

**Metrische Genauigkeit der flat panel volumetric computed tomography und verschiedener Orthopantomographien in der präimplantologischen Diagnostik**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Höhler, Thomas  
aus Limburg a. d. Lahn

Gießen 2008

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie  
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen  
Direktor: Prof. Dr. Dr. H.-P. Howaldt

Gutachter: Prof. Dr. Dr. Howaldt

Gutachter: PD Dr. Berthold

Tag der Disputation: 02. 03. 2009

# Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung .....	4
2 Literaturübersicht.....	6
2.1 Anatomie der Mandibula .....	6
2.2 Verlauf des Canalis mandibulae .....	8
2.3 Bildgebende Verfahren zur präoperativen Darstellung des Canalis mandibulae ...	10
2.4 Darstellungsgenauigkeit verschiedener bildgebender Verfahren im Bezug auf den Canalis mandibulae.....	13
3 Material und Methoden .....	14
3.1 Röntgenverfahren .....	15
3.2 Durchführung der Röntgenaufnahmen .....	24
3.3 Herstellung der realen Schnittpräparate .....	26
3.4 Messungen.....	27
3.4.1 Vermessen der Orthopantomographien.....	33
3.4.2 Vermessen der realen Schnittpräparate .....	34
3.4.3 Vermessen der VCT-Aufnahmen .....	34
3.5 Statistische Auswertung .....	35
4 Ergebnisse.....	36
4.1 Messungen in der Vertikalen.....	36
4.1.1 Messung der Pinlängen an allen Kopfhälften (Pin 1 bis Pin 4).....	36
4.1.2 Messung des Abstandes crestaler Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae an allen Kopfhälften (Pin 1 bis Pin 4).....	44
4.2. Messungen in der Horizontalen.....	52
5 Diskussion .....	64
6 Zusammenfassung - Summary .....	72
6.1 Zusammenfassung .....	72
6.2 Summary.....	74
7 Literaturverzeichnis .....	76
8 Erklärung .....	85
9 Danksagung .....	86

# 1 Einleitung

Bei chirurgischen Eingriffen im Bereich des Unterkiefers ist die genaue Lokalisierung des Canalis mandibulae von entscheidender Bedeutung. Die Verletzung des in ihm verlaufenden Nervus alveolaris inferior kann zu einer Beeinträchtigung des Patienten mit Sensibilitätsstörungen oder Sensibilitätsverlust im Bereich seines Versorgungsgebietes an Unterlippe, Gingiva und Zähnen führen [4, 24]. Besonders bei elektiven Eingriffen wie Weisheitszahnentfernungen, Dysgnathiechirurgie und in der dentalen Implantologie ist eine exakte Lagebestimmung essentiell [6, 24, 97, 102]. Auch bei einer Überfüllung des Wurzelkanales im Seitenzahnbereich kann das Wurzelkanalfüllmaterial in den Nervkanal gelangen und eine toxische oder mechanische Schädigung des Nervus alveolaris inferior hervorrufen [91]. Ebenso kann die Kürettage eines apikalen Granuloms zur Eröffnung des Mandibularkanals führen [56].

Die präoperative Diagnostik des Unterkiefers wurde bislang mit nativradiologischen Methoden wie Orthopantomogramm (OPG) und okzipitofrontaler Aufnahme des Unterkiefers nach Clementschitsch sowie mit tomographischen Darstellungen wie Magnetresonanztomographie (MRT), Computertomographie (CT) und digitaler Volumetomographie (DVT) durchgeführt [31]. Die Orthopantomographie mit Messreferenz stellt bis heute unter den bildgebenden Verfahren die Standarddokumentation hinsichtlich des vorhandenen Knochenangebotes bei einer Implantatinsertion dar. Da die Versorgung eines Patienten mit Implantaten im Bereich der Zahnheilkunde in den letzten Jahrzehnten stark zugenommen hat, nimmt insbesondere die präoperative Implantatdiagnostik eine bedeutendere Stellung ein. In der dentalen Implantologie ist die Versorgung des zahnlosen Kiefers zu einem Routineeingriff geworden [78].

Eine neuartige experimentelle präoperative Diagnosetechnik besteht in der Flächendetektor-Volumencomputertomographie (engl. flat panel volumetric computed tomography, fpvCT), im folgenden VCT genannt, mit einer verbesserten Auflösung sowie geringeren Bildverzerrungen durch das Arbeiten mit isotropen Datensätzen. Die VCT befindet sich derzeit im experimentellen Stadium und ist noch nicht für Untersuchungen am lebenden Menschen zugelassen. Nun soll die VCT im experimentellen Stadium auf ihre Genauigkeit und ihr diagnostisches Potential überprüft werden.

Das Ziel der vorliegenden Studie besteht darin, die neue Methode der Flächendetektor-Volumencomputertomographie bezüglich der Genauigkeit der Darstellung des Unterkiefers und des in ihm verlaufenden Canalis mandibulae am Humanpräparat zu untersuchen.

Dazu wird das VCT sowohl mit realen Schnittpräparaten als auch mit fünf verschiedenen Orthopantomogrammen als herkömmlichen Verfahren der Bildgebung verglichen.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Anatomie der Mandibula

Die Mandibula besteht aus einem hufeisenförmig gebogenen Corpus mandibulae und den beiden schräg aufsteigenden Unterkieferästen, den Rami mandibulae, mit ihren Processus condylaris und coronoideus. Die beiden Unterkieferkörper verschmelzen im Kinnbereich und bilden eine Symphyse aus, die am Ende des ersten Lebensjahres synostosierte [83]. Die Mandibula ist ein frei beweglicher Knochen, besetzt mit der kräftigen Kaumuskulatur. Ramus und Corpus schließen den Kieferwinkel, Angulus mandibulae, ein. Das Corpus mandibulae besteht aus der Basis mandibulae und der zahntragenden Pars alveolaris, in der sich die Alveoli dentales, die Zahnfächer, befinden. An der bukkalen Fläche öffnet sich im Bereich unterhalb der Alveoli dentales des 1. oder 2. Prämolaren das Foramen mentale. Aus diesem treten der Nervus mentalis, Endast des Nervus alveolaris inferior, und die Arteria mentalis aus. Am hinteren Teil des Corpus befindet sich eine vom Vorderrand des Ramus schräg absteigende Linie, die Linea obliqua. Ihr entspricht an der Innenseite des Processus coronoideus die Christa temporalis, die in das Trigonum retromolare ausläuft. Die äußere Oberfläche der Mandibula wird von den angrenzenden Weichteilen, insbesondere der ansetzenden Muskulatur geprägt [7]. In der Kinnregion befinden sich so die Spina mandibulae (Ansätze der Mm. genioglossi und Mm. geniohyoidei) und die Fossae musculi digastrici (Ansatz des Venter anterior des M. digastricus). Am Kieferwinkel erkennt man bukkal die Tuberositas masseterica (Ansatz des M. masseter), lingual die Tuberositas pterygoidea (Ansatz M. pterygoideus medialis) und unterhalb des Kieferköpfchens die Fovea pterygoidea (Ansatz des M. pterygoideus lateralis). Die Linea mylohyoidea dient dem gleichnamigen Muskel als Ansatz und ist gleichzeitig die apikale Begrenzung des Mundbodens. Die Foveae sublingualis und submandibularis werden von den Drüsenpaketen der gleichnamigen Unterzungendrüsen ausgefüllt [80]. Der Kieferknochen, bestehend aus einer äußeren Kompaktaschicht und einer inneren Spongiosa, ist an die funktionellen Belastungen des Kauorgans optimal angepasst. Die Spongiosa zeigt einen trajektorialen Bau. Dabei ist die Spongiosastruktur in der Pars alveolaris dichter als im Corpusbereich, in dem größere Markräume vorhanden sein können [57]. Die Trajektoren sind auf die Druck- und Zugspannungen ausgerichtet. Die Kompakta ist im Bereich der Hauptbelastungen Pfeilerartig verstärkt [41]. Der Nervus

alveolaris inferior verläuft posterior des Nervus lingualis an der Lingualfläche des Ramus mandibulae abwärts bis zum Foramen mandibulae, an dem er mit dazugehöriger Arterie und Vene in den Knochen eintritt. Medial wird das Foramen von einem Knochenspan, der Lingula mandibulae, verdeckt, an der das Ligamentum sphenomandibulare ansetzt [100]. Hier spaltet der Nervus alveolaris inferior den Nervus mylohyoideus ab und verläuft selbst durch den Canalis mandibulae, in dem er den Plexus dentalis inferior zur Versorgung der Zähne und Gingiva bildet. Er tritt dann durch das Foramen mentale aus der Mandibula aus [106].

## 2.2 Verlauf des Canalis mandibulae

Für den Verlauf des Canalis mandibulae findet man in der Literatur unterschiedliche Angaben. So beschreiben ENNIS ET AL. in ihrer Studie den Verlauf des Canalis mandibulae zwischen der Kortikalis des Mandibulaunterrandes und einer Position oberhalb des apikalen Drittels der Wurzelspitzen [25]. RING sieht den Mandibularkanal als radioluzentes Band, welches sich im Bereich des 3. Molaren und des 2. Prämolaren den Wurzelspitzen nähert [79]. REICH schildert den Verlauf des Mandibularkanals in der Draufsicht als doppelt S-förmig, wobei er sowohl den Abstand des Kanals zur lingualen und bukkalen Kortikalis untersucht als auch die linguale und bukkale Kortikalisdicke. Die Kortikalis ist bukkal durchschnittlich dicker als lingual [77]. LEVINE ET AL. bestimmten in ihrer Studie den Abstand des Mandibularkanals zur bukkalen Kortikalis der Mandibula und zum crestalen Alveolarkammrand in Höhe des 1. Molaren bei 50 Patienten. Durchschnittlich befand sich der Kanal 4,9 mm von der bukkalen Kortikalis und 17,4 mm von dem Alveolarkammrand entfernt, wobei eine Abhängigkeit von Alter und Rasse auffiel. So ist der Abstand sowohl zur bukkalen Kortikalis als auch zum Alveolarkammrand bei älteren und weißhäutigen Patienten geringer [60]. Andererseits wird ein relativ konstanter Verlauf des Gefäß-Nervenbündels zum Unterrand der Mandibula dargestellt [84]. In einer weiteren Studie wird berichtet, dass ein tiefer Verlauf des Mandibularkanals mit größerer Häufigkeit bei Patienten nach dem 40. Lebensjahr, besonders bei Frauen, vorkommt [66]. Einen häufigen Verlauf des Canalis mandibulae in der unteren Mandibulahälfte bestätigen auch KIESER ET AL. [51].

Der Durchmesser des Canalis mandibulae wird durchschnittlich mit 2 bis 2,5 mm angegeben, wobei die begrenzende dünne Kanalkortikalis in alle Richtungen perforiert ist, um Canalicules nutrientes, kleine Ernährungsgefäße, zu den Alveolen abzugeben [57]. HAHN hingegen gibt Durchmesserwerte von 4 bis 6 mm für den initialen Kieferabschnitt und 2,9 bis 4 mm für den Bereich kurz vor dem Foramen mentale an [34]. NORTJE ET AL. beschreiben in ihrer Studie an 3612 routinemäßig durchgeführten Orthopantomogrammen den Mandibularkanal als in der Regel bilateral symmetrisch. Nur 0,4 % der untersuchten Objekte weichen von dieser Symmetrie ab [71]. Die Angaben über akzessorische Kanäle ähneln denen LANGLAIS ET AL., die in ihre Studie 6000 Orthopantomogramme einschlossen. Die Mehrzahl der Mandibularkanäle ist in zwei Variationen einzuteilen, einen hohen und einen tiefen Verlauf, während

intermediäre Verläufe selten auftreten [58]. Eine neuere Studie, die den Verlauf des Canalis mandibulae mittels CT (Computertomographie) und cone-beam-CT untersuchte, fand eine noch geringere Häufigkeit eines doppelten oder akzessorischen Kanals als NORTJE und LANGLAIS [81]. Außerdem ist ein akzessorischer Kanal nur mittels dreidimensionaler Röntgentechniken nachweisbar [82]. In Untersuchungen an zahnlosen Unterkiefern wird meistens ein Nervenkanal gefunden, der kleinere Abzweigungen an crestalere Abschnitte der Mandibula abgibt. Seltener sei die Bildung eines Nervenplexus anzutreffen [50]. Mit steigendem Alter nähert sich der Mandibularkanal und das Foramen mentale atrophiebedingt der Oberfläche des Alveolarfortsatzes [45].

Auch über die Begrenzung des Canalis mandibulae gibt es verschiedene Darstellungen. Zunächst wird berichtet, dass der Nervus alveolaris inferior und die ihn begleitenden Gefäße frei durch die Unterkieferspongiosa ziehen [28]. Später gehen einige Autoren allerdings von der Existenz eines Mandibularkanals aus. So wird nach Untersuchungen von KIERSCH und JORDAN die Begrenzung des Mandibularkanals durch eine geschlossene Kompaktalamelle dargestellt [49]. Diese Ergebnisse werden durch elektronenmikroskopische Betrachtungen unterstützt [59]. Eine sowohl kraniale als auch kaudale Verdichtungslinie bei röntgenologischen Untersuchungen zum Kanalverlauf wurden auch von weiteren Autoren gefunden [79].

Andere Studien kommen zu dem Ergebnis, dass der Canalis mandibulae keine abgeschlossene Struktur ist, sondern mit den angrenzenden Markräumen kommuniziert [18, 57]. Das Gefäß-Nervenbündel wird in einer caudalen knöchernen Pfanne aus umgewandelter Spongiosa liegend umschrieben. Die bukkale, linguale und craniale Begrenzung hingegen ergibt sich zufällig durch benachbarte und angrenzende Spongiosatrabelkel [38]. RACZ ET AL. beschreiben eine plexiforme Struktur des Nervus alveolaris inferior. An dieser Struktur sind postganglionäre sympathische Fasern beteiligt, die auch Ursache für vegetative und somatische Störungen (Mydriasis, Lagophthalmus, Anämie der Bindehaut) nach Anästhesie des Nervus alveolaris inferior sein könnten. Die Rami alveolares inferior sind dabei die häufigste Variante des Nervus alveolaris inferior. Diese Rami verlaufen durch perilinguale Öffnungen in die Mandibula. Der konstanteste dieser Rami wird nach seinem Erstbeschreiber Robinsonscher Kanal genannt. Er zieht zumeist in die Region des dritten Molaren [76]. Diese Äste macht man auch für Anästhesieversagen trotz technisch korrekter Ausführung verantwortlich [17].

## **2.3 Bildgebende Verfahren zur präoperativen Darstellung des Canalis mandibulae**

Derzeit stehen verschiedene Möglichkeiten zur präoperativen Darstellung des Canalis mandibulae zur Verfügung. In chronologischer Abfolge der wissenschaftlichen Entwicklungen sind hier die Verfahren der intraoralen Radiographie, die Orthopantomographie, die konventionelle Tomographie, die Computertomographie (CT), die Magnetresonanztomographie (MRT) und die digitale Volumentomographie (DVT) zu nennen. Zunächst ein kurzer Überblick der Radiologieverfahren:

Der Vorteil der ältesten Technik, der intraoralen Radiographie, besteht in der hohen Detailgenauigkeit der Abbildung. Allerdings ist die Größe des Bildes eingeschränkt und reicht oftmals nicht bis zum Canalis mandibulae [11]. Die Größe der Zahnfilme, die bei der intraoralen Radiographie zur Darstellung des Canalis mandibulae zum Einsatz kommen, liegt bei 3 x 4 cm.

Die Orthopantomographie gibt einen generellen Überblick über Maxilla und Mandibula und die angrenzenden anatomischen Strukturen. Die prinzipiellen Vorteile der Orthopantomographie bestehen in der guten Gesamtübersicht, der niedrigen Strahlendosis, der kurzen Dauer der Aufnahme und der Möglichkeit, auch bei geschlossenem Mund Aufnahmen durchführen zu können [103]. Die Qualität und das Auflösungsvermögen der Orthopantomographien verbesserten sich in den letzten Jahren unter anderem durch kieferangepasste Umlaufbahnen der Röntgengeräte. Die Bildverzerrung, insbesondere in der horizontalen Dimension ist der Hauptnachteil der Orthopantomographie. Die Patientenpositionierung und der individuelle Kieververlauf im anterioren Bereich sind dafür entscheidend verantwortlich [103]. Die vertikale Vergrößerung ist bei korrekter Patientenpositionierung recht konstant [95]. Ein prinzipieller Nachteil der Orthopantomographie ist ihre Begrenzung auf zwei Dimensionen. Die Strahlendosis der Orthopantomographie ist stark abhängig von Gerät und Aufnahmeparametern [70, 104]. Ein Vorteil der Orthopantomographie ist der relativ geringe Kostenaufwand und die breite Verfügbarkeit.

Die konventionelle Tomographie wurde in den letzten 20 Jahren in die Zahnmedizin eingeführt. Zwei Typen der konventionellen Tomographie werden unterschieden, die lineare und die multidirektionale Tomographie, wobei letztere zirkuläre, spirale, elliptische und hypocycloidale Bewegungsbahnen beinhaltet [103]. Bilder der linearen Tomographie sind oft streifig. Die der komplexeren Bewegungsbahnen erscheinen eher

verwischt [29]. Im Gegensatz zur spiralen und hypocycloidalen Tomographie hat die lineare Tomographie keinen konstanten Vergrößerungsfaktor [13]. Die Röntgendosis ist bei geringer Größe des Untersuchungsobjektes niedriger als bei der Computertomographie [8]. In den letzten Jahren haben sich die diagnostischen Möglichkeiten der konventionellen Tomographie enorm verbessert, insbesondere durch die Spiraltomographie. BOU SERHAL ET AL. schlagen sie deshalb zur röntgenologischen Implantatplanung bei teilbezahnten Patienten vor [9, 10].

Die CT wurde 1972 durch HOUNSFIELD und CORMACK in den Bereich der Medizin eingeführt [1]. Während das klassische Summationsröntgenbild durch Überlagerung im Strahlengang befindlicher Objektstrukturen entsteht, liegt die Grundlage der computerunterstützten Schnittbildherstellung darin, die räumliche Verteilung einer physikalischen Eigenschaft des zu untersuchenden Objektes aus unterschiedlichen Richtungen zu messen und daraus überlagerungsfreie Bilder zu berechnen [47]. So können metallische Restaurationen innerhalb des Scanvolumens durch Artefakte die Beurteilung der zu untersuchenden Region erschweren [27, 89]. Der prinzipielle Vorteil der CT hinsichtlich einer Implantatplanung besteht in der Möglichkeit, Knochendichtemessungen durchzuführen [2, 20, 85], dreidimensionale Rekonstruktionen vorzunehmen [12, 43, 44, 63, 98] sowie Weichgewebe darzustellen [105].

Die MRT ist eine nicht röntgenologische Möglichkeit zur Darstellung des Unterkiefers. Der große Vorteil liegt somit im Wegfall der Strahlendosis. Die Technik basiert auf nichtionisierender Strahlung des elektromagnetischen Spektrums [29]. Dadurch, dass die MRT für die Weichteildarstellung konzipiert ist, kann sie den Inhalt des Canalis mandibulae darstellen. In Studien wurden gute Ergebnisse hinsichtlich der Darstellungsgenauigkeit beobachtet [33, 42]. GRAY hält die MRT auch zur Implantatplanung für geeignet [33]. Kontraindiziert ist die MRT bei Klaustrophobikern, Patienten mit Herzschrittmachern und ferromagnetischen Implantaten.

Die DVT wurde 1997 entwickelt und bietet hinsichtlich der Hartgewebsdiagnostik ähnliche Rekonstruktionsmöglichkeiten wie die CT, jedoch verbunden mit einer geringeren Strahlenexposition [3, 67, 69]. Bei der digitalen Volumetomographie wird das stationäre Objekt durch eine einmalige Rotation von 360 Grad mit einem kegelförmigen Strahlenbündel erfasst. Den Hauptindikationsbereich besitzt die DVT in der Hartgewebsdiagnostik, da sie nicht über ein Weichteilfenster verfügt. Die metrische

Genauigkeit des DVT bei Abstandsmessungen liegt im Rahmen der CT. Die dreidimensionalen Datensätze sind jedoch qualitativ weniger hochwertig [31].

## **2.4 Darstellungsgenauigkeit verschiedener bildgebender Verfahren im Bezug auf den Canalis mandibulae**

Zum Verlauf und der bildgebenden Darstellung des Canalis mandibulae wurden bereits verschiedene Untersuchungen durchgeführt. Bei anatomischen Messungen des Abstandes vom Alveolarkamm zum Oberrand des Canalis mandibulae wurde eine Abweichung von 0,5-1,7 mm im Vergleich zu den Abstandsmessungen bei der CT gefunden. Die Unterschiede sind von der Rekonstruktionsart (axial/coronal) abhängig [14]. Diese Ergebnisse konnten auch in einer neueren Studie zur Standardrekonstruktion des Unterkiefers mittels CT bestätigt werden [75]. LINDH und PETERSSON fanden eine deutliche Überlegenheit der konventionellen Tomographie gegenüber der Orthopantomographie im Bezug auf die Erkennbarkeit des Canalis mandibulae [61]. Bei einer weiteren Studie, in der fünf Röntgentechniken miteinander verglichen wurden, ergaben sich ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der konventionellen Tomographie und der Orthopantomographie [62]. Zwischen der intraoralen Radiographie und dem Orthopantomogramm bestehen hingegen kaum Unterschiede. Die CT war der konventionellen Tomographie überlegen [62]. Andererseits wurde gezeigt, dass für die Erkennbarkeit des Canalis mandibulae nur ein geringer Unterschied zwischen Orthopantomographie und konventioneller Tomographie besteht. Man beurteilt die Erkennbarkeit bei diesen Methoden zwischen 60 % und 70 %. Bei der CT liegt die Beurteilbarkeit bei annähernd 100 % [54]. Eine andere Studie befasst sich mit der Verzerrung und der Ungenauigkeit bei der intraoralen Radiographie, der Orthopantomographie und der Computertomographie. Hier finden sich bei der intraoralen Radiographie Verzerrungen von bis zu 14 % und Messfehler in der Knochenhöhe bis 1,9 mm, bei der Orthopantomographie Verzerrungen bis 23,5 % und Messfehler bis zu 3,0 mm. Die Computertomographie hingegen verzerrt lediglich um 1,8 % und liefert Messfehler bis 0,2 mm [87]. Einige Studien zur Genauigkeit der konventionellen spiralen Tomographie und der Computertomographie zeigen einen maximalen Fehler in der Knochenhöheinschätzung von unter 2 mm [10, 16, 21, 22, 52].

### **3 Material und Methoden**

In einem Pilotprojekt wurden zunächst sechs sagittalisierte in Formalin gelagerte Kopfpräparate aus dem Institut für Anatomie und Zellbiologie Gießen im VCT untersucht, um die praktische Durchführbarkeit der Untersuchungsmethode zu prüfen. Dazu wurden die Präparate gescannt. Damit sollte das Verhalten der Guttaperchapins als Röntgenmarkierungen getestet werden. Ausmessungen wurden an diesen Präparaten nicht vorgenommen. Es zeigte sich eine gute Durchführbarkeit bezüglich der Lagerung und des Scanvorganges. Das durch die Flächendetektoren zu erfassende Volumen ermöglichte die komplette Darstellung der zu untersuchenden Bereiche.

Nach Prüfung des Studienverfahrens in dem Pilotprojekt konnten in die Hauptstudie neun (sechs weibliche und drei männliche) in Formalin gelagerte sagittalisierte Kopfpräparate von Körperspendern im Alter zwischen 57 und 93 Jahren eingeschlossen werden. Da das Minimalalter für Körperspender in dem Institut für Anatomie und Zellbiologie Gießen 50 Jahre beträgt, ist eine untere Altersgrenze definiert. Somit ergeben sich zur Vermessung 18 Kieferhälften, die durch sechs verschiedene Röntgenverfahren untersucht wurden. Die Röntgenverfahren bestanden aus einer VCT und fünf Orthopantomographieverfahren. Die fünf Orthopantomographieverfahren unterteilten sich in digitale und konventionelle Verfahren.

### 3.1 Röntgenverfahren

Die 18 Kopfpräparatehälften wurden mit unterschiedlichen radiologischen Methoden untersucht:

Methode 1: Flächendetektor-Volumencomputertomograph (VCT) (GE, Global Research, Niskayuna, NY, USA)

Methode 2: Sirona Orthophos XG Plus Sensor Atmel (Sirona, Dental Systems GmbH, Bensheim)

Methode 3: Sirona Orthophos XG Plus Sensor Fairchild (Sirona, Dental Systems GmbH, Bensheim)

Methode 4: Gendex Orthoralix 9200 DDE (KaVo, Dental GmbH, Biberach)

Methode 5: Sirona Orthophos D 3200 konventionell (Sirona, Dental Systems GmbH, Bensheim)

Methode 6: Sirona Orthophos D 3200 mit Speicherfolie (Sirona, Dental Systems GmbH, Bensheim)

Die VCT ist zu den dreidimensionalen Röntgentechniken zu zählen, während es sich bei den Methoden zwei bis sechs um Orthopantomographien handelt, deren Darstellungsmöglichkeiten auf zwei Dimensionen beschränkt sind.

#### **Zu Methode 1: VCT:**

Der Flächendetektor-Volumencomputertomograph ist eine Entwicklung der Firma General Electric (Abb. 1). Das System beinhaltet eine Gantry, die im Wesentlichen aus einem Röntgenstrahler (Performix 630, GE, Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) und zwei Flächendetektoren besteht (Abb. 2). Jeder dieser Flächendetektoren besitzt eine 1024 x 1024 Pixel Matrix und ist ca. 23 x 23 cm groß. Die Detektoren bestehen aus einer Schicht photosensitivem, amorphem Silizium, worauf Caesiumjodid-Kristalle aufgelagert sind. Die Aufnahmen mit dem VCT können je nach Größe des Versuchsobjektes sowohl mit einem Detektor (Single-Panel-Mode) als auch mit zwei Detektoren (Dual-Panel-Mode) durchgeführt werden. So beträgt das im Single-Panel-Mode bei einer Gantry-Umdrehung dargestellte Volumen 13,6 cm in der xy-Ebene und 4,2 cm in der z-Richtung. Durch aufeinander folgende Rotationen kann das Field of

View in der z-Richtung innerhalb eines Scanvorgangs auf bis zu 21 cm Länge vergrößert werden. Größere Objekte können durch das Verknüpfen mehrerer Scanvorgänge untersucht werden. Diese Scanverknüpfungen erlauben eine Objektgröße von maximal 180 cm. Die vorliegende Studie wurde im Single-Panel-Mode durchgeführt. Die geometrische Vergrößerung in diesem Modus beträgt im Isozentrum 1,45. Laut Herstellerangaben ergibt sich bei diesem Modus eine räumliche Auflösung von 23 Linienpaaren/cm, bestimmt bei einer Modulation-Transfer-Funktion von 10 %. Die prinzipielle Aufgabe des Detektors besteht darin, die auftreffende Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal umzuwandeln, zu verstärken und aus einem analogen in ein digitales Format zu konvertieren [47]. Bei dem VCT erfolgt die Bildweiterverarbeitung mittels eines Linux-basierten Clusters aus mehreren PCs, durch die die mathematischen Berechnungen zur Bildrekonstruktion durchgeführt werden. Nach der Rekonstruktion durch den PC-Cluster liegen die Daten im DICOM-Format (Digital Imaging and Communications in Medicine-Format) vor. Zur Auswertung werden die Daten an die Advantage Workstation (AW), Version 4.1, Hersteller GE Medical Systems, Buc, Frankreich, gesendet. Für die klinische Anwendung am Menschen ist der VCT noch nicht zugelassen.

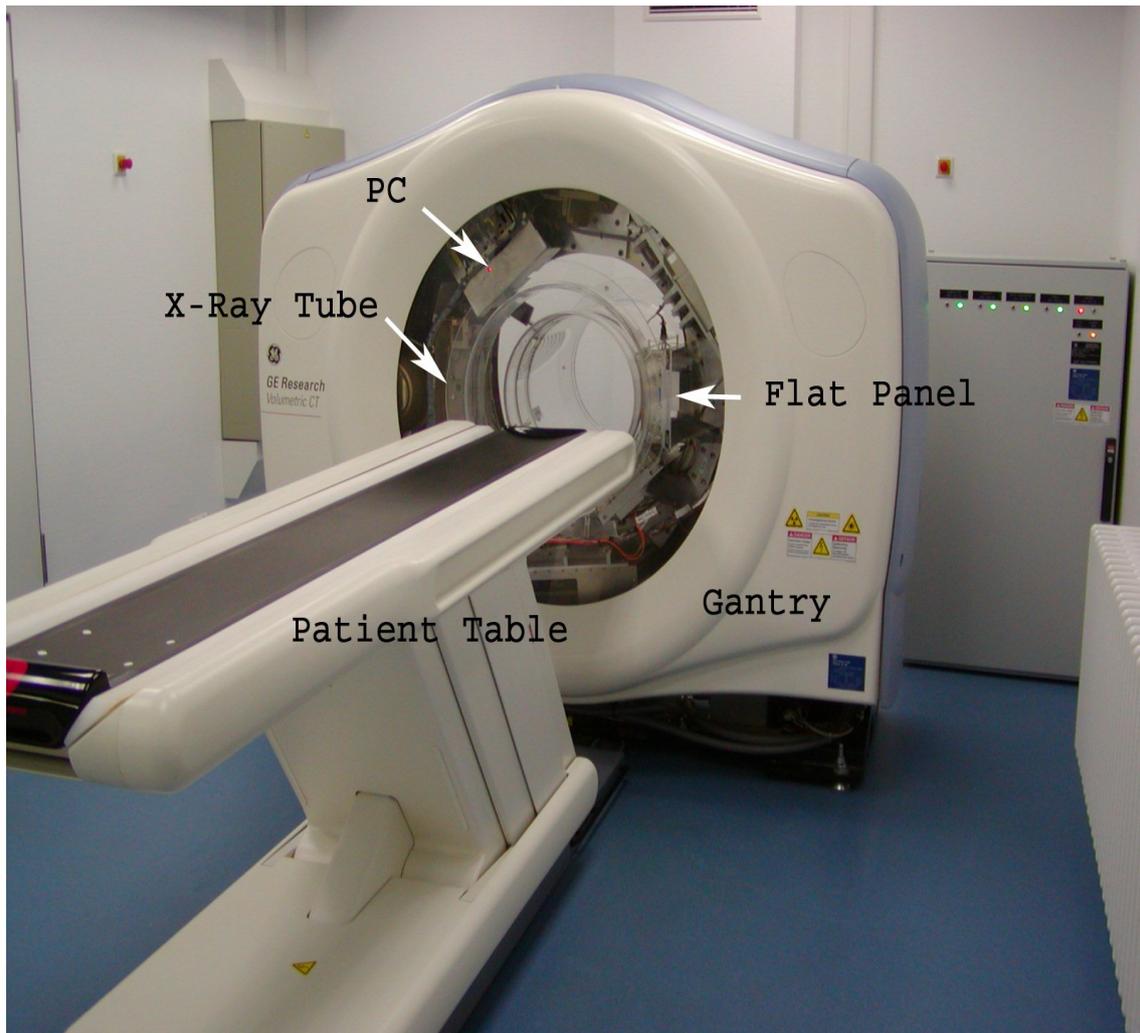


Abb. 1:  
Flächendetektor-Volumencomputertomograph (VCT) der Firma General Electric (GE,  
Global Research, Niskayuna, NY, USA)

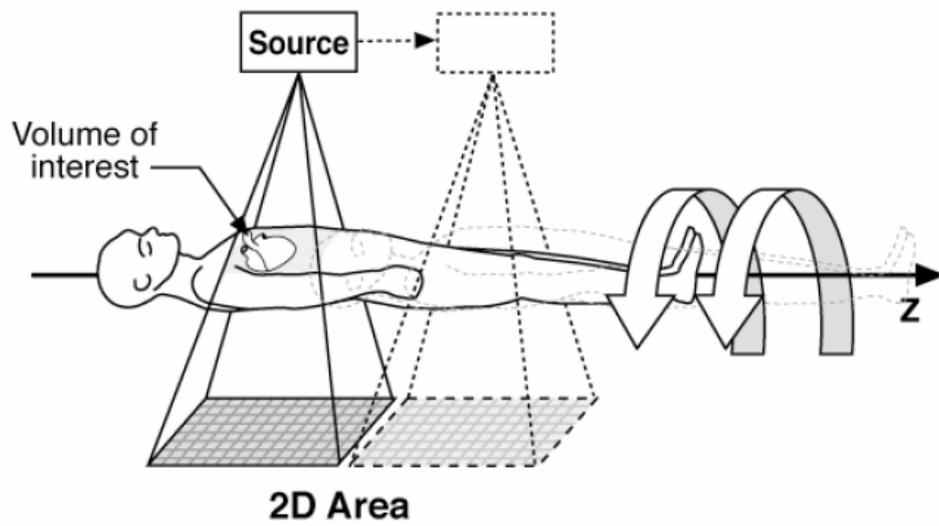


Abb. 2:

Schematische Darstellung eines Computertomographen mit Flächendetektoren [93]

## **Zu Methode 2 - 6: Orthopantomogramme:**

Das Orthopantomogramm ist ein extraorales Aufnahmeverfahren, das sich aus der Panorama-Schichtaufnahme entwickelte. Erstmals wies 1921 BOCAGE auf die Möglichkeit der Aufnahme von bogenförmigen Schichten hin. 1928 bis 1932 entwickelte der holländische Ingenieur und damalige Medizinstudent BERNARD G. ZIEDESSES DES PLANTES in Utrecht mit der Planigraphie das erste Schichtaufnahmeverfahren, das durch lineare, zirkuläre oder spiralförmige Bewegungen geometrisch einwandfreie Bilder erzeugte [107]. 1939 stellte HECKMANN erstmals ein Tomographie-Verfahren für bogenförmige Schichten vor. Hierbei bewegten sich sowohl Röntgenröhre als auch Film um das Objekt, wobei die Filmkassette zusätzlich vertikal gegen das Strahlenbündel verschoben wurde [36]. 1949 führte PAATERO die Pantomographie ein. Bei diesem Verfahren drehten sich Patient und Filmkassette, während die Röntgenröhre feststand [72]. Erstmals wurde das Strahlenbündel auf einen vertikalen Schlitz begrenzt. Patient und Film bewegten sich in derselben Winkelgeschwindigkeit um die Rotationsachse. Die Drehachse des Patienten lag in der Mitte der beiden Kiefergelenke. Bei der Weiterentwicklung der Pantomographie teilte PAATERO den Zahnbogen in drei kreisbogenförmige Bahnen ein. Die Mittelpunkte dieser Bewegungsbahnen lagen seitlich bei den beiden Weisheitszähnen und im Frontzahnbereich auf der Medianebene, ca. 30 mm dorsal der unteren Schneidezähne. Der Zentralstrahl fiel nun durch diese Bewegungsachsen fast immer in orthoradialer Projektion auf den Zahnbogen, woraufhin das Verfahren den Namen der Orthopantomographie erhielt [64]. Die Orthopantomographie ist neben der Computertomographie und der digitalen Volumtomographie eine extraorale Röntgenuntersuchung, bei der nicht nur die Zähne, sondern auch die beiden Kiefer mit angrenzenden Strukturen des Gesichtsschädels übersichtlich dargestellt werden können. Sie ist als ein Standardverfahren in der Zahnheilkunde sowie der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie zu werten, welches durch die Computertomographie lediglich ergänzt, nicht aber ersetzt wurde. Bei heutigen Orthopantomographen bewegt sich eine Röntgenröhre und eine Röntgenkassette - bei der digitalen Radiographie ein Sensor - um die innerhalb des Zahnbogens liegenden Rotationszentren. Das Nutzstrahlenbündel gelangt über eine als fokusnahe Primärblende bezeichnete vertikale Schlitzblende auf das Untersuchungsobjekt und dann durch eine sekundäre fokusferne Schlitzblende des Kassetten- bzw. Sensorträgers auf die sich gegensinnig zur Röntgenröhre bewegende

Projektionsfläche des Films bzw. Sensors. Das schmale Nutzstrahlenbündel erfasst daher im Verlauf der Aufnahme den gesamten Bildempfänger [103].

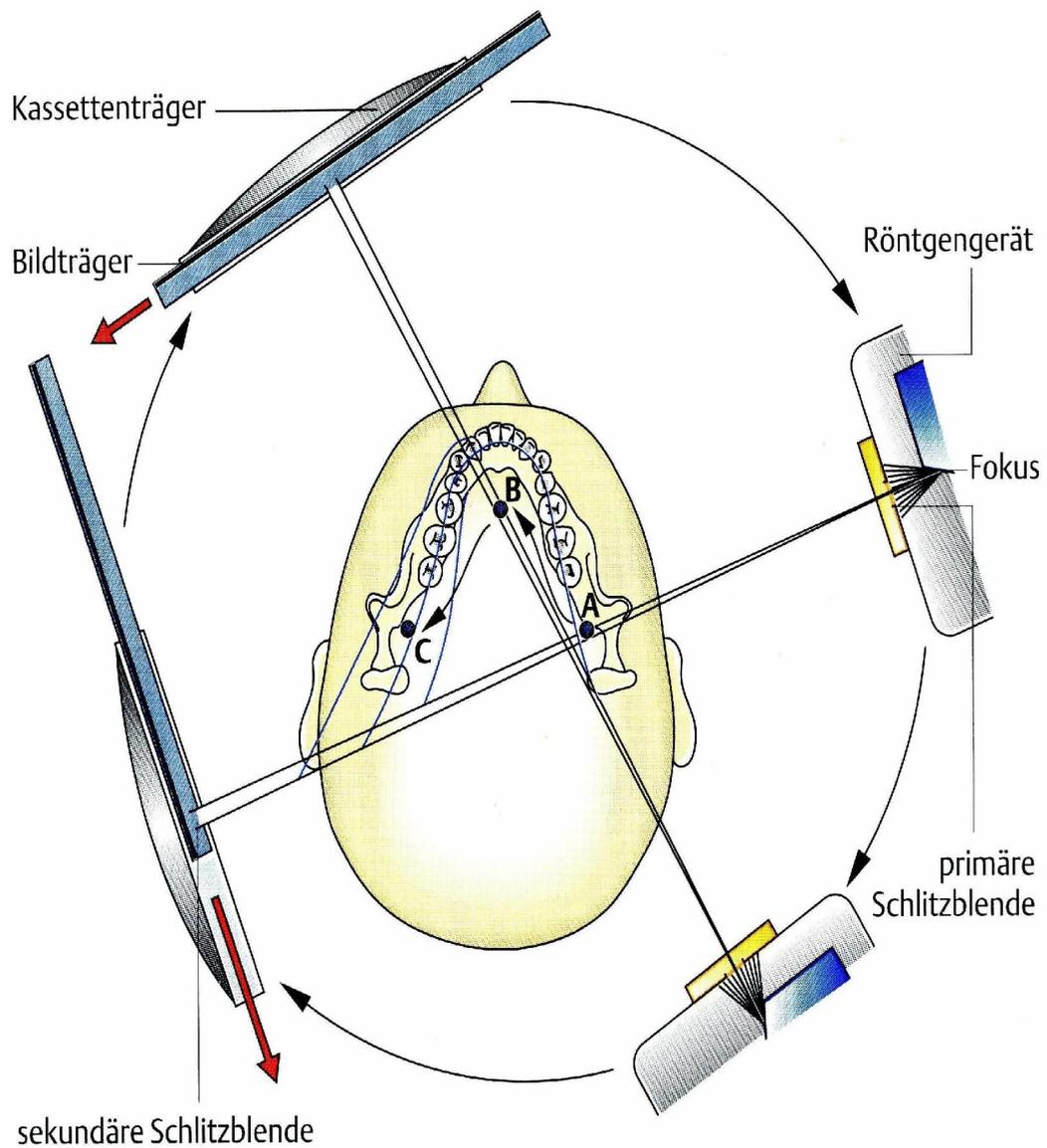


Abb. 3:  
Bewegungsablauf bei einem Panoramascichtgerät (nach Pasler 2003) [73]

Der im Fokus entstehende Röntgenstrahl verlässt die vertikale primäre Schlitzblende, passiert am Beginn der Umlaufbahn den Punkt A und trifft, eingeeengt durch die vertikale sekundäre Schlitzblende des Kassettenträgers, auf den Bildträger. Während Röhre und Kassettenträger im Uhrzeigersinn über die Drehpunkte B und C um den Kopf des Patienten rotieren (dünne Pfeile) läuft der Bildträger in der Gegenrichtung aus dem Kassettenträger heraus (dicke Pfeile). So wird eine Schichtaufnahme mit einer in den einzelnen Kieferabschnitten unterschiedlichen Schichtdicke angefertigt (Abb. 3) (entnommen aus: [88]).

Aus dieser Anordnung ergibt sich, dass nur die Stellen des Untersuchungsobjektes scharf abgebildet werden, bei denen die lineare Geschwindigkeit des Strahlenbündels der Bildempfängergeschwindigkeit entspricht, also keine Bewegungsunschärfe entsteht. Dieser Bereich wird zentrale Schichtebene genannt. Da nur bestimmte Schichten bei der Orthopantomographie scharf abgebildet werden, kann sie auch als Zonographie bezeichnet werden [73]. Dieser Schärfentiefenbereich ist in den verschiedenen Kieferregionen unterschiedlich. So beträgt er im Frontzahnbereich ca. 15 mm, im Seitenzahnbereich 20-25 mm. Die abgebildete Schichtdicke liegt bei den meisten Geräten zwischen 5-10 mm im Front- und 15-20 mm im Seitenbereich. Durch die individuelle Form und bukkolinguale Neigung des Kieferbogens differiert der scharf abzubildende Kieferabschnitt von der idealen Schicht. Die Rotationszentren bewegen sich bei modernen Geräten kontinuierlich. Durch diese ständig wechselnden Rotationszentren kann die Lage und Ausdehnung der scharf dargestellten Schicht besser der Kieferform angepasst werden. Weiterhin wird dadurch erreicht, dass der Zentralstrahl in größeren Teilen des Kieferbogens orthoradial verläuft. Der große Objekt-Film-Abstand bedingt eine vergrößerte Abbildung [73, 88]. Hinzu kommt, dass abhängig von der individuellen Form und der bukkolinguale Neigung des Kieferbogens sowie der Patientenpositionierung der Objekt-Film-Abstand innerhalb des Untersuchungsobjektes differiert. Daher ergeben sich verschiedene Vergrößerungsfaktoren. So geben GOMEZ-ROMAN ET AL. für das Orthopantomogramm einen horizontalen Vergrößerungsfaktor von 1,12-1,44 und einen vertikalen Vergrößerungsfaktor von 1,21-1,29 an, woraufhin sie bei der präimplantologischen Diagnostik konstante Messschablonen mit einer Vergrößerung von 1,3 in der Vertikalen und 1,35 in der Horizontalen empfehlen [32]. JAKOBS und VAN STEENBERGHE beschreiben einen Vergrößerungsfaktor sowohl horizontal als auch vertikal von 1,1-1,3

mit einem Durchschnittswert von 1,25-1,27. Auch Sie geben eine Abhängigkeit des Vergrößerungsfaktors von der Patientenpositionierung und dem Kieferabschnitt an [43]. Das Orthopantomogramm als Übersichtsaufnahme zur Darstellung des gesamten Kausystemes hat zwar Nachteile bezüglich der Vergrößerung, aber Vorteile hinsichtlich der Strahlenbelastung. Es werden folgende Dosiswerte für das Orthopantomogramm angegeben: Glandula parotis 0,5 mSv, Schilddrüse 0,1 mSv, Augenlinse 0,1 mSv [67] und für die Gonaden bei Bleischürzenschutz 0,1  $\mu$ Sv [19, 74].

Die Röntgenmethoden zwei bis vier und sechs sind Systeme der digitalen Radiographie, während Röntgenmethode fünf ein auf einem konventionellen Film beruhendes Verfahren darstellt. Die digitale Radiographie kann in die Bereiche der direkten Radiographie und der Lumineszenzradiographie unterteilt werden. Bei der direkten Radiographie (Geräte zwei bis vier) erfolgt die Rezeption der Röntgenstrahlen durch Sensoren, die unmittelbar über einen PC mit einem Darstellungsmonitor verbunden sind. Bei den in der vorliegenden Studie benutzten Geräten wurden CCD-Sensoren (charge-couple-device-Sensoren) genutzt. Diese CCD-Sensoren bestehen aus kovalent gebundenen Siliziumatomen, die als photoelektrische Zellen dienen [46]. Trifft der Röntgenstrahl die Zellen, entsteht durch Bindungsaufspaltung eine elektrische Spannung, die sich proportional zu der auftreffenden Röntgenstrahlung verhält [99]. Das räumliche Auflösungsvermögen des CCD-Sensors wird durch die Pixelgröße bestimmt. Diese liegt bei den untersuchten Systemen unter 30  $\mu$ m laut Herstellerangaben.

Die digitale Lumineszenzradiographie beruht auf dem Prinzip, dass eine Speicherfolie nach der Belichtung durch Röntgenstrahlung ein latentes Bild erzeugt, welches in einem Scanner ausgelesen und in sichtbares Licht umgewandelt wird. Dann wird das Bild nach der Digitalisierung auf dem Monitor dargestellt. Lumineszenz ist die Freisetzung gespeicherter Energie in Form von Licht [46]. Die wesentlichen Bestandteile der Speicherfolie bestehen aus einer mit Europium angereicherten Barium-Fluorhalogenidschicht, Phosphor und einer schützenden Deckschicht. Trifft nun Röntgenstrahlung auf die Speicherfolie, wird  $\text{Eu}^{2+}$  zu  $\text{Eu}^{3+}$  oxidiert. Das freiwerdende Elektron wird nun in der Kristallgitterstruktur des Phosphors eingebunden. Etwa die Hälfte der angeregten Elektronen fällt nun unter Lumineszenzstrahlung spontan in den Ursprungszustand zurück, während die andere Hälfte metastabile Zustände bildet.

25-50 % dieser Zustände bilden sich nach circa einer Stunde zurück, Reste bleiben mehrere Tage erhalten. Beim Auslesevorgang wird die belichtete Speicherfolie in einen Scanner eingelegt. Ein auf das Absorptionsband des angeregten Barium-Fluoridhalogenid-Komplexes abgestimmter Laser stimuliert nun die belichtete Speicherfolie. Durch das Laserlicht werden die zuvor angeregten Elektronen wieder freigesetzt und führen somit zu einer Reduktion des  $\text{Eu}^{3+}$  zu  $\text{Eu}^{2+}$ . Das dabei freigesetzte Licht wandelt ein Photomultiplier in ein elektronisches Signal um, welches wiederum digitalisiert wird [39].

## 3.2 Durchführung der Röntgenaufnahmen

Bei den orthopantomographischen Röntgenaufnahmen wurden die Einstellungen entsprechend der Herstellerempfehlung vorgenommen, so dass man versuchte, die Köpfe in fixiertem Zustand optimal zu positionieren. Diese Optimalposition wurde anhand der Frankfurter Horizontalen und der Mediansagittalen ermittelt, welche sich durch geräteintegrierte Lichtvisiere bestimmen ließen. Mithilfe eines kugelgelenkigen Fotostatives wurden die Köpfe dementsprechend ausgerichtet.

Als Programm wurde jeweils die Standard-Panorama-Aufnahme gewählt. Die Röhrenspannung betrug 60-62 kV, die Röhrenstromstärke 12-16 mA, die Expositionszeit 12-14,2 s. Die Unterschiede in der Röhrenspannung und Röhrenstromstärke ergaben sich aus den unterschiedlichen Kopfgrößen, die Expositionszeit ist geräteabhängig. Alle Orthopantomogramme wurden anhand der Symmetrieeigenschaften der Unterkieferäste und des Horizontalverlaufes der Infraorbitallinie auf Fehlpositionierung optisch überprüft und gegebenenfalls wiederholt.

Bei den in dieser Studie erstellten Aufnahmen mit dem VCT betrug die Röhrenspannung 140 kV und die Röhrenstromstärke 30 mA. Pro Rotation wurden 1000 Einzelprojektionsbilder als Rohdaten erfasst. Eine Gantry-Rotation dauerte 8 Sekunden. Aus den gewonnen Rohdaten wurden mittels eines kantenverstärkenden Rekonstruktionsalgorithmus 3D-Bilddaten im DICOM-Format errechnet. Die xyz-Matrixgröße betrug  $512 \times 512 \times n$ , wobei  $n$  je nach Objektgröße in z-Richtung variabel war. Um Objektbereiche mit einer Größe von ca. 12 cm Kantenlänge - wie in der vorliegenden Studie menschliche Unterkiefer - darstellen zu können, wurde eine isotrope Voxelgröße von  $0,25 \text{ mm}^3$  gewählt. Die rekonstruierten 3D-Bilder wurden anschließend mit der implementierten Software an der Advantage Workstation 4.1 ausgewertet.

Zu Methode 1 (VCT):

Bei den Aufnahmen mit dem VCT wurden die Köpfe in fixiertem Zustand auf dem Lagerungstisch parallel zum Corpusunterrand der Mandibula positioniert. Vor dem eigentlichen Scanvorgang wurde ein Pilotscan durchgeführt, um den zu untersuchenden Bereich festzulegen.

Zu den Methoden 2, 3, 4 (Sirona Orthophos XG Plus Sensor Atmel, Sirona Orthophos XG Plus Sensor Fairchild, Gendex Orthoralix 9200 DDE):

Bei der direkten digitalen Radiographie wurden die jeweiligen CCD-Sensoren der Geräte benutzt. Für das Sirona Orthophos XG Plus wurden sowohl der Sensor Atmel als auch der Sensor Fairchild benutzt.

Zu Methode 5, 6 (Sirona Orthophos D 3200 konventionell, Sirona Orthophos D 3200 mit Speicherfolie):

Bei dem Sirona Orthophos D 3200 wurden zum einen die Bilder mit einem konventionellen Film Kodak T-MAT G/RA 15 x 30 cm (Kodak GmbH, Stuttgart) und Grünlicht emittierenden Verstärkerfolien Kodak Lanex Medium (Kodak GmbH, Stuttgart) hergestellt, zum anderen die Aufnahmen mit einer digitalen Speicherfolie ADCC Kassette Agfa 15 x 30 cm, Folie Agfa MD10 (Agfa GmbH & Cie. KG, Köln) angefertigt. Der konventionelle Film wurde mit dem Entwicklungsgerät Dürr Dental XR 24 Nova (Dürr Dental GmbH & Co. KG, Bietigheim-Bissingen) im Standardmodus entwickelt. Die Speicherfolie Agfa MD10 wurde mittels des Entwicklungsgerätes Agfa ADC Compact (Agfa GmbH & Cie. KG, Köln) eingelesen und digitalisiert.

### 3.3 Herstellung der realen Schnittpräparate

Die Schnitfführung der Mandibula-Querschnitte wurde distal des jeweiligen Pins in coronarer Schicht in Pinrichtung gewählt. Zusätzlich wurden die Präparate bei der Schnitfführung rechtwinklig zur Tangente an die bukkale Mandibulaoberfläche jeweils am distalen crestalen Punkt der Guttaperchapins 1-4 ausgerichtet (Abb. 4). Somit wurde an dieser Stelle eine orthoradiale Schnitfführung angelegt. Zur Anfertigung der Realschnittpräparate wurde das Exakt-Trennschleifsystem (Exakt Apparatebau, Norderstedt) mit dem Trennband D64 (Dicke: 0,2 mm) verwendet. Der Trennvorgang wurde unter permanenter Wasserkühlung bei einer Bandgeschwindigkeit von 300 m pro Minute durchgeführt. Die Vorschubkraft wurde durch das aufgelegte Zuggewicht von 50 g bestimmt, welches an einem Seilzug an dem Horizontalschlitten befestigt war. Die Präparate wurden mittels eines kugelgelenkigen Klauenschraubstockes (Exakt Apparatebau, Norderstedt) ausgerichtet. Die Schnittrichtung wurde durch einen in Sägeblattrichtung positionierten Laser eingestellt.



Abb. 4:

Reales Schnittbild eines Unterkieferpräparates in Regio Pin 2 in der coronaren Ansicht

### 3.4 Messungen

An jeder knöchernen Unterkieferseite einer Kopfhälfte wurden vor den Röntgenaufnahmen bukkal vier Messstellen röntgenopak durch Guttaperchastifte (Pins) der Gr. ISO 70, normalmessend, (Alfred Becht GmbH, Offenburg) markiert (Abb. 5). Diese wurden auf eine Länge von 5 mm geschnitten. Dieser Schnitt erfolgte im nicht konisch verlaufenden Anteil der Guttaperchastifte. Die Markierung wurde in der Art vorgenommen, dass der erste Guttaperchastift caudal am distalen Rand des Foramen mentale mit Cyanacrylatklebstoff (Pattex Blitz Kleber Gel, Henkel KGaA, Düsseldorf) aufgeklebt wurde. Vor dem Aufkleben wurden in die Mandibulae Rillen entsprechend der Guttaperchastiftgröße eingefräst, um den Halt der Guttaperchastifte zu verbessern. Der Abstand zur Mitte der weiteren Guttaperchastifte betrug von der Mitte des mesialeren Guttaperchastiftes caudal je 10 mm. In dieser Form wurden vier Guttaperchastifte pro Kieferhälfte auf den Knochen geklebt. Der Abstand zum Unterrand der Mandibula betrug je 5 mm. Die Guttaperchastifte wurden zudem senkrecht bezüglich des Unterrandes der Mandibula angeordnet. Die Länge der Guttaperchastifte sowie der Abstand der Pins zueinander wurden dann mittels der Schieblehre Mitutoyo Absolute Digimatic (Mitutoyo Messgeräte GmbH, Neuss) erneut vermessen. Nach dem Anbringen der Pins erfolgte die Repositionierung der Weichteile.

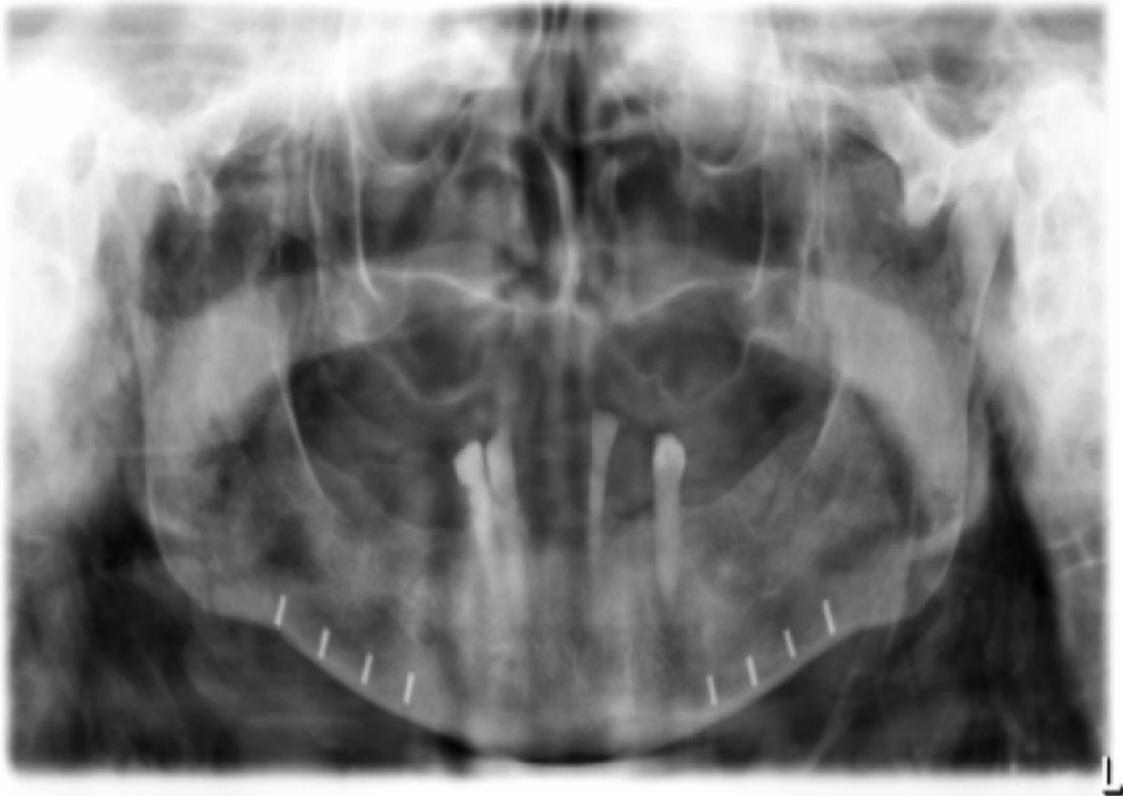


Abb. 5:  
Orthopantomogramm eines Kopfpräparates mit den Pinmarkierungen

Um die verschiedenen Röntgenmethoden mit den realen Schnittpräparaten zu vergleichen, wurden folgende Messstrecken bestimmt:

In der Vertikalen:

- a) Messung der Pinlängen an allen Kopfhälften (Pin 1 bis Pin 4) (Abb. 6)
- b) Abstand des crestalen Alveolarkammrandes zum Oberrand des Canalis mandibulae. Die Messungen wurden an den Pins 1-4 durchgeführt, wodurch sich vier Messungen pro Kopfhälfte ergeben (Abb. 7, 8).

In der Horizontalen:

- c) Abstand der Pins in der Horizontalen am crestalen ( $c_1$ ) und caudalen ( $c_2$ ) Ende der Pins (Abb. 6)

zu a) In der ersten vertikalen Messung wurde die Guttaperchastiftlänge immer am distalen Rand des Stiftes vom caudalen zum crestalen Punkt gemessen.

zu b) Die zweite vertikale Vermessung des Corpus mandibulae ist an die präimplantologische Längenmessung angelehnt. Dabei wurde der Abstand vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae in den realen Schnittpräparaten und in den VCT-Aufnahmen jeweils in den speziellen coronaren Schnitten gemessen (Abb. 7). Bei den Orthopantomogrammen als zweidimensionale Röntgentechnik erfolgte die Messung in der systemspezifischen Ansicht des jeweiligen Viewers (Abb. 8).

zu c) Der Abstand der Pins in der Horizontalen ist crestal die Strecke vom distalen crestalen Punkt des mesialeren Pins zum mesialen crestalen Punkt des nächsten distaleren Pins. Caudal wurde vom distalen caudalen Punkt des mesialeren Pins zum mesialen caudalen Punkt des nächsten distaleren Pins gemessen (Abb.6).

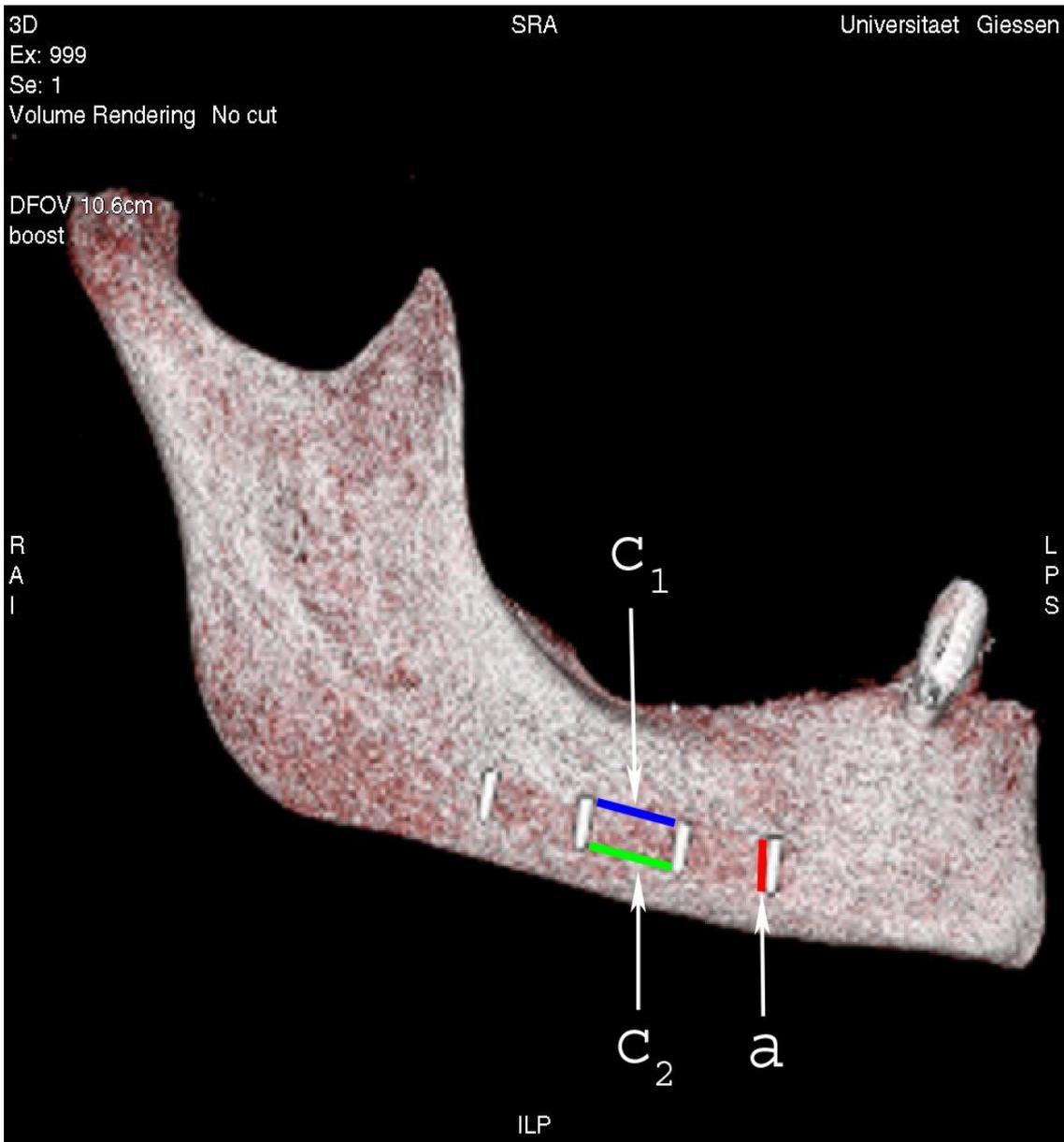


Abb. 6:

Darstellung einer Unterkieferhälfte im Volume Rendering Modus des VCTs mit Pinmarkierung und Messstreckendarstellung: Die Markierung a zeigt die Pinlängenmessung an Pin 1. Markierung  $c_1$  beschreibt die Abstandsmessung am crestalen Ende der Pins zwischen Pin 2 und 3, Markierung  $c_2$  die Abstandsmessung am caudalen Ende.

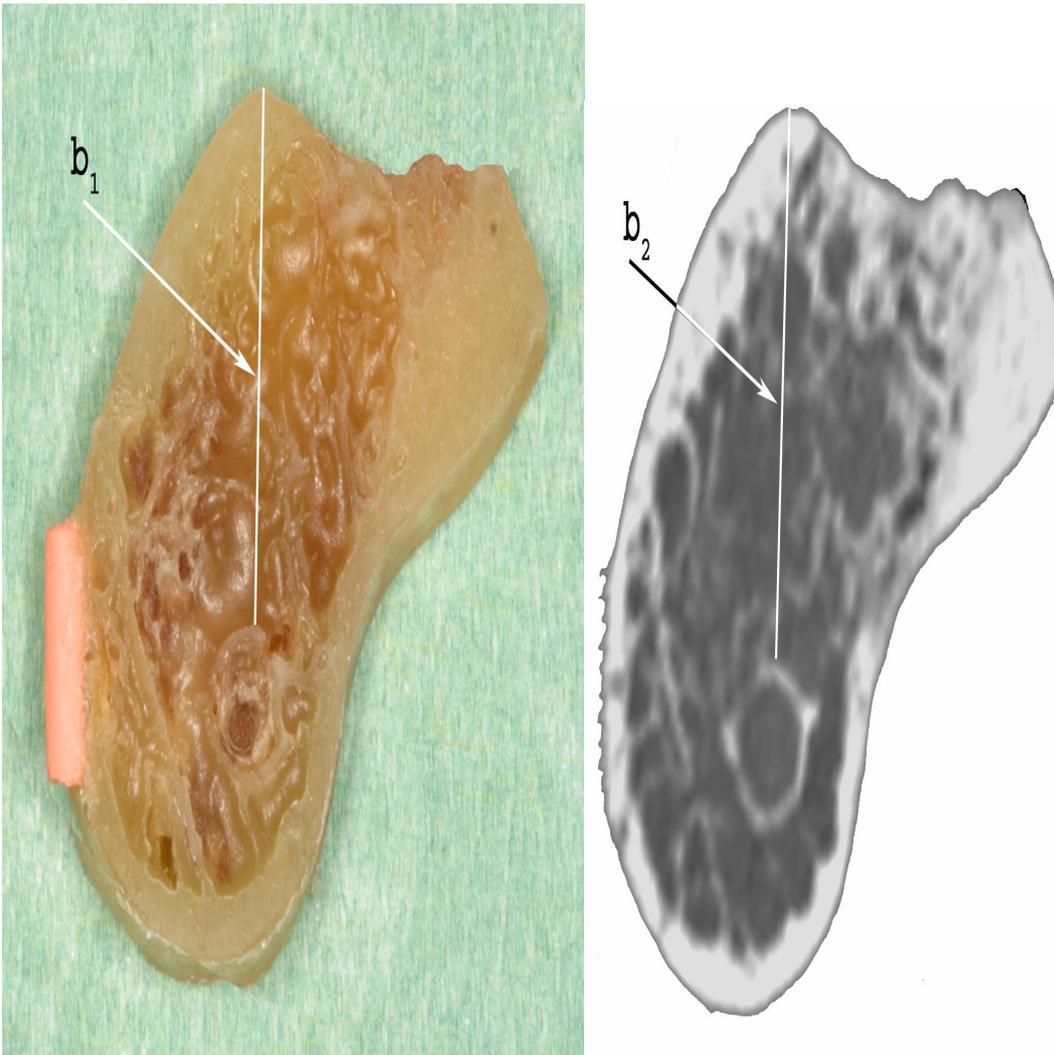


Abb. 7:

Abstand crestaler Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae in Regio Pin 2 eines Unterkieferpräparates im Realschnittbild und als VCT-Aufnahme: Markierung  $b_1$  zeigt den Abstand im Realschnitt, Markierung  $b_2$  im VCT-Bild.

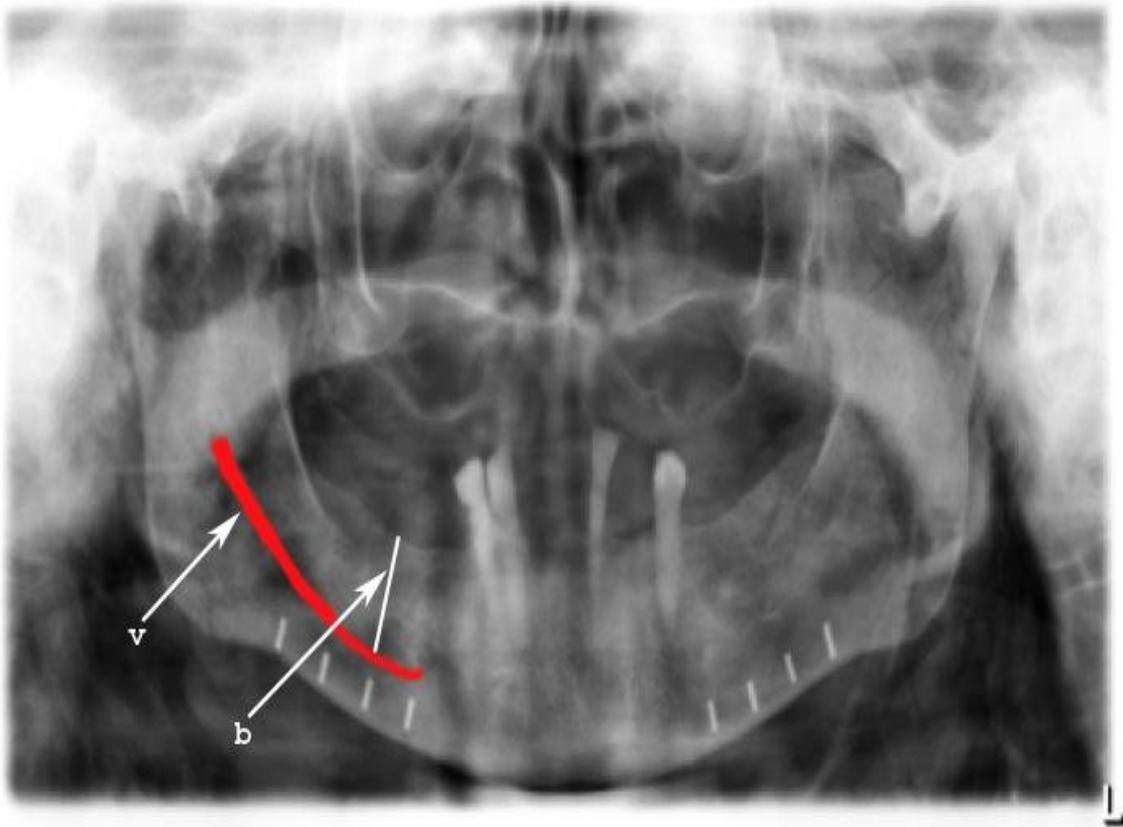


Abb. 8:

Abstand crestaler Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae im Orthopantomogramm eines Kopfpräparates: Markierung v zeigt schematisch den Verlauf des Canalis mandibulae, Markierung b verdeutlicht die Abstandsmessung in Regio Pin 2 der rechten Seite.

### 3.4.1 Vermessen der Orthopantomographien

Die mittels digitaler Röntgentechnik erstellten Orthopantomographien wurden durch die von den Geräteherstellern empfohlenen Viewern an dem Befundungsmonitor Totoku CCL 182 (Totoku Electric Co., London, England) an den markierten Stellen vermessen (Tab. 1). Dieses Vermessen fand mit dem entsprechenden Vermessungstool der Viewer statt, das eine maximale metrische Genauigkeit von 0,1 mm erlaubt.

<b>Röntgengerät</b>	<b>Viewer</b>
Sirona Orthophos XG Plus	SIDEXIS neXt Generation 1.52 (Sirona, Dental Systems GmbH, Bensheim)
Gendex Orthoralix 9200 DDE	VixWin PRO Version 1.5c (KaVo, Dental GmbH, Biberach)
Sirona Orthophos D 3200 mit Speicherfolie Agfa MD 10	Dicom Works 1.3.5

Tab. 1:

Darstellung der Röntgengeräte und der verwendeten Viewer

Die konventionellen Röntgenbilder wurden mittels eines Planilux DXH 40 x 43 cm Röntgenbetrachters (Gerätebau F. Schulte, Warstein) und einer Planilux Handlupe, 120 mm Durchmesser, in zweifacher Vergrößerung begutachtet. Sie wurden mittels der Schieblehre Mitutoyo Absolute Digimatic vermessen. Diese Schieblehre besitzt eine metrische Genauigkeit von 0,01 mm.

### **3.4.2 Vermessen der realen Schnittpräparate**

An den durch die Sägeschnitte entstandenen Mandibulaquerschnitten, den realen Schnittpräparaten, wurde der Abstand des crestalen Alveolarkammrandes zum Oberrand des Canalis mandibulae ebenfalls mit der Schieblehre Mitutoyo Absolute Digimatic vermessen.

### **3.4.3 Vermessen der VCT-Aufnahmen**

Die VCT-Aufnahmen wurden an der Advantage Workstation (AW) mit der hierfür implementierten Software, dem Volume Viewer, Vox Volume 3.0.64 (GE Medical Systems, Buc, Frankreich) bearbeitet und vermessen. Hierzu wurden die Daten zunächst in den Volume Viewer der AW geladen. Mittels dieses Viewers wird das Untersuchungsobjekt dreidimensional dargestellt und ist in allen Richtungen des Raumes beweglich. Die Guttaperchastiftlänge und der Abstand der Pins in der Horizontalen wurden in der Volume-Rendering-Ansicht vorgenommen. Das Displayed Field of View (DFOV) betrug 3,5 cm. Die Fenstereinstellung betrug für die Fensterweite (window width, W) W: -300 HU (Hounsfield Unit) und die Fensterlage (window level, L) L: 1700 HU. Bei den Abstandsmessungen des crestalen Alveolarkammrandes zu dem Oberrand des Canalis mandibulae wurde nun ein virtuelles Schnittpräparat erzeugt. Um die virtuellen Mandibulaquerschnitte in ihrer Schnittrichtung den realen Schnittpräparaten anzugleichen, wurde das Oblique-Tool benutzt. In diesem Tool besteht die Möglichkeit, zunächst in der Volume-Rendering-Ansicht eine Tangente zur Mandibularoberfläche festzulegen und mit Hilfe dieser Tangente und der distalen Pinbegrenzung eine Schnittebene zu konstruieren, die rechtwinklig zu dieser Tangente steht. Der entstandene Querschnitt wurde nun bei einem DFOV von 12,5 cm betrachtet. Die Fenstereinstellung lag wiederum zwischen W: -300 HU und L: 1700 HU. Alle Streckenmessungen wurden mit einem programmintegrierten Messtool vorgenommen, dessen metrische Genauigkeit auf 0,1 mm begrenzt ist.

### **3.5 Statistische Auswertung**

Die erhaltenen Messwerte wurden tabellarisch mit dem Programm Microsoft Excel (Version 2002) festgehalten. Die statistische Auswertung wurde in Zusammenarbeit mit dem Institut für medizinische Informatik der Justus-Liebig-Universität Gießen, Arbeitsgruppe Statistik (Leiter: Dr. R.-H. Bödeker), erstellt.

## 4 Ergebnisse

Die statistischen Auswertungen beruhen auf einer dreifaktoriellen Varianzanalyse. Da es sich um eine Messfehlerbestimmung handelt, ist von einer Normalverteilung auszugehen.

Die Untersuchungen wurden hinsichtlich dreier Einflussfaktoren durchgeführt und statistisch gegenübergestellt. Dabei gilt es zu untersuchen, ob statistisch betrachtet eine Abhängigkeit der Messwerte bezüglich der Methode (1), der Lokalisation der Pins (2) oder der Seite des Präparats (3) vorliegt:

zu 1) Röntgenmethode: Unterscheiden sich die Methoden hinsichtlich des Abbildungsfehlers?

zu 2) Positionierung des Pins auf der Mandibula: Sind Unterschiede in dem Abbildungsverhalten zwischen Pin1-4 feststellbar, d.h. ist eine mesialere bzw. distalere Positionierung einflussnehmend auf den Abbildungsfehler?

zu 3) Präparatseite (rechte oder linke Seite): Sind die Fehler von der Präparatseite abhängig?

Folgende Signifikanzniveaus kommen zur Anwendung:  $p < 0,05$  signifikant

$p \geq 0,05$  nicht signifikant

### 4.1 Messungen in der Vertikalen

#### 4.1.1 Messung der Pinlängen an allen Kopfhälften (Pin 1 bis Pin 4)

Der Mittelwert bei der Pinlängenmessung in der Vertikalen liegt bei den realen Schnittpräparaten bei 5,01 mm ähnlich dem des VCTs bei 5,05 mm. Die Mittelwerte der fünf Orthopantomographien hingegen schwanken verfahrensabhängig zwischen 5,25 mm und 5,65 mm. Das 95 %-Konfidenzintervall bewegt sich bei den realen Schnittpräparaten zwischen 4,97 mm und 5,05 mm, das des VCTs unterscheidet sich nur gering. Es liegt zwischen 4,98 mm und 5,13 mm. Die 95 %-Konfidenzintervalle der unterschiedlichen Sensoren des Sirona Orthophos XG Ceph sind ebenfalls sehr ähnlich.

Die Vergrößerung in der Vertikalen kann anhand der Mittelwerte bei dem VCT und den Orthopantomogrammen - wie in Tab. 2 gezeigt - angeordnet werden. In Abb. 9 sind die Mittelwerte der Pinlängen und das 95 %-Konfidenzintervall eingetragen. Bei dieser Grafik lassen sich die geringen Unterschiede zwischen den Messungen an den realen Schnittpräparaten und den Messungen in den VCT-Bildern erkennen. Ebenso sind die wesentlich verbreiterten Konfidenzintervalle der Orthopantomogramme im Vergleich zu den realen Schnittpräparaten und dem VCT auffallend.

	<b>Mittelwert [mm]</b>	<b>Standard- abweichung</b>	<b>95 %- Konfidenzintervall</b>	
			<b>Unter- grenze</b>	<b>Ober- grenze</b>
<b>reale Schnittpräparate</b>	5,01	0,017	4,97	5,05
<b>VCT</b>	5,05	0,033	4,98	5,13
<b>Orthopantomo- gramme:</b>	<b>Mittelwert [mm]</b>			
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	5,25	0,037	5,16	5,34
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	5,24	0,042	5,14	5,34
Gendex Orthoralix 9200	5,33	0,053	5,21	5,45
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	5,50	0,054	5,38	5,63
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	5,65	0,054	5,52	5,77

Tab. 2:

Mittelwert der metrischen Pinlänge an allen Kopfhälften mit Standardabweichung sowie 95 %-Konfidenzintervall im Vergleich der Methoden

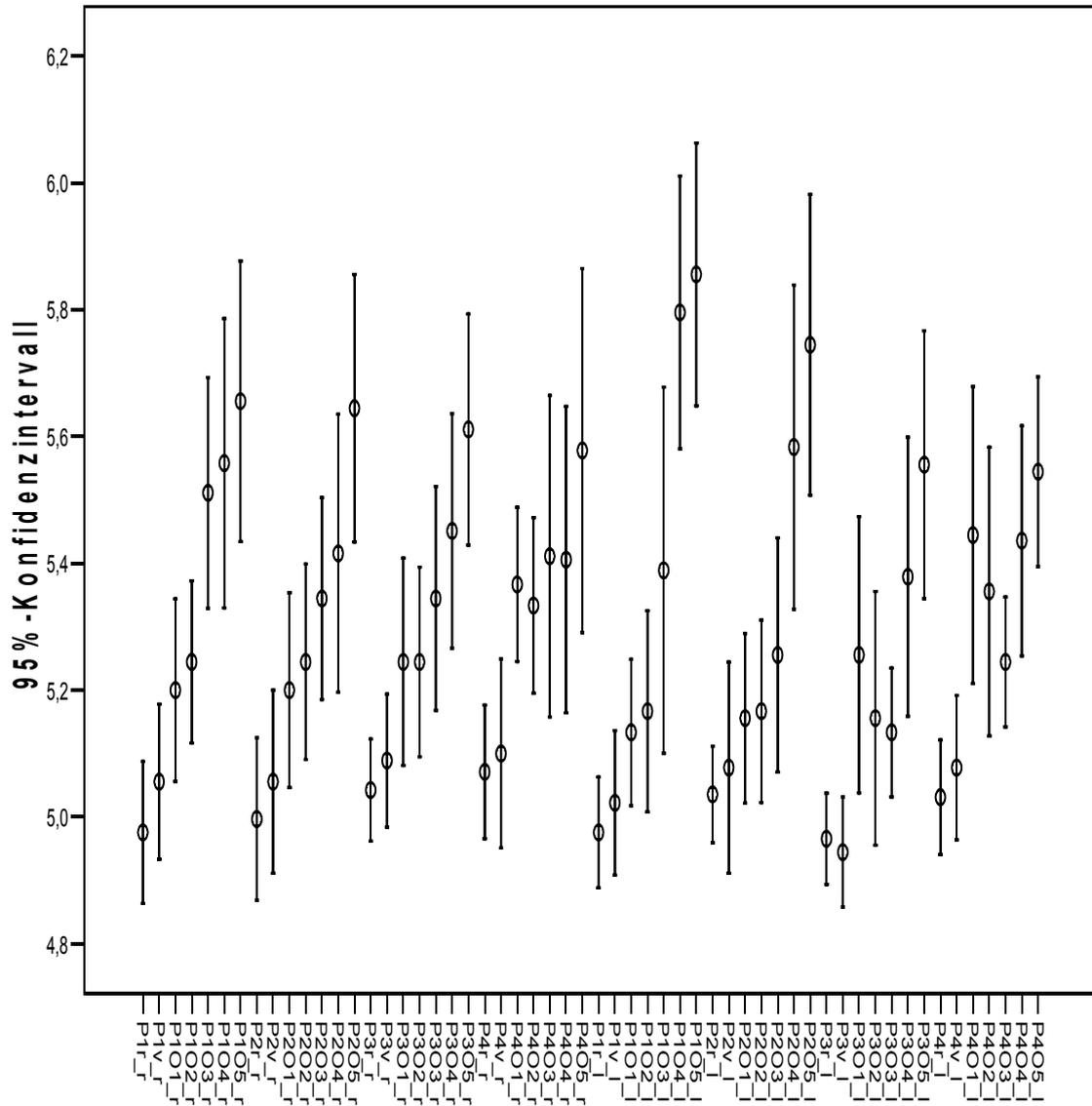


Abb. 9:

Mittelwert der metrischen Pinlänge an allen Kopfhälften und 95 %-Konfidenzintervall

Legende:

P1= Pin1

P2= Pin2

P3= Pin3

P4=Pin 4

O1= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel

O2= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild

O3= Gendex Orthoralix 9200

O4= Sirona Orthophos D 3200 konventionell

O5= Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie

v= VCT

r= Realität

\_l= links

\_r= rechts

Zur Verdeutlichung des unterschiedlichen Abbildungsverhaltens der Röntgenverfahren wurden die Differenzen der Messwerte der jeweiligen Röntgenverfahren zu den realen Schnittpräparaten gebildet und gegenübergestellt. Dabei stellte sich heraus, dass die maximale Abweichung des VCTs im Bereich der Pinlänge, also im vertikalen Messgrößenbereich, eine positive Abweichung um 0,32 mm ergab, eine negative Abweichung um 0,28 mm, bei dem Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel eine positive Abweichung um 0,95 mm und eine negative Abweichung um 0,03 mm. Positive Abweichung bedeutet eine Verlängerung der Messstrecke durch das Röntgenverfahren im Vergleich zu den realen Schnittpräparaten. Negative Abweichung bedeutet eine Verkürzung der Messstrecke gegenüber den realen Schnittpräparaten. Der Sensor Fairchild ergab eine maximale positive Abweichung der Pins um 0,85 mm und eine maximale negative Abweichung um 0,03 mm. Das Gerät Gendex Orthoralix 9200 wich bei der Pinlängenmessung um maximal 0,81 mm im Positiven und maximal 0,8 mm im Negativen ab, während das Gerät Sirona Orthophos D 3200 bei den konventionellen Bildern maximal um 1,15 mm positiv und um 0,11 mm negativ differierte. Die Werte der Speicherfolienaufnahme unterschieden sich im Vergleich zu den realen Schnittpräparaten um maximal 1,21 mm im Positiven und zeigten keinerlei negative Abweichung (Tab. 3a). Die minimale positive Abweichung belief sich bei der Speicherfolienaufnahme auf 0,06 mm.

	<b>Maximale positive Abweichung zu den realen Schnittpräparaten [mm]</b>	<b>Maximale negative Abweichung zu den realen Schnittpräparaten [mm]</b>
<b>VCT</b>	0,32	0,28
<b>Orthopantomogramme:</b>		
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	0,95	0,03
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	0,85	0,03
Gendex Orthoralix 9200	0,81	0,8
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	1,15	0,11
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	1,21	-

Tab. 3a:

Maximale positive und negative Abweichung in der vertikalen Messung der Pinlänge im Vergleich der verschiedenen Röntgenmethoden

Der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor wurde für jedes der fünf Orthopantomographieverfahren in der Vertikalen ermittelt. Die Werte liegen zwischen 1,05 und 1,13. Maximal können jedoch in der Vertikalen Abweichungen größeren Ausmaßes auftreten, so dass die maximalen Vergrößerungsfaktoren je nach Orthopantomographieverfahren zwischen 1,15 und 1,23 variieren. Bei den maximalen Vergrößerungsfaktoren ist jeweils die Pinlänge an der Lokalisation der größten Vergrößerung berücksichtigt. Die durchschnittliche Vergrößerung des VCTs liegt in der Vertikalen bei 1,01 (Tab. 3b), der maximale Vergrößerungsfaktor bei 1,05.

<b>Röntgenverfahren</b>	<b>Durchschnittlicher vertikaler Vergrößerungsfaktor</b>
VCT	1,01
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	1,05
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	1,05
Gendex Orthoralix 9200	1,06
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	1,10
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	1,13

Tab. 3b:

Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor bei der Pinmessung in der Vertikalen

Die Differenzen zwischen den ermittelten Pinlängen bei den realen Schnittpräparaten und den Röntgenverfahren wird in Abb. 10 gezeigt. Auch in dieser Abbildung wird deutlich, dass der VCT den realen Schnittpräparaten am nächsten kommt, da der Mittelwert maximal um 0,1 mm abweicht. Die Vergrößerungstendenz der Orthopantomogramme ist ebenfalls der Abbildung zu entnehmen, da alle Mittelwerte der Orthopantomogrammaufnahmen deutlich oberhalb der 0-Markierung liegen.

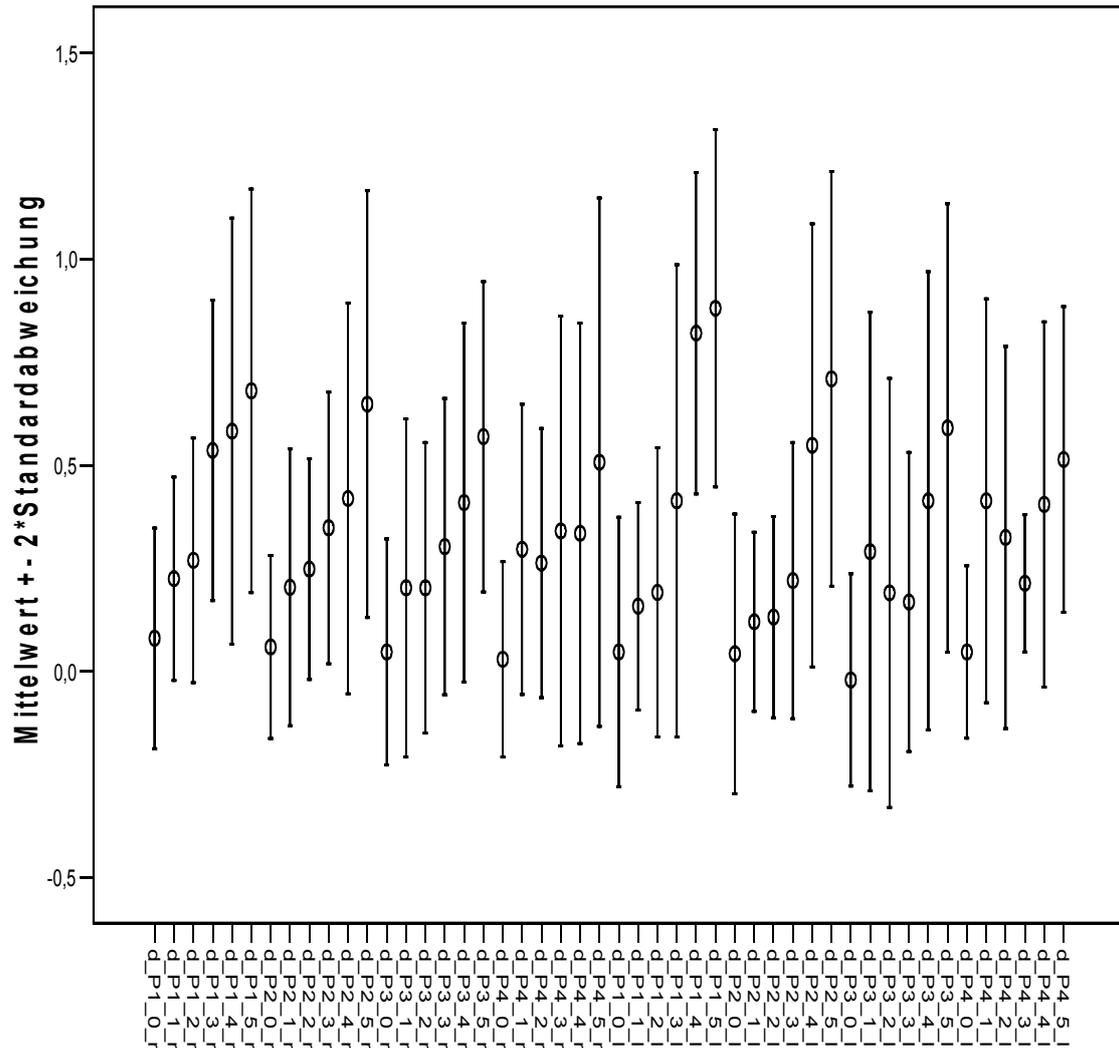


Abb. 10:

Differenzen zwischen den ermittelten Pinlängen bei den realen Schnittpräparaten und den jeweiligen Röntgenverfahren an allen Kopfhälften (vertikale Dimension)

Legende:

d= Differenz

P1= Pin1

P2= Pin2

P3= Pin3

P4=Pin 4

0= VCT - Realität

1= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel - Realität

2= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild - Realität

3= Gendex Orthoralix 9200 - Realität

4= Sirona Orthophos D 3200 konventionell - Realität

5= Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie - Realität

\_l= links

\_r= rechts

In der Varianzanalyse ergeben sich bei der Pinlängenmessung in der Vertikalen an allen Kopfhälften folgende Hinweise:

<b>Abhängigkeitsfaktoren</b>	<b>Signifikanz</b>
Seite (rechts oder links)	p= 0,711
Lokalisation der Pins	p= 0,344
Methode (Röntgenmethode)	p= 0,000
Seite * Lokalisation der Pins	p= 0,404
Seite * Methode	p= 0,093
Lokalisation der Pins * Methode	p= 0,032
Seite * Lokalisation der Pins * Methode	p= 0,269

\* = Kombination der Faktoren

Tab. 4:

Darstellung der Abhängigkeitsfaktoren und deren statistischer Signifikanz bei der Pinlängenmessung

Aus dieser Testung (Tab. 4) ergibt sich ein deutlicher Hinweis darauf, dass die Messergebnisse der Pinlänge von der Röntgenmethode abhängen und die Lokalisation der Pins in einer Wechselbeziehung zur Röntgenmethode stehen. Diese Wechselbeziehung stellt sich so dar, dass innerhalb der Röntgenverfahren die Pinposition einen Einfluss auf das Messergebnis hat. Der Unterschied zwischen den Methoden scheint von mesial nach distal, d.h. von Pin 1 zu Pin 4 geringer zu werden (Abb. 10). Dies ist insbesondere bei den verschiedenen Orthopantomogrammen zu beobachten. Zwischen allen drei Faktoren sind keine Wechselbeziehungen festzustellen.

#### **4.1.2 Messung des Abstandes crestaler Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae an allen Kopfhälften (Pin 1 bis Pin 4)**

Bei den Abstandsmessungen vom crestaler Alveolarkammrand zu dem Oberrand des Canalis mandibulae ergaben die Messungen der VCT eine maximale Verlängerung von 0,81 mm und eine maximale Verkürzung der Strecke um 0,88 mm im Vergleich zu den realen Schnittpräparaten. Das Sirona Orthophos XG Ceph mit Sensor Atmel kam zu einer Verlängerung um maximal 5,27 mm und zu einer Verkürzung um maximal 2,23 mm. Mit Sensor Fairchild ermittelte man eine maximale Verlängerung um 5,47 mm und eine maximale Verkürzung um 2,13 mm. Das Gendex Orthoralix 9200 verlängerte die Strecke um maximal 6,11 mm und minimal um 0,34 mm. Eine Verkürzung wurde nicht festgestellt. Bei den Aufnahmen mit dem Sirona Orthophos D 3200 ergab sich konventionell eine maximale Verlängerung von 6,29 mm, mit Speicherfolie von 6,93 mm. Die minimale Verlängerung betrug konventionell 0,03 mm und mit Speicherfolie 0,01 mm. Auch mit dem Sirona Orthophos D 3200 ergaben sich keine Verkürzungen der Strecken (Tab. 5a). Der jeweilige maximale Vergrößerungsfaktor ist aus der Tab. 5b zu entnehmen. Das VCT wich in den 70 beurteilbaren Messungen durchschnittlich um 0,09 mm von den realen Schnittpräparaten ab.

	<b>Vergrößerung:</b> Maximale positive Abweichung zu den realen Schnittpräparaten [mm]	<b>Verkleinerung:</b> Maximale negative Abweichung zu den realen Schnittpräparaten [mm]
<b>VCT</b>	0,81	0,88
<b>Orthopantomogramme:</b>		
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	5,27	2,23
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	5,47	2,13
Gendex Orthoralix 9200	6,11	-
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	6,29	-
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	6,93	-

Tab. 5a:

Maximale metrische Vergrößerungen und Verkleinerungen bei der Abstandsmessung vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae durch die verschiedenen Röntgenmethoden

	<b>Maximaler Vergrößerungsfaktor</b>
<b>VCT</b>	1,05
<b>Orthopantomogramme:</b>	
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	1,34
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	1,35
Gendex Orthoralix 9200	1,46
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	1,39
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	1,49

Tab. 5b:

Maximaler Vergrößerungsfaktor bei der Abstandsmessung vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae durch die verschiedenen Röntgenmethoden

Es konnten nur bei insgesamt vier Köpfen jeweils auf der rechten Seite alle Messungen aller Geräte verglichen werden, da nur bei diesen Präparaten der Verlauf des Canalis mandibulae eindeutig bei allen Untersuchungsmethoden zu bestimmen war. Bei der Beurteilung der Abhängigkeit der Messergebnisse von Methode und Lokalisation wurde auch bei diesen vier Kopfhälften eine Varianzanalyse durchgeführt. Hierbei lässt sich eine klare Abhängigkeit der Messergebnisse von der Röntgenmethode feststellen (Tab. 6).

In Abb. 11 sind die Differenzen zwischen der Messung an den realen Schnittpräparaten und den jeweiligen Röntgenmethoden an den vier Kopfhälften dargestellt. Aus dem Diagramm lässt sich entnehmen, dass das Geräte Sirona Orthophos XG, unabhängig von dem Sensor, bei Erkennbarkeit des Canalis mandibulae unter den Orthopantomogrammen die geringste Abweichung zu den realen Schnittpräparaten zeigt. In Abb. 11 wird auch die noch geringere Abweichung des VCT gegenüber den realen Schnittpräparaten deutlich.

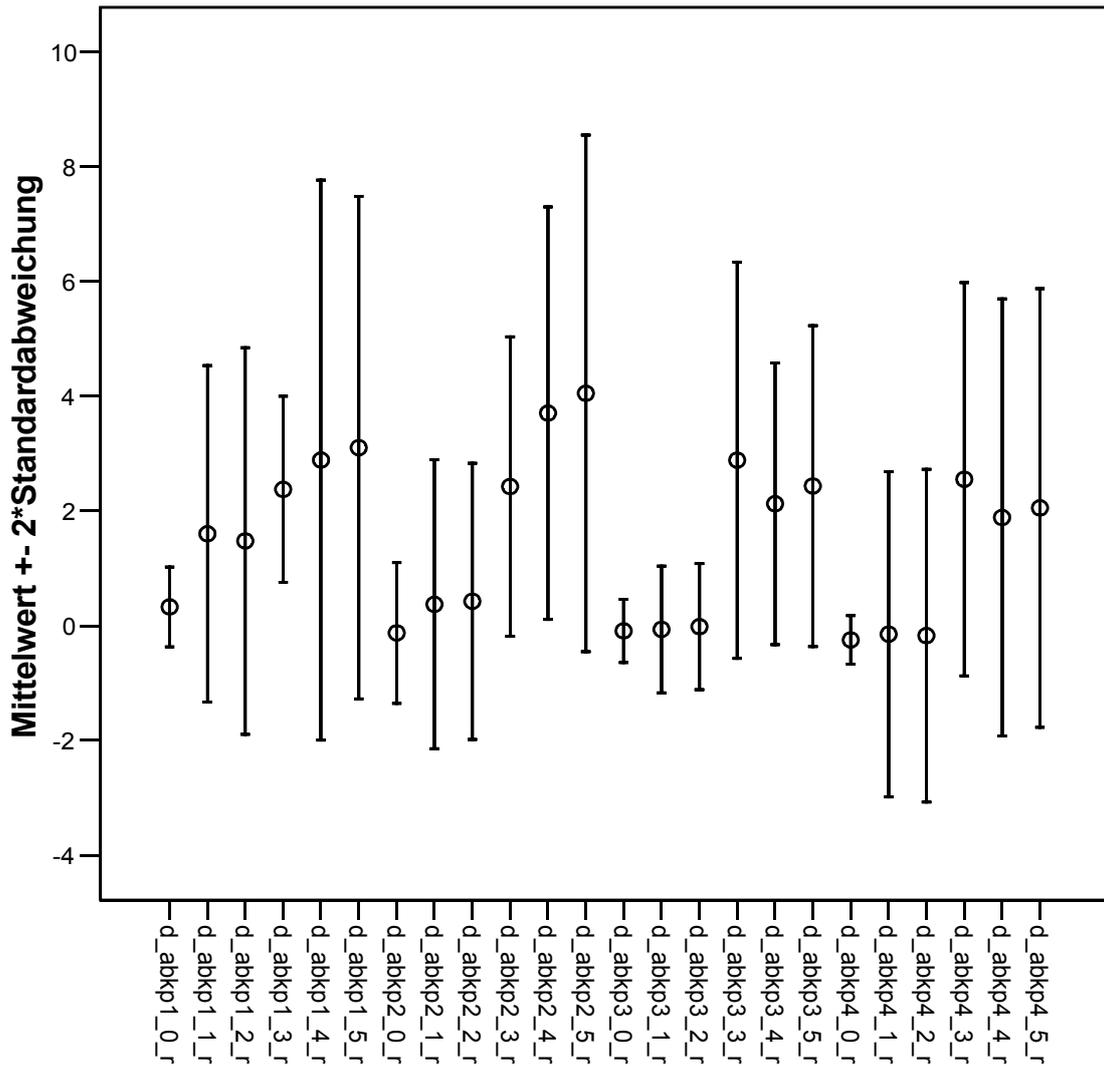


Abb. 11:

Differenzen bei der Abstandsmessung vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae zwischen den realen Schnittpräparaten und den jeweiligen Röntgenmethoden an vier Kopfhälften

Legende:

d= Differenz

abk= Abstand Mandibularoberrand zum Oberrand des Canalis mandibulae

p1= Pin1

p2= Pin2

p3= Pin3

p4=Pin 4

0= VCT - Realität

1= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel - Realität

2= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild - Realität

3= Gendex Orthoralix 9200 - Realität

4= Sirona Orthophos D 3200 konventionell - Realität

5= Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie - Realität

\_r= rechts

Prinzipiell ist in Bezug auf die Abstandsmessungen zu bemerken, dass sich bei den Orthopantomogrammen eine genaue Beurteilung des Oberrandes des Canalis mandibulae schwieriger gestaltete als bei den Aufnahmen mit dem VCT und den realen Schnittpräparaten.

Bei den Abständen des crestalen Alveolarkammrandes zum Oberrand des Canalis mandibulae ist daher zu beachten, dass lediglich bei 2,78 % der Auswertungen der VCT-Aufnahmen diese nicht zu beurteilen waren. Unter den Orthopantomographieverfahren wies das Sirona Orthophos XG Ceph mit dem Atmel-Sensor eine Nichtbeurteilbarkeit in 15,28 % und mit dem Fairchild-Sensor in 25 % der Fälle auf. Das Gendex Orthoralix 9200 war ebenfalls in 25 % der Abbildungsorte nicht zu beurteilen. Das Gerät Sirona Orthophos D 3200 zeigte bei den konventionellen Aufnahmen eine Nichtbeurteilbarkeit in 25 % der Fälle, bei den Speicherfolienaufnahmen in 20,83 % der Fälle (Tab. 7).

<b>Abhängigkeitsfaktoren</b>	<b>Signifikanz</b>
Lokalisation der Pins	p= 0,241
Methode (Röntgenmethode)	p= 0,000
Lokalisation der Pins * Methode	p= 0,301

\* Kombination der Faktoren

Tab.6:

Untersuchung auf Abhängigkeit an den vier Köpfen der jeweils rechten Seite. Die 1. Spalte zeigt die Abhängigkeitsfaktoren.

	Absolute Anzahl der Nichtbeurteilbarkeit bei 72 Messstellen	Relative Nichtbeurteilbarkeit in %
<b>VCT</b>	2	2,78
<b>Orthopantomogramme:</b>		
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	11	15,28
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	11	15,28
Gendex Orthoralix 9200	18	25
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	18	25
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	15	20,83

Tab. 7:

Nichtbeurteilbarkeit der Messstellen bei der Abstandsmessung vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae im Vergleich der Methoden

Da sich die Länge der Messstrecken in der Vertikalen bei der Pinlänge und in der Horizontalen bei der Abstandsmessung der Pins unterschieden, wurde überprüft, ob der Messfehler von diesen Längenunterschieden beeinflusst sein könnte. Es ist festzustellen, dass der Messfehler weder in der Horizontalen noch in der Vertikalen Dimension abhängig ist von der Länge des realen Wertes, d.h. der Messung im realen Schnittpräparat. Abbildungen 12 und 13 dienen zur Verdeutlichung. In den Abbildungen wurden auf der Abszisse die Werte der Pinlängen in den Realmessungen aufgetragen, während auf der Ordinate die Differenz zwischen den VCT-Aufnahmen und den Realmessungen gebildet wurde. Die willkürliche Punkteverteilung auf den Diagrammen sprechen eindeutig für die Unabhängigkeit des Messfehlers vom realen Wert der Pinlänge.

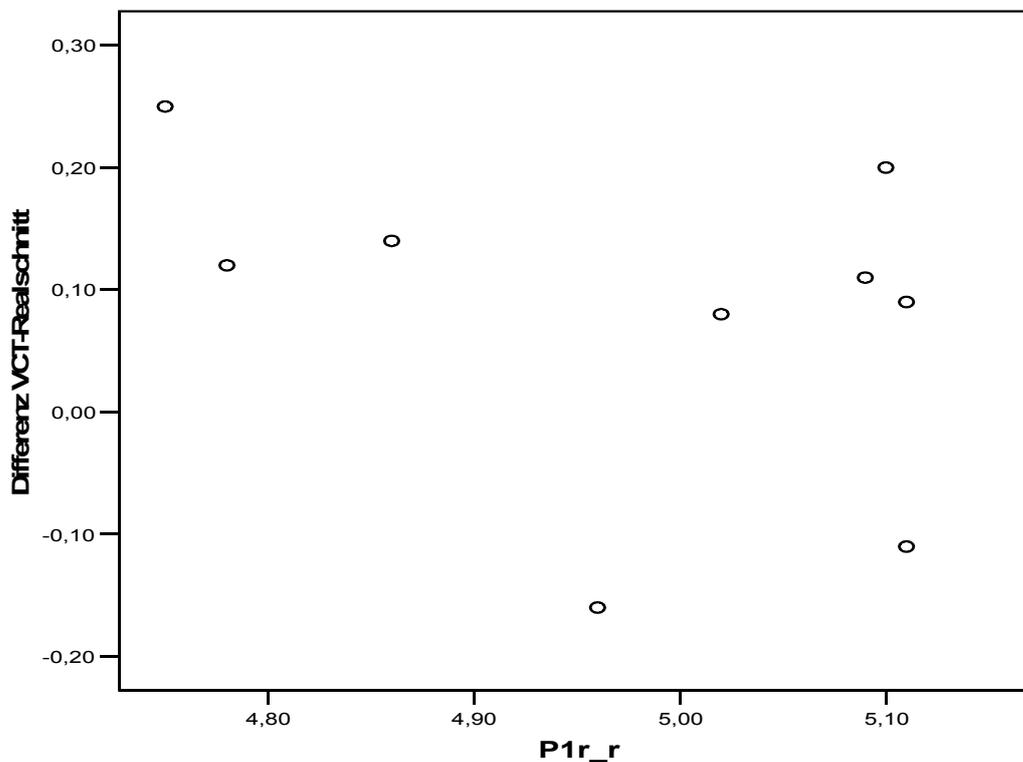


Abb. 12:

Darstellung der Differenz VCT-Realschnitt in Abhängigkeit der Pinlänge am realen Schnittpräparat an Pin 1 der rechten Seite

Legende:

P1= Pin1  
r= Realschnitt  
\_r= rechts

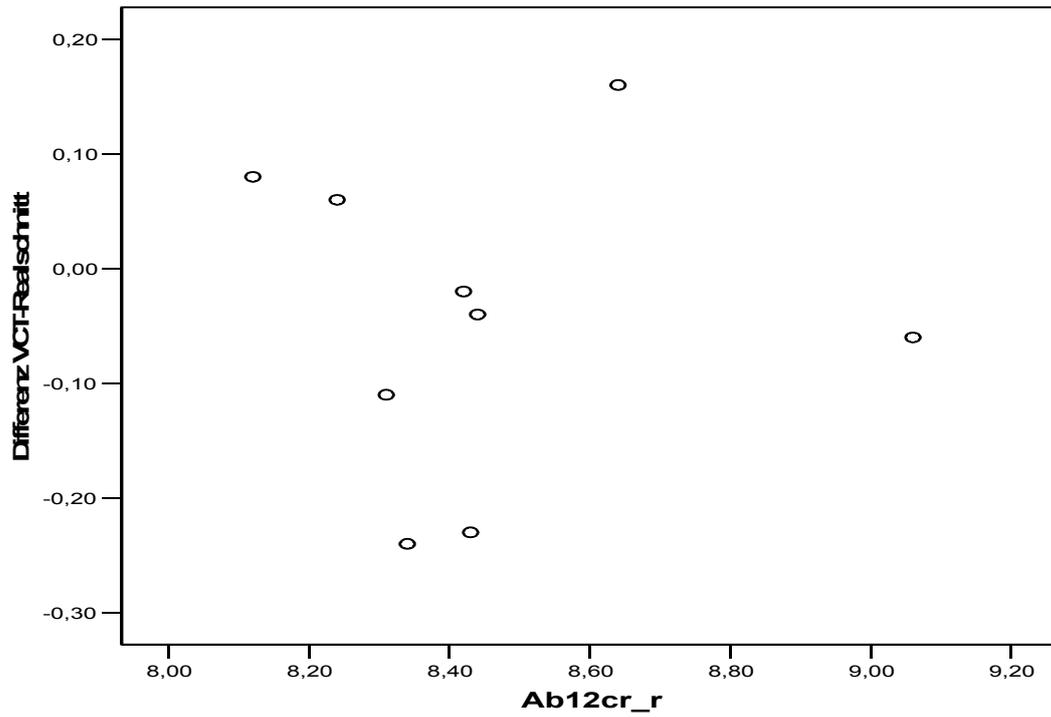


Abb. 13:

Darstellung der Differenz VCT-Realschnitt in Abhängigkeit des crestalen Abstandes Pin 1 zu Pin 2 am realen Schnittpräparat der rechten Seite

Legende:

Ab12= Abstand Pin1 – Pin2

cr= crestal

\_r= rechts

## 4.2. Messungen in der Horizontalen

In der Horizontalen wurde der Abstand der Pins zueinander gemessen und mit den Messungen an den realen Schnittpräparaten verglichen. Dabei zeigte der VCT eine maximale positive Abweichung von 0,31 mm und eine maximale negative Abweichung um 0,38 mm. Die Werte der zwei verschiedenen Sensoren des Sirona Orthophos XG Ceph sind exakt identisch und liegen bei einer Abweichung im Positiven von maximal 1,37 mm und im Negativen von maximal 0,08 mm. Das Gendex Orthoralix 9200 weicht in der Horizontalen um maximal 2,00 mm positiv und um maximal 0,01 mm negativ ab. Bei den Aufnahmen mit dem Sirona Orthophos D 3200 ist bei den konventionellen Röntgenbildern eine maximale positive Abweichung von 2,47 mm und eine maximale negative Abweichung von 0,36 mm, bei den Speicherfolienaufnahmen eine maximale positive Abweichung von 3,01 mm und eine maximale negative Abweichung von 0,38 mm festzustellen.

Durch Differenzbildung der jeweiligen Messung zur Realität erhält man eine übersichtliche Darstellung der Genauigkeit der Methoden (Tab. 8a).

	<b>Maximale positive Abweichung zu den realen Schnittpräparaten in der Horizontalen [mm]</b>	<b>Maximale negative Abweichung zu den realen Schnittpräparaten in der Horizontalen [mm]</b>
<b>VCT</b>	0,31	0,38
<b>Orthopantomogramme:</b>		
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	1,37	0,08
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	1,37	0,08
Gendex Orthoralix 9200	2,00	0,01
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	2,47	0,36
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	3,01	0,38

Tab. 8a:

Maximale positive und negative Abweichung der verschiedenen Röntgenmethoden gegenüber den realen Schnittpräparaten bei der Abstandsmessung in der Horizontalen sowohl caudal als auch crestal an allen Kopfhälften

Der durchschnittliche horizontale Vergrößerungsfaktor wurde für jedes der fünf Orthopantomographieverfahren gebildet. Die Werte liegen zwischen 1,03 und 1,15. Der maximale Vergrößerungsfaktor hingegen variiert von 1,16 bis 1,37. Bei dem maximalen Vergrößerungsfaktor ist jeweils die Pinlänge an dieser Lokalisation berücksichtigt. Der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor des VCT entspricht dem Faktor 1,00 (Tab. 8b).

<b>Röntgenmethode</b>	<b>Durchschnittlicher horizontaler Vergrößerungsfaktor</b>
VCT	1,00
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	1,05
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	1,05
Gendex Orthoralix 9200	1,09
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	1,12
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	1,15

Tab. 8b:

Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor bei der Pinmessung in der Horizontalen

In der horizontalen Messung der Pinabstände lassen sich anhand des für jedes der fünf Orthopantomographieverfahren gebildeten Durchschnittswertes sowohl caudal als auch crestal Unterschiede hinsichtlich der Vergrößerung erkennen (Tab. 9, Tab. 10). Diese Unterschiede zwischen den Geräten haben caudal und crestal eine Tendenz, die Tab. 8a wiedergibt. Auch hier liegen die beiden Sensoren des Sirona Orthophos XG Ceph bezüglich der Messwerte sehr eng zusammen.

Die Mittelwerte weichen am weitesten caudal bei der Speicherfolienmessung von den realen Schnittpräparaten ab. Die Unterschiede liegen hier caudal absolut bei 1,28 mm, crestal bei absolut 1,04 mm (Tab. 9, Tab. 10).

Die Abbildungen 14 und 15 zeigen die Mittelwerte der Pinabstände in der Horizontalen caudal und crestal sowie das 95 %-Konfidenzintervall. Aus den Abbildungen ist ersichtlich, dass caudal und crestal die VCT den Messergebnissen an den realen Schnittpräparaten sehr nahe kommt. Die 95 %-Konfidenzintervalle sind bei den Orthopantomogrammen gegenüber der VCT vergrößert. In der horizontalen Dimension lässt sich im Gegensatz zur vertikalen Dimension keine Abhängigkeit von der Pinlokalisierung finden (Tab. 11, Tab. 12).

	<b>Mittelwert caudal [mm]</b>	<b>Standard- abweichung</b>	<b>95 %- Konfidenzintervall</b>	
			<b>Unter- grenze</b>	<b>Ober- grenze</b>
<b>reale Schnittpräparate</b>	8,64	0,066	8,49	8,79
<b>VCT</b>	8,65	0,064	8,50	8,80
<b>Orthopantomogramme:</b>	<b>Mittelwert caudal [mm]</b>			
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	9,11	0,083	8,92	9,30
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	9,12	0,081	8,93	9,31
Gendex Orthoralix 9200	9,52	0,095	9,30	9,74
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	9,78	0,100	9,55	10,01
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	9,92	0,109	9,67	10,17

Tab. 9:

Mittelwerte der Pinabstände in der Horizontalen am caudalen Ende der Pins sowie die Standardabweichung und das 95 %-Konfidenzintervall



	Mittelwert crestal [mm]	Standard- abweichung	95 %- Konfidenzintervall	
			Unter- grenze	Ober- grenze
<b>reale Schnittpräparate</b>	8,56	0,054	8,43	8,68
<b>VCT</b>	8,57	0,052	8,45	8,69
<b>Orthopantomogramme:</b>	<b>Mittelwert crestal [mm]</b>			
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel	8,90	0,058	8,77	9,04
Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild	8,90	0,061	8,76	9,04
Gendex Orthoralix 9200	9,26	0,101	9,02	9,49
Sirona Orthophos D 3200 konventionell	9,46	0,092	9,25	9,67
Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie	9,60	0,109	9,35	9,85

Tab. 10:

Mittelwerte der Pinabstände in der Horizontalen am crestalen Ende der Pins sowie die Standardabweichung und das 95 %-Konfidenzintervall

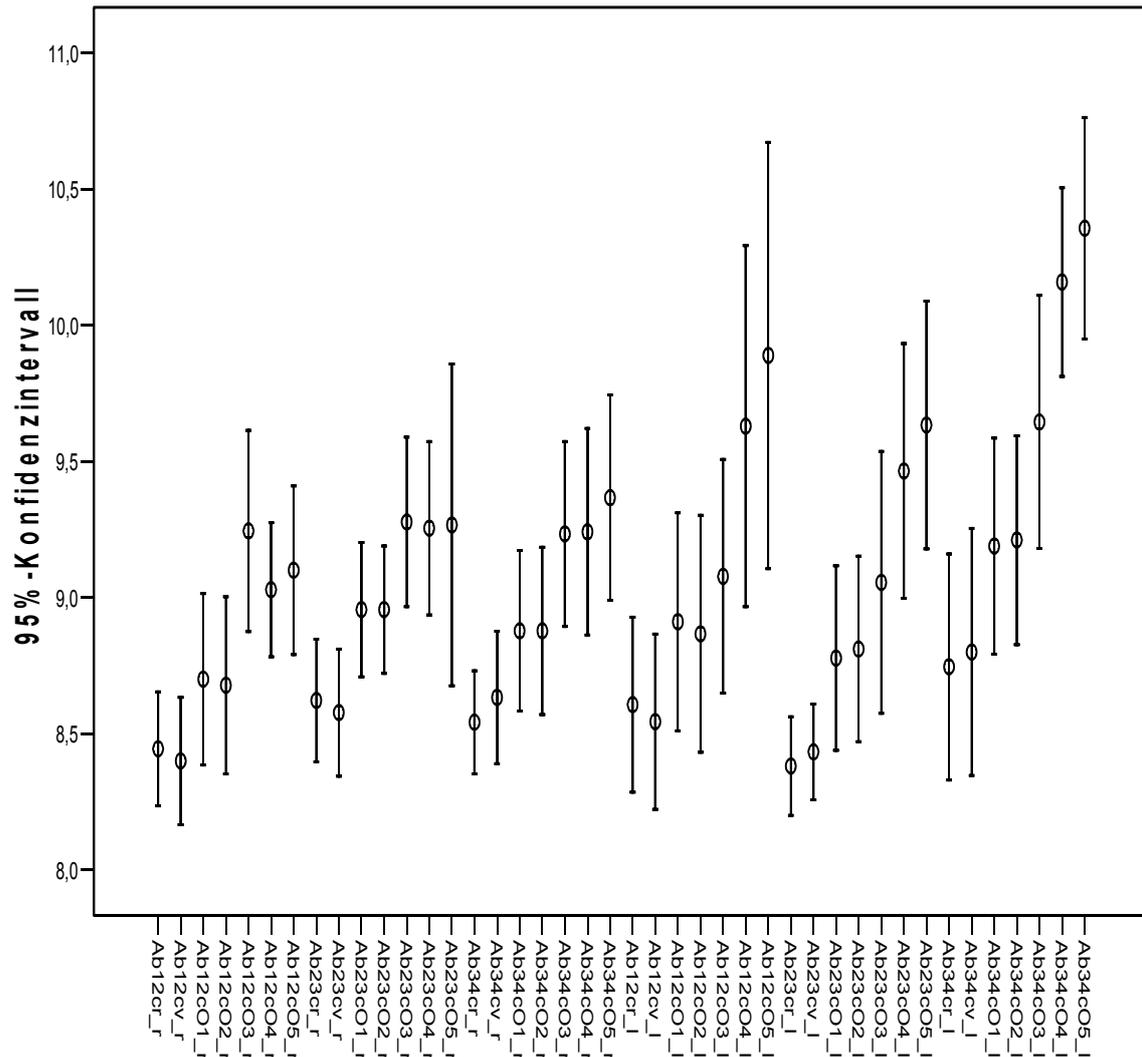


Abb. 15:

Mittelwerte der Pinabstände in der Horizontalen am crestalen Ende der Pins und 95 %-Konfidenzintervall

Legende:

Ab12= Abstand Pin 1-2

Ab23= Abstand Pin 2-3

Ab34= Abstand Pin 3-4

c= crestal

01= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel

02= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild

03= Gendex Orthoralix 9200

04= Sirona Orthophos D 3200 konventionell

05= Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie

v= VCT

r= Realität

\_l= links

\_r= rechts

Die Abbildungen 16 und 17 geben die Differenzen der Abstände der Realmessungen zu den jeweiligen Röntgenmethoden caudal bzw. crestal wieder. In beiden Grafiken erkennt man die geringe Abweichung der VCT zu den realen Schnittpräparaten. Die Ähnlichkeit der beiden Diagramme zeigt, dass der Unterschied zwischen den caudalen und crestalen Messungen nur gering ist. Die Tendenzen sind in beiden Diagrammen gleich. Die Orthopantomographieverfahren weisen auch hier ein wesentlich breiteres 95 %-Konfidenzintervall auf und sind weiter von den Messwerten der realen Schnittpräparate entfernt als das Verfahren der VCT.

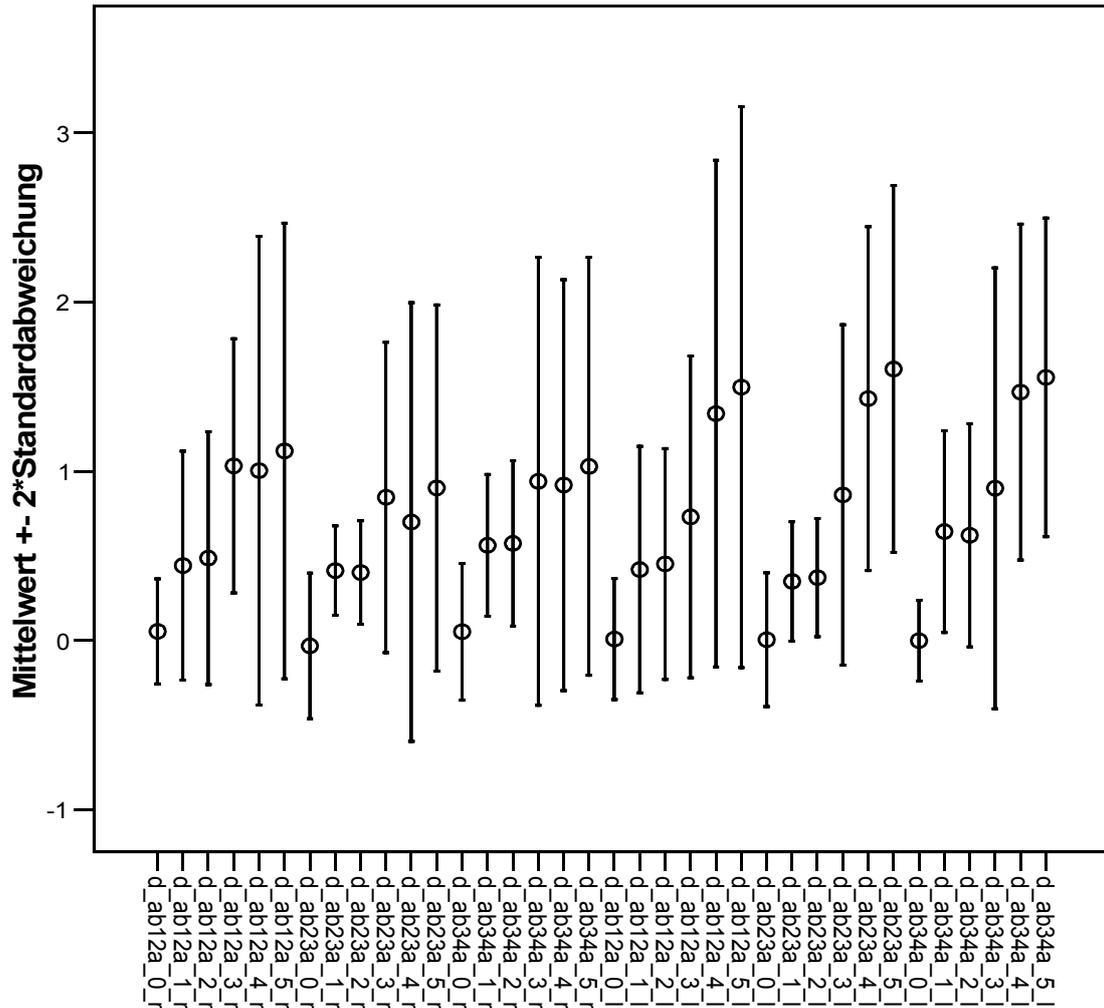


Abb. 16:

Differenz zwischen den realen Schnittpräparaten und den jeweiligen Röntgenmethoden bei der Abstandsmessung der Pins am caudalen Ende in der Horizontalen

Legende:

d= Differenz

ab12= Abstand Pin 1-2

ab23= Abstand Pin 2-3

ab34= Abstand Pin 3-4

a= caudal

0= VCT - Realität

1= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel - Realität

2= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild - Realität

3= Gendex Orthoralix 9200 - Realität

4= Sirona Orthophos D 3200 konventionell - Realität

5= Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie - Realität

\_r= rechts

\_l= links

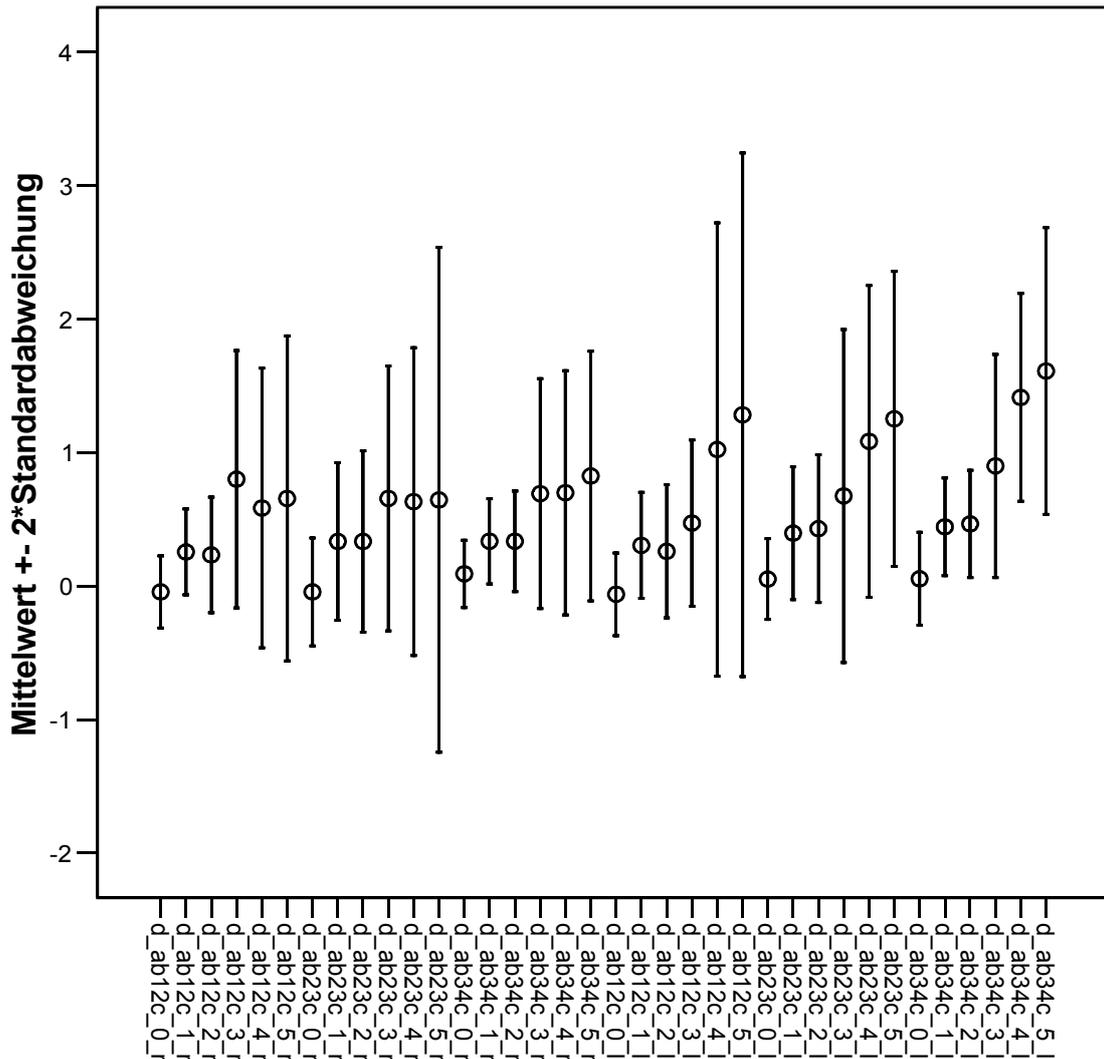


Abb. 17:

Differenz zwischen den realen Schnittpräparaten und den jeweiligen Röntgenmethoden bei der Abstandsmessung der Pins am crestalen Ende in der Horizontalen

Legende:

- d= Differenz
- ab12= Abstand Pin 1-2
- ab23= Abstand Pin 2-3
- ab34= Abstand Pin 3-4
- c= crestal
- 0= VCT - Realität
- 1= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Atmel - Realität
- 2= Sirona Orthophos XG Ceph Sensor Fairchild - Realität
- 3= Gendex Orthoralix 9200 - Realität
- 4= Sirona Orthophos D 3200 konventionell - Realität
- 5= Sirona Orthophos D 3200 Speicherfolie - Realität
- \_r= rechts
- \_l= links

Bei der dreifaktoriellen Varianzanalyse ergeben sich in der Horizontalen bei den Abstandsmessungen an allen Kopfhälften folgende Hinweise:

<b>Abhängigkeitsfaktoren</b>	<b>Signifikanz</b>
Seite (rechts oder links)	p= 0,091
Lokalisation des Abstandes	p= 0,124
Methode (Röntgenmethode)	p= 0,000
Seite * Lokalisation des Abstandes	p= 0,120
Seite * Methode	p= 0,041
Lokalisation des Abstandes * Methode	p= 0,383
Seite * Lokalisation des Abstandes * Methode	p= 0,447

\* Kombination der Faktoren

Tab. 11:

Abhängigkeit der crestalen Abstände in der Horizontalen. Die 1. Spalte zeigt die Abhängigkeitsfaktoren.

<b>Abhängigkeitsfaktoren</b>	<b>Signifikanz</b>
Seite (rechts oder links)	p= 0,090
Lokalisation des Abstandes	p= 0,293
Methode (Röntgenmethode)	p= 0,000
Seite * Lokalisation des Abstandes	p= 0,121
Seite * Methode	p= 0,068
Lokalisation des Abstandes * Methode	p= 0,406
Seite * Lokalisation des Abstandes * Methode	p= 0,409

\* Kombination der Faktoren

Tab. 12:

Abhängigkeit der caudalen Abstände in der Horizontalen. Die 1. Spalte zeigt die Abhängigkeitsfaktoren.

Aus diesen Testungen (Tab. 11, Tab. 12) ergibt sich ein Hinweis darauf, dass die Messergebnisse der Pinabstände von der Röntgenmethode abhängig sind. Die Lokalisation der Abstände scheint keinen Einfluss auf die Messergebnisse zu haben, d.h. in der Horizontalen scheint eine mesialere oder distalere Lage des Abstandes keine Abhängigkeit bezüglich der Messergebnisse aufzuweisen. Ebenso scheint die Seite, d.h. rechte oder linke Kopfhälfte keine direkte Abhängigkeit zu den Messergebnissen zu haben. Die Messergebnisse weisen auf eine Wechselbeziehung zwischen der Seite und den Methoden hin, d.h. die durch die jeweilige Methode ermittelten Messergebnisse sind seitenabhängig. Zwischen allen drei Faktoren sind keine Wechselbeziehungen festzustellen.

## 5 Diskussion

Ziel der Untersuchung ist die Beurteilung der metrischen Genauigkeit in der radiologischen präimplantologischen Diagnostik. Hierzu wurde die neuartige Methode der Flächendetektor-Volumencomputertomographie (engl. flat panel volumetric computed tomography, VCT) mit realen Schnittpräparaten und dem radiologischen Standardverfahren der Orthopantomographie verglichen. Innerhalb der Orthopantomographie kamen vier verschiedene digitale und ein konventionelles Verfahren zum Einsatz. Da die Orthopantomographie nur eine zweidimensionale Darstellung des Untersuchungsobjektes ermöglicht, ist sie hinsichtlich der räumlichen Orientierung der dreidimensionalen VCT unterlegen. Die Planung und der operative Eingriff bei einer Implantation sind somit wesentlich auf die Erfahrungswerte des Arztes gestützt.

Ein weiterer Faktor, der zur Minderung der Präzision bei orthopantomographischer Planung führt, ist die Vergrößerung der abgebildeten Objekte auf dem Röntgenbild. Diese Vergrößerung kann sowohl in der Vertikalen als auch in der Horizontalen entstehen. Während eine Vergrößerung in der Vertikalen und die damit verbundene Vortäuschung eines zu großen Knochenangebotes im Unterkiefer bei einer Implantation zu einer Schädigung des Nervus mandibularis führen kann, birgt die Vergrößerung in der Horizontalen die Gefahr einer Schädigung des Nachbarzahnes.

Sowohl in der Vertikalen als auch in der Horizontalen wurden in der vorliegenden Studie Abstandsmessungen anhand röntgenopaker Guttaperchamarker durchgeführt. Zusätzlich wurde der Abstand vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae bestimmt.

In der vertikalen Dimension wurde von jedem der fünf Orthopantomographieverfahren der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor bestimmt. Die Werte liegen zwischen 1,05 und 1,13, während die Werte der maximalen Vergrößerungsfaktoren zwischen 1,15 und 1,23 variierten. Diese Werte sind mit Untersuchungsergebnissen anderer Autoren vergleichbar [32, 43].

In der Horizontalen wurde ebenfalls der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor von jedem der fünf Orthopantomographieverfahren gebildet. Die Werte liegen zwischen 1,05 und 1,15. Die maximalen Vergrößerungsfaktoren variieren je nach Orthopantomographieverfahren zwischen dem Faktor 1,16 und 1,37. Ähnliche Werte finden sich in der Literatur [32, 43, 103].

Sowohl in der vertikalen als auch in der horizontalen Dimension vergrößerte das Sirona Orthophos XG am geringsten. Zwischen dem konventionellen Sirona Orthophos D 3200 und dem Sirona Orthophos D 3200 mit Speicherfolie war nur ein geringer Unterschied feststellbar, so dass die halbdigitale Speicherfolienaufnahme keine erkennbaren Vorteile gegenüber dem konventionellen Röntgenbild darstellte. Geringe Unterschiede zwischen digitalen und konventionellen Orthopantomographieverfahren werden auch in anderen Untersuchungen beschrieben [68].

In jedem Falle verdeutlicht die vorliegende Studie die Notwendigkeit der individuellen Überprüfung des Vergrößerungsfaktors trotz festgelegter Herstellerangaben. Dies fordert auch CATIC ET AL. [15].

Die entstandenen negativen Abweichungen in der Vertikalen um maximal 0,11 mm und in der Horizontalen um maximal 0,38 mm sind sowohl durch Kippungen der Marker in oro-vestibulärer und in disto-mesialer Richtung erklärbar als auch durch die Nachteile einer auf zwei Dimensionen beschränkten Messung. Dadurch könnte der im Vergleich zu den Literaturangaben leicht verkleinerte durchschnittliche Vergrößerungsfaktor bedingt sein.

Die Werte für die VCT variierten in der Vertikalen maximal um den Faktor 0,06 von den realen Schnittpräparaten, d.h. die Maximalwerte wichen im Negativen absolut um 0,28 mm, im Positiven absolut um 0,32 mm ab. Positive Abweichung bedeutet eine Verlängerung der Messstrecke durch das Röntgenverfahren im Vergleich zu den realen Schnittpräparaten. Negative Abweichung bedeutet eine Verkürzung der Messstrecke im Vergleich zu den realen Schnittpräparaten. Der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor lag bei 1,01, d.h. das VCT kommt den bei den realen Schnittpräparaten erzielten Messergebnissen sehr nah.

In der Horizontalen wichen die VCT-Messungen maximal um den Faktor 0,04 von den Messergebnissen bei den realen Schnittpräparaten ab. Die maximalen absoluten Abweichungen beliefen sich im Negativen auf 0,38 mm, im Positiven auf 0,31 mm. Der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor liegt somit bei 1,00. Diese Ergebnisse lassen sich in Übereinstimmung mit denen WEBERS bringen [101].

Im Hinblick auf die präoperative radiologische Implantatdiagnostik sind die Vergrößerungsfaktoren bei der Orthopantomographie unterschiedlich zu interpretieren. So ist bei einem ausreichenden Knochenangebot sowohl in vertikaler als auch horizontaler Dimension eine Genauigkeit, die den Vergrößerungsfaktor großzügig berücksichtigt, durchaus hinzunehmen. Hierzu werden Messschablonen eines konstanten Vergrößerungsfaktors empfohlen [32]. Nachteilig ist, dass bei einem zu groß gewählten Vergrößerungsfaktor das Knochenangebot unterschätzt wird. Bei einem zu klein gewählten Vergrößerungsfaktor allerdings besteht in der Vertikalen die Gefahr der Verletzung des Canalis mandibulae und des in ihm verlaufenden Nervus alveolaris inferior und in der Horizontalen der Schädigung eines Nachbarzahnes.

Eine Verbesserung der metrischen Genauigkeit soll die Verwendung individueller Messschablonen bringen [15]. Somit ist es von Vorteil, an den jeweiligen Implantationsorten je eine Metallmarkierung anzubringen anstatt eine Markierung auf den gesamten Kiefer zu übertragen. In der vorliegenden Studie konnte in der vertikalen Dimension ein Hinweis darauf gefunden werden, dass die Unterschiede des Vergrößerungsfaktors innerhalb der Orthopantomographieverfahren von der Pinposition abhängen. Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass sich die Bewegungsbahnen und damit die Lage der scharf abgebildeten Schichten verändern und die Anpassung an die Kieferanatomie je nach Pinposition unterschiedlich gut gelingt. Außerdem wurde gezeigt, dass der Vergrößerungsfaktor nicht von einer Kieferseite auf die gegenseitige übertragbar ist [15]. In der horizontalen Dimension konnte dies die vorliegende Studie bestätigen. Ursache hierfür könnten sowohl anatomische Variabilitäten der Kieferseiten als auch Einstellungsfehler bei der Patientenpositionierung im Orthopantomographen sein. Genauere Untersuchungen hierzu fertigten HASSFELD ET AL. mit Hilfe von Metallmarkierungen an Phantomunterkiefern an. Nach den digitalen Vermessungen zeigte sich, dass die Abweichung vom realen Wert mit dem Abstand zur

Metallmarkierung zunahm, d.h. die Ungenauigkeit der Messung mit zunehmender Entfernung zur Markierung größer wurde [92].

Der bedeutende Einfluss der Patientenpositionierung auf die Verzerrung in der Orthopantomographie wurde vielfach nachgewiesen [65, 86, 90, 94, 96]. Daher wurden in der vorliegenden Studie die Aufnahmen optisch überprüft und versucht, den Fehler durch eine Fehlpositionierung gering zu halten. Somit soll der Positionierungsfehler geringer als 4 % ausfallen [5]. Die optische Beurteilung einer Fehlpositionierung ist insbesondere bei Kippungen um die transversale Achse nach kranial bzw. kaudal und bei einer Verschiebung in der sagittalen Achse nach anterior bzw. posterior bei geringen Abweichungen von der Normposition schwierig [5].

Bei den in der vorliegenden Studie durchgeführten Abstandsmessungen vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae handelt es sich um eine Größe, die für den Erfolg einer Implantation im Unterkiefer in der vertikalen Dimension eine entscheidende Bedeutung besitzt. Die Messungen konnten insofern nahezu real simuliert werden, da die Weichteilbedeckung bei den verwendeten Kopfpräparaten noch vorhanden war. Somit glichen die Scanbedingungen weitestgehend einer Aufnahme am Patienten.

Ein wichtiger Faktor bei der Abstandsmessung vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae ist die eindeutige Sichtbarkeit des Oberrandes des Canalis mandibulae. In der vorliegenden Studie liegt bei den Orthopantomographieverfahren in 15-25 % der Fälle eine Nichtbeurteilbarkeit des Oberrandes des Canalis mandibulae vor. Diese Ergebnisse decken sich mit Angaben früherer Untersuchungen [54]. Bei der Nichtbeurteilbarkeit des Oberrandes des Canalis mandibulae schnitt das konventionelle Orthopantomographieverfahren mit 25 % zusammen mit dem digitalen Gendex Orthoralix 9200 am schlechtesten ab. Gerade bei der Beurteilung des Oberrandes des Canalis mandibulae könnten die Veränderungen von Kontrast, Helligkeit und Kantenschärfe den Vorteil der digitalen Orthopantomographie ausmachen.

Außerdem ist bei der Beurteilung des Kanalverlaufes auffallend, dass der Unterrand des Kanals eindeutiger zu erkennen ist als der Oberrand. Diese Beobachtung findet sich

auch bereits bei HERR [38]. Der Vorteil der VCT gegenüber der Orthopantomographie wird bei der Beurteilbarkeit des Oberrandes des Canalis mandibulae deutlich. Die Nichtbeurteilbarkeit lag hier bei lediglich 2,8 %. An 72 Messstellen sind nur in zwei Fällen Probleme bezüglich der eindeutigen Beurteilung des Kanaloberrandes aufgetreten. Aufnahmen mit einem herkömmlichen Computertomographen zeigten ähnliche Ergebnisse [54].

Bei einer Nichtbeurteilbarkeit des Oberrandes des Canalis mandibulae auf den eventuell zu erkennenden Unterrand auszuweichen und sich anhand von Normwerten des Kanaldurchmessers zu orientieren, erscheint aufgrund der differierenden Literaturwerte bei knapperem Knochenangebot riskant [34, 57].

Weiterhin ist bezüglich der Abstandsmessung zum Kanal festzustellen, dass der maximale Vergrößerungsfaktor, der bei den Messungen mit den Guttaperchamarkern festgestellt wurde, überschritten wurde. Er liegt in den Kanalabstandsmessungen bei maximal 1,49, während er bei den Markermessungen bei maximal 1,37 liegt. Diese Abweichung lässt sich zum einen daraus erklären, dass der Kanaloberrand in den seltensten Fällen eine so eindeutige Begrenzung wie ein röntgenopaker Marker zulässt. Andererseits dürfte aber auch das nicht exakte orthograde Auftreffen der Röntgenstrahlen bei der Orthopantomographie ein Grund für die Abweichung sein. Weichen die Strahlen nämlich von der Orthogonalen zum Kieferbogen ab, so ist die Messung im Orthopantomogramm nicht mehr exakt mit der Messung der Schnittpräparate deckungsgleich und eine Abweichung entsteht. Dies könnte auch die in zwei Fällen entstandenen negativen Abweichungen der Orthopantomographie zu den realen Schnittpräparaten erklären. Ähnliche Ergebnisse bei Abstandsmessungen zum Canalis mandibulae anhand von Orthopantomogrammen liegen bereits vor [53].

Die Werte der VCT bei der Abstandsmessung vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae differieren zu den realen Schnittpräparaten im Positiven maximal um 0,81 mm im Negativen um maximal 0,88 mm.

Vergleicht man die Abweichung der VCT in der vorliegenden Studie mit den bereits eingesetzten dreidimensionalen Röntgentechniken, so lässt sich feststellen, dass ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der metrischen Genauigkeit auch bei den Verfahren CT und DVT erzielt wurden. GOCH stellte in einer Studie eine maximale Abweichung der metrischen Genauigkeit der DVT von nur 0,7 mm bei Abstandsmessungen zum Canalis

mandibulae fest. Bei der CT betrug die Abweichung maximal 1,0 mm, jedoch zeigte sich eine niedrigere Qualität der Datensätze der DVT, wodurch eine präzise Planung mittels einer navigierten Implantation wesentlich erschwert wird [31]. Ähnlich wie in der vorliegenden Studie wurden bei GOCH die Präparate zuerst gescannt und dann mit realen Schnittpräparaten verglichen. Allerdings wurden lediglich zwei Präparate untersucht. Außerdem war in dieser Untersuchung auch bei der Orthopantomographie immer der Verlauf des Canalis mandibuale eindeutig. Dies spricht für eine sehr gute Beurteilbarkeit der untersuchten Präparate. Bei einer vergleichbaren Studie mit sechs Präparaten wurde mittels einer Spiralcomputertomographie eine Genauigkeit von 1,05 mm positiver Abweichung beobachtet, d.h. der gemessene Wert lag in der Spiraltomographie maximal 1,05 mm höher als bei den realen Schnittpräparaten. Die maximale negative Abweichung betrug 1,36 mm, d.h. der Wert lag bei der Spiraltomographie maximal 1,36 mm niedriger als in den realen Schnittpräparaten [10]. Bei dieser Studie wurden ebenfalls wie in der vorliegenden Untersuchung Guttaperchastifte als radioopake Marker benutzt. Studien mit größerer Anzahl von Untersuchungsobjekten (31 Präparate) ergeben im Durchschnitt Abweichungen bei der Spiraltomographie von 1,64 mm und bei der Computertomographie von 1,09 mm [52]. In der vorliegenden Studie mit 18 Kopfpräparatehälften und 70 beurteilbaren Messstellen konnte bei einer durchschnittlichen Abweichung des VCT von 0,09 mm innerhalb der Abstandsmessung vom Kanaloberrand zum Alveolarkammrand eine höhere Genauigkeit des VCT im Vergleich zu anderen dreidimensionalen Röntgentechniken festgestellt werden.

Die vorliegende Studie zeigt also, dass die VCT eine sehr hohe Messgenauigkeit aufweist und damit zur Implantatplanung gut geeignet wäre. Zwar kann der Operateur versuchen, diese Genauigkeit in der vertikalen Dimension zu übertragen, jedoch ist die Präzision einer CT-gestützten Planung stets abhängig von einer zahntechnisch umgesetzten Bohrschablone. Bei einer solchen Planung werden auf der Grundlage der dreidimensionalen Röntgenbilder Bohrschablonen erstellt, mit deren Hilfe die dreidimensionale Simulation auf den Operationssitus transferiert werden soll. Mit welcher Präzision solche Übertragungen möglich sind, wurde bereits untersucht. Die Abweichungen liegen im Bereich von 0,2 mm [30]. Insbesondere bei zahnlosen Patienten kann jedoch die Fixation der Bohrschablone problematisch werden.

Ein entscheidender Faktor für die Beschränkung dreidimensionaler Röntgentechnik zur Implantatplanung komplexerer Patientenfälle ist die im Vergleich zum Orthopantomogramm erhöhte Strahlenbelastung des Patienten. Hinzu kommt der höhere technische, finanzielle und zeitliche Aufwand. Die Strahlenbelastung und das Risiko einer tödlichen Krebserkrankung werden in der European Guideline on Radiation von 2004 für die Orthopantomographie und die Computertomographie angegeben. Die effektive Dosis für die Orthopantomographie beträgt 3,85-30  $\mu\text{Sv}$ , für ein CT-Scan der Mandibula 364-1202  $\mu\text{Sv}$ . Dementsprechend ist für die Orthopantomographie das Risiko pro eine Million Patienten infolge der Strahlenbelastung an einem tödlichen Tumor zu erkranken, auf 0,21-1,9 und für den CT-Scan der Mandibula auf 18,2-88 zu beziffern [26].

Zur Strahlenbelastung der VCT gibt es bislang Angaben anhand eines 16-cm-Phantoms. Der CTDI (computed tomography dose index) beträgt dort 0,172 mGy/mAs [37]. Dieser Wert ist mit dem eines herkömmlichen Computertomographen bei identischer Röhrenspannung vergleichbar [40]. Dosisreduktionen bei den dreidimensionalen Aufnahmetechniken sind durch die Beschränkung der Darstellung auf das relevante Knochengebiet zu erreichen [23, 48]. Weiterhin kann die Strahlenbelastung der Computertomographie auch durch Reduktion der Röhrenstromstärke und Aufnahmezeit gesenkt werden. So wurde nachgewiesen, dass eine Dosisreduktion zwischen 50 % und 76 % keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Messung hat [35, 55]. MOZZO ET AL. sind sogar der Auffassung, dass eine Dosisreduktion um den Faktor neun die diagnostische Aussagekraft nicht beeinträchtigt [69].

Inwieweit eine Dosisreduktion der VCT ohne Einfluss auf die metrische Genauigkeit bleibt, ist in folgenden Studien noch zu untersuchen. Außerdem ist zu bemerken, dass die Klarheit der Darstellung in der VCT in der vorliegenden Studie subjektiv wesentlich besser ist als bei vergleichbaren Aufnahmen einer herkömmlichen CT, insbesondere die Auflösung im Bereich knöcherner Strukturen.

Die Vorteile einer genaueren dreidimensionalen präoperativen Implantatplanung ergeben sich vor allem bei komplexeren Patientenfällen mit geringem Knochenangebot und der damit verbundenen Gefahr der Perforation des Canalis mandibulae. Bei ausgewählten Fällen besteht durch eine präzise Implantatplanung und

Operationssimulation die Möglichkeit, aufwendige Knochenaufbaumaßnahmen zu umgehen bzw. das Ausmaß des Knochenaufbaus deutlich zu reduzieren. Dies stellt für den Patienten in den meisten Fällen eine Reduzierung der Behandlungsdauer dar und ist mit deutlich geringerem Komplikationsrisiko verbunden. Des Weiteren ist durch eine exakte Implantatposition auch eine Verbesserung der prothetischen Versorgung hinsichtlich der statischen Belastung und der Ästhetik möglich. Der Implantationsort kann anhand des rekonstruierten Volumens beliebig in voller räumlicher Orientierung betrachtet und beurteilt werden und erhöht somit die Sicherheit des Eingriffes. Die präoperative dreidimensionale präzise Darstellung der Operationsregion kann zur Vermeidung unvorhergesehener intraoperativer Schwierigkeiten beitragen. Als nachteilig ist die im Vergleich zur Orthopantomographie erhöhte Strahlenbelastung zu beurteilen, weshalb jene als Standarddiagnostik bei unkomplizierten Patientenfällen immer noch Anwendung findet. Somit stellt die präzisere Diagnostik mit Hilfe der VCT eine Möglichkeit dar, zukünftig das vorhandene Knochenangebot besser ausnutzen zu können. Dadurch kann eventuell die Indikation des präimplantologischen Knochenaufbaus enger gestellt werden. Die subjektiv beobachtete wesentlich höhere Auflösung der Knochenstrukturen in der VCT im Vergleich zu anderen dreidimensionalen Aufnahmetechniken imponiert durch eine realistische Darstellung, die über die Knochenquantität hinaus eine Einschätzung der Knochenqualität zu ermöglichen scheint.

Abschließend ist jedoch kritisch anzumerken, dass eine limitierte Anzahl von 18 Kopfpräparatehälften für die durchgeführte Untersuchung zur Verfügung standen und die vorliegenden Ergebnisse sich ausschließlich auf die genannten Geräte und Verfahren beziehen. Die Messungen wurden nur von einer Person und ohne Feststellung der Intraobserver-Variabilität durchgeführt. Der Einflussparameter der Erfahrung des Röntgenbildbetrachters wurde nicht in die Untersuchung einbezogen. Um genauere und allgemeingültigere Aussagen treffen zu können, müssten weitere Studien mit einer größeren Anzahl an Untersuchungsobjekten durchgeführt werden. Zukünftig ist ebenfalls von großem Interesse, inwieweit die Aufnahmen der VCT Rückschlüsse auf die Knochendichte erlauben. Aussagen über die Knochenqualität sind in der Implantologie ein zentrales Kriterium für die Vorhersagbarkeit des Implantationserfolges und können therapieentscheidend sein.

## 6 Zusammenfassung - Summary

### 6.1 Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde die metrische Genauigkeit verschiedener röntgenologischer Verfahren zur präimplantologischen Diagnostik untersucht. Das Standardverfahren der Orthopantomographie und das noch im experimentellen Stadium befindliche Verfahren der Flächendetektor-Volumencomputertomographie (engl. flat panel volumetric computed tomography, VCT) wurden zu diesem Zweck mit realen Schnittpräparaten humaner Unterkiefer verglichen. Im Bereich der Orthopantomographie kamen fünf Geräte sowohl konventioneller als auch digitaler Technik zum Einsatz. Das Hauptaugenmerk lag auf der Darstellung des im Unterkiefer verlaufenden Canalis mandibulae und des crestal befindlichen Knochenangebotes. Insbesondere ist dabei die Distanz von dem Oberrand des Canalis mandibulae zum crestalen Alveolarkammrand von Bedeutung.

Die Untersuchung wurde an 18 Kopfpräparatehälften durchgeführt. An ihnen wurden röntgenopake Marker fixiert, die an definierten Stellen den Vergleich der röntgenologischen Verfahren mit den realen Schnittpräparaten erlaubten. Die röntgenopaken Marker wurden sowohl in horizontaler als auch vertikaler Dimension vermessen. Zusätzlich wurde der Abstand vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae bestimmt.

In der vertikalen Dimension variierten bei den fünf Orthopantomographieverfahren die maximalen Vergrößerungsfaktoren von 1,15 bis 1,23.

Für jedes der fünf Orthopantomographieverfahren wurde der durchschnittliche vertikale Vergrößerungsfaktor ermittelt. Die Werte lagen zwischen 1,05 und 1,13.

In der Horizontalen variierten die maximalen Vergrößerungsfaktoren der fünf Orthopantomographieverfahren von 1,16 bis 1,37. Ebenso wurde der durchschnittliche horizontale Vergrößerungsfaktor für jedes der fünf Orthopantomographieverfahren bestimmt. Die Werte lagen zwischen 1,05 und 1,15.

Bei dem Verfahren der VCT unterschieden sich die Werte in der Vertikalen und Horizontalen nur geringfügig von den realen Schnittpräparaten. Der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor lag in der Vertikalen bei 1,01, in der Horizontalen bei 1,00.

Aufgrund der Abweichung des maximalen Vergrößerungsfaktors zum durchschnittlichen Vergrößerungsfaktor ist zu empfehlen, dass für die präimplantologische Diagnostik und Planung eine metrische Auswertung von Orthopantomogrammen nicht auf der Annahme konstanter Vergrößerungsfaktoren, sondern auf einem Vergleich mit in situ befindlichen Referenzobjekten basieren sollte.

Innerhalb der präimplantologischen Diagnostik ist besonders die Abstandsmessung vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae zu beachten. Hierbei variierte bei den fünf verschiedenen Orthopantomographieverfahren die Nichtbeurteilbarkeit des Oberrandes von 15,3 bis 25,0 %, bei der VCT hingegen lag sie bei 2,8 %.

Bei der Abstandsmessung vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae betrug der maximale Vergrößerungsfaktor bei der VCT 1,05. Innerhalb der fünf Orthopantomographieverfahren variierten die maximalen Vergrößerungsfaktoren von 1,34 bis 1,49.

Der maximale Vergrößerungsfaktor der Orthopantomographie bei der Abstandsmessung vom crestalen Alveolarkammrand zum Oberrand des Canalis mandibulae ist damit höher als bei den Vermessungen der eindeutig sichtbaren röntgenopaken Marker.

Bei dem Umgang mit der bildbearbeitenden Software für die Datensätze der VCT-Aufnahmen war subjektiv eine im Vergleich zu anderen dreidimensionalen Röntgentechniken beeindruckende Detailerkennbarkeit festzustellen, insbesondere bei knöchernen Strukturen.

Derzeit ist die VCT im experimentellen Stadium und noch nicht für Untersuchungen am lebenden Menschen zugelassen. Die Größe der zu untersuchenden Objekte ist im Dual-Panel-Mode auf 13,6 cm in der xy-Ebene und 21 cm in der z-Richtung beschränkt.

Weitere Untersuchungen hinsichtlich der Strahlenbelastung und der Beurteilbarkeit der Knochendichte stehen noch aus, bevor die VCT eventuell zu einer ergänzenden präimplantologischen Röntgendiagnostik herangezogen werden kann.

## 6.2 Summary

In the present study the metric precision of different radiological procedures is investigated for their application in pre-implantological diagnostics. For this purpose, standard procedures of orthopantomography as well as the procedure of flat panel volumetric computed tomography (VCT), still in the trial phase, were applied and compared with real preparations of human lower jaw. For the orthopantomography a total of five apparatuses of both conventional and digital technology were applied.

The main focus was on the presentation of the mandibular canal (lower jaw) and the crestally located bone structures. Of particular significance was the distance between the upper edge of the mandibular canal and the crestal alveolar ridge.

The investigation was carried out on 18 preparations of cranial halves. To these radiographical opaque markers were fixed, which allowed for comparison of different radiological procedures with real preparations at defined anatomical sites. Quantification of the radiographical opaque markers occurred in horizontal and vertical dimensions. In addition, the distance between the crestal alveolar ridge and the upper ridge of the mandibular canal were determined.

The maximal augmentation factors of the vertical dimension of the five orthopantomographic procedures varied in values from 1.15-1.23.

For each of the five orthopantomographic procedures the average vertical augmentation factor was determined. The values ranged from 1.05-1.13.

In the horizontal dimension the maximal augmentation factors of the five orthopantomographies varied in values from 1.16-1.37. Likewise, as carried out for the vertical dimension, the average horizontal augmentation factor was determined for each of the five orthopantomographic procedures. The values were between 1.05-1.15.

In the case of the VCT, the values of the vertical and horizontal dimension displayed only minimal discrepancies from the real preparations of human lower jaw. The average of the augmentation factor for the vertical dimension was 1.01, for the horizontal dimension the average was 1.00. For the purpose of preimplantational diagnostics and planning, it is recommended that because of the deviation of the maximal augmentation factor from the average augmentation factor, any metric validation of the orthopantograms not be based on constant augmentation factors, but instead in relation to *in situ*.

Regarding the preimplantological diagnostics, particular attention must be paid to the distance between the crestal alveolar ridge and the upper ridge of the mandibular canal. For all five different orthopantomographies the percentage of cases in which it was not possible to evaluate the upper edge of the mandibular canal varied from 15.3-25 %, whereas for the VCT it was only 2.8 %. The measurement of the distance between the crestal alveolar ridge and the upper edge of the mandibular canal displayed a maximum augmentation factor for the VCT of 1.05. Amongst the five orthopantomographies the values of the maximal augmentation factors varied from 1.34-1.49.

The maximal augmentation factor obtained for the measurement of the distance between the crestal alveolar ridge and the upper edge of the mandibular canal was thus higher than that obtained with the clearly visible radiographic opaque markers in the orthopantomographies.

In handling the image software for the datasets of the VCT images, the details identified were impressive when subjectively compared to other three-dimensional radiology techniques, in particular with osseous structures.

Currently, VCT is in pilot phase and it has, as yet, not been licensed as a diagnostic tool. Its limitations lie in the size of its investigational objects, which are restricted in the dual-pane-mode to 13.6 cm for the xy-plane, and to 21 cm for the z-plane.

Further investigations will need to be carried out in the future with regard to the radiation load and assessability of bone density, before VCT can possibly play a part in pre-implantological radiodiagnostics.

## 7 Literaturverzeichnis

1. Ambrose, J. and G. Hounsfield, *Computerized transverse axial tomography*. Br J Radiol, 1973. **46**(542): p. 148-9.
2. Andersson, J.E. and K. Svartz, *CT-scanning in the preoperative planning of osseointegrated implants in the maxilla*. Int J Oral Maxillofac Surg, 1988. **17**(1): p. 33-5.
3. Arai, Y., et al., *Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use*. Dentomaxillofac Radiol, 1999. **28**(4): p. 245-8.
4. Bartling, R., K. Freeman, and R.A. Kraut, *The incidence of altered sensation of the mental nerve after mandibular implant placement*. J Oral Maxillofac Surg, 1999. **57**(12): p. 1408-12.
5. Behfar, L., *Fehlpositionierungsbedingte „Verzerrungen“ der Panoramaschichtaufnahme*, Med. Dissertation. 2005: Hamburg-Eppendorf.
6. Behrman, S.J., *Complications of sagittal osteotomy of the mandibular ramus*. J Oral Surg, 1972. **30**(8): p. 554-61.
7. Benninghoff, A., *Anatomie: makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen*  
Band 1: Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungsbiologie, Bewegungsapparat, Herz-Kreislauf-System, Immunsystem, Atem-und Verdauungsapparat  
ed. D. Drenckhahn, Zenker, W. Vol. 15. 1994, München: Urban & Schwarzenbeck. 471-527.
8. Bou Serhal, C., et al., *Absorbed doses from spiral CT and conventional spiral tomography: a phantom vs. cadaver study*. Clin Oral Implants Res, 2001. **12**(5): p. 473-8.
9. Bou Serhal, C., et al., *The accuracy of spiral tomography to assess bone quantity for the preoperative planning of implants in the posterior maxilla*. Clin Oral Implants Res, 2000. **11**(3): p. 242-7.
10. Bou Serhal, C., et al., *Organ radiation dose assessment for conventional spiral tomography: a human cadaver study*. Clin Oral Implants Res, 2001. **12**(1): p. 85-90.
11. Bou Serhal, C., et al., *Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature*. Clin Implant Dent Relat Res, 2002. **4**(3): p. 156-72.

12. Bouyssie, J.F., et al., *Stereolithographic models derived from x-ray computed tomography. Reproduction accuracy.* Surg Radiol Anat, 1997. **19**(3): p. 193-9.
13. Butterfield, K.J., M. Dagenais, and C. Clokie, *Linear tomography's clinical accuracy and validity for presurgical dental implant analysis.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1997. **84**(2): p. 203-9.
14. Casselman, J.W., Quiryne, M., Lemahieu, S.F., Baert, A.L. & Bonte, J., *Computed tomography in the determination of anatomical landmarks in the perspective of endosseous oral implant installation.* J Head & Neck Pathol 1988. **7**: p. 255-264.
15. Catic, A., et al., *Dimensional measurements on the human dental panoramic radiographs.* Coll Antropol, 1998. **22 Suppl**: p. 139-45.
16. Cavalcanti, M.G., et al., *Validation of spiral computed tomography for dental implants.* Dentomaxillofac Radiol, 1998. **27**(6): p. 329-33.
17. Coleman, R.D. and R.A. Smith, *The anatomy of mandibular anesthesia: review and analysis.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1982. **54**(2): p. 148-53.
18. Dieckmann, J., *Plastische Chirurgie im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich.* 12 ed, ed. N. Schwenzer. 1979, Stuttgart: Thieme.
19. Düker, J., *Röntgendiagnostik mit der Panoramaschichtaufnahme.* Vol. 2. 2000, Heidelberg: Hüthig.
20. Eckerdal, O. and S. Kvint, *Presurgical planning for osseointegrated implants in the maxilla. A tomographic evaluation of available alveolar bone and morphological relations in the maxilla.* Int J Oral Maxillofac Surg, 1986. **15**(6): p. 722-6.
21. Ekestubbe, A., et al., *Low-dose tomographic techniques for dental implant planning.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(5): p. 650-9.
22. Ekestubbe, A., K. Grondahl, and H.G. Grondahl, *Quality of preimplant low-dose tomography.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1999. **88**(6): p. 738-44.
23. Ekestubbe, A., et al., *Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: comparison with conventional tomography.* Dentomaxillofac Radiol, 1993. **22**(1): p. 13-7.
24. Ellies, L.G., *Altered sensation following mandibular implant surgery: a retrospective study.* J Prosthet Dent, 1992. **68**(4): p. 664-71.

25. Ennis, L.M., Berry, H. M., Phillips, J. E., *Dental radiology*. 5 ed. 1959, Philadelphia: Lea and Febiger.
26. European Commission, *European Guideline on Radiation: Effective dose and risk of cancer*. 2004,  
[http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/136\\_en.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/136_en.pdf),  
zugegriffen am 10.06.2007
27. Falk, A., S. Gielen, and L. Heuser, *CT data acquisition as a basis for modern diagnosis and therapy in maxillofacial surgery*. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1995. **24**(1 Pt 2): p. 69-75.
28. Fischer, G., *Die örtliche Betäubung in der Zahnheilkunde mit besonderer Berücksichtigung der Schleimhaut- und Leitungsanästhesie* 9ed. 1951, Leipzig: Barth.
29. Frederiksen, N.L., *Specialized radiographic techniques*. 4 ed. *Oral radiology: principles and interpretation*  
ed. S.C. White, Pharoah, M.J. 2000, St.Louis, Missouri: Mosby, Inc. 217-240.
30. Gaggl, A., G. Schultes, and H. Karcher, *Navigational precision of drilling tools preventing damage to the mandibular canal*. *J Craniomaxillofac Surg*, 2001. **29**(5): p. 271-5.
31. Goch, I., *Vergleich metrischer Genauigkeit von Computertomographie, digitaler Volumentomographie und Orthopantomographie in der modernen Implantologie*. *Med. Dissertation*. 2005: Düsseldorf.
32. Gomez-Roman, G., et al., *Area-dependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and its significance for implant dentistry*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999. **14**(2): p. 248-57.
33. Gray, C.F., T.W. Redpath, and F.W. Smith, *Magnetic resonance imaging: a useful tool for evaluation of bone prior to implant surgery*. *Br Dent J*, 1998. **184**(12): p. 603-7.
34. Hahn, S., *Die Darstellung des Canalis mandibulae auf der Panoramaschichtaufnahme*. *Med. Dissertation*. 1990: Hamburg.
35. Haßfeld, S., et al., *Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik*. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 1998. **2**: p. 188.
36. Heckmann, K., *Die Röntgenperspektive und ihre Umwandlung durch eine neue Aufnahmetechnik*. *Fortschr Röntgenstr*, 1939. **60**: p. 144-157.

37. Heidrich, G., et al., [*Non-destructive, preclinical evaluation of root canal anatomy of human teeth with flat-panel detector volume CT (FD-VCT)*]. *Rofo*, 2005. **177**(12): p. 1683-90.
38. Herr, R., *Die Lage des Nervus alveolaris inferior und der Gefäße im Mandibularkanal und die Lage des Mandibularkanals im Unterkiefer im Hinblick auf operative Eingriffe*. 1988: Freiburg (Breisgau).
39. Hildebolt, C.F., R.A. Couture, and B.R. Whiting, *Dental photostimulable phosphor radiography*. *Dent Clin North Am*, 2000. **44**(2): p. 273-97, vi.
40. Homolka, P., et al. , *Eine einfache Methode zur Abschätzung der effektiven Dosis bei Dental-CT*. *Fortschr Röntgenstr*, 2001. **173**: p. 558-562.
41. Horch, H.-H., *Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie I*. 3 ed. *Praxis der Zahnheilkunde*. Vol. 10/I. 1997, München: Urban & Schwarzenberg.
42. Ikeda, K., et al., *Multiplanar MR and anatomic study of the mandibular canal*. *AJNR Am J Neuroradiol*, 1996. **17**(3): p. 579-84.
43. Jacobs, R., van Steenberghe, D., *Radiographic Planning and Assessment of Endosseous Oral Implants*. 1998, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag. 7-29.
44. Jeffcoat, M., et al., *Planning interactive implant treatment with 3-D computed tomography*. *J Am Dent Assoc*, 1991. **122**(11): p. 40-4.
45. Jones, J.D., R.R. Seals, and E. Schelb, *Panoramic radiographic examination of edentulous patients*. *J Prosthet Dent*, 1985. **53**(4): p. 535-9.
46. Jung, M., *Digitales Röntgen*. *Curriculum Endodontie*, ed. C. Kockapan. 2003, Berlin: Quintessenz Verlag.
47. Kalender, W.A., *Computertomographie 2000*, München: M&D.
48. Kassebaum, D.K., et al., *Absorbed dose determination for tomographic implant site assessment techniques*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1992. **73**(4): p. 502-9.
49. Kiersch, T.A. and J.E. Jordan, *Duplication of the mandibular canal*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1973. **35**(1): p. 133-4.
50. Kieser, J., D. Kieser, and T. Hauman, *The course and distribution of the inferior alveolar nerve in the edentulous mandible*. *J Craniofac Surg*, 2005. **16**(1): p. 6-9.
51. Kieser, J.A., M. Paulin, and B. Law, *Intrabony course of the inferior alveolar nerve in the edentulous mandible*. *Clin Anat*, 2004. **17**(2): p. 107-11.

52. Kim, K.D., Park, C.S., *Reliability of spiral tomography for implant site measurement of the mandible compared with DentaScan computed tomography*. Advances in maxillofacial imaging, ed. A.G. Farman, Ruprecht, A., Gibbs, S.J., Scarfe, W.C. 1997, Amsterdam: Elsevier Science BV. 119-126.
53. Klimbacher, G., *Vergleich der vertikalen Darstellungsgenauigkeit von Orthopantomogramm, Scanora-Orthopantomogramm und Dental-CT zur Bestimmung des jeweiligen Vergrößerungsfaktors. Feststellen der Genauigkeit von OPTG und Scanora-OPTG für die Implantatplanung*. Med. Dissertation. 2006: Wien.
54. Klinge, B., A. Petersson, and P. Maly, *Location of the mandibular canal: comparison of macroscopic findings, conventional radiography, and computed tomography*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1989. **4**(4): p. 327-32.
55. Kornas, M., et al., *Metrische Genauigkeit der CT-Analyse vor enossaler Implantation*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1997. **53**: p. 120-126.
56. Krüger, E., *Lehrbuch der chirurgischen Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. Vol. 3. Auflage. 1979, Berlin: Quintessenz.
57. Kubik, S., *[Anatomy of the jaw bones with reference to endosseous blade implantation. I. Mandible]*. Zwr, 1976. **85**(6): p. 264-71.
58. Langlais, R.P., R. Broadus, and B.J. Glass, *Bifid mandibular canals in panoramic radiographs*. J Am Dent Assoc, 1985. **110**(6): p. 923-6.
59. Lautenbach, E., *Strukturen der Kieferknochen. Eine Studie mit dem Raster-Elektronenmikroskop*. 4 ed. 1979, Heidelberg: Hüthig.
60. Levine, M.H., A.L. Goddard, and T.B. Dodson, *Inferior alveolar nerve canal position: a clinical and radiographic study*. J Oral Maxillofac Surg, 2007. **65**(3): p. 470-4.
61. Lindh, C. and A. Petersson, *Radiologic examination for location of the mandibular canal: a comparison between panoramic radiography and conventional tomography*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1989. **4**(3): p. 249-53.
62. Lindh, C., A. Petersson, and B. Klinge, *Visualisation of the mandibular canal by different radiographic techniques*. Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(2): p. 90-7.
63. Luka, B., et al., *2D and 3D CT reconstructions of the facial skeleton: an unnecessary option or a diagnostic pearl?* Int J Oral Maxillofac Surg, 1995. **24**(1 Pt 2): p. 76-83.

64. Mattila, K., *Panorama-Röntgenverfahren. Rückblick und Ausblick*. Panorama-Röntgenographie: wiss. Symposium Hannover, 29.-30. Oktober 1982, ed. T. Jung. 1984, Heidelberg: Hüthig. 10-18.
65. McDavid, W.D., et al., *Dimensional reproduction in direct digital rotational panoramic radiography*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1993. **75**(4): p. 523-7.
66. Mlosek, K. and H. Markiewicz, [*Diagnostic value of radiological examination of the mandibular canal (author's transl)*]. Pol Przegl Radiol Med Nukl, 1980. **44**(6): p. 473-9.
67. Möbes O., B.J., Schnelle, C., Ewen, K., Kemper, J., Cohnen, M., *Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramascichtaufnahme und Computertomographie*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2000. **55**: p. 335-339.
68. Molander, B., H.G. Grondahl, and A. Ekestubbe, *Quality of film-based and digital panoramic radiography*. Dentomaxillofac Radiol, 2004. **33**(1): p. 32-6.
69. Mozzo, P., et al., *A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results*. Eur Radiol, 1998. **8**(9): p. 1558-64.
70. Napier, I.D., *Reference doses for dental radiography*. Br Dent J, 1999. **186**(8): p. 392-6.
71. Nortje, C.J., A.G. Farman, and F.W. Grotepass, *Variations in the normal anatomy of the inferior dental (mandibular) canal: a retrospective study of panoramic radiographs from 3612 routine dental patients*. Br J Oral Surg, 1977. **15**(1): p. 55-63.
72. Paatero, Y.V., *A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces*. Acta radiol, 1949. **32**(2-3): p. 177-84, illust.
73. Pasler, F.A., *Zahnärztliche Radiologie*. Vol. 4. 2003, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 175-203.
74. Pasler, F.A., Visser, H., *Zahnmedizinische Radiologie - Bildgebende Verfahren*. Farbatlant der Zahnmedizin, ed. K.H. Rateitschak. Vol. 5. 2000, Stuttgart: Thieme Verlag.
75. Quirynen, M., et al., *CT scan standard reconstruction technique for reliable jaw bone volume determination*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1990. **5**(4): p. 384-9.
76. Racz, L., T. Maros, and L. Seres-Sturm, [*Anatomical variations of the nervus alveolaris inferior and their importance for the practice (author's transl)*]. Anat Anz, 1981. **149**(4): p. 329-32.

77. Reich, R.H., *Anatomische Untersuchungen zum Verlauf des Canalis mandibularis*. Dtsch Zahnärztl Z 1980. **35**: p. 972- 975.
78. Richter, E.J., *Implantologie in der Zahnheilkunde*. 2005, Dtsch. Zahnärztl. Z. 60, 915-9416(2005)Stellungnahme der DGZMK 01.07.2005 Version 3 DZZ 8 (60/2005).
79. Ring, A.L., *Röntgenologisch- anatomische Studien am Canalis mandibularis und dessen Abzweigungen unter Berücksichtigung differentialdiagnostischer Besonderheiten*. Dtsch Zahnärztebl, 1968. **22**: p. 331- 338.
80. Rohen, J.W., *Anatomie für Zahnmediziner*. 3 ed. 1994, Stuttgart: Schattauer, F.K. Verlag.
81. Rouas, P., J. Nancy, and D. Bar, *Identification of double mandibular canals: literature review and three case reports with CT scans and cone beam CT*. Dentomaxillofac Radiol, 2007. **36**(1): p. 34-8.
82. Sanchis, J.M., M. Penarrocha, and F. Soler, *Bifid mandibular canal*. J Oral Maxillofac Surg, 2003. **61**(4): p. 422-4.
83. Schiebler, H.T., Schmidt, W., Zilles, K., *Anatomie*. Vol. 7. 1997, Berlin: Springer-Verlag. 385 - 484.
84. Schroll, K., *Die röntgenologische Darstellung des Mandibularkanals und der Arteria alveolaris inferior*. Öst Z Stomat, 1974. **71**: p. 346- 352.
85. Schwarz, M.S., et al., *Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1987. **2**(3): p. 137-41.
86. Setz, J., Krämer, A., Lin, W., *Vermessen von Orthopantomogrammen in der präimplantären Diagnostik*. Z Zahnärztl Implantol, 1989. **5**(64).
87. Sonick, M., Abrahams, J., Faiella, R., *A comparison of the accuracy of the periapical panoramic and computerized tomographic radiographs in locating the mandibular canal*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1994. **9**: p. 455-460.
88. Spitzer, W., Rücker, M., *Zahnärztliche Röntgenologie*. Allgemeine Chirurgie, ed. Schwenzer, N., Ehrenfeld, M. Vol. 3. 2000, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 215-261.
89. Svendsen, P., L. Quiding, and I. Landahl, *Blackout and other artefacts in computed tomography caused by fillings in teeth*. Neuroradiology, 1980. **19**(5): p. 229-34.

90. Szabo, G., Keck, B., d' Hoedt, B., *Präimplantologische Diagnostik mit individuellen Röntgeschablonen im Orthopantomogramm. Z Zahnärztl Implantol VII*, 1991. **33**.
91. Teeuwen, R., *Schädigung des Nervus alveolaris inferior durch überfülltes Wurzelkanalfüllmaterial. Endodontie 1999. 8(Quintessenz): p. 323.*
92. Thiel, H.-J., Haßfeld, S., *Schnittbilddiagnostik in MKG - Chirurgie und Zahnmedizin. Vol. 1. 2001, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.*
93. Traupe, H., Kotitschke, K., *Volumen - CT. 2002, <http://www.uniklinikum-giessen.de/kis-ris-pacs/archiv/2002/di1730.pdf>, zugegriffen am 12.06.2007*
94. Treasure, P., N.P. Chandler, and C.G. Wilson, *Image shift of intracoronar pins viewed on bite-wing and panoramic radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1994. **77(1)**: p. 80-5.
95. Tronje, G., et al., *Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances. Acta Radiol Diagn (Stockh)*, 1981. **22(4)**: p. 449-55.
96. Tronje, G., et al., *Image distortion in rotational panoramic radiography. I. General considerations. Acta Radiol Diagn (Stockh)*, 1981. **22(3A)**: p. 295-9.
97. Turvey, T.A., *Intraoperative complications of sagittal osteotomy of the mandibular ramus: incidence and management. J Oral Maxillofac Surg*, 1985. **43(7)**: p. 504-9.
98. Verstreken, K., et al., *Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996. **11(6)**: p. 806-10.
99. Wakoh, M. and K. Kuroyanagi, *Digital imaging modalities for dental practice. Bull Tokyo Dent Coll*, 2001. **42(1)**: p. 1-14.
100. Waldeyer, A., *Anatomie des Menschen. 17 ed, ed. J. Fanghänel. 2003, Berlin: de Gruyter.*
101. Weber, J., *Hochauflösende Bildgebung und Volumetrie: Vergleich des Prototypen eines Volumencomputertomographen mit Flachbildetektoren mit einem klinischen CT-System. Med. Dissertation. 2005: Gießen.*
102. Westermarck, A., H. Bystedt, and L. von Konow, *Inferior alveolar nerve function after mandibular osteotomies. Br J Oral Maxillofac Surg*, 1998. **36(6)**: p. 425-8.
103. White, S.C., Pharoah, M.J., *Oral radiology: principles and interpretation. 4 ed. 2000, St.Louis, Missouri: Mosby, Inc.*

104. Williams, J.R. and A. Montgomery, *Measurement of dose in panoramic dental radiology*. Br J Radiol, 2000. **73**(873): p. 1002-6.
105. Williams, M.Y., B.L. Mealey, and W.W. Hallmon, *The role of computerized tomography in dental implantology*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1992. **7**(3): p. 373-80.
106. Wilson, S., P. Johns, and P.M. Fuller, *The inferior alveolar and mylohyoid nerves: an anatomic study and relationship to local anesthesia of the anterior mandibular teeth*. J Am Dent Assoc, 1984. **108**(3): p. 350-2.
107. Ziedses des Plantes, B.G., *Een bijzondere methode voor het maken van Röntgenphotos van schedel en wervelkolom*. Ned Tijdschr Geneesk, 1931. **75**: p. 5218-5222.

## 8 Erklärung

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.

Thomas Höhler

## 9 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Universitätsprofessor Dr. Dr. Hans-Peter Howaldt, Direktor der Abteilung für Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg, Standort Gießen, für die freundliche Überlassung des Themas dieser Arbeit.

Frau Dr. Dr. Heidrun Schaaf, Oberärztin der Abteilung für Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie, danke ich für Ihr Engagement und Ihre unermüdliche Unterstützung.

Bei Herrn Dr. Andreas May, wissenschaftlicher Mitarbeiter der Abteilung für Oralchirurgie, bedanke ich mich für seinen fachlichen Rat und sein großes Engagement.

Herrn Universitätsprofessor Dr. Horst Traupe, Leiter der Abteilung für Neuroradiologie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg, Standort Gießen, danke ich für die Nutzung des Volumetomographen zu dieser Studie.

Frau Universitätsprofessorin Dr. Eveline Baumgart-Vogt, Direktorin des Institutes für Anatomie und Zellbiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen, gilt der Dank für die Bereitstellung der anatomischen Präparate.

Herrn Dr. Martin Obert und Frau Kathrin Respondek, Projekt Volumetomograph, danke ich für die Unterstützung bei den Röntgenaufnahmen und für die aufschlussreichen Anregungen.

Bei Herrn Dr. Rolf-Hasso Bödeker, Leiter der Arbeitsgruppe medizinische Statistik, sowie Herrn Wolfgang Papst, wissenschaftlicher Mitarbeiter, bedanke ich mich für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Herrn AOR Dr. Wieland Stöckmann, wissenschaftlicher Mitarbeiter im Institut für Anatomie und Zellbiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen, und Herrn Dr. Philipp Streckbein, wissenschaftlicher Mitarbeiter der Abteilung für Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie, danke ich für Ihre fachliche Unterstützung.

Besonders möchte ich mich bei meinen Eltern und Isabell bedanken.