

Diplomarbeit

Vermessung des Mandibularkanals mit verschiedenen röntgenologischen Techniken

Eine Studie an Humanpräparaten

eingereicht von

Jürgen Reichmann

0312629

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

**Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung für
Zahnärztliche Chirurgie und Röntgenologie**

unter der Anleitung von

Univ. Prof. DDr. Norbert Jakse

Univ. Doz. DDr. Christof Pertl

Ort, Datum

(Unterschrift)

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwende habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am

Unterschrift

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen, die mir mit Rat und Tat bei der Durchführung dieser Diplomarbeit zur Seite gestanden sind, bedanken.

Besonders dankbar bin ich meinem Zweitbetreuer Univ. Doz. Dr. Christof Pertl und meinem Hauptbetreuer Univ. Prof. DDr. Norbert Jakse, die mir diese interessante und spannende Diplomarbeit überhaupt ermöglicht haben.

Zusammenfassung

Bei dieser Studie wurde die metrische Genauigkeit verschiedener röntgenologischer Techniken zur Lagebestimmung des Canalis mandibulae überprüft. Für eine komplikationsfreie Implantation im Unterkieferseitenzahnbereich ist die Kenntnis der Lage dieses Kanals von besonderer Bedeutung.

Für den Vergleich der Genauigkeit zwischen herkömmlicher Orthopantomographie, Orthopantomographie mit Referenzkugelschablone, CT und DVT wurden zehn konservierte Unterkiefer verwendet. Damit ein reproduzierbares Messen zwischen den verschiedenen Aufnahmen in der vertikalen Dimension gewährleistet werden konnte, wurden die Kiefer pro Messstelle mit zwei Guttapercha-Points markiert. Anschließend wurden die radiologischen Aufnahmen durchgeführt und von drei verschiedenen Untersuchern vermessen. Die Humanpräparate wurden zersägt und als Referenzmessung herangezogen.

Bei der digitalen Orthopantomographie wurde eine mediane Abweichung von +2,3 mm mit einer Spannweite von -0,2 mm bis +5,7 mm im Vergleich zum Humanschnitt ermittelt. Mit der zusätzlichen Kalibrierung des Orthopantomogramms mit einer Kugelreferenzschablone wurde ein Medianwert von +0,2 mm und eine Spannweite von -1,6 mm bis +3,0 mm erhoben. Weiters wurde über die Messung der Referenzkugeln ein Vergrößerungsfaktor von 1,17 des Orthophos XG Plus der Firma Sirona errechnet. Die CT-Messung ergab einen Medianwert von -0,2 mm sowie eine Spannweite von -1,5 mm bis +1,3 mm, es gab jedoch auch einige Ausreißer bis -2,7 mm und +2,3 mm. Das DVT zeigt ähnliche Ergebnisse wie das CT mit einem Medianwert von -0,3 mm, einer Spannweite zwischen -1,5 mm und +0,8 mm, allerdings gab es zwei Ausreißer auf -1,9 mm und +1,0 mm.

Das Resultat dieser Studie bestätigt, dass für die Implantation im Bereich des Nervus alveolaris inferior ein Panoramaröntgen alleine für eine genaue vertikale Längenmessung zum Nervkanal nicht ausreicht. Bei Verwendung einer Referenzkugel, einem klar abgrenzbaren Canalis mandibulae und einer Erhöhung des Sicherheitsabstandes zum Kanal von 1,5 mm auf 2 mm, kann das Kugelröntgen für Standardimplantationen verwendet werden. Die genauesten Ergebnisse wurden mit dem CT und DVT erzielt, wobei das DVT weniger Messfehler zeigte.

Abstract

Aim of this study was to evaluate the exactness of different radiographic technologies to examine the position of the mandibular canal. Implant surgery in the posterior mandible requires the knowledge of the mandibular canal position.

Ten preserved lower jaws were used to compare the exactness of conventional panoramic radiography, panoramic radiography with a reference ball, CT and cone beam computed tomography. In order to guarantee reproducible measuring between different radiographs, the jaws were marked with two gutta-percha points at each test point. Afterwards radiological images of the marked jaws were taken with the different techniques and consequently evaluated. The mandibles were then sawn at the planned areas and the exact anatomical distances to the mandibular canal were determined.

Compared to the sawn mandibles, in digital panoramic radiography an average difference of +2.3mm (range from -0.2 mm to +5.7 mm) was found. In panoramic radiography with a ball reference stencil an average of +0.2 mm (range from -1.6 mm to +3 mm) compared to the location of the mandibular canal in cadavers was measured. Furthermore a magnification factor by 1.17 was calculated about the measurement of the reference balls of the Orthophos XG plus made by the company Sirona. CT measurement showed a difference of -0.2 mm within a range from -1.5mm to +1.3mm, there were some outliers to -2.7 mm and +2.3 mm. The DVT had similar results with a median of -0.3 mm (range from -1.5 mm to +0.8 mm) and only two outliers to -1.9 mm and +1.0 mm.

The result of this study confirmed, that for implantation in the posterior mandible a conventional panoramic X-ray examination is not sufficient for an exact vertical linear measurement to the nervous canal. Using a reference ball, a clearly separable mandibular canal and a rise of the safe distance to the canal from 1.5 mm to 2 mm, the ball X-ray examination can be recommended for standard implantations. The most exact results were achieved with the CT and the DVT techniques. The cone beam computed tomography showed less measuring mistakes.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Röntgenologische Techniken.....	2
1.1.1	Orthopantomographie (OPG).....	2
1.1.2	Computertomographie (CT).....	7
1.1.2.1	Spiral-CT.....	8
1.1.2.2	Dental-CT.....	9
1.1.3	Digitale Volumen Tomographie (DVT).....	11
1.2	Strahlenbelastung.....	15
1.3	Anatomie der Mandibula.....	16
1.4	Implantation.....	19
1.4.1	Planung von Implantationen.....	20
1.4.2	Verletzung des Nervus alveolaris inferior durch die Implantation.....	20
2	Material und Methode.....	22
2.1	Vorbereitungen der Humanpräparate.....	23
2.2	Kugelschablonen.....	25
2.3	Röntgenaufnahmen.....	25
2.3.1	OPG-Aufnahme.....	25
2.3.2	DVT-Aufnahme.....	26
2.3.3	CT-Aufnahme.....	27
2.4	Schnitte am Humanpräparat.....	28
2.5	Längenmessungen.....	30
2.5.1	OPG Sidexis Längenmessung.....	31
2.5.2	OPG Sidexis Kugelmessung.....	32
2.5.3	DVT Romexis Längenmessung.....	32
2.5.4	CT Längenmessung.....	33
2.6	Vermessung der Humanpräparatschnitte.....	33
3	Ergebnisse.....	34
3.1	Differenz nach Messpunkten.....	37
3.2	Vergrößerungsfaktor der Kugel im OPG.....	37
3.3	Signifikanztest.....	38
3.4	Ergebnisvergleich der drei Untersucher untereinander.....	38
4	Diskussion.....	39
4.1	Schlussfolgerung.....	42
5	Literaturverzeichnis.....	44
6	Abbildungsverzeichnis.....	52
7	Tabellenverzeichnis.....	54

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
DVT	Digitale Volumetomographie
FOV	Field of View
HE	Hounsfield Einheit
kV	Kilovolt
mA	Milliampere
min	Minuten
mm	Millimeter
mSv	Millisievert
n	Anzahl der Messungen
N. alv. inf.	Nervus alveolaris inferior
OK	Oberkiefer
OPG	Orthopantomographie
PSA	Panoramaschichtaufnahme
SD	Standardabweichung
sek	Sekunden
UK	Unterkiefer
Tab.	Tabelle
3D	dreidimensional
μSv	Mikrosievert

1 Einleitung

Durch den zunehmenden Wunsch der Patienten nach feststehendem Zahnersatz haben Zahnimplantate heute einen festen Platz in der Therapieplanung vieler Zahnärzte. In Deutschland wurden 2009 etwa 1.000.000 Zahnimplantate gesetzt (1). Der Erfolg dieser chirurgischen Eingriffe ist unter anderem eng mit der diagnostischen Analyse der Ausdehnung der knöchernen und nervalen Strukturen im Insertionsgebiet verbunden (2).

Großes Augenmerk muss dabei im Unterkieferseitenzahnbereich auf die Lagebestimmung des Canalis mandibulae, in dem der Nerven-Gefäßplexus (Nervus alveolaris inferior) verläuft, gelegt werden. Wird dieser verletzt, kann es von einer leichten Beeinträchtigung bis hin zum kompletten Ausfall der sensorischen Empfindsamkeit derselben Kinn-Lippenhälfte kommen (3; 4). Zur Lagebestimmung steht heutzutage eine Reihe von röntgenologischen Techniken zur Verfügung.

Dabei ist sicher die Orthopantomographie (OPG) eines der am häufigsten in Anwendung stehenden bildgebenden Verfahren in der Zahnmedizin. Ein OPG ermöglicht eine schnelle und kostengünstige Übersicht über beide Kiefer bis hin zur Kieferhöhle und zum Kiefergelenk. Durch die zweidimensionale Darstellung sind der OPG jedoch in der Indikation Grenzen gesetzt (5; 6). Für eine erweiterte dreidimensionale Diagnostik steht die Computertomographie und die digitale Volumetomographie zur Verfügung. Mit ihnen kann man unklare Fragestellungen in Bezug auf den Verlauf der Nerven, die Lage retinierter Zähne, die Anzahl von Wurzelkanälen und die Ausdehnung der Kieferhöhlen abklären.

Ziel dieser Untersuchung ist für die Implantation in der Region des Nervus alveolaris inferior die metrische Genauigkeit verschiedener Röntgendiagnoseverfahren zu vergleichen. Im Speziellen soll die Fragestellung geklärt werden, wie genau die vertikale Messung des Knochens vom Canalis mandibulae zum Alveolarkamm in der Orthopantomographie mit einer Referenzkugel, im Vergleich zur herkömmlichen Orthopantomographie, CT und DVT ist.

1.1 Röntgenologische Techniken

1.1.1 Orthopantomographie (OPG)

Die OPG, auch Panoramafilmaufnahme genannt, beruht auf der konventionellen Tomographie. Bei dieser Aufnahme werden die Röntgenröhre und der Empfänger (analoger Film oder digitaler Sensor) um einen zentralen Rotationspunkt gegenläufig verschoben, wodurch nur eine Schicht der knöchernen Strukturen scharf dargestellt wird. Die davor und dahinter liegenden Bereiche werden durch diese Verwischungstechnik unscharf ausgeblendet (7; 8; 9).

Der Röntgenstrahl tritt in seinem Verlauf zuerst durch eine dem Fokus nahe liegende vertikale Schlitzblende und dann durch eine zweite vertikale Schlitzblende auf den Bildempfänger. Durch diese Spalttechnik (Slottechnik) wird der Bildkontrast gesteigert und die Strahlendosis für den Patienten gesenkt. Paatero 1949 zufolge wird der Strahl bei der OPG über eine ellipsoide Bahn über drei imaginäre Drehpunktsäulen von A über B nach C geleitet (10). Bei modernen Geräten sind jedoch kontinuierlich gleitende Drehachsen üblich.

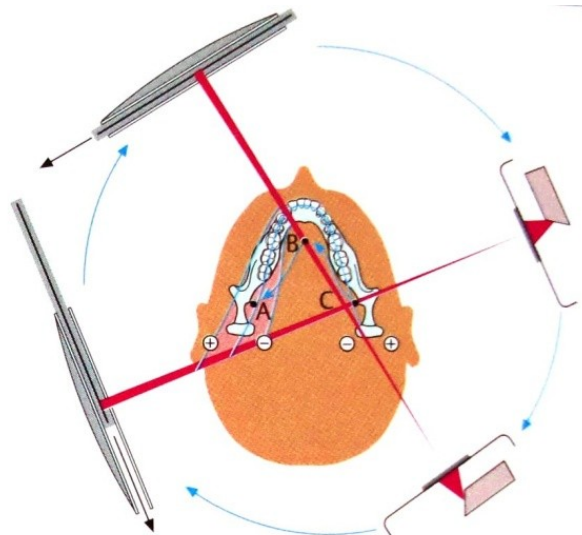


Abbildung 1 Schichtdicke: Die Schicht kann je nach Kiefer verschmälert (-) oder verbreitert (+) werden und die Röhre dreht sich gegenüber dem Empfänger um die Drehpunktsäulen A, B und C (Pasler FA, Visser H. Zahnmedizinische Radiologie Bildgebende Verfahren 2 ed. Stuttgart, New York: Thieme, 2000:32)

Die OPG ist eine Zonographieaufnahme (Dickschichtaufnahme) mit zunehmender Schichtdicke von 9 mm in der Front auf 20 mm im Kiefergelenksbereich. Wenn sich das

abzubildende Objekt außerhalb der (Röntgen-) Schicht befindet, wird es unscharf und es kommt zu Größenverzerrungen. Liegt das Objekt vor der Schicht, kommt es zu einer Verschmälerung, liegt es hinter der Schicht kommt es zur Verbreiterung der Abbildung (11; 12).

Der Kiefer wird vor der Schicht liegend unscharf und hoch oval, hinter der Schicht liegend wird er unscharf und quer oval abgebildet (13; 14).

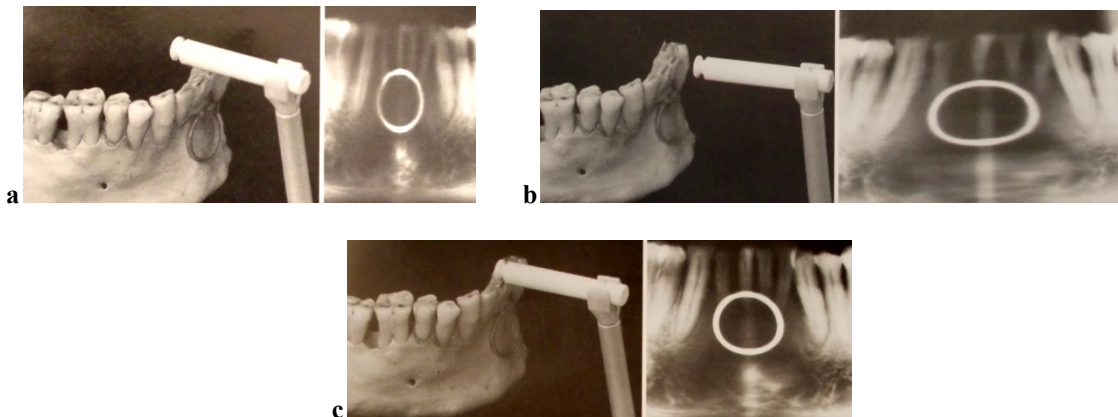


Abbildung 2 Verzerrungen im OPG: a: Vor der Schicht b: Hinter der Schicht c: In der Schicht (Withe SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology: Principles and Interpretation 5 ed.* St. Louis, Missouri: Mosby, 2003:195)

Die unterschiedlichen Vergrößerungsfaktoren und Verzerrungen auf einer Panoramaschichtaufnahme (PSA) sind ein grundsätzliches Problem dieser Bildgebung. Wenn die OPG für die Implantatdiagnostik herangezogen wird, sollte dies berücksichtigt werden. Damit diese Vergrößerungsfaktoren ermittelt werden können, muss ein röntgendichter Referenzkörper angefertigt werden. Durch die bekannte Länge oder den bekannten Durchmesser des Referenzobjektes, kann dessen Vergrößerung im Röntgen genau gemessen werden, woraus dann der Vergrößerungsfaktor des Bildes am Knochen errechnet werden kann (15; 16; 17; 18). Als Referenzkörper können metallische Kugeln oder Hülsen verwendet werden (Abb. 4, 5) (17).

$$\frac{\text{Durchmesser-real (Referenzkörper)}}{\text{Durchmesser-OPG (Referenzkörper)}} \times \text{Knochenhöhe OPG} = \text{reale Knochenhöhe}$$

Abbildung 3 Kalibrierung: Formel zum Umrechnen der realen Knochenhöhe in der OPG (modifiziert nach Strub S. et al. *Curriculum Prothetik Band 2 Kombinierte und abnehmbare Prothetik, Implantologie, Nachsorge, Lebensqualität 4 ed.* Berlin: Quintessenz, 2011:911)

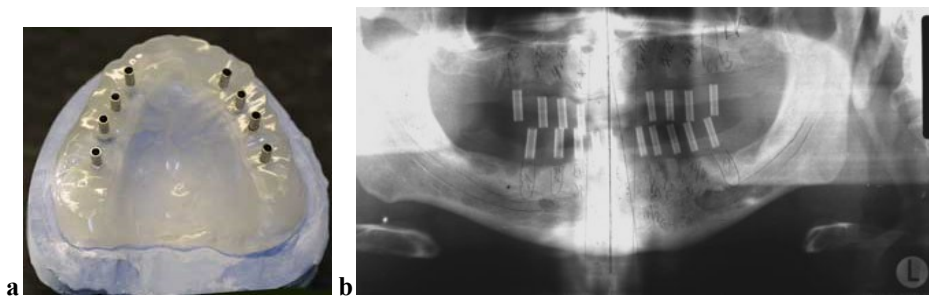


Abbildung 4 Referenzhülsen: a: Referenzhülsen in der Kunststoffschablone b: OPG mit OK und UK Referenzhülsen (<http://www.zahnarzt-stuttgart.com/implantat.html> 4.04.2011)



Abbildung 5 Referenzkugel: Referenzkugel im rechten Unterkiefer (Zur Verfügung gestellt von Dr. Angelika Wildburger, Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Graz 5.03.2011)

Eine weitere Möglichkeit für den Ausgleich des Vergrößerungsfaktors am Röntgenbild ist die Anwendung einer Messschablone. Dabei wird eine transparente Folie auf der sich die Umrandungen unterschiedlicher Implantatgrößen im selben Vergrößerungsfaktor wie dem der OPG befinden, über das Panoramabild gelegt, wodurch die richtige Größe der Implantate für die entsprechende Knochenhöhe ausgewählt werden kann. Es werden Messschablonen mit einem Vergrößerungsfaktor von 1,3 in der Vertikalen und 1,35 in der Horizontalen empfohlen (19).

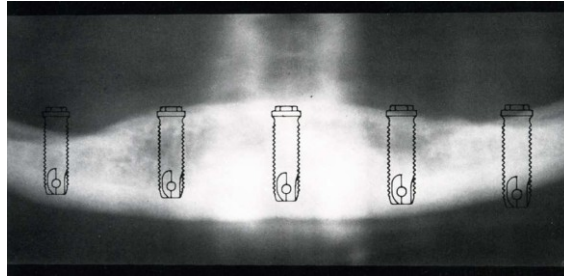


Abbildung 6 Mittelwertschablone: OPG mit aufgelegter Mittelwertschablone (Spiekermann H, Donath K, Jovanovic S, Richter J. *Farbatlanten der Zahnmedizin 10 Implantologie 1 ed.* Stuttgart: Thieme, 1994:103)

Untersuchungen kamen auf einen Faktor von 1,2 bis 1,7, was sich in der Horizontalen zwischen 30 % und 70 % und in der Vertikalen zwischen 20 % und 30 % Vergrößerung zeigt. (20; 21).

Gomez-Roman et al. ermittelten 1999 anhand von 26 inserierten Implantaten in einem mazerierten Schädel, dass der vertikale Vergrößerungsfaktor der OPG für den Unterkiefer bei 1,21 bis 1,27 liegt und in der Horizontalen bei 1,12 bis 1,35 (19).

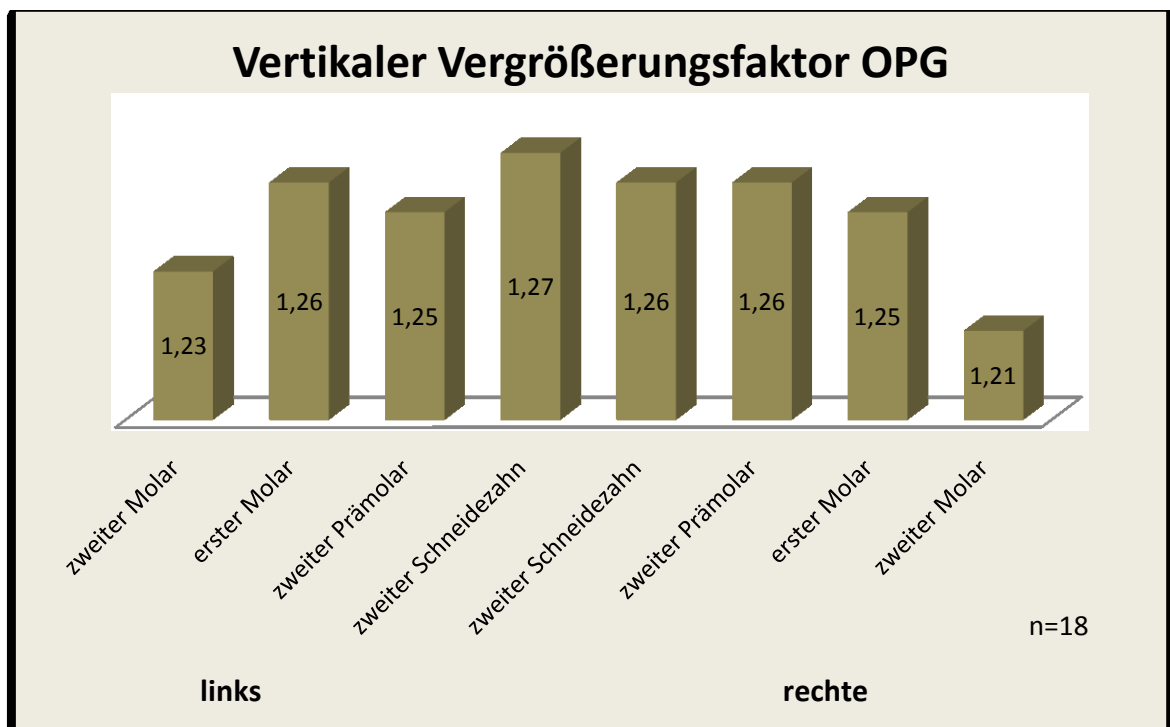


Abbildung 7 Mittlere vertikale Vergrößerung der Mandibula bei OPG in orthograder Richtung: Die reproduzierte Einstellung der Köpfe in der Vertikalen hat eine Spannweite von 3,5 % (modifiziert nach Gomez-Roman G, Lukas D, Beniashvili R, Schulte W. *Areadependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and its significance for implant dentistry.* *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1999;14:248-57)

In der Horizontalen ist die sogenannte „parallaktische Abweichung“ für Bildveränderungen verantwortlich. Es kommt durch den unterschiedlichen Abstand von Strahlenquelle-Objekt-Empfänger bei der Rotation der OPG im Molarenbereich zu einer horizontalen Verzerrung (22; 23).

Um die Unschärfe und die Verzerrung der Aufnahmen zu minimieren, ist es wichtig den Patienten richtig zu positionieren und alle röntgendichten Fremdkörper wie Metallprothesen und Schmuck zu entfernen. Tronje et al. kamen 1994 zum Ergebnis, dass lineare Längenmessungen aufgrund unterschiedlicher Vergrößerungsfaktoren in der OPG in horizontaler Richtung unzureichend sind. Vertikale Messungen sind nur dann brauchbar, wenn der Kopf des Patienten in der richtigen Position ist und seine Kiefer durchschnittlich geformt sind (13). Der Vergrößerungsfaktor ist jedoch vom Gerätetyp und der verwendeten Technologie abhängig (20; 19).

In der Seitenansicht sollte die Einstellung der Okklusionsebene generell waagrecht erfolgen. Es kann die Campersche-Ebene, die von der Spina nasalis zum Tragion verläuft, als Anhaltspunkt verwendet werden, da sie meist parallel zur Okklusionsebene liegt. In der Frontalen soll die Verbindungslinie zwischen Spina nasalis und dem mesialen Kontaktpunkt der Oberkiefer Einser senkrecht zur zuvor eingestellten horizontalen Linie stehen (24; 25).



Abbildung 8 *Positionierung des Kopfes bei einer OPG Aufnahme* (URL:<http://www.kfo-eckert.de/glossar.html> 4.04.2011)

Die Front soll in incisale Kopfbissstellung gebracht werden, um sie in der gleichen Schicht zu positionieren. Wenn die Zunge nicht an den Gaumen gepresst wird, kann dies zu einer Überstrahlung der im Strahlengang befindlichen Objekte führen, auch bekannt unter dem

Begriff „Burn-out-Effekt“. Die Zunge schwächt die Röntgenstrahlung und dient somit als Filter. Tiefes Einatmen schwärzt die Strukturen im Kieferwinkel und am aufsteigenden Ast, durch flaches Atmen kann dies verhindert werden (26).

Die OPG wird heutzutage für Standarddiagnoseverfahren verwendet und gibt dem Zahnarzt eine gute Übersicht über Zähne, Kiefer und Gelenke. Außerdem ist es die am häufigsten eingesetzte extraorale Aufnahmetechnik (6; 5). Bei der zahnärztlichen Erstuntersuchung von Patienten kann die diagnostische Reichweite dadurch erhöht werden (Abb. 9).

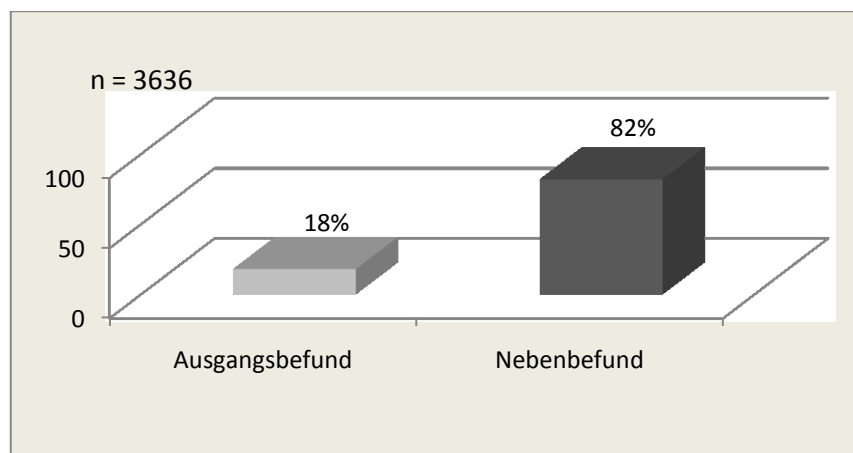


Abbildung 9 OPG Diagnostik: Ausgangs- und Nebenbefunde bei OPG Untersuchungen (Jung T. *Panorama-Röntgenographie*. Heidelberg: Hüthing, 1984)

Zusätzlich kann die individuelle Diagnostik durch die Verwendung eines digitalen Panoramaröntgens für den Zahnarzt erleichtert werden. Es können Histogramme zur Messung von Graustufen, Flächen, Winkeln und Längen verwendet werden. Weiters stehen Lupenfunktionen und Bildbearbeitungsfilter zur Änderung von Helligkeit und Kontrast zur Verfügung. Durch den Einsatz einer digitalen PSA wird der Empfänger durch ein digitales Bildempfangssystem ersetzt, wodurch die Bilder unmittelbar nach der Aufnahme betrachtet werden können und die platzraubende Lagerung der analogen Bilder entfällt (27).

1.1.2 Computertomographie (CT)

Bei der Computertomographie handelt es sich um ein Tomographieverfahren, wobei ein Computer zum Bildaufbau verwendet wird. Sie wurde 1967 von dem englischen Physiker Hounsfield entwickelt und Anfang der 1970er Jahre auf den Markt gebracht (28).

Bei den ersten CTs wurden Nadelstrahlen und später Fächerstrahlen verwendet, die sich in Translationsrichtung um den Schädel bewegten. In der dritten Generation umkreiste ein Fächerstrahl mit gegenüberliegenden Detektorbogen den Patienten. In der darauffolgenden Generation wurde ein durchgehender Detektorring von einer rotierenden Röhre bestrahlt (29).

1990 wurde die Spiraltomographie von Kalender und Vock entwickelt, bei der sich der Patient kontinuierlich durch die rotierende Röntgenröhre bewegt (30). 1999 wurde die Spiraltechnik zur Multidetektorreihen-Computertomographie weiterentwickelt. Dabei werden statt einer Detektorreihe ganze 4, 8, 16, 64 oder 128 Reihen verwendet, was eine schnellere Bildfolge beziehungsweise höhere Auflösung ermöglicht (31; 32).

1.1.2.1 Spiral-CT

Wie in der herkömmlichen Radiologie (Summationsröntgenbild) passieren auch beim Spiral-CT Röntgenstrahlen den menschlichen Körper. Beim Spiral-CT erfolgt dies durch einen rotierenden Strahler, der unterschiedlich stark abgeschwächt wird. Der Patient wird auf einem beweglichen Tisch liegend während der Untersuchung kontinuierlich durch die „Gantry“ (Fassöffnung) bewegt.

Dabei misst ein Kranz von elektronischen Detektoren die Intensität der Strahlung der rotierenden Röntgenröhre. Sie bewegt sich im Kreis um den Patienten, wodurch ein virtueller spiralförmiger Volumendatensatz gewonnen wird. Die Computersoftware errechnet dieses Volumen aus einer Vielzahl von dreidimensionalen Bildpunkten, den Voxeln.

Die Strukturen, die sich in diesen Voxeln befinden, schwächen die einfallende Röntgenstrahlung unterschiedlich stark (je nach Dichte des Gewebes). Dem errechneten Schwächungskoeffizienten wird eine Zahl zugeordnet, die sogenannte „Hounsfield-Einheit“ (HE). Bei dieser Skala wurde der Dichte von Wasser ein Fixpunkt von 0 HE zugeordnet, der Luftdichte ein Fixpunkt von -1000 HE und der kompakten Knochendichte ein Fixpunkt von +1000 HE. Durch die begrenzte Unterscheidungsfähigkeit des menschlichen Auges von nur 20 Grautönen wird die viel größere Zahl von Schwächungswerten in der sogenannten Fenstertechnik wiedergegeben. Dabei werden alle Strukturen mit den Werten der jeweiligen Dichte unter dem Fenster dunkel und über dem

Fenster liegend in hellen Tönen dargestellt, wodurch das erwünschte Bild kontrastreicher erscheint (28; 33).

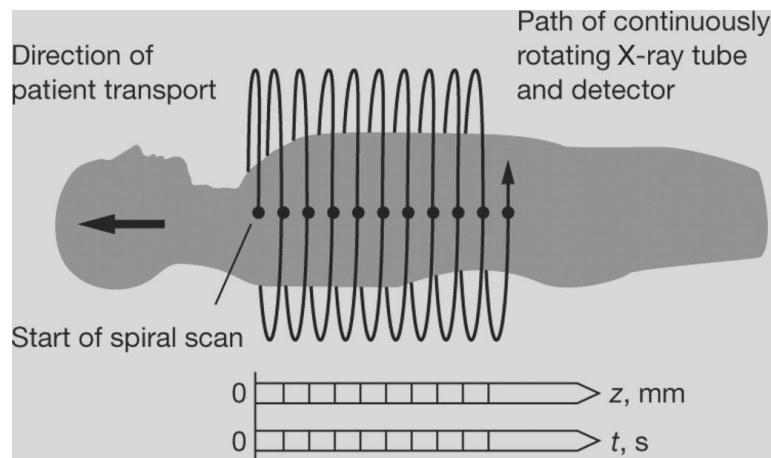


Abbildung 10 Darstellung einer CT-Aufnahme

(URL: http://eurheartjsupp.oxfordjournals.org/content/7/suppl_G/G4/F3.large.jpg 5.04.2011)



Abbildung 11 CT Gerät (URL: <http://www.neurokopfzentrum.med.tum.de/img/03-rollover.jpg> 5.04.2011)

1.1.2.2 Dental-CT

Ende der 90er Jahre begann die Entwicklung von speziellen Software-Programmen, mit denen man aus axialen Schichten senkrechte Querschnittsbilder umrechnen konnte. Dadurch konnten die Kiefer dreidimensional betrachtet und die Positionierung von oralen Implantaten im Kieferknochen optimiert werden (34; 35; 36). 1992 wurde von Imhof K. eines der ersten Programme unter dem Namen Dental-CT® für die Siemens AG entwickelt, welches multiplanare Rekonstruktionen von Kieferquerschnitten darstellt und eine Längenmessung im Verhältnis 1:1 zur Realität in allen drei Dimensionen ermöglicht

(37). Dadurch können alle unsicheren präoperativen Fragen vor einer Implantation geklärt werden.

Tabelle 1 Präoperative Fragen vor einer Implantatinserterion (Dula K, Buser D, Berthold H, Schwarz M. Computertomographie/orale Implantologie I. Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin 1994;104(4):450-9)

- die Breite und Höhe des Kieferkamms
- die Knöchernen Defekte
- die Neigung des Alveolarfortsatzes
- der Verlauf des Canalis mandibulae
- die Position des Foramen mandibulae
- der Verlauf des Canalis incisivus
- die Ausdehnung der Kieferhöhle
- die Knochenqualität bezüglich der Knochendichte

Der Verlauf der Schichten und ihre Dicke können individuell, je nach Indikation, eingestellt werden. Auf einer axialen Schicht werden Punkte markiert, die den Verlauf des Kiefers anzeigen. Parallel zu diesem Linienverlauf werden die Panoramaschichten errechnet. Danach werden senkrecht zur Panoramalinie die so genannten „paraxialen Schichten“ vom Computer errechnet. Um Bewegungsartefakte zu minimieren, ist es wichtig, den Kopf des Patienten in der Kunststoffschale mit einem Klebeband über der Stirn und dem Unterkiefer zu fixieren. Speziell bei zahnlosen Patienten muss durch eine Aufbisshilfe der Unterkiefer zum Oberkiefer positioniert werden (38; 39).

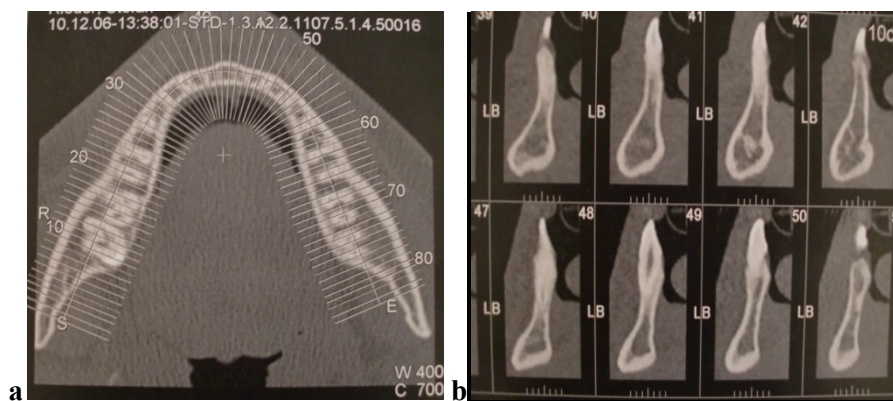


Abbildung 12 Dental-CT paraxial: a: Axiales Referenzbild mit den durchnummerierten Schichten für die beiden Kieferquerschnitte; sie folgen dem Verlauf der festgelegten Panoramalinie von S bis E b: Durchnummerierte paraxiale Kieferquerschnitte mit Skalierung für die Lagebestimmung zu den Panoramaschichten

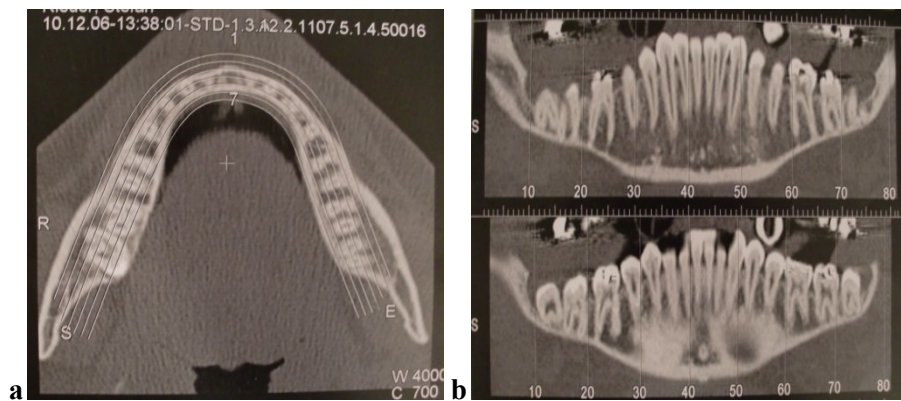


Abbildung 13 Dental-CT Panorama: **a:** axiales Referenzbild mit dem festgelegten Schichtverlauf für die Panoramabilder von S bis E **b:** durchnummerierte Panoramabilder mit Skalierung für die Lagebestimmung der Paraxialbilder

1.1.3 Digitale Volumen Tomographie (DVT)

Die Entwicklung der DVT für die Zahnmedizin begann Ende der 90er Jahre (40; 41). Es ermöglicht die dreidimensionale Darstellung des Hartgewebes (Knochen) wie bei der CT, die Weichgewebestrukturen wurden jedoch schlechter wiedergegeben als bei der CT. Dieser Nachteil ließ sich aber durch entsprechend gestaltete prothetische Planungsschablonen ausgleichen. Dabei musste die radioopake Schablone auf dem Weichgewebe aufliegen, damit die Stärke des Weichgewebes gemessen werden konnte. Die Genauigkeit der Bilder im

Bezug auf das Weichgewebe kann heute durch Rekonstruktionsalgorithmen verbessert werden, sodass die Qualität der DVT mit der Bildwiedergabe der CT gleich gestellt wird (42). Studien zeigen, dass bei Geräten neuerer Bauart in bestimmten Bereichen teilweise signifikant weniger Messfehler bei DVT Messungen auftreten, als bei Mehrschicht-CT Längenmessungen (Tabelle 1) (43; 44).

Tabelle 2 Längenmessung im UK-Seitenzahnbereich bei fünf Humanpräparaten: Signifikanter Unterschied zwischen CT- und DVT-Bildern in der vertikalen Messung vom Dach des Nervus alveolaris inferior zur krestalen Begrenzung der Humanpräparate. (modifiziert nach Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2004;19:228-231)

(n = 66)	Mittelwert ± SD	Minimum Abweichung	Maximum Abweichung
CT	0.36 ± 0.24	0.00	1.11
DVT	0.22 ± 0.15	0.01	0.65

Bei der DVT wird in einigen Publikationen eine geringere Strahlendosis im Vergleich zur Spiral-CT angegeben, ohne die Bildqualität zu beeinträchtigen (45). In einer einzelnen Untersuchung von Schwenzler et al 2010 werden bei der DVT weniger Artefakte aus metallischem Zahnersatz dargestellt, als bei CT Abbildungen (46). Im Rahmen einer Sekundärbearbeitung der Aufnahmen können hilfreiche Zusatzfunktionen angewendet werden. Darunter finden sich: Vermessungen von Raumdistanzen, farbliche Markierung von Strukturen mit automatischer Übertragung auf alle Ebenen und Längen- und Winkelmessungen (47).

Die Rohdaten werden in einer einzigen Rotation der Strahlenquelle-Detektoreinheit (360° oder 180°) um den Patienten aufgezeichnet (48). Die Strahlenquelle durchleuchtet dabei mit einem kegelförmigen Strahlenbündel („cone beam“) die zu untersuchenden Schädelregionen und zeichnet im Abstand von jeweils 1° sagittale Einzelprojektionen auf (49). Aus diesen Aufnahmen werden dann primäre Schnittbilder, so genannte axiale Bilder rekonstruiert (42). Aus der Rekonstruktion der axialen Bilder können die gewohnten Panoramaschichten errechnet werden und weiters die paraxialen, koronalen und 3D-Darstellungen (41).

Die momentan auf dem Markt erhältlichen Geräte unterscheiden sich in der Größe des aufgezeichneten Volumens (des sogenannten „Field of View“ – FOV) und der Detektortechnologie (Bildverstärker oder Flachbilddetektor), ebenso unterschiedlich kann auch die Funktionalität der Software sein. Je nach Gerät kann der Patient eine sitzende oder stehend abgestützte Position bei der Aufnahme des Volumens einnehmen (50; 32).

Bei der Aufzeichnung des FOV unterscheidet man prinzipiell zwischen drei Größen:

- 1: kleines FOV mit Zylinder- bzw. Kugeldurchmesser bis 10 cm (Kiefer bis Kieferteile)
- 2: mittleres FOV mit Zylinder- bzw. Kugeldurchmesser von 10 bis 15 cm (beide Kiefer)
- 3: großes FOV mit Zylinder- bzw. Kugeldurchmesser von mehr als 15 cm (Schädel oder große Teile davon) (51).



Abbildung 14 DVT Darstellung: Durchleuchtung der zu untersuchenden Region mit einem kegelförmigen Strahlenbündel in einer 360°- oder 180°-Rotation um den Patienten herum (URL: <http://www.manschiebel.at> 5.04.2011)

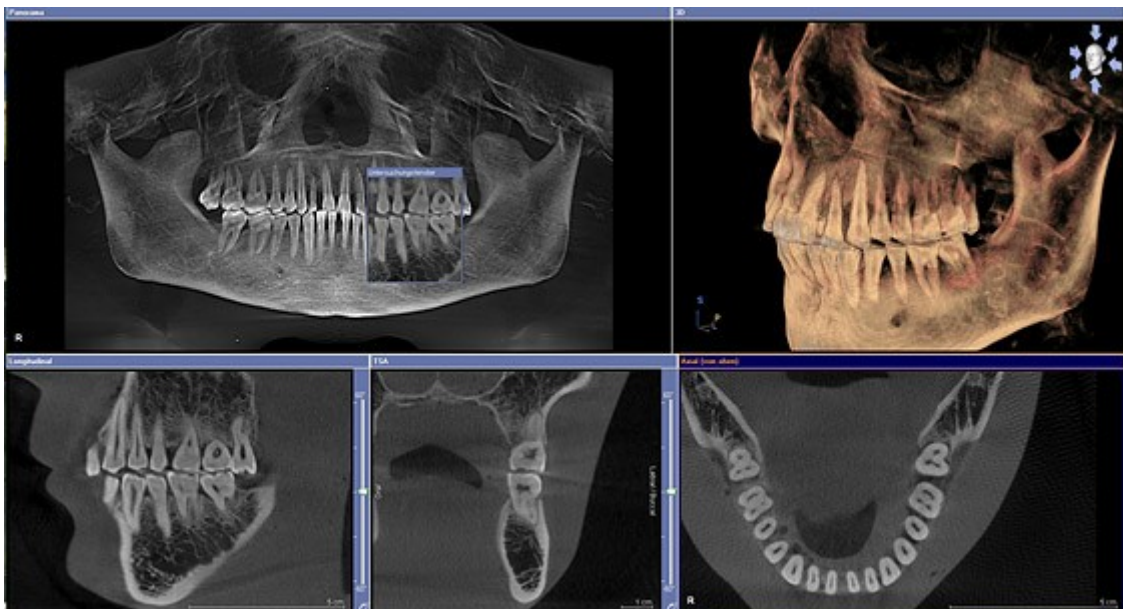


Abbildung 15 DVT Bild Rekonstruktion: Panorama, Volumen, Sagittal, Paraxial, Axial (URL: http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_galileos_bildqualitaet 5.04.2011)

Tabelle 3 Vor- und Nachteile von OPG, CT und DVT (modifiziert nach Esters S. Vergleich zweier Messverfahren zur Überprüfung der Implantatgenauigkeit in der Navigationschirurgie. Computertomographie (CT) vs. Koordinatenmessgerät (KMG) Eine In-vitro-Studie. Von der Medizinischen Fakultät der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen zur Erlangung des akademischen Grades einer Doktorin der Zahnmedizin genehmigte Dissertation 2009:27)

	OPG	CT	DVT
Vorteile	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Leichte Bedienung <input type="checkbox"/> Aufnahmen sind schnell und unaufwendig zur Diagnostik bereit <input type="checkbox"/> Kostengünstig in Anschaffung und Betrieb <input type="checkbox"/> Geringe Strahlenbelastung 	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Darstellung von Knochen + Weichgewebe (auch CT-Angiographie möglich) <input type="checkbox"/> Extrem hohe Bildqualität <input type="checkbox"/> Scannen großer Volumina <input type="checkbox"/> ermöglicht Knochendichtemessung um Aussage über Knochenqualität zu treffen <input type="checkbox"/> schnellere Scans (→ weniger Bewegungsartefakte + Kontrast-mittelbedarf) + kürzere Rotationszeiten bei geringer Strahlenbelastung <input type="checkbox"/> Software-Applikationen ermöglichen klinischen Einsatz in Regionen, die unwillkürlichen Bewegungen unterliegen 	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Bilddaten erzielen durch die schnelle Aufnahmetechnik sehr hohe Detailgenauigkeit <input type="checkbox"/> Keine schichtweise Rekonstruktion, durch Konusstrahl werden Projektionen des gesamten Untersuchungsreiches erzeugt <input type="checkbox"/> Strahlenärmer (5-fach geringer als traditionelle CT) <input type="checkbox"/> Erstellt auch ungeglättete, dem klinischen Befund entsprechende Datensätze
Nachteile	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Unschärfen infolge Projektionsgeometrie (Summations- + Additionseffekte) 	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Auftreten von Artefakten durch Metalle <input type="checkbox"/> Kosten + Aufwand <input type="checkbox"/> Geringer Patientenkomfort <input type="checkbox"/> Auftreten starker Metallartefakte 	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> ungeeignet zur Weichteildiagnostik aufgrund von Strahlenqualität und Rauschanteilen

1.2 Strahlenbelastung

Die Strahlenexposition in Deutschland ist zwischen 1996 und 2001 von etwa 1,6 auf 1,8 mSv/Einwohner/Jahr angestiegen. Dieser Anstieg ist unter anderem auf die vermehrte Durchführung von CT-Aufnahmen zurückzuführen. Für die Zahn- und Kieferdiagnostik müssen 1/3 aller getätigten Röntgenuntersuchungen im Jahr verbucht werden, wobei aber nur 0,2 % zur effektiven Jahresdosis der Patienten beitragen (52).

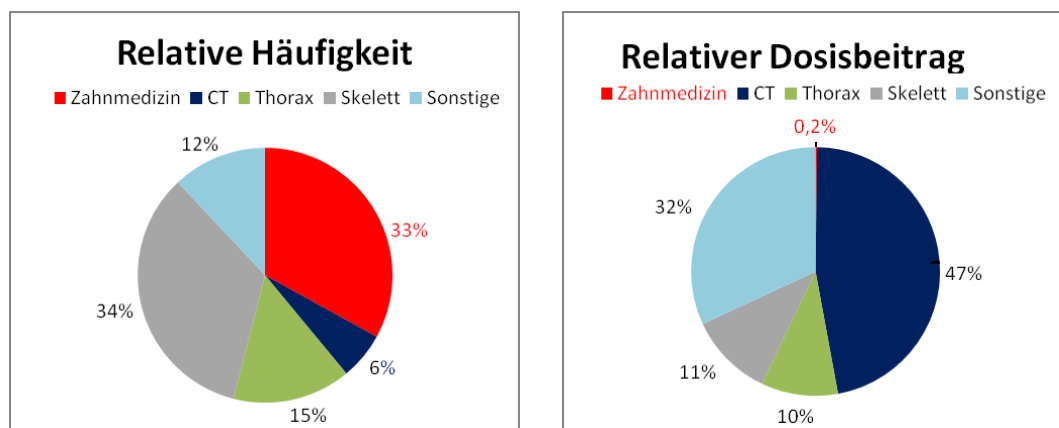


Abbildung 16 *Relative Häufigkeit zur kollektiven effektiven Dosis im Jahr 2001 (modifiziert nach Brix G, Nekolla E, Griebel J. Strahlenexposition von Patienten durch diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen Fakten, Bewertung und Trends. Radiologe 2005;45:340–349)*

Der Begriff „effektive Dosis“ hat die Einheit Sievert (Sv) und ist laut Definition „Summe der gewichteten Organdosen in den angegebenen Geweben oder Organen des Körpers durch äußere Strahlenexposition“. Sie wird nur im Strahlenschutz verwendet und entspricht wie ein Gray (Gy) in der Röntgenstrahlung, einem Joule Energie pro Kilogramm Körpergewicht (53).

Das Panoramaröntgen ist das Standardverfahren in der Zahnmedizin und kommt dementsprechend häufig zum Einsatz. Es trägt so zur generellen Strahlenbelastung des Patienten bei (5). Durch den Einsatz einer digitalen OPG kann diese Strahlenbelastung bei einer Aufnahme um 17 % gesenkt werden (54).

Die effektive Dosis liegt zwischen 2,9 und 24,2 μ Sv für den Patienten und ist im Vergleich zu dreidimensional bildgebenden Geräten um ein Vielfaches geringer (55).

In der Literatur wird für eine DVT-Aufnahme ungefähr eine zehnfach höhere Strahlenbelastung als bei für eine Panoramaaufnahmen angegeben, wobei die Werte je

nach Studie sehr stark variieren können (Tab.5) (53). Copenrath et al 2008 ermittelten mit einem Alderson-Rando phantom für ein DVT-Röntgen einen Wert von 95 μSv und für das CT einen Wert 330 μSv (56).

Bei Einsatz spezieller Untersuchungsprotokolle mit Dosis reduzierenden Parametern kann die Strahlenexposition für den Patienten bei CT Aufnahmen stark gesenkt werden, ohne die diagnostische Bildqualität zu verschlechtern (56). Durch eine „low-dose“ Einstellung kann die Strahlendosis bei einer CT-Aufnahme fast auf die einer DVT-Aufnahme gesenkt werden (Tab. 5) (57; 32).

Tabelle 4 Dosis Messungen mit verschiedenen Geräten (modifiziert nach Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J. Radiation dose in dental radiology. European Radiology 2002;12:634-637)

Geräte Typen	DVT9000 alte Software	DVT9000 neue Software	Orthophos C	DentalCT 90 mA	DentalCT 60 mA	DentalCT 43 mA	Dental multi-slice CT	SinusCT 94 mA
Effektive Dosis (μSv)	100	110	10	610	360	150	740	1270

1.3 Anatomie der Mandibula

Der Unterkiefer ist mit dem Gelenkkopf (Caput mandibulae) über das Kiefergelenk (Articulatio temporomandibularis) mit dem Viscerocranium verbunden. Der aufsteigende Ast (Ramus mandibulae) besteht im oberen Teil aus dem Processus condylaris mit Gelenkkopf und anterior aus dem Processus coronoideus, der in die Linea obliqua ausläuft. An der Innenseite des aufsteigenden Astes befindet sich das Foramen mandibulae, durch das der Nervus alveolaris inferior (N. alv. inf.) in den Unterkiefer gelangt. Der Übergang zum Körper (Corpus mandibulae) verläuft über den Unterkieferwinkel (Angulus mandibulae). Auf dem Körper befindet sich der Alveolarfortsatz, in dem die Zähne sitzen und im Bereich des ersten und zweiten Prämolaren das Foramen mentale, durch das der Nerv wieder austritt (59).

Der N. alv. inf. geht aus dem Nervus mandibularis (= 3. Ast des Nervus trigeminus) hervor. Er tritt zusammen mit einer Arterie und einer Vene zwischen der Lingua

mandibulae und dem Ligamentum sphenomandibulae durch das Foramen mandibulae in den Canalis mandibulae ein und bildet dabei einen neurovaskulären Plexus (60).

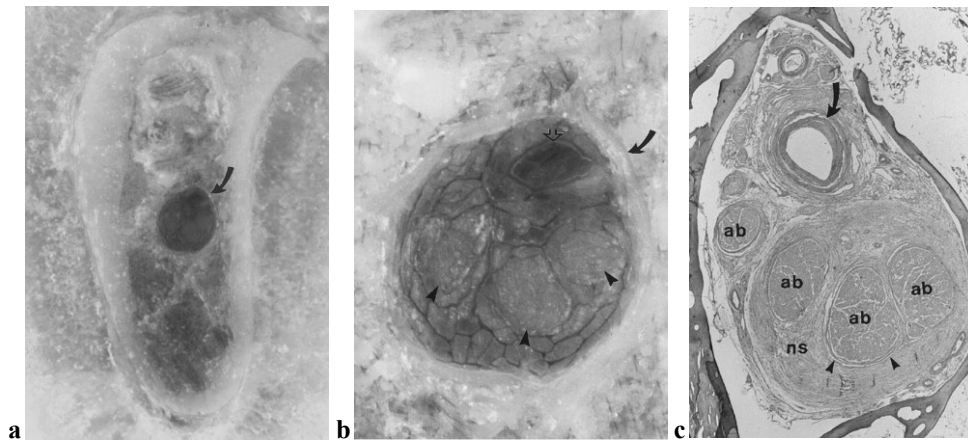


Abbildung 17 Histologischer Schnitt Canalis mandibulae: **a:** Gefriermikrotomie Corpus mandibulae: Canalis mandibulae = gebogener Pfeil **b:** Vergrößerung von a: Arterie = offener Pfeil, Axonbündel = Pfeilspitzen, knöcherner Begrenzung des Kanals = gebogener Pfeil **c:** Histologische Abbildung des Kanals: Axonbündel = ab, Nervenscheide = ns, Perineurium = Pfeilspitzen, Arterie = gebogener Pfeil (modifiziert nach Ikeda K, et al. *Multiphase MR and Anatomic Study of the Mandibular Canal. American Journal of Neuroradiology 1996;17:579-584*)

Innerhalb des Canalis mandibulae teilt sich der Nerv in zwei separate Teile auf, die jeweils von einer perineuralen Scheide umgeben sind und spiralförmig verlaufen. Ein Teil tritt als Nervus mentalis durch das Foramen mentale in der prämolaren Region nach außen durch und der zweite Ast zieht als Nervus incisalis zu den Frontzähnen weiter (61; 60).

Der Nervus mentalis innerviert sensible Teile des Kinns, der Haut, Schleimhaut und der Unterlippe (62).

Der mentale Teil verlässt den Unterkiefer durch das Foramen mentale, dessen Lage sehr variabel ist. Sie ist abhängig vom Alter, Zahnzustand und Resorptionsgrad der Mandibula. Bei Erwachsenen liegt das Foramen 12,34 mm (Mittelwert) in der Vertikalen vom Unterkieferkamm entfernt. Bei älteren, zahnlosen Menschen mit Kieferkammatrophy liegt das Foramen näher zum Kieferkamm. In extremen Atrophiefällen kann der N. alv. inf. vor dem Foramen oder sogar auf dem Kieferkamm verlaufen. In der Horizontalen wird es in 28,04 % der Fälle zwischen dem ersten und zweiten Prämolaren vorgefunden. Das Foramen kann auch in seiner Anzahl sehr stark variieren. In 94,6 % ist pro Seite ein einzelnes Foramen vorhanden, das sich aber auch auf bis zu vier Foramen pro Seite steigern kann (63).

Nach einer Studie an sechs Humanpräparaten von Koshi I. et al. 1996 liegt der größte Durchmesser des knöchernen Kanals am Foramen mandibulae im Durchschnitt mit 4,1 mm (SD 0,5 mm) und in der Mitte seines Verlaufs im Durchschnitt bei 3,4 mm (SD 0,5 mm). Der Nerv alleine hat einen Mittelwertdurchmesser von 2,2 mm (SD 0,4 mm) und eine rundliche bis ovale Form. Die Arteria alveolaris inferior verläuft parallel zum Nervenstrang mit einem mittleren Durchmesser von 0,7 mm (SD 0,4 mm). Die Arterie verläuft in der ersten Hälfte des Kanals unterhalb des N. alv. inf. danach befindet sie sich oberhalb des N. alv. inf. (64).

Der Verlauf des Mandibularkanals kann vom Foramen mandibulae bis zum Foramen mentale in der Aufsicht als langgestreckt S-förmig beschrieben werden. Im aufsteigenden Ast des Unterkiefers verläuft der Kanal in der Mitte, im Kieferwinkelbereich legt er sich lingual an die Kompakta an und ab den ersten Molaren findet man ihn in der Mitte des Knochens wieder (65). Die Lage des Nervenkanals ist jedoch vom Grad der Kieferkammatrophy abhängig. Eine Studie von Pott K. 2009 an 1.025 DVT-Patienten zeigte, dass bei den Atrophieklassen drei bis sechs der N. alv. inf. in 20 % bis 28 % der Fälle an oder in der bukkalen Kortikalis verläuft (66). Der Canalis mentalis liegt häufig etwas weiter mesial vom Foramen mentale, da er im Knochen einen halbkreisförmigen Bogen kranial und distal machen kann. Bei einer interforaminären Implantation ist speziell auf diesen halbkreisförmigen Verlauf zu achten, da die Lage des Foramens in der OPG über die tatsächliche Position des Nervenverlaufs hinwegtäuschen kann (67).

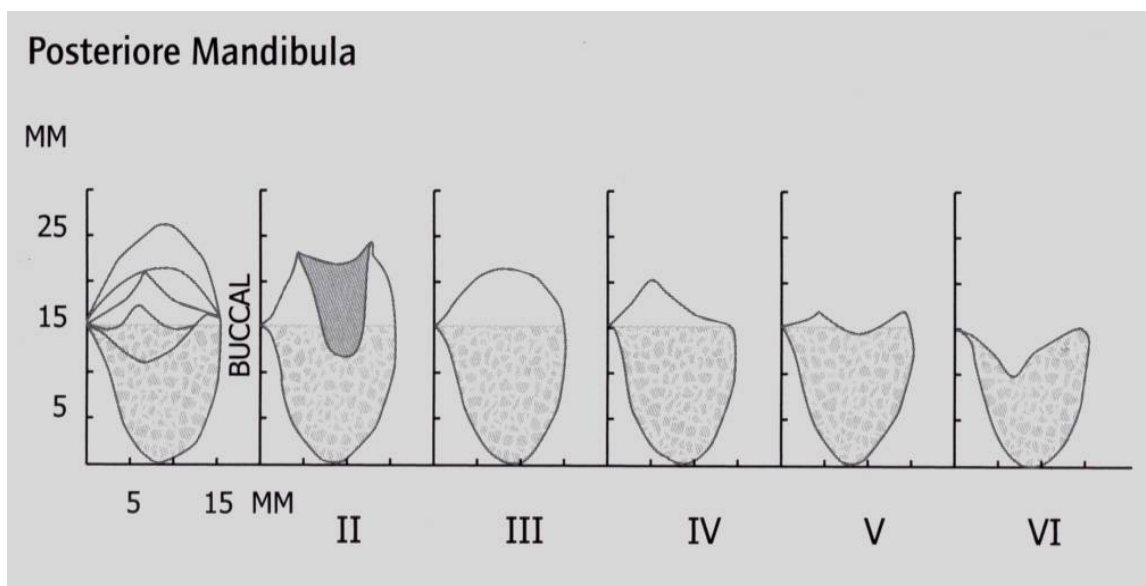


Abbildung 18 *Klassifikation der Alveolarkammatrophy für den posterioren Unterkiefer:* I bezahnter Kiefer, II unmittelbar nach Extraktion, III abgerundeter Alveolarfortsatz mit adäquater Höhe und Breite, IV

scharfkantiger Alveolarfortsatz, adäquate Höhe, aber ungenügende Breite, V abgeflachter Alveolarfortsatz, inadäquate Höhe und Breite, VI total atrophierter Alveolarfortsatz mit Verlust des basalen Kieferknochens (Cawood JJ, Howell RA. *A classification of the edentulous jaw. Journal of oral and maxillofacial surgery* 1988;17(4):232-6)

Weiters ist hier auf die Anatomie in bukkolingualer Richtung zu achten, da eine starke konkave Form auftreten kann. Bei einer Untersuchung von 210 Patienten zwischen 18 und 80 Jahren (Mittelwert 55 Jahre) wurde bei 2,4 % der untersuchten Bilder eine linguale konkave Form von 6 mm ± 2,6 mm gefunden, die verbleibende Knochenhöhe oberhalb dieser Stellen betrug zwischen 4,2 mm und 11,9 mm (68).

1.4 Implantation

Unter der enoralen Implantation versteht man das Einschrauben von alloplastischen Pfeilern (in erster Linie aus Reintitan, aber auch Zirkonoxid-Keramiken) in den Ober- und Unterkiefer zur Schaffung von Halte- und Stützelementen für Zahnersatz und zur Wiederherstellung der Funktion und Ästhetik des Kausystems (69). Das Einheilen und die damit zunehmende Festigkeit dieser Implantate in den knöchernen Strukturen nennt man Osseointegration. Dabei wird die Versorgung von Einzelzahnücken, Schaltücken, Freundsituationen und von vollkommen zahnlosen Kiefern mit Implantaten durchgeführt. Die Implantate stellen hierbei den Ersatz der Zahnwurzeln dar und dienen der Verankerung von Kronen, Brücken und abnehmbaren Prothesen. In der Regel werden heute Titanimplantate mit einem dynamischen Gewinde und einer gestrahlten oder mit Säure geätzten Oberfläche verwendet, welche ein rasches Einheilen in den Knochen gewährleisten (70). Koeck B. et al. 2004 stellten neben einer Osseointegration noch weitere Anforderungen an ein Implantat (siehe Tab. 5).

Tabelle 5 Forderung an dentale Implantate (modifiziert nach Koeck B, Wagner W. *Implantologie. München: Urban&Fischer,2004*)

Biokompatibles Implantationsmaterial/Osseointegration	Angemessene Verweildauer unter Funktion
Oberflächenstrukturierung	Präzisionspassungen
Sterile Anlieferung der Implantate	Sinnvolle Aufbauteile
Möglichkeit einer kontaminationsfreien Implantation	Optimale Pflegemöglichkeiten
Vermeidung thermischer Knochenschäden	Geringe Folgeschäden nach Implantatverlust
Implantatkongruente Knochenbettpräparation	Nachlieferung auch nach größerem Zeitraum

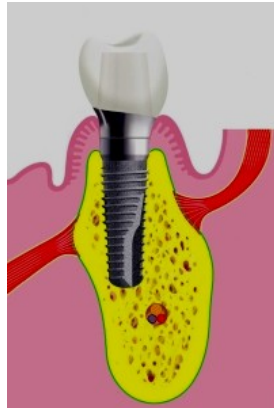


Abbildung 19 Implantat: mit Abutment und Krone im UK-Seitenzahnbereich
(URL:<http://www.qualimed.de/zahnimplantate.html> 05.04.2011)

1.4.1 Planung von Implantationen

Bei der Planung von Implantatinsertionen strebt man aus biomechanischer Sicht eine geringe Kronenhöhe im Verhältnis zur Implantatlänge an. Um Überbelastungen auf das Implantatlager (Knochen) durch transversale Biegemomente vorzubeugen, sollte die Kronenlänge nicht größer als die Implantatlänge sein (71).

Von der Industrie werden Implantatlängen zwischen 5 mm und 18 mm angeboten, wobei die Standardlängen zwischen 13 mm und 16 mm liegen. Die Literatur zeigt jedoch, dass sogenannte „Kurze Implantate“ (< 11 mm), gleich gute Langzeitergebnisse wie Standardlängen aufweisen können (72; 73).

Da aber bei gewissen Atrophiestadien, auch bei der Verwendung von kurzen Implantaten, eine Annäherung zum N. alv. inf. nicht vermeidbar ist, muss der exakten, vertikalen, radiologischen Vermessung des Knochenangebotes über dem Canalis mandibulae eine besondere Aufmerksamkeit zu Teil werden.

1.4.2 Verletzung des Nervus alveolaris inferior durch die Implantation

Eine Sensibilitätsstörung des N. alv. inf. kann im Rahmen einer Implantation aufgrund einer Verletzung oder Kompression des Nervs durch das Implantat, die Bohrung, eines Ödems, eines Knochensplitters oder einer Blutung entstehen (74). Ein unversehrter N. alv. inf. nach einer Implantation zählt zu einer der „Albrektsson-Erfolgskriterien“ für die Insertion von Implantaten (75).

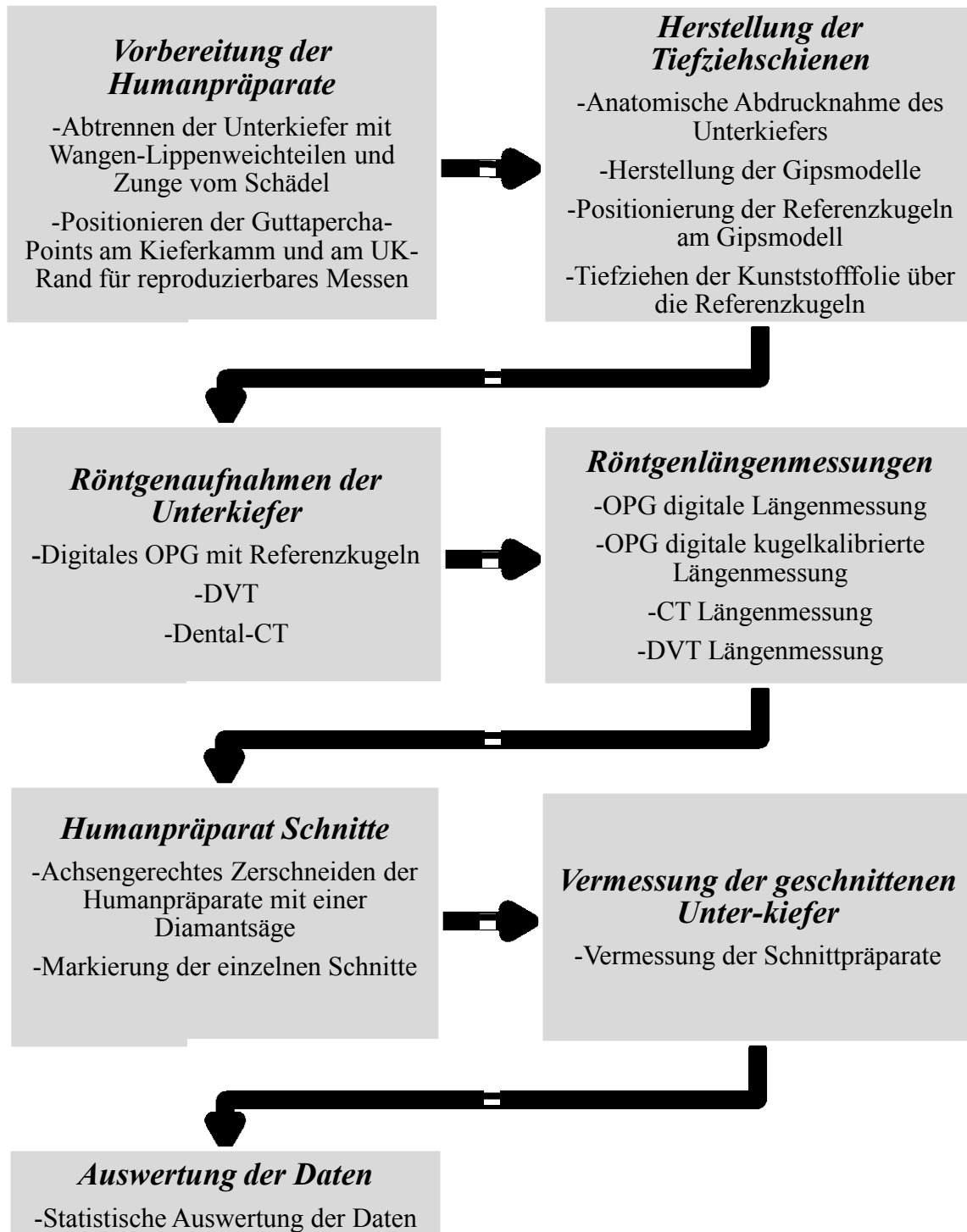
Eine retrospektive Studie von Vaez V. 2010 bei 520 Patienten mit 1.887 Implantationen zeigte 2,2 % (n = 41) reversible Neurosensibilitätsstörungen und 0,2 % (n = 3) irreversible Störungen des N. alv. inf. nach Implantationen auf (76). Bei einer Untersuchung von Foet JH. 2007 wurden bei 102 Patienten insgesamt 217 Implantate im UK-Seitenzahnbereich gesetzt, bei sechs UK-Hälften wurden Sensibilitätsstörungen festgestellt, wovon eine permanent erhalten blieb (77). In einer retrospektiven Untersuchung von Berglundh T. et al. 2003 wurde von einer Sensibilitätsstörung nach einer Implantation in 23 von 56 Studien zwischen 1 % und 19 % berichtet (78). Das Risiko einer dauerhaften Nervenschädigung dürfte jedoch bei rund 1 % liegen (79).

Um diese Art der Komplikation zu minimieren, wird in der Literatur ein Mindestabstand von 1,5 mm zum Nervkanal empfohlen (80).

2 Material und Methode

Für eine bessere Übersicht wurde ein Flussdiagramm erstellt, das den Ablauf der Studie zeigt, bevor nachfolgend exakt auf Material und Methode eingegangen wird.

Tabelle 6 Flussdiagramm der Untersuchung



2.1 Vorbereitungen der Humanpräparate

Für die Untersuchung stellte das Institut für Anatomie der Medizinischen Universität Graz zehn Köpfe zur Verfügung. Das Institut wendet zur Leichenkonservierung die aldehydfreie Konservierung nach Thiel an, bei der die Weichteile in ihrer natürlichen Konsistenz und Farbe sehr gut erhalten bleiben (81; 82). Das Lebensalter der Leichen lag zwischen 58 und 94 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 74,3 Jahren und einer Verteilung von vier weiblichen zu sechs männlichen Körpern. Alle Unterkiefer waren im Seitenzahnbereich bis einschließlich zum Fünfer zahnlos, zwei Kiefer wiesen in der Front eine Restbezahnung auf.

Der Unterkiefer wurde mit einem Skalpell vom Schädel abgetrennt, wobei Zunge, untere Lippen und die Wangen auf Höhe Mundwinkel-Processus condylaris belassen wurden. Die Zungen wurden für die anatomischen Abdrucknahmen belassen und anschließend für eine optimale Positionierung in der Röntgenaufnahme entfernt. Dann erfolgte die Nummerierung von eins bis zehn.



Abbildung 20 Unterkiefer: Unterkiefer mit Zunge, Lippe und Wangenanteilen

Die Reproduzierbarkeit der vertikalen Messschicht wurde mit zwei Guttapercha-Points (Größe ISO 90, Länge ca. 5 mm) festgelegt. Am Kieferkamm und am UK-Rand wurden jeweils ein Loch mit einem Akkuschauber (Bosch PSR 960 Ni-Cd 9,6 V, EAN: 3165140278195) und einem 1 mm Spiralbohrer (Lux, DIN 338, HSS, Art.-Nr. 564 010) ca. 3 mm tief in den Knochen gebohrt, in die die Points mit Sekundenkleber (Shera, Sheramega 2000, Art.-Nr.958120) fixiert wurden.

Im Seitenzahnbereich (Regio 5 – 8) wurden beidseits zwei Messschichten und im Frontzahnbereich eine Messschicht untersucht, woraus fünf Messschichten pro Kiefer resultierten. Es gab zwei Ausnahmen: Aufgrund der Restbezaehlung wurden Einmal vier und einmal wurden drei Schichten pro Kiefer gemessen.

Die Dokumentation der Messergebnisse erfolgte im dritten Quadrant mit den Nummerierungen 36 und 37, in der Front mit 31 und im vierten Quadrant mit 46 und 47.



Abbildung 21 Messpunkte: Positionierung der Guttapercha-Points im UK (modifiziert nach http://www.privat-zahnklinik-koenig.de/public/index.php?c=c_content_2.inc.php&lang=de&menu_id=110&sub_menu_id=125#125)

Zur genauen Übertragung der Messschichtposition vom Kiefer auf das Gipsmodell wurden vor der Fixierung der Guttapercha-Points kopflose Metallnägeln aus dem Baumarkt mit einem Durchmesser von 1 mm in die Bohrlöcher am Kieferkamm gesteckt. Diese Nägel blieben etwas über der Schleimhaut erhaben und konnten mit abgeformt werden. Somit konnte man ihre Position auch am Gipsmodell erkennen. Dadurch war es möglich die Stahlkugeln exakt über den Messpunkten zu positionieren. Die Abdrucknahme wurde mit Alginat (Major Dental, Classic one, Prod. Code A1000) und einem UK-Abdrucklöffel (Dental Cantal) durchgeführt.

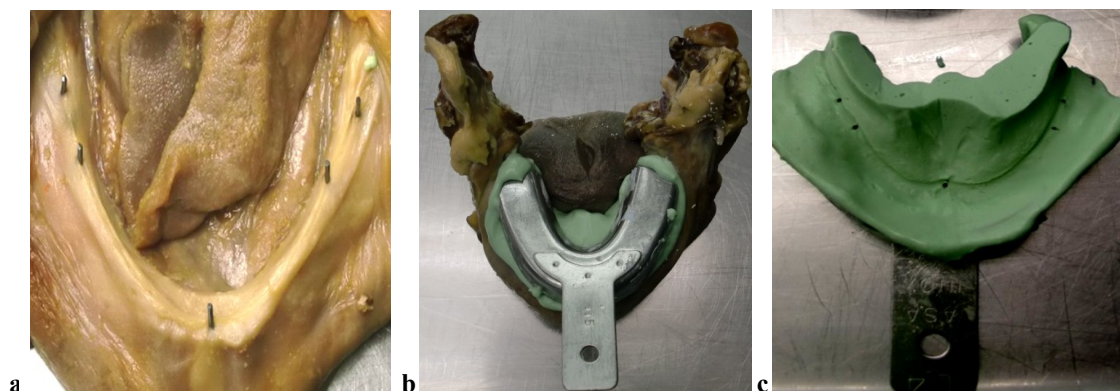


Abbildung 22 Übertragung der Messpunkte in den Abdruck: a Metallnägeln b Abdrucknahme c Abdruck

2.2 Kugelschablonen

Die Alginatabdrücke wurden mit Superhartgips der Klasse 4 (Shera, Sherapremium, DIN EN ISO 6873) ausgegossen. Zum blasenfreien Herstellen der Modelle wurde der Gips mit einem Vakuumrührgerät (Wassermann, Wamix-Classic, Art.-Nr.: 171987) angemischt, der Abdruck auf einem Rüttler ausgegossen (KaVO, Densor 2 EWL 5442, Art.-Nr.: 6230400) und nach dem Aushärten wurde das Modell mit einem Gipstrimmer (Wassermann, HSS-99, Art.-Nr.: 164998) in Form gebracht.

Danach wurden die Stahlkugeln mit einem Durchmesser von 4 mm (Steyr-Werner, Klasse 3, DIN 5401, Art.-Nr.: 201730) mit Sekundenkleber (Shera, Sheramega 2000, Art.-Nr. 958120) über den Messschichten am Gips angeklebt. Darüber fertigte man mittels eines Tiefziehgerätes (Scheudental, Biostar, Nr. 3/1444) eine Tiefziehfolie mit einer Dicke von 0,6 mm (Erkodent, Erkodur, DIN EN ISO 13484:2003 Nr.: 524206) an, in der die Stahlkugeln aufgrund ihrer runden Form von alleine stecken blieben. Nach dem Lösen der Folie vom Modell wurden die Ränder mit einem Skalpell und einer Schere gekürzt.



Abbildung 23 Herstellung der Kugelschablone: a Gipsmodell mit Stahlkugeln b Modell mit Tiefziehfolie über den Kugeln c UK mit Kugelfolie

2.3 Röntgenaufnahmen

2.3.1 OPG-Aufnahme

Die Panoramarröntgen wurden mit dem digitalen Orthophos XG Plus der Firma Sirona (Modell-Nr.: D3352, Serien-Nr.: 40549, Software-Version: 02.20, Hardware-Version: AD) hergestellt. Die Einstellungsparameter für das Gerät waren: Röhrenspannung 64 kV, Röhrenstromstärke 16 mA und mit einer Umlaufzeit von 14,1 Sekunden.

Für die Positionierung der Unterkiefer mit den Kugelschablonen im Panoramarröntgen wurde ein Schaumstoffblock auf ein höhenverstellbares Fotostativ montiert. Das Kinn

wurde in der Kinnstütze und der Ramus auf den Schaumstoffblock der Halterung aufgelegt. Die dreidimensionale Ausrichtung erfolgte mittels Lichtstrahlprojektion.



Abbildung 24 OPG Aufnahme Mandibula: Orthophos XG Plus der Firma Sirona, a/b/c: UK+Kugelschablone in Röntgenposition auf der Schaumstoffhalterung

2.3.2 DVT-Aufnahme

Für die DVT-Aufnahmen wurde das ProMax 3D der Firma Planmeca (Serien-Nr.: TPX355058) verwendet. Die Geräteeinstellungen für die Aufnahmen waren: Röhrenspannung 84 kV, Röhrenstromstärke 145 mA in einer Aufnahmezeit von 12 Sekunden und in einer Schichtdicke von 0,15 mm.

Die Unterkiefer wurden hierbei ebenfalls auf der Schaumstoffhalterung und in einer Kinnstütze positioniert. Die dreidimensionale Ausrichtung erfolgte mittels Lichtstrahlprojektion. Das Volumen in dieser Ausführung des DVT betrug 80×80 mm (Diagonale \times Höhe), wodurch der ganze Unterkiefer mit einer Aufnahme nicht erfasst werden konnte. Aus diesem Grund waren zwei Aufnahmen pro Kiefer nötig.

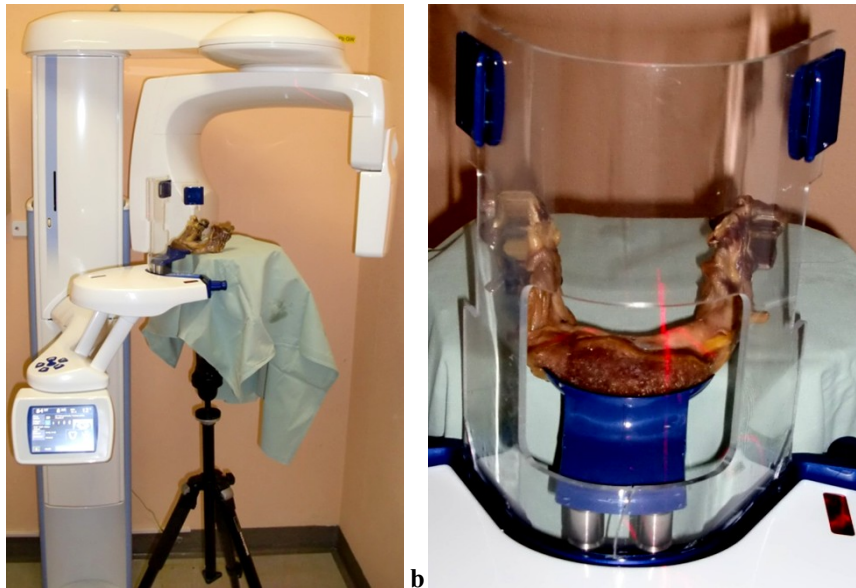


Abbildung 25 DVT Aufnahme Mandibula: a/b: DVT-Aufnahme des UK auf der Schaumstoffblockhalterung mit dem ProMax 3D

2.3.3 CT-Aufnahme

Für die Spiral-CT-Aufnahmen wurde das Siemens Somatom Sensation 16 (Dura-Akron Q, Modell Nr.: 7393148, Serien Nr.: 715390993/Dura 532 Q, Modell Nr.: 5572008, Serien Nr.: 948310904) verwendet. Es akquiriert simultan 16 Schichten in einer Rotation, die 0,75 Sekunden dauert. Die 16 inneren Detektorreihen haben eine Breite von 0,75 mm, woraus sich eine Schichtstärke von 0,75 mm bei diesem Gerät ergibt, die zugleich auch die kleinste Stärke ist, die man überhaupt erfassen kann (83). Die Aufnahmen wurden in dieser Schichtstärke mit einer Röhrenspannung von 120 kV, einer Röhrenstromstärke von 80 mA und einem Tischvorschub von 8,8 mm / sek (Pitch-Factor 0,55) durchgeführt. Die Unterkiefer wurden in einem Schaumstoffring auf dem CT-Tisch in einem ungefähren Winkel von 90° zwischen Tisch und Corpus mandibulae positioniert.

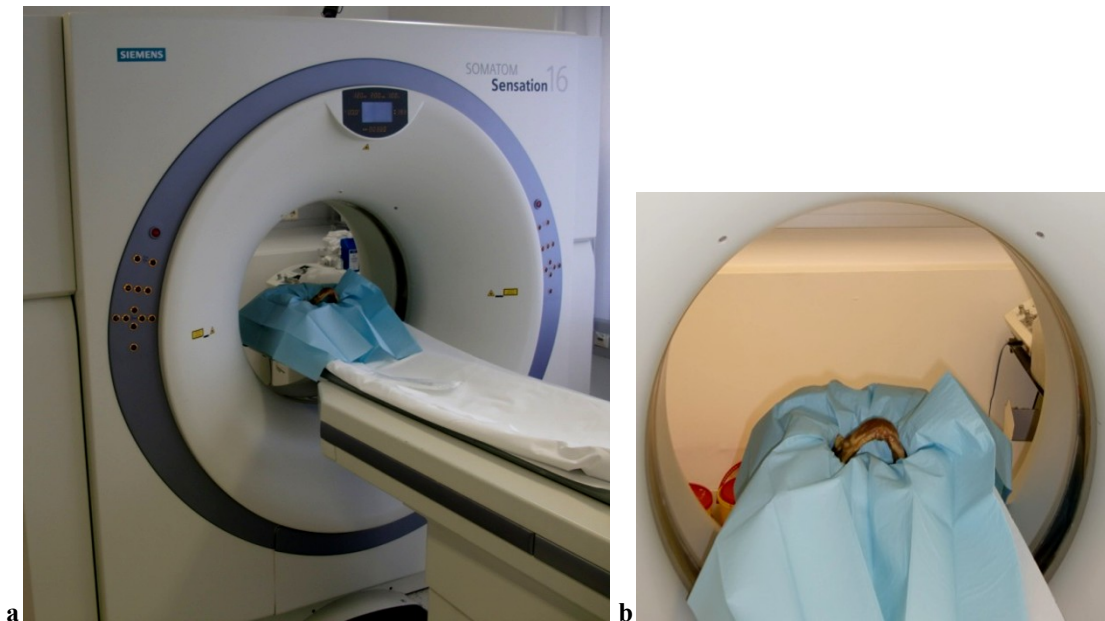


Abbildung 26 CT Aufnahme Mandibula: a/b Siemens Somatom Sensation 16 CT Aufnahme UK

2.4 Schnitte am Humanpräparat

Die UK-Schnitte wurden am Institut für Anatomie in Graz mit einer wassergekühlten Diamantbandsäge der Firma Exakt (Typ: 3031 CP/N, Serien-Nr.: 271) durchgeführt. Die Säge wurde vom Institut mit einer dreidimensional verstellbaren Schraubhalterung auf einem mit Rollen gelagerten Tisch modifiziert. Das zu schneidende Objekt kann mittels Laserstrahl in die gewünschte Schnittposition gebracht werden. Der Schneidevorgang startet automatisch nach dem Lösen der Tischarretierung über ein Seilzuggewicht.

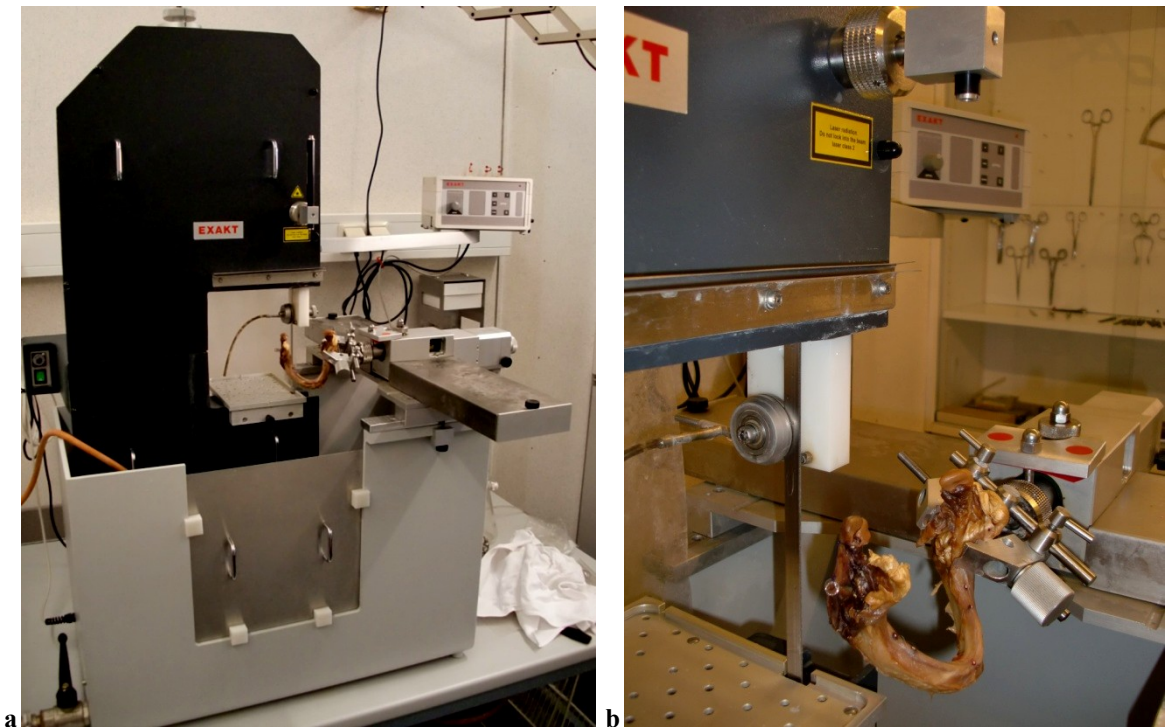


Abbildung 27 Herstellung der Humanschnitte: a/b Diamantbandsäge mit fixiertem UK

Alle Unterkieferschnitte wurden nach dieser Methode durchgeführt. Die Schnittebene verlief vom kaudalen Point zum kranialen Point. Der Schnitt erfolgte in den beiden Points an der mesialen Begrenzung, dadurch ergaben sich eine Schnittseite mit Point und eine ohne Point. Jene ohne Point wurden zur Messung herangezogen.

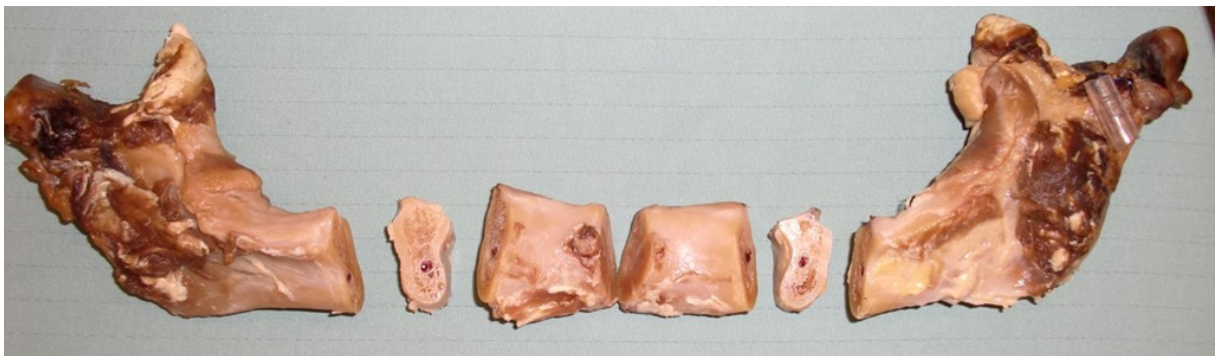


Abbildung 28 Panoramaübersicht des zersägten Unterkiefers

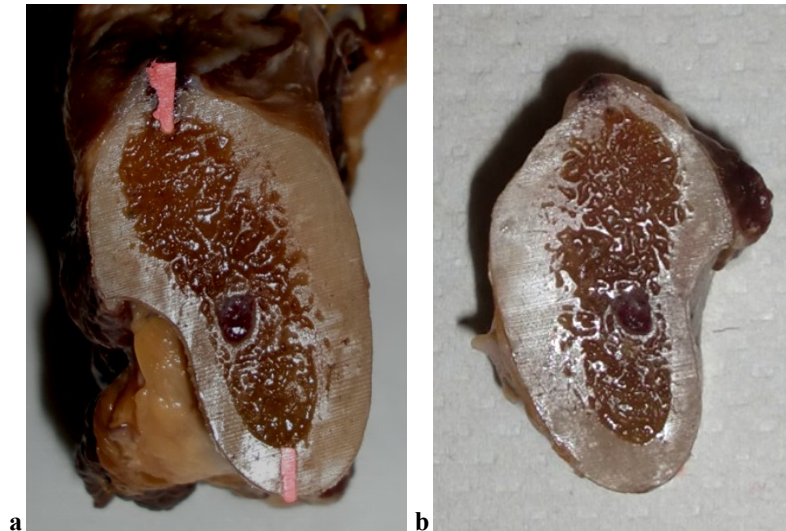


Abbildung 29 *Schnittebene Humanpräparat: a* erste Schnitthälfte mit Guttapercha-Points *b* zweite Hälfte ohne Points

2.5 Längenmessungen

Die zu messenden Regionen wurden, wie bereits im Kapitel 2.1 erläutert, mit Zahnpositionen beziffert. Die Messungen erfolgten in vertikaler Richtung, vom Point am Unterkieferrand zum Point am Kieferkamm. Es wurde jeweils mesial von der angenommenen Zahnposition am Übergang vom Point zum Knochen gemessen, im Seitenzahnbereich vom Dach des Canalis mandibularis bis zum höchsten Punkt des Kieferkamms und in der Frontregion von der kaudalsten zur kranialsten Knochenkante des Unterkiefers.

Bei CT-, DVT- und Humanschnitten im Seitenzahnbereich mit vorhandenen Kieferkammkratern wurde bei Atrophien der Klassen 5 und 6 nach Cawood JI. 1988 (Abb. 19) eine Tangente von lingual nach bukkal mit einem handelsüblichen transparenten Lineal auf den Kraterstand im Schnittbild projiziert. Diese Tangente bildete in diesen Fällen die kranialste Begrenzung des Kieferkamms zu der gemessen wurde.

Alle Messungen wurden von den folgenden drei Personen durchgeführt:

- Zahnarzt der Abteilung für Zahnärztliche Chirurgie und Röntgenologie der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde Graz
- Zahnärztin der Abteilung für Orale Chirurgie der Universitätsklinik für Zahnheilkunde, UFO Universität Tirana, Albanien

- Student an der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde Graz, letztes Ausbildungsjahr

Jede Messung erfolgte unabhängig, ohne den vorherigen Vergleich mit eigenen und/oder anderen Messergebnissen.

2.5.1 OPG Sidexis Längenmessung

Für die OPG Messung wurde die Messfunktion des Sidexis Programms (Sirona) verwendet. Das Programm ist auf die Orthophos-Geräte abgestimmt und rechnet mit einem konstanten Vergrößerungsfaktor von 1,25. Um im Seitenzahnbereich die Längenbestimmung vom Kieferkamm zum Kanal auf der exakt angulierten Tangente von Point zu Point ermitteln zu können, wurde ein herkömmliches transparentes Lineal von Point zu Point an den mesialen Kanten der Guttapercha-Points auf das OPG aufgelegt und mit der Längenmessfunktion des Programms der Abstand gemessen.

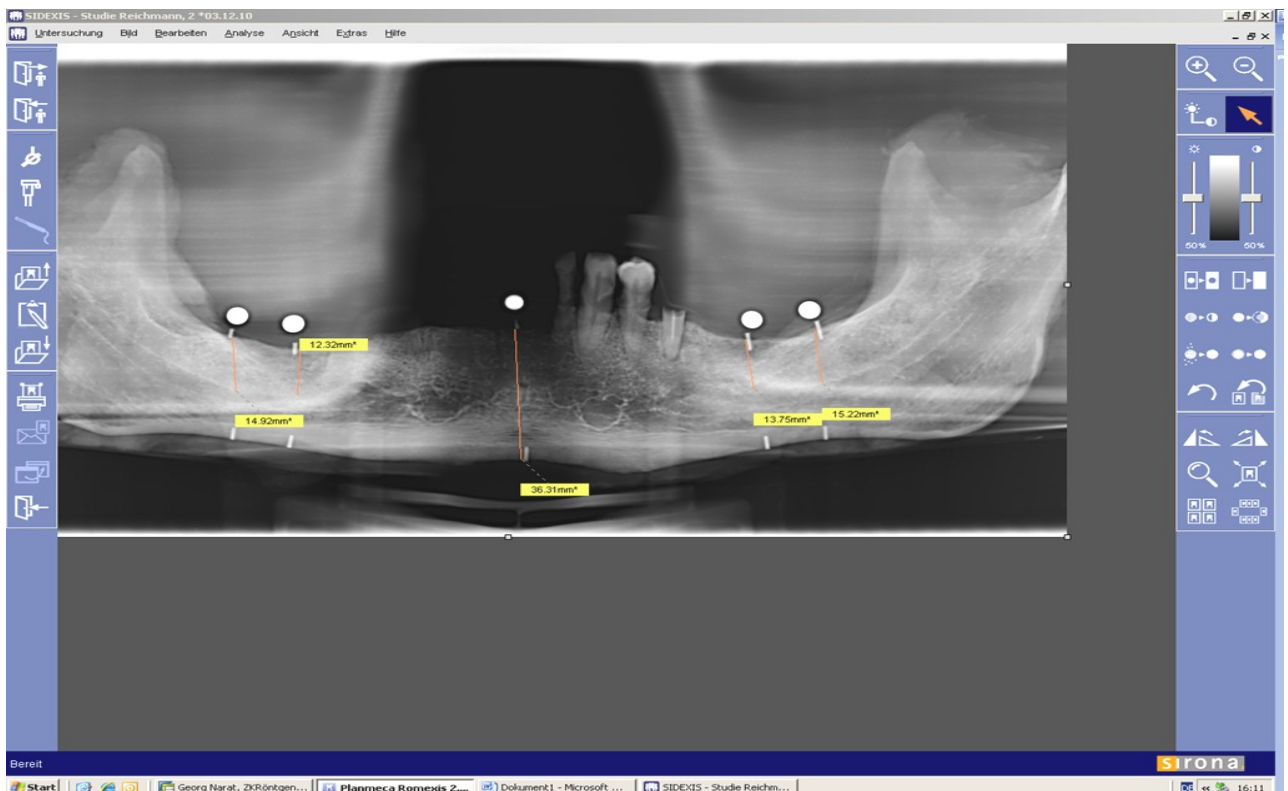


Abbildung 30 Screenshot: Längenmessung Sidexis-Software

2.5.2 OPG Sidexis Kugelmessung

Bei der vertikalen Vermessung des Knochens mit der Kalibrierung der Länge mittels eines Kugelreferenzkörpers wurde ebenfalls die Längenmessfunktion des Sidexis verwendet. Dabei wurde das Röntgenbild um das Dreifache vergrößert, wodurch die Kugel im Durchmesser ca. 1,5 cm groß wiedergegeben wurde. Dadurch konnte eine genauere Messung der Kugel durchgeführt werden. Danach wurde zuerst die OPG Höhe der Kugel vermessen, dann die Messfunktion mit dem realen Kugeldurchmesser von 4 mm neu kalibriert (Abb. 3). Die weiteren Messungen der Knochenhöhe konnten nach der Neukalibrierung, wie in Kapitel 2.5 beschrieben, durchgeführt werden.

2.5.3 DVT Romexis Längenmessung

Für die Messungen an den DVT-Rekonstruktionen wurde die zum DVT-Gerät zugehörige Bildbearbeitungssoftware Romexis (Planmeca) verwendet. Es wurden alle paraxialen Ansichten in den zu messenden Schichten eingestellt und gespeichert, wodurch jeder nachfolgende Untersucher in den gleichen Schichten messen konnte. Die Messungen wurden mit der integrierten Längenmessfunktion durchgeführt.

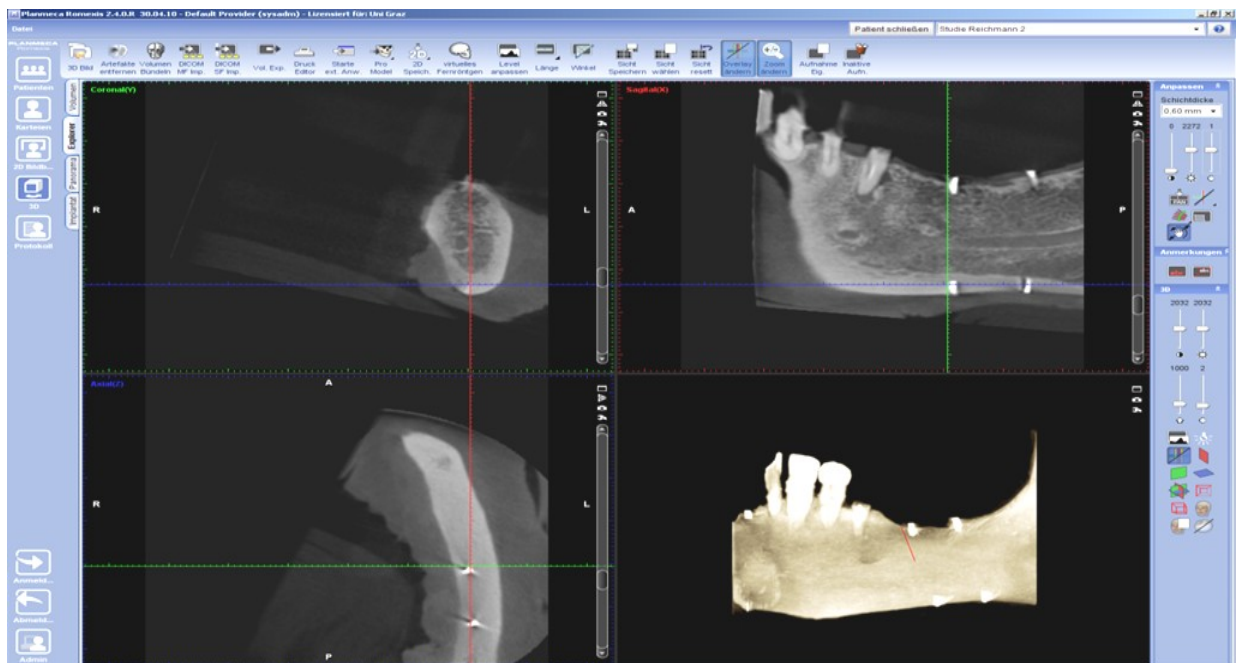


Abbildung 31 Screenshot: Längenmessung Romexis-Software

2.5.4 CT Längenmessung

Die CT-Auswertungen erfolgten mit der Längenmessfunktion der Bildbearbeitungssoftware MagicView Danube (Siemens). Hierbei wurden die zu vermessenden Schichten in paraxialen Darstellungen gespeichert, so konnten alle drei Untersucher die gleichen Schichten vermessen.

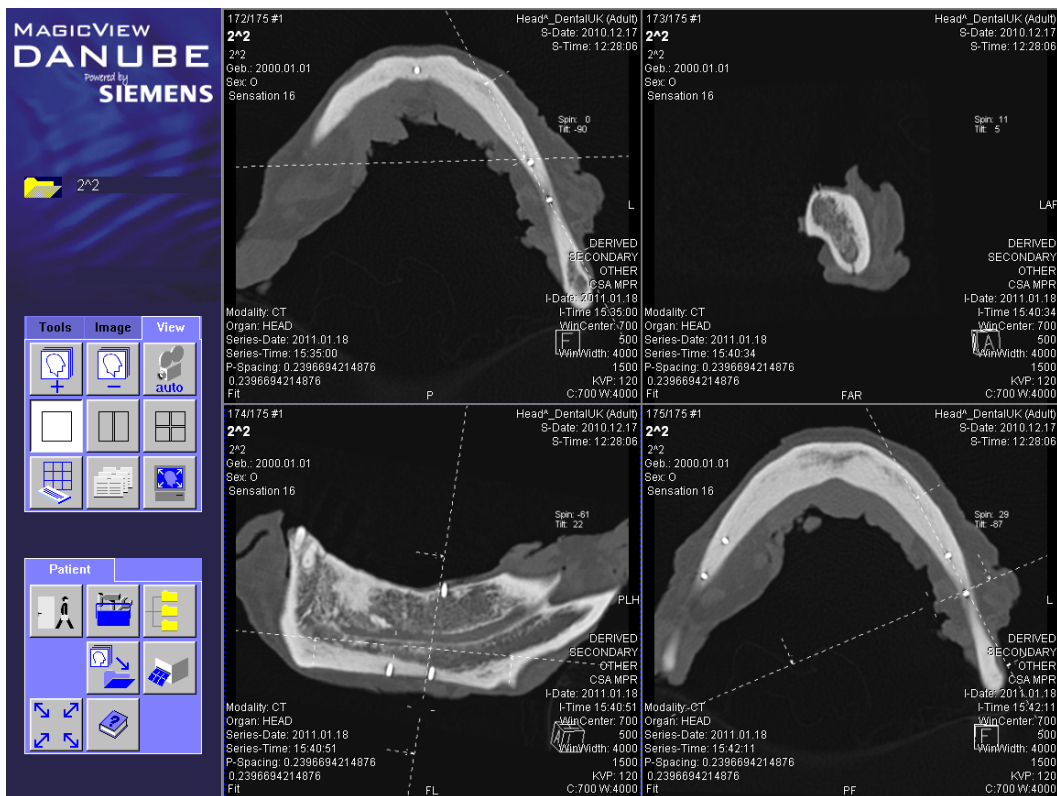


Abbildung 32 Screenshot: Längenmessung MagicView Danube Software

2.6 Vermessung der Humanpräparatschnitte

Die Humanpräparatschnitte wurden mit einer digitalen Schiebelehre der Firma Preisser, Marke Digi-Met (Katalog-Nr.: 220 201) mit einem Messbereich von 0 – 150 mm, einer Auflösung von 0,01 mm und einer Wiederholgenauigkeit von 0,01 mm vermessen.

Die Messung erfolgte auf der guttaperchafreien Seite des Schnittes im Seitenzahnbereich vom kranialsten Punkt des Nervenkanaldaches bis zur kranialsten Erhebung des Kieferkamms und in der Front vom kaudalsten Punkt des Ramus mandibulae zum kranialsten Punkt des Kieferkamms. Die Messung bei Kieferkammkratern im Seitenzahnbereich erfolgte wie in Kapitel 2.1 geschildert wurde.

Der Abstand wurde mit der Innenseite der Außenmessschenkel der Schiebelehre erhoben (Abb. 34).



Abbildung 33 *Digitale Schiebelehre*: Marke Digi-Met

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der drei Untersucher wurden in Boxplot-Diagrammen in Millimetern dargestellt. Die 0 mm Linie gibt die kranialste gemessene Begrenzung des Canalis mandibulae im Humanschnitt an und ist die Referenz. Alle positiven Werte bedeuten somit eine Verletzung des Nervus alif. inf. Das Boxplot-Diagramm wird in Abbildung 35 erklärt und gilt für alle folgenden Boxplot-Diagramme gleich.

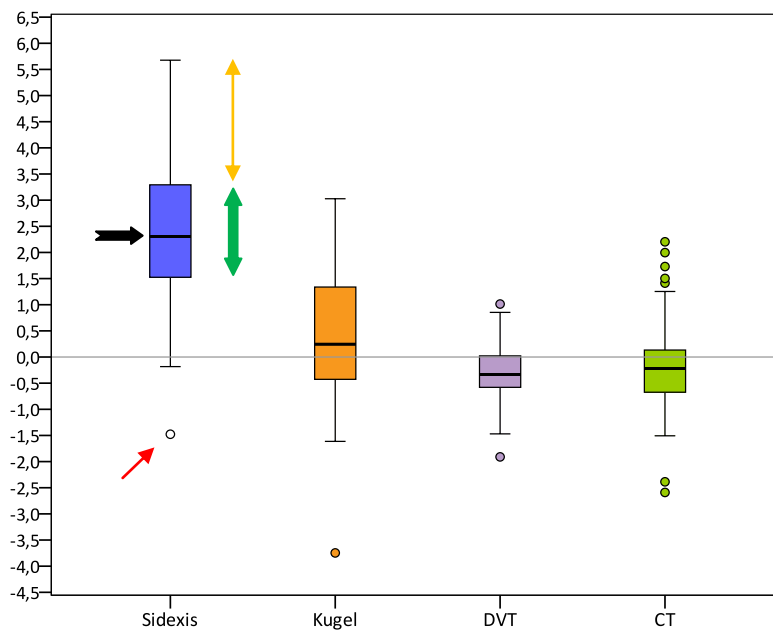


Abbildung 34 *Boxplot für die Differenzen der Messungen zum Humanpräparat*: die drei Beurteiler sind gemittelt, 0 = kranialste Begrenzung des Nervus alif. inf., + zu lange Messung, – zu kurze Messung, schwarzer Pfeil = Median, grüner Pfeil = 50 % der Messdaten in der Box, oranger Pfeil = restliche Werte außerhalb der Box, roter Pfeil = Ausreißer, n = 141 (Anzahl der Messungen)

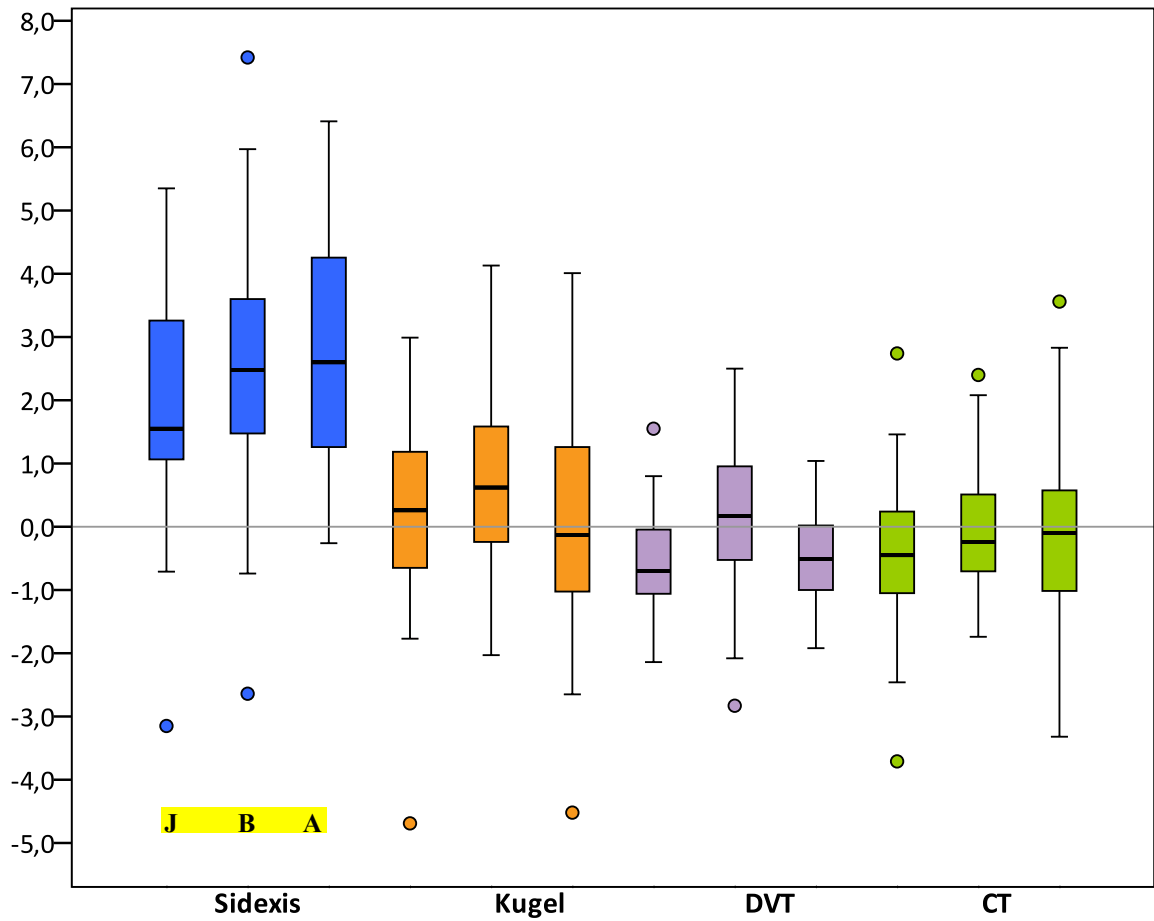


Abbildung 35 Boxplot für die Differenzen der Messungen zum Humanpräparat nach Beurteilern getrennt, J = Student Graz, B = Zahnärztin Tirana, A = Zahnarzt Graz, n = 47 (Anzahl der Messungen)

Tabelle 7 Messwerte: Minimal, Maximal und Median der drei Untersucher in mm. J = Student Graz, A = Zahnärztin Tirana, B = Zahnarzt Graz, n = 47 (Anzahl der Messungen)

Messmethoden nach Behandlern getrennt	Differenzen (Boxplot)		
	Minimal	Maximal	Median
Sidexis J	-3,20	5,40	1,55
Sidexis A	-2,64	7,42	2,48
Sidexis B	-0,26	6,41	2,60
Kugel J	-4,69	2,99	0,26
Kugel A	-2,03	4,13	0,62
Kugel B	-4,50	4,00	-0,13
DVT J	-2,14	1,55	-0,70
DVT A	-2,83	2,50	0,17
DVT B	-1,92	1,04	-0,51
CT J	-4,00	3,00	-0,45
CT A	-1,74	2,40	-0,24
CT B	-3,32	3,56	-0,10

3.1 Differenz nach Messpunkten

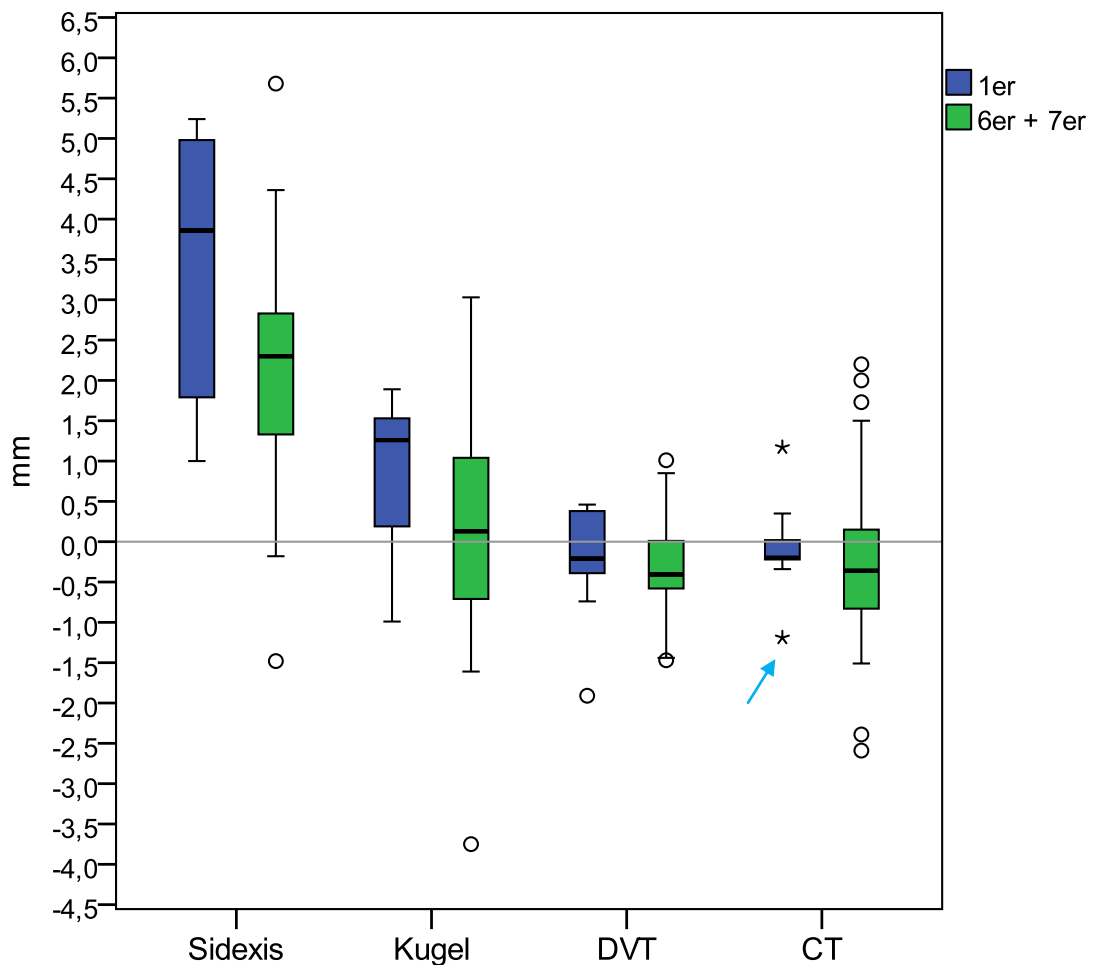


Abbildung 36 *Boxplot für die Differenzen der Messungen zum Humanpräparat*: Die Mittelwerte der drei Beurteiler zusammen sind nach Messpunkten getrennt, blauer Pfeil = großer Ausreißer, n - 1er = 27, n - 6er + 7er = 114 (Anzahl der Messungen)

3.2 Vergrößerungsfaktor der Kugel im OPG

Tabelle 8 *Kugelvergrößerung im OPG*: Mittelwert des Vergrößerungsfaktors aller Kugelmessungen der drei Untersucher zusammen, nach Messpunkten getrennt (reale Kugelgröße 4 mm), SD = Standardabweichung, n = Anzahl der Messungen

	Mittelwert	SD	Vergrößerungsfaktor
1er (n 27)	4,53	0,09	1,13
6er + 7er (n 114)	4,82	0,07	1,21

Der Mittelwert des OPG-Vergrößerungsfaktors von allen Untersuchern zusammen ergibt 1,17.

Tabelle 9 Vergrößerungsmesswerte der Kugel beim OPG in mm: nach Untersuchern und Messpunkten getrennt, J = Student Graz, A = Zahnärztin Tirana, B = Zahnarzt Graz, n = Anzahl der Messungen, SD = Standardabweichung, Min = kleinster gemessener Wert, Max = größter gemessener Wert

Messpunkte	Untersucher	n	Min	Max	Mittelwert	SD
1er	J	9	4,32	4,54	4,47	0,08
	A	9	4,32	4,75	4,49	0,14
	B	9	4,43	4,86	4,63	0,17
6er + 7er	J	38	4,62	4,88	4,79	0,08
	A	38	4,48	4,97	4,81	0,13
	B	38	4,66	5,08	4,89	0,10

3.3 Signifikanztest

Für den statistischen Vergleich wurde der Mittelwert der Messwerte der drei Untersucher herangezogen. Damit die Messungen mit dem Humanpräparat statistisch verglichen werden können, wurde jeweils ein „Wilcoxon-Test“ für abhängige Stichproben berechnet, der die Abstände gegen Null vergleicht.

Es unterscheiden sich dabei alle vier Verfahren signifikant von Null (p immer kleiner als 0,0001).

3.4 Ergebnisvergleich der drei Untersucher untereinander

Die Messungsunterschiede der einzelnen Untersucher untereinander waren beim Sidexis mit einem Mittelwert von 1,22 mm am größten und beim DVT mit 0,77 mm am kleinsten.

Tabelle 10 Messunterschiede der drei Untersucher in mm: minimale und maximale Messergebnisse, SD = Standardabweichung

	Min	Max	Mittelwert	SD
Sidexis	0	7,63	1,22	1,42
Kugel	0	4,26	1,00	0,92
DVT	0	2,29	0,77	0,60
CT	0	3,79	0,84	0,71

Für den statistischen Vergleich von wiederholten Messungen kann man den sogenannten „Intraclass correlation coefficient“ (ICC) berechnen, dieser ergibt einen Wert zwischen 0 und 1, wobei die Übereinstimmung besser ist, je näher der Wert bei 1 liegt.

Für jedes Messverfahren wurde ein eigener ICC berechnet, mit dem Ergebnis, dass bei allen drei Untersuchern die Übereinstimmungen sehr hoch sind (Tabelle 11).

Tabelle 11 ICC-Berechnung der Messergebnisse

Messmethoden	ICC
Sidexis	0,974
Sidexis Kugel	0,983
DVT	0,987
CT	0,988
Humanpräparat	0,997

4 Diskussion

Diese Studie vergleicht vier bildgebende Verfahren zur vertikalen Längenmessung für die Implantationsplanung im UK auf ihre Genauigkeit hin. Dazu wurden zehn konservierte Unterkiefer mit Guttapercha-Pins markiert, wobei im Vorhinein keine Selektion der Humanpräparate durchgeführt wurde, um eine realitätsnahe Situation zu schaffen. Im Unterschied zu ähnlichen Studien, in denen nur ein Pin verwendet wurde, wurden hier zwei Guttapercha-Pins pro Messstelle im Knochen für ein reproduzierbares anguliertes Messen verwendet. Weiters wurde eine größere Anzahl von Humanpräparaten herangezogen (84). In den meisten Studien wurden trockene UK verwendet (85). Das Hauptaugenmerk dieser Studie liegt auf der Lagebestimmung des Nervus alveolaris

inferior, da eine falsche Lagebestimmung zu erheblichen postoperativen Problemen für den Patienten und den Zahnarzt führen kann.

Diese Art der Studie, bei der mehrere Untersucher Distanzmessungen bei Röntgenbildern an einem Bildschirm vornehmen und sie mit Nativmessungen (Weichgewebe u. Knochen) vergleichen, unterliegt aufgrund der schweren Reproduzierbarkeit der Messpunkte einer gewissen Ungenauigkeit (86; 87). Die hohe Übereinstimmung der Messungen der drei Untersucher bestätigt ein ICC Wert nahe 1.

In dieser Studie ergibt die Längenmessung mit der Sidexis-Software die größte Abweichung zum Humanpräparat. Hierbei zeigt sich eine Spannweite von $-0,2$ mm bis $+5,7$ mm mit einem Ausreißer auf $-1,7$ mm und einem Medianwert von $+2,3$ mm im Vergleich zur Schnittmessung. Höhler ermittelte 2008 bei einer Untersuchung mit sechs Kiefern ähnliche Werte von $-2,23$ mm bis $+5,27$ mm (88).

Für die Messungen wurde der vom Hersteller empfohlene Vergrößerungsfaktor von 1,25 herangezogen. In dieser Untersuchung wurde für das Orthophos XG Plus für die Messungen der Referenzkugeln ein kleinerer Vergrößerungsfaktor von 1,17 ermittelt, wobei der Vergrößerungsfaktor im Frontzahnbereich bei 1,13 und im Seitenzahnbereich bei 1,21 liegt. Dieser Unterschied dürfte unter anderem zu den großen Differenzen bei der Sidexis-Längenmessung beigetragen haben. Die Abweichung des Vergrößerungsfaktors von den Herstellerangaben ist wahrscheinlich auf die natürlichen anatomischen Kiefervariationen zurückzuführen. Dabei liegt der Kiefer nicht in der optimalen Röntgensicht, weshalb es zu unterschiedlichen Verzerrungen kommt (11; 12). Damit sind auch die verschiedenen Angaben der Vergrößerungsfaktoren in der Literatur von 1,1 bis 1,35 zu erklären (17; 19; 85).

Die Kugelmessung ergibt bei der Einzelbetrachtung im Seitenzahnbereich einen Medianwert von $+0,2$ mm Abweichung vom Humanschnitt, was durchaus als gutes Ergebnis gewertet werden kann. Es gab aber eine größere Spannweite von $-1,6$ mm bis $+3,0$ mm und einen Ausreißer auf $-3,8$ mm. Zusätzlich zeigt sich im Frontzahnbereich eine weitere Verschlechterung des Medianwertes auf $+1,2$ mm. Dafür dürfte die lange Messstrecke in der Frontregion (13 – 31 mm) verantwortlich sein. Je länger die zu messende Strecke ist, desto ungenauer kann sie im OPG werden (89; 90). Die Mandibula erfährt in ihrer Ausdehnung vom UK-Rand Richtung Kieferkamm eine mehr oder weniger starke Neigung von bukkal nach lingual. Aufgrund dieser individuellen anatomischen

Variablen kann es sein, dass die Referenzkugel mit einem anderen Verzerrungsfaktor wiedergegeben wird, als es der gesamten vertikalen Ausdehnung des Kiefers entspricht. Dadurch ist es nicht immer möglich die gesamte vertikale Ausdehnung des Knochens in der richtigen Röntgenschnitt mit demselben Verzerrungsfaktor abzubilden. Weiters erfolgt der Aufnahmeverlauf der Schicht, in der Regel wie auch in dieser Studie, mit einer Mittelwerteinstellung, was durch individuell verschiedene Unterkieferausdehnungen zu weiteren Verzerrungen führt (14; 13). Ein zusätzliches Problem ergibt sich in der Abbildung des Nervenkanals. In manchen Panoramaaufnahmen ist der Verlauf des Kanals durch seine kortikale Begrenzung eindeutig zu lokalisieren. Dieses krestale Dach kann allerdings auch fehlen und dadurch die genaue Abgrenzung des Nervs nicht mehr möglich sein.

In einer Studie von Peker et al. 2008 konnten bei 19,4 % der Messstellen im OPG keine eindeutig abgrenzbaren Nervenverläufe angegeben werden (85). Höhler ermittelte 2008 hierzu sogar einen Wert von 25 % (88).

Eine Mischung aus diesen einzelnen Fehlermöglichkeiten dürfte für die Spannweite und die Ausreißer in den Ergebnissen im Vergleich zu den Humanmessungen und für die verschiedenen Messungen der einzelnen Untersucher verantwortlich sein.

Bei den CT-Messungen ergab sich ein Medianwert von $-0,2$ mm sowie eine Spannweite von $-1,5$ mm bis $+1,3$ mm. Zusätzlich zeigten sich noch Ausreißer bis $-2,7$ mm und $+2,3$ mm. Wenn man aber die Messungen der Front- und Seitenregion einzeln betrachtet, zeigt sich, dass die Messgenauigkeit in der Frontregion bis auf zwei Ausreißer bei einer Spannbreite von $\pm 0,4$ mm liegt.

Dieser markante Unterschied zu den Seitenergebnissen dürfte auch auf die klar erkennbaren knöchernen Begrenzungen bei der Frontmessung zurück zu führen sein. Im Seitenzahnbereich kommt es beim CT bei nicht klar verknöchert begrenzten Kanälen und einer schlechten Abgrenzung des Nervengewebes und kontrastähnlichen Strukturen zu Messungenauigkeiten (91).

Eine Studie von Hanazawa et al. 2006 mit drei Kiefern zeigte eine Messgenauigkeit von ± 1 mm bei 93,7 % seiner Messungen (92). Hübinger ermittelte 2008 mit sechs Präparaten einen Durchschnittswert von $-0,17$ mm mit einer Spannweite seiner Ergebnisse von $\pm 1,5$ mm (84).

Die DVT Ergebnisse mit -0,3 mm Medianwert und einer Spannbreite von -1,5 mm bis +0,8 mm zeigten ähnliche Resultate wie beim CT, es gab aber nur zwei Ausreißer auf -1,9 mm und +1,0 mm. Bei der Einzelbetrachtung der Frontmessungen zeigt sich wie beim CT eine bessere Messgenauigkeit zur Seitenregion mit einer Spannbreite von -0,8 mm bis +0,5 mm. Damit wurde in dieser Studie zwischen CT und DVT ein ähnliches Ergebnis erzielt, wobei das CT einige Ausreißer mehr aufweist als das DVT. Kobayashi et al. 2004 konnte in seiner Studie an fünf Präparaten einen signifikanten Unterschied der höheren Messfehler zwischen CT und DVT erkennen (maximaler Fehler: CT 1,11 mm, DVT 0,65 mm, n = 66) (44). Dies dürfte daran liegen, dass beim DVT die Auflösung in allen Richtungen nahezu gleich bleibt und beim CT ein Verlust der Qualität in Richtung Querschnittrekonstruktion auftritt (93). Kyrlakou et al. 2011 ermittelte in einer Studie mit objektiven physikalischen Methoden im Vergleich zwischen vier verschiedenen DVT-Geräten und dem SOMATOM Definition Flash (High- End Computertomographen) jedoch eine bessere Bildqualität für das CT (32). Die Vergleichsstudie von Hübinger 2008 zeigt beim DVT ein Mittelwtergebnis von -0,076 mm (SD 0,059 mm) mit einer Spannweite von -1,2 mm bis +1,5 mm (84). Goch erhob 2008 bei zwei mit Formalin fixierten Präparaten einen Mittelwert von -0,4 mm und einer Spannweite von -1 mm bis +0,5 mm beim DVT (94).

4.1 Schlussfolgerung

Das Ergebnis dieser Studie zeigt, dass bei der Implantation im Seitenzahnbereich durch die Ungenauigkeit des Verzerrungsfaktors bei der OPG-Längenmessung das Risiko einer Nervverletzung im atrophen Unterkieferseitenzahnbereich als sehr hoch einzuschätzen ist, weil nahezu alle Messungen im Medianwert um + 2,5 mm im Canalis mandibulae lagen. Dies erhöht natürlich massiv das Risiko einer Verletzung des Nervus alveolaris inferior. Auch in der entsprechenden wissenschaftlichen Literatur sind die Autoren der Meinung, dass ein OPG alleine für eine vertikale Längenbestimmung nicht ausreicht (86; 95).

Bei der zusätzlichen Verwendung einer Kugelschablone als Referenzkörper bei der OPG-Aufnahme, einem klar erkennbaren Nervenverlauf und einer Erhöhung des Sicherheitsabstandes von 1,5 mm auf 2 mm, kann das Kugelröntgen durchaus in Standardsituationen für eine einfache und preiswerte Implantatplanung herangezogen werden (96; 97; 80). Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass bei größeren Messstrecken die Kugelkalibrierung eine erhöhte Fehlerquote aufweisen kann. Zusätzlich

gibt das Panoramaröntgen keinen Aufschluss über die Kieferkammbreite und etwaige unter sich gehende linguale Knochenkonturen (98). Daher sollte bei unklaren anatomischen Verhältnissen eine dreidimensionale Röntgenaufnahme erfolgen.

Die Genauigkeit des CT und DVT wurde wie in vielen anderen Untersuchungen auch hier bestätigt. Die Entscheidung, ob der Zahnarzt eine DVT- oder CT-Aufnahme durchführen lässt, macht von der Strahlenbelastung und von der Bildqualität bei neueren Geräten keinen großen Unterschied aus. Es sollte eher die schnelle und einfache Durchführung der Aufnahme für den Patienten im Vordergrund stehen (32; 94; 84).

In der Praxis muss bei unklaren anatomischen Verhältnissen bei der Implantatplanung eine 3D Aufnahme zum Schutz des Patienten vor Folgeschäden und aus forensischen Gründen für den Zahnarzt empfohlen werden.

Durch die Verwendung von Humanpräparaten bei den Röntgenaufnahmen in dieser und ähnlichen anderen Studien, entstanden nahezu verwacklungsfreie Bilder. Dies muss bei der Bewertung der Messgenauigkeit für die tägliche Anwendung in der Zahnarztpraxis berücksichtigt werden. Es kann bei der Röntgenaufnahme von lebenden Menschen zu Bewegungsverzerrungen kommen, wodurch die Längenmessung verändert wird. Dieser Fehler kann durch eine bewegungseingeschränkte Positionierung des Patienten minimiert werden.

Das Ziel nachfolgender Untersuchungen sollte sein, den Alltagsgebrauch von Referenzkörpern am lebenden Menschen weiter zu überprüfen und Richtlinien für ihren Einsatz festzulegen.

5 Literaturverzeichnis

1. **Mohn D, Zehnder M, Stark WJ, Imfeld T.** Electrochemical disinfection of dental implants--a proof of concept. *Public Library of Science one.* 2011;14;6(1):e16157.
2. **Horch H.-H, et al.** *Zahnärztliche Chirurgie 4ed.* München, Jena:Urban u. Fischer,2003:274-288.
3. **Misch, CE.** Mandibular Nerve Neurosensory Impairment After Dental Implant Surgery: Management and Protocol. *Implant Dentistry.* 2010;19(5):378-386.
4. **Drake, RL, Vogl, W, Mitchell, AWM.** *Gray's Anatomie für Studenten 1 ed.* München:Urban u. Fischer,2007:1048.
5. **Rothwell, BR.** Principles of dental identification. *Dental Clinics of North America.* 2001;45:253-270.
6. **Kaeppler G, Axman-Krcmar D, Reuter I, Meyle J, Gomez-Roman G.** A clinical evaluation of some factors affecting image quality in panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2000;29: 81-4.
7. **Zink, C, Goyen, M, Grönemeyer, DHW, Herborn, CU, Rinck, PA.** *Schering-Lexikon Radiologie 3ed.* Berlin:ABW Wissenschaftsverlag,2005: 386.
8. **Kaufmann GW, Moser E, Sauer R.** *Radiologie 3ed.* München:Urban u. Fischer,2006:100-102.
9. **Pasler FA, Visser H.** *Farbatlanten der Zahnmedizin 5, Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren 2ed.* Stuttgart, New York: Thieme,2000:137.
10. **Paatero, YV.** A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces. *Acta radiologica* 1949;Sep 30;32(2-3):177-84.
11. **Pasler FA, Vieser H.** *Taschenatlas der Zahnärztlichen Radiologie 1 ed.* Stuttgart, New York: Thieme,2003:2.
12. **Pasler, FA.** *Zahnärztliche Radiologie.* Stuttgart.New York:Thieme,2007:48.
13. **Tronje G, Welander U, McDavid WD, Morris CR.** Image distortion in rotational panoramic radiography. I. General considerations. *Acta radiologica: diagnosis.* 1981;22(3A):295-9.
14. **Tronje G, Eliasson S, Julin P, Welander U.** Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances. *Acta radiologica: diagnosis.* 1981;22(4):449-55.
15. **Catic A, Celebic A, Valentic-Peruzovic M, Catovic A. & Kuna T.** Dimensional measurementson on the human dental panoramic radiographs. *Collegium Antropologicum.* 1998;22:139-145.

16. **Richardson, AC, Gher, ME.** The accuracy of dental radiographic techniques used for evaluation of implant fixture placement. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry.* 1995;15:268-83.
17. **Jacobs R, D van Steenberghe.** *Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants.* Berlin, New York: Springer, 1998.
18. **Spiekermann, H, Donath, K, Jovanovic, S, Richter, J.** Farbatlant der Zahnmedizin 10, Implantologie 1 ed. *Stuttgart: Thieme, 1994:102-108.*
19. **Gomez-Roman G., Lukas D., Beniashvili R., Schulte W.** Areadependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and its significance for implant dentistry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 1999;14:248-57.
20. **Düker, J.** *Röntgendiagnostik mit der Panoramaschichtaufnahme 2ed.* Heidelberg: Hüthig Zahnmedizin MVH Medizinverlage, 2000:558-570.
21. **Spiekermann, H, Donath, K, Jovanovic, S, Richter, J.** Farbatlant der Zahnmedizin 10, Implantologie 1 ed. *Stuttgart: Thieme, 1994:102-108.*
22. **Treasure P, Chandler NP, Wilson CG.** Image shift of intracoronary pins viewed on bite-wing and panoramic radiographs. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 1994;77(1):80-5.
23. **Birkner, R, et al.** *Das typische Röntgenbild des Skeletts. Standardbefunde und Varietäten vom Erwachsenen und Kind 4 ed.* s.l. : München: Urban u. Fischer, 2009: 24.
24. **Pasler, FA, und Visser, H.** *Taschenatlas der zahnärztlichen Radiologie 1 ed.* Stuttgart, New York: Thieme, 2003:4.
25. **Rugani, P, Jakse, N.** *Der aktuelle Stand der Röntgendiagnostik in der Zahnmedizin – Teil 1.* <http://www.ZMK-aktuell.de> 9.4.2010. : s.n.
26. **Pasler, FA, Visser, H.** *Taschenatlas der zahnärztlichen Radiologie 1ed.* Stuttgart, New York: Thieme, 2003:16.
27. **Pasler FA, Visser H.** *Zahnmedizinische Radiologie Bildgebende Verfahren 2ed.* Stuttgart, New York: Thieme, 2000:129.
28. **Kaufmann, GW, Moser, E, Sauer, R.** *Radiologie 3ed.* München: Urban u. Fischer, 2006:103-107.
29. **Pasler, FA, Visser H.** *Zahnmedizinische Radiologie Bildgebende Verfahren 2ed.* Stuttgart, New York: Thieme, 2000:179.
30. **Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P.** Spiral volumetric CT with single breathhold technique, continuous transport and continuous scanner rotation. *Radiology.* 1990;176(1):181-183.

31. **Ohnesorge, B. et al.** Technische Grundlagen und Anwendung der Mehrschicht CT. *Radiologe*. 1999;39:923-31.
32. **Kyriakou Y, Kolditz D, Langner O, Krause J, Kalender WA.** Digitale Volumetomografie (DVT) und Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT): eine objektive Untersuchung von Dosis und Bildqualität. Digital volume tomography (DVT) and multislice spiral CT (MSCT): an objective examination of dose and image quality. *Fortschr. Röntgenstr.* 2001;183:144-153.
33. **Withe, SC, Pharoah, MJ.** *Oral Radiology: Principles and Interpretation 5ed.* St. Louis, Missouri: Mosby, 2003:250-255.
34. **Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML, Chafetz N.** Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 1987;2(3):137-41.
35. —. Computed tomography: Part II. Preoperative assessment of the maxilla for endosseous implant surgery. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 1987;2(3):143-8.
36. **Schwarz MS, Rothman SL, Chafetz N, Rhodes M.** Computed tomography in dental implantation surgery. *Dental Clinics of North America* . 1989;33(4):555-97.
37. **K., Imhof.** Dental-CT: Ein neues Programm zur Planung und Überprüfung von Kieferimplantaten. *Electromedica.* 1992;60:26-29.
38. **Imhof, K.** Ein neues Programm zur Planung und Überprüfung von Kieferimplantaten. *Elektromedica.* 1992;60:26-9.
39. **Lenglinger F.X, Muhr T, Krennmaier G.** Dental-CT: Untersuchungstechnik, Strahlenbelastung und Anatomie. *Radiologie.* 1999;39:1027-1034.
40. **Arai, Y, Tammsalo, E, Iwai, K, Hashimoto, K, Shinoda, K.** Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology.* 1999;28(4):245-8.
41. **Mozzo P, et al.** A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology.* 1998;8(9):1558-64.
42. **Khoury, Fouad.** *Augmentative Verfahren in der Implantologie 1 ed.* Berlin: Quintessenz, 2009;60-62.
43. **Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M.** Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2008;37:10-17.
44. **Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y.** Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2004;19:228-231.

45. **Rother, UJ.** *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde: Grundlagen - Strahlenschutz - Befunde 2 ed.* München:Urban u. Fischer,2006.
46. **Schwenzer N, Ehrenfeld M.** *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde.Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie 4 ed.* Stuttgart:Thieme,2010:63.
47. **Scherer, B.** Indikationen für die 3-dimensionale Bildgebung in der Zahnheilkunde. *Das deutsche Zahnärzteblatt.* 2007;116:219-230.
48. **Mischkowski R, Scherer P, Neugebauer J.** Digitale Volumentomographie: Perspektiven auch für den Generalisten? *Quintessenz.* 2007;58(9):915-924.
49. **Horch H.-H, et al.** *Mund-Kiefer Gesichtschirurgie 4 ed.* München, Jena:Urban u. Fischer,2007:3.
50. **Vogt, H.** *Septierung des Sinus maxillaris -Beurteilbarkeit in der Panoramaschichtaufnahme und DVT.* Inaugural - Dissertation zur Erlangung des Zahnmedizinischen Doktorgrades der Medizinischen Fakultät der Albert - Ludwigs - Universität Freiburg im Breisgau : s.n., 2010:20.
51. **Ludlow JB, Ivanovic M.** Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology.* 2008;106(1):930-938.
52. **Brix G, Nekolla E, Griebel J.** Strahlenexposition von Patienten durch diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen Fakten, Bewertung und Trends. *Radiologe.* 2005;45:340–349.
53. **Schulze, R.** Strahlendosis bei der röntgenologischen Bildgebung bei implantologischen Fragestellungen im Vergleich:Intraoral-, Panoramaschichtaufnahme, DVT und CT. *Implantologie.* 2009;17(4):377-386.
54. **Kiefer H.P.J, Lambrecht T, Roth J.** Strahlenexposition von analogen und digitalen Zahnstaten und Panoramaschichtaufnahmen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2004;114(7):687-93.
55. **Schnelle, C.** *Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen-Volumen-Tomographie,der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie.* s.l. : 2001., Dissertation aus der Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme Westdeutschen Kieferklinik Heinrich Heine Universität Düsseldorf.
56. **Rustemeyer P, Streubühr U, Suttmoeller J.** Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. *Acta Radiologica.* 2004;45(8):847-53.
57. **Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J.** Radiation dose in dental radiology. *European Radiology .* 2002;12:634 -637.

58. **Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL.** Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2003;32:229-34.
59. **Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K.** *Prometheus Kopf und Neuroanatomie*. Stuttgart:Thieme,2006:30-31.
60. **Zoud K, Doran GA.** Microsurgical anatomy of the inferior alveolar neurovascular plexus. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 1993;15:175-179.
61. **Kqiku L, Weiglein AH, Pertl C, Biblekaj R, Städtler P.** Histology and intramandibular course of the inferior alveolar nerve. *Clinical Oral Investigations*. 2010;Aug25. .
62. **Rosenberger K.A, Koch H, Stüttgen U.** *Klinische Anatomie der Kopf-und Halsregion für Zahnmediziner*. Stuttgart:Thiem,1998:255-257.
63. **Gerhenson A, Nathan H, Luckansky E.** Mental Foramen and Mental Nerve: Change with Age. *Acta Anatomica*. 1986;126:21-28.
64. **Ikeda K, et al.** Multiplanar MR and Anatomic Study of the Mandibular Canal. *American Journal of Neuroradiology*. 1996;17:579–584.
65. **Reich, RH.** Anatomical studies on the course of the mandibular canal. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1980;35(11):972-5.
66. **Pott, K.** Anatomische Lagebeziehung des Nervus alveolaris inferior im retromolaren Dreieck unter Berücksichtigung implantatprothetischer Planung insbesondere der retromolaren Knochenentnahme. *Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde der Hohen Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln*. 2009:66-67.
67. **Reich, RH.** Anatomische Untersuchung zum Verlauf des Canalis mandibularis. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1980;35:972-975.
68. **Quirynten M, Mraiwa N, van Steenberghe D, Jacobs R.** Morphology and dimensions of the mandibular jaw bone in the interforaminal region in patients implants in the distal areas. *Clinical Oral Implants Research*. 2003;14(3):280-5.
69. **Branemark, PI, et al.** Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*. 1977;16:1-132.
70. **Wennerberg A, Albrektsson T.** On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(1):63-74.
71. **Spiekermann, H, Donath, K, Jovanovic, S, Richter, J.** *Farbatlantent der Zahnmedizin 10, Implantologie 1 ed*. Stuttgart: Thieme,1994: 85.

72. **Strietzel FP, Reichart PA.** Oral rehabilitation using Camlog screw-cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface. Results from a prospective study with special consideration of short implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18(5):591-600. Epub 2007 Jun 21.
73. **Felice P, Checchi V, Pistilli R, Scarano A, Pellegrino G, Esposito M.** Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. *European Journal of Oral Implantology* 2009;2(4):267-81.
74. **Spiekermann, H, Donath, K, Jovanovic, S, Richter, J.** Farbatlanten der Zahnmedizin 10, Implantologie 1 ed. *Stuttgart: Thieme,1994:343-352.*
75. **Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Ericson RA.** The long-term efficiency of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1986;1(1):11-25.
76. **Vaez, V.** Komplikationen endossaler Implantate in der Klinik und Poliklinik der Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie der Universitätsklinik Bonn (1993-2003). *Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Hohen Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn*. 2010:89-90.
77. **Foet, JH.** Vergleich verschiedener diagnostischer Verfahren zur Schonung des Nervus alveolaris inferior bei den endossalen Implantationen im Unterkieferseitenzahngbiet. *Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes*. 2007:34-41.
78. **Berglundh T, Persson L, Klinge B.** A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of Clinical Periodontology*. 2002;29(Suppl 3):197-212, discussion 232-3.
79. **Winter, M, Kochhang, G, Platte, Schmitz, HJ.** Zur Häufigkeit von Verletzungen des Nervus alveolaris inferior infolge endossaler Implantation im Unterkieferseitenzahnbereich. *Zeitschrift für zahnärztliche Implantologie*. 1995;11(2):79-82.
80. **Sammartino, G, Marenzi, G, Citarella, R, Ciccarelli, R, Wang, HL.** Analysis of the Occlusal Stress Transmitted to the Inferior Alveolar Nerve by an Osseointegrated Threaded Fixture. *Journal of Periodontology*. 2008;79(9):1735-1744.
81. **Thiel, W.** The preservation of the whole corpse with natural color. *Annals of Anatomy*. 1992;174(3):185-95.
82. —. *Ergänzung für die Konservierung ganzer Leichen nach W. Thiel*. *Annals of Anatomy*. 2002;184:267-269.

83. **Schröck, D.** Erste Erfahrungen mit Somatom Sensation 16. *Diplomarbeit Zur Erlangung des Radiologisch -Technischen Diploms am Ausbildungszentrum West für Gesundheitsberufe.* Innsbruck: 2002:34-35.
84. **Hübinger, A.** 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.* 2008:21-24.
85. **Peker I, Alkurt MT, Michcioglu T.** The use of 3 different imaging methods for the localization of the mandibular canal in dental implant planning. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2008;23(3):463-70.
86. **Lindh C, Petersson A, Klinge B.** Measurements of distances related to the mandibular canal in radiographs. *Clinical Oral Implants Research* 1995;6(2):96-103.
87. **Solar P, Gahleitner A.** Dental CT in the planning of surgical procedures. Its significance in the oro-maxillofacial region from the viewpoint of the dentist. *Radiologe.* 1999;39(12):1051-63.
88. **Höhler, T.** *Metrische Genauigkeit der flat panel volumetric computed tomography und verschiedener Orthopantomographien in der präimplantologischen Diagnostik.* 2008:47-49. : s.n., Inauguraldissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen.
89. **Foet, JH.** Vergleich verschiedener diagnostischer Verfahren zur Schonung des Nervus alveolaris inferior bei den enossalen Implantationen im Unterkieferseitenzahnggebiet. *Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes.* 2007:44.
90. **Thiel HJ, Haßfeld S.** *Schnittbilddiagnostik in MKG - Chirurgie und Zahnmedizin.* . Stuttgart: Thieme, 2001.
91. **Becker W, Gross D.** *Mechanik elastischer Körper und Strukturen 1 ed.* Berlin:Springer,2002:299-300.
92. **Hanazawa T, Sano T, Seki K, Okano T.** Radiologic measurements of the mandible: a comparison between CT-reformatted and conventional tomographic images. *Clinical Oral Implants Research* 2004;15:226–232.
93. **Bianchi SD, Lojcono A.** 2D and 3D images generated by cone beam computed tomography (CBCT) for dentomaxillofacial. In: *Lemke HU (ed). CAR '98: Computer Assisted Radiology and Surgery: Proceedings of the 12th International Symposium and Exhibition, Tokyo, 24–27 June 1998. Amsterdam: Elsevier, 1998:792–797.*
94. **Goch, I.** *Metrische Genauigkeit von Computertomographie, digitaler Volumentomographie und Orthopantomographie.* Digital Dental News 2008(September).

95. **Yim JH, Ryu DM, Lee BS, Kwon YD.** Analysis of digitalized panorama and cone beam computed tomographic image distortion for the diagnosis of dental implant surgery. *Journal of Craniofacial Surgery* 2011;22(2):669-73.
96. **Schropp L, Stavropoulos A, Gottfredsen E, Wenzel A.** Calibration of radiographs by a reference metal ball affects preoperative selection of implant size. *Clinical Oral Investigations*. 2009;13(4):375-81. Epub 2009 Feb 17.
97. **Tal H, Moses O.** A comparison of panoramic radiography with computed tomography in the planning of implant surgery. *Dentomaxillofacial Radiology* 1991;20(1):40-2.
98. **Wicht, L, et al.** A dental CT study for preoperative assessment of maxillary atrophy. *Actuelle Radiology* 1994;4(2):64-9.

6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 <i>Schichtdicke</i>	2
Abbildung 2 <i>Verzerrungen im OPG</i>	3
Abbildung 3 <i>Kalibrierung</i>	3
Abbildung 4 <i>Referenzhülsen</i>	4
Abbildung 6 <i>Mittelwertschablone</i>	5
Abbildung 7 <i>Mittlere vertikale Vergrößerung der Mandibula bei OPG</i>	5
Abbildung 8 <i>Positionierung des Kopfes bei einer OPG Aufnahme</i>	6
Abbildung 9 <i>OPG Diagnostik</i>	7
Abbildung 10 <i>Darstellung einer CT-Aufnahme</i>	9
Abbildung 11 <i>CT Gerät</i>	9
Abbildung 12 <i>Dental-CT paraxial</i>	10
Abbildung 13 <i>Dental-CT Panorama</i>	11
Abbildung 14 <i>DVT Darstellung</i>	13
Abbildung 15 <i>DVT Bild Rekonstruktion</i>	13
Abbildung 16 <i>Relative Häufigkeit zur kollektiven effektiven Dosis im Jahr 2001</i>	15
Abbildung 17 <i>Histologischer Schnitt Nervus alveolaris inferior</i>	17
Abbildung 19 <i>Klassifikation der Alveolarkammatrophie für den posterioren Unterkiefer</i>	18
Abbildung 20 <i>Implantat</i>	20
Abbildung 21 <i>Unterkiefer</i>	23
Abbildung 22 <i>Messpunkt</i>	24
Abbildung 23 <i>Übertragung der Messpunkte in den Abdruck</i>	24
Abbildung 24 <i>Herstellung der Kugelschablone</i>	25
Abbildung 25 <i>OPG Aufnahme Mandibula</i>	26
Abbildung 26 <i>DVT Aufnahme Mandibula</i>	27
Abbildung 27 <i>CT Aufnahme Mandibula</i>	28
Abbildung 28 <i>Herstellung der Humanschnitte</i>	29
Abbildung 29 <i>Panoramaübersicht des zersägten Unterkiefers</i>	29
Abbildung 30 <i>Schnittebene Humanpräparat</i>	30
Abbildung 31 <i>Screenshot: Längenmessung Sidexis-Software</i>	31
Abbildung 32 <i>Screenshot: Längenmessung Romexis-Software</i>	32
Abbildung 33 <i>Screenshot: Längenmessung MagicView Danube Software</i>	33

Abbildung 34 <i>Digitale Schiebelehre</i>	34
Abbildung 35 <i>Boxplot für die Differenzen der Messungen zum Humanpräparat</i>	34
Abbildung 36 <i>Boxplot der Messungen zum Humanpräparat nach Beurteilern getrennt</i>	35
Abbildung 37 <i>Boxplot für die Differenzen der Messungen zum Humanpräparat</i>	37

7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 <i>Präoperative Fragen vor einer Implantatinsertio</i>	10
Tabelle 2 <i>Längenmessung im UK-Seitenzahnbereich bei fünf Humanpräparaten</i>	12
Tabelle 3 <i>Vor- und Nachteile von OPG, CT und DVT</i>	14
Tabelle 5 <i>Dosis Messungen mit verschiedenen Geräten</i>	16
Tabelle 6 <i>Forderung an dentale Implantate</i>	19
Tabelle 7 <i>Flussdiagramm der Untersuchung</i>	22
Tabelle 8 <i>Messwerte</i>	36
Tabelle 9 <i>Kugelvergrößerung im OPG</i>	37
Tabelle 10 <i>Vergrößerungsmesswerte der Kugel beim OPG in mm</i>	38
Tabelle 11 <i>Messunterschiede der drei Untersucher in mm</i>	39
Tabelle 12 <i>ICC-Berechnung der Messergebnisse</i>	39

Jürgen Reichmann

Zahnmedizinstudent



Persönliche Daten

16. August 1979 in Bad Radkersburg

Plüddemanngasse 34 8010 Graz

0650/3367977
juergen-reichmann@gmx.at

Familienstand:

Ledig, keine Kinder

Staatsangehörigkeit:

österreich

Graz, Juli 2011

Studium

seit September 2008	Dritter Abschnitt für Zahnmedizin mit voraussichtlicher Diplomprüfung am 29.09.2011
Okt. 2004 – Juni 2007	erster und zweiter Abschnitt für Zahnmedizin an der Medizinischen Universität Graz

Weiterbildungen und berufliche Erfahrung

Dez. 2010 – Mai 2011	Studie im Rahmen meiner Diplomarbeit: Vermessung des Mandibularkanal mit verschiedenen röntgenologischen Techniken (Referenzkugel OPG), eine Studie an Humanpräparaten unter der Leitung von Prof. Jakse und Prof. Pertl
Jän. 2010	Zertifikat für Parodontologie und Prohylaxe der Module 3 und 4 an der Abteilung für Parodontologie der Zahnklinik Graz
Juli 2010	Zertifikat für den Cercon 3D-Basiskurs an der Zahnklinik Graz
Juli – Aug. 2008	Auslandsfamulatur in einer Zahnklinik in Nepal/Dhulikhel
Okt. 2008	Zertifikat für die „Zahnärztliche Unternehmerwerkstatt“ in Bad Tatzmannsdorf von der Elser Praxisberatung
Juni 2008	Zertifikat für „Common invasive Procedures“ am Anatomischen Institut der Medizinischen Universität Graz
Okt. 2007 – Juni 2008	Zahnarztassistent in der KFO Ordination DDr. Santigli in Gleisdorf (Wartezeit für die Klinikstelle)
Juli 2000 – Sep. 2004	Zahntechnikergeselle im Dental-Labor Horst Gluderer in Allerheiligen bei Wildon
Juli 1995 – Juli 1999	Lehre als Zahntechniker im Dental-Labor Horst Gluderer in Allerheiligen bei Wildon

Schule

Okt. 2003 – Juni 2004	Studienberechtigungsprüfung an der Karl-Franzens-Universität Graz
1994 – 1995	Polytechnischer Lehrgang Mureck
1990 – 1994	Hauptschule Mureck
1986 - 1990	Volksschule Mettersdorf a. S.

Sprachkenntnisse

Englisch Niveau B2

Private Interessen

Bergsport
Radfahren
Tanzen
Kunst und Kultur