

Evaluation dreidimensionaler radiologischer Verfahren zur Darstellung der Mandibula am Humanpräparat

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

vorgelegt von

Hübinger, Alexander
aus Dernbach/Westerwaldkreis

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. Weber

Tag der Disputation: 10. Dezember 2008

Für meine Eltern

INHALT

1	Einleitung	2
2	Geschichte der Tomographieverfahren	4
2.1	Orthopantomogramm (OPG)	5
2.2	Computertomogramm (CT)	7
2.3	Flächendetektor-Volumencomputertomogramm (engl.: flat panel vCT=fpvCT)	10
2.4	Digitales Volumentomogramm (DVT)	11
3	Planung der dentalen Implantation in der Mandibula	15
3.1	Anatomie der Mandibula	15
3.2	Durchführung der dentalen Implantation	15
4	Material und Methode	21
4.1	Durchführung der Röntgenaufnahmen	23
4.2	Herstellung der realen Schnittpräparate	24
5	Statistische Methoden und Kriterien	29
6	Ergebnisse	31
6.1	Vertikale Messung	31
6.1.1	Pinlängen in Abhängigkeit von der Lage	31
6.1.2	Pinlängen in Abhängigkeit vom Gerät	33
6.1.3	Abstand Canalis mandibulae - crestaler Rand der Mandibula in Abhängigkeit von der Lage	36
6.1.4	Abstand Canalis mandibulae - crestaler Rand der Mandibula in Abhängigkeit vom Gerät	38
6.2	Horizontale Messung	41
6.2.1	Abstand der Pins in Abhängigkeit von der Lage (crestal)	41
6.2.2	Abstand der Pins in Abhängigkeit vom Gerät (crestal)	43
6.2.3	Abstand der Pins in Abhängigkeit von der Lage (apikal)	45
6.2.4	Abstand der Pins in Abhängigkeit vom Gerät (apikal)	47
7	Diskussion	49
7.1	Diskussion von Material und Methode	50
7.2	Vertikale Dimension	51
7.3	Horizontale Dimension	54
7.4	Klinische Konsequenzen	56
8	Zusammenfassung	58

9 Summary	60
10 Literaturverzeichnis	62
11 Erklärung	68
12 Lebenslauf	69
13 Danksagung	70

1 Einleitung

Zur exakten Diagnostik und Therapie in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, sowie bei Operationen am Unterkiefer ist eine Lagebestimmung des Canalis mandibulae essentiell. Noch bedeutender ist dies bei elektiven Eingriffen im Rahmen der dentalen Implantologie. Hier kommen zur Implantatplanung meist nativradiologische Verfahren zum Einsatz, wobei die Lage des Nervus alveolaris inferior bestimmt und eine Verletzung des neurovaskulären Bündels verhindert werden kann [8, 31].

Das Standardverfahren in der Implantologie ist die Orthopantomographie (OPG). Liegen komplizierte Kieferverhältnisse nach Tumoroperationen oder starke Atrophien vor, so sind hochauflösende, dreidimensionale Verfahren, wie das Computertomogramm (CT), das digitale Volumentomogramm (DVT) oder die zur Zeit noch nicht am Menschen zugelassene Methode der Flächendetektorvolumencomputertomographie (flat panel volume CT=fpvCT) indiziert [23]. Die Gründe hierfür liegen darin, dass ansonsten intraoperativ benachbarte Strukturen wie Kieferhöhle, Nasenboden oder Nervus alveolaris inferior geschützt und das vorhandene Knochenangebot beurteilt werden müssen. So ist es beispielsweise möglich, mittels der o.g. dreidimensionalen Verfahren in den verschiedenen Schädelarealen sowohl unterschiedliche Knochenqualitäten, als auch die Knochenquantität zu erkennen. Daher kann man bereits während der Therapieplanung mit Hilfe der erwähnten Röntgendiagnostik bei entsprechend hoher Darstellungsgenauigkeit das Komplikationsrisiko minimieren. Mit den konventionellen Methoden der zahnärztlichen Radiologie (OPG und Zahnfilm) ist es häufig nicht möglich, den exakten Verlauf des Canalis mandibulae sowie die Höhe, Breite und Form des Alveolarkammes zu definieren [3, 7, 31, 38]. Vielmehr ist hier bereits jetzt die dreidimensionale Vermessung der knöchernen Kieferverhältnisse mit einem CT oder DVT gut geeignet, um ungünstige anatomische Verhältnisse bei der Implantatplanung zu erkennen [36].

Die verschiedenen Verfahren, DVT, CT und VCT, weisen hinsichtlich ihres Darstellungspotentials, sowie ihrer Strahlenbelastung verschiedene Vor- und Nachteile auf. Daher soll in dieser Studie durch metrische Auswertung die Genauigkeit verschiedener dreidimensionaler, radiologischer Verfahren anhand von Aufnahmen der Mandibula an Humanpräparaten geprüft werden.

Viele Röntgenverfahren weisen eine Darstellungsungenauigkeit gegenüber der Realität auf, die sich meist als eine Vergrößerung darstellt. Diese Vergrößerung ist gerade in der Planung der Längendimension in der Implantologie ein Risiko. Ziel der Arbeit ist es daher, nach Ermittlung der Genauigkeit der Verfahren dieses Risiko abzuschätzen und einen Sicherheitsabstand für das jeweilige Gerät zu definieren.

2 Geschichte der Tomographieverfahren

Die Anfänge der Tomographie finden sich bereits in den frühen Jahren des 20. Jahrhunderts. So entwickelte JOHANN RADON 1917 die so genannte Radontransformation. Sie stellte damals in einer von ihm veröffentlichten Arbeit über die Bestimmung von Funktionen einen rein theoretisch-mathematischen Ansatz dar und konnte zu diesem Zeitpunkt noch nicht für praktische Zwecke genutzt werden. Die ersten Panoramaschichtaufnahmen wurden bereits 1922 von ZULAUF und 1933 von NUMATA angefertigt. Es handelte sich um die so genannte Pantographie [60]. Der mit einer Bleiplatte hinterlegte Film wurde auf der Innenseite dem Zahnbogen angepasst und kontinuierlich mit dem durch eine Schlitzblende begrenzten schmalen Strahlenbündel von einer Seite zur anderen belichtet. Zeitgleich ließ sich BOCAGE das Prinzip der Tomographie patentieren. Dieses wurde 1939 von K. HECKMANN zur Schaffung der theoretischen Grundlagen zur Anpassung der Schichtaufnahmetechnik an die anatomischen Besonderheiten der Kiefer genutzt, was zunächst der speziellen Entwicklung der Orthopantomographie zuträglich war. PAATERO konnte als erster 1951 ein funktionstüchtiges Pantomographiegerät mit extraoralem Film vorstellen [49].

Erst einige Jahre später griff ALLAN MCLEOD CORMACK bei seiner Arbeit auf die theoretischen Erkenntnisse RADONS zurück und übertrug sie auf seine zunächst ebenfalls nur theoretischen Grundlagen der Computertomographie. Im Jahre 1968 nutzte GODFREY N. HOUNSFIELD, bei dem Versuch mittels einer neuen Technik das Körperinnere darzustellen, die Vorarbeit RADONS und CORMACKS und setzte die Theorie in die Praxis um. Die Idee war zunächst wie bei der Orthopantomographie, Röntgenstrahlen auf vielen Achsen durch ein Objekt zu schicken. Hierbei sollten nun aber die gewonnenen Daten mit Hilfe eines Computers ausgewertet werden. So konnte nach zahlreichen Tests an Tierpräparaten und Prüfkörpern 1971 die erste überlagerungsfreie Schichtaufnahme einer Patientin mittels eines Computertomographen angefertigt werden.

1979 wurden G.N. HOUNSFIELD und A.M. CORMACK mit dem Nobelpreis für Medizin geehrt [1, 21, 50, 60].

2.1 Orthopantomogramm (OPG)

Das Orthopantomogramm (Synonym: Panoramaschichtaufnahme) wurde aus der Tomographie entwickelt und folgt den Prinzipien der Schichtaufnahmetechnik. Das komplizierte Prinzip der Panoramaschichtaufnahme basiert grundlegend auf der Verwendung einer Schlitzblende und der koordinierten Bewegung des Fokus-Film-Systems [5, 50, 63]. Film und Röntgengerät rotieren während der Aufnahme um zwei für die rechte und linke Seite getrennte Drehachsen, so dass die scharfe Ebene der Form des Zahnbogens besser angepasst ist.

Die orthoradiale Darstellung aller Zähne und annähernd auch der aufsteigenden Äste mit den Kiefergelenken wurde durch eine Weiterentwicklung von PAATERO in Form der Bewegung von Film und Fokus um drei Rotationsachsen möglich [49, 56]. Diese neue Technik erhielt den Namen Orthopantomographie (OPG). Das erste Orthopantomographiergerät wurde 1961 serienreif produziert (Abb. 2.1) [5]. Seitdem wurde die Bildqualität durch Weiterentwicklung der Generatoren, Verkleinerung des Brennflecks, Optimierung des Bewegungsablaufs und elektronische Steuerung deutlich verbessert. Das Filmformat beträgt bei dieser Technik 15 x 30 cm [56].

Die korrekte Positionierung des Patienten entscheidet bei den heute routinemäßig verwendeten Geräten über die Qualität und die Interpretierbarkeit der Aufnahme. Sie erfolgt mittels der am Gerät installierten Aufbisslehre bzw. Kinnstütze und einem vertikalen und horizontalen Lichtvisier. Zur korrekten Positionierung lässt man den Patienten in die Aufbisslehre beißen oder führt ihn mit dem Kinn entsprechend an die dafür vorgesehene Stütze. Dabei achtet man darauf, dass der Unterkiefer nicht seitlich verschoben ist, was eine asymmetrische Unterkieferdarstellung zur Folge hätte. Des Weiteren wird der

Kopf des Patienten mittels des vertikalen Lichtvisiers an der Mediansagittalebene und des horizontalen Lichtvisiers entlang der „Frankfurter Horizontalen“ ausgerichtet. Die Aufnahme des OPG erfolgt in inzisaler Kopfbissstellung, um die Darstellung der Frontzahnregion zu verbessern [50, 65].

Das Orthopantomogramm liefert neben einer panoramaartigen Abbildung aller Zähne einen Überblick über den gesamten Unterkiefer inklusive der Kiefergelenke. Auch im Oberkiefer können angrenzende Regionen, insbesondere die Kiefer- und Nasenhöhlen, beurteilt werden. Es werden bei diesem Aufnahmeverfahren die rechte und linke Seite getrennt abgebildet, wodurch neben der Standarddiagnostik auch ein Seitenvergleich möglich ist [50, 63].

Die Strahlenexposition für den Patienten ist niedriger als bei beispielsweise anderen tomographischen Röntgenmethoden in der Zahnmedizin, wie z.B. dem CT oder dem DVT [61].

Trotz all der offensichtlich erscheinenden Vorteile hat die Orthopantomographie auch einige entscheidende Nachteile. Diese bestehen z.B. in der fehlenden Rekonstruierbarkeit der Aufnahmen, welche eine optimale Diagnostik und die daraus resultierende Therapie im Vergleich zu den dreidimensionalen Röntgentechniken erschweren [12]. So konnten verschiedene Autoren, so auch HANAZAWA ET AL. [24], zeigen, dass bei allen von ihnen untersuchten Röntgenmethoden bei der präoperativen Diagnostik, die dreidimensionalen besser abschnitten. HONEY ET AL. konnte dies auch für andere untersuchte Bereiche, z.B. die Kondylen, bestätigen [29]. Dem Orthopantomogramm fehlt die räumliche Information in Bezug auf die orthoradiale Ebene, das heißt, es gibt keine Informationen über das Knochenangebot in vestibulo-lingualer Richtung. Bezüglich der dentalen Implantologie fehlt beispielsweise die klinisch wichtige Information, ob konkave Grenzflächen des Knochens eine Implantation unmöglich machen [42].

Andere Autoren, wie z.B. FREI ET. AL [19], halten das Orthopantomogramm in Kombination mit einer eingehenden klinischen Voruntersuchung bei der

Implantatplanung als ausreichend. Sie wird durchaus als Basisdokumentation angesehen, welche durch weitere Projektionen ergänzt werden kann [55].

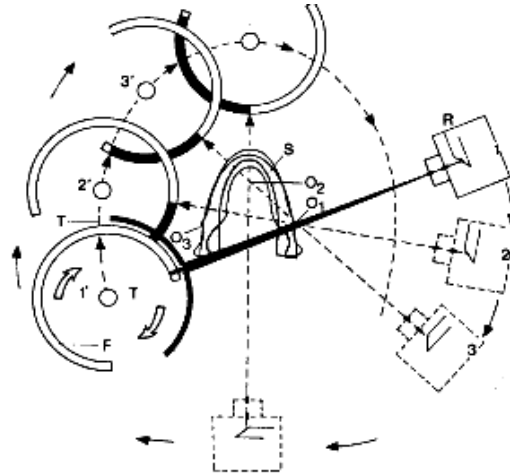


Abbildung 2.1:

Das Prinzip der Orthopantomographie, bei dem sich das Gehäuse (R) mit der Röntgenröhre und der ihr vorgeschalteten vertikalen Schlitzblende von der rechten Seite des Patienten über seinen Nacken bis zur Gegenseite. Synchron bewegt sich eine Filmtrommel (T) von der linken Seite des Patienten am Gesicht vorbei zur Gegenseite. Gleichzeitig dreht sich die Filmtrommel mit dem darauf montierten Film (F) im Uhrzeigersinn um ihre eigene Achse. Das Objekt (S) zeigt, schematisch auf den Zahnbogen des Unterkiefers projiziert, ungefähr den Schichtbereich an. Die Punkte O1, O2 und O3 markieren hierbei die Drehpunkte des Zentralstrahles [5].

2.2 Computertomogramm (CT)

Die Computertomographie ist eine Weiterentwicklung der ursprünglichen Tomographieverfahren. Das ausschließlich mechanische Konzept der Orthopantomographie wurde, wie der Name schon vermuten lässt, mit Hilfe computergestützter Technologien erweitert. Daher stellte das CT das erste vollständig digitale Schnittbildverfahren in der Medizin dar [21].

Bei diesem Verfahren werden die Daten, im Gegensatz zur technisch sehr viel einfacheren Orthopantomographie, nicht mit Hilfe von Röntgenfilmen bzw. Speicherfolien aufgezeichnet. Es werden statt dessen mit Hilfe spezieller Sensoren so viele Daten der darzustellenden Körperregionen aus verschiedenen Richtungen gesammelt, dass die räumlichen Beziehungen der

absorbierenden Strukturen bestimmt und nach Berechnung durch inverse Radon-Transformation dargestellt werden können [21]. Durch die Reproduzierbarkeit der so gewonnenen Daten ist eine mittlerweile in der Medizin unverzichtbare Feindiagnostik möglich [47, 76].

Für die Bildqualität und Auflösung ist die Anzahl der Schwächungsmessungen aus unterschiedlichen Richtungen ausschlaggebend, d.h. je mehr Messungen aus unterschiedlichen Richtungen, desto größer sind Anzahl und Informationsgehalt der einzelnen Bildelemente. Es können also röntgenologische Bildinformationen über einen Querschnitt durch den Patienten erhoben werden, ohne dass Bildüberlagerungen entstehen [47, 51].

Die Detektoren zur Erfassung der Absorptionsdifferenzen sind wie der Film, bzw. die Folie bei der Orthopantomographie gegenüber der Röntgenröhre hinter dem Patienten angeordnet. Es werden vier verschiedene Abtastsysteme unterschieden. Beim so genannten Einzel-Detektor-Rotations-Translations-Scanner (1. Generation [21]) tastet ein eingebündelter Röntgenstrahl den Körper in 180 Winkelschritten zu 1° ab und wird in der gegenüberliegenden einzelnen Detektorkammer registriert. Der Mehr-Detektor-Rotations-Translations-Scanner (2. Generation [21]) erfasst ein kontrastiertes Röntgenstrahlenbündel oder einen Fächerstrahl mittels eines mehrkammrigen (5-50 Kammern) Detektorsystems. Diese Art von Geräten wurde bereits in den siebziger Jahren durch Weiterentwicklungen abgelöst. Es entstanden die 3. und 4. Generation [21], wobei die 3. Generation aus einem Rotations-Scanner mit beweglichem Detektorsystem besteht. Bei dieser Technik durchdringt ein breiter Fächerstrahl die gewünschte Region und wird entsprechend geschwächt von einem aus 100 bis 1000 Einheiten bestehenden Detektorfeld erfasst. Es folgte die 4. Generation, bei der ein Fächerstrahl das gesamte Objekt erfasst. Das Gerät arbeitet mit stationären Detektoren. Hierbei wird ein Detektorring mit 300 bis 4000 Detektoren verwendet. Die beschriebenen Techniken unterscheiden sich durch die Dauer des Scanvorganges [76]. Weiterhin werden Scanner der 4. Generation, wie sie heute weit verbreitet sind, für die Spiraltechnik benötigt [34]. Es erfolgt während des Scanvorganges gleichzeitig ein Tischvorschub. Hiermit können Schichtsprünge, sowie Partialvolumeneffekte durch angeschnittene

Strukturen darüber oder darunter liegender Abschnitte, die in die dargestellte Schicht hineinragen, minimiert werden [50].

Für die Durchführung einer Computertomographie sind kurze Abtastzeiten erforderlich, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Daher wurden langsame Detektorsysteme mit alternierend gegenläufigen Drehbewegungen durch schnellere, dauerrotierende Detektorsysteme ersetzt. Die erfassten Datenmengen werden einem dem System angeschlossenen Computersystem zugeführt. Es erfolgt eine Bildberechnung mit Hilfe komplexer Rechenvorgänge [76].

Die ursprünglichen Scanner mit einzeiligen, gekrümmten Detektorarrays wurden über zweizeilige, bis hin zu mehrzeiligen Arrays, bei welchen die Detektorzeilenzahl (D) größer 2 ist, weiterentwickelt. 1998 wurde die simultane Erfassung von 4 Schichten ($M=4$) routinemäßig möglich. Die Detektorarrays wiesen hierbei bis zu $D=34$ Zeilen auf. Man erreichte so neben den oben aufgeführten Vorteilen auch die erwünschte Steigerung der Volumenaufnahmegeschwindigkeit um die Anzahl der Schichten, d.h. um den Faktor M [32]. Man spricht daher auch vom „Mehrschicht-Spiral-CT“.

Das in dieser Untersuchung verwendete LightSpeed Pro¹⁶ CT[®] arbeitet mit einer Zeilenzahl (D) 24 und einer Schichtzahl (M) von 16, was zur Zeit als Standard der Schichtzahl bei den am Patienten angewendeten Geräte angesehen werden kann [32]. Hierbei ist jedoch anzumerken, dass auch 64-Zeiler heutzutage bereits weit verbreitet sind. Sie werden beispielsweise bei kardiologischen Fragestellungen eingesetzt. Verschiedene Hersteller bieten Computertomographen mit bis zu 256 Zeilen-Detektoren an. Diese bringen jedoch keine verbesserte Auflösung gegenüber einer geringeren Zeilenzahl mit sich, sondern bieten ausschließlich den Vorteil eines beschleunigten Scanvorganges.

Die CT in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, bzw. der Zahnmedizin ist aus strahlenhygienischen Gründen nur mit der richtigen Indikationsstellung, d.h. bei komplexen Fragestellungen des Gesichtsschädels und in der Tumordiagnostik anzuwenden [20].

2.3 Flächendetektor-Volumencomputertomogramm (engl.: flat panel vCT=fpvCT)

Der Flächendetektor-Volumencomputertomograph ist eine Weiterentwicklung der herkömmlichen Computertomographieverfahren durch die Firma General Electric (GE, Global Research, Niskayuna, NY, USA) [57]. Er wird von KIESSLING ET AL. als ein Zwischenglied zwischen μ CT und den herkömmlichen, klinischen CT-Geräten beschrieben und aufgrund seiner hohen Ortsauflösung sogar als eine neue Technologie für das noninvasive Monitoring mikroskopisch kleiner Tumorgefäße bei Labormäusen vorgestellt [35]. Von diesem Prototyp stehen derzeit weltweit zwei Geräte zur Verfügung, die jedoch für die Anwendung am Menschen noch nicht zugelassen sind.

Die Geräte beinhalten eine Gantry (Performix 630, General Electric, Milwaukee, WI, USA), die im Wesentlichen aus einem Röntgenstrahler und zwei Flächendetektoren besteht [48] (Abb. 2.2). Es können Aufnahmen mit dem fpvCT je nach Größe des Versuchsobjektes sowohl im Single-Panel-Mode (ein Detektor=1024 x 1024 Pixel Matrix) als auch im Dual-Panel-Mode (zwei Detektoren=2048 x 1024 Pixel Matrix) angefertigt werden. So wird im Single-Panel-Mode bei einer Gantry-Umdrehung ein Bereich von 13,6 cm in der xy-Ebene und 4,2 cm in der z-Richtung dargestellt [23]. Die 360°-Rotationszeit beträgt wahlweise 2, 4 oder 8 Sekunden und die Anzahl der Aufnahmen pro Gantry-Rotation reicht von 500 bis 2000. Durch aufeinander folgende Rotationen kann das so genannte Field of View in der Längsachse des Objektes (z-Richtung) innerhalb eines Scanvorganges auf bis zu 21 cm Länge vergrößert werden. Durch die Verknüpfung mehrerer Scanvorgänge können auch Objekte, die nicht auf einmal erfasst werden können, untersucht werden. Auf diese Weise können Objekte bis zu einer Größe von maximal 1,80 m gescannt werden [48]. Die prinzipielle Aufgabe des Detektors besteht ähnlich der Funktionsweise des CT darin, die auftreffende Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal umzuwandeln, zu verstärken und aus einem analogen in ein digitales Format zu konvertieren. Dieses neue Verfahren ist laut Hersteller durch ein wesentlich verbessertes Auflösungsvermögen im Vergleich zu allen

herkömmlichen Verfahren charakterisiert [23]. Hieraus resultiert bei einer solchen Volumenabdeckung und Ortsauflösung die Bearbeitung sehr großer Datensätze. Daher sind innovative Datentransportmethoden und Bearbeitungsmethoden zu der Auswertung unerlässlich [71].

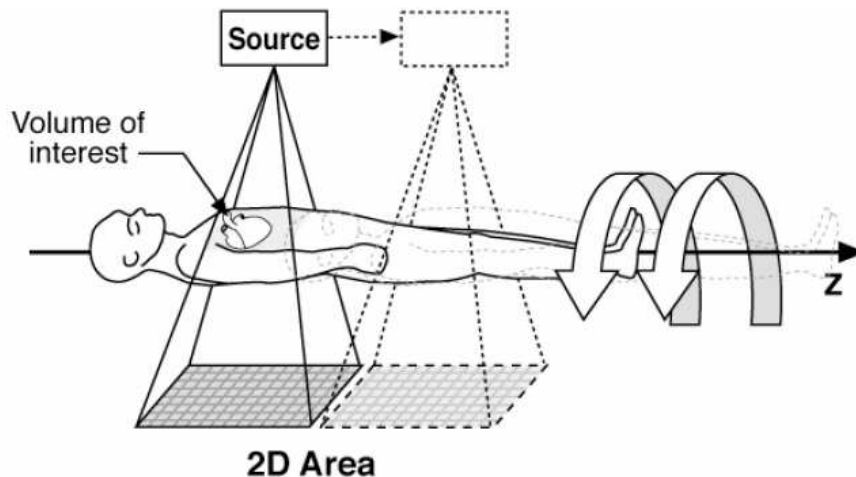


Abbildung 2.2:
Schematische Darstellung eines Computertomographen mit Flächendetektor [71].

2.4 Digitales Volumentomogramm (DVT)

Beim DVT handelt es sich um eine 1997 entwickelte und damit ebenfalls relativ neue Aufnahmetechnik. Sie wurde zur Darstellung der knöchernen Strukturen am menschlichen Schädel entwickelt, wobei gleichzeitig die hohe Strahlenbelastung der CT vermieden werden sollte [11, 58]. SUOMALAINEN ET AL. stellte hierzu Versuche an, die Dosiswerte des Multislice-CT den Werten des DVT anzugleichen. Das Resultat war eine signifikante Verschlechterung der Darstellungsgenauigkeit von Multislice-CT gegenüber dem DVT [68]. Auch andere Autoren konnten durch Reduktion der Röhrenstromstärke bei CT-Geräten, das Erreichen vergleichbarer DVT-Dosiswerte nachweisen, was jedoch auch hier den nachteiligen Effekt der Verschlechterung der Bildqualität mit sich brachte [61].

Mit der DVT-Aufnahmetechnik ist eine Reduktion der Strahlenbelastung ohne großen Verlust der Darstellungsgenauigkeit im Vergleich zum konventionellen CT möglich [56]. So kann eine bis zu 15-fache Reduktion der CT-Werte durch die neue Technik erreicht werden [58]. Beim DVT rotiert im Gegensatz zum herkömmlichen CT die Sender-Detektoreinheit nur einmal um den Kopf des Patienten, wobei im Abstand von je einem Grad insgesamt 360 Einzelprojektionen durchgeführt werden. Eine weitere Besonderheit dieser Geräte liegt in der Cone-beam-Technik. Dies bedeutet, dass das stationäre Objekt mit einem kegelförmigen Strahlenbündel, wie in Abb. 2.3 gezeigt, erfasst wird [22, 74]. Dem Strahler gegenüber ist z.B. beim NewTom 3G[®] ein 9- oder 12-Zoll Bildverstärker gekoppelt mit einer digitalen Festkörper-CCD-Kamera (CCD=charge-couple-device). Dabei entstehen die notwendigen Rohdaten, aus denen dann die Rekonstruktion eines primären Schnittbildes, die so genannte axiale Darstellung unter Beachtung des Kegelwinkels, erfolgt. Die Expositionszeit ist durch diese Röntgentechnik bei den Geräten wesentlich geringer, als bei Standard-CT-Aufnahmen, wie sie in der Klinik zur Anwendung kommen [56].

SCHERER ET AL. [59] erkannte weitere Vorteile der Anwendung des DVT im zahnärztlichen Bereich. So wird ähnlich wie beim CT beschrieben, dass im Rahmen von Sekundärrekonstruktionen eine Reihe von wichtigen Zusatzfunktionen ausgeführt werden können. Hierbei handelt es sich um Bildoptimierungen, Längen- und Winkelmessungen, farbliche Markierungen von anatomischen Strukturen und die automatische Übertragung der Farbmarkierungen in allen Ebenen, sowie Vermessung von Distanzen im Raum.

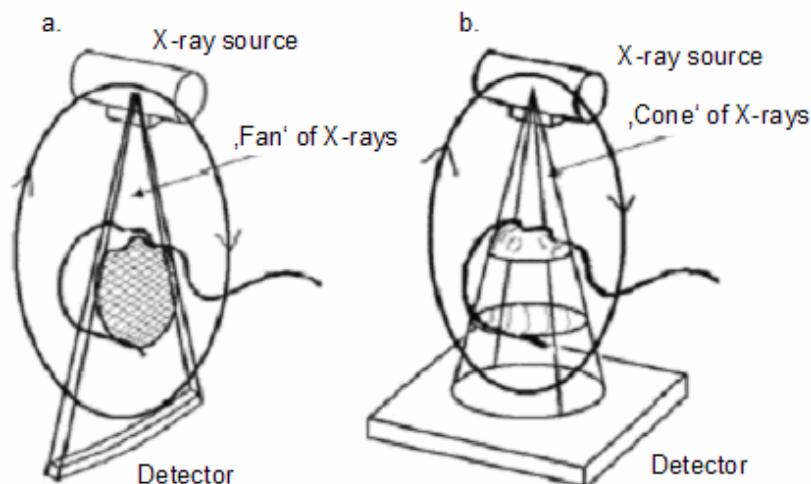


Abbildung 2.3:

Projektionsschema eines Multi-slice CT (a) im Vergleich zur Cone-beam-Technik eines DVT-Gerätes (b) [58].

Demgegenüber stehen auch hier wieder Aussagen von Autoren, die den Einsatzbereich des DVT, bedingt durch die vermeintlich reduzierte Strahlenexposition, im Vergleich zum CT eher als begrenzt ansehen. So berichten FRANK ET AL. von einer auch bei dieser Technik auftretenden reduzierten Bildqualität hinsichtlich der Auflösung, unabhängig von der Verzerrung [18].

DVT-Geräte werden derzeit von verschiedenen Herstellern angeboten. Das in dieser Studie getestete NewTom QR-DVT 9000-System[®] der italienischen Firma QUANTITATIVE RADIOLOGY wird für Aufnahmen gebaut, bei denen die zu untersuchenden Patienten liegen. Die Röntgenröhre arbeitet mit mittelharter Strahlung, d.h. es werden maximal Werte von 110 kV und 10 mA verwendet. Die Filterung erfolgt mit 7,2 mm Aluminium bei einem konstanten Öffnungswinkel von 14 Grad. Der Verstärkungsfaktor beträgt 22:1. Die Signalerfassung erfolgt mit Hilfe eines CCD Chips. Die Matrix besteht aus einer Größe von 512 x 512 Pixel. Die Voxelgröße beträgt bei einem 0° Axialwinkel 0,3 (1) (2) x 0,25 (0,29) x 0,25 (0,29) mm, wobei wahlweise mit den eingeklammerten Werten gearbeitet werden kann. Die Rotation (=Gesamtvorgang) benötigt 76 Sekunden. Das erfasste Volumen stellt einen Zylinder von zehn Zentimetern Höhe und zwölf Zentimetern im Durchmesser

dar. Die Expositionszeit beträgt auf Grund des gepulsten Röntgenstrahls nur 36 Sekunden bei einer mittleren Strahlenbelastung von sechs mSv pro Aufnahme. In Abhängigkeit von der Schichtdicke 0,3, 1 und 3 Millimeter und dem gewählten Winkel wird die primäre Rekonstruktion der Rohdaten festgelegt. Aus den so erfassten Daten kann dann sowohl die dreidimensionale Rekonstruktion, die entsprechende sagittale, koronale und paraaxiale Schnittebene, als auch die Panoramaschicht hergestellt werden [44, 46]. Die digitale Volumetomographie eignet sich jedoch trotz all der Vorteile wegen der Strahlenqualität und der Rauschanteile nicht zur Darstellung von Weichgeweben [69].

Nachfolgemodelle ermöglichen inzwischen auch Aufnahmen für aufrecht positionierte Patienten. Weiterhin stehen Geräte wie das MercurRay System der Firma Hitachi, das Accuitomo der japanischen Firma Morita, das Promax 3D der finnischen Firma Planmeca, Produkte der Firma KaVo und einige andere zur Verfügung. Diese Geräte unterscheiden sich u. a. in der Patientenpositionierung, der Aufnahmedauer und dem Bildbereich (=Scanbereich) [59].

3 Planung der dentalen Implantation in der Mandibula

3.1 Anatomie der Mandibula

Die Mandibula besteht aus dem Corpus mandibulae und einem beidseits im dorsalen Bereich gelegenen aufsteigenden Ast, dem Ramus mandibulae. An diesem befindet sich jeweils ein Processus coronoideus, welcher dem Musculus temporalis als Ansatz dient. Ein weiterer Bestandteil des aufsteigenden Astes ist der Gelenkfortsatz (Processus condylaris) mit dem Kiefergelenksköpfchen (Caput mandibulae), der das Kiefergelenk bildet [14, 45]. An der Innenseite des Unterkieferastes sitzt eine Knochenzunge, die das Foramen mandibulae überdeckt. Diese Öffnung ist die Eintrittsstelle des Nervus alveolaris inferior, einer der drei Hauptäste des Nervus trigeminus. Der Nerv verläuft im Unterkieferkanal (Canalis mandibulae) in doppel-S-förmiger Krümmung, mehr auf der lingualen Seite des Unterkiefers gelegen, unter den Wurzelspitzen und innerviert die Zahnfächer und die entsprechenden Zähne sensibel [54]. In der Sagittalebene verläuft der Kanal in mäßigem Gefälle von distal cranial nach mesial caudal. Im Bereich des 1. Prämolaren wendet er sich dann in sanftem Bogen nach cranial, so dass die Form eines Krückstockgriffes entsteht und endet am Foramen mentale [62]. Der Endast verlässt als Nervus mentalis den Unterkieferkörper am gleichnamigen Foramen mentale. Die Blutversorgung des Unterkiefers erfolgt über die Arteria alveolaris inferior [14, 45, 54].

3.2 Durchführung der dentalen Implantation

Die Rehabilitation eines Patienten nach Zahnverlust kann auf verschiedene Arten erfolgen, wobei in dieser Arbeit nur auf die Versorgung mit dentalen Implantaten eingegangen wird.

Vor Behandlungsbeginn muss zunächst die richtige Indikation einer Implantation gestellt werden. Sie wird von allgemeinmedizinischen, anatomischen, topographischen, funktionellen und ästhetischen Faktoren abhängig gemacht [30]. Daher steht vor dem operativen Eingriff die Planung, welche sich in drei große Abschnitte untergliedert. Es handelt sich um die präoperative, die operative Phase, als auch die Phase des Recalls. Dieser wird nochmals in Anamnese, Untersuchung und Dokumentation, bildgebende Diagnostik, Vorbehandlung und Planung untergliedert [70].

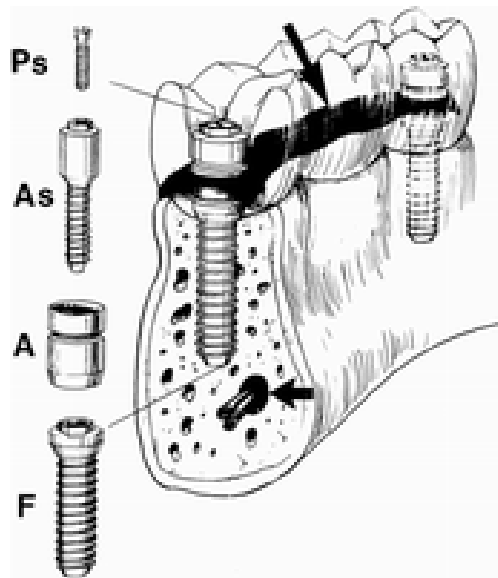


Abbildung 3.1:

Darstellung der verschiedenen Implantatkomponenten (prosthesis screw (Ps), abutment screw (As), abutment (A), and fixture (F)) und einem Versorgungsbeispiel. Man beachte vor allem das neurovaskuläre Bündel im Mandibularkanal [3].

Zur Diagnostik des Knochenangebotes stehen dem Behandler diverse bildgebende Verfahren zur Verfügung. Hierbei handelt es sich um zwei- (OPG, Zahnfilme) oder dreidimensionale Bildgebungstechniken (CT, MRT, DVT), wobei das Orthopantomogramm als Basisdokumentation anzusehen ist [55]. Man ist bestrebt, sowohl eine möglichst exakte, noninvasive Darstellung des Nervverlaufs und der Gesamtanatomie, als auch der Knochenqualität und -quantität zu erzielen. Auf diese Weise soll später, wie in Abb. 3.1 an einem Behandlungsbeispiel gezeigt, das Implantat unter Schonung des Nerven

optimal im Kiefer positioniert werden. Hierzu stehen entsprechend der Röntgenverfahren die jeweiligen Auswertungsmethoden zur Verfügung.

Die Festlegung der Implantatlängen bzw. die Vermessung der knöchernen Alveolarfortsatzhöhe bei der seit Jahren bewährten Orthopantomographie erfolgt mittels einer tiefgezogenen Kunststoffschiene. Diese Schiene, welche dem Patienten vor der Anfertigung der Röntgenaufnahme eingesetzt wird, wird zuvor an den festgelegten Implantatpositionen mit Metallkugeln bekannter Dimension markiert. So kann mittels Dreisatz die Höhe des Alveolarfortsatzknochens für jede Röntgenaufnahme errechnet werden. Weiterhin kann die Implantatposition mit Hilfe der Metallkugeln überprüft und gegebenenfalls korrigiert werden [17]. Von einigen Autoren wird im Unterkiefer eine Kammhöhe von mindestens 12 mm und über dem N. alveolaris inferior ein Sicherheitsabstand von 2 mm empfohlen [13].

Die Weiterentwicklung der Röntgenverfahren brachte die computergestützte Planung der dentalen Implantologie mit sich. Seit dem Jahr 2000 besteht die Möglichkeit, digitalisierte Orthopantomogramme automatisch inklusive einer verzerrungskorrigierten Längen- und Winkelmessung zu analysieren. Weiterhin können zweidimensionale Querschnitte von Implantaten verschiedener Bauformen virtuell mittels der entsprechenden Hard- und Software an der gewünschten Position platziert werden [26].

Bei dieser Methode, egal ob konventionell oder digital, stellt sich oft intraoperativ heraus, dass der Knochen zu schmal oder wegen konkaver Grenzflächen nicht für eine Implantation geeignet ist. Weiterhin müssen Sicherheitsabstände zu Strukturen, wie dem Nervus alveolaris inferior, eingehalten werden. Hieraus entstand die Idee Sekundärschnitte aus einem dreidimensionalen Datensatz zu verwenden [26, 28].

Die 3D-Planung verläuft zunächst ähnlich der konventionellen Implantatplanung. Es werden Situationsmodelle, Set-ups, sowie Röntgenplanungsschablonen hergestellt und die Computertomographie bzw. die digitale Volumetomographie angefertigt. Der Datentransfer erfolgt im Dicom-Format (=Digital Imaging and Communications in Medicine-Format). Im

Anschluss müssen die Daten zur 3D-Darstellung generiert werden und können sowohl zwei-, als auch dreidimensional beurteilt werden. Um virtuelles Bild und Realität verknüpfen zu können, bedient man sich meist eines Steckbausteins, welcher durch Bariumsulfat eine Röntgenopazität besitzt. Dieser Stein wird vor der Aufnahme in die Röntgenschablone eingearbeitet und muss vor der virtuellen Planung mit der Vorgabe am Monitor zur Deckung gebracht werden. Auf diese Weise können im Folgenden mit Hilfe verschiedenster Software-Optionen die Implantatinsertion an der Workstation geplant und für den Eingriff erleichternde Hilfsmittel, wie die Bohrschablone, durch die Übertragung auf den so genannten Positionierer (Abb. 3.3), angefertigt werden [28]. Mittels dieser Möglichkeit der Visualisierung („Digital Imaging“) der implantologischen und prothetischen Planung ist somit auch bei sehr umfangreichen und komplexen Patientenfällen ein ästhetisch und funktionell optimales Resultat zu erzielen [27, 78].

Ziel der Implantatplanung besteht also darin, bereits präoperativ die drei wesentlichen Faktoren, Position des geplanten Zahnersatzes, Schleimhautdicke und Knochenangebot, in Einklang zu bringen. Bei der Software handelt es sich um Programme wie z.B. „med3D[®]“ (Abb. 3.2) oder „CoDiagnostix[®]“.

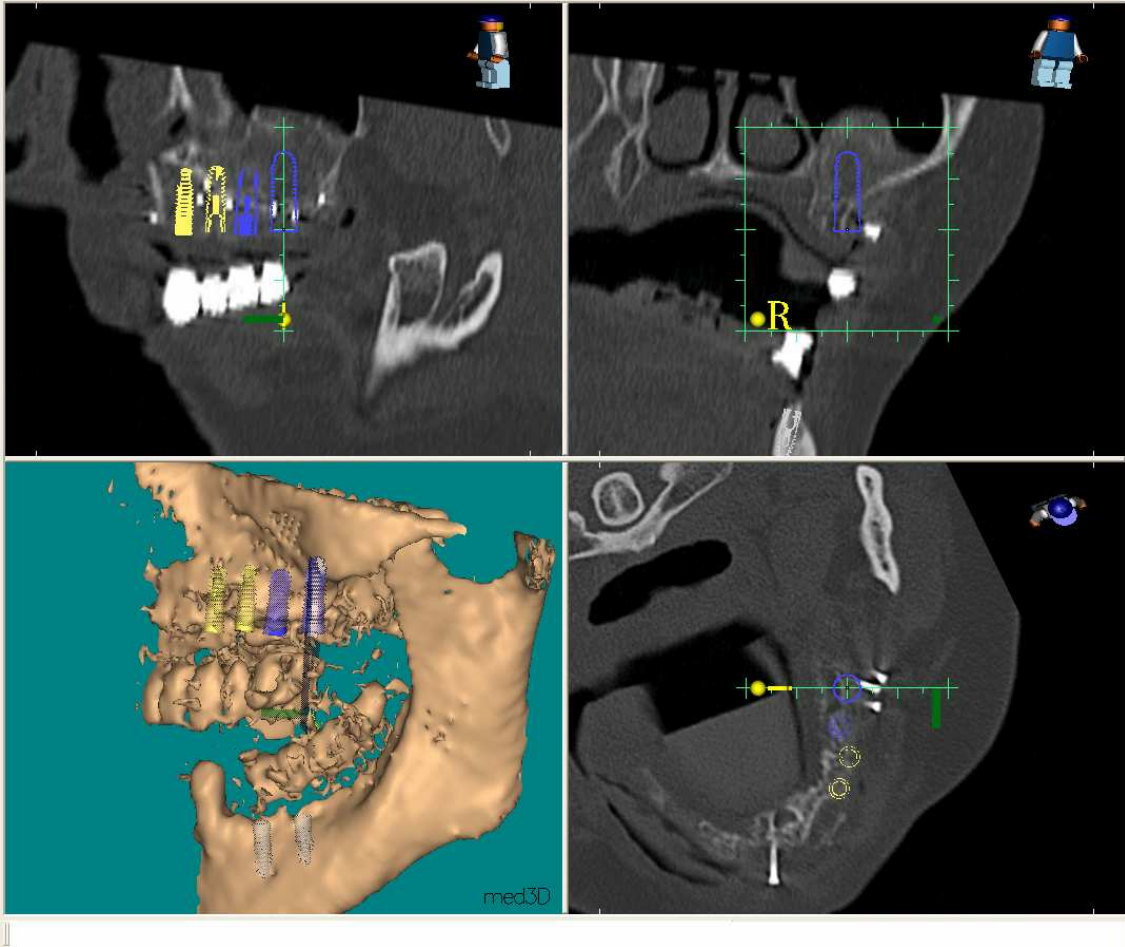


Abbildung 3.2:

Beispiel einer computergestützten 3D-Planung (med3D) für dentale Implantologie zur besseren Versorgung von Implantatpatienten.



Abbildung 3.3:

Speziell für die Software implant3D entwickelter Positionierer, um gemäß der virtuellen Planung die Titanhülsen in die Bohrschablone einzubringen.

4 Material und Methode

Für ein vorausgehendes Pilotprojekt wurden zunächst sechs sagittalisierte, in Formalin gelagerte humane Kopfpräparate zur Überprüfung der Durchführbarkeit hinsichtlich Markierung, Lagerung und Röntgen der Präparate durch das Institut für Anatomie und Zellbiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Verfügung gestellt.

In der daran anschließenden Hauptuntersuchung wurden dann weitere neun sagittalisierte, in Formalin fixierte humane Kopfpräparate aus dem Institut für Anatomie und Zellbiologie untersucht. Es handelte sich um drei männliche und sechs weibliche, vorwiegend unbezahnte Präparate. Das Mindestalter der Körperspender liegt an der Justus-Liebig-Universität Gießen bei 50 Jahren. Die Spender stellen sich mit ihrer Einwilligung der ärztlichen Ausbildung und der medizinischen Wissenschaft zur Verfügung.

Die Kopfpräparate wurden mit Hilfe von röntgenopaken Guttapercha-Pins (Größe ISO 70, normalmessend, Alfred Becht GmbH, Offenburg) im Bereich der Mandibula präpariert. Diese Pins wurden zuvor auf eine Länge von 5 mm zugeschnitten, wobei der Schnitt im parallelwandigen Bereich erfolgte.

Die Markierung der Köpfe erfolgte wie in Abb. 4.1 exemplarisch dargestellt. Es wurden für jeweils vier dieser vorbereiteten Pins in einer Unterkieferhälfte Retentionsrillen angelegt. Dabei wurde der Halt durch die nicht röntgenopake Klebefixation mit einem handelsüblichen Kleber verbessert und die Genauigkeit der Positionierung optimiert. Das Anlegen der Rillen erfolgte nach zuvor festgelegten und exakt definierten Kriterien mittels eines auf die Pins angepassten Schleifers. Die erste Kerbe wurde jeweils apikal am distalen Rand des Foramen mentale angelegt, ein Guttapercha-Pin positioniert und fixiert. Das Anbringen der weiter dorsal gelegenen Pins erfolgte jeweils im Abstand von 10 mm zur Mitte des ventraleren Pins, gemessen im apikalsten Stiftanteil. Weiterhin wurde darauf geachtet, dass der Abstand zum Unterrand der Mandibula 5 mm betrug und sich zwischen Tangente an den Unterkieferrand

und der Längsachse des Zylinders ein 90°-Winkel ergibt. Auf diese Weise wurden neun zur Verfügung stehende Köpfe präpariert, so dass sich eine Gesamtzahl von 72 Pins ergab.



Abbildung 4.1:
Exemplarische Darstellung der Positionierung der Pins 1-4 an einer Mandibula.

Sowohl die Stiftlängen, als auch die Distanzen zwischen den einzelnen Pins wurden mittels einer Präzisionsschieblehre zum Abschluss der Vorbereitungen kontrollvermessen. Hierbei ist anzumerken, dass die verwendete Schieblehre (Absolute Digimatic, Mitutoyo Messgeräte GmbH, Neuss) eine metrische Genauigkeit von 0,01 mm besitzt. Es folgte die Repositionierung und Fixierung der Weichteile mittels Nähten.

4.1 Durchführung der Röntgenaufnahmen

Bei den Scanvorgängen mit dem fpvCT (General Electric, Medical Systems, Milwaukee, WI, USA, Abb. 4.4) betrug die Röhrenspannung 140 kV und die Röhrenstromstärke 30 mA. Es wurden 1000 Projektionen pro Rotation aufgenommen. Die Zeit pro Rotation betrug 8 Sekunden. Es wurde ein kantenverstärkter Rekonstruktionsalgorithmus benutzt, der einen isotropen Datensatz von 0,25 mm Voxelgröße ermöglicht. Die Matrixgröße betrug 512 x 512 n, wobei n je nach Objektgröße in z-Richtung zwischen 500 und 800 variierte.

Die Aufnahmen mit dem LightSpeed Pro¹⁶ CT mit Xtream technology[®] (General Electric, Medical Systems, Milwaukee, WI, USA, Abb. 4.3) erfolgte mit einer Röhrenspannung von 140 kV und einer Stromstärke von 100 mA.

Beim verwendeten DVT NewTom QR-DVT 9000[®] (QUANTITATIVE RADIOLOGY, Verona, Italien, Abb. 4.2) wurden Röhrenspannungen von 110 kV und Stromstärken zwischen 1,3 und 2,7 mA verwendet.

Zur Auswertung der Röntgenaufnahmen wurden die von den Herstellern empfohlenen Viewer benutzt, welche eine metrische Genauigkeit von 0,1 mm besitzen.

Es handelt sich bei den verwendeten Viewern um:

fpvCT: Advantage Workstation 4.1-04 General Electric (implementierte Software: Volume Viewer, Vox Volume 3.0.64 der Fa. GE Medical Systems, Buc, Frankreich).

CT: Advantage Workstation 4.1-04 General Electric (implementierte Software: Volume Viewer, Vox Volume 3.0.64 der Fa. GE Medical Systems, Buc, Frankreich).

DVT: Workstationrechner mit Intel Pentium[®] 4 Prozessor, 2048 MB DDR 2 Arbeitsspeicher, ATI Radeon X 700 128 MB Grafikkarte und als Betriebssystem

Windows 2000 System Builder Lizenz[®] (implementierte Software: 3G Professional der Fa. QUANTITATIVE RADIOLOGY, Verona, Italien); weiterhin wurde ein 43 cm TFT-Monitor (Serie) verwendet.

4.2 Herstellung der realen Schnittpräparate

Nach der Anfertigung der Aufnahmen erfolgte die Herstellung von Schnittpräparaten an den markierten Stellen in coronarer Schnittrichtung, um die Strecken vom Oberrand des Canalis mandibulae zum crestalen Rand der Mandibula vermessen zu können. Das Vermessen der Realpräparate wurde mit der Präzisionsschieblehre Absolute Digimatic (Mitutoyo Messgeräte GmbH, Neuss) vorgenommen.

Die Schnitfführung der Mandibula-Querschnitte wurde distal des jeweiligen Pins, parallel zu demselben gewählt. Zusätzlich wurden die Präparate bei der Schnitfführung tangential zur Mandibulaoberfläche jeweils am distalsten, crestalsten Punkt der Guttapercha-Pins 1-4 ausgerichtet. Auf die gleiche Weise wurden dann die fpvCT-, die CT- und die DVT-Bilder an den entsprechenden Workstations markiert und vermessen.



Abbildung 4.2: NewTom QR-DVT 9000[®]



Abbildung 4.3: LightSpeed Pro¹⁶ CT[®]



Abbildung 4.4: flat panel volume CT (fpvCT)

Zur Anfertigung der Realschnittpräparate verwendete man das Exakt-Trennschleifsystem (Exakt 300 CL, Exakt Apparatebau, Norderstedt) mit dem Diamanttrennband D64 (Dicke 0,2 mm). Der Schneidevorgang erfolgte unter Wasserkühlung bei einer Bandgeschwindigkeit von 300 m/min und einem Zuggewicht von 50 g. Die Präparate wurden mittels eines kugelgelenkigen Klauenschraubstockes (Exakt Apparatebau, Norderstedt) ausgerichtet, wobei die Schnittrichtung durch einen in Sägeblattrichtung positionierten Laser eingestellt wurde.

Vermessen wurden jeweils an den realen Schnittpräparaten (Abb. 4.4), im fpvCT (Abb. 4.5), im CT (Abb. 4.6) und im DVT (Abb. 4.7) folgende Strecken:

Vertikal:

- a) Längen der Guttapercha-Pins (Abb. 4.5):
Die Messungen erfolgten jeweils am distalen Rand der Pins vom apikalsten zum crestalsten Punkt an allen 4 Pins.
- b) Abstand crestaler Rand des Alveolarkamms zum Oberrand des Canalis mandibulae (Abb. 4.6):
Diese Längen wurden in Anlehnung an eine präimplantologische Längenbestimmung im Bereich aller 4 Pins gemessen.

Horizontal:

- a) Abstand der Guttapercha-Pins (Abb. 4.5):
Hierbei wurde crestal die Strecke vom distalen, crestalen Punkt des mesialeren Pins zum mesialen, crestalen Punkt des nächsten distaleren Pins und apikal vom distalen, apikalen Punkt zum mesialen, apikalen Punkt des nächsten distaleren Pins gemessen.

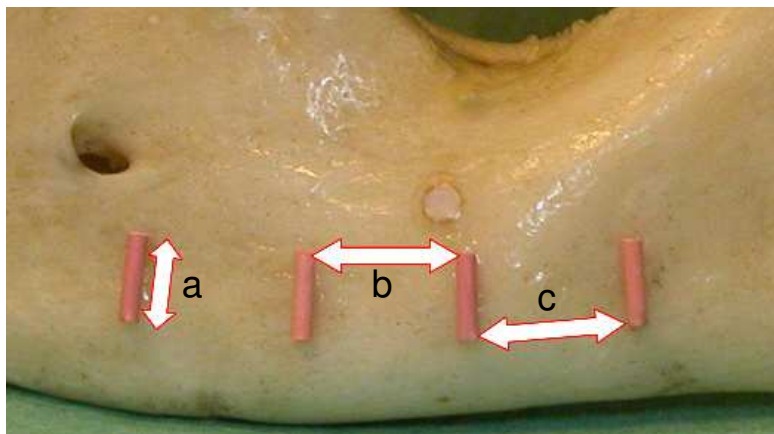


Abbildung 4.5:
Exemplarische Darstellung der Messstrecken an einer Mandibula (a=Länge der Pins, b=crestaler Abstand, c=apikaler Abstand).

Auf diese Weise wurden jeweils 252 Werte pro Gerät bzw. Realität erhoben, wovon 144 in der Vertikalen und 108 in der Horizontalen gemessen wurden. Diese Daten wurden in speziell formatierte Tabellen in Excel-Format (Microsoft®; Version 2002) übertragen.

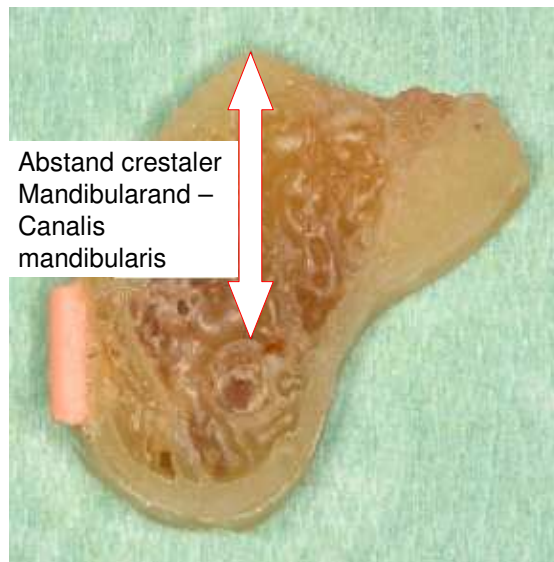


Abbildung 4.6: Reales Schnittpräparat

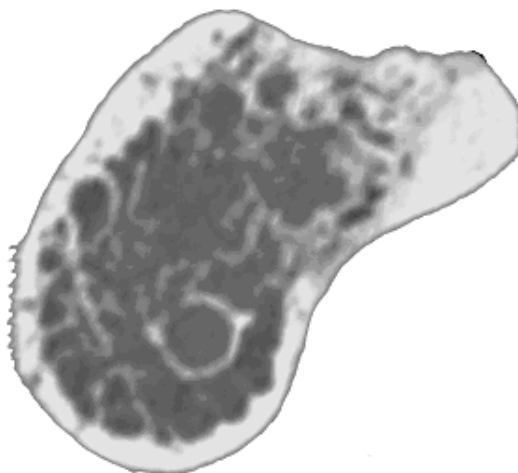


Abbildung 4.7: Darstellung der Schnittebene im fpvCT

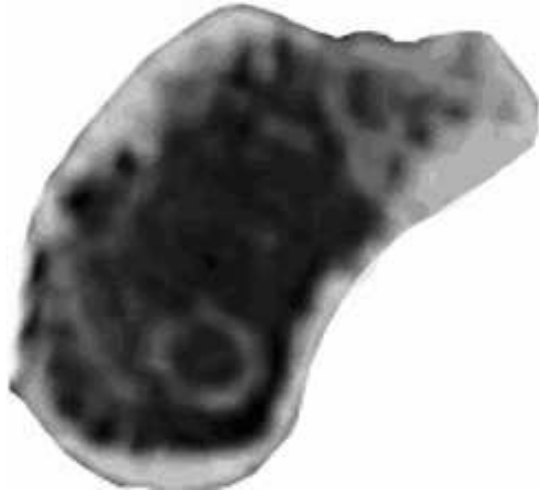


Abbildung 4.8: Darstellung der Schnittebene im LightSpeed Pro¹⁶ CT



Abbildung 4.9: Darstellung der Schnittebene im NewTom QR-DVT 9000[®]

5 Statistische Methoden und Kriterien

Die statistische Planung, Beratung und Auswertung der Studie wurde durch das Institut für medizinische Informatik der Justus-Liebig-Universität in Gießen, Arbeitsgruppe Statistik (Leiter: Dr. R.-H. Bödecker) sichergestellt.

Für alle Variablenänderungen wurden der arithmetische Durchschnittswert, der Standardfehler (SE=standard error), der Maximal- und Minimalwert berechnet.

Zur Überprüfung der Auswirkung der Verwendung der verschiedenen radiologischen Geräte wurde die faktorielle Varianzanalyse angewendet. Hierbei kamen folgende Signifikanzniveaus zur Anwendung:

$p < 0,05$	signifikant
$p \geq 0,05$	nicht signifikant

Es ist von einer Normalverteilung auszugehen, da es sich bei der Untersuchung um eine Messfehlerbestimmung handelt.

Die Untersuchungen und Gegenüberstellungen erfolgten hinsichtlich der folgenden zwei Kriterien:

1. Lokalisierung der Markierung auf der Mandibula:
Sind statistisch signifikante Abweichungen der Messergebnisse in Abhängigkeit von der Position (mesialere oder distalere Lage) der Guttapercha-Pins 1 bis 4 erkennbar?

2. Röntgenmethode:

Sind statistisch signifikante Unterschiede von fpvCT, CT und DVT hinsichtlich des gerätespezifischen Abbildungsfehlers erkennbar?

6 Ergebnisse

Bei den in diesem Kapitel verglichenen Werten handelt es sich um die bei den Messungen ermittelten Differenzen der einzelnen Strecken zur Realität. Die Auswertung erfolgte in Abhängigkeit von ihrer Position bzw. der verwendeten Röntgenmethode.

Die zur Anwendung gekommenen Berechnungsmethoden (Sphärizität angenommen, Greenhouse-Geisser, Huynh-Feldt, Untergrenze) stellen untereinander lediglich rechnerische Varianten dar und zeigen in der Regel keine substantiellen Differenzen, d.h. die mit diesen Rechenansätzen ermittelten Signifikanzwerte unterscheiden sich nur unwesentlich.

6.1 Vertikale Messung

6.1.1 Pinlängen in Abhängigkeit von der Lage

Zunächst wurde die Differenz zwischen den realen Pinlängen und den Werten im Röntgen ermittelt (Tabelle 6.1).

Dabei zeigt sich eine durchschnittliche Abweichung in Abhängigkeit von der Lokalisation der Pins zwischen 0,072 und 0,106 mm. Es findet also eine Vergrößerung in der Vertikalen statt. Die Vergrößerung wird umso geringer, je weiter dorsal die Markierung positioniert ist, d.h. die Messgenauigkeit nimmt zu. Eine Verkleinerung ergab sich bei keinem der untersuchten Verfahren für die Messung der Pinlängen.

Der Standardfehler beträgt im höchsten Fall 0,051 mm und im niedrigsten Fall 0,028 mm, wobei auch hier die größte Genauigkeit beim distalen Pin liegt.

Die Unter- und Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle der Normalverteilung nähern sich nach distal immer stärker dem Durchschnittswert an, was die obige Aussage bezüglich der Werte der durchschnittlichen Abweichung unterstreicht.

Pin	Durchschnittswert (mm)	Standard- fehler (mm)	95 %-Konfidenzintervall (mm)	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,106	0,051	-0,011	0,222
2	0,086	0,033	0,009	0,163
3	0,072	0,032	-0,001	0,145
4	0,077	0,028	0,013	0,141

Tabelle 6.1:

Durchschnittswerte, Standardfehler und 95 %-Konfidenzintervalle der Pinlängenabweichung aller Geräte gegenüber der Realität in Abhängigkeit von der Lage der Pins.

Statistische Relevanz:

Aus allen vier verwendeten Berechnungsansätzen ist keine eindeutige Signifikanz für die Abhängigkeit der Darstellungsgenauigkeit von der Lage der Pins zu erkennen (Tabelle 6.2). Es zeigt sich lediglich eine Tendenz, die vermuten lässt, dass die Genauigkeit nicht von der Lage der Pins abhängt.

Berechnungsmethode	Signifikanz
Sphärizität angenommen	0,881
Greenhouse-Geisser	0,847
Huyn-Feldt	0,881
Untergrenze	0,651

Tabelle 6.2:

Test der Innersubjekteffekte zur Berechnung des Signifikanzniveaus der Pinlängenabweichungen in Abhängigkeit von der Pinlage.

6.1.2 Pinlängen in Abhängigkeit vom Gerät

Zur Berechnung der gerätespezifischen Differenz gegenüber der Realität, wurden bei der Pinlängenmessung die realen Werte mit den Werten der verschiedenen Röntgenverfahren verglichen (Tabelle 6.3). Hierbei befinden sich die Durchschnittswerte zwischen 0,020 mm für das DVT und 0,194 mm für das CT. Die durchschnittliche Abweichung des fpvCT liegt mit 0,041 mm zwischen den Werten der anderen Geräte. Bei diesem Vergleich sind die Ungenauigkeiten der CT-Aufnahmen also am größten, wo hingegen die Darstellung durch das DVT am genauesten erscheint. Auch die Standardfehler unterstreichen diese Annahme, da beim CT mit einem Wert von 0,040 mm der größte und beim DVT mit einem Wert von 0,016 mm der kleinste eingerechnet werden muss. Die 95 %-Konfidenzintervalle verhalten sich entsprechend. Die Werte vom fpvCT und DVT sind beim Vergleich ähnlich dimensioniert, wohingegen sie beim CT mit einer Distanz von 0,184 mm am stärksten voneinander abweichen.

Weiterhin ist anzumerken, dass auch hier, wie in Tabelle 6.3 dargestellt, alle drei Geräte ein tendenziell vergrößertes Bild wiedergeben. Es waren im Durchschnitt keine Verkleinerungen durch die Geräte feststellbar.

Methode	Durchschnittswert (mm)	Standard- fehler (mm)	95 %-Konfidenzintervall (mm)	
			Untergrenze	Obergrenze
fpvCT	0,041	0,023	-0,012	0,094
CT	0,194	0,040	0,102	0,286
DVT	0,020	0,016	-0,016	0,057

Tabelle 6.3:

Durchschnittswerte, Standardfehler und 95 %-Konfidenzintervalle der Pinlängenabweichung gegenüber der Realität in Abhängigkeit vom Gerät, unabhängig von der Pinposition.

Statistische Relevanz:

Bei allen vier Verfahren liegt eine eindeutige Signifikanz für die Abhängigkeit der Darstellungsgenauigkeit von der Röntgenapparatur vor (Tabelle 6.4).

Berechnungsmethode	Signifikanz
Sphärizität angenommen	0,000
Greenhouse-Geisser	0,000
Huyn-Feldt	0,000
Untergrenze	0,001

Tabelle 6.4:

Test der Innersubjekteffekte zur Berechnung des Signifikanzniveaus der Pinlängenabweichungen in Abhängigkeit von der Art des Gerätes.

Der paarweise Vergleich der Methoden untereinander zeigt eine signifikant bessere Darstellung von fpvCT und DVT gegenüber dem CT bei der Bestimmung der Pinlängen, d.h. in der vertikalen Relation. Die durchschnittliche Vergrößerung ist beim fpvCT um 0,153 mm und beim DVT um 0,174 mm geringer als beim CT. Das Signifikanzniveau liegt bei $p=0,001$ bzw. $p=0,000$. Ein signifikanter Unterschied zwischen fpvCT und DVT ist hier auf Grund des Signifikanzniveaus von $p=0,888$ nicht zu erkennen. Im Durchschnitt stellt das DVT mit 0,021 mm genauer dar als das fpvCT. Die 95 %-Konfidenzintervalle unterstreichen die Aussagen mit der geringsten Differenz zwischen Unter- und Obergrenze beim Vergleich von fpvCT und DVT (Tabelle 6.5).

Methode		Durchschnittliche Differenz (I-J) (mm)	Standard- fehler (mm)	Signifikanz ^a	95 %-Konfi.-Int. für die Differenz ^a (mm)	
					Unterggr.	Oberggr.
fpvCT	CT	-0,153*	0,027	0,001	-0,234	-0,072
fpvCT	DVT	0,021	0,019	0,888	-0,035	0,077
DVT	CT	-0,174*	0,026	0,000	-0,251	-0,096

Tabelle 6.5:

Durchschnittliche Differenzen, Standardfehler, Signifikanzen und 95 %-Konfidenzintervalle des paarweisen Vergleichs der Geräte bei den Pinlängenmessungen basierend auf den geschätzten Randmitteln.

*: Die Durchschnittliche Differenz ist auf dem Niveau 0,05 signifikant

a: Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni

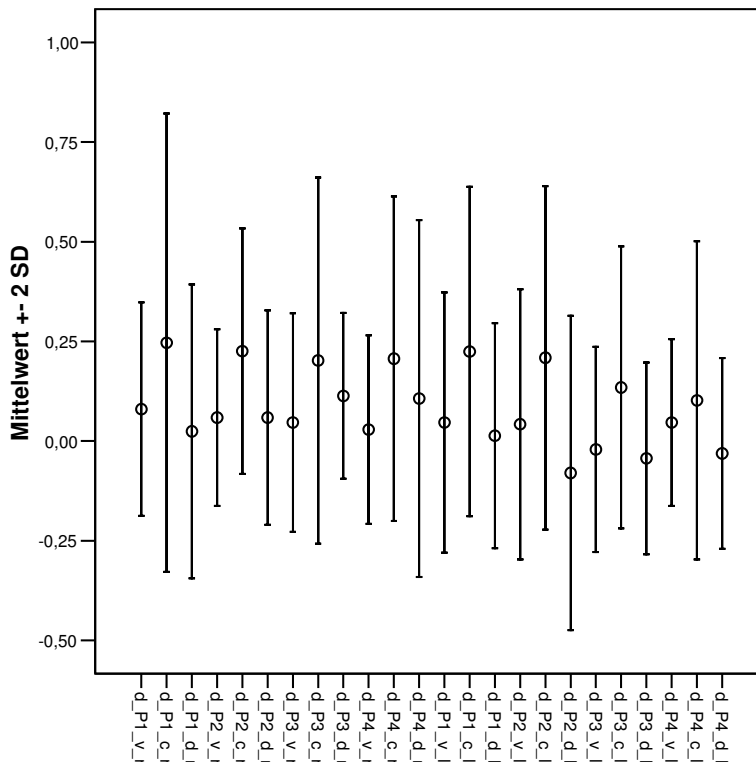


Abbildung 6.1:

Graphische Darstellung der durchschnittlichen Differenz (d) zwischen den tatsächlichen Pinlängen und den im Röntgen gemessenen Pinlängen, aufgeschlüsselt nach einzelnen Pins (1-4), Art des getesteten Gerätes (v=fpvCT, c=CT, d=DVT) und Seite (r=rechts, l=links). Auf der Ordinate sind die Durchschnittswerte (in mm) ± die Standardabweichungen (±2SD) abgetragen.

Die graphische Darstellung der durchschnittlichen Differenz zwischen den tatsächlichen Pinlängen und den im Röntgen gemessenen Pinlängen zeigt auch bei zusätzlicher Differenzierung nach rechter und linker Kopfseite die genaueste Darstellung beim fpvCT. Die Darstellung des DVT ist nur geringfügig schlechter, wohingegen das CT die größte Verzerrung erkennen lässt. Eine Abhängigkeit von der Seite zeigt sich nicht (Abb. 6.1).

6.1.3 Abstand Canalis mandibulae - crestaler Rand der Mandibula in Abhängigkeit von der Lage

Beim Vergleich der an den Workstations ermittelten Werte mit den realen Werten, schwanken die Differenzen im Durchschnitt zwischen -0,158 und 0,122 mm (Tabelle 6.6). Es lässt sich an Hand dieser Werte eine Vergrößerung gegenüber der Realität im Bereich von Pin 1 in der Vertikalen erkennen. Nach dorsal ist eine ähnlich starke Verzerrung wie im mesialen Bereich erkennbar. Diese stellt sich jedoch mit negativem Vorzeichen dar, d. h. es liegt eine verkleinerte Abbildung vor. Das größte Gefälle in Richtung Verkleinerung ist zwischen erstem und zweitem Pin erkennbar. Der Standardfehler ist bei allen Messungen unabhängig von der Lage mit Werten zwischen 0,054 mm und 0,081 mm ähnlich dimensioniert. Es ist die Tendenz der zunehmenden Verkleinerung nach dorsal erkennbar. Das 95 %-Konfidenzintervall lässt bei allen Messungen eine ähnliche Spannweite erkennen, wobei sich der Durchschnittswert wie erläutert verschiebt.

Ergebnisse

Pin	Durchschnittswert (mm)	Standard- fehler (mm)	95 %-Konfidenzintervall (mm)	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,122	0,069	-0,055	0,298
2	-0,148	0,074	-0,439	-0,056
3	-0,119	0,054	-0,257	0,019
4	-0,158	0,081	-0,366	0,049

Tabelle 6.6:

Durchschnittswerte, Standardfehler und 95 %-Konfidenzintervalle der Messdifferenzen der Röntgengeräte gegenüber der Realität in Abhängigkeit von der Lage der Pins bei der Streckenmessung Canalis mandibulae zum crestalen Rand der Mandibula.

Statistische Relevanz:

Bei drei der vier angewendeten Berechnungsmethoden ist eine Signifikanz zu erkennen. Auch bei der vierten Berechnung ist eine eindeutige Tendenz erkennbar. Die Darstellungsgenauigkeit der untersuchten Röntgengeräte ist somit von der Lage der Pins abhängig (Tabelle 6.7).

Berechnungsmethode	Signifikanz
Sphärizität angenommen	0,018
Greenhouse-Geisser	0,035
Huyn-Feldt	0,018
Untergrenze	0,085

Tabelle 6.7:

Test der Innersubjekteffekte zur Berechnung des Signifikanzniveaus für die Abstandsdifferenzen Canalis mandibulae zum crestalen Rand der Mandibula in Abhängigkeit von der Position der Messstrecke.

6.1.4 Abstand Canalis mandibulae - crestaler Rand der Mandibula in Abhängigkeit vom Gerät

Die bei der Streckenmessung durch die verschiedenen Röntgengeräte entstandene durchschnittliche Differenz zur Realität bringt die in Tabelle 6.8 dargestellten Ergebnisse. Die erörterten durchschnittlichen Abweichungen schwanken zwischen -0,168 mm für das CT und -0,058 mm für das fpvCT. Somit kann auch hier, wie in Kapitel 6.6.1, bei den in der Vertikalen erhobenen Werten, dem fpvCT die größte Genauigkeit zugesprochen werden. Die DVT-Werte sind ähnlich dimensioniert. Es ist mit einer Differenz des Durchschnittswertes zu dem des fpvCT von -0,018 mm in seiner Darstellungsgenauigkeit nur geringfügig schlechter. Das CT ist mit einer durchschnittlichen Differenz von -0,168 mm zum tatsächlichen Wert in dieser Ebene das ungenaueste der getesteten Geräte. Der Standardfehler ist mit Werten zwischen 0,052 und 0,059 sehr ähnlich. Das 95 %-Konfidenzintervall weist bei allen der drei getesteten Geräte eine ähnliche Breite auf. Diese beträgt beim CT bei 0,282 mm, beim DVT bei 0,305 mm und beim fpvCT bei 0,268 mm, wobei sich der Durchschnittswert durch die Geräte wie beschrieben verschiebt.

Weiterhin ist anzumerken, dass es sich bei allen Durchschnittswerten um Verkleinerungen handelt. Vergrößerungen sind keine zu erkennen.

Ergebnisse

Methode	Durchschnittswert (mm)	Standard- fehler (mm)	95 %-Konfidenzintervall (mm)	
			Untergrenze	Obergrenze
fpvCT	-0,058	0,052	-0,192	0,076
CT	-0,168	0,055	-0,309	-0,027
DVT	-0,076	0,059	-0,229	0,076

Tabelle 6.8:

Durchschnittswerte, Standardfehler und 95 %-Konfidenzintervalle der Messdifferenzen der einzelnen Röntgengeräte gegenüber der Realität bei der Streckenmessung Canalis mandibulae zum crestalen Rand der Mandibula, unabhängig von der Pinposition.

Statistische Relevanz:

Bei dieser Untersuchung liegt, wie in Tabelle 6.9 zu erkennen, bei keinem der Berechnungen eine Signifikanz der Darstellungsgenauigkeit in Abhängigkeit von der Art des verwendeten Gerätes vor.

Berechnungsmethode	Signifikanz
Sphärizität angenommen	0,390
Greenhouse-Geisser	0,379
Huyn-Feldt	0,390
Untergrenze	0,356

Tabelle 6.9:

Test der Innersubjekteffekte zur Berechnung des Signifikanzniveaus für die Abstandsdifferenzen Canalis mandibulae zum crestalen Rand der Mandibula in Abhängigkeit von der Art des Gerätes.

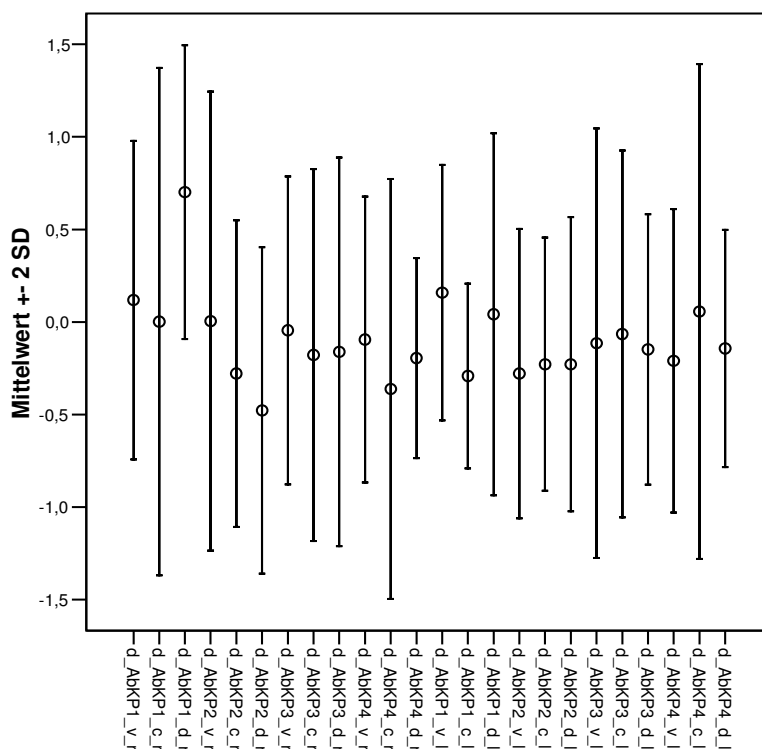


Abbildung 6.2:

Graphische Darstellung der durchschnittlichen Differenz (d) zwischen den tatsächlichen Strecken vom Canalis mandibulae zum crestalen Rand der Mandibula und den mittels der Röntgengeräte gemessenen Werte, aufgeschlüsselt nach Region der einzelnen Pins (AbKP1-4), Art des getesteten Gerätes (v=fpvCT, c=CT, d=DVT) und Seite (r=rechts, l=links). Auf der Ordinate sind die Mittelwerte (in mm) \pm die Standardabweichungen ($\pm 2SD$) abgetragen.

Die graphische Darstellung der bei den Streckenmessungen vom Canalis mandibulae zum crestalen Rand der Mandibula ermittelten durchschnittlichen Abweichungen verdeutlichen noch einmal die bereits oben erhaltenen Ergebnisse. Das DVT sowie das fpvCT haben im Gegensatz zum CT eine höhere Darstellungsgenauigkeit. Eine Abhängigkeit von der Seite ist nicht erkennbar (Abb. 6.2).

6.2 Horizontale Messung

6.2.1 Abstand der Pins in Abhängigkeit von der Lage (crestal)

In dieser Dimension wurde erneut die durchschnittliche Differenz der Abstandsmessungen der Pins zwischen den realen Werten und den Werten im Röntgen ermittelt. Die Durchschnittswerte der Abweichung liegen in Abhängigkeit von der Lokalisation der Messbereiche zwischen -0,070 mm und 0,041 mm. Darin zeigt sich eine Verkleinerung in der Horizontalen im mesialen Untersuchungsbereich, wohingegen eine Vergrößerung in distalen Arealen zu erkennen ist. Die Werte der Darstellungsungenauigkeit sind mesial und distal ähnlich groß, wobei sie sich im Vorzeichen unterscheiden. Der Standardfehler zeigt einen Höchstwert von 0,060 mm bei der Messung der Strecke zwischen Pin 2 und Pin 3 und im niedrigsten Fall 0,031 mm und ist somit ähnlich dimensioniert. Im Durchschnitt liegt also die geringste Messgenauigkeit zwischen Pin 1 und Pin 2, wobei das 95 %-Konfidenzintervall der Normalverteilung für diese Strecke mit einem Wert von 0,172 mm geringer ist, als zwischen Pin 2 und Pin 3 mit 0,276 mm (Tabelle 6.10).

Messstrecke		Durchschnittswert (mm)	Standard- fehler (mm)	95 %-Konfidenzintervall (mm)	
Pin	Pin			Untergrenze	Obergrenze
1	2	-0,070	0,037	-0,156	0,016
2	3	-0,035	0,060	-0,173	0,103
3	4	0,041	0,031	-0,001	0,113

Tabelle 6.10:

Durchschnittswerte, Standardfehler und 95 %-Konfidenzintervalle der Streckenabweichung der crestalen Pinabstände gegenüber der Realität in Abhängigkeit von der Lage der Pins bei allen Geräten.

Statistische Relevanz:

Es zeigt sich bei einem der vier Rechenansätzen mit $p=0,049$ eine eindeutige Signifikanz für die Abhängigkeit der Darstellungsgenauigkeit von der Lage der Pins. Die anderen Berechnungsmethoden zeigen mit Werten zwischen $p=0,049$ und $p=0,092$ deutliche Tendenzen zur Signifikanz (Tabelle 6.11).

Berechnungsmethode	Signifikanz
Sphärizität angenommen	0,049
Greenhouse-Geisser	0,080
Huyn-Feldt	0,074
Untergrenze	0,092

Tabelle 6.11:

Test der Innersubjekteffekte zur Berechnung des Signifikanzniveaus für die Differenzen der Pinabstände crestal in Abhängigkeit von der Lage.

Der paarweise Vergleich der Strecken untereinander zeigt eine im Durchschnitt signifikant bessere Darstellung der Strecke zwischen Pin 1 und 2 durch die Röntgengeräte gegenüber der Strecke zwischen Pin 3 und 4. Dies wird durch $p=0,025$ und den Wert der durchschnittlichen Differenz von $-0,111$ mm deutlich. Der Vergleich der Strecken 1-2 und 2-3 bzw. 2-3 und 3-4 ergibt keine signifikanten Unterschiede (Tabelle 6.12). Mit $p=0,966$ der durchschnittlichen Differenz zwischen Pin 1-2 und Pin 2-3 ist jedoch eine weitere Signifikanz zu erkennen. Die Darstellung Strecke 2-3 ist nur unwesentlich schlechter.

Strecke		Durchschnittliche Differenz (I-J) (mm)	Standard- fehler (mm)	Signifi- kanz ^a	95 %-Konfi.-Int. für die Differenz ^a (mm)	
Pins(I)	Pins(J)				Unterg.	Oberg.
1-2	2-3	-0,035	0,033	0,966	-0,135	0,065
1-2	3-4	-0,111*	0,032	0,025	0,208	-0,015
2-3	3-4	-0,076	0,056	0,637	0,246	0,094

Tabelle 6.12:

Durchschnittliche Differenzen, Standardfehler, Signifikanzen und 95 %-Konfidenzintervalle des paarweisen Vergleichs der crestalen Pinabstände (Strecken) basierend auf den geschätzten Randmitteln.

*: Die Durchschnittliche Differenz ist auf dem Niveau 0,05 signifikant

a: Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni

6.2.2 Abstand der Pins in Abhängigkeit vom Gerät (crestal)

Der Durchschnittswert, der Standardfehler und das 95 %-Konfidenzintervall der Normalverteilung für den Abstand der Markierungen, gemessen im crestalen Bereich, sind in Tabelle 6.13 dargestellt. Hierbei liegen die Werte für die durchschnittliche Abweichung zwischen -0,139 mm für das CT und bei 0,008 mm für das fpvCT. Dies bedeutet eine vergrößerte Darstellung von fpvCT und DVT gegenüber der Realität, ohne Berücksichtigung der Lage. Das CT zeigt mit einem Durchschnittswert von -0,139 mm eine Verkleinerung. Die Ungenauigkeit vom DVT ist ca. 10-fach größer, als die des fpvCT, wobei die des CT ca. doppelt so groß ist, wie die des DVT. Der Standardfehler ist jedoch beim DVT mit 0,077 mm am größten, gefolgt vom CT mit 0,031 mm. Den geringsten Fehler zeigt das fpvCT mit 0,024 mm. Die 95 %-Konfidenzintervalle der Normalverteilung bestätigen diese Behauptung, wobei sich beim DVT mit einer Untergrenze von -0,110 mm und einer Obergrenze von -0,244 mm die größte Streubreite ergibt.

Ergebnisse

Pin	Durchschnittswert (mm)	Standard- fehler (mm)	95 %-Konfidenzintervall (mm)	
			Untergrenze	Obergrenze
fpvCT	0,008	0,024	-0,049	0,064
CT	-0,139	0,031	-0,209	-0,068
DVT	0,067	0,077	-0,110	0,244

Tabelle 6.13:

Durchschnittswerte, Standardfehler und 95 %-Konfidenzintervalle der Streckenabweichung der crestalen Pinabstände gegenüber der Realität in Abhängigkeit vom Gerät, unabhängig von der Position.

Statistische Relevanz:

Bei allen vier verwendeten Berechnungsansätzen ist eine Signifikanz für die Abhängigkeit der horizontalen Messgenauigkeit im crestalen Bereich vom verwendeten Röntgengerät ersichtlich (Tabelle 6.14).

Berechnungsmethode	Signifikanz
Sphärizität angenommen	0,007
Greenhouse-Geisser	0,019
Huyn-Feldt	0,015
Untergrenze	0,031

Tabelle 6.14:

Test der Innersubjekteffekte zur Berechnung des Signifikanzniveaus für den Pinabstand crestal in Abhängigkeit von der Art des Gerätes.

Beim paarweisen Vergleich ist für die Durchschnittswerte ausschließlich zwischen fpvCT und CT mit $p=0,011$ eine Signifikanz zu erkennen (Tabelle 6.15). Im Umkehrschluss ist beim Vergleich von fpvCT und DVT bei einem Signifikanzniveau von $p=0,965$ das DVT nicht signifikant schlechter als das fpvCT. Dies ist auch aus der durchschnittlichen Differenz von $-0,059$ mm ersichtlich, welche somit deutlich geringer ausfällt, als die zwischen fpvCT und CT mit $0,146$ mm oder DVT und CT mit $0,206$ mm. Eine Tendenz zur signifikant

besseren Darstellung ist jedoch auch zwischen DVT und CT mit $p=0,068$ bei einem Signifikanzniveau von $<0,05$ ersichtlich.

Methode		Durchschnittliche Differenz (I-J) (mm)	Standard- fehler (mm)	Signifikanz ^a	95 %-Konfi.-Int. für die Differenz ^a (mm)	
I	J				Unterggr.	Oberggr.
fpvCT	CT	0,146*	0,036	0,011	0,037	0,256
fpvCT	DVT	-0,059	0,056	0,965	-0,228	0,110
DVT	CT	0,206	0,073	0,068	-0,014	0,426

Tabelle 6.15:

Durchschnittliche Differenzen, Standardfehler, Signifikanzen und 95 %-Konfidenzintervalle des paarweisen Vergleichs der Geräte bei der crestalen Abstandsmessung basierend auf den geschätzten Randmitteln.

*: Die Durchschnittliche Differenz ist auf dem Niveau 0,05 signifikant

a: Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni

6.2.3 Abstand der Pins in Abhängigkeit von der Lage (apikal)

Der Vergleich, der bei den Abstandsmessungen ermittelten durchschnittlichen Differenzen von Realität und der im Röntgen gemessenen Strecken im apikalen Bereich, brachte Durchschnittswerte zwischen -0,112 und 0,019 mm. Auch hier lässt sich, ähnlich der crestalen Messungen, die Tendenz der verkleinerten Darstellung im mesialen Bereich mit einem Wert von -0,110 mm und eine Vergrößerung der distal gelegenen Messstrecke mit einem Wert von 0,019 mm erkennen, wobei hier die Verzerrung distal geringer ist als mesial. Die Standardfehler der Streckenmessungen liegen in einem Bereich zwischen 0,030 mm und maximal 0,051 mm. Sie liegen somit dicht beieinander. Das 95 %-Konfidenzintervall unterstreicht die obigen Aussagen, da es bei allen Strecken Werte zwischen 0,221 mm und 0,229 mm annimmt und der Durchschnittswert somit als direkt vergleichbar angesehen werden kann (Tabelle 6.16).

Messstrecke		Durchschnittswert (mm)	Standard- fehler (mm)	95 %-Konfidenzintervall (mm)	
Pin	Pin			Untergrenze	Obergrenze
1	2	-0,110	0,051	-0,227	0,006
2	3	-0,112	0,030	-0,182	0,042
3	4	0,019	0,045	-0,085	0,124

Tabelle 6.16:

Durchschnittswerte, Standardfehler und 95 %-Konfidenzintervalle der Streckenabweichung der apikalen Pinabstände gegenüber der Realität in Abhängigkeit von der Lage der Pins bei allen Geräten.

Statistische Relevanz:

Es lässt sich aus den im apikalen Bereich ermittelten Messwerten bei allen vier Berechnungen mit Werten zwischen 0,014 und 0,046 eine Signifikanz für die Abhängigkeit der Darstellungsgenauigkeit von der Positionierung der Pins erkennen (Tabelle 6.17).

Berechnungsmethode	Signifikanz
Sphärizität angenommen	0,014
Greenhouse-Geisser	0,017
Huyn-Feldt	0,014
Untergrenze	0,046

Tabelle 6.17:

Test der Innersubjekteffekte zur Berechnung des Signifikanzniveaus für die Differenzen der Pinabstände apikal in Abhängigkeit von der Lage.

6.2.4 Abstand der Pins in Abhängigkeit vom Gerät (apikal)

Wenn man die durchschnittlichen Abweichungen zum realen Wert von fpvCT, CT und DVT betrachtet, ist, ähnlich den Werten im crestalen Bereich, die größte Ungenauigkeit beim CT mit -0,275 mm zu erkennen, wohingegen die Dimensionen von fpvCT mit 0,014 mm und DVT mit 0,058 mm ähnlich sind. Ein negatives Vorzeichen lässt hier auf eine Verkleinerung durch das CT schließen. FpvCT und DVT weisen analog den crestalen Werten eine Vergrößerung auf. Der Standardfehler ist beim DVT mit 0,068 mm im Vergleich zum fpvCT mit 0,030 mm und dem CT mit 0,032 mm am größten. Die 95 %-Konfidenzintervalle der Normalverteilung zeigen die geringste Breite beim fpvCT mit 0,138 mm. Beim DVT und CT sind sie mit 0,116 mm und 0,148 mm ähnlich dimensioniert (Tabelle 6.18).

Pin	Durchschnittswert (mm)	Standard- fehler (mm)	95 %-Konfidenzintervall (mm)	
			Untergrenze	Obergrenze
fpvCT	0,014	0,030	-0,055	0,083
CT	-0,275	0,032	-0,349	-0,201
DVT	0,058	0,068	-0,099	0,215

Tabelle 6.18:

Durchschnittswerte, Standardfehler und 95 %-Konfidenzintervalle der Streckenabweichung der apikalen Pinabstände gegenüber der Realität in Abhängigkeit vom Gerät, unabhängig von der Position.

Statistische Relevanz:

Anhand der vier statistischen Berechnungen lässt sich mit einer Sicherheit von nahezu 100 % zeigen, dass die Darstellungsgenauigkeit im untersuchten Bereich von dem Gerät abhängt (Tabelle 6.19).

Ergebnisse

Berechnungsmethode	Signifikanz
Sphärizität angenommen	0,000
Greenhouse-Geisser	0,001
Huyn-Feldt	0,000
Untergrenze	0,002

Tabelle 6.19:

Test der Innersubjekteffekte zur Berechnung des Signifikanzniveaus für die Differenzen der Pinabstände apikal in Abhängigkeit vom Gerät.

Der paarweise Vergleich der Methoden untereinander zeigt ein signifikant besseres Darstellungsvermögen vom fpvCT mit $p=0,000$, als auch vom DVT mit $p=0,005$ gegenüber dem CT in dieser Ebene. Weiterhin ist bei $p=1,000$ das DVT nicht signifikant schlechter als das fpvCT (Tabelle 6.20).

Methode		Durchschnittliche Differenz (I-J) (mm)	Standardfehler (mm)	Signifikanz ^a	95 %-Konfi.-Int. für die Differenz ^a (mm)	
I	J				Unterggr.	Oberggr.
fpvCT	CT	0,289 [*]	0,042	0,000	0,162	0,416
fpvCT	DVT	-0,044	0,046	1,000	-0,182	0,093
DVT	CT	0,333 [*]	0,073	0,005	0,114	0,553

Tabelle 6.20:

Durchschnittliche Differenzen, Standardfehler, Signifikanz und 95 %-Konfidenzintervalle des paarweisen Vergleichs der Geräte bei den apikalen Abstandsmessungen basierend auf den geschätzten Randmitteln.

*: Die Durchschnittliche Differenz ist auf dem Niveau 0,05 signifikant

a: Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni

7 Diskussion

Die Rehabilitation von teil- oder vollbezahnten Patienten mit osseointegrativen Implantaten ist in den letzten Jahren zu einem Routineeingriff in der oralen Chirurgie geworden. Hierbei zeigt sich als wichtigster Faktor in der Planungskette zunächst die exakte Reproduzierbarkeit der anatomischen Strukturen durch entsprechende klinische und röntgenologische Untersuchungen. Eine nicht korrekte oder oberflächliche Planung und Vorbereitung eines solchen Eingriffs kann zu unerwünschten und zum Teil schwerwiegenden intraoperativen Komplikationen führen, welche unter Umständen eine dauerhafte Einschränkung des Patienten mit sich bringen können. Im Oberkiefer können die Kieferhöhlen betroffen [53] und im Unterkiefer eine Nervschädigung die Folge sein, welche mit Sensibilitätsstörungen oder -verlust einhergehen kann [72]. Aus diesem Grund beschäftigten sich bereits mehrere Studien mit der Nutzung dreidimensionaler Röntgengeräte und entsprechender Software bei der Planung und Durchführung dentaler Implantationen [6, 59, 64, 77].

In dieser Studie wurden drei verschiedene dreidimensionale Röntgenverfahren hinsichtlich ihrer Zuverlässigkeit für die Diagnostik bei der Implantatplanung an der Mandibula im Humanpräparat untersucht. Bei den Geräten handelte es sich um einen Prototypen eines Flächendetektor-Volumencomputertomographen (General Electric, Medical Systems, Milwaukee, WI, USA), einen LightSpeed Pro¹⁶ Computertomographen[®] (General Electric, Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) und den digitalen Volumentomographen NewTom QR-DVT 9000[®] (QUANTITATIVE RADIOLOGY, Verona, Italien).

7.1 Diskussion von Material und Methode

Zur Überprüfung der Röntgengeräte wurden in der vorliegenden Studie, ähnlich wie in den Arbeiten von SERHAL ET AL., mazerierte, humane Kopfpräparate verwendet. Das Studiendesign mit dem Anbringen von Markern an der Mandibula zum Vergleich von Röntgenmethoden ist somit bereits beschrieben und erprobt [7, 8]. Die Studie unterscheidet sich jedoch durch die Auswahl der zu untersuchenden Präparate von vielen bisherigen Studien, da oft nur trockene Knochenpräparate oder Prüfkörper, wie bei MARMULLA ET AL. [43] verwendet wurden. Andere Autoren wie ABOUDARA ET AL. verwendeten Kunststoffschädel und konnten materialbedingte Aufnahmefehler nachweisen [2]. In Formalin fixierte, weichteilbedeckte Knochenpräparate, welche dem Erreichen klinischer Bedingungen diene, kamen nur bei wenigen Autoren, wie LOUBELE ET AL. [39] zum Einsatz. Die Form und Kontinuität der untersuchten Unterkiefer wurde während der radiologischen Untersuchungen nicht verändert. Die entstandenen Formabweichungen, Fehlprojektionen und Verzerrungen waren somit, entsprechend klinischer Bedingungen, die Folge der Positionierung der Köpfe in den Röntgengeräten und den geräteabhängigen Faktoren. Um die Positionierung zu optimieren, wurden die Köpfe entsprechend der Herstellerangaben mit Hilfe von Kopfstützen etc. präzise positioniert. Auf Grund der gewählten Kopfpositionen erfolgten die Scanvorgänge gemäß der idealen Umlaufkurven. Der Computer errechnete aus den so ermittelten Daten die Schnitt- und dreidimensionalen Bilder. CHOI ET AL. konnten softwarebedingte Verzeichnungen bei Veränderungen des Gantrywinkels nachweisen [10]. Er entsprach daher bei der vorliegenden Studie ebenfalls den Herstellerangaben.

Um eine höhere Praxisnähe herzustellen, wäre es wünschenswert gewesen, die Röntgenaufnahmen mit Hilfe von Probanden zu erstellen. Dieses Vorgehen hätte aber für den Probanden eine unverhältnismäßig hohe Strahlenbelastung zur Folge gehabt und war daher aus ethischen Gründen laut Strahlenschutzverordnung abzulehnen [9].

Bei kritischer Betrachtung von Material und Methode können Ungenauigkeiten bei der Vorbereitung der Köpfe mittels der Guttapercha-Pins (Zuschnitt, Positionierung), Einstellung der Köpfe in den Röntgengeräten, sowie Messfehler bei der Auswertung der Röntgenbilder an den entsprechenden Workstations und den Messungen der realen Werte an den angefertigten Schnittpräparaten diskutiert werden. Daher erfolgte nach dem Zuschnitt der Pins eine Kontrollmessung mittels einer Präzisionsschieblehre. Diese besaß eine metrische Genauigkeit von $>0,01$ mm. Die Positionierung der so vorbereiteten Pins erfolgte ebenfalls nach zuvor genau definierten Kriterien auf der Oberfläche der Mandibula, wie es bereits in ähnlichen Studien durchgeführt wurde [52]. Minimale Ungenauigkeiten können sich beim Vermessen der zu untersuchenden Strecken an den jeweiligen Workstations bzw. der Realität ergeben. Dieser Fehler soll mittels der großen Anzahl verschiedener Messstrecken und dem damit verbundenen Setzen von genau definierter Anfangs- und Endpunkten relativiert werden. Insgesamt wurden je getestetem Gerät bzw. Realität 224 Messwerte erhoben. Dies entspricht der Anzahl der linearen Messungen anderer Autoren [66].

Die Ursachen für diese Fehler sind weiterhin darin zu suchen, dass es sich bei den untersuchten Objekten nicht um geometrische und exakt dimensionierte Prüfkörper handelt, wie sie in Arbeiten von MARMULLA ET AL. zu finden sind [43]. Vielmehr stellen die zu untersuchenden Objekte natürlich gewachsene, anatomische Strukturen mit unterschiedlichen Oberflächenbeschaffenheiten dar. Sie erschweren ihrerseits geringfügig die Ausrichtung für den Schneide- und Messvorgang.

7.2 Vertikale Dimension

Die Differenzen der gemessenen Pinlängen (= Vertikale) zur Realität liegen in Abhängigkeit von der Lage der Pins in einem Bereich von 0,077 mm und 0,106 mm. Der Standardfehler liegt zwischen 0,028 mm und 0,051 mm. Aus diesem

Ergebnis zeigt sich bei dieser Messreihe eine generelle Vergrößerung in der vertikalen Dimension. Ähnliche Ergebnisse werden auch bei anderen Autoren beschrieben. So konnten STRATEMANN ET AL. in einer ähnlichen Untersuchung des NewTom QR-DVT 9000[®] eine durchschnittliche Abweichung von 0,07 mm und einem Standardfehler von 0,41 mm von der Realität in der Sagittalebene nachweisen [66].

Die sich nach distal ergebende Abnahme der durchschnittlichen Abweichung lässt hier auf eine Annäherung an den realen Wert mit zunehmender Dorsalposition der Pins schließen. Dies würde eine steigende Genauigkeit der Geräte in Richtung des aufsteigenden Astes der Mandibula bedeuten.

Bei der Ermittlung der Differenz zwischen Röntgenaufnahmen und Realität bei den Messungen des Abstandes des Canalis mandibulae zum crestalen Rand der Mandibula in Abhängigkeit von der Lage ergaben sich Werte zwischen -0,158 mm (distal) und 0,122 mm (mesial). Sie entsprechen somit den Ergebnissen von HANAZAWA ET AL. bei der Vermessung des Abstandes des Canalis mandibulae zum crestalen Rand der Mandibula. Er zeigte in einer vergleichenden Untersuchung dreidimensionaler Röntgengeräte beim herkömmlichen CT eine Messgenauigkeit von ± 1 mm in 93,7 % der Messungen, was in dieser Studie ebenfalls erreicht wurde [24]. Der Standardfehler liegt zwischen 0,054 mm und 0,081 mm. Es zeigten, im Gegensatz zu den anderen in der Vertikalen ermittelten Werten der Pinlängen, die distalere Werte eine immer größer werdende Abweichung des Durchschnittswertes vom realen Wert, jedoch mit umgekehrtem Vorzeichen. Dies bedeutet eine verkleinerte Darstellung.

Man erkennt also in der Vertikalen somit eine gemeinsame Tendenz der Werte aller Geräte, nämlich eine Verkleinerung der durchschnittlichen Abweichung nach distal. Daher lässt sich sagen, dass weiter mesial immer eine vergrößerte Abbildung erfolgt, welche sich nach distal verringert und gegen den realen Wert geht oder sich sogar in eine verkleinerte Abbildung umkehrt. Die durch die physikalischen Eigenschaften von Röntgenstrahlen zu erwartende, generell vergrößerte Darstellung der zu untersuchenden Objekte konnte auch von anderen Autoren widerlegt werden. So wiesen LASCALA ET AL. beim NewTom

QR-DVT 9000[®] ebenfalls verkleinerte Abbildungen der dargestellten Regionen nach [37].

Die Größeninstabilität des Durchschnittswertes der vertikalen Knochen- und Pinlängenmessstrecken im Röntgen kann verschiedene Ursachen haben. Es ist anzunehmen, dass durch die Verwendung von Humanpräparaten und somit durch das Fehlen der Geometrie des Röntgenobjektes Verzerrungen entstanden sind. TRAUPE ET AL. konnten zeigen, dass auf Grund der höheren Schichtdicke (1,25 mm) eines heutigen klinischen CT Scanners (LightSpeed) im Vergleich zu der Auflösung innerhalb der Schicht (~0,5 mm) des fpvCT die sphärische Struktur eines sehr kleinen 2 mm Tumors mit einem solchen System stark verzerrt [71]. Sie stellen somit keine methodischen Fehler dar, sondern reflektieren die Problematik, wie sie auch unter klinischen Bedingungen anzutreffen ist. Daher können die bei den unterschiedlichen vertikalen Messstrecken entstandenen zum Teil leicht differierenden Ergebnisse ein Produkt dessen sein, dass es sich bei den angebrachten Guttapercha-Pins, im Gegensatz zu den Messstrecken am Knochen, um eine Art Prüfkörper handelt. Sie lassen eine exaktere Messung durch genau definierte Fixpunkte zu. Im Knochen gehen diese Referenzpunkte durch eine Navigation im dreidimensionalen Raum mit nur begrenzten Hilfsmitteln der Software, wenn auch nur zu einem minimalen Anteil, verloren. Dies konnten auch PINSKY ET AL. beim Vergleich von DVT-Aufnahmen eines Prüfkörpers mit Aufnahmen eines Humanpräparates zeigen. Für die Differenz der Höhe des Prüfkörpers zur Realität ließ sich ein Durchschnittswert von 0,03 mm \pm 0,01 mm (SD) erkennen, wohingegen gemessen an der Mandibula ein Durchschnitt von -0,27 mm \pm 0,02 mm (SD) erkennbar war [52]. Weiterhin wird diese Aussage durch die entsprechenden Standardfehler unterstrichen, da diese bei den Messwerten der Pinlängen geringer sind.

Bezieht man die unterschiedlichen Gerätetypen in die Betrachtung mit ein, ist sowohl bei der Vermessung der Pinlängen, als auch bei der Bestimmung des Nervkanals zum Oberrand der Mandibula eine einheitliche Aussage, wie bei den Ergebnissen beschrieben, bezüglich der Darstellungsgenauigkeit möglich. Trotz der geringeren durchschnittlichen Abweichungen des DVT gegenüber

dem CT, zeigt das DVT, wie bei den Zahlenwerten zu entnehmen, generell ein größeres 95 %-Konfidenzintervall, welches die offensichtlich verbesserte Darstellung auf Grund dieser Streubreite wieder etwas relativiert. Dies kann, wie durch andere Autoren bestätigt, unter anderem durch unterschiedliche Schichtdicken der verwendeten Röntgengeräte begründet werden [16].

Bei der Betrachtung der Werte erkennt man jedoch, dass es sich bei den Werten der Pins um Zahlen im positiven Bereich und bei den Vermessungen im Bereich des Knochens um solche im negativen Bereich handelt. Hier werden erneut die oben beschriebenen Probleme der Vermessung von nicht symmetrischen Gegenständen deutlich [43].

7.3 Horizontale Dimension

In der Horizontalen wurden die Abstände der Guttapercha-Pins jeweils crestal und apikal nach genau definierten Kriterien bestimmt.

Die Werte für die durchschnittliche Abweichung im crestalen Bereich liegen zwischen -0,070 mm im mesialen und 0,041 mm im distalen Bereich. Hierbei lässt sich eine verkleinerte Abbildung im Bereich der ersten beiden Pins erkennen, welche nach dorsal, im Bereich zwischen drittem und viertem Pin, in eine vergrößerte Darstellung übergeht. Im apikalen Bereich zeigte sich mit Werten von -0,110 mm mesial und 0,019 mm distal die gleiche Tendenz wie im crestalen Bereich. Es ist auch hier bei der Messstrecke zwischen Pin 1 und Pin 2 eine Verkleinerung gegenüber dem realen Schnittpräparat zu erkennen. Dem gegenüber steht eine Vergrößerung in weiter distal gelegenen Bereichen. Auch in Arbeiten anderer Autoren werden Verkleinerungen dreidimensionaler Geräte deutlich. LASCALA ET AL. wiesen bei einem DVT-Gerät Verkleinerungen nach, welche jedoch nur im Bereich der Schädelbasis signifikant waren [37].

Die Reihenfolge der Abbildungsgenauigkeit der Röntgenstrahler zeigt sich sowohl in der Vertikalen, als auch in der Horizontalen analog zu den anderen

Untersuchungen: fpvCT, DVT, CT. Diese Aussage wird von anderen Autoren unterstrichen. WEBER ET AL. konnten beim Vergleich von fpvCT mit einem herkömmlichen CT beim Vermessen unterschiedlich großer Prüfkörper in allen Fällen einen geringeren prozentualen Messfehler (PMF) für das fpvCT nachweisen. Die Maximalwerte des PMF lagen bei ausreichender Kontrastierung zur Umgebung beim fpvCT bei 4,5 % und beim CT bei 24 % [75]. Weiterhin zeigten HASHIMOTO ET AL. eine höhere Bildqualität eines DVT (3DX Multi Image Micro CT) im Vergleich zu einem CT (Aquilion Multi-Slice CT) [25]. Auch hier ist trotz der geringeren durchschnittlichen Abweichung von DVT gegenüber dem CT wieder das größere 95 %-Konfidenzintervall beim DVT erkennbar. Diese Werte müssen mit in die Betrachtung einbezogen werden, da dies einen Hinweis auf die Notwendigkeit größerer Sicherheitsabstände beim DVT gegenüber dem CT darstellt.

Die Gründe für die Tatsache, dass in der horizontalen Dimension sowohl crestal, als auch apikal bis auf geringste Abweichungen, ein nahezu identisches Ergebnis festzustellen war, sind wahrscheinlich in den festgelegten Anfangs- und Endpunkten der Messstrecken zu finden. In der Horizontalen wurden ausschließlich Strecken zwischen den aufgetragenen Markierungen gewählt, was eine sehr exakte Messung möglich machte. Die röntgenopaken Pins können mittels der zur Verfügung stehenden Programme eindeutig definiert und somit die Markerpunkte der Messstrecken genauer platziert werden. Es zeigt sich erneut der von PINSKY dargestellte Effekt bei der Vermessung von Prüfkörpern im Vergleich zu direkten Knochenmessungen [52].

Anstelle einer Mehrfachmessung der Einzelstrecken, bediente man sich bei der Vermessung auch hier analog ähnlicher Studien [66] einer großen Zahl an Messstrecken. So konnten erneut Messungenauigkeiten minimiert und relativiert werden.

7.4 Klinische Konsequenzen

Zur dentomaxillären bzw. fazialen Bildgebung stehen die verschiedensten Gerätschaften zur Verfügung. Sowohl diverse auf dem Markt erhältliche, auf der Cone-beam-Technik basierenden Geräte, als auch herkömmliche CT-Geräte kommen hierbei zum Einsatz [4, 22, 25, 67]. Im Unterschied zu vielen klinischen Fällen wurden in dieser Studie ausschließlich Humanpräparate verwendet, welche frei von Metallen jeglicher Art waren. Diese spielen, wie von einigen Autoren gezeigt, im Rahmen der Artefaktbildung eine entscheidende Rolle und müssen somit bei der Indikationsstellung einer dreidimensionalen Untersuchung bedacht werden [33, 73].

Weiterhin kann man bezüglich der klinischen Anwendung, der in dieser Arbeit vorgestellten Röntengeräte, die Abhängigkeit der Messgenauigkeit von der Art der Referenzpunkte hervorheben. Bei allen vermessenen Strecken wurde bei der Verwendung röntgenopaker Hilfsmittel, wie Guttapercha-Pins, exaktere Messwerte im Vergleich zu den Messungen am humanen Schädelknochen deutlich. Dies hat zur Folge, dass bei der zahnärztlichen Implantatplanung bei Streckenmessungen am Knochen immer Sicherheitsabstände eingehalten werden müssen, die größer sind als solche, die mittels röntgenopaker Prüfkörper angenommen werden können. Diese Aussage wird von PINSKY ET AL. durch Untersuchungen des DVT bestätigt [52]. In der Klinik sind bei Vermessungen von Knochen zur Implantatplanung also mindestens die im Ergebnisteil angegebenen, oder größere Abweichungen vom jeweiligen Durchschnittswert unter Einbeziehung der 95 %-Konfidenzintervalle anzunehmen.

Betrachtet man die Strahlendosis der untersuchten Geräte, so wird ein nicht unerheblicher Unterschied erkennbar. In der Literatur werden Dosisreduktionen durch das DVT gegenüber dem CT bis hin zum 15-fachen Wert angegeben [11, 15, 46, 58]. Das fpvCT weist noch höhere Werte auf. Hierzu gibt es bislang nur Angaben an Hand eines 16-cm-Phantoms. Der CTDI (computed tomography

dose index) beträgt dort 0,172 mGy/mAs. Hieraus ergibt sich auch die bisher begrenzte Anwendungsmöglichkeit.

Zusammenfassend eignen sich alle der getesteten Geräte zur Beurteilung der knöchernen Strukturen und somit zur Planung einer dentalen Implantation. Das DVT nimmt jedoch unter den zur klinischen Diagnostik zugelassenen Geräte im Vergleich zum CT, aber auch den konventionellen Orthopantomogrammen eine Sonderstellung ein, da es vor allem wegen der relativ geringen Strahlenbelastung und der trotzdem sehr hohen Genauigkeit ein äußerst nützliches Instrument im Rahmen der zahnärztlichen Chirurgie darstellt [25, 40, 41, 46, 67, 79].

8 Zusammenfassung

Ziel: Zur kaufunktionellen Rehabilitation von Patienten ist die dentale Implantologie ein etabliertes Verfahren, zu deren Diagnostik und Planung verschiedene Röntgenverfahren zum Einsatz kommen. In der vorliegenden Studie wurden dreidimensionale Röntgenverfahren am humanen Kopfpräparat auf ihre metrische Genauigkeit bezüglich einer Implantatplanung im Unterkiefer analysiert. Hierbei handelt es sich um einen experimentellen Flächendetektor-Volumencomputertomographen (Prototyp, General Electric, Medical Systems, Milwaukee, WI, USA), einen Computertomographen (LightSpeed Pro¹⁶ mit Xtream technology[®], General Electric, Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) und einen digitalen Volumentomographen (NewTom QR-DVT 9000[®], QUANTITATIVE RADIOLOGY, Verona, Italien).

Material und Methode: Das Material umfasste für die Hauptuntersuchung neun humane, in Formalin fixierte Kopfpräparate für Forschung und Wissenschaft aus dem Institut für Anatomie und Zellbiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen. Die Weichteile der Präparate waren noch vorhanden. Für die Messungen wurden die Unterkiefer mit röntgenopaken Guttapercha-Pins markiert, wovon jeweils vier auf jeder Mandibula-Hälfte positioniert wurden. Es erfolgten radiologische Untersuchungen mittels der zu testenden Röntengeräte und die Vermessung der zuvor festgelegten und genau definierten horizontalen und vertikalen Strecken. Weiterhin wurden Sägeschnitte angefertigt, um das Vermessen der realen Präparate zu ermöglichen. Die realen Werte wurden mit den virtuellen Werten verglichen.

Ergebnisse: Die Ergebnisse in der Vertikalen zeigen bei den durchschnittlichen Differenzen maximale Abweichungen zur Realität zwischen -0,158 mm und 0,106 mm, wobei das größte 95 %-Konfidenzintervall einen Bereich von 0,383 mm um die durchschnittliche Differenz darstellt. Bei den Messungen am Knochen konnte, anders als bei den Pinlängen-Messungen, eine signifikante Abhängigkeit von der Position nachgewiesen werden. Es zeigt sich mesial eine

Vergrößerung an allen Messstrecken, welche sich nach distal verringert oder sich in eine Verkleinerung umkehrte.

Hierbei ergab die Aufgliederung nach Geräten die beste Darstellungsgenauigkeit beim fpvCT mit einer maximalen durchschnittlichen Abweichung von der Realität von -0,058 mm und beim DVT -0,076 mm. Die maximalen Konfidenzintervalle stellten einen Bereich von 0,268 mm beim fpvCT und von 0,305 mm beim DVT dar. Das CT war mit einem Maximalwert der durchschnittlichen Abweichung von 0,194 mm und einem maximalen 95 %-Konfidenzintervall von 0,282 mm signifikant schlechter. Alle Geräte zeigten sowohl Vergrößerungen, als auch Verkleinerungen.

Die horizontalen Messungen der Pinabstände zeigen crestal und apikal Verkleinerungen im mesialen Bereich mit einem maximalen Durchschnittswert von -0,110 mm. Nach distal ergibt sich in allen Fällen eine Vergrößerung mit Werten von maximal 0,041 mm. Das maximal ermittelte 95 %-Konfidenzintervall beträgt 0,276 mm um den Durchschnittswert. Die Abhängigkeit von der Lage ist signifikant. Weiterhin zeigt der paarweise Vergleich eine signifikant bessere Darstellungsgenauigkeit im mesialen crestalen Bereich gegenüber dem distalen Bereich.

Das fpvCT und das DVT stellen mit Maximalwerten der durchschnittlichen Abweichung von 0,014 mm bzw. 0,067 mm tendenziell vergrößert dar. Hier zeigt das maximale 95 %-Konfidenzintervall beim fpvCT einen Bereich von 0,138 mm und beim DVT von 0,354 mm um den Durchschnittswert. Beim CT sind Verkleinerungen im Durchschnitt von maximal -0,275 mm erkennbar, wobei sich das maximale Konfidenzintervall mit einem Wert von 0,148 mm um die durchschnittliche Abweichung bewegt. Die Abhängigkeit vom Gerät ist in allen Fällen signifikant. Das fpvCT ist im paarweisen Vergleich signifikant besser als das CT, kann jedoch zur Zeit nur in experimentellen Untersuchungen angewendet werden.

9 Summary

Background: Dental implantation is an established procedure for the masticatory rehabilitation of patients, whereby various x-ray procedures are used for diagnostic and planning purposes. In the study presented here, three-dimensional x-ray procedures on a human skull preparation were analyzed in terms of their metric precision in regard to a planned implantation in to a lower jaw. Included here were an experimental volume-CT-scanner with flat panel detector (Prototype, General Electric, Medical Systems, Milwaukee, WI, USA), a computer tomograph (LightSpeed Pro¹⁶ with Xtream technology[®], General Electric, Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) and a digital volume tomograph (NewTom QR-DVT 9000[®], QUANTITATIVE RADIOLOGY, Verona, Italy).

Methods: For the main investigation, the study material included nine human skull preparations, preserved in formalin, from the Institute for Anatomy and Cell Biology of the Justus-Liebig University, Giessen. Soft tissue components were still present on the preparations. The lower jaw was marked off with x-ray opaque Guttapercha pins for horizontal and vertical measuring purposes, of which four pins were positioned on each half of the mandible. This was followed by radiological investigations, using the equipment to be tested, and by the production of saw cuts in order to facilitate measurements of final preparations. Furthermore the real measurements have been compared with the virtual ones.

Results: Results of verticals show maximal mean differences to reality between .158 mm and .106 mm, whereby the largest 95 %-confidence interval involves an area of .383 mm around the mean difference. For measurement of the bones, a significant dependence on position could be demonstrated (unlike for the pin length measurements). This revealed an enlargement, median along all measured distances, which decreased distally or showed a reduction.

Following a breakdown according to types of equipment used, the best image precision was achieved with the fpvCT with a maximal mean deviation from reality of $-.058$ mm and for the DVT $.076$ mm. The maximal confidence intervals was in the region of $.268$ mm for the fpvCT and $.305$ mm for the DVT. The CT was significantly worse, with maximal values of mean deviation of $.194$ mm and a maximal 95 %-confidence interval of $.282$ mm. All equipment items displayed enlargements as well as reductions.

Horizontal measurements of pin intervals show crest and apical reduction in the mesian region, with a maximal mean value of $-.110$ mm. In the distal direction there are, in all cases, enlargements with values of maximally $.041$ mm. The maximally 95 %-confidence interval determined is $.276$ mm around the mean value. Dependence on location is significant. Beyond that, the paired comparison of mesian and distal, crest measuring lengths, reveal significantly better image precision in the mesian region.

With maximal, mean deviations of $.014$ mm and $.067$ mm respectively, the fpvCT and DVT tend to enlarge. Here the maximal 95 %-confidence interval for the fpvCT indicates an area of $.138$ mm and for the DVT of $.354$ mm, around the mean. For the CT, reductions on the average of maximally $-.275$ mm are recognizable, whereby the maximal confidence interval with a value of $.148$ mm hovers around the mean deviation. In all cases, dependence on the respective unit is significant. In a paired comparison, the fpvCT is significantly better than the CT, however, currently this can only be used in experimental studies.

10 Literaturverzeichnis

1. *Brockhaus-Enzyklopädie*, ed. F.A.B. GmbH. 1999, Leipzig/Mannheim.
2. Aboudara, C.A., et al., *A three-dimensional evaluation of the upper airway in adolescents*. *Orthod Craniofac Res*, 2003. **6**: p. 173-5.
3. Abrahams, J.J., *Dental CT imaging: a look at the jaw*. *Radiology*, 2001. **219**(4): p. 334-5.
4. Aguiar, M.F., et al., *Accuracy of magnetic resonance imaging compared with computed tomography for implant planning*. *Clin Oral Implants Res*, 2008. **19**(4): p. 362-5.
5. Al Bourney, M., *Verwendung des Fernröntgenseitenbildes des Kopfes und des Orthopantomogramms zur metrischen Analyse des Schädels in der Kieferorthopädie. Eine vergleichende Studie, Med. Diss., in Poliklinik für Kieferorthopädie*. 1999, Justus-Liebig-Universität: Gießen.
6. Azari, A. and S. Nikzad, *Computer-assisted implantology: historical background and potential outcomes-a review*. *Int J Med Robot*, 2008.
7. 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.
8. Bou Serhal, C., et al., *Localisation of the mandibular canal using conventional spiral tomography: a human cadaver study*. *Clin Oral Implants Res*, 2001. **12**: p. 230-6.
9. Bundesministerium für Umwelt, N.u.R., *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung -RöV)*. http://bundesrecht.juris.de/bundesrecht/r_v_1987/gesamt.pdf, *zugriffen am 10.02.2008*. 1987.
10. Choi, S.C., et al., *Accuracy of reformatted CT image for measuring the pre-implant site: analysis of the image distortion related to the gantry angle change*. *Dentomaxillofac Radiol*, 2002. **31**(4): p. 273-7.
11. Cohnen, M., et al., *Radiation dose in dental radiology*. *Eur Radiol*, 2002. **12**: p. 634-7.
12. Düvelsdorf, K.-H., *Ein Beitrag zum Problem der Herstellung identischer Orthopantomogramme. Med. Diss., in Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie*. 1974, Universität Hamburg: Hamburg.
13. Davarpanah, M., et al., *Handbuch der zahnärztlichen Implantologie*. 2003, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.

14. Drenckhahn, D. and W. Zenker, *Benninghoff Anatomie*. 15 ed. Vol. 1. 2002, München: Urban&Schwarzenberg.
15. Dula, K., et al., *The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2001. **16**(1): p. 80-9.
16. Fleuter, C., *Die Reproduzierbarkeit von radiologisch-anatomischen Landmarks zur Determination der Gelenkspaltgrenzen des Articulation temporomandibularis*, Med. Diss., in *Poliklinik für Kieferorthopädie*. 2006, Westfälische Wilhelms-Universität: Münster.
17. Foitzik, C., et al., *ITI - Das Dental Implantat System*. 1994, Hannover: Schlütersche Verlagsgesellschaft mbH & Co. KG
18. Frank, E. and S. Frank, *Augen auf beim DVT-Kauf*. Z Zahnärztl Impl, 2007. **23**: p. 313-5.
19. Frei, C., D. Buser, and K. Dula, *Study on the necessity for cross-section imaging of the posterior mandible for treatment planning of standard cases in implant dentistry*. Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(4): p. 490-7.
20. Fuhrmann, A., et al., *Digital Transversal Slice Imaging in Dental-maxillofacial Radiology: From Pantomography to Digital Volume Tomography*. International Journal of Computerized Dentistry, 2003. **2**: p. 129ff.
21. Galanski, M. and M. Prokop, *Ganzkörper-Computertomographie*. 1998, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
22. Goch, I., *Vergleich metrischer Genauigkeit von Computertomographie, digitaler Volumetomographie und Orthopantomographie in der modernen Implantologie*, Med. Diss., in *Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme*. 2005, Heinrich Heine Universität: Düsseldorf.
23. Greschus, S., et al., *Potential applications of flat-panel volumetric CT in morphologic and functional small animal imaging*. Neoplasia, 2005. **7**(8): p. 730-40.
24. Hanazawa, T., et al., *Radiologic measurements of the mandible: a comparison between CT-reformatted and conventional tomographic images*. Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(2): p. 226-32.
25. Hashimoto, K., et al., *A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2003. **95**(3): p. 371-7.
26. Haßfeld, S., et al., *Navigationsverfahren in der Implantologie - Stand der Technik und Perspektiven*. Implantologie, 2000. **4**: p. 373-389.

27. Heurich, T., J. Brief, and S. Hassfeld, *Perfect Implantology through Computer-Assisted Implant Planning and its Surgical Realization - Options and Limitations*. Implantologie Journal, 2003. **1**: p. 9-26.
28. Heurich, T., et al., *Computergestützte Implantologie*. Quintessenz, 2002. **8**: p. 867-73.
29. Honey, O.B., et al., *Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparisons with panoramic radiology and linear tomography*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **132**(4): p. 429-38.
30. Hupfaut, L., et al., *Festsitzender Zahnersatz*. 2 ed. 1987, München: Urban&Schwarzenberg.
31. Ito, K., et al., *Clinical application of a new compact CT system to assess 3-D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible A case report*. Clin Oral Implants Res, 2001. **12**(5): p. 539-42.
32. Kalender, W.A., *Der Einsatz von Flachbilddetektoren für die CT-Bildgebung*. Radiologie Journal, 2003. **43**: p. 379-87.
33. Katsumata, A., et al., *Image artifact in dental cone-beam CT*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2006. **101**(5): p. 652-7.
34. Kauffmann, Moser, and Sauer, *Radiologie*. 2 ed. 2001, München/Jena: Urban&Fischer
35. Kiessling, F., et al., *Volumetric computed tomography (VCT): a new technology for noninvasive, high-resolution monitoring of tumor angiogenesis*. Nature Medicine, 2004. **10**: p. 1133-8.
36. König, A., et al., *Grenzfälle der Rot-weiss-Ästhetik in der Implantologie*. ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt, 2006. **115**: p. 329-36.
37. Lascala, C.A., J. Panella, and M.M. Marques, *Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom)*. Dentomaxillofac Radiol, 2004. **33**(5): p. 291-4.
38. Lenglinger, F.X., T. Muhr, and G. Krennmair, *Dental CT: examination method, radiation dosage and anatomy*. Radiologe, 1999. **39**(12): p. 1027-34.
39. Loubele, M., et al., *Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements* Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2008. **105**: p. 512-8.
40. Ludlow, J.B., L.E. Davies-Ludlow, and S.L. Brooks, *Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit*. Dentomaxillofac Radiol, 2003. **32**(4): p. 229-34.

41. Mah, J.K., et al., *Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2003. **96**(4): p. 508-13.
42. Marmulla, R., et al., *Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie*. Zahnärztl Implantol, 2002. **18**(3): p. 152-8.
43. Marmulla, R., et al., *Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT*. Dentomaxillofac Radiol, 2005. **34**(1): p. 28-31.
44. Möbes, O., et al., *Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie*. Zahnärztliche Zeitschrift, 2000. **55**: p. 335-9.
45. Moll, K.J. and M. Moll, *Kurzlehrbuch Anatomie*. 16 ed. 2000, München/Jena: Urban&Fischer.
46. 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.
47. Novelline, R.A., *Squire's Radiology*. 2001, Stuttgart: Schattauer GmbH.
48. Obert, M., et al., *Flat-Panel Volumetric Computed Tomography - A New Method for Visualizing Fine Bone Detail in Living Mice*. J Comput Assist Tomogr, 2005. **24**: p. 560-5.
49. Paatero, Y.V., *Orthoradial jaw pantomography*. Ann. Med. Int. Feun., 1958. **48**: p. 222-7.
50. Pasler, F.A., *Zahnärztliche Radiologie*. 4 ed. 2003, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
51. Pickuth, D., H. Frommhold, and H.W. Müller-Gärtner, *Klinische Radiologie systematisch*. 1 ed. 1998, Bremen/London/Boston: Uni-Med Verlag AG.
52. Pinsky, H.M., et al., *Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT*. Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**(6): p. 410-6.
53. Regev, E., et al., *Maxillary sinus complications related to endosseous implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1995. **10**(4): p. 451-61.
54. Reich, R.H., *Anatomische Untersuchungen zum Verlauf des Canalis mandibularis*. Dtsch zahnärztl Z, 1980. **35**: p. 972-5.
55. Richter, E.J., *Implantologie in der Zahnheilkunde*. Dtsch zahnärztl Z, 2005. **60**: p. 915-6.
56. Rother, U.J., *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. 2 ed. 2006, München: Elsevier GmbH.
57. Savai, R., et al., *Analysis of Tumor Vessel Supply in Lewis Lung Carcinoma in Mice by Fluorescent Microsphere Distribution and Imaging*

- with Micro- and Flat-Panel Computed Tomography. American Journal of Pathology*, 2005. **167**: p. 937-46.
58. Scarfe, W.C., A.G. Farman, and P. Sukovic, *Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc*, 2006. **72**(1): p. 75-80.
59. Scherer, P., et al., *Indikationen für die 3-dimensionale Bildgebung in der Zahnheilkunde. ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt*, 2007. **116**: p. 219-30.
60. Scheutzel, P., *Entwicklung der zahnärztlichen Panoramaröntgenaufnahmeverfahren. Zahnärztl. Mitt.*, 1989. **79**: p. 2322.
61. Schnelle, C., *Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen-Volumen-Tomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie, Med. Diss., in Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme*. 2001, Heinrich Heine Universität: Düsseldorf.
62. Schug-Kösters, M., *Röntgenologisch-anatomische Studien am Canalis mandibularis und dessen Abzweigungen unter Berücksichtigung differential-diagnostischer Besonderheiten. DDZ*, 1968. **7**: p. 331-8.
63. Schwenger, N. and M. Ehrenfeld, *Allgemeine Chirurgie*. 3 ed. 2002, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
64. Siessegger, M., et al., *Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites. J Craniomaxillofac Surg*, 2001. **29**(5): p. 276-81.
65. Sonnabend, E. and C. Benz, *Röntgentechnik in der Zahnheilkunde*. 1991, München: Urban&Schwarzenberg.
66. Stratemann, S.A., et al., *Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. Dentomaxillofac Radiol*, 2008. **37**(2): p. 80-93.
67. Sukovic, P., *Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res*, 2003. **6 Suppl 1**: p. 31-6; discussion 179-82.
68. Suomalainen, A., et al., *Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. Dentomaxillofac Radiol*, 2008. **37**(1): p. 10-7.
69. Thiel, H.J. and S. Hassfeld, *Schnittbilddiagnostik in der MKG Medizin und Zahnmedizin*. 2001, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 59-62.
70. Thorwarth, M., S. Jeromin, and S. Schultze-Mosgau, *Grundlegende Aspekte der Implantatchirurgie. ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt*, 2007. **116**: p. 538-44.

71. Traupe, H. and K. Kotitschke, *Volumen-CT*. <http://www.uniklinikum-giessen.de/kis-ris-pacs/archiv/2002/di1730.pdf>, zugegriffen am 20.03.2008. 2002.
72. van Steenberghe, D., et al., *Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1990. **5**(3): p. 272-81.
73. Vannier, M.W., et al., *Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1997. **84**(5): p. 561-70.
74. Voßhans, J., *The anatomical landmarks of bone and teeth with the digital volume tomographie ZM*, 2005. **95**(2): p. 32-6.
75. Weber, J., *Hochauflösende Bildgebung und Volumetrie: Vergleich des Prototypen eines Volumencomputertomographen mit Flachbildetektoren mit einem klinischen CT-System*, Med. Diss., in Abteilung für Neuroradiologie. 2005, Justus-Liebig-Universität: Giessen.
76. Wegener, O.H., *Grundkurs Computertomographie*. 1996, Berlin: Blackwell Wissenschaft.
77. Wittwer, G., et al., *Computer-guided flapless transmucosal implant placement in the mandible: a new combination of two innovative techniques*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2006. **101**(6): p. 718-23.
78. Wolfart, S., *Digital Imaging - A Diagnostic Instrument for Prefiew of the treatment Goal in Extensive Restorations*. Implantologie Journal, 2005. **1**: p. 25-36.
79. Ziegler, C.M., et al., *Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery*. Dentomaxillofac Radiol, 2002. **31**(2): p. 126-30.

11 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.“

Alexander Hübinger

12 Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name : Alexander Hübinger
Geburtstag : 07.12.1978
Geburtsort : Dernbach/Westerwaldkreis
Familienstand : ledig

Vater : Josef Hübinger,
selbstst. Bäckermeister
Mutter : Lydia Hübinger, geb. Zimmermann,
Angestellte im väterl. Betrieb
Bruder : Michael Hübinger,
Verkehrspilot

Schulbildung:

1985-1989 : Joseph-Kehrein-Schule Montabaur
Grundschule

1989-1995 : Heinrich-Roth-Schule Montabaur
Hauptschule; Hauptschulabschluss und
Sekundarabschluss I

1995-1998 : Peter-Altmeier-Gymnasium Montabaur
Abitur

Berufliche Ausbildung:

1998-1999 : Zivildienst bei der DRK Rhein-Lahn
Westerwald gGmbH
Ausbildung zum Rettungssanitäter

1999-2001 : Kreissparkasse Westerwald
Ausbildung zum Bankkaufmann

2001-2006 : Justus-Liebig-Universität Gießen
Studium der Zahnmedizin

seit Feb. 2007 : Assistenz Zahnarzt in freier Praxis

13 Danksagung

Zunächst möchte ich mich recht herzlich bei Herrn Professor Dr. Dr. Howaldt, Direktor der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, für die Überlassung des Themas und die gute Zusammenarbeit bedanken.

Mein ganz besonderer Dank gilt Frau Dr. Dr. Heidrun Schaaf, stellvertretende Abteilungsdirektorin der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Herrn Dr. Andreas May und Herrn Dr. Phillip Streckbein. Sie waren meine Ansprechpartner in allen großen und kleinen Fragen, gaben mir viele Anregungen und betreuten mich. Da ich ihr Engagement nicht als selbstverständlich ansehe, möchte ich ihnen dafür herzlichst Danken.

Weiterhin bedanke ich mich bei Frau Professor Dr. Baumgart-Vogt und Herrn AOR Dr. Stöckmann vom Institut für Anatomie und Zellbiologie, welche uns freundlicherweise die Humanpräparate zur Verfügung stellten. Herrn Dr. Bödecker und Herrn Pabst vom Institut für medizinische Statistik der Justus-Liebig-Universität Gießen spreche ich meinen Dank für die statistische Auswertung aus. Der Abteilung für Neuroradiologie und ganz besonders Herrn Professor Dr. Traupe, Frau Respondek und Herrn Dr. Obert danke ich für die Bereitstellung der radiologischen Apparaturen und die zeitaufwendige Einweisung, Versuchsdurchführung und Betreuung. Frau Professor Dr. Ganß aus der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und präventive Zahnheilkunde und Herrn Professor Dr. Wöstmann aus der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik danke ich für die Überlassung des Präzisionsinstrumentariums. Herrn Professor Dr. Schulz vom Pathologischen Institut herzlichen Dank für die Bereitstellung des Leichenwagens.

Mein größter Dank gilt meinen Eltern, Lydia und Josef Hübinger, ohne deren Motivation und unendliche Geduld das Entstehen dieser Arbeit nie möglich gewesen wäre.