

# **UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF**

Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

(Nordwestdeutsche Kieferklinik)

Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. R. Schmelzle

## **Metrischer Vergleich von CT, DVT und konventionellen Röntgentechniken in der MKG- Chirurgie**

**Dissertation**

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Nicole Jaqueline Küker

aus Bremen

Hamburg 2010

**Angenommen von der**

**Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 2.11.2010**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der**

**Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

**Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende:** PD Dr. Dr. P. Pohlenz

**Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in:** Prof. Dr. Dr. R. Schmelzle

**Prüfungsausschuss, dritte/r Gutachter/in:** Prof. Dr. C. Habermann

## **Inhaltsverzeichnis**

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1. ARBEITSHYPOTHESE UND FRAGESTELLUNG</b>                       | <b>1</b>  |
| <b>2. EINLEITUNG</b>   | <b>2</b>  |
| 2.1 Geschichte .....   | 2         |
| 2.2 Das Orthopantomogramm (OPG).....                               | 2         |
| 2.3 Die Computertomographie (CT).....                              | 5         |
| 2.4 Die digitale Volumentomographie (DVT).....                     | 8         |
| <b>3. MATERIAL UND METHODEN</b>                                    | <b>13</b> |
| 3.1 Verwendete Präparate und Vorgehensweise .....                  | 13        |
| 3.2 Durchführung der dentalen Implantation an der Mandibula. ....  | 14        |
| 3.2.1 Anatomie der Mandibula.....                                  | 14        |
| 3.2.2 Implantation der Straumann Implantate in die Mandibula ..... | 15        |
| 3.3 Anfertigung der Röntgenbilder .....                            | 16        |
| 3.3.1 3D Röntgen mittels Arcadis Orbic 3D.....                     | 19        |
| 3.3.2 DVT mittels Sirona Galileos.....                             | 20        |
| 3.3.3 CT mittels Phillips Mx8000 (4- Zeiler CT) .....              | 21        |
| 3.3.4 PSA mittels Orthophos XG .....                               | 22        |
| 3.4 Auswertung der Datensätze .....                                | 23        |
| 3.4.1 Vorgehen bei den Messungen in der CT- Rekonstruktion.....    | 25        |
| 3.4.2 Messungen in der DVT- Rekonstruktion .....                   | 29        |
| 3.4.3 Messungen in der C- Bogen Rekonstruktion .....               | 30        |
| 3.4.4 Messungen in den Panoramaschichtaufnahmen.....               | 32        |

|   |           |
|---|-----------|
| <b>4. Statistische Methoden und Fragestellungen .....</b>                   | <b>36</b> |
| <b>4. ERGEBNISSE</b>  | <b>37</b> |
| 4.1 Allgemeines .....   | 37        |
| 4.2 Vergleich der Messwerte von CT, DVT und C- Bogen an der Schädelbasis .. | 37        |
| 4.3 Vergleich der Messwerte von CT, DVT und C- Bogen an der Mandibula ..... | 49        |
| 4.4 Vergleich der Mittelwerte der 3D Röntgengeräte .....                    | 53        |
| 4.5 Ergebnisse für die Messungen in der PSA .....                           | 60        |
| <b>5. DISKUSSION</b>  | <b>65</b> |
| <b>6. ZUSAMMENFASSUNG</b>   | <b>76</b> |
| <b>7. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b>   | <b>78</b> |
| <b>8. LITERATURVERZEICHNIS</b>  | <b>79</b> |
| <b>9. DANKSAGUNG</b>  | <b>87</b> |
| <b>10. EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG</b>  | <b>89</b> |

# 1. Arbeitshypothese und Fragestellung

Die präoperative konventionelle Röntgendiagnostik, wie z.B. die Panoramaschichtaufnahme als Basisaufnahme, unterliegt spezifischen und technisch bedingten Verzeichnungen und einem Vergrößerungsfaktor. Gerade im Hinblick auf anstehende Implantationen, die häufig in der Nähe zu wichtigen anatomischen Strukturen (N. alveolaris inferior, Sinusboden, Nasenboden) durchgeführt werden, ist es jedoch wichtig, eine möglichst realitätsnahe Darstellung der Strukturen für die präoperative als auch für die postoperative Diagnostik zu erreichen. Deshalb ist häufig eine Abbildung der relevanten anatomischen Strukturen im Sinne einer dreidimensionalen Bildgebung notwendig, um eine höhere Therapiesicherheit zu erhalten.

Ziel dieser Arbeit ist die Darstellung der Genauigkeit zweier unterschiedlicher dreidimensionaler Röntgenverfahren und der zweidimensionalen Panoramaschichtaufnahme. Darüber hinaus werden ein CT- Gerät und zwei DVT- Geräte in ihrer Dimensionsgenauigkeit untereinander verglichen. Dazu werden zum einen verschiedene Messstrecken an maszerierten Skelettschädeln definiert und vermessen und zum Anderen werden Dentalimplantate, welche in die Schädel inseriert werden, vermessen. Im Anschluss werden diese Messungen ausgewertet und untereinander verglichen. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen sollen Aufschluss darüber geben, inwieweit dreidimensionale Röntgenverfahren routinemäßig anzuwenden sind, um bei zahnmedizinischen bzw. kieferchirurgischen Eingriffen eine höhere Therapiesicherheit zu gewährleisten.

## 2. Einleitung

### 2.1 Geschichte

Die Röntgentechnik entwickelt von *Wilhelm Conrad Röntgen* hat, wie kaum eine andere technologische Neuentwicklung, die medizinische Diagnostik revolutioniert. Schon bevor sie am 28. 12. 1895 offiziell wurde, wurde sie u.a. vom österreichischen Arzt *Guido Holzkecht* diagnostisch eingesetzt.

Mit der von *A.M. Cormack* und *G.H. Hounsfield* unabhängig voneinander entwickelten Röntgen- Computertomographie (CT) kam die Schichtbildaufnahme zu breitem Einsatz. Der klinische Einsatz begann 1971 mit Schädeluntersuchungen [2].

Mit der 1989 entwickelten Spiralcomputertomographie sowie mit der Einführung der Mehrzeilendetektorsystemen 1998 wurde die Technik der CT- Schichtbildaufnahmen immer weiter beschleunigt und führte de facto zur Akquirierung von Volumendaten.

Ein anderes Verfahren, welches unmittelbar die Aufnahme von Volumina dokumentiert und sich in den letzten Jahren immer mehr etabliert hat, ist die Digitale Volumentomographie (DVT) [72]. Mit der DVT steht eine relativ neue Aufnahmetechnik zur Verfügung, die 1997 zur Darstellung der knöchernen Strukturen am menschlichen Schädel entwickelt wurde.

### 2.2 Das Orthopantomogramm (OPG)

Das OPG ist aus der Tomographie entwickelt worden, wie es sich BOCAGE 1921 patentieren ließ. K. HECKMANN hat 1939 das theoretische Fundament zur Anpassung der Schichtaufnahmetechnik an die anatomischen Besonderheiten der Kiefer geschaffen, während PAATERO seine eigenen Ideen von 1949 bis zur

Produktionsreife eines brauchbaren Gerätes bringen konnte [47]. Die seit damals technisch immer weiter verbesserte Panoramaschichtaufnahme ist neben der DVT und der CT heute die einzige radiologische Untersuchungsmethode, mit der nicht nur die Zähne, sondern auch die Kiefer mit benachbarten Strukturen des Gesichtsschädels extraoral übersichtlich darstellen kann. Durch Unschärfe infolge der Projektionsgeometrie und Schichtlage ergeben sich Einschränkungen, ebenso durch die Unschärfe infolge der Verwendung einer Film- Verstärkerfolien-Kombination, wegen derer diskrete Befunde nicht immer diagnostizierbar sind. Das ist vor allem bei der Kariesdiagnostik, der Diagnostik des marginalen Knochenabbaus und bei apikalen Veränderungen der Fall. Hier sind intraorale Aufnahmen wie der folienlose intraorale Zahnfilm und die modernen digitalen Sensorsysteme mit einer Detailauflösung von z.T. deutlich über zehn Linienpaaren pro Millimeter überlegen [13,14].

Das Prinzip der Panoramaschichtaufnahme (PSA) basiert grundlegend auf der Verwendung einer Schlitzblende und der koordinierten Bewegung des Fokus- Film- Systems [2, 47, 61]. Film und Röntgengerät rotieren um zwei für die rechte und linke Seite getrennte Drehachsen, so wird die scharfe Ebene der Form des Zahnbogens besser angepasst.

Durch die Weiterentwicklung von PAATERO in Form der Bewegung von Film und Fokus um drei Rotationsachsen, wurde die orthoradiale Darstellung aller Zähne und annähernd auch der aufsteigenden Äste mit den Kiefergelenken möglich [46, 54]. Diese neue Technik erhielt den Namen Orthopantomographie (OPG). Das erste OPG wurde 1961 serienreif produziert [2]. Von da an, wurde die Bildqualität immer weiter verbessert. Unter anderem durch die Weiterentwicklung der Generatoren, Verkleinerung des Brennflecks, Optimierung des Bewegungsablaufs und elektronische Steuerung. Das Bildformat beträgt 15x 30cm [54]. Über die Qualität

und Interpretierbarkeit der Aufnahmen entscheidet die korrekte Positionierung des Patienten. Diese erfolgt durch die am Gerät installierte Aufbisslehre bzw. Kinnstütze und einem vertikalen und horizontalen Lichtvisier. Zur richtigen Einstellung des Patienten lässt man diesen in die Aufbisslehre beißen oder führt ihn mit dem Kinn entsprechend an die dafür vorgesehene Stütze. Wichtig ist hierbei, dass der Unterkiefer nicht seitlich verschoben ist, was eine asymmetrische Unterkieferstellung zur Folge hätte. Anschließend wird der Kopf des Patienten mittels des vertikalen Lichtvisiers an der Mediansagittalebene und des horizontalen Lichtvisiers entlang der Frankfurter Horizontalen ausgerichtet. Die Aufnahme erfolgt in inzisaler Kopfbissstellung, um die Darstellung der Frontzahnregion zu verbessern [47, 64].

Die Strahlenexposition für den Patienten ist niedriger als bei anderen tomographischen Röntgenmethoden in der Zahnmedizin, wie z.B. dem CT oder dem DVT [60].

Das OPG hat neben seinen Vorteilen aber auch einige Nachteile. Da sind z.B. die fehlende Reproduzierbarkeit der Aufnahme, welche eine optimale Diagnostik und die daraus resultierende Therapie im Vergleich zu den 3D Techniken erschweren [12]. Dem OPG fehlt auch die räumliche Information in Bezug auf die orthoradiale Ebene, das bedeutet, es gibt keinerlei Informationen über das Knochenangebot in vestibulo-lingualer Richtung. In Bezug auf die dentale Implantologie fehlt zum Beispiel die klinisch wichtige Information, ob konkave Grenzflächen des Knochens eine Implantation unmöglich machen [37].

Beim OPG sind ebenfalls geometrische Abbildungsfehler unvermeidbar. Das Ausmaß der Vergrößerungsungenauigkeit ist mit unterschiedlichen Referenzkörpern, Metallkugeln, Schrauben, Drähten, Gittern und Nägeln dargestellt worden [2]. Im OPG zeigen sich unterschiedliche Vergrößerungen in unterschiedlichen Kieferbereichen. So fanden PHILLIP und HURST Vergrößerungen von 22,5% bis



28% [2]. THANYAKARN ET. AL beschrieb eine Vergrößerung der ersten Molaren im Oberkiefer von 17%- 28% im Vergleich zu einer Vergrößerung der Prämolaren im Unterkiefer von 13%- 15% [2].

Es gibt auch Autoren, wie z.B. FREI ET. AL die das OPG in Kombination mit einer einhergehenden klinischen Voruntersuchung bei der Implantatplanung als ausreichend ansehen [15]. Sie wird durchaus als Basisdokumentation angesehen, welche durch weitere Projektionen ergänzt werden kann [53].

## **2.3 Die Computertomographie (CT)**

Die Computertomographen (CT) sind seit ihrer klinischen Einführung durch Godfrey und Hounsfield 1972 die wichtigste Erfindung in der Röntgentechnik seit Entdeckung der Röntgenstrahlen [24].

Die Geräte der ersten Generation waren ausschließlich für Untersuchungen des Schädels geeignet, doch durch die stetige Weiterentwicklung, konnten mit der Entwicklung der Schleifringtechnologie auch Aufnahmen aller Körperbereiche in wenigen Sekunden erreicht werden. KALENDER und VOCK führten 1990 den Spiral- CT ein, der durch die Weiterentwicklung zur Mehrschicht- Spiral- CT einen Entwicklungsschub erhielt [27].

Die Computertomographie ist eine Weiterentwicklung der ursprünglichen Tomographieverfahren. Mit Hilfe von computerunterstützter Technologie wurde das ausschließlich mechanische Konzept der Orthopantomographie erweitert. Das CT stellt das erste vollständig digitale Schnittbildverfahren dar [17].

Das klassische Summationsröntgenbild entsteht durch die Überlagerung der im Strahlengang hintereinander liegenden Objektstrukturen. Beim CT liegt die Grundlage einer computerunterstützten Schnittbildherstellung darin, die räumliche

Verteilung einer physikalischen Eigenschaft des zu untersuchenden Objektes aus unterschiedlichen Richtungen zu messen und daraus überlagerungsfreie Bilder zu berechnen. Durch ein Detektorsystem jenseits des Messobjektes wird die Intensität der Röntgenstrahlen erfasst. Anhand des Verhältnisses zur Primärstrahlung wird die Schwächung jedes Strahls durch das Objekt berechnet. Es werden also mit Hilfe spezieller Sensoren so viele Daten der dazustellenden Körperregion aus verschiedenen Richtungen gesammelt, dass die räumlichen Beziehungen der absorbierenden Strukturen bestimmt und, nach Berechnung durch inverse Radon-Transformation, dargestellt werden können [17]. Durch die Reproduzierbarkeit der so erhaltenen Daten ist eine in der Medizin unverzichtbare Feindiagnostik möglich [45, 69].

Je mehr Messungen aus unterschiedlichen Richtungen, desto größer sind die Anzahl und der Informationsgehalt der einzelnen Bildelemente, denn für die Bildqualität und Auflösung ist die Anzahl der Schwächungsmessungen aus unterschiedlichen Richtungen entscheidend. Somit können also Bildinformationen über einen Querschnitt durch den Patienten erhoben werden, ohne dass Überlagerungen entstehen [45, 48]

Heutige CT Geräte (4.Generation) nutzen einen Röntgenstrahl mit Fächergeometrie, um das Untersuchungsobjekt schichtweise zu erfassen [28].

Es werden vier verschiedene Abtastsysteme unterschieden. Bei den Geräten der ersten Generation handelt es sich um Einzel- Detektor- Rotations- Translations- Scanner. Hier tastet ein eingeblendeter Röntgenstrahl den Körper in 180 Winkelschritten zu  $1^\circ$  ab und wird in der gegenüberliegenden einzelnen Detektorkammer registriert [17]. Bei den Geräten der 2. Generation (Mehr- Detektor- Rotations- Translations- Scanner) erfasst ein kontrastiertes Röntgenstrahlbündel oder ein Fächerstrahl mittels eines mehrkammrigen (5-50 Kammern) Detektorsystems die

Daten. Diese Geräte wurden bereits in den 70iger Jahren abgelöst. Die Geräte der 3. Generation bestehen aus einem Rotations-Scanner mit beweglichem Detektorsystem. Hier durchdringt ein breiter Fächerstrahl die gewünschte Region und wird entsprechend geschwächt von einem aus 100 bis 1000 Einheiten bestehenden Detektorfeld erfasst [17]. Bei den Geräten der 4. Generation erfasst ein Fächerstrahl, wie oben bereits erwähnt, das gesamte Objekt. Dieses Gerät arbeitet mit stationären Detektoren und einem Detektorring mit 300 bis 4000 Detektoren. Die beschriebenen Techniken unterscheiden sich durch die Dauer des Scanvorgangs [69]. Des Weiteren werden Scanner der 4. Generation für die Spiraltechnik, wie sie heute weit verbreitet ist benötigt [30]. Hier erfolgt während des Scans gleichzeitig ein Vorschub des Tisches, so können Schichtsprünge und Partialvolumeneffekte durch angeschnittene Strukturen darüber oder darunter liegender Abschnitte, welche in die dargestellte Schicht hineinragen, minimiert werden [47].

Bei der Anfertigung einer Computertomographie sind kurze Abtastzeiten nötig um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Es wurden aus diesem Grund langsame Detektorsysteme mit alternierend gegenläufigen Drehbewegungen durch schnellere, Dauerrotierende Detektorsysteme ersetzt. Einem Computersystem, welches an dem System angeschlossen ist, werden die erfassten Daten zugeführt und mit Hilfe komplexer Rechenvorgänge erfolgt die Bildberechnung [69].

Das CT in der Zahnmedizin und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie ist aus strahlenhygienischen Gründen nur mit der richtigen Indikationsstellung, d.h. bei komplexen Fragestellungen des Gesichtsschädels und in der Tumordiagnostik anzuwenden [16]. Auch aus dem Grund, dass die Computertomographie durch ihre relativ hohe Strahlenbelastung zur gesamten Strahlenbelastung der Bevölkerung beiträgt, muss die Indikation zur Anfertigung kritisch gestellt werden [6]. CT-Untersuchungen führen zu ca. 35% der medizinisch bedingten Strahlenbelastung der

Bevölkerung, obwohl ihr Anteil an Röntgenuntersuchungen nur 3% beträgt [7, 18, 31, 51]. Die Strahlenbelastung kann aber um 50- 75% gesenkt werden, wenn man eine Reduktion der vom Hersteller empfohlenen Werte für die Röhrenstromstärke und die Aufnahmezeit (das Produkt ist der Strahlendosis direkt proportional) vornimmt, und das ohne Einschränkung der Genauigkeit in der Darstellung [51].

## **2.4 Die digitale Volumentomographie (DVT)**

Diese Aufnahmetechnik sollte die hohe Strahlenbelastung der Computertomographie vermeiden [8, 55]. SUOMALAINEN ET AL. führte dazu Versuche durch, sein Ziel war es die Dosiswerte des Multislice- CT den Dosiswerten der Digitalen Volumentomographie anzugleichen. Das Ergebnis dieser Versuche war eine signifikante Verschlechterung der Darstellungsgenauigkeit von Multislice- CT gegenüber dem DVT [65].

Durch andere Autoren konnten ebenfalls vergleichbare DVT- Dosiswerte durch eine Reduktion der Röhrenstromstärke bei CT- Geräten nachgewiesen werden. Allerdings führte dieses immer zu einer Verschlechterung der Bildqualität [60].

Durch die Digitale Volumentomographie ist eine Reduktion der Strahlenbelastung ohne großen Verlust der Darstellungsgenauigkeit im Vergleich zum konventionellen CT möglich [54]. Es ist möglich eine bis zu 15- fache Reduktion der CT- Werte durch die DVT Technik zu erreichen [55]. Beim Arcadis Orbic 3D ist die Strahlenexposition deutlich niedriger als bei einem konventionellen Röntgenstatus und nur geringfügig höher als bei einer konventionellen PSA [23].

Grundlage der DVT- Technik ist die Weiterentwicklung vom Parallelstrahl- zum Fächerstrahltomographen. Dieser Entwicklungsschritt brachte zwei wichtige Vorteile: eine höhere Akquisitionsgeschwindigkeit und eine bessere Ausnutzung der

Röhrenleistung. Die höhere Akquisitionsgeschwindigkeit macht es möglich, dass während der Umdrehung des Abtastsystems um den Patienten für die Parallelverschiebung das System nicht wie beim CT-Verfahren stoppen muss. Die DVT-Technik weist gegenüber dem CT-Verfahren einen höheren Nutzungsgrad der Röntgenleistung auf [72].

Bei der digitalen Volumentomographie wird das stationäre Objekt im Gegensatz zum herkömmlichen CT durch eine einmalige Rotation von  $360^\circ$  mit einem kegelförmigen Strahlenbündel (Cone-beam-Technik) erfasst. Es werden in einem Abstand von je einem Grad insgesamt 360 Einzelprojektionen durchgeführt [19, 68].

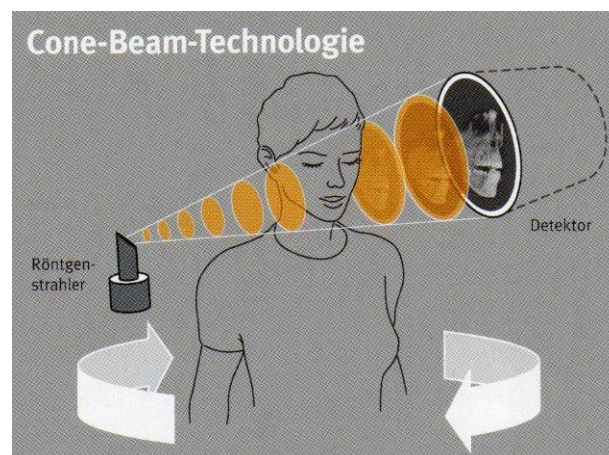


Abbildung. 1:  
Darstellung des Kegelförmigen Strahlenbündels.

Ein mit der Kegelstrahlrekonstruktion grundsätzlich verbundenes Problem ist, dass Details, eines aufzunehmenden Objektes immer in Abhängigkeit von ihrem jeweiligen Abstand zur Zentralachse (Rotationszentrum) des Bildgebenden Systems auf unterschiedliche Detektorelemente abgebildet werden. Die Daten, welche ein Detektorelement in einem kompletten Umlauf erfasst, repräsentieren keine ebene Schicht mehr. Umso größer der Kegelwinkel ist, desto mehr tragen Strukturdetails

anderer Schichten zum Signal bei und umso mehr potentielle Inkonsequenzen ergeben sich [72].

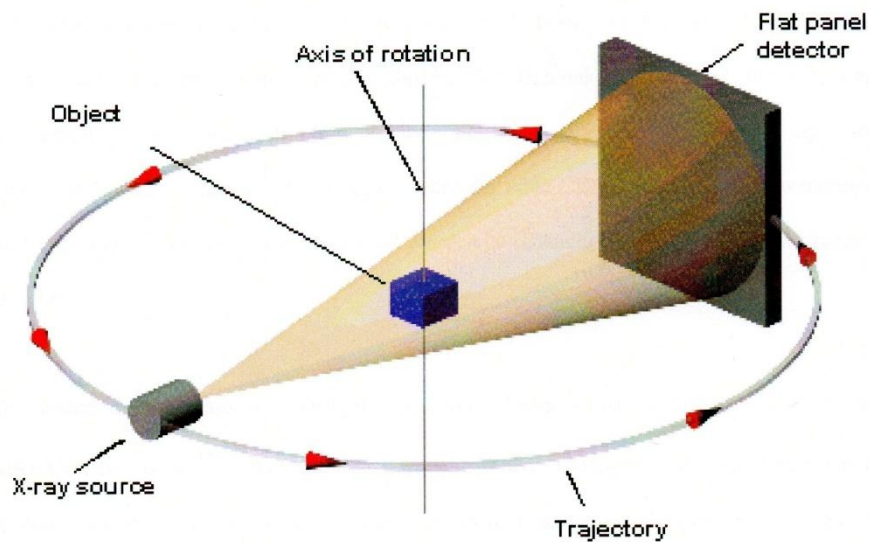


Abbildung 2: Aus einer Anzahl von Projektionsaufnahmen mit kegelförmigen Röntgenstrahlbündeln, die aus verschiedenen Winkelpositionen auf ein Isozentrum ausgerichtet sind, wird ein dreidimensionaler Datensatz errechnet.

Der am häufigsten verwendete Kegelstrahl- Rekonstruktionsalgorithmus ist der 1984 entwickelte Feldkampalgorithmus von *L.A. Feldkamp, L.C. Davis und J.W. Kress* [72].

Die Idee dieser Kegelstrahlrekonstruktion ist es, jede fächerförmige Fläche im Kegelstrahl, die immer durch die Röntgenquelle und eine Detektorzeile definiert ist, unabhängig voneinander so zu behandeln als ob man eine zweidimensionale Fächerprojektion hätte.

Die 3D- Bildrekonstruktion basiert somit auf einer Vielzahl von 2D- Bildrekonstruktionen. Bereits 1984 waren die notwendigen Bildrekonstruktionsalgorithmen vorhanden, aber die entsprechenden Detektorsysteme fehlten. Deshalb war man lange Zeit nicht in der Lage, Kegelstrahlssysteme für medizinische Anwendungen zu realisieren. Eines der größten Probleme ist, dass die sehr großen Datenmengen, schnell von dem rotierenden Abtastsystem, zur weiteren Verarbeitung nach außen übertragen werden müssen.

Heute sind dennoch, sowohl im Bereich der konventionellen C-Bogen- Systeme, als auch im Bereich der CT- Systeme, Geräte entwickelt worden, welche die Kegelstrahlgeometrie für die 3D- Bildrekonstruktion nutzen.

Bei CT- Geräten sind es die Multiarraysysteme (=Mehrzeilen) bzw. Volumen- CTs, bei C- Bögen spricht man von isozentrischen Systemen. Hier bewegen sich die Röntgenquelle und der Bildempfänger um einen festen Drehpunkt [72].

Weitere Vorteile der Anwendung der Digitalen Volumentomographie erkannte SCHERER ET AL. Zum Beispiel können im Rahmen von Sekundärrekonstruktionen wichtige Zusatzfunktionen ausgeführt werden, ähnlich wie beim CT beschrieben. Diese Zusatzfunktionen sind z.B. die Bildoptimierung, Längen- und Winkelmessungen, Vermessungen von Distanzen im Raum, farbliche Markierungen von anatomischen Strukturen und auch die Übertragung dieser Farbmarkierungen in allen Ebenen. [58].

Die DVT ist nach der Novellierung der Röntgenverordnung vom 01. 07. 2002 ein dreidimensionales Bildgebendes Verfahren der Zahnheilkunde [49].

DVT- Geräte werden derzeit von verschiedenen Herstellern angeboten. In vorliegender Arbeit kamen das Arcadis Orbic 3D der Firma Siemens Medical

Solutions (Erlangen, Deutschland) und das von Sirona entwickelte Galileos System zum Einsatz.



## 3 Material und Methoden

### 3.1 Verwendete Präparate und Vorgehensweise

Zur Untersuchung der Darstellungsgenauigkeit der unterschiedlichen Röntgen-Systeme wurden zwei maszerierte Skelettschädel verwendet, welche uns Herr Prof. Püschel aus dem Institut für Rechtsmedizin des Universitätskrankenhauses Hamburg Eppendorf zu Verfügung stellte. Die maszerierten Schädel wurden mit verschiedenen Röntgentechniken untersucht (C-Bogen Arcadis Orbic 3D, Galileos DVT, CT MX 8000 von Phillips, PSA Orthophos XG). Zu weiteren Evaluation wurden die Datensätze ins DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) - Format exportiert und in die Leonardo Syngo 2004A VD10B SL10P54 Workstation (Merge Technologies Inc., Milwaukee, WI, USA) importiert. Hier erfolgte die Auswertung der Daten. Untersucht wurden verschiedene Parameter wie z.B. Längenabmessungen an exakt definierten Messpunkten und die Längendarstellung von Zahnimplantaten welche in die Präparate inseriert wurden. Als Betrachtungsmonitor fungierte der SCD 1897-M von Medical Solutions. Die Auswertung der Datensätze erfolgte stets in der Projektion, in welcher sich die untersuchte Region an der Bildschirmoberfläche am Längsten darstellte. Es wurden mit einer Unterbrechung von je einer Woche pro Längenmessung drei Messwerte erhoben. Es erfolgte ebenfalls eine Abmessung dieser Messpunkte direkt an den maszerierten Schädeln mithilfe einer Präzisionsschieblehre Münchner Modell (REF 042- 751-00) der Firma Dentaforum. Diese sogenannten Goldstandartmessungen wurden im Anschluss statistisch mit den 3D und 2D Röntgenmessungen verglichen.

## **3.2 Durchführung der dentalen Implantation an der Mandibula.**

### **3.2.1 Anatomie der Mandibula**

Am Corpus mandibulae wird ein Zahntragender Teil und der Basalbogen unterschieden.

Die Basis mandibulae des UK ist etwas weiter gespannt als der der OK. Außen findet man vorn, den Kinnvorsprung, Protuberantia mentalis, an dessen unteren Rand erhebt sich beiderseits ein Kinnhöcker, Tuberculum mentale, der bei Männern stärker ausgebildet ist als bei Frauen. Das Foramen mentale, durch welches der N. mentalis (Druckpunkt des dritten Trigeminasastes) und die A. mentalis (Endast der A. alveolaris inferior) hindurchtreten liegt unter dem zweiten Prämolaren. Hinter den ersten Molaren beginnt an der Außenfläche eine schräge Linie, Linea obliqua, die in die vordere Kante des Ramus mandibulae übergeht. An der Innenseite findet man im Kinnbereich die Spina mentalis, ein kleiner Knochensporn, hier entspringen der M. genioglossus und der M. geniohyoideus. Seitlich und unterhalb davon liegt ein flaches Grübchen, Fossa digastrica, hier setzt der vordere Bauch des M. digastricus an. Nach hinten steigt in schräger Richtung die Ursprungslinie des Mundbodenmuskels, Linea mylohyoidea, auf. Oberhalb dieser Linie befindet sich vorn eine flache Grube zur Anlagerung der Unterzungspeicheldrüse, Fovea sublingualis, und unterhalb von ihr im hinteren Abschnitt eine Vertiefung für die Unterkieferspeicheldrüse, Fovea submandibularis.

Die Pars alveolaris enthält die Zahnfächer, Alveoli dentales. Sein bogenförmiger Rand, Arcus alveolaris, folgt nicht ganz der Krümmung des Basalbogens. Die hinteren Enden sind stärker nach innen gebogen. Der vordere Rand des

aufsteigenden Astes beginnt daher auch nicht hinter dem Alveolarteil, sondern seitlich von diesem, an der Linea obliqua. Die Pars alveolaris (Geflechtknochen) besteht aus einer äußeren und inneren Knochenlamelle, die durch Knochenkämme, Septa interalveolaria, miteinander verbunden sind. Im Gebiet der Zweiwurzigen Molaren werden die Alveolen durch Septa interradicularia unterteilt. An der Außenfläche findet man die Juga alveolaria, längliche senkrecht stehende Vorwölbungen die den Zahnwurzeln entsprechen.

### **3.2.2 Implantation der Straumann Implantate in die Mandibula**

Es wurden insgesamt 9 Standard Schraubenimplantate der Länge 10mm der Firma Straumann inseriert. In einem Unterkiefer wurden im Seitenzahnbereich in den Regionen 46, 47, 48, 36, 37, 38 insgesamt 6 Implantate inseriert, im zweiten Unterkieferkörper fanden aus anatomischen Gründen lediglich drei Implantate in den Regionen 33, 45, 46 Platz siehe Abbildung 3.



Abbildung 3:  
PSA mit Darstellung der inserierten Implantate li. Schädel 1 re. Schädel 2.

Das Straumann Standard Implantat hat eine 2,8 mm hohe Schulter. Dieses zylindrische Implantat gibt es mit enossalen Durchmessern von 3,3 mm, 4.1 mm und 4,8 mm. In der vorliegenden Arbeit wurden Implantate mit einem Durchmesser von 4.1 mm verwendet.

Das Setzen der Implantate erfolgte nach dem von Straumann empfohlenen Verfahren: Zu Beginn erfolgte die Grundlegende Präparation des Implantatbetts mit Max. 800 U/min, hierbei wurde zunächst der Kieferkamm mit einem Rosenbohrer geglättet und ein wenig reduziert, dadurch erhält man eine plane und ausreichend breite Knochenoberfläche. Anschließend wurde die Implantationsstelle mit dem Rosenbohrer  $\varnothing$  1,4mm markiert. Danach erfolgte die Präparation des Implantatbetts mit Pilot- und Spiralbohrern entsprechend des gewählten enossalen Implantatdurchmessers. Zuerst wurde die Implantatachse mit dem Pilotbohrer  $\varnothing$  2,2mm durch Bohren bis zu einer Tiefe von etwa 6mm markiert und mit der Tiefenlehre überprüft. Dann erfolgte die Präparation bis zur endgültigen Präparationstiefe. Bei der Erweiterung des Implantatbetts wurde mit 600 U/min gearbeitet, es folgte die Erweiterung mit dem Pilotbohrer  $\varnothing$  2,8mm und  $\varnothing$  3,5mm. Für ein Implantat, mit dem wie in dieser Arbeit verwendeten Durchmesser von 4.1mm, endet hier die grundlegende Präparation. Zum Schluss erfolgte noch die Feinpräparation des koronalen Teils des Implantatbetts mit dem Profilbohrer bei Max. 400 U/min. Jetzt konnte die Insertion des Implantats mit der Ratsche erfolgen. Nach endgültiger Positionierung wurde das Implantat mit einer Verschlusschraube versehen.

### **3.3 Anfertigung der Röntgenbilder**

Von den zwei maszerierten Skelettschädeln wurden jeweils ein CT, DVT, eine C-Bogen Aufnahme und Panoramaschichtaufnahmen in verschiedenen Einstellungen (Normeinstellung, Ventralneigung, Dorsalneigung, Ventralverschiebung, Dorsalverschiebung, seitliche Kippung der Kopfes, Drehung des Kopfes aus der Medianen) angefertigt. Zur Anfertigung der Computertomographie wurde das CT Phillips Mx8000 (4- Zeiler CT) verwendet, das DVT wurde mit dem Gerät Sirona

Galileos, die C- Bogen Aufnahme mit dem Arcadis Orbic 3D von Siemens und die Panoramaschichtaufnahmen mit dem Orthophos XG von Sirona angefertigt.

Für die PSA- Aufnahmen und für die Aufnahmen am Galileos DVT stand eine spezielle Kunststoffschale aus der röntgenologischen Abteilung des Universitätskrankenhaus Eppendorf zur Verfügung, mit welcher es möglich war, den mobilen UK an der Schädelbasis zu fixieren und dann den gesamten Schädel mittels eines Stativs in das Röntgengerät zu positionieren. Es wurde darauf geachtet, dass das Caput mandibulae in Kontakt mit der Fossa temporalis steht. Beide Aufnahmetechniken werden am stehenden Patienten durchgeführt. Die C-Bogen und CT Aufnahmen finden am liegenden Patienten statt. Hier wurden die Schädel in die systeminhärenten Kopfschalen positioniert und der UK so fixiert, dass das Caput mandibulae auch hier Kontakt zur Fossa temporalis hat.



Abbildung 4:  
Schädel in Position für die Digitale Volumentomographie.

Folgende Aufnahmeparameter wurden bei der Panoramaschichtaufnahme für Schädel 1 mit dem Orthophos XG verwendet: Röhrenspannung 64 kV, Röhrenstrom 8mA, Strahlzeit 13963 ms, Stativhöhe 1376 cm, Schläfenweite mittel, Stirnstütze 54mm, Kieferform normal. Die Aufnahmeparameter bei der

Panoramaschichtaufnahme für Schädel 2 mit dem Orthophos XG waren: Röhrenspannung 64 kV, Röhrenstrom 8mA, Strahlzeit 14063 ms, Stativhöhe 1373cm, Schläfenweite groß, Stirnstütze 41mm, Kieferform normal.

Die Aufnahmeparameter für das DVT an Schädel 1 mit Sirona Galileos waren: Röhrenspannung 85 kV, Röhrenstrom 7mA, Strahlzeit 3000 ms, Stativhöhe 1382cm. Für Schädel 2 galten folgende Parameter: Röhrenspannung 85 kV, Röhrenstrom 7mA, Strahlzeit 2000 ms, Stativhöhe 1382cm. Je Untersuchung wurde rechnergestützt ein dreidimensionaler Datensatz mit der Software Galileos 1.6 von Sidexis rekonstruiert.

Folgende Aufnahmeparameter wurden bei der Computertomographie für Schädel 1 und 2 mit dem Phillips Mx 8000 (4-Zeiler) verwendet: Voltage 120 kV, Current 30 mA, Slice Dicke bzw. Überlappung 1,3 bzw. 0,6mm.

Die Aufnahmeparameter für die C-Bogen Aufnahmen mit dem Arcadis Orbic 3D lauteten wie folgt: Für Schädel 1 und 2: Voltage 100kV, Current 2,3 mA bei 100 einzelnen Projektionsaufnahmen, Slice Dicke 0,475mm. Scandauer 32s.

### 3.3.1 3D Röntgen mittels Arcadis Orbic 3D

Die Untersuchungen wurden mit dem Arcadis Orbic 3D der Firma Siemens Medical Solutions (Erlangen, Deutschland) durchgeführt.

In der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund-, und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Hamburg Eppendorf wurde weltweit das erste System der neuen C- Bogen Generation zur Gesichtsschädeldiagnostik in Betrieb genommen. Arcadis Orbic 3D bietet neben der besseren Bildqualität mehr Leistung und schnellere Scanzeiten als sein Vorgängermodell. Die zu durchleuchtende Körperregion wird mit Hilfe der Lichtvisiere im Isozentrum positioniert. Über einen Fußschalter wird der automatische 190°- Scan ausgelöst. Der mobile C- Bogen Arcadis Orbic 3D zeichnet sich durch sein isozentrisches Design und die 190 ° Orbitalbewegung aus. Das Basissystem besteht aus einem isozentrischen C- Bogen mit integrierter Röntgenröhre, dem ein 9- Zoll Bildverstärker gegenüberliegt.

Innerhalb von 30 bzw. 60 Sekunden werden 50 bzw. 100 2D Bilder in 1024x 1024 pixel (1K<sup>2</sup>) Auflösung aufgenommen. Simultan zum laufenden Scan wird der 3D- Bilddatensatz berechnet und synchron am Monitor dargestellt. Bereits während der Aufnahme kann die korrekte Lage des rekonstruierten Datensatzes mit verfolgt werden. Nach Beendigung des Scans sind die 3D- Bilddaten sofort verfügbar. Die 3D- Bilddaten werden als multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) in koronaler, sagittaler und axialer Projektion dargestellt. Unmittelbar nach der Datenaufnahme kann der rekonstruierte 3D- Datensatz am Flachbildschirm in allen drei Raumrichtungen betrachtet, individuell ausgerichtet und bewertet werden. Diese 3D Datensätze können in multiplanaren Rekonstruktionen (MPR) oder dreidimensionalen Rekonstruktionen wie das surfaces shaded display (SSD) und die volume rendering technique (VRT) visualisiert werden.

Das besondere am C- Bogen ist, dass die Aufnahmen am liegenden Patienten durchgeführt werden, und nicht wie beispielsweise beim Galileos DVT in stehen.

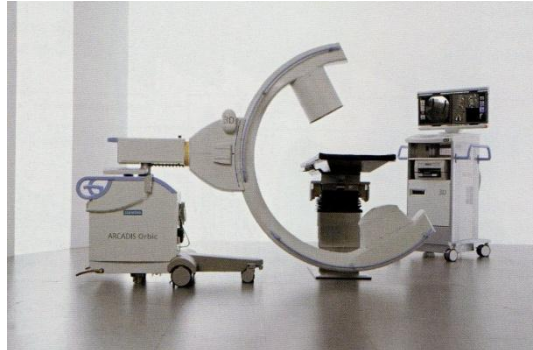


Abbildung 5:  
C-Bogen (mit freundlicher Genehmigung der Siemens Medizintechnik AG)

### **3.3.2 DVT mittels Sirona Galileos**

Galileos ist eine Röntgeneinrichtung die mit Hilfe der 3D- Cone Beam- Technologie mit einem einzigen 3D- Scan zum dentalvollständig diagnostizierbaren Volumen führt. Das dental vollständig diagnostizierbare Volumen von einer Milliarde Voxel erstreckt sich von der Nasenspitze bis zur Kinnschuppe und zu den Kiefergelenken. Der Galileos Röntgendetektor erfasst während des 14 Sekunden dauernden Scans 200 einzelne Röntgenaufnahmen. Durch den gepulsten, kegelförmigen Strahl beträgt die reine Belichtungszeit ca. 2- 6 Sekunden.



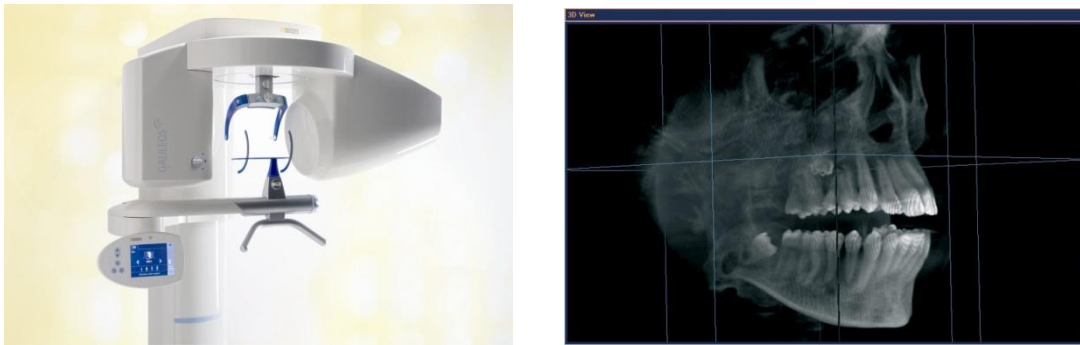


Abbildung 6:  
Links: Galileos DVT links. Rechts: dentalvollständiges Volumen.

### 3.3.3 CT mittels Phillips Mx8000 (4- Zeiler CT)

Mit dem Mehrschicht- Computertomographen Mx8000 von Phillips kann man 16 Schichten erfassen.

Die Erfassung und Assimilation komplexer 16- Schicht- Bilder wird durch eine spezielle integrierte digitale Schaltung innerhalb der Detektorgruppe des Mx8000 ermöglicht. Damit lassen sich Datengeschwindigkeiten im Gigabit- pro- Sekunde- Bereich erzielen. Analoge Detektorsignale werden direkt in digitale konvertiert, wodurch sich das Rauschen erheblich reduziert. Dies wiederum verringert die notwendige Strahlendosis und steigert die Bildqualität.



Abbildung 7:  
Phillips MX 8000.

### 3.3.4 PSA mittels Orthophos XG

Bei dem digitale Panoramaröntgengerät ORTHOPHOS XG<sup>plus</sup> von Sirona sind nur zwei Ebenen zu justieren, die midsagittale Ebene und die Frankfurter Horizontale.

Sobald sich die Frontzähne des Patienten in der Einkerbung des Aufbisses befinden, sind sie bereits in der Schicht (den die Einkerbung ist der Referenzpunkt für die Umlaufbahn).

Der Orthophos passt automatisch den Schichtverlauf an die Kieferweite des Patienten an (ermittelt durch die Schläfenstütze), damit die Molaren in der Schichtmitte liegen, d.h. in der Zone der maximalen Schärfe. Durch die 3- Punkte-Fixierung ist die Lage des Patienten geometrisch bestimmt. Die genauen Positionierungsdaten werden gespeichert, sodass die Aufnahme reproduzierbar ist.



Abbildung 8:  
Orthophos XG.

### 3.4 Auswertung der Datensätze

Zur abschließenden Evaluation der Datensätze wurden diese ins DICOM- Format exportiert und in die Leonardo Syngo Workstation 2004A VD 10B SL 10P 54 (Merge Technologies Inc., Milwaukee, WI, USA) importiert. Als Betrachtungsmonitor fungierte der SCD 1897- M von Medical Solutions.

Die einzelnen Messungen der definierten Strecken und der Implantate, wurden mit einer Unterbrechung von je einer Woche dreimal wiederholt. Die Auswertung der Streckenmessungen erfolgte immer in der Position in der die darzustellende Region am längsten projiziert wurde. Die so erhobenen Messwerte wurden anschließend statistisch mit Goldstandardmessungen verglichen, welche direkt an der Schädeloberfläche mit der Präzisionsschieblehre Münchner Modell der Firma Dentaforum gemessen wurde. Die Implantatabmessungen wurden von der Insertion bestimmt.

Folgende Distanzen wurden an Schädel 1 ausgemessen, um später mit den ermittelten Werten der 3D-Röntgenaufnahmen verglichen zu werden:

- Limbus 11/12 zum Unterrand des foramen infraorbitale sinister
- Minimaler Abstand der medialen Orbitaränder
- Maximale Breite der apertura piriformis
- Durchmesser foramen infraorbitale links und rechts
- Äußerer und innerer Abstand der foramina infraorbitalia zueinander

- Innere Begrenzung foramen infraorbitale rechts zur äußeren Begrenzung des foramen infraorbitale links
- Implantatlänge Regio: 46, 47, 48, 36, 37, 38
- Durchmesser foramen infraorbitale links

Folgende Distanzen wurden an Schädel 2 ausgemessen, um später mit den ermittelten Werten der 3D-Röntgenaufnahmen verglichen zu werden:

- Limbus 11/12 zum Unterrand des foramen infraorbitale sinister
- Minimaler Abstand der medialen Orbitaländer
- Maximale Breite der apertura piriformis
- Durchmesser foramen infraorbitale links und rechts
- Äußerer und innerer Abstand der foramina infraorbitalia zueinander
- Innere Begrenzung foramen infraorbitale rechts zur äußeren Begrenzung des foramen infraorbitale links
- Implantatlänge Regio: 45, 46, 33
- Durchmesser foramen infraorbitale links und rechts

Folgende Distanzen wurden an Schädel 1 ausgemessen, um später mit den ermittelten Werten der Panoramaschichtaufnahmen verglichen zu werden:

- Länge der Implantate 46, 47, 48, 36, 37, 38
- Durchmesser Foramen mentale links

Folgende Distanzen wurden an Schädel 2 ausgemessen, um später mit den ermittelten Werten der Panoramaschichtaufnahmen verglichen zu werden:

- Durchmesser Foramen mentale rechts und links
- Länge der Implantate 45, 46, 33

### **3.4.1 Vorgehen bei den Messungen in der CT- Rekonstruktion**

Die Messungen der Strecken an der Schädeloberfläche erfolgten im SSD (surfaces shaded display Modus) die Messungen der Implantatlängen erfolgte in der CT UHR Spi- Rekonstruktion. Syngo besitzt zahlreiche Funktionen und Tools mit denen man die 3D Rekonstruktionen bearbeiten in alle Richtungen drehen, vergrößern und vermessen kann. Abb. 9 zeigt die Messung der maximalen Breite der Apertura piriformis im SSD Modus im Computertomogramm von Schädel 1, die Länge dieser Strecke wird unten rechts im Bildschirm angezeigt. Nach Setzen eines Messpunktes, konnte man diesen noch beliebig korrigieren. Darüber hinaus konnte die zu vermessende Region stark vergrößert werden (siehe Abb. 10), und so die knöchernen Begrenzungen sehr deutlich dargestellt werden. Die Messungen, welche bei Durchsicht des Schädels im so genannten CT UHR Spi- Rekonstruktionsmodus im CT vermessen wurden zeigen Abb. 1-3 am Beispiel der Längenmessung des Implantats Regio 46.

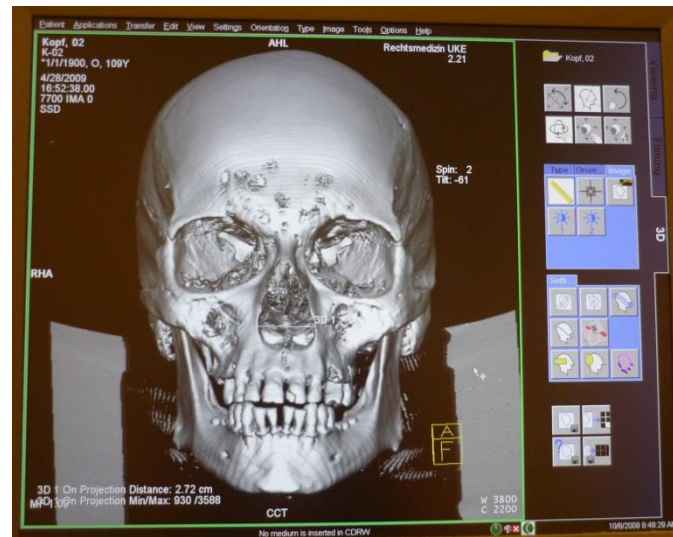


Abbildung 9: Darstellung der CT Rekonstruktion im SSD –Modus (Messung der Apertura piriformis)

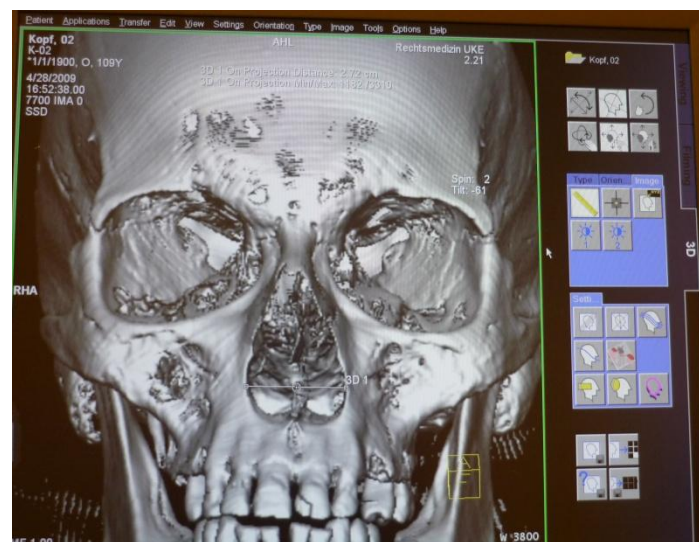


Abbildung 10: Messung der Apertura piriformis im CT (Vergrößerung):

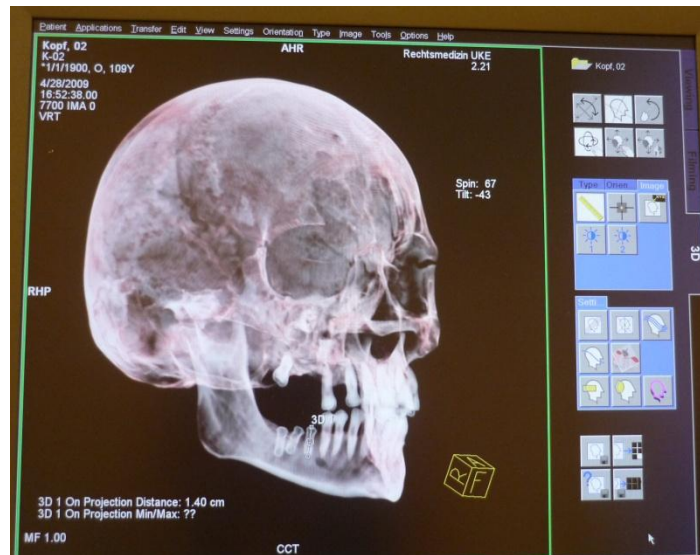


Abbildung 11: Darstellung der CT- Rekonstruktion im CT UHR Spi- Programm:

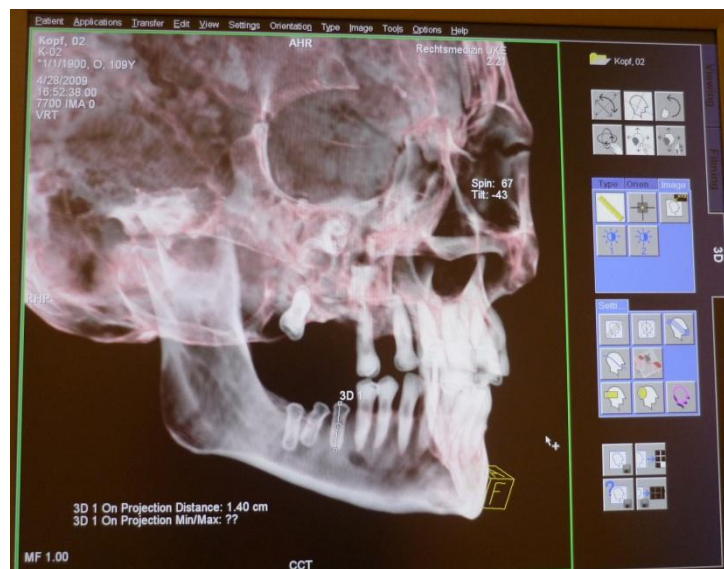


Abbildung 12: CT – Rekonstruktion im CT UHR Spi- Programm

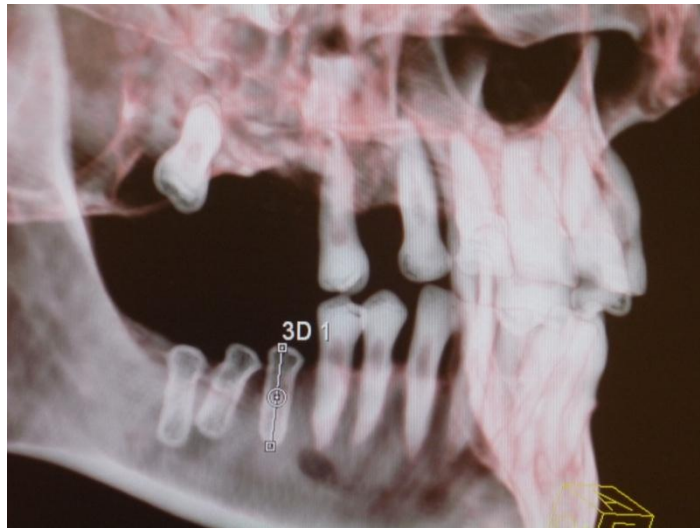


Abbildung 13: CT – Rekonstruktion im CT UHR Spi- Programm

### **3.4.2 Messungen in der DVT- Rekonstruktion**

Im folgenden werden die Rekonstruktionen für das DVT von Schädel 1 dargestellt, beispielhaft hier für die Messungen der maximalen Breite der apertura piriformis an der Schädeloberfläche im SSD- Modus und für die Implantatlängenmessung im CT UHR Spi- Modus für das Implantat Regio 46.



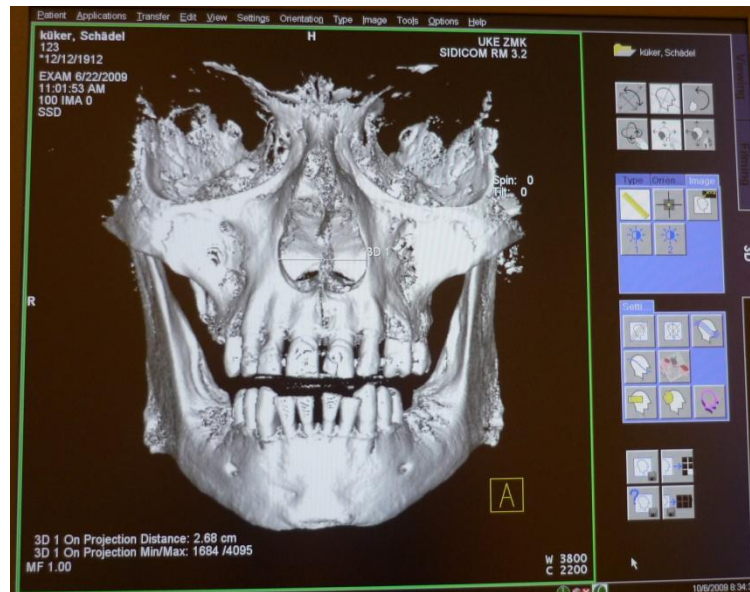


Abbildung 14: DVT- Rekonstruktion im SSD Modus



Abbildung 15: DVT- Rekonstruktion im CT UHR Spi- Programm

### 3.4.3 Messungen in der C- Bogen Rekonstruktion

Im Folgenden werden die Rekonstruktionen der C- Bogen Aufnahmen dargestellt. Auch hier beispielhaft für die Messung der maximalen Breite der apertura piriformis und der Implantatlänge Regio 46 an Schädel 1.

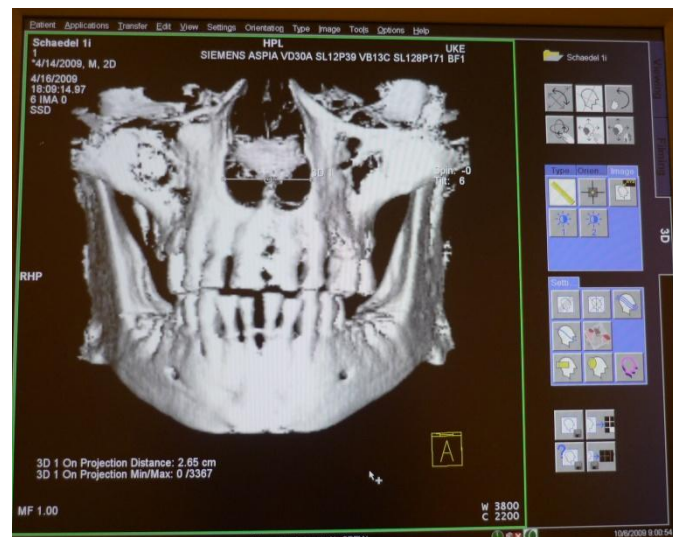


Abbildung 16: C- Bogen- Rekonstruktion im SSD Modus



Abbildung 17: C- Bogen- Rekonstruktion im CT UHR Spi- Programm

### 3.4.4 Messungen in den Panoramaschichtaufnahmen

Im Folgenden werden die verschiedenen PSA Aufnahmen in der Normeinstellung und den jeweiligen Fehleinstellungen aufgeführt. Bereits anhand dieser ist gut zu erkennen wie sich die Dimensionen in den Einstellungen verändern.



Abb 18: Normeinstellung der PSA



Abb 19: Dorsalkippung



Abb 20: Ventralkipfung



Abb 21: Ventralverschiebung





Abb 22: Dorsalverschiebung



Abb 23: seitliche Kippung



Abb 24: Drehung aus der medianen

## 4. Statistische Methoden und Fragestellungen

Die Daten wurden in Microsoft Excel 2007® eingegeben und mit dem Statistik-Programmpaket SPSS in der Version 11.0 ausgewertet. Für die Vergleiche mit dem Goldstandard wurden t-Tests für eine Stichprobe durchgeführt. Die diagnostischen Verfahren wurden mittels einfaktorieller Varianzanalysen verglichen. Als Post-hoc-Tests wurden Scheffé-Tests eingesetzt. Alle eingesetzten Verfahren gelten als robust gegen eine Verletzung der Normalverteilungsvoraussetzung.

Zur Überprüfung der Auswirkung der Verwendung der verschiedenen radiologischen Geräte kam folgendes Signifikanzniveau zur Anwendung:

$$p \leq 0,05 \quad \text{signifikant}$$

Alle durchgeführten Prozeduren folgen, soweit im Text nicht anders angegeben, der SPSS-Voreinstellung.

Die Untersuchung und Gegenüberstellung erfolgten hinsichtlich der folgenden drei Fragestellungen:

- Unterscheiden sich die Messergebnisse in den dreidimensionalen Röntgenaufnahmen vom Goldstandard.
- Unterscheiden sich die Messergebnisse in den Panoramaschichtaufnahmen vom Goldstandard.
- Sind Unterschiede in der Messgenauigkeit der dreidimensionalen Geräte untereinander erkennbar (Varianzanalyse).



# Ergebnisse

## 4.1 Allgemeines

Bei den Werten, die in diesem Kapitel miteinander verglichen werden, handelt es sich um die bei den Messungen ermittelten Mittelwerte der einzelnen Strecken zu den Referenzmessungen (Goldstandartmessungen).

## 4.2 Vergleich der Messwerte von CT, DVT und C- Bogen an der Schädelbasis

Eine Vergleichbarkeit wurde angenommen, wenn sich die Messverfahren in den eingesetzten t- Tests für eine Stichprobe vom Goldstandard nicht signifikant unterscheiden. Siehe Tabelle 1 und 2.

Berichtet wird der Mittelwert und der Standardfehler des Mittelwerts (SEM).

Die Messstrecke minimaler Abstand der medialen Orbitaränder in Schädel 1 und 2 und die Strecke Abstand vom Limbus 11/12 zum Unterrand Foramen infraorbitale sinister in Schädel 2 wiesen projektionsbedingt nur Messwerte für je 2 Röntgenverfahren auf.

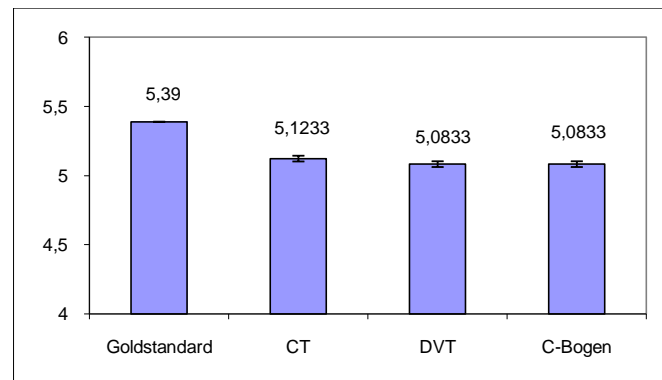
Tabelle 1: Vergleich t- Tests zum Goldstandard für die Basis an Schädel 1

| <b>Messpunkt</b>  | <b>CT</b> | <b>DVT</b> | <b>C-Bogen</b> |
|-------------------|-----------|------------|----------------|
| <b>11/12 UR</b>   | p= 0.020  | p= 0.020   | p= 0.020       |
| <b>Abst. OR</b>   | p= 0.044  | p= 0.020   |                |
| <b>Max A.p.</b>   | n.s.      | n.s.       | n.s.           |
| <b>DM F.i. li</b> | n.s.      | n.s.       | n.s.           |
| <b>DM F.i. re</b> | n.s.      | p= 0.016   | p= 0.010       |
| <b>ÄÄ F.i.</b>    | p= 0.018  | n.s.       | n.s.           |
| <b>IA F.i.</b>    | n.s.      | n.s.       | p= 0.048       |
| <b>IBreABli</b>   | n.s.      | p= 0.013   | n.s.           |

n.s. nicht signifikant

Tabelle 2: Vergleich t- Tests zum Goldstandard für die Basis Schädel 2

| <b>Messpunkt</b>  | <b>CT</b> | <b>DVT</b> | <b>C-Bogen</b> |
|-------------------|-----------|------------|----------------|
| <b>11/12 UR</b>   | p= 0.020  |            | n.s.           |
| <b>Abst. OR</b>   | n.s.      | n.s.       |                |
| <b>Max A.p.</b>   | p= 0.008  | n.s.       | n.s.           |
| <b>DM F.i. li</b> | n.s.      | n.s.       | p= 0.035       |
| <b>DM F.i. re</b> | p= 0.025  | p= 0.010   | p= 0.003       |
| <b>ÄÄ F.i.</b>    | p= 0.028  | n.s.       | n.s.           |
| <b>IA F.i.</b>    | p= 0.007  | p= 0.002   | p= 0.413       |
| <b>IBreABli</b>   | p= 0.195  | p= 0.157   | p= 0.128       |



**Anmerkungen: Goldstandard (gemessen mit der Präzisionsschieblehre direkt am Schädel)**

Abbildung 3.1: Abstand 11/ 12 zum Unterrand foramen infraorbitale sinister (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 3.1 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard in allen drei 3D Aufnahmen CT ( $p= 0.020$ ), DVT ( $p= 0.020$ ), C-Bogen ( $p= 0.020$ )

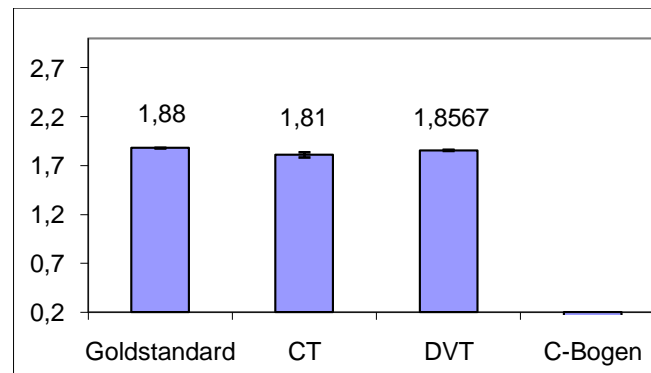


Abbildung 3.2: Minimaler Abstand der medialen Orbitalränder zueinander (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 3.2 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard im CT ( $p= 0.044$ ) und DVT ( $p= 0.020$ ) im C-Bogen waren Projektionsbedingt keine Messungen möglich.

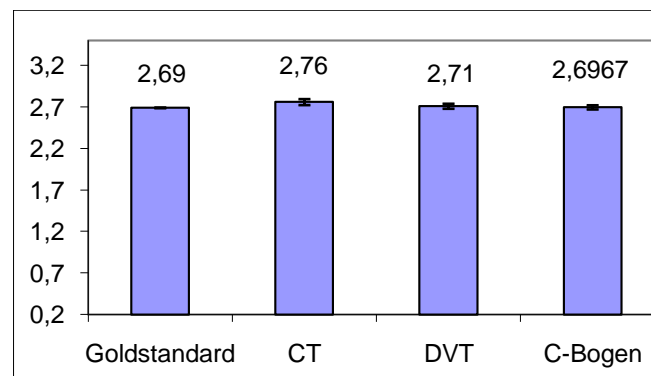


Abbildung 3.3: Maximale Breite der apertura piriformis (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 3.3 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe keine signifikanten Abweichungen vom Goldstandard in allen 3D Aufnahmen CT ( $p= 0.078$ ), DVT ( $p= 0.368$ ) und C-Bogen ( $p= 0.691$ ).

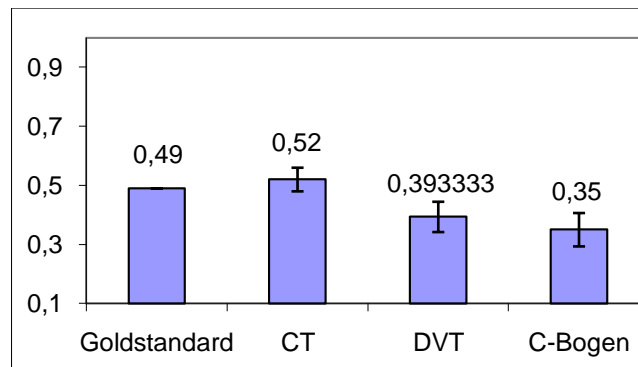


Abbildung 3.4: Durchschnittlicher Durchmesser des foramen infraorbitale links (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 3.4 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe keine signifikanten Abweichungen vom Goldstandard in allen drei 3D Aufnahmen CT ( $p=0.324$ ), DVT ( $p=0.082$ ), C-Bogen ( $p=0.177$ ).

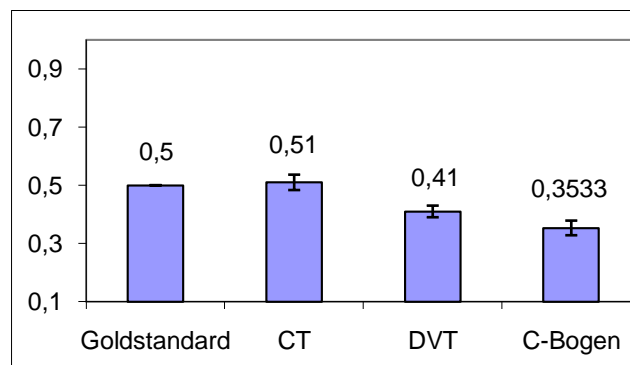


Abbildung 3.5: Durchschnittlicher Durchmesser des foramen infraorbitale rechts (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 3.5 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard im DVT ( $p=0.016$ ) und im C-Bogen ( $p=0.010$ ), keine signifikanten Abweichungen zeigten sich im CT ( $p=0.580$ ).

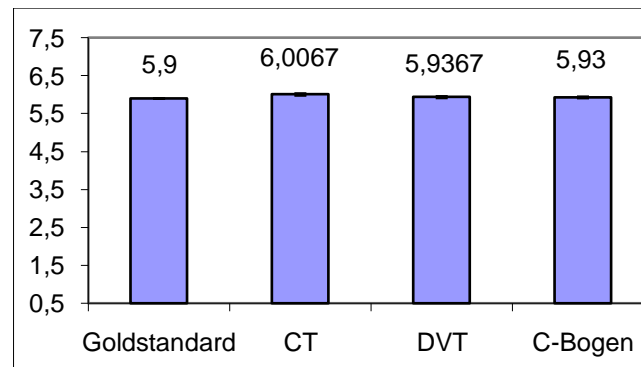


Abbildung 3.6: Äußerer Abstand der foramina infraorbitalia zueinander (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 3.6 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard im CT ( $p= 0.018$ ), keine signifikanten Abweichungen ergaben sich im DVT ( $p= 0.093$ ), C-Bogen ( $p= 0.095$ ).

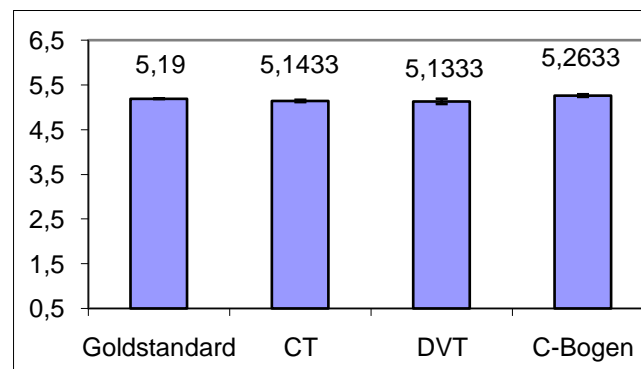


Abbildung 3.7: Innerer Abstand der foramina infraorbitalia zueinander (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 3.7 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard im C-Bogen ( $p= 0.048$ ), keine signifikanten Abweichungen zeigten sich im CT ( $p= 0.085$ ), DVT ( $p= 0.236$ ).

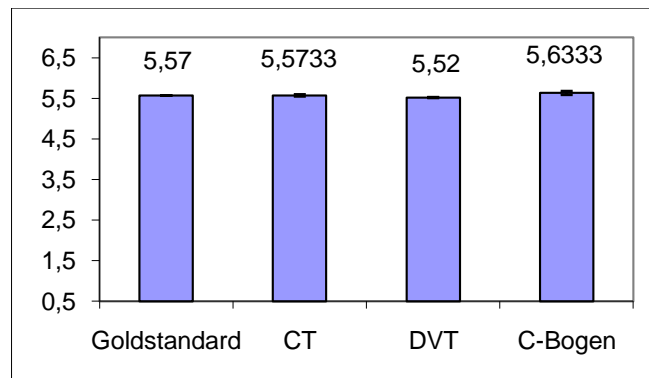


Abbildung 3.8: Innere Begrenzung foramen infraorbitale rechts zu äußerer Begrenzung Foramen infraorbitale links(3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 3.8 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard im DVT ( $p= 0.013$ ), keine signifikanten Abweichungen zeigten sich im CT ( $p= 0.840$ ), C- Bogen ( $p= 0.141$ ).

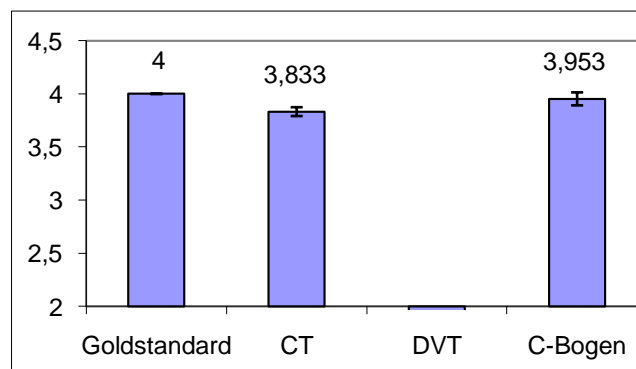


Abbildung 3.9: Abstand 11/ 12 zum Unterrand foramen infraorbitale sinister (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2

Wie Abbildung 3.9 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard im CT ( $p= 0.020$ ), keine signifikanten Unterschiede ergaben sich im C-Bogen ( $p= 0.317$ ). Im DVT konnte Projektionsbedingt keine Messung erfolgen.



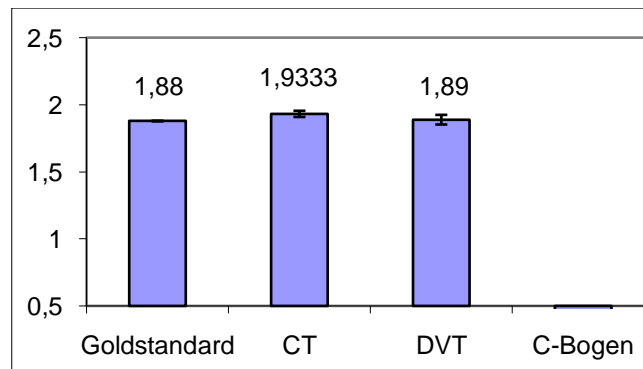


Abbildung 4.0: Minimaler Abstand der medialen Orbitalränder (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2

Wie Abbildung 4.0 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe keine signifikanten Abweichungen vom Goldstandard im CT ( $p= 0.057$ ), DVT ( $p= 0.678$ ). Im C- Bogen konnte Projektionsbedingt keine Messung erfolgen.

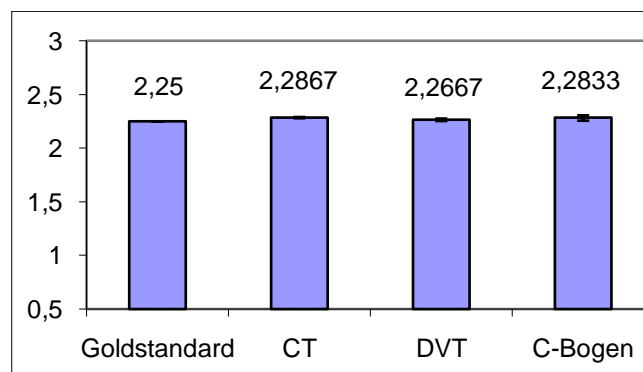


Abbildung 4.1: Maximale Breite der apertura piriformis (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2  
Wie Abbildung 4.1 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard im CT ( $p= 0.008$ ), keine signifikanten Unterschiede ergaben sich im DVT ( $p= 0.130$ ), und C-Bogen ( $p= 0.149$ ).

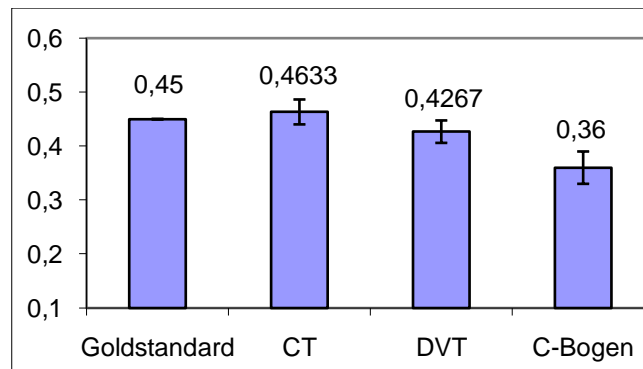


Abbildung 4.2: Durchmesser foramen infraorbitale links (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2  
Wie Abbildung 4.2 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Unterschiede im C-Bogen ( $p= 0.035$ ). Keine signifikanten Abweichungen vom Goldstandard ergaben sich im CT ( $p= 0.423$ ) und DVT ( $p= 0.192$ ).

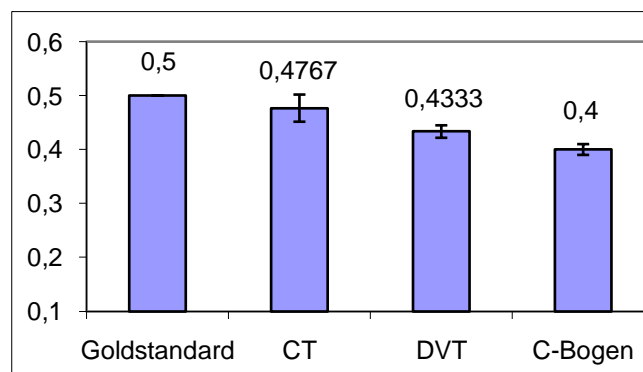


Abbildung 4.3: Durchmesser foramen infraorbitale rechts (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2  
Wie Abbildung 4.3 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard in allen drei 3D Aufnahmen CT ( $p= 0.025$ ), DVT ( $p= 0.010$ ), C-Bogen ( $p= 0.003$ ).

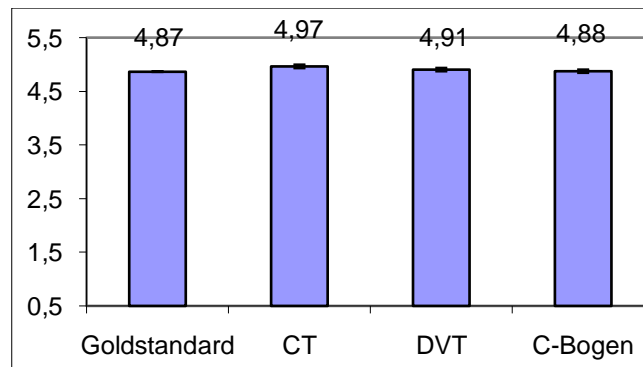


Abbildung 4.4: Äußerer Abstand der foramina infraorbitalia (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2

Wie Abbildung 4.4 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Unterschiede im CT ( $p= 0.028$ ). Keine signifikanten Abweichungen vom Goldstandard ergaben sich im DVT ( $p= 0.147$ ) und C- Bogen ( $p= 0.508$ ).

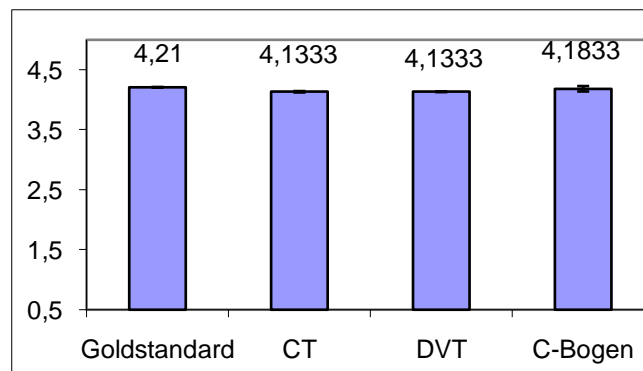


Abbildung 4.5: Innerer Abstand der foramina infraorbitalia (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2

Wie Abbildung 4.5 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Unterschiede im CT ( $p= 0.007$ ) und im DVT ( $p= 0.002$ ). Keine signifikanten Abweichungen vom Goldstandard ergaben sich im C- Bogen ( $p= 0.413$ ).

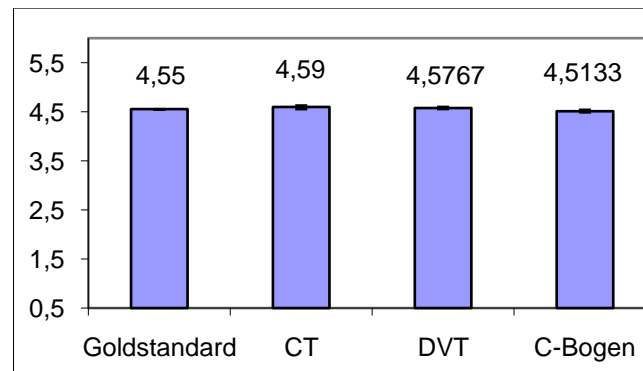


Abbildung 4.6: Innere Begrenzung foramen infraorbitale rechts zu äußerer Begrenzung foramen infraorbitale links (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2

Wie Abbildung 4.6 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard in allen drei 3D Aufnahmen CT ( $p= 0.195$ ), DVT ( $p= 0.157$ ), C-Bogen ( $p= 0.128$ ).

### 4.3 Vergleich der Messwerte von CT, DVT und C- Bogen an der Mandibula

Alle Messungen, welche sich auf die Implantatlängen bezogen, wiesen in allen drei dreidimensionalen Röntgenverfahren keine Unterschiede zum Goldstandard auf. Aus diesem Grund sind im Folgenden nicht alle Grafiken für die Implantatlängenmessungen dargestellt, sondern nur ein Auszug eben dieser für die Messungen der Regio 36, 37, 38 des Schädel 1. Für die Messungen an der Mandibula gilt wie für die Messungen an der Schädelbasis, dass eine Vergleichbarkeit angenommen wird, wenn sich die Messverfahren vom Goldstandard nicht signifikant unterscheiden.

Tabelle 3: Vergleich t- Tests zum Goldstandard für die Mandibula an Schädel 1

| Messpunkt       | CT       | DVT      | C-Bogen  |
|-----------------|----------|----------|----------|
| <b>Impl. 46</b> | n.s.     | n.s.     | n.s.     |
| <b>Impl. 47</b> | n.s.     | n.s.     | n.s.     |
| <b>Impl. 48</b> | n.s.     | n.s.     | n.s.     |
| <b>Impl. 36</b> | n.s.     | n.s.     | n.s.     |
| <b>Impl. 37</b> | n.s.     | n.s.     | n.s.     |
| <b>Impl. 38</b> | n.s.     | n.s.     | n.s.     |
| <b>DMFmli</b>   | p= 0.002 | p= 0.012 | p= 0.002 |

Tabelle 4: Vergleich t- Tests zum Goldstandard für die Mandibula an Schädel 2

| <b>Messpunkt</b> | <b>CT</b> | <b>DVT</b> | <b>C-Bogen</b> |
|------------------|-----------|------------|----------------|
| <b>Impl. 45</b>  | n.s.      | n.s.       | n.s.           |
| <b>Impl. 46</b>  | n.s.      | n.s.       | n.s.           |
| <b>Impl. 33</b>  | n.s.      | n.s.       | n.s.           |
| <b>DMFmre</b>    | n.s.      | p= 0.038   | p= 0.007       |

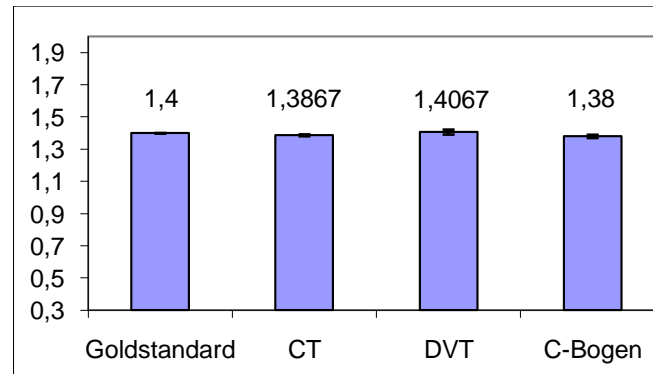


Abbildung 4.7 Implantatlänge Regio 36 (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 4.7 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe keine signifikanten Abweichungen vom Goldstandard in allen drei 3D Aufnahmen CT ( $p=0.057$ ), DVT ( $p=0.529$ ), C-Bogen ( $p=0.074$ ).

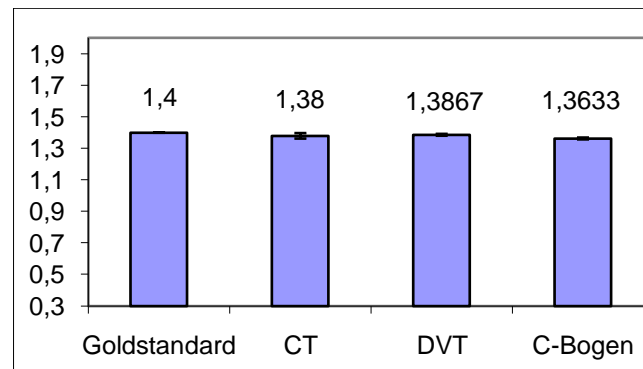


Abbildung 4.8 Implantatlänge Regio 37 (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 4.8 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe keine signifikanten Abweichungen vom Goldstandard in allen drei 3D Aufnahmen CT ( $p=0.184$ ), DVT ( $p=0.057$ ), C-Bogen ( $p=0.008$ ).

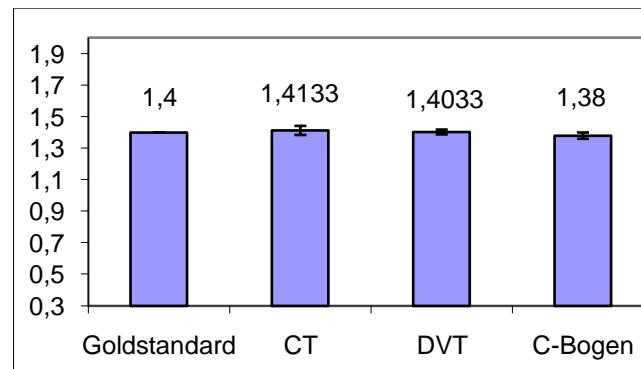


Abbildung 4.9 Implantatlänge Regio 38 (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 4.9 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe keine signifikanten Abweichungen vom Goldstandard in allen drei 3D Aufnahmen CT ( $p=0.508$ ), DVT ( $p=0.742$ ), C-Bogen ( $p=0.225$ ).

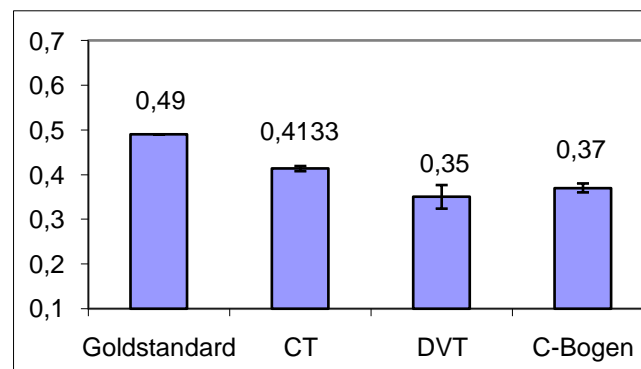


Abbildung 5.0 Durchmesser Foramen mentale links (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 5.0 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard in allen drei 3D Aufnahmen CT ( $p=0.002$ ), DVT ( $p=0.012$ ), C-Bogen ( $p=0.002$ ).



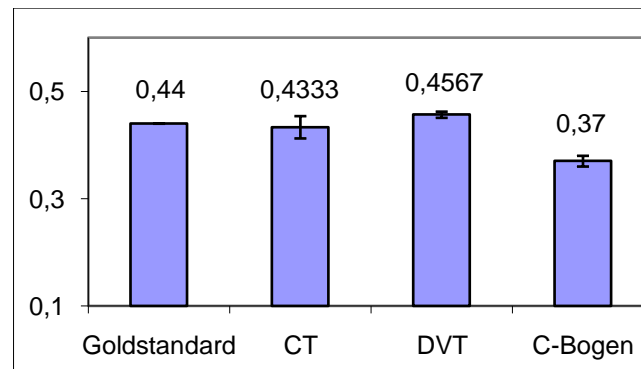


Abbildung 5.1 Durchmesser Foramen mentale rechts (3D- Aufnahmen,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2

Wie Abbildung 5.1 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard im DVT ( $p= 0.038$ ), C- Bogen ( $p= 0.007$ ). Keine signifikanten Unterschiede ergaben sich im CT ( $p= 0.423$ ).

#### 4.4 Vergleich der Mittelwerte der 3D Röntgengeräte

Mittels Varianzanalyse wurden die 3D Röntgengeräte direkt miteinander verglichen.

Es wird angenommen, dass jenes Gerät, das den größten Mittelwert hat, näher am Goldstandard liegt und somit genauer ist.

Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Verfahren zeigten sich für die Schädelbasis an den Messungen für den Durchmesser des foramen infraorbitale links in Schädel 1. Hier wies das CT gegenüber dem DVT die signifikant höheren Mittelwerte auf. Beim Durchmesser des foramen infraorbitale rechts (Schädel 1) zeigte das CT die höheren Mittelwerte gegenüber dem DVT und dem C- Bogen. Auch für die Messstrecke äußerer Abstand der foramina infraorbitalia (Schädel 1) zueinander hat das CT die signifikant höheren Mittelwerte im Vergleich zum DVT und C- Bogen. In Schädel 2 zeigte die Varianzanalyse für die Messung des Durchmessers des foramen infraorbitale links zum einen im CT signifikant höhere

Mittelwerte gegenüber dem DVT, zum anderen das DVT gegenüber dem C- Bogen. Bei den Messungen des Durchmessers des foramen infraorbitale rechts, äußerer Abstand der foramina infraorbitalia zueinander und innere Begrenzung Foramen infraorbitale rechts zu äußerer Begrenzung foramen infraorbitale links zeigte das CT die höheren Mittelwerte im Vergleich zum C- Bogen. Bei der Streckenmessung zwischen innerer Begrenzung foramen infraorbitale rechts zu äußerer Begrenzung Foramen infraorbitale links (Schädel 1) wies das DVT signifikante Unterschiede zum C- Bogen auf. Die Messung innerer Abstand der foramina infraorbitalia zueinander (Schädel 1) zeigte im C- Bogen die signifikant höheren Mittelwerte gegenüber dem CT und DVT.

Tabelle 5: Schädel 1 Schädelbasis

| Messpunkt  | CT   |      | DVT  |      | C-Bogen |      | Varianzanalyse |     |       |                 |
|------------|------|------|------|------|---------|------|----------------|-----|-------|-----------------|
|            | M    | SD   | M    | SD   | M       | SD   | F              | dF  | p(F)  | Scheffé-Test    |
| 11/12 UR   | 5.12 | 0.02 | 5.08 | 0.02 | 5.08    | 0.02 | 3.69           | 2;6 | 0.009 | n.s.            |
| Abst. OR   | 1.81 | 0.03 | 1.86 | 0.01 |         |      | 8.91           | 1;4 | 0.041 | 1               |
| Max A.p.   | 2.76 | 0.03 | 2.71 | 0.04 | 2.70    | 0.03 | 3.54           | 2;6 | 0.096 | n.s.            |
| DM F.i. li | 0.52 | 0.04 | 0.39 | 0.05 | 0.35    | 0.06 | 8.81           | 2;5 | 0.023 | CT>DVT*         |
| DM F.i. re | 0.51 | 0.03 | 0.41 | 0.02 | 0.35    | 0.03 | 32.7           | 2;6 | 0.001 | CT>DVT**CT>CB** |
| ÄA F.i.    | 6.00 | 0.03 | 5.94 | 0.02 | 5.93    | 0.02 | 11.9           | 2;6 | 0.008 | CT>DVT* CT>CB*  |
| IA F.i.    | 5.14 | 0.03 | 5.13 | 0.06 | 5.26    | 0.03 | 9.61           | 2;6 | 0.013 | CB>CT* CB>DVT*  |
| IBreABli   | 5.57 | 0.03 | 5.52 | 0.01 | 5.63    | 0.05 | 10.1           | 2;6 | 0.012 | DVT>CB*         |

Anmerkungen: \*\*\* p<0.001 \*\* p< 0.01 \* p< 0.05

<sup>1</sup> nur zwei Gruppen, deshalb kein Post hoc-Test durchgeführt.

Tabelle 6: Schädel 2 Schädelbasis

| Messpunkt  | CT   |      | DVT  |      | C-Bogen |      | Varianzanalyse |     |       |                 |
|------------|------|------|------|------|---------|------|----------------|-----|-------|-----------------|
|            | M    | SD   | M    | SD   | M       | SD   | F              | dF  | p(F)  | Scheffé-Test    |
| 11/12 UR   | 3.83 | 0.04 |      |      | 3.95    | 0.06 | 7.90           | 1;4 | 0.048 | 1               |
| Abst. OR   | 1.93 | 0.02 | 1.89 | 0.04 |         |      | 3.07           | 1;4 | 0.154 | 1               |
| Max A.p.   | 2.29 | 0.01 | 2.27 | 0.01 | 2.28    | 0.03 | 1.29           | 2;6 | 0.342 | n.s.            |
| DM F.i. li | 0.46 | 0.02 | 0.43 | 0.02 | 0.36    | 0.03 | 13.2           | 2;6 | 0.006 | CT>DVT**DVT>CB* |
| DM F.i. re | 0.48 | 0.03 | 0.43 | 0.01 | 0.40    | 0.01 | 15.3           | 2;6 | 0.004 | CT>CB**         |
| ÄA F.i.    | 4.97 | 0.03 | 4.91 | 0.03 | 4.88    | 0.03 | 7.21           | 2;6 | 0.025 | CT>CB*          |
| IA F.i.    | 4.13 | 0.01 | 4.13 | 0.01 | 4.18    | 0.05 | 3.41           | 2;6 | 0.103 | n.s.            |
| IBreABli   | 4.59 | 0.04 | 4.58 | 0.02 | 4.51    | 0.03 | 6.38           | 2;6 | 0.033 | CT>CB*          |

Anmerkungen: \*\*\* p<0.001 \*\* p< 0.01 \* p< 0.05

<sup>1</sup> nur zwei Gruppen, deshalb kein Post hoc-Test durchgeführt.

Für die Mandibula ergaben sich signifikant höhere Mittelwerte bei der Längenmessung des Implantats in Region 46 (Schädel 1) für das DVT gegenüber dem CT und C- Bogen. Die Länge des Implantats in Region 48 wurde mit signifikant höheren Mittelwerten im CT gegenüber dem C- Bogen dargestellt und mit Höheren im DVT im Vergleich zum C- Bogen. Für den Durchmesser der Foramen mentale links (Schädel 1) zeigten sich die signifikant höheren Mittelwerte im CT gegenüber dem DVT. Der Durchmesser des Foramen mentale rechts in Schädel 2 zeigte die höheren Mittelwerte im CT und DVT im Vergleich zum C- Bogen. Beim Durchmesser des Foramen mentale links war das DVT signifikant näher am Mittelwert als der C- Bogen.

Keine signifikanten Unterschiede an der Schädelbasis zeigten sich bei der Streckenmessung Limbus 11/12 zum Unterrand Foramen infraorbitale sinister in Schädel 1. Des Weiteren ergaben sich für die Strecke der Maximalen Breite der Apertura piriformis sowohl in Schädel 1 und 2 keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Verfahren. Bei der Messung Minimaler Abstand der medialen Orbitalränder in Schädel 1 und 2 und für die Messung Limbus 11/12 zum Unterrand Foramen infraorbitale sinister in Schädel 2 wurde kein Post- hoc Test durchgeführt, da projektionsbedingt nur zwei Gruppen vorhanden waren.

Keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Verfahren zeigten sich am Unterkiefer für die Implantatlängen 47, 36, 37, 33 in Schädel 1 und für 45, 46, 33 in Schädel 2.

Tabelle 7: Schädel 1 Mandibula

| Messpunkt | CT   |      | DVT  |      | C-Bogen |      | Varianzanalyse |     |       |                  |
|-----------|------|------|------|------|---------|------|----------------|-----|-------|------------------|
|           | M    | SD   | M    | SD   | M       | SD   | F              | dF  | p(F)  | Scheffé-Test     |
| Impl. 46  | 1.39 | 0.00 | 1.41 | 0.01 | 1.39    | 0.01 | 21.5           | 2;6 | 0.002 | DVT>CT**DVT>CB** |
| Impl. 47  | 1.39 | 0.01 | 1.36 | 0.03 | 1.35    | 0.03 | 2.44           | 2;6 | 0.168 | n.s.             |
| Impl. 48  | 1.43 | 0.02 | 1.41 | 0.01 | 1.38    | 0.02 | 12.1           | 2;6 | 0.008 | CT>CB**DVT>CB*   |
| Impl. 36  | 1.39 | 0.01 | 1.41 | 0.02 | 1.38    | 0.01 | 4.73           | 2;6 | 0.059 | n.s.             |
| Impl. 37  | 1.38 | 0.02 | 1.39 | 0.01 | 1.36    | 0.01 | 3.55           | 2;6 | 0.096 | n.s.             |
| Impl. 38  | 1.41 | 0.03 | 1.40 | 0.02 | 1.38    | 0.02 | 1.80           | 2;6 | 0.245 | n.s.             |
| DMFmli    | 0.41 | 0.01 | 0.35 | 0.03 | 0.37    | 0.01 | 11.3           | 2;6 | 0.009 | CT>DVT*          |

Anmerkungen: \*\*\* p<0.001 \*\* p< 0.01 \* p< 0.05

Tabelle 8: Schädel 2 Mandibula

| Messpunkt | CT   |      | DVT  |      | C-Bogen |      | Varianzanalyse |     |       |                 |
|-----------|------|------|------|------|---------|------|----------------|-----|-------|-----------------|
|           | M    | SD   | M    | SD   | M       | SD   | F              | dF  | p(F)  | Scheffé-Test    |
| Impl. 45  | 1.42 | 0.01 | 1.41 | 0.02 | 1.40    | 0.02 | 1.35           | 2;6 | 0.329 | n.s.            |
| Impl. 46  | 1.42 | 0.01 | 1.41 | 0.03 | 1.41    | 0.03 | 0.31           | 2;6 | 0.745 | n.s.            |
| Impl. 33  | 1.40 | 0.01 | 1.42 | 0.02 | 1.39    | 0.02 | 4.47           | 2;6 | 0.065 | n.s.            |
| DMFmre    | 0.43 | 0.02 | 0.46 | 0.01 | 0.37    | 0.01 | 31.9           | 2;6 | 0.001 | CT>CB**DVT>CB** |
| DMFmli    | 0.43 | 0.02 | 0.46 | 0.02 | 0.38    | 0.02 | 11.5           | 2;6 | 0.009 | DVT>CB*         |

Anmerkungen: \*\*\* p<0.001 \*\* p< 0.01 \* p< 0.05

## 4.5 Ergebnisse für die Messungen in der PSA

Bei den Messungen in den Panoramiaschichtaufnahmen, welche in verschiedenen Einstellungen durchgeführt wurden, ergaben sich signifikante Unterschiede zum Goldstandard für den Durchmesser des Foramen mentale links in Schädel 1 bei der Normeinstellung ( $p= 0.038$ ), der Ventralneigung ( $p= 0.020$ ), der Ventralverschiebung ( $p= 0.001$ ), der seitlichen Neigung des Kopfes ( $p= 0.035$ ) sowie der Drehung des Kopfes aus der Medianen ( $p= 0.024$ ). Keine signifikanten Abweichungen ergaben sich bezüglich der Dorsalneigung ( $p= 0.371$ ) und Dorsalverschiebung ( $p= 0.118$ ).

Bei der Messung für den Durchmesser des Foramen mentale rechts in Schädel 2 ergaben sich im t- Test signifikante Abweichungen der Aufnahme der Normeinstellung ( $p= 0.002$ ), der Ventralneigung ( $p= 0.003$ ), der Dorsalneigung ( $p= 0.001$ ), der Ventralverschiebung ( $p= 0.003$ ). Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich bezüglich der Dorsalverschiebung ( $p= 0.868$ ), der seitlichen Neigung des Kopfes ( $p= 0.115$ ) und der Drehung aus der Medianen ( $p= 0.771$ ).

Bei den Messungen für den Durchmesser des Foramen mentale links in Schädel 2 ergaben sich signifikante Abweichungen in der Ventralneigung ( $p= 0.002$ ). Alle anderen Einstellungen ergaben keine signifikanten Unterschiede zum Goldstandard.

Alle Messungen, welche sich auf die Darstellung der Länge der Straumann Implantate bezogen, zeigten in allen Einstellungen signifikante Abweichungen zum Goldstandard ( $p= 0.001$ ). Hier als Auszug für die Implantatlängenmessungen die Grafik für Implantat 46.



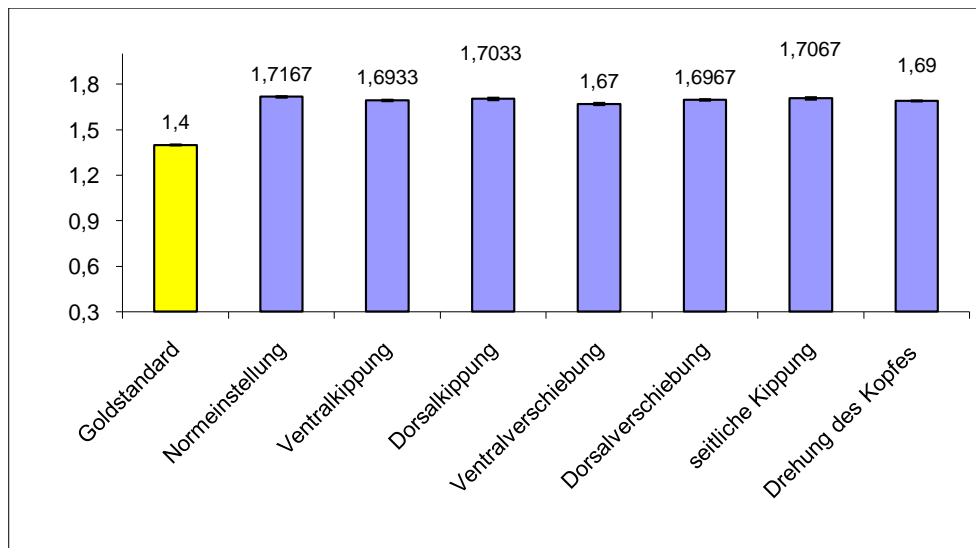


Abbildung 5.2: Länge des Implantats Regio 46 (Panoramaschichtaufnahme,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1  
Im t-Test für eine Stichprobe ergaben sich für alle Einstellungen signifikante Abweichungen vom Goldstandard ( $p < 0.001$ ) (vgl. Abbildung 1.2).

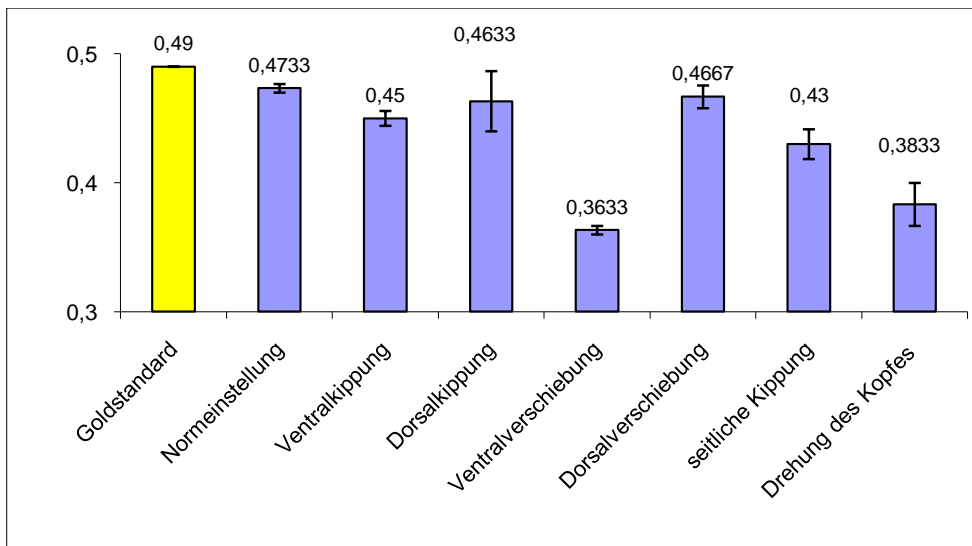


Abbildung 5.3: Mittlere Durchmesser des foramen mentale links (Panoramaschichtaufnahme,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 1

Wie Abbildung 1.1 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard der Aufnahme in der Normaleinstellung ( $p=0.038$ ), der Ventralneigung ( $p=0.020$ ), der Ventralverschiebung ( $p=0.001$ ), der seitlichen Neigung ( $p=0.035$ ) sowie der Drehung des Kopfes aus der Medianen ( $p=0.024$ ). Keine signifikanten Unterschiede zum Goldstandard sind bezüglich der Dorsalneigung ( $p=0.371$ ) und Dorsalverschiebung ( $p=0.118$ ) festzustellen.

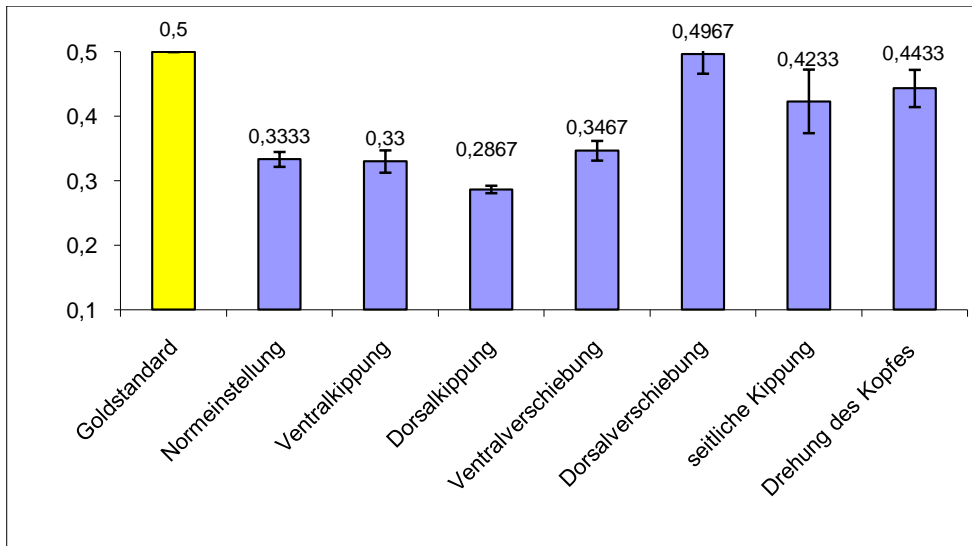


Abbildung 5.4: Mittlere Durchmesser des foramen mentale rechts (Panoramiaschichtaufnahme,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2

Wie Abbildung 5.4 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard der Aufnahme in der Normaleinstellung ( $p=0.002$ ), der Ventralneigung ( $p=0.003$ ), der Dorsalneigung ( $p=0.001$ ), der Ventralverschiebung ( $p=0.003$ ). Keine signifikanten Unterschiede zum Goldstandard sind bezüglich der Dorsalverschiebung ( $p=0.868$ ), der seitlichen Neigung des Kopfes ( $p=0,115$ ) und der Drehung aus der Medianen ( $p=0.77$ ) festzustellen.

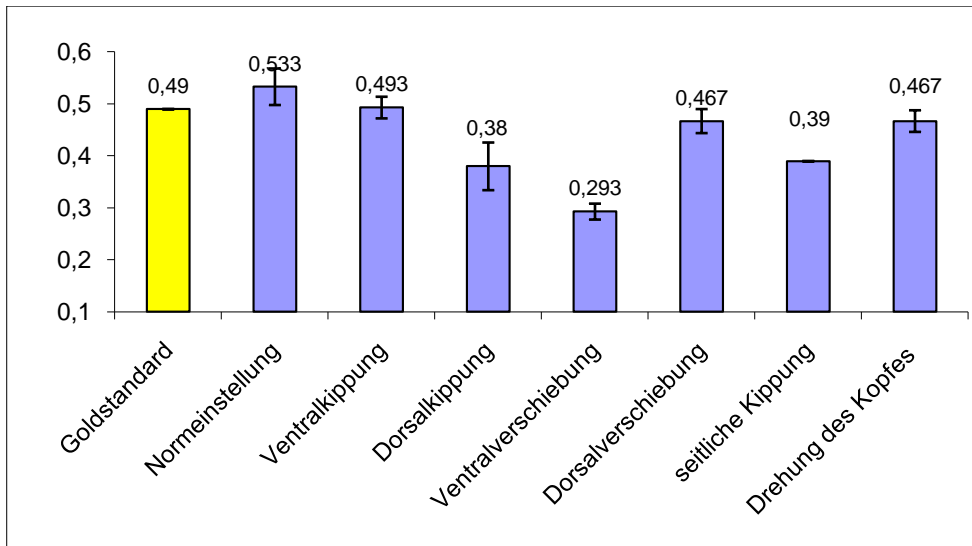


Abbildung 5.5: Mittlere Durchmesser des foramen mentale links (Panoramaschichtaufnahme,  $M \pm SEM$ ) des Schädels 2

Wie Abbildung 5.5 zeigt, ergeben sich im t-Test für eine Stichprobe signifikante Abweichungen vom Goldstandard der Aufnahme in der Ventralverschiebung ( $p=0.002$ ). Alle anderen Einstellungen ergaben keine signifikanten Unterschiede zum Goldstandard. Normeinstellung ( $p=0.166$ ), Ventralkipfung ( $p=0.808$ ), Dorsalkipfung ( $p=0.53$ ), Dorsalverschiebung ( $p=0.222$ ), Drehung des Kopfes aus der Medianen ( $p=0.192$ ).

## 5. Diskussion

Aufgrund der Problematik, dass generell bei Röntgenaufnahmen und im speziellen bei Panoramaschichtaufnahmen Verzeichnungen und Verzerrungen auftreten, werden die aufgenommenen Strukturen zumeist nicht in ihren originalen Dimensionen dargestellt. Dieses kann in der Folge zu Unsicherheiten beim Behandler z.B. in Bezug auf umfangreiche Implantationen führen. Ziel dieser Dissertation ist es, zu untersuchen welches Röntgenverfahren aktuell das beste Verfahren darstellt, und bei welchen chirurgischen Eingriffen neben der PSA als Standardaufnahme eine ergänzende röntgenologische Untersuchung in Form einer 3D- Darstellung sinnvoll ist.

Die Rehabilitation von teil- oder unbezahnten Patienten mit Implantaten ist mittlerweile zu einem Routineeingriff in der zahnärztlichen Chirurgie geworden. Als wichtigster Faktor zeigt sich hierbei in der Planungskette zunächst die exakte Reproduzierbarkeit der anatomischen Strukturen durch entsprechende klinische und röntgenologische Untersuchungen. Werden hierbei die Anatomischen Dimensionen zu ungenau dargestellt, kann es in Folge zu einem therapeutischen Misserfolg kommen. Im Unterkiefer kann z.B. eine Nervschädigung die Folge sein, welche mit Sensibilitätsstörungen oder Sensibilitätsverlust einhergehen kann [66]. Im Oberkiefer können die Kieferhöhlen betroffen sein [52]. Aus diesem Grund beschäftigen sich bereits mehrere Studien mit der Nutzung dreidimensionaler Röntgengeräte und entsprechender Software bei der Planung und Durchführung dentaler Implantationen [3, 58, 63, 70].

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es festzustellen, welches der untersuchten radiologischen Verfahren die größte metrische Genauigkeit aufweist. Zur Überprüfung der Röntgengeräte wurden maszerierte trockene humane Kopfpräparate

verwendet, ähnlich wie bei MARMULLA ET AL. [38]. Andere Autoren wie ABODARA ET AL. verwendeten Kunststoffschädel und konnten materialbedingte Aufnahmefehler nachweisen [1]. In Formalin fixierte, Weichteilbedeckte Knochenpräparate kamen nur bei wenigen Autoren, wie LOUBELE ET AL. [36] zur Anwendung. Um einen größeren klinischen Bezug zu erlangen, wäre es wünschenswert gewesen, die Röntgenaufnahmen mit Hilfe von Probanden zu erstellen. Dieses Vorgehen hätte allerdings für den Probanden eine unverhältnismäßig große Strahlenbelastung zur Folge gehabt und war daher aus ethischen Gründen laut Strahlenschutzverordnung abzulehnen [5]. Bei kritischer Betrachtung von Material und Methoden können Ungenauigkeiten bei der Einstellung der Köpfe in den Röntgengeräten, sowie Messfehler bei der Auswertung der Röntgenbilder an der Workstation und den Messungen der realen Werten an den maserierten Schädeln (Goldstandardmessungen) diskutiert werden. Um die Positionierung zu optimieren, wurden die Köpfe entsprechend der Herstellerangaben mit Hilfe von Kopfstützen etc. präzise positioniert. Die Panoramaschichtaufnahmen wurden zusätzlich mit den in der Literatur angegebenen Merkmalen für die verschiedenen Fehleinstellungen verglichen. Auf Grund der gewählten Kopfposition, erfolgten die Scanvorgänge gemäß den idealen Umlaufkurven. Der Computer errechnete aus den so ermittelten Daten die Bilder.

Die minimalen Ungenauigkeiten, die sich beim Vermessen der definierten Strecken an der Workstation und an den Schädeln direkt ergeben haben können, sollten zum einen dadurch minimiert werden, dass ausschließlich die Leonardo Workstation und keine anderen zusätzlichen Workstations verwendet wurden. Des Weiteren wurden die Messungen in einem Abstand von je einer Woche dreimal wiederholt und zusätzlich sollte der Fehlerquotient mittels der großen Anzahl verschiedener Messstrecken relativiert werden. Auch die Goldstandardmessungen an den

maszerierten Schädel erfolgten mit dreimaliger Wiederholung. Insgesamt wurden 504 Messwerte erhoben.

Des Weiteren sind als mögliche Ursache für Messfehler die nicht geometrischen Objekte zu nennen. Bei den maszerierten Schädeln handelt es sich nicht um exakt dimensionale Prüfkörper, wie sie z.B. in Arbeiten von MARMULLA ET AL. zu finden sind [38]. Durch die Verwendung menschlicher knöcherner Schädel, sollte in dieser Arbeit der klinische Bezug verbessert werden. Da es sich bei diesen Untersuchungsobjekten allerdings um natürlich gewachsene anatomische Strukturen mit unterschiedlichen Oberflächenbeschaffenheiten handelt, erschweren eben diese geringfügig die Ausrichtung für den Messvorgang. Eine zusätzliche Messung an geometrischen Messkörpern hätte den Unterschied darstellen können.

Bei Analyse der Ergebnisse konnte man im Mittelwertvergleich zwischen den drei 3D Röntgengeräten nur minimale Unterschiede feststellen. An der Schädelbasis zeigten sich von 13 Streckenmessungen jeweils 6 Streckenmessungen im CT und C-Bogen die sich nicht signifikant vom Goldstandard (Realität) unterscheiden, d.h. diese Messungen entsprachen den realen Dimensionen und können somit als präzise eingestuft werden. Im DVT waren es 7 von 13 Streckenmessungen. Bei den Mittelwertvergleichen für den Unterkiefer waren von 11 Streckenmessungen im DVT und C- Bogen 9 entsprechend genau der Goldstandardmessung, im CT waren es 10 von 11 Streckenmessungen.

Die Messungen im Bereich des UK stellen sich im Vergleich zu den übrigen Messstrecken als genauer dar, unabhängig vom verwendeten 3D- Röntgenverfahren. Das resultiert wahrscheinlich aus dem Umstand, dass hier ein Großteil der Messstrecken an den inserierten Implantaten liegt und diese eine Art Prüfkörper von exakt definierter Größe darstellen. Sie lassen somit eine exaktere Messung durch genau definierte Fixpunkte zu. Im Knochen gehen diese Referenzpunkte durch eine

Navigation im dreidimensionalen Raum mit nur begrenzten Hilfsmitteln der Software, wenn auch nur zu einem minimalen Anteil verloren. Dies konnte auch PINSKY ET AL. beim Vergleich von DVT Aufnahmen eines Prüfkörpers mit Aufnahmen eines Humanpräparates zeigen.

In Arbeiten anderer Autoren werden Verkleinerungen dreidimensionaler Geräte beschrieben. LASCALA ET AL. wiesen bei einem DVT- Gerät Verkleinerungen nach, welche jedoch nur im Bereich der Schädelbasis signifikant waren [32]. Dies ließ sich in dieser Arbeit nicht eindeutig nachweisen, allerdings zeigten sich auch hier einige Messungen im DVT und C- Bogen die im Vergleich zum CT kleiner ausfielen. Im Rahmen dieser Studie fanden sich keine Hinweise auf einen systeminhärenten Vergrößerungs- oder Verkleinerungsfaktor bei der CT.

Bei Analyse des Mittelwertvergleichs der Panoramaschichtaufnahmen zeigte sich, dass von 84 errechneten Mittelwerten lediglich 11 sich nicht signifikant von der Realität unterschieden haben. Die Mittelwerte, die sich nicht signifikant vom Goldstandard unterschieden haben, bezogen sich ausschließlich auf die drei Messungen für das Foramen mentale in Schädel 1 und 2. Es ist möglich, dass es sich hier um Ungenauigkeiten in der Projektion handelt, die zu diesen Messergebnissen geführt haben. Alle Messungen, welche sich auf die Länge der Implantate bezogen waren ungenau. Die PSA zeigte signifikant größere Abweichungen gegenüber den 3D digitalen Bildgebungsverfahren. Diese Ergebnisse lassen darauf schließen, dass eine Panoramaschichtaufnahme zwar für die meisten Fälle implantologischer Diagnostik geeignet ist, jedoch in kritischen Grenzfällen knapper Knochenverhältnisse durch 3D- Verfahren ergänzt werden sollte. Insbesondere die inkonstante Vergrößerung oder Verzerrung von Objekten auf PSA Aufnahmen in Abhängigkeit vom Gerätetyp und Patientenpositionierung, ist bei der Planung vor dem Einbringen dentaler Implantate zu beachten. Der Vergrößerungsfaktor kann in



horizontaler und vertikaler Ebene variieren. Der vertikale Vergrößerungsfaktor nimmt bei Verkürzung des Abstandes vom Objekt zur Strahlenquelle zu, der horizontale Vergrößerungsfaktor nach Annäherung an das Rotationszentrum. Wegen dieser Projektionsbedingungen ist bei Panoramaschichtaufnahmen mit einer größeren Variabilität der Messwerte zu rechnen. Man hätte bei der Auswertung der PSA-Aufnahmen einen Vergrößerungsfaktor mit einbeziehen können, aber dieser ist insofern fehlerträchtig, als dass die Patientenpositionierung zu den Rotationszentren und zur Abbildungsschicht variiert. Ein kleiner realer Vergrößerungsfaktor von beispielsweise 1,3 bestimmt ein zu geringes Knochenangebot, beim umgekehrten Fall wird ein zu großes Angebot geschätzt. Dadurch besteht eine erhöhte Gefahr den Mandibularkanal oder die Kieferhöhle zu verletzen [19].

Individuelle Messschablonen mit röntgendichten Metallmarkierungen bieten eine Erhöhung der metrischen Genauigkeit. CATIC ET AL. [19] beschrieben die Vorteile einer solchen Schablone im Vergleich zur Nutzung eines konstanten Vergrößerungsfaktors. Sie wiesen zusätzlich darauf hin, dass die Ergebnisse einer Kieferseite bei der Verwendung des Vergrößerungsfaktors nicht ohne weiteres auf die Gegenseite übertragen werden können. Es empfiehlt sich eine Metallmarkierung pro geplanten Implantationsort. HASSFELD ET AL. bestätigen diese Ergebnisse in einer Studie an einem Phantomunterkiefer, bei dem multiple Bohrungen eingebracht und jeweils an der tiefsten Stelle eine kugelförmige Metallmarkierungen mit 0,6mm Durchmesser fixiert wurde. Auf jeder Kieferseite waren Vertiefungen zur Aufnahme von vier Metallmesskugeln vorgesehen. Bei Auswertung der Aufnahmen zeigte sich, eine deutliche Abweichung der Messwerte vom realen Wert mit zunehmendem Abstand zur Messkugel [21].

Beim direkten Vergleich der Mittelwerte der drei 3D Röntgengeräte zeigten sich mittels Varianzanalyse für die Schädelbasis von 16 Streckenmessungen von denen 4

nicht signifikant waren, und drei Messungen projektionsbedingt aus der Wertung ausfallen, eine bessere Darstellungsgenauigkeit im CT. Bei 7 Messungen war das CT näher am Goldstandard als das DVT und der C- Bogen. Bei einer Messung war der C- Bogen und einmal das DVT genauer hinsichtlich des Goldstandards. Im Unterkiefer unterschieden sich von 12 Messungen 7 Messungen nicht signifikant vom Mittelwert. Hier zeigt sich erneut das Phänomen der genaueren Messmöglichkeiten an den Implantaten. Bei 2 Messungen war das DVT genauer als der C- Bogen und das CT. Bei einer Messung war das CT genauer. Bei 2 Messungen waren CT und DVT gleichwertig. Im Unterkiefer zeigt sich eine leichte Tendenz der besseren Darstellung im DVT. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen also eine Genauigkeit der Verfahren in der Reihenfolge CT→DVT→PSA. Hierbei ist anzuführen, dass der Unterschied zwischen CT und DVT sehr gering ist und klinisch keine Relevanz besitzt.

Für die radiologische Diagnostik sollte ein Verfahren gewählt werden, das eine hohe diagnostische Effektivität bei geringer Strahlenbelastung aufweist [26, 71]. Als Standardverfahren wird hierzu meist eine Panoramaschichtaufnahme angefertigt und mit Spezialprojektionen kombiniert. Notwendig sind diese Spezialprojektionen, um das nur zweidimensionale Bild der PSA durch ein weiteres zweidimensionales Bild zu ergänzen und somit eine zweite Ebene zu erhalten. Zur Beurteilung des N. alveolaris inferior kommen hierzu z.B. die Aufnahme nach Clementschitsch oder eine Aufbissaufnahme in Betracht. Dieses konventionelle Standardverfahren führt aber dazu, dass es durch den Summationseffekt der dreidimensionalen anatomischen Strukturen zur überlagernden Darstellung kommt [26].

Bei der Panoramasichtaufnahme oder auch Orthopantomographie sind die geringe Strahlenbelastung und die Wirtschaftlichkeit des Verfahrens vorteilhaft. Strukturen die außerhalb des Rotationszentrums liegen, werden jedoch verzerrt oder unscharf

abgebildet. Distanzmessungen und Winkelanalysen sind somit nur schwer möglich [5, 71]. Mit den neueren dentalen Multifunktionsgeräten, welche eine transversale Schichtaufnahme ermöglichen, kann zwar eine zweite Ebene realisiert werden, aber hier ist die verfahrensimmanente Unschärfe und somit die erschwerte Diagnostik als Nachteil zu nennen. Des Weiteren erschwert die ungewohnte Bildwiedergabe die Interpretation [56].

In der Implantologie wird bereits seit einigen Jahren eine dreidimensionale radiologische Diagnostik empfohlen [44]. Implantologisch relevante Befunde können diagnostiziert werden, das Knochenangebot kann quantifiziert und qualifiziert werden, zusätzlich kann die Restbeziehung in Position und Zustand erfasst werden. Es wird also möglich, das vorhandene Knochenangebot optimal auszunutzen und eventuell notwendige Augmentationen zu planen [44]. Eine gute dreidimensionale Bildgebung wird nur durch die Computertomographie und die Digitale Volumetomographie realisiert, diese liefern verzerrungs- und überlagerungsfreie Bilder [26]. Diese Erkenntnisse werden durch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigt.

Die Computertomographie wird als etablierter Standard zur Beurteilung ossärer Strukturen angesehen. Sie konnte sich in der Zahnmedizin dennoch nicht als Standardbildgebungsverfahren durchsetzen. Zum einen liegt das daran, dass Zahnärzte keine Computertomographen betreiben dürfen, zum anderen sind die hohen Kosten und der große Zeitaufwand als nachteilig zu bewerten. Ein weiterer Grund liegt in der Tatsache, dass Radiologen als Betreiber häufig nicht mit zahnmedizinischen Fragestellungen vertraut sind. Die korrekte Lagerung des Patienten, bei der die axiale Schichtung parallel zur Okklusionsebene verlaufen muss, gestaltet sich ebenfalls als schwierig. Metallische Restaurationen und Fremdkörper verursachen störende Artefakte. Fehlende Messwerte hinter den

metallischen Körpern rufen Ungenauigkeiten in der Berechnung zur Bildrekonstruktion hervor [26]. Die hohe Strahlenbelastung ist als entscheidender Nachteil zu nennen. Die Strahlenbelastung und Untersuchungsdauer konnte durch die Spiral-CT im Vergleich zur konventionellen CT gesenkt werden [26]. Durch spezifische Protokolle gelingt eine Reduktion der Strahlenbelastung um bis zu 76% ohne Einbußen an diagnostischer Aussagekraft [21, 43], beinhaltet aber immer noch eine um den Faktor 10 höhere effektive Dosis als bei Anfertigung einer PSA [21].

Die Strahlenbelastung wird als absorbierte effektive Dosis gemessen und kann in Gray oder Sievert angegeben werden. Mit dem Strahlungswichtungsfaktor  $W_R$  kann die Energiedosis (Gray) in die Äquivalentdosis (Sievert) umgerechnet werden. Beide Messgrößen werden in J/kg Körpergewicht angegeben. Da der Strahlungswichtungsfaktor Einheitslos ist und für Röntgenstrahlen 1 beträgt, sind die Einheiten Sievert und Gray Gleich [30]. Der Einfachheit halber werden im Nachfolgenden alle Werte in  $\mu\text{Sv}$  angegeben.

In der Literatur werden Absorptionswerte für die effektive Dosis von CT-Untersuchungen des Kopf- Hals- Bereiches mit durchschnittlich  $314 \mu\text{Sv}$  angegeben [6]. Die absorbierte effektive Dosis ist jedoch je nach Gewebe unterschiedlich. Die Dosis für die Glandula parotidea liegt bei  $31 \mu\text{Sv}$ , in der Augenlinse beträgt sie  $5,5 \mu\text{Sv}$  und die höchsten Werte wurden auf der Hautoberfläche mit  $35\text{-}38 \mu\text{Sv}$  gemessen [11]. HASSFELD konnte bei Verwendung spezifischer Protokolle Dosen von nur noch  $6,9 \mu\text{Sv}$  auf der Hautoberfläche messen [21]. Die Ganzkörperdosis liegt hingegen um ein Vielfaches höher. Für die PSA wird die Ganzkörperdosis durchschnittlich mit  $6,7 \mu\text{Sv}$  angegeben [9].

Die Digitale Volumentomographie ist seit 1997 auf dem Markt und gewinnt in der Zahnmedizin und in der Mund- Kiefer und Gesichtschirurgie immer mehr an Bedeutung. Im Gegensatz zum CT benötigt das DVT eine wesentlich geringere

effektive Dosis. Die maximale benötigte Dosis einer DVT- Aufnahme liegt bei einem Fünftel der sonst klinisch üblichen CT- Untersuchung (ca. 90  $\mu\text{Sv}$ ) [62]. Eine effektive Dosis von 12  $\mu\text{Sv}$  ist das erreichbare Minimum eines DVT mit dem New Tom 9000<sup>®</sup> und liegt damit nur knapp über der effektiven Dosis einer PSA. Die durchschnittliche Dosis des New Tom 9000<sup>®</sup> beträgt jedoch 36,6  $\mu\text{Sv}$  [35]. Eine Aufnahme mit dem hier verwendeten System GALILEOS (Sirona Dental Systems, Bensheim) mit einem im Vergleich zum New Tom wesentlich größeren Volumen von 15x15x15  $\text{cm}^3$  kann sogar mit einer effektiven Dosis von 29  $\mu\text{Sv}$  durchgeführt werden [2].

MÖBES hat die Maximalwerte der Strahlenabsorption von CT, DVT und OPG mit Hilfe von Thermoluminiszenzdetektoren gemessen und verglichen. Im Mittelgesicht ergab sich eine Strahlenexposition von 10  $\mu\text{Sv}$  für eine CT und 5  $\mu\text{Sv}$  für eine DVT [41, 42]. Die Strahlenexposition für das OPG lag bei 0,4- 0,5  $\mu\text{Sv}$  [42]. LUDLOW hat herausgefunden, dass bei einer DVT Aufnahme die effektive Strahlendosis der 2,7 fachen Strahlendosis einer einzelnen digitalen OPG- Aufnahme und nur in etwa einem Achtel einer konventionellen CT- Aufnahme entspricht [35].

Auch wenn die Angaben in der Literatur etwas variieren, lässt sich zusammenfassend sagen, dass die Strahlenbelastung der DVT über derjenigen des OPG's liegt, gegenüber der CT jedoch deutlich reduziert ist [21, 33, 34, 35, 41, 42, 71]. Durch die simultane Aufnahme des gesamten Gesichtsschädels sind Mehrfachaufnahmen vermeidbar, wodurch die Strahlenhygiene verbessert wird.

Die DVT hat neben der reduzierten effektiven Dosis noch weitere Vorteile gegenüber der CT. Die DVT ist laut Röntgenverordnung dem zahnärztlichen Röntgen zugeordnet, dadurch besteht die Möglichkeit, diese Technologie in der Zahnarztpraxis zu implementieren, daher ist eine direkte Verfügbarkeit des Röntgenbildes nach Durchführung der Aufnahme gegeben [26, 44]. Die präoperative

Aufklärung des Patienten über mögliche Risiken kann daher noch in derselben Sitzung erfolgen. Die einfache Visualisierung und die genaue Vorhersagbarkeit des Eingriffs ermöglichen eine individuelle Aufklärung, welche die Kompetenz des Behandlers in den Augen des Patienten erhöht [26]. Eine optimale OP- Vorbereitung und ein gewebeschonender chirurgischer Zugang können durch die genaue metrische Diagnostik geplant werden und die Operationszeit verkürzen [56]. Die Anfertigung einer PSA wird überflüssig, da die verwendete Software zu den orthogonalen Schichtbildern auch eine Panoramaansicht rekonstruieren kann und diese Technik daher ebenso wie das OPG als Screeningmethode geeignet ist. Für die Implantologie ist es essentiell die genaue Planung der prothetischen Versorgung zu kennen. Hier kann eine Bohrschablone mit Bohrhülsen oder eine Röntgenschablone, in die der prothetische Vorschlag des Zahntechnikers Röntgenopak in bariumsulfathaltigen Kunststoff umgesetzt wurde, zum Einsatz kommen [57].

Die Indikation einer DVT ist zusätzlich zur Implantologie auch in der Diagnostik kariöser Läsionen und für die Beurteilung von parodontalen Erkrankungen gegeben, da der unerwünschte Summationseffekt der konventionellen radiologischen Diagnostik nicht auftritt. Die Digitale Volumentomographie ergänzt die konventionelle zahnärztliche Bildgebung nicht nur ideal, sondern ersetzt diese weitestgehend, so dass bis auf wenige Ausnahmen, zum Beispiel die Darstellung des Discus articularis, alle radiologischen Fragestellungen der Zahnheilkunde mit zahnärztlichen Röntgengeräten beantwortet werden können [56]. Weiterhin ist es jederzeit möglich, aus den einmal aufgenommenen DVT- Volumendaten Ansichten zu berechnen, die beispielsweise mit der Fernröntgenseitenaufnahme (FRS) vergleichbar sind, so dass auch Fragestellungen der Kieferorthopädie beantwortet werden können [57].

## 6. Zusammenfassung

In dieser Studie wurden zwei verschiedene dreidimensionale Röntgenverfahren und die zweidimensionale Panoramaschichtaufnahme hinsichtlich ihrer Zuverlässigkeit in Bezug auf Streckenmessungen an definierten Messstrecken und Längenmessungen von osseointegrativen Implantaten untersucht.

Mit einem Computertomographen, zwei digitalen Volumentomographen und einem Panoramaschichtgerät wurden röntgenologische Aufnahmen angefertigt. Zuvor wurden in die Mandibula von zwei maszerierten Schädeln Implantate inseriert. Zur weiteren Evaluation wurden die Datensätze in DICOM-Format exportiert und in die Leonardo Syngo Workstation importiert. Es erfolgte das Ausmessen der zuvor definierten Strecken und der inserierten Implantate. Im Anschluss wurden die virtuell gemessenen Werte mit den realen Werten verglichen und statistisch ausgewertet.

Es hat sich gezeigt, dass das CT-Verfahren minimal genauer ist als das DVT-Verfahren. Bei den Messwerten für den Unterkiefer zeigte sich eine leichte Tendenz der besseren Darstellung im DVT, was aber auf die Insertion der Dentalimplantate zurückzuführen ist, denn diese stellen eine Art Prüfkörper von exakt definierter Größe dar und ermöglichen eine genauere Messung. Beide Verfahren sind jedoch deutlich präziser als die zahnärztliche Standartechnik PSA.

Für den klinischen Einsatz ergibt sich hieraus, dass die PSA weiterhin für die meisten Fälle implantologischer Basisdiagnostik geeignet ist, jedoch in kritischen Grenzfällen z.B. bei Implantationen in der Nähe wichtiger anatomischer Strukturen (N. alveolaris inferior, Sinusboden, Nasenboden) und ebenso bei knappen Knochenverhältnissen unbedingt durch eine dreidimensionale Bildgebung ergänzt werden sollte. Insbesondere die inkonstante Vergrößerung oder Verzerrung von

Objekten beispielsweise wie in dieser Arbeit der Implantate auf PSA Aufnahmen in Abhängigkeit von der Patientenpositionierung, ist bei der Planung vor dem Einbringen der Implantate zu beachten.

Eine gute dreidimensionale Bildgebung wird durch die CT und die DVT realisiert, diese liefern verzerrungs- und überlagerungsfreie Bilder, ihnen sollte bei implantologischen Grenzfällen immer der Vorzug gegeben werden. Bei oral- und kieferchirurgischen Eingriffen wäre eine standartmäßig angefertigte dreidimensionale Bildgebung wünschenswert um eine höhere Therapiesicherheit zu erhalten. Aufgrund der Tatsache, dass die Unterschiede in der Darstellungsgenauigkeit zwischen CT und DVT minimal waren, sollte man allerdings die Indikation für ein CT aufgrund der wesentlich höheren Strahlenbelastung in Vergleich zum DVT streng stellen. Generell gilt der altbekannte ALARA- Grundsatz (As low as reasonably achievable). Für die Zukunft wäre es denkbar, dass sich die DVT als Standardaufnahme in der Zahnmedizin durchsetzt.

In einer weiteren Studie könnte jetzt untersucht werden, wie groß der Fehler der einzelnen Röntgenverfahren ist und was das für den klinischen Einsatz bedeutet.



## 7. Abkürzungsverzeichnis

|                   |   |
|-------------------|---|
| <b>CT</b>         | Computertomographie   |
| <b>DVT</b>        | Digitale Volumentomographie   |
| <b>CB</b>         | C- Bogen  |
| <b>PSA</b>        | Panoramaschichtaufnahme   |
| <b>OPG</b>        | Orthopantomographie   |
| <b>11/12UR</b>    | Limbus 11/12 zum Unterrand Foramen infraorbitale sinister                                       |
| <b>Abst. OR</b>   | Minimaler Abstand der medialen Orbitaländer   |
| <b>Max A.p.</b>   | Maximale Breite der Apertura piriformis   |
| <b>DM F.i. li</b> | Durchmesser Foramen infraorbitale links   |
| <b>DM F.i. re</b> | Durchmesser Foramen infraorbitale rechts  |
| <b>ÄÄ F.i.</b>    | Äußerer Abstand der Foramina infraorbitalia zueinander  |
| <b>IA F.i.</b>    | Innerer Abstand der Foramina infraorbitalia zueinander  |
| <b>IBreABli</b>   | Innere Begrenzung Foramen infraorbitale rechts zu äußerer Begrenzung Formen infraorbitale links |
| <b>Impl.</b>      | Länge Implantat Regio   |
| <b>DMFmli</b>     | Durchmesser Foramen mentale links   |
| <b>DMFmre</b>     | Durchmesser Foramen mentale rechts  |

## 8. Literaturverzeichnis

1. Aboudara C.A. et al (2003) A three- dimensional evaluation of the upper airway in adolescents. *Orthod Craniofac Res*, 6: p. 173-5.
2. Al Bourney M (1999) Verwendung des Fernröntgenseitenbildes des Kopfes und des Orthopantomogramms zur metrischen Analyse des Schädels in der Kieferorthopädie. Eine Vergleichende Studie, Med. Diss., in Poliklinik für Kieferorthopädie. Justus- Liebig- Universität: Gießen.
3. Azari A, Nikzad S (2008) Computer- assisted implantology: historical background and potential outcomes- a review. *Int J Med Robot*.
4. Besimo C, Lambrecht JT, Nidecker A (1995) Dental implant treatment planning with reformatet computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 24: 264-7.
5. BMU BfU, Naturschutz, Reaktorsicherheit. RöV 1987 Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen. In: <http://www.bmu.de/strahlenschutz/strahlenschutzrecht/novelle-der-roentgenverordnung/doc/6896.php>. (ed)
6. Bundesministerium für Umwelt (1997) Naturschutz und Reaktorsicherheit: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 1997, Parlamentbericht.
7. Brugmans M.J., Buijs W.C, Geleijns, Lembrechts J (2002) Population exposure to diagnostic use of ionizing radiation in the Netherlands, *Health Phys*. 82: S. 500-9.
8. Cohnen M. et al (2002) Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol*. 12: p. 634-7.

9. Danforth RA, Clark DE (2000) Effective dose from radiation absorbed during a panoramic examination with a new generation machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 89: 236-43.
10. Düvelsdorf K.-H (1974) Ein Beitrag zum Problem der Herstellung identischer Orthopantomogramme. Med. Diss., Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie. Universität Hamburg. Hamburg.
11. Ekestubbe A, Thilander A, Grondahl K, Grondahl HG (1993) Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: comparison with conventional tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 22: 13-7.
12. Ekestubbe A, Grondahl K, Ekholm S, Johansson PE, Grondahl HG (1996) Low dose tomographic techniques for dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 650-9.
13. Farman A.G., Farman T.T (1999) RVG- ui. A sensor to rival direct exposure intra- oral X-ray film, *Int J Comput Dent.* 2: S. 183-96.
14. Farman A.G., Farman T.T (2000) Evaluation of a new F speed dental X- ray film. The effect of processing solutions and a comparison with D and E speed films, *Dentomaxillofac Radiol.* 29: S. 41-5.
15. Frei C, Buser D, Dula K (2004) Study on the necessity for cross- section imaging of the posterior mandible for treatment planning of standard cases in implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 15 (4): p. 490-7.
16. Fuhrmann A. et al (2003) Digital Transversal Slice Imaging in Dentalmaxillofacial Radiology: From Pantomography to Digital Volume Tomography. *International Journal of Computerized Dentistry.* 2:p. 129ff.

17. Galanski M, Prokop M (1998) Ganzkörper- Computertomographie. Georg Thieme Verlag. Stuttgart.
18. Galanski M, Nagel H.D., Stamm G (2001) CT- Expositionspraxis in Deutschland. Fortschr Röntgenstr. 173: S. 1-66.
19. Goch I (2005) Vergleich metrischer Genauigkeit von Computertomographie, digitaler Volumentomographie und Orthopantomographie in der modernen Implantologie. Med. Diss. in Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme. Heinrich Heine Universität: Düsseldorf.
20. Guerrero M.E., Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D (2006) State- of- the- art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. Clin Oral Invest 10:1-7.
21. Hassfeld S, Streib S, Sahl H, Stratmann U, Fehrentz D, Zoller J (1998) Low-dose computerized tomography of the jaw bone in pre- implantation diagnosis. Limits of dose reduction and accuracy of distance measurements. Mund Kiefer Gesichtschir 2: 188-93.
22. Heiland M, Schulze D, Adam G, Schmelzle R (2003) 3D- imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system (Siremobil Iso- C<sup>3d</sup>). Dentomaxillofac Radiol 31, 21-25.
23. Heiland M, Schulze D, Flinzberg S, Thurmann H, Rother U, Schmelzle R (2004) Strahlenexposition und dreidimensionale Darstellungsmöglichkeiten des SIREMOBIL Iso-C<sup>3D</sup> zur Planung chirurgischer Zahnsanierungen. Mund Kiefer Gesichtschir. 8: 35-40.
24. Hounsfield G.M (1973) Computerized transvers axial scanning (tomography). Part 1: Description of system, Br J Radiol. 46 S. 1016-1022

25. Hübinger A (2008) Evaluation dreidimensionaler radiologischer Verfahren zur Darstellung der Mandibula am Humanpräparat. Med. Dissertation. Justus-Liebig- Universität Gießen.
26. Hümmeke S, Vosshans J, Esser E (2003) Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie. Quintessence 54: 1105- 112.
27. Kalender W.A., Seissler W., Klotz E., Vock P (1990) Spiral volumetric CT with single breathhold technique, continuous transport and continuous scanner rotation, Radiology. 176 (181-183).
28. Kalender W.A (2000) Computertomographie. Publicis MCD Verlag. München
29. Katranji A, Misch K, Wang HL (2007) Cortical bone thickness in dental and endtulous human cadavers. J Periodontol 78: 874-8.
30. Kaufmann, Moser, and Sauer (2001) Radiologie. 2 ed. Urban& Fischer. München/Jena
31. Kaul A, Bauer B, Bernhardt J, Nosske D, Veit R (1997) Effective doses of members of the public from the diagnostic application of ionizing radiation in Germany, Eur Radiol. 7: S. 1127- 1132.
32. Lascala C.A., Panella J, Marques M.M (2004) Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT- New Tom). Dentomaxillofac Radiol. 33 (5): p. 291-4.
33. Lecomber AR, Downes SL, Mokhtari M, Faulkner K (2000) Optimisation of patient doses in programmable dental panoramic radiography. Dentomaxillofac Radiol 29: 107-12.

34. Lecomber AR, Yoneyama Y, Lovelock DJ, Hosoi T, Adams AM (2001) Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 30: 255-9.
35. Ludlow JB, Davies- Ludlow LE, Brooks SL (2003) Dosimetry of two extraoral direct imaging devices: New Tom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 32: 229-34.
36. Loubele M. et al (2008) Comparative localized linear accuracy of small- field cone beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 105: p. 512-8.
37. Marmulla R. et al (2002) Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie. *Zahnärztl Implantol*. 18 (3): p. 152-8.
38. Marmulla R. et al (2005) Geometric accuracy of the New Tom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 34 (1): p.28-31.
39. Mattila K (1984) *Panorama- Röntgenverfahren, Rückblick und Ausblick*. Hüthig Verlag, Heidelberg, S.10.
40. Mischkowski R.A., Zinser M.J., Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zöller J.E (2007) Intraoperative navigation in the maxillofacial area based on 3D imaging obtained by a cone- beam device. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*. 36: 687-694.
41. Möbes O, Becker J, Pawelzik J, Jacobs K (1999) Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumetomographie in der implantologischen Diagnostik. *Z Zahnaerztl Implantol* 15: 229-33.

42. Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M (2000) Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie. Dtsch Zahnärztl Z 55: 336-39.
43. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA (1998) A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone- beam technique: preliminary results. Eur Radiol 8: 1558-64.
44. Neugebauer J, Ritter L, Mischkowski R, Zoller JE (2006) Three- dimensional diagnostics, planning and implementation in implantology. Int J Comput Dent 9: 307-19.
45. Novelline R. A (2001) Squire`s Radiology. Schattauer GmbH. Stuttgart
46. Paatero Y.V (1958) Orthoradial jaw pantomography. Ann. Med. Int. Feun. 48: p. 222-7.
47. Pasler F.A (2003) Zahnärztliche Radiologie. 4 ed. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
48. Pickuth D, H. Frommhold, and H.W. Müller- Gärtner (1998) Klinische Radiologie systematisch. 1 ed. Uni- Med Verlag AG. Bremen/London/Boston
49. Pohlenz P (2007) Weiterentwicklung der C- Bogen basierten dreidimensionalen Bildgebung in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Med. Habilitation, Universität Hamburg.
50. Pott K (2009) Anatomische Lagebeziehungen des Nervus alveolaris inferior im retromolaren Dreieck unter Berücksichtigung implantatprothetischer Planung insbesondere der retromolaren Knochenentnahme, 2009. Med. Dissertation, Universität Köln.

51. Prokop M (2002) Überblick über die Strahlenexposition und Bildqualität in der Computertomographie, Fortschr Röntgenstr. 174: S. 631-6.
52. Regev E. et al (1995) Maxillary sinus complications related to endosseous implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 10 (4): p. 451-61.
53. Richter E.J (2005) Implantologie in der Zahnheilkunde. Dtsch zahnärztl Z. 60: p. 915-6.
54. Rother U.J (2006) Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. 2 ed. Elsevier GmbH. München.
55. Scarfe W.C., A.G. Farman, and P. Sukovic (2006) Clinical applications of cone- beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc. 72 (1): p. 75-80.
56. Scherer P, Neugebauer J, Ritter L, Mischkowski R, Scheer M, Zöller J (2007) Indikationen für die 3- dimensionale Bildgebung in der Zahnheilkunde. ZWR 116: 219-30.
57. Scherer P, Zöller J (2008) Indikationen für die digitale Volumentomographie. Zahnärztliche Mitteilungen 6.
58. Scherer P., et al (2007) Indikationen für die 3- dimensionale Bildgebung in der Zahnheilkunde. ZWR- Das deutsche Zahnärzteblatt. 116: p. 219-30.
59. Scheutzel P (1989) Entwicklung der zahnärztlichen Panoramaröntgenverfahren. Zahnärztl. Mitt., 79, 2322.
60. Schnelle C (2001) Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen- Volumen- Tomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der



Computertomographie, Med. Diss., in der Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme. Heinrich Heine Universität: Düsseldorf.

61. Schwenzer, N. and M. Ehrenfeld (2002) Allgemeine Chirurgie. 3 ed. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
62. Schulze H, Heiland M, Thurmann H, Adam G (2004) Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16- slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. Dentomaxillofac Radiol 33: 83-6.
63. Siessegger M., et al (2001) Use of an image- guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites. J Craniomaxillofac Surg. 29 (5): p. 276-81.
64. Sonnabend E. and C. Benz (1991) Röntgentechnik in der Zahnheilkunde. Urban& Schwarzenberg. München
65. Suomalainen A, et al (2008) Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 37 (1): p. 10-7.
66. van Steenberghe D. et al (1990) Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants. 5 (3): p. 272-81.
67. Vosshans J, Huemmeke S, Wiesend M, Esser E (2005) Genaue Lagebestimmung der unteren achter prae operationem. Zm 2: 32-36.
68. Vosshans J (2005) The anatomical landmarks of bone and teeth with the digital volume tomographie ZM. 95 (2): p.32-6.

69. Wegener. O.H (1996) Grundkurs Computertomographie. Blackwell Wissenschaft. Berlin.
70. Wittwer G. et al (2006) Computer- guided flapless transmucosal implant placement in the mandible: a new combination of two innovative techniques. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 101 (6): p. 718-23.
71. Youssefzadeh S, Gahleitner A, Bernhart D, Bernhart T (1999) Conventional dental radiography and future prospectives. Radiologie 39: 1018-26.
72. Zöller J (2007) Digitale Volumentomographie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. In: Verlags- GmbH Q. p. 3-16.

## 9. Danksagung

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

Des Weiteren gebührt großer Dank Herrn PD Dr. Dr. Philipp Pohlenz, stellvertretender Direktor der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der mir stets mit Rat und Tat zur Seite stand. Da ich ihr Engagement nicht als selbstverständlich ansehe, möchte ich ihnen dafür herzlichst Danken.

Herrn Professor Dr. Klaus Püschel aus dem Institut für Rechtsmedizin danke ich für die Bereitstellung der Schädel ohne ihn wäre diese Dissertation so nicht möglich gewesen.

Weiterhin gebührt großer Dank Herrn Dr. Andreas Fuhrmann aus der Poliklinik für Röntgendiagnostik und seinem tollen Team, bestehend aus Frau Ahrend, Frau Haack und Frau Saleri die mich bei den Anfertigungen der Röntgenaufnahmen immer mit vollem Einsatz unterstützt haben. Vielen Dank dafür.

Herrn Dr. phil. Dipl.- Psych Kay Uwe Petersen danke ich für die tolle Unterstützung und Hilfestellung bei der statistischen Auswertung.

Meinem Chef und Kollegen Dr. Amin Farah danke ich dafür, dass er immer ein offenes Ohr hatte und mich mit Infomaterial, Korrekturlesen und bei den Implantationen unterstützt hat.

Meinen Eltern Burglinde und Egon Küker danke ich unendlich, dass sie mir mein Studium ermöglicht und mich auf meinem Weg begleitet haben.

Meinem Freund Nils- Christian Beerberg danke ich tausendfach für seine Unterstützung, Rückhalt, Geduld und vieles mehr. Danke dass du es ausgehalten hast. Ohne Dich wäre ich wenig.

Mein größter Dank gilt meiner Mentorin Frau Dr. Ulrike Leuze die mir seit mehr als einem Jahrzehnt die größte Unterstützung zukommen lässt. Ohne sie wäre ich bestimmt nie Zahnärztin geworden. Danke.

## **11. Eidesstattliche Erklärung**

**Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.**

**Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.**

Unterschrift: .....