unterstützung und die angeregten Diskussionen danken.

Herrn PD Dr. Mathias Cohnen, Oberarzt des Instituts für Diagnostische Radiologie des Universitätsklinikums Düsseldorf, danke ich für die Durchführung der Computertomographien und die fachliche Unterstützung im Rahmen der Radiologie

Bei Herrn Universitätsprofessor Dr. Hans-Georg Hartwig, Direktor des Zentrums für Anatomie und Hirnforschung der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, bedanke ich mich für die Bereitstellung der anatomischen Präparate

Dank gilt auch Herrn Dr. Daniel Rothamel, Herrn Dr. Michael Schawacht und Frau Brigitte Beck, die mir bei der Statistik, der histologischen Aufarbeitung der anatomischen Präparate und der anfänglichen Organisation eine große Hilfe waren.

Frau Christine Hüpper und Herrn Florian Schober von der Firma Med 3D Implantology danke ich für die freundliche Bereitstellung der Planungssoftware und die Antworten auf alle Fragen bezüglich dieser.

Bei Herrn Universitätsprofessor Dr. Dieter Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Düsseldorf, bedanke ich mich für die zur Verfügung gestellten Grafiken.

Herrn Dr. Dietmar Neumann, Herrn Dr. Evert Loxtermann und Frau Dr. Petra Böving möchte ich für ihre Flexibilität bezüglich meiner Arbeitszeiten danken.

Besonders danken möchte ich auch meinem Freund Lars für seine Unterstützung, Zuversicht und Liebe.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name : Ines Goch
Geburtsdatum : 26.04.1978
Geburtsort : Wuppertal
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: Deutsch

Berufstätigkeit

01 / 2004 – 07 / 2004 Ausbildungsassistentin in der Praxis Dr. A. Aghasadeh in Wuppertal
09 / 2004 – 08 / 2005 Ausbildungsassistentin in der Praxis Dres. Böving/Neumann und in der Praxis Dr. Loxtermann in Ratingen
08 / 2005 - dato Ausbildungsassistentin in der Praxis Dr. Sagner in Willich und in der Praxis Dr. Loxtermann in Ratingen

Famulaturen

09 / 2002 3 wöchiger praxisorientierter Studienaufenthalt an der Universidad de Concepcion, Chile
07 / 1999 & 04 / 2000 2 jeweils 4 wöchige Famulaturen in der Praxis Dr. A. Aghasadeh in Wuppertal

Studium

11 / 2003 Staatsexamen
Gesamtnote: gut
1998 – 2003 Studium der Zahnheilkunde an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
1997 - 1998 Studium der Pharmazie an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Schulbildung

1997 Abitur
1988 – 1997 Wilhelm-Dörpfeld-Gymnasium Wuppertal
1984 – 1988 Grundschule in Wuppertal

Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es festzustellen, welches radiologische Verfahren bei der Planung dentaler Implantate die größte metrische Genauigkeit bietet.

Mit einem Computertomographen, einem digitalen Volumentomographen und einem Panoramaschichtgerät wurden röntgenologische Aufnahmen dreier menschlicher Kiefer angefertigt, histologisch aufbereitet und in definierten Abständen geschnitten. Um den Einfluss variierender Dosis bei der Computertomographie zu prüfen, wurden CT-Scans mit 100 mAs, 50 mAs und 10 mAs durchgeführt. Anschließend wurden jeweils die absolute Kieferkammhöhe, der Abstand zwischen Oberrand des Mandibularkanals und Kieferkamm sowie die Alveolarfortsatzbreite 10 mm kaudal des Kieferkamms sowohl an den histologischen Präparaten als auch an den Datensätzen der verschiedenen radiologischen Verfahren vermessen. Für die Auswertungen der digitalen Verfahren wurde ein Programm zur virtuellen dreidimensionalen Planung dentaler Implantate verwendet. Die Panoramaschichtaufnahmen wurden mit einem in einer Studie an unserer Klinik ermittelten einheitlichen und gerätespezifischen Vergrößerungsfaktor von 1,25 vermessen[40].

Für die CT Untersuchungen ergaben sich im Mittel Abweichungen von -0,23 mm bei 100 mAs, -0,27 mm bei 50 mAs und -0,24 mm bei 10 mAs, die ebenso keine statistisch signifikanten Abweichungen von den histologisch ermittelten Werten zeigten wie die DVT Untersuchungen mit -0,22 mm. Bei der Orthopantomographie zeigten sich signifikante Abweichungen vom histologischen Maß von im Mittel 2,61 mm. Es wurde deutlich, dass eine Dosisreduzierung bei der Computertomographie von 100 mAs auf 50 bzw. 10 mAs keinen wesentlichen Einfluss auf die metrische Genauigkeit hatte. Die Strahlendosis bei einem dosisreduzierten CT-Scan liegt im Bereich derer einer digitalen Volumentomographie. Aufgrund der deutlichen Abweichungen ist zu empfehlen, dass für eine präimplantologische Diagnostik und Planung die metrische Auswertung von Panoramaaufnahmen nicht auf der Annahme konstanter Vergrößerungsfaktoren sondern auf einem Vergleich mit in situ befindlichen Referenzobjekten basieren sollte. Geringfügige Abweichungen in Positionierung und Anatomie können bereits zu klinisch relevanten Veränderungen des Vergrößerungsfaktors führen [30].

Die in dieser Untersuchung verwendete implant 3D Software der Firma Med3D, Heidelberg erfüllt die Anforderungen an ein übersichtliches und für den Anwender praktikabel gestaltetes Programm zur Planung in der dentalen Implantologie. Bei Datensätzen einer dosisreduzierten Computertomographie oder einer digitalen Volumentomographie muss jedoch aufgrund schlechterer Bildqualität und 3D Darstellung mit einem erhöhten Zeitaufwand gerechnet werden.

Düsseldorf, 11.5.05

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Beon'.