

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme

der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

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

Digitale Dentale Volumetomographie mit dem PaX-Duo3D - Einfluss der Parameter  
Anodenstrom, Voxelgröße und *Field-of-View* auf die Diagnostische Genauigkeit in der  
transversalen Darstellung des periimplantären Knochens

Dissertation

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

vorgelegt von

Maximilian Reidegeld

2018

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen  
Fakultät der Heinrich Heine Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. Frank Schwarz

Zweitgutachter: Prof. Dr. Benedict Wilmes

Meinen Eltern und meinem Bruder gewidmet

## Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss der veränderbaren Parameter Anodenstrom und *Field-of-View* bei dem DVT PaxDuo3D bezüglich der dadurch eventuell veränderten diagnostischen Genauigkeit periimplantärer Knochenbereiche zu untersuchen. Im Rahmen des Versuchs wurden implantierte Hundekiefer aus einer zuvor genehmigten und durchgeführten Studie (Schwarz et al., 2012, Mihatovic et al., 2012) im DVT mit den variierten Anodenströmen 3,5 mA, 4,9 mA und 7,5 mA und den drei möglichen FOV Einstellungen von 50 x 50 mm, 85 x 85 mm und 120 x 85 mm untersucht. Die Auswertung erfolgte in einem randomisierten Verfahren durch eine doppelte Vermessung durch zwei Betrachter. Anschließend konnten die Werte der radiologischen Vermessung nicht nur untereinander analysiert, sondern auch mit publizierten histologischen Messdaten einer Parallelstudie (Wang, Kunzel et al. 2013) verglichen werden.

Bei der Analyse der vorliegenden Daten stellt sich dabei heraus, dass der Einfluss des Anodenstroms auf die diagnostische Genauigkeit des PaxDuo3D bei der Vermessung periimplantärer Knochenareale mit 3,5 mA, 4,9 mA und 7,5 mA ( $0,02 \text{ mm} \pm 0,50 \text{ mm}$ ;  $-0,07 \text{ mm} \pm 0,36 \text{ mm}$ ;  $-0,09 \text{ mm} \pm 0,41 \text{ mm}$ ) gering ist. Die Messgenauigkeit mit 4,9 mA ist jedoch signifikant besser als die Messgenauigkeit mit 3,5 mA. Eine erhöhte Stromstärke auf 7,5 mA zeigte keinen signifikant negativen Einfluss auf die Messgenauigkeit im Bezug auf die Referenzmessung mit 4,9 mA, sondern eine signifikant höhere Messgenauigkeit als die Aufnahmen mit 3,5 mA. Die Variation des *Field-of-View* von 50 x 50 mm, 85 x 85 mm und 120 x 85 mm zeigt bei Analyse der Messwerte ebenfalls keinen sehr deutlichen Einfluss auf die diagnostische Genauigkeit der periimplantären Messungen mit  $-0,07 \text{ mm} \pm 0,36 \text{ mm}$ ,  $0,05 \text{ mm} \pm 0,47 \text{ mm}$  und  $0,08 \text{ mm} \pm 0,46 \text{ mm}$ , wobei das kleinste FOV eine signifikant bessere Messgenauigkeit zulässt als das mittlere und das größte Volumen. Zwischen dem mittleren und großen Volumen ist kein signifikanter Unterschied festzustellen. Die Ergebnisse dieser Studie lassen also die Schlussfolgerung zu, dass durch die variierten Aufnahmeparameter beim PaxDuo3D keine klinisch relevanten Verbesserungen der Messgenauigkeit zu erzielen sind. Die Indikationsstellung des erforderlichen Volumens sollte nach Regeln erfolgen, die eine ausreichende Diagnostik und gleichzeitig die geringstmögliche Strahlenbelastung vereinen. Im Umkehrschluss sind aber auch keine sehr deutlichen Verschlechterungen durch Aufnahmeparametervariationen zu beobachten, was die Frage nach der Dosisreduktion durch reduzierte Geräteeinstellungen erneut aufwirft.

## Abstract

Aim of the present study was to examine the influence of the modifiable parameters anode current and field of view with DVT Pax-Duo3D concerning the diagnostic accuracy of periimplanted bone thickness, which are potentially modified in this way. On the basis of the experiment, implanted jawbones of dogs from a study, which was approved and carried out beforehand (Schwarz et al., 2012, Mihatovic et al., 2012), were examined in DVT with the varied anode currents 3,5 mA, 4,9 mA and 7,5 mA and the three potential FOV- adjustments of 50 x 50 mm, 85 x 85 mm and 120 x 85 mm. The evaluation was carried out in a randomized procedure by means of a double measurement by two observers. Subsequently, the values of the radiologic measurement could not only be analysed among each other, but could also be compared with publicized histological measuring data of a parallel study (Wang et al., 2013). While analyzing the data at hand, it could be detected that there is a minor influence of the anode current on the diagnostic accuracy of PaxDuo3D, when measuring periimplanted bones areas with 3,4 mA, 4,9 mA and 7,5 mA ( $0,02 \text{ mm} \pm 0,50 \text{ mm}$ ;  $-0,07 \text{ mm} \pm 0,36 \text{ mm}$ ;  $-0,09 \text{ mm} \pm 0,41 \text{ mm}$ ). However, the measuring accuracy with 4,9 mA is significantly better than the measuring accuracy with 3,5 mA. An increased intensity of current to 7,5 mA did not show any significant negative influence on the measuring accuracy related to the reference measurement with 4,9 mA, but a significant higher measuring accuracy than the imagery with 3,5 mA. The variation of the field of view with 50 x 50 mm, 85 x 85 mm and 120 x 85 mm does not either show any significant influence on the diagnostic accuracy of the periimplanted measurements with  $0,07 \text{ mm} \pm 0,36 \text{ mm}$ ,  $0,05 \text{ mm} \pm 0,47 \text{ mm}$  and  $0,08 \text{ mm} \pm 0,46 \text{ mm}$ , whereby the smallest field of view is admitting a far better measuring accuracy than the medium and largest volume. Thus, the results of this study also lead to the conclusion, that there cannot be achieved any clinically relevant improvements of the measuring accuracy by means of the varied parameters with PAXDuo3D. The indication of the accurate indication concerning the required volume should be carried out according to rules, which are combining a sufficient diagnostic accuracy at the same time the lowest possible exposure to radiation. However, in the reverse conclusion there are not any very significant deteriorations to be observed either by parameter variations, which again raises the question for a dose reduction by reduced instrument settings.

## Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung: .....	1
1.1 Digitale Volumentomographie .....	1
1.2 Wissenschaftlicher Stand zum Indikationsbereich des DVT .....	3
1.3. Messgenauigkeit digitaler Volumentomographie .....	7
1.4. Messgenauigkeit des PaxDuo3D .....	12
1.5. Ziel der Studie.....	13
2. Material und Methode.....	15
2.1 Implantate.....	16
2.2 Erstellung des digitalen Volumens .....	16
2.2.1 Fixierung der Proben im Gerät.....	16
2.2.2 Benennung der Implantate.....	18
2.2.3 Standardisierung der Aufnahmen.....	18
2.2.4 Virtuelle Einstellung des Aufnahmebereichs .....	18
2.2.5 Aufnahmeparametervariation .....	21
2.3 Digitale Vermessung.....	22
2.3.1 Bildbetrachtungsprogramm Byzz .....	22
2.3.2 Ausrichtung der Betrachtungsebene .....	23
2.3.3 Messpunktbestimmung .....	25
2.3.4 Randomisierung und Messvorgang.....	27
2.4 Statistische Auswertung.....	29
2.5. Die Eigenleistung des Doktoranden .....	31
3. Ergebnisse .....	32
3.1 Einfluss des Anodenstroms auf die diagnostische Genauigkeit.....	32
3.2 Einfluss des <i>Field-of-View</i> auf die diagnostische Genauigkeit.....	36
4. Diskussion.....	45
4.1 Diskussion der Versuchsanordnung, Auswertmethodik.....	45
4.2 Messgenauigkeit im Bezug zur histologischen Referenz.....	49
4.3 Die Ergebnisse im Vergleich zu publizierten Studien .....	51
5. Schlussfolgerung.....	57
5.1 Klinische Relevanz der Ergebnisse.....	57
5.2 Weiterführender Forschungsbedarf.....	58
6. Literaturverzeichnis .....	60
7. Abbildungsverzeichnis:.....	68
8. Tabellenverzeichnis.....	69
9. Danksagung .....	70

# 1. Einleitung:

## 1.1 Digitale Volumentomographie

Die digitale Volumentomographie - oder auch „*Cone Beam Computed Tomography*“- beschreibt eine Möglichkeit der dreidimensionalen digitalen Radiologie, die seit 1997 zunehmend an klinischer Bedeutung gewinnt und im Vergleich zur klassischen Computertomographie bei ähnlicher Rekonstruktionsmöglichkeit der Hartgewebe mit einer reduzierten Strahlenexposition verbunden ist (Arai et al., 1999, Mozzo et al., 1998, Schnelle, 2001, Schulze et al., 2010).

„Während der Expositionsdauer führen Strahler und Detektor eine Kreisbewegung - je nach Gerät und Einstellung - von 180° bis 360° mit 100 bis 400 Einzelaufnahmen um den mit Laser-Lichtvisieren positionierten Kopf des Patienten aus. Die Expositionszeit ist gerätespezifisch“ (Pasler, 2007). „Auf diese Art und Weise werden auf der zirkulären Bahn eine große Anzahl von Projektionsaufnahmen erzeugt, aus welchen unmittelbar ein 3D Volumen des zu untersuchenden Körperteils berechnet wird.“ (DGZMK, 2009) „Für das Verfahren typisch ist eine isometrische Ortsauflösung im Volumen in allen drei Raumrichtungen sowie die Konzentration auf die Darstellung von Hochkontrast, d. h. auf Hartgewebe. Gegenüber der klassischen (Einzeilen-) Computertomographie (CT) grenzt sich die DVT durch die Verwendung eines dreidimensionalen Nutzstrahlenbündels sowie eines zweidimensionalen Bildrezeptors technisch ab“ (DGZMK, 2009, DGZKM, 2013).

„Die auf dem Markt befindlichen Geräte unterscheiden sich hardwareseitig hauptsächlich in der Größe des abgebildeten Volumens (*Field of View*, FOV), der verwendeten Detektortechnologie (Bildverstärker, *Flachpanel-Detektoren*) sowie der Patientenpositionierung. Letztere kann sowohl (selten) liegend, als auch

sitzend bzw. stehend erfolgen. Softwareseitig unterscheiden sich die derzeitigen Geräte vorwiegend in den Rekonstruktionsalgorithmen (meist Modifikationen des bekannten approximativen Feldkamp Algorithmus sowie in den zusätzlichen Funktionalitäten der Ausgabe-Software“ (DGZMK, 2009, DGZKM, 2013).

„Die Betrachtung und Auswertung der visualisierten Daten erfolgt in der Regel über vom Hersteller bzw. Drittanbietern bereitgestellte Betrachtungssoftware. Das 1983 entwickelte DICOM-Format (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) ist ein spezieller Standard für die Radiologie, der weltweit gilt. Mit dem 1991 entwickelten DICOM 3.0 kann jedes Bild, das von einem DICOM-kompatiblen bildgebenden System eines beliebigen Herstellers generiert und in ein DICOM-Netz übertragen wurde, gesucht, geladen, dargestellt, gedruckt, gespeichert und/oder archiviert werden“ (Krause, 2013).

Das in dieser Untersuchung verwendete Gerät Vatech PaxDuo3D, das mit einem *Flat-Panel* Detektor arbeitet, weist laut Herstellerangaben eine mögliche Voxalkantenlänge von 0.08 -0.2 mm auf, die sich automatisch nach dem eingestellten *Field-of-View* richtet. Modellspezifisch liegt das mögliche Aufnahme-feld bei diesem Gerät zwischen 50 x 50 mm und 120 x 85 mm. Die Aufnahmen können – je nach manueller Einstellungskorrektur mit 60 – 90 kV Röhrenspannung und 1 - 10mA Röhrenstrom erstellt werden.

Mit einem maximalen FOV von 120 x 85 mm ordnet sich das PaxDuo 3D im mittleren Bereich der momentan gängigen digitalen Volumentomographen ein, was das maximale FOV betrifft. Größere Volumina mit Kantenlängen von mehr als 20 cm werden mit den Geräten I - Cat next Generation (Platimun), Kodak 9500 DVT, Promax 3D Max, Kavo 3D exam oder auch mit dem Pax Zentith 3D erreicht.

## 1.2 Wissenschaftlicher Stand zum Indikationsbereich des DVT

Die digitale Volumentomographie ist in der Zahnmedizin mittlerweile eine weit verbreitete und vielfach genutzte Möglichkeit der radiologischen Diagnostik, speziell der Präimplantationsdiagnostik aber auch der Endodontie, konservierenden Zahnheilkunde, Prothetik und Kieferorthopädie.

Die Indikationen für den Einsatz dreidimensionaler Bildgebung mittels DVT sind vielfältig, wobei die digitale Volumentomographie keine radiologische Basisdiagnostik sondern eine weiterführende radiologische Maßnahme bei speziellen Fragestellungen darstellt. So lässt sich die genaue Lokalisation verlagelter Zähne, die dreidimensionale Diagnose parodontaler Knochendefekte, die Diagnostik periapikaler Läsionen, die komplexe Traumatologiediagnostik oder die Beurteilung von Knochenanomalien bzw. raumfordernder Prozesse nennen (DGZMK, 2009). Arnheiter konkretisierte die Indikationen in einer Arbeit und formulierte ein Ranking. Die meisten Indikationen ergaben sich durch Implantatplanungen (40 %), chirurgische Eingriffe (24 %) und Kiefergelenksanalysen (16 %) (Arnheiter C, 2006). Wie bei jeder Röntgenuntersuchung gilt auch bei der Anwendung der DVT grundsätzlich das ALARA- (*as low as reasonably achievable*) Prinzip, das heißt, dass die Anwendung mit der für die Fragestellung geringstmöglichen Strahlendosis bei gleichzeitig suffizienter Abbildungsqualität zu erfolgen hat (DGZMK, 2009). Unabhängig davon, ob Diagnostik, Implantatplanungen oder prächirurgische Untersuchungen mithilfe des DVT vollzogen werden sollen, muss die Abwägung zwischen Nutzen und Belastung für den Patienten sorgfältig erfolgen, wie in einer retrospektiven Arbeit von Benavides festgehalten wurde (Benavides et al., 2012) (Oz et al., 2011). Man unterscheidet die Basisuntersuchung (z.B. OPTG), die befundbezogene Untersuchung zur Abklärung eines durch klinische oder röntgenologische Basisuntersuchung erkannte Befunde (z.B. DVT) und die weiterführende Untersuchung außerhalb der zahnmedizinischen Fachkunde (z.B. CT) (DGZMK, 2012). Der Vorteil der DVT liegt in dem erhöhten

Informationsgehalt durch den dreidimensionalen Charakter der Aufnahmen, wofür allerdings gleichzeitig eine verringerte Detailauflösung in Kauf genommen werden muss. Speziell bei Fragestellungen, bei denen die räumliche visuelle Darstellung erforderlich ist, kann die 3D Diagnostik trotz verringerter Detailauflösung im Vergleich zur 2D Darstellung konventioneller Verfahren ein entscheidender Vorteil sein. Als notwendige Volumengröße zur Erfassung der gesamten dentalen Region haben Krause et.al 2013 eine Kantenlänge des Volumens von 8,29 x10,59 cm angegeben (Krause, 2013). Darüber hinaus weist die digitale Volumentomographie ein hohes Maß an metrischer Genauigkeit auf (Pinsky et al., 2006, Moshiri et al., 2007, Kumar et al., 2007). Entsprechend der S2 Richtlinie (DGZMK) „digitale Volumentomographie“ lassen sich die Indikationsbereiche der verschiedenen zahnärztlichen Fachbereiche einzeln definieren. In endodontologischer Sicht lassen sich mittels DVT apikale Veränderungen, die auf zweidimensionalen Aufnahmen nicht räumlich detektierbar sind, beurteilen. Zu nennen sind hier z.B. Diagnosen von Wurzelfrakturen oder Resorptionen. Im Bereich der zahnärztlichen Prothetik werden als mögliche Indikationen des DVT die erweiterte Beurteilung von Pfeilerwertigkeiten, die Visualisierung des quantitativen und qualitativen Knochenangebotes, die Darstellung von Nervenverläufen und Austrittspunkten oder die virtuelle Planung implantatprothetischer Versorgungen genannt (DGZKM, 2013) (DGZMK, 2009). Eine Verknüpfung der 3D-Daten mit Konstruktions-Software von CAD/CAM - Systemen zur Erstellung beispielsweise von Bohrschablonen ist inzwischen eine allgemein gebräuchliche Methodik zur Verbesserung implantologischer Versorgungen. Aber auch die Visualisierung und vor allem die metrische Vermessung der Implantatlager sollte bei entsprechend vorliegender Indikation mit dem DVT durchgeführt werden. Im chirurgischen Bereich findet die DVT speziell Anwendung bei den Fragestellungen, bei denen eine genaue topographische Übersicht erforderlich ist, wie der Diagnostik von Frakturen, der Abgrenzung pathologischer Veränderungen, Lageanomalien von Zähnen oder Lagebeziehungen von zu extrahierenden Zähnen zu anatomisch sensiblen Strukturen (Alveolarnerv). Bei

der Frage der Indikationsstellung spielt auch der Aspekt der Strahlenbelastung eine entscheidende Rolle. Die Indikationsstellung sollte, wie bei jeder Röntgenaufnahme, dem ALARA-Prinzip folgen. Bezüglich der Strahlenbelastung durch DVT-Aufnahmen sind derzeit Daten verfügbar, die durch die technische Entwicklung jedoch schnell veralten können. Die effektive Dosis, berechnet nach dem ICRP-Gewichtungsfaktoren von 2007, schwankt bei den einzelnen Geräten beträchtlich. Sie liegt zwischen 13  $\mu\text{Sv}$  und 1073  $\mu\text{Sv}$ . Die Einblendung auf die zur Darstellung der untersuchten Region notwendige Feldgröße führt zur Dosisreduktion. Im Vergleich zur herkömmlichen Computertomographie ist die effektive Dosis im Mittel (über alle Feldgrößen) bei der DVT erheblich reduziert mit einem Mittelwert von  $221 \pm 275 \mu\text{Sv}$ . (DGZMK, 2009). Die effektive Dosis einiger gängiger auf dem Markt befindlicher Geräte, wird in einer Studie von Patzlet et al beschrieben. Die effektive Dosis in der Übersicht aller untersuchten Geräte liegt zwischen 17 und 396  $\mu\text{SV}$ , mit einem Mittelwert von 121  $\mu\text{SV}$ . Die effektive Dosis für minimale Geräteeinstellungen liegt zwischen 17  $\mu\text{SV}$  und 51  $\mu\text{SV}$ , bei einem Mittelwert von 34  $\mu\text{SV}$ . Die effektive Dosis für maximale Geräteeinstellungen liegt zwischen 47 und 396  $\mu\text{SV}$  bei einem Mittelwert von 29  $\mu\text{SV}$ . Das PaX-Duo3D, das in dieser Studie verwendet wird, wird mit einer effektiven Dosis von 19  $\mu\text{SV}$  bei minimaler und 228  $\mu\text{SV}$  bei maximaler Geräteeinstellung genannt (Patzlet, 2010) (alle Dosis-Angaben gerundet). Das bei dieser Untersuchung verwendete Pax Duo 3D reiht sich mit den Werten seiner effektiven Dosen also in den genannten Rahmen ein. Pauwels et al. untersuchten in der 2014 veröffentlichten Studie das Vorgehen zur Bestimmung der optimalen kV- Einstellung beim DVT unter Berücksichtigung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses und der Röntgendosis. Die Dosisbestimmung erfolgte mit einem Prüfkörper, und es wurden insgesamt 180 verschiedene Einstellungsvariationen zwischen 60 kV/1 mA und 90 kV und 8 mA mit dem Accuitomo 170 untersucht. Die Extrema der untersuchten Einstellungen bezüglich der Dosis lagen bei  $0,034 \text{ mGy mAs}^{-1}$  und  $0,108 \text{ mGy mAs}^{-1}$ . Letztendlich konnte beobachtet werden, dass optimale Kontrastergebnisse bei definierter/fester Dosis mit den höchsten kV Einstellungen erzielt wurden und die

Dosisreduktion ohne entscheidenden Qualitätsverlust durch die Reduktion des Stromes erreicht wurden (Pauwels et al., 2014). Ergänzend hierzu erfolgte eine Studie von Klintström et al. mit dem Ziel der Evaluation, wie Bildparameter von DVTs sich in ihrer Genauigkeit bei der Bestimmung von trabekulären Knochenstrukturen und dem Kontrast/Rauschverhältnis auswirken. Verschiedene Aufnahmeparameter, unter anderem verschiedene Röhrenspannungen, Voxelgrößen und Umlaufzeiten, wurden in vitro Aufnahmen erstellt und in den Bezug zur Referenz (Micro-CT) gestellt. Es zeigte sich hier, dass die Genauigkeit der verschiedenen Aufnahmen sehr eng beieinander lag. Knochenvolumen und trabekuläre Dicke wurden nicht durch die Aufnahmeparameter in ihrer Diagnostizierbarkeit wesentlich verändert. Erhöhter Röhrenstrom, eine Reduktion der Voxelgröße von 125  $\mu\text{m}$  auf 80  $\mu\text{m}$  und der verringerte Umlaufwinkel von 360 auf 180 Grad wirkten sich negativ auf das Ergebnis aus. Insgesamt zeigte sich aber auch hier, dass Knochenstrukturen in vitro durch die digitale Volumetomographie genau quantifiziert werden können und mit der Referenz des Mikro-CT korrelieren. Wichtig im Zusammenhang zu Pauwels ist, dass auch in dieser Studie bestätigt wurde, dass mit einer geringen Dosis ein akzeptables Kontrast/Rausch Verhältnis zu erreichen ist (Klintström et al., 2014). Darauf basiert der jüngste Trend zu Aufnahmeoptionen mit stark reduzierten Dosiswerten, wie sie in der letzten Zeit beispielsweise von Planmeca, EWo und anderen Herstellern eingeführt wurden.

### 1.3. Messgenauigkeit digitaler Volumentomographie

Entscheidend zur Rechtfertigung der Strahlenbelastung ist der diagnostische Nutzen und dafür unter anderem die metrische Genauigkeit der volumentomographischen Aufnahme, die bei der jeweiligen Strahlenbelastung, definiert durch die Aufnahmeparameter, zu erwarten ist. Die digitale Volumentomographie weist prinzipiell eine hohe metrische Genauigkeit auf (Stratemann et al., 2008, Pinsky et al., 2006, Moshiri et al., 2007, Kumar et al., 2007), die bei metrischen Vermessungen sogar bessere Ergebnisse als MDCT basierte Messungen zeigten (Patcas et al., 2012a, Al-Ekrish and Ekram, 2011). Ein wesentlicher zu beurteilender Aspekt ist für den klinischen Einsatz und die Indikationsstellung von digitalen Volumentomographen die Dimensionstreue, also die metrische Genauigkeit der Aufnahmen, zu der in den „Sedentext Richtlinien DVT 2.0“ in einer Übersicht Stellung genommen wird. „Es liegen mehr als 50 Publikationen rund um das Themengebiet der Darstellungsgenauigkeit vor, die einen repräsentativen Überblick über relevante Hersteller und Modelle liefert“ (DGZKM, 2013). Die Ergebnisse bestätigen, dass die Unterschiede zwischen DVT Messungen und Referenzmessungen verhältnismäßig gering sind und in klinischer Hinsicht nicht signifikant erscheinen. Die Vergleichbarkeit der Studien untereinander und speziell der Vergleich verschiedener Modelle untereinander lässt sich aufgrund sehr unterschiedlicher Studiendesigns nicht besonders gut untersuchen und stellt weiteren Forschungsbedarf dar (DGZMK, 2009). Timock et al. beschrieben 2010 zu dem Thema der Messgenauigkeit und Messzuverlässigkeit in einer Studie, in der *in vitro* 12 menschliche Schädel mit dem i-cat 17-19 bezüglich ihrer periodontalen buccalen Knochenhöhe und Knochendicke mit einer Voxelgröße von 0,3 mm vermessen wurden, dass die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Messungen den Realvermessungen entsprechen und die mittlere Abweichung der buccalen Knochenhöhe bei durchschnittlich 0,13 mm und die Abweichung der Knochenhöhe 0,3 mm lägen (Timock et al., 2011). Bestätigend zur dieser Erkenntnis stellten 2012 Leung et al. fest, dass die buccale Alveolarknochenhöhe bei einer Voxelgröße von

0,38 mm und 2 mA bis auf einer Genauigkeit von +/- 0,6 mm zu vermessen ist. Vermessen wurden in dieser Studie 334 Zähne in menschlichen Schädeln (Leung et al., 2010).

Die Untersuchung beispielsweise des Einflusses verschiedener Röhrenspannungen (60, 80, 100, 120 kV) und Röhrenströme (10 mA, 15 mA) auf die diagnostische Genauigkeit des „MercuryRay, Hitachi Medico Technology Corp.“ ergab keinen signifikanten diagnostischen Einfluss abhängig von variierten Parametern. Gemessen wurde an humanen Mandibularpräparaten der Abstand des Canalis Mandibularis zur Knochenaußenfläche des Unterkiefers und der Durchmesser des Canalis mandibularis. Die Messpräzision variierte von 0,03 mm bis 0,28 mm. Es gab keine signifikante Differenz in der Messgenauigkeit bei verschiedenen radiologischen Parameterkombinationen (Panmekiate et al., 2012). Vergleichbare Ergebnisse lieferte eine 2014 veröffentlichte Studie zum Thema des Einflusses von Expositionsfaktoren (kV und mA) auf die Voxelgröße im DVT. M. L. Oliveira et al. untersuchten dabei mithilfe eines Phantomprüfkörpers in  $K_2HPO_4$ -Lösung die Voxelgröße bei Variation der Expositionsfaktoren und veränderter Konzentration der Lösung. Gegenstand der Untersuchung war das DVT Vatech/E-WOO Technology, mit dem in vier Aufnahmemodi (3 mA und 50 kV, 9 mA und 90 kV, 3 mA und 90 kV, 5 mA und 50 kV) die erforderlichen Aufnahmen durchgeführt wurden. Alle sonstigen Einstellungen seien unverändert geblieben und wiesen demnach eine Voxelgröße von 0,3 cm auf. Im Anschluss wurde ein dentales Titanimplantat der Firma Straumann in den Prüfbereich inseriert und analog die Aufnahmen erstellt, um die Artefaktbildung zu beobachten. Es stellte sich dort heraus, dass die Veränderungen der Einstellung des Stromes im periimplantären Bereich keine Störungen verursachten. Die Aufnahmen mit 90 kV reduzierten die Voxelgrauwerte nur unter Abwesenheit der o.g. Exo-Masse. Die Voxelgrauwerte waren nicht beeinflussbar durch die Anwesenheit von der o.g. Lösung bei den Aufnahmen mit 9 mA und 90 kV. Die Anwesenheit der Lösung wirkte sich aber bei Verwendung von 3 mA und 50 kV, 3 mA und 90 kV, und 9 mA und 50 kV auf das Ergebnis aus. Auch die Konzentration der Lösung veränderte die

Messergebnisse maßgeblich (Oliveira et al., 2014). Somit kann man feststellen, dass die Studie von Oliveira et al. keinen Einfluss ausgehend von veränderten Stromstärken beobachten konnte aber dass erhöhte Spannung zu genaueren und konstanteren Messergebnissen führte.

Diese spannungsabhängigen Veränderungen lassen sich jedoch nur bei einem FoV beobachten, das kleiner als das Objekt ist, das abgebildet wird. Vor dem Hintergrund der Studie von Panmekiate et al. (Effect of electric potential and current on mandibular linear measurements in cone beam CT) ist dies ein interessantes Ergebnis (Oliveira et al., 2014, Panmekiate et al., 2012). In Bezug auf die Voxelgröße selbst veröffentlichten Damstra et al. 2010 eine Studie, in der an menschlichen Schädeln Phantomprüfkörper fixiert und die Vermessungen dann digital und analog in Realvermessung durch einen Messzirkel verglichen wurden. Zum Einsatz kam bei dieser Studie der digitale Volumentomograph 3D eXam, (KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Germany) und die SimPlant Ortho Pro Software (Version 2.00, Materialise Dental, Leuven, Belgium). Die Aufnahmen wurden zum einen mit einer Voxelgröße von 0,4 mm zum anderen mit einer Voxelgröße von 0,25 mm getätigt und es zeigte sich, dass die Verkleinerung der Voxelgröße keine großen Auswirkungen auf die Genauigkeit der digitalen Vermessungen hatte (Damstra et al., 2010). Bestätigend zu dieser Erkenntnis stellten de Azevedo et al. 2013 fest, dass periimplantäre Knochenfenster mit einer Voxelgröße von 0,2 mm nicht weniger genau als mit einer Voxelgröße von 0,12 mm diagnostiziert werden können (de-Azevedo-Vaz et al., 2013).

Ein im Detail etwas abweichendes Ergebnis lässt sich in der Arbeit von Wood erkennen. Es wurden Markerbohrungen apikal der Ober- und Unterkiefermolaren in 6 Schweinekiefer gesetzt. Dann wurden DVT Aufnahmen mit 0,4 und 0,2 mm Voxelgröße mit und ohne umgebende Weichgewebe erstellt. Im Anschluss wurden Realvermessungen durchgeführt. Zusammenfassend war die mittlere Abweichung der DVT Aufnahmen von den Realvermessungen für jeden Kiefer, jede Voxelgröße und unabhängig der Weichgewebsanwesenheit nahe Null. Die

Messungen im Oberkiefer waren tendenziell ungenauer als die Messungen im Unterkiefer, wobei der crestale Knochen im Oberkiefer durchschnittlich 1 mm dünner als im Unterkiefer war. Die Abwesenheit von Weichgeweben führte zur helleren Oberflächendarstellungen des Schmelzes und der Knochenoberfläche. Basierend auf den 0,4 mm Voxel- Aufnahmen war die Messung der Alveolarknochenhöhen im Oberkiefer ungenauer als im Unterkiefer. Bei einer Voxelgröße von 0,2 mm hingegen waren die Messungen verhältnismäßig besser, aber nur wenn die umgebenden Weichgewebe intakt waren (Wood et al., 2013).

Bei der Fülle von Firmen, die DVT Geräte produzieren und anbieten, stellt die gerätespezifische Genauigkeit bei implantären oder periimplantären Messungen einen relevanten Aspekt dar, der nicht zuletzt in der Praxis für den Anwender eines DVT im Rahmen implantologischer Indikationen eine wichtige und kaufentscheidende Bedeutung haben kann. So stellte sich heraus, dass die Implantatlänge in der volumetomographischen Darstellung im Vergleich zum Goldstandard (makroskopische Realvermessung) mit dem Galileos der Firma Sirona bei senkrecht im Gerät ausgerichteten Implantaten keinen signifikanten Unterschied beobachten ließ (Küker, 2010).

Ritter et al. haben in ihrer Studie zur Untersuchung der periimplantären Genauigkeit bezüglich Knochendickenmessungen festgestellt, dass die Beurteilbarkeit periimplantärer Knochendicken – und hier insbesondere der absoluten Implantatlänge – mit dem DVT Galileos der Firma Sirona sehr zuverlässig und genau möglich sei (Ritter et al., 2014).

Mit analogem Ergebnis führten Shiratori et al. periimplantäre Vermessungen an Implantaten durch, die in anteriore Unterkiefer inseriert wurden. Auch bei dieser Untersuchung bestätigte sich die Annahme, dass digitale Vermessungen von periimplantären Knochenbereichen zuverlässig möglich seien (Shiratori et al., 2012). In einer weiteren Studie, die mit dem Galileos (Sirona) durchgeführt wurde und Fienitz et al. veröffentlichten, wurden Titanimplantate in exakt definierte Knochendefekte im Hunderversuch gesetzt. Die beidseitigen Knochendefekte

wurden auf der einen Seite mit Knochenersatzmaterial und Membran augmentiert, die andere Seite blieb unversorgt. In der anschließenden digitalen Vermessung wurde im Bezug zur Histologie erkannt, dass diejenigen Knochendefekte, die kleiner als 0,5 mm waren, auffällig höhere Messungengenauigkeiten aufwiesen als diejenigen Defekte, die größer als 0,5 mm waren.

In der Gruppe der Defekte < 0,5 mm lag die Messungengenauigkeit durchschnittlich bei 1,93 mm mit einer Standardabweichung von 1,59 mm. Die größeren Knochendefekte konnten mit einer durchschnittlichen Abweichung von 0,7 mm und einer Standardabweichung von 0,7 mm vermessen werden. Es lässt sich also festhalten, dass mit dem Galilios (Sirona) periimplantäre Defekte, die kleiner als 0,5 mm sind, nur sehr ungenau vermessen werden können (Fienitz et al., 2012).

Eine der ersten Studien zu diesem Thema stammt von Razavi et al (Razavi et al., 2010). In der Studie wurden periimplantäre Knochendicken mit zwei unterschiedlichen Volumetomographen (i-CAT NG und Accuitomo 3D60 FPD) anhand von in Schweinerippen inserierten Implantaten (4 x 11 mm Astra Tech) untersucht und ein Vergleich der Messgenauigkeiten beider Tomographen formuliert. Die Messungen wurden einheitlich mit einer durchsichtigen Messschablone, die auf dem Befundungsmonitor befestigt wurde, durch zehn Betrachter durchgeführt. Es wurden einheitliche Messpunkte definiert, die bei 3,6 und 9 mm ausgehend vom oberen Implantatrand lagen und zusätzlich wurde die Strecke zwischen Implantatkopf und crestalem Alveolarknochen gemessen. Die Aufnahmeparameter waren gerätespezifisch festgelegt mit 120 kV und 18.54 mA (i-Cat NGs) bzw. 80 kV und 4 mA (Accuitomo 3D60) und wurden nicht variiert. Es zeigte sich, dass der Volumetomograph der Firma Accuitomo 3D60 mit einer Voxelgröße von 0.125 mm im Vergleich zum i-Cat NGs mit einer Voxelgröße von 0,3 mm eine verhältnismäßig bessere und genauere Abbildung der periimplantären Knochenbereiche zu ließ. Der prozentuale Fehler lag in der Reihenfolge der Messpunkte (3, 6 und 9 mm) bei :

Accuitomo: 22.74 %, 5.7 % und 5.32 %,

i-Cat NGs: 68 %, 28.02 % und 17.86 %

Andererseits sollte berücksichtigt werden, dass sich das hier ungenauere Gerät „i-CAT“ in anderen Studien als das DVT-Gerät herausstellte, was das beste Dosis-Qualitäts-Verhältnis aufwies (Loubele et al., 2008).

Vor dem Hintergrund der in dieser Studie untersuchten Auswirkung der FOV-abhängigen Messgenauigkeit des PaxDuo3D bietet sich ein Blick auf eine Studie von 2014 von Ibrahim et al zum Thema „Einfluss auf Objektlokalisationen in verschiedenen FoV Einstellungen bei Vermessung menschlicher Unterkiefer“ an.

Es wurden in der Studie verschiedene FoV Einstellungen mit den DVT's NewTom5G und Accuitomo bei sonst unveränderten Aufnahmeparametern untersucht. Man beobachtete fünf definierte Unterkieferbereiche, und die FoV variierten zwischen 4 x 4 cm, 6 x 6 cm, 8 x 8 cm (Accuitomo) und 6 x 6 cm, 8 x 8 cm, 12 x 8 cm, 15 x 12 cm und 18 x 16 cm (NewTom5G). Es zeigte sich, dass die jeweils kleineren FoV mit kleineren Voxelgrößen größere Genauigkeiten aufwiesen als große Volumina, die entsprechend größere Voxelgrößen aufwiesen (Ibrahim et al., 2014a).

#### 1.4. Messgenauigkeit des PaxDuo3D

Über das Orange Dental PaxDuo3D, dessen Markteinführung 2007 in Partnerschaft mit Vatech geschah, gibt es noch relativ wenig Studien bezüglich der Messgenauigkeit seiner dreidimensionalen Aufnahmen.

So haben Wang et al. mit dem PaxDuo 3D Volumentomographen – kurz nach einem Tierversuch von Schwarz et al. in Düsseldorf - die qualitative diagnostische Genauigkeit des DVT bei periimplantären Knochendefekten untersucht (Wang et al., 2013). Dabei wurden periimplantäre Knochendicken radiologisch vermessen und in Bezug zur histologischen Referenz gestellt. Das Ergebnis im Bezug auf die Messgenauigkeit des PaxDuo3D periimplantärer Knochendicken ist, dass

Messungen mit Ungenauigkeiten von etwa 0,5 mm behaftet sind. Im Detail lag die Abweichung der linearen periimplantären Knochendickenmessungen im Bezug zur Histologie bei -0,22 mm (Mittelwert) bei einer Standardabweichung von 0.77 mm. In der Studie von Wang et al. wurden die DVT-Aufnahmen mit denen für das Gerät für humane Röntgenaufnahmen standardisiert vorgegebenen Parametern von 4,9 mA und 85 kV und bei einem FoV von 50 x 50 mm belichtet (Wang et al., 2013).

## 1.5. Ziel der Studie

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass mittlerweile eine Reihe von Studien zur Messgenauigkeit der digitalen Volumentomographie mit verschiedensten thematischen Foki und Studiendesigns existiert. Die gerätespezifische Untersuchung der Genauigkeit volumentomographischer Aufnahmen wurde im Bezug auf das Pax Duo 3D bisher mit dem Fokus auf Knochendefektbeurteilungen, periimplantären Knochendicken oder radiologischen Existenznachweisen von Knochenersatzmaterialien untersucht. Jene genannten Studien wurden mit den vom Hersteller als empfohlene Parametereinstellungen definierten Stromstärken und Röhrenspannungen durchgeführt. Es fällt dabei jedoch auf, dass ein Aspekt, der durchaus von klinischem Interesse sein kann, nicht im Detail berücksichtigt wurde. Wie verhält es sich mit der Messgenauigkeit periimplantärer Knochendicken mit dem Pax Duo 3D bei veränderten Aufnahmeparametern? Lässt sich eine Optimierung der Genauigkeit im Vergleich zur Standardeinstellung (für humane Aufnahmen bei Erwachsenen) durch Veränderung des Röhrenstroms im Bereich zwischen 3,5 - 7,9 mA feststellen? Wie wirkt sich die Einstellung des FoV bei dem PaxDuo3D auf die Genauigkeit aus?

Ziel dieser Studie ist es, eine Aussage darüber treffen zu können, ob eine Veränderung der Parameter Stromstärke und *Field-of-View* Einfluss auf die Genauigkeit periimplantärer Knochendickenmessungen im Tierversuch hat und

somit die Genauigkeit der digitalen Volumentomographie, hier am Beispiel des PaxDuo3D, optimiert werden kann. Umgekehrt könnte ein Ergebnis fehlenden Einflusses der Aufnahmeparameter auf die Messgenauigkeit Perspektiven zur Dosisersparung eröffnen. Speziell aus Sicht von Patienten, die, was Röntgenbestrahlung angeht, zunehmend sensibilisiert sind, könnte auch ein solches Ergebnis von Interesse sein. Auf Dauer sollte eine Optimierung des Verhältnisses zwischen Dosis und diagnostischem Nutzen weiter Ziel der Forschung sein.

## 2. Material und Methode

Diese Untersuchung erfolgte anhand von Gewebeproben, die aus einer zuvor durchgeführten tierexperimentellen Studie zur Bewertung unterschiedlicher Augmentationsmaterialien zur lateralen Kieferkammaugmentation stammen und am 29.7.2008 vom LANUV NRW genehmigt wurde (Aktenzeichen 8.8-50.10.37.09.230) (Wang et al., 2013, Schwarz et al., 2012, Mihatovic et al., 2012). Bei den Versuchstieren handelt es sich um 8 bis 21 Monate alte Hunde der Rasse Foxhound, die zu der Gruppe der Jagd- Hunde und Laufhunde gehören. Es wurden für die Ausgangsstudie unabhängig von dieser radiologischen Studie 6 Hunde getötet. „Das orale Gewebe wurde fixiert, indem 10% gepuffertes Formalin durch beide internen Karotisarterien verabreicht wurde. Die Kiefer wurden resektiert, um Knochenblöcke mit den experimentelle Stellen zu erhalten. Alle Proben wurden mittels 10% neutral gepufferter Formalinlösung für 4-7 Tage fixiert“(Schwarz et al., 2012). „Für die Herstellung von nicht-entkalkten Hartgewebsschnitten wurden die Proben vorerst dehydriert. Dabei wurden die Proben in Alkohollösungen eingelegt, die im Abstand von einer Woche durch 70, 80, 90, 95 und 99,5% Alkohollösung ausgetauscht wurden. Anschließend erfolgte die Einlage der Proben in Xylol über einen Zeitraum von einer Woche. Die Proben wurden mit Methacrylat-Monomer (Technovit 9100 NEU, Heraeus Kulzer, Werheim, Germany) infiltriert und in Methylmethacrylaten (MMA, Technovit 9100 NEU, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany) eingebettet.“(Schwarz et al., 2012)

Vor der Herstellung der Hartgewebsschnitte wurden die fixierten Kiefer für diese radiologische Studie im DVT geröntgt.

## 2.1 Implantate

Bei den in dieser Studie verwendeten Titanimplantaten handelt es sich um Implantate der Firma Straumann vom Typ Bone Level. Die Außengeometrie des Bonelevel Implantatkörpers ist ein Kegelstumpf mit kleinem Konuswinkel, also nahezu zylindrisch. Für die Einheilphase wird das Implantatinterface mit Verschlusschrauben verschlossen, die den inneren Verbindungskonus abdichten. Die Verschlusschrauben überragen den Implantatkörper in der Länge, erreichen jedoch nicht die zirkuläre Außenfläche des Implantates.

## 2.2 Erstellung des digitalen Volumens

### 2.2.1 Fixierung der Proben im Gerät

Zum Erstellen der digitalen Volumina war es erforderlich, die fixierten und in toto abgetrennten Tierkiefer in einer stabilen und reproduzierbaren Position im PaxDuo3D zu fixieren. Als Verankerung für eine Fixierungshilfe steht die Steckverbindung der Kinnstütze zur Verfügung. Eine Fixierungshilfe für diese Untersuchung musste die unterschiedliche Kieferanatomie von Mensch und Hund berücksichtigen. Hundekiefer und die darin befindlichen Implantate weisen in anteriorer – posteriorer Ausdehnung interimplantär viel größere Distanzen auf, als es bei humanen Kiefern möglich wäre. Die Fixierungshilfe sollte daher eine kontrollierte Verschieblichkeit der Präparate ermöglichen. Es wurde eine Haltevorrichtung entworfen, die an der Steckverbindung der Kinnstütze des Tomographen befestigt werden konnte. Die Hauptträgerplatte dieser Fixierungshilfe wurde als verschiebbarer Schlittenkonstruktion konstruiert (siehe Abb.1).

Weitere Anforderungen waren an das Material und Design gestellt, die sich röntgenologisch nicht nachteilig auswirken und die Rotation des Gerätes um das Präparat nicht beeinflussen durfte. Die Wahl des Materials fiel auf

Brettschichtholz (BSH), traditionell auch Leimholz genannt. Brettschichtholz ist ein industriell verarbeitetes Holz, das aus mindestens drei Schichten Holz besteht. Das dabei verwendete Holz ist Nadelholz, hier Fichte, das mit wechselnder Faserrichtung miteinander verklebt wird. In Vorversuchen zeigte sich, dass das Brettschichtholz nur wenig röntgenopak ist und somit die Beeinflussung der Röntgenaufnahmen nur unwesentlich sein sollte.

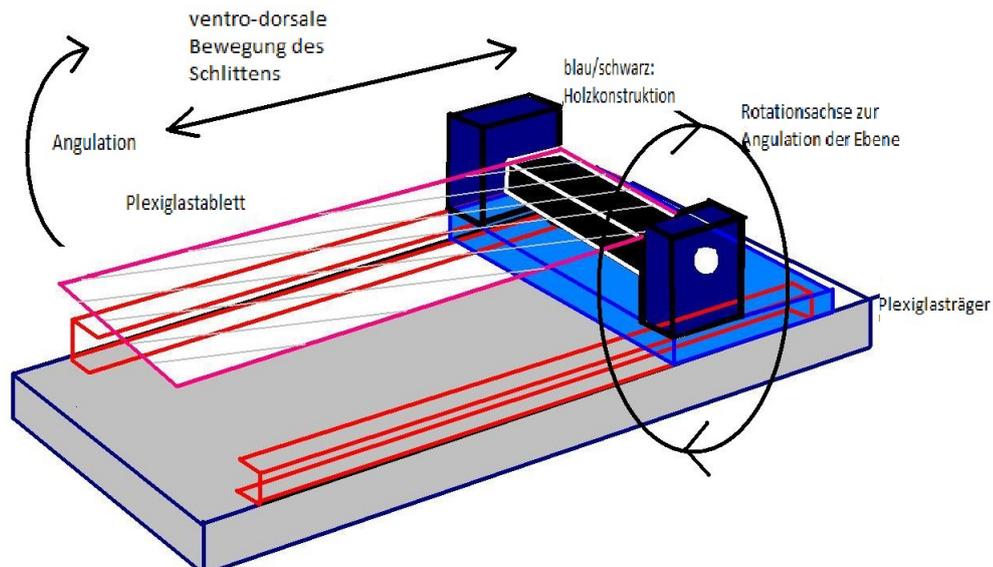


Abb.1: Skizze des Probenträgers

Dieses ca. 1 cm dicke und helle Leimholz wurde mit den verschiedenen hölzernen Anteilen durch Heißkleber (Polyethylenkleber, Pattex, Henkel Düsseldorf) fixiert und anschließend mit drei Millimeter starkem Acrylglasträgerplatten verbunden. Die Apparatur wurde im Sinne eines zweiteiligen Schlittensystems ausgeführt, bei dem die Schlittenführung mit einer abnehmbaren Kinnstütze des PaxDuo3D verklebt wurde und der Reiter aus Holz mit der Trägerplexiglasplatte in zwei Schienen in anteriorer/ posteriorer Dimension stufenlos verschiebbar war.

## 2.2.2 Benennung der Implantate

Die Benennung der Implantate und Regionen im Hundekiefer wurde nach einem systematisch definierten Schema einheitlich vollzogen, sodass die Zuordnung zweifelsfrei möglich war.

## 2.2.3 Standardisierung der Aufnahmen

Um die Vergleichbarkeit der verschiedenen Aufnahmen zu optimieren, wurde bei den DVT-Röntgenaufnahmen der Implantate in den verschiedenen Einstellungen darauf geachtet, dass während des Verstellens der Aufnahmeparameter (Röhrenstrom und FoV) das Präparat nicht bewegt wurde, sodass ein Implantat in der Regel trotz verschiedener Aufnahmeparameter an der identischen Stelle im Raum positioniert blieb.

## 2.2.4 Virtuelle Einstellung des Aufnahmebereichs

Die Software bietet eine Reihe von Möglichkeiten, die geometrischen Aufnahmeeinstellungen zu variieren. Zum einen existiert die Einstellung ‚Arch‘, welche die Kieferbogenbreite berücksichtigt und bei der Erfassung der Hundekiefer auf ‚normal‘ belassen wurde. Zum anderen ist es möglich, das Feld, das später erfasst wird, durch die virtuelle Auswahl des entsprechenden Zahnes aus einem Zahnschema zu wählen, weil das Gerät im klinischen Gebrauch keine manuelle Positionierung des Kopfes des Patienten vorsieht, sondern der Patient durch drei Fixierhilfen in ventro-dorsaler und lateraler Position gehalten und lediglich das Laservisier zur Ausrichtung per virtueller Auswahl des Zahnes im Programm (Abb.2) ausgerichtet wird.



Abb. 2: Benutzeroberfläche byzz; Erstellung des digitalen Volumens

Die Benennung der Zahnpositionen im Aufnahmeprogramm zwecks Positionierung des Patienten versteht sich als dreidimensionale Beschreibung der Position des Fadenkreuzes im Raum im humanen Schädel.

Beispielsweise würde die eingestellte Position „Zahn 11“ bei einem Menschen in etwa die entsprechende Region mit dem Positionierungsfadenkreuz treffen. Im Gegensatz dazu würde bei unveränderter Einstellung das Fadenkreuz beim Hundekiefer im Seitenzahnbereich liegen, da die Hundekiefer aufgrund von Anatomie und Größe nicht in die Kalibrierung der Fadenkreuzeneinstellungen des PaxDuo3D passen.

Die vor jedem Aufnahmevorgang erforderliche Zieleinstellung (Abb.3) (Auswahl des „Untersuchungs-Zahns“ bei FoV 50 x 50 mm) oder der zu

erfassenden Ziel-Region (Kieferseite bei FoV 85 x 85 mm oder 120 x 85 mm) wurde daher individuell auf das Präparat abgestimmt und im Aufnahmeprotokoll vermerkt.

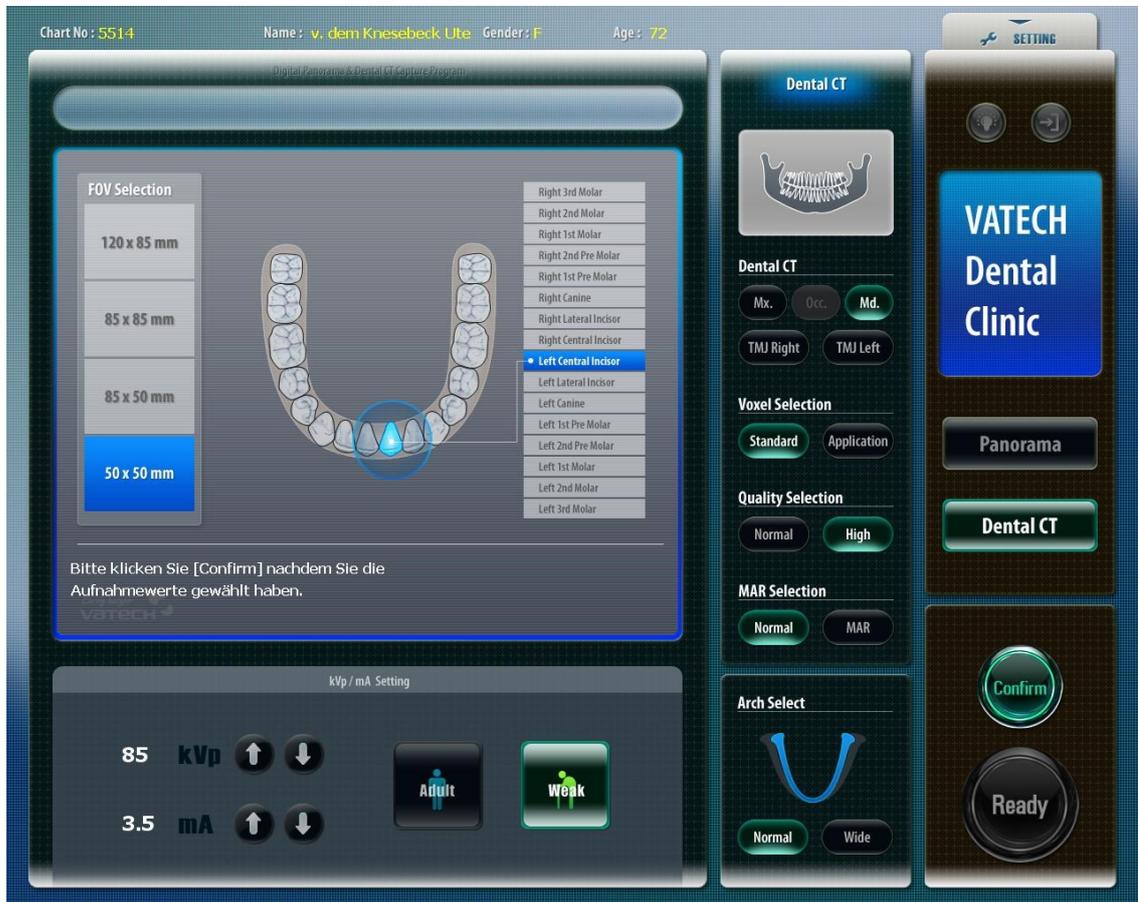


Abb. 3 Auswahl des Aufnahmebereichs innerhalb des Zahnbogens

## 2.2.5 Aufnahmeparametervariation

Die Konstanten und Variablen im Aufnahmeprogramm sahen wie folgt aus: Der Metall-Artefakt-Reduktions-Filter war deaktiviert, die Anodenspannung lag bei 85 kV und die Qualitätseinstellungen blieben unangetastet auf ‚*High Quality*‘. Verändert hingegen wurde zum einen der Röhrenstrom: Von Herstellerseite wurde zu dem Untersuchungszeitpunkt die Aufnahmeeinstellung mit o.g. 4,9 mA als Standardeinstellung für erwachsene Patienten empfohlen. Es erfolgten Aufnahmen mit 3,5 mA, 4,9 mA und 7,5 mA.

Zum anderen wurden die Untersuchungsvolumina (*Field-of-View*, FoV) verändert: Es wurden DVT-Aufnahmen mit den Untersuchungsvolumina 50 x 50 mm, 85 x 85 mm und 120 x 85 mm erstellt.

Das PaxDuo3D weist bei den verschiedenen Volumina zum Teil verschiedene Voxelgrößen auf. Das kleinste Untersuchungsvolumen von 50 mm x 50 mm wird bei dem untersuchten Gerät in der Standardeinstellung (nicht in der auflösungsreduzierten Einstellung ‚*Application*‘) mit einer Voxelgröße von 80 µm berechnet.

Die anderen Untersuchungsvolumina von 85 x 85 mm und 120 x 85 mm werden von dem Gerät standardmäßig mit einer Voxelgröße von 200 µm rekonstruiert.

Daraus ergibt sich, dass mit der Variation der Untersuchungsvolumina z.T. auch die rekonstruierte Voxelgröße variiert wurde. Die vom Lieferanten zu dem DVT-Gerät mitgeteilten obigen Angaben zur Voxelgröße bei verschiedenen Field-of-View wurden mithilfe des *Dicom Readers* der Firma Microdicom [14] überprüft und bestätigt.

## 2.3 Digitale Vermessung

### 2.3.1 Bildbetrachtungsprogramm Byzz

Zur Vermessung der Implantate wurden die gespeicherten Datensätze mit der systemzugehörigen Bildbetrachtungssoftware Ez3D in der Version 1.0.090406 von 2009 (Orangedental GmbH&Co KG, Biberach, Deutschland) bearbeitet und analysiert.

Ez3D ist eine dentale Bildverarbeitungssoftware, die auf Basis des DICOM Formats eine zweidimensionale, dreidimensionale und rekonstruktionsgestützte Befundung und Interpretation der erstellten DVT Aufnahmen ermöglicht (Abb.4). Dabei steht eine Reihe von Bildbearbeitungstools zur Verfügung.



Abb. 4: Oberfläche des Programms Ez3d

### 2.3.2 Ausrichtung der Betrachtungsebene

Zwecks optimierter Reproduzierbarkeit der Messergebnisse erfolgte eine weitestmögliche Standardisierung der zu analysierenden Aufnahmen und Randomisierung der Messungen.

Zunächst wurden die zu vermessenden Implantate in den 3D-Rekonstruktionen identifiziert und in multiplanaren Schichten einzeln zur Darstellung gebracht. Im nächsten Schritt wurde die Vergrößerung der Rekonstruktionsbilder am Monitor einheitlich auf 250 % eingestellt. Im Bildfeld für die axialen Schnitte wurden der Kreuzungspunkt der anderen Rekonstruktionsebenen in das Zentrum des Implantats gelegt und dann die anderen Rekonstruktionsebenen parallel zur Implantatachse ausgerichtet und abschließend senkrecht bzw. parallel zum Alveolarfortsatz ausgerichtet. Dadurch ergab sich eine dreidimensionale Ausrichtung der Rekonstruktionsebenen am Implantat und eine zweidimensionale Ausrichtung (Rotation) der Schnittbilddarstellungen so, dass „coronale“ und „sagittale“ Schnittebene das vermessene Implantat genau in der Mittelachse schneiden und die zum Alveolarfortsatz transversale Schnittbilddarstellung im Bildfeld für die coronalen Schnitte (in der Abbildung oben links) das Implantat in standardisierter Position genau senkrecht zeigte (Abb.5).

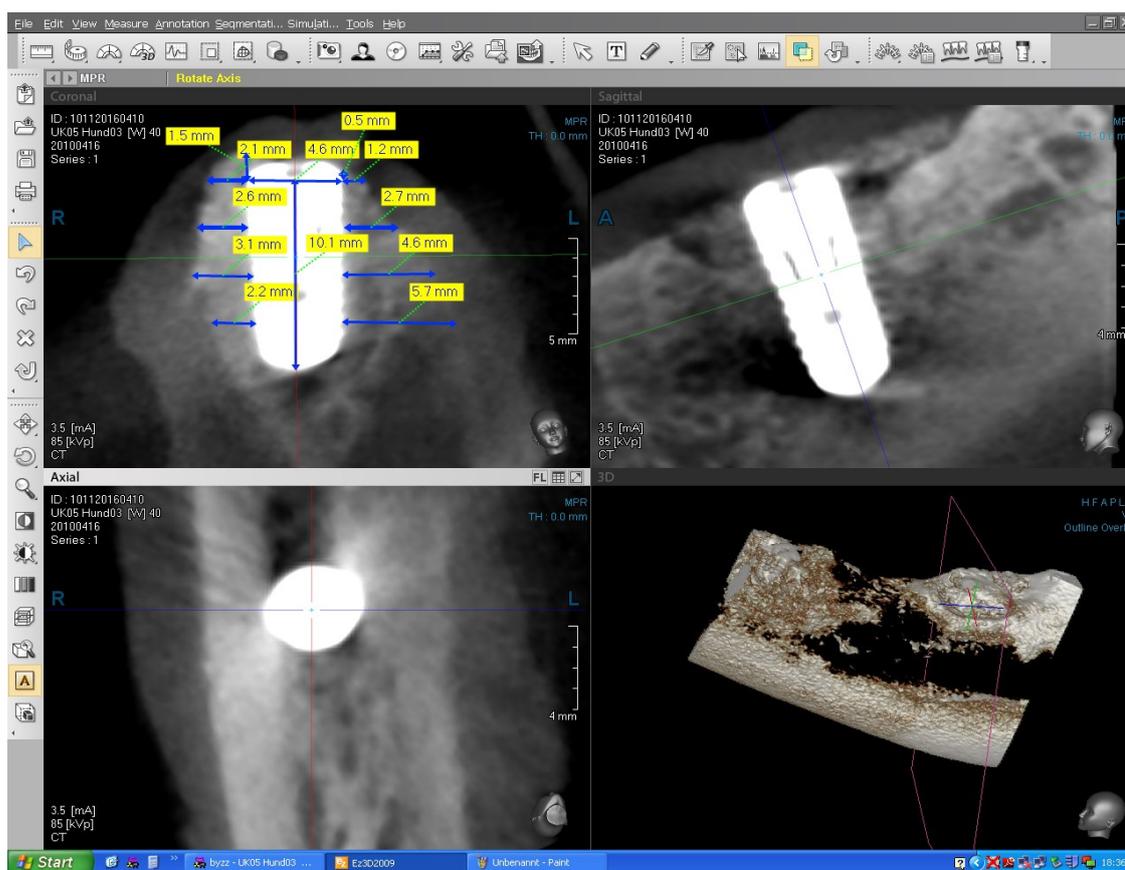


Abb. 5: Ausrichtung des Implantats

In dieser Ansicht, also einer genau definierten Ansicht in Raamtiefe und Vergrößerungsmaßstab (250 %), als auch in horizontal-vertikaler Ausrichtung wurden die Volumina mit der entsprechenden Funktion der Byzz-Software als sogenannte „Projekte“ gespeichert und somit reproduzierbar gesichert.

Durch das Speichern im Projektmodus wurden die Ausrichtungseinstellungen ebenfalls fixiert. Somit war es möglich, die Rekonstruktions-Ansichten beliebig oft in identischer Darstellung zu öffnen. Wichtig war diese Möglichkeit vor allem, um trotz der Randomisierung der Messreihen und durch die unterschiedlichen Betrachter Ungenauigkeiten wegen Neuausrichtung zu verhindern. Bei dem anstehenden Vermessungsvorgang hatten die Betrachter an der Darstellung (Schichtebene, Vergrößerung, Kontrast etc.) nichts mehr zu verändern, sondern

lediglich die Ansichten als sogenannte „Projekte“ in vorgegebener Reihenfolge am PC aufzurufen und zu vermessen.

### 2.3.3 Messpunktbestimmung

Zentrale Aufgabenstellung sollte die Vermessung der periimplantären Knochendicke genau oral und vestibulär der Implantate in verschiedenen Abständen vom *Implantatinterface* sein. Diese Messpunkte lagen bei 0 %, 25 %, 50 % und 75 % der Implantatlänge, gemessen von der Außenkante des Implantatinterface. Für die Vermessung der Knochendicke wurde die lineare 2D-Messfunktion des Ez3D-Programms verwendet.

Dabei wurde der jeweilige Anfangspunkt der Messung an der Implantatoberfläche nicht punktgenau an der Metalloberfläche des Gewindes gesetzt, wodurch sich die Amplitude der Gewindestruktur auf das Messergebnis addiert hätte, sondern auf einer gedachten zylindrischen Einhüllenden über alle Gewindegänge des Implantats positioniert.

Der jeweilige Endpunkt der Messung wurde von den Betrachtern der radiologischen Abbildung punktgenau an der oralen oder vestibulären Knochenoberfläche gesetzt. Die Knochenoberfläche wurde also ohne Anwendung einer Glättungsfunktion (z.B. imaginäre Einhüllende über eventuelle Knochendefekte, Vakuolen oder Artefakte) vermessen.

Für die Bestimmung der Messlinien bei 0, 25, 50 und 75 % der Implantatlänge bietet das Ez3D-Programm kein wirklich effizientes Tool. Die Verwendung einer anderen Auswertungssoftware mit einem solchen Feature hätte aber die Praxisnähe und Systembezogenheit der Untersuchung beeinträchtigt. Deshalb wurde entsprechend der Vorgehensweise von Razavi et al. eine durchsichtige, auf dem Monitor zu fixierende Messschablone verwendet (Razavi et al., 2010). Eine Klarsichtfolie für Tageslichtprojektoren wurde mit einem schwarzen

Bezugsliniensystem bedruckt, das zum einen kontrollierbar Längsachse und Länge des am digitalen Display standardisiert eingestellten Implantats markierte und zum anderen genaue Messlinien zur Vermessung der periimplantären Knochendicken vorgab (Razavi et al., 2010). Die Skalierung des Vergrößerungsmaßstabes der Schablone wurde einmalig vor Beginn der Messungen anhand der o.g. digitalen Ausrichtung der Implantatdarstellungen ausgetestet und festgelegt. Mithilfe dieser mit Klebeband auf dem Betrachtungsmonitor fixierten Schablone konnten die Messlinien (Abb.6) durch die Betrachter schnell und reproduzierbar identifiziert werden. Bei Bedarf konnten die Betrachter die Deckung von Implantatdarstellung und Schablone am Monitor durch Korrektur der Schablonenposition optimieren.

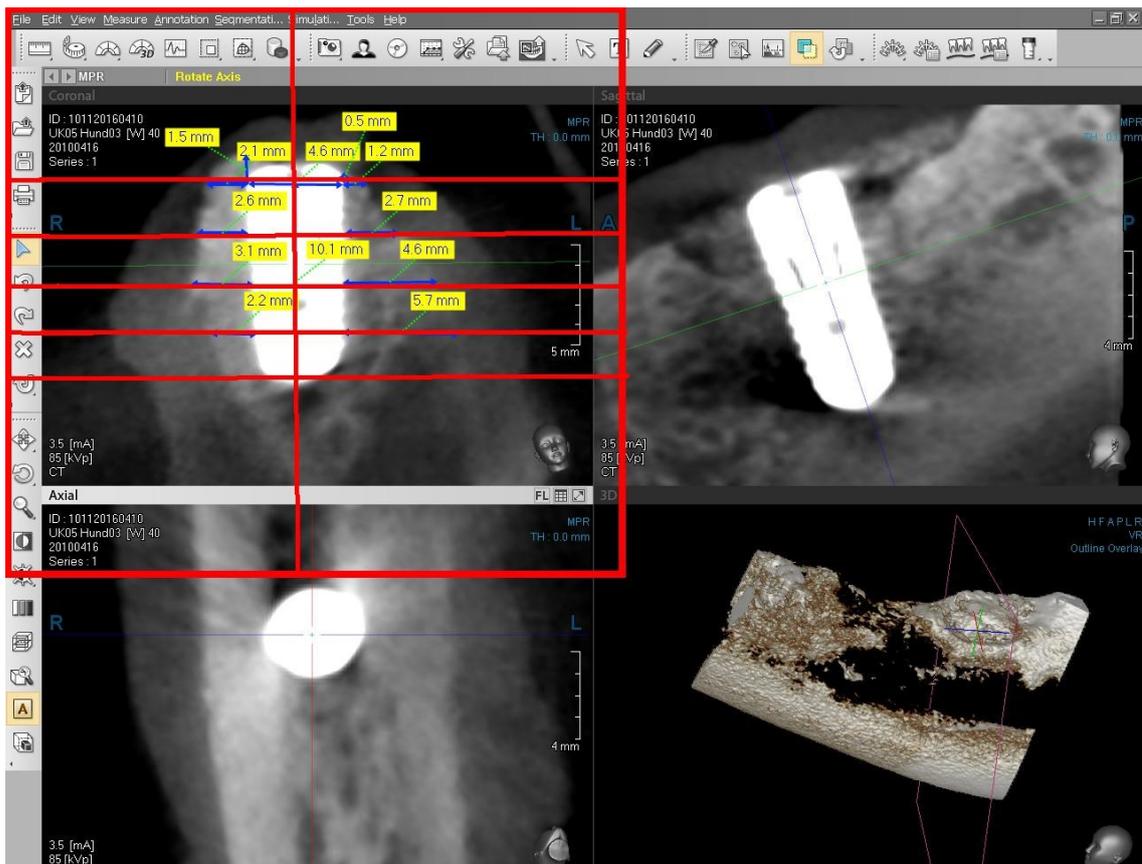


Abb. 6: Skizze zur Ausrichtung der analogen Messschablone (rot)

### 2.3.4 Randomisierung und Messvorgang

Zur Vermessung der einzelnen Implantate wurde mit Excel (Microsoft, Redmond, WA, USA) ein Messplan erstellt. Mithilfe der Excel-Zufallsfunktion und der darauf angewendeten Sortierungsfunktion wurde der Messplan randomisiert. Entsprechend wurden die Implantate aller Hunde und aller Lokalisationen in Zufallsreihenfolge gebracht und anhand dieser Reihenfolge vermessen, sodass für die Betrachter keine Ordnungsstruktur mehr zu erkennen war. Die Messpläne der beiden Betrachter und für beide Messdurchgänge waren jeweils separat randomisiert, glichen sich folglich nicht, um systematische Fehler durch Übungs-, Ermüdungs- oder Wiedererkennungseffekte weitestmöglich zu vermeiden. Der Messvorgang selbst wurde unter immer gleichen Bedingungen vollzogen. Das Licht im Betrachtungsraum (Abb.7) am Befundungsmonitor war bei jeder Messung gleichermaßen abgedunkelt, die Messungen wurden einheitlich in konzentriertem Zustand zur selben Tageszeit ohne Störung durch externe Faktoren (Patientenverkehr etc.) in möglichst gleich langen, ca. 3 stündigen Messsitzungen mit regelmäßigen Pausen im 15 Minutenrhythmus vollzogen.



Abb. 7: Geräteansicht Paxduo3D

Die zwei Betrachter waren zum Zeitpunkt der Messungen jeweils allein vor dem Befundungsmonitor und haben sich nicht bei den Messungen abgesprochen.

Beide Betrachter (Kandidaten der Zahnmedizin im letzten prägradualen Semester) hatten den gleichen Übungsstand in der Befundung von DVT-Röntgenaufnahmen bei vorausgegangener intensiver Geräteeinweisung und der gemäß Richtlinie notwendigen Zahl dokumentierter Untersuchungen von radiologischen Beispielfällen, wie sie zur Erlangung der Fachkunde DVT benötigt werden.

## 2.4 Statistische Auswertung

Im Zuge der statistischen Auswertung wurden die radiologischen Messwerte durch Screenshots der Messansichten mit den histologischen Bildern aus der Studie Wang et al. verglichen. Insgesamt wurden im Zuge dieser Arbeit 42 Implantate radiologisch vermessen. Durch systematische Sortierung ist die Schnittmenge der radiologischen und histologisch verfügbaren Messungen bestimmt worden. Dabei wurden alle radiologischen Messungen, denen keine histologische Messung zugeordnet werden konnte, aus der Messwerttabelle entfernt. Ebenso wurden Messreihen eliminiert, die nur in einer Parametervariation vorlagen. Somit ergab sich eine bereinigte Messtabelle, bei der jedes Implantat mit jeder verfügbaren Parametervariation vermessen und einer histologischen Vermessung zugeordnet werden konnte. Am Ende blieben von ursprünglich 42 vermessenen Implantaten des Ober- und Unterkiefers der 6 Hunde 12 Implantate aus 5 Hundeunterkiefern übrig, die allen Kriterien zweifelsfrei gerecht wurden.

Im zweiten Schritt wurden die wenigen Messpunkte, deren absolute Messstrecke ausgehend von der Implantatoberfläche zur vestibulären oder lingualen Knochenbegrenzung über 5 mm lag, aus der Messtabelle entfernt. Hintergrund ist ein zu großer potentieller systematischer Fehler ausgehend von Winkeldiskrepanzen der Messstrecke (Abb.8).

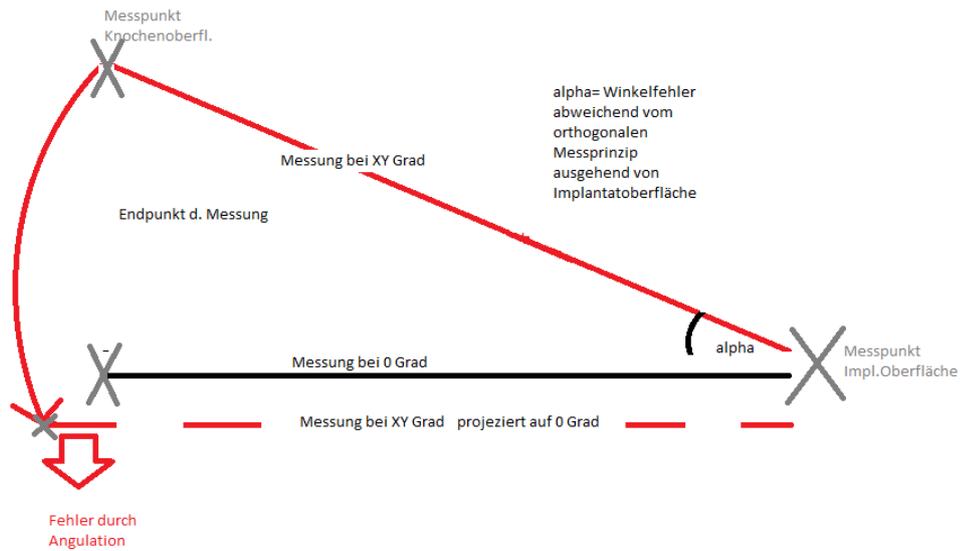


Abb. 8: Skizze zum systematischen Messfehler

Die statistische Analyse erfolgte ohne fremde Hilfe mit Excel 2007 (Excel (Microsoft, Redmond, WA,, USA) zunächst innerhalb der verschiedenen Messblöcke, definiert durch die Parametereinstellung.

50 x 50 mm, 4,9 mA, 85 kV

50 x 50 mm, 3,5 mA, 85 kV

50 x 50 mm, 7,5 mA, 85 kV

85 x 85 mm, 4,9 mA, 85 kV

120 x 85 mm, 4,9 mA, 85 kV

Die Bestimmung der mittleren- und Standardabweichung zwischen den radiologischen und histologischen Messwerten wurde messortübergreifend für die Messungen ling 00 % bis ling 75 % bzw. buc 00% bis buc 75 % durchgeführt. Für die T-Tests wurde ein alpha- Fehler von 5% definiert.

## 2.5. Die Eigenleistung des Doktoranden

Meine Eigenleistung bestand in den folgenden Punkten:

- a.) Formulierung des Ziels der Arbeit
- b.) Theoretische Entwicklung eines Trägerschlittens für die Präparate
- c.) Reale Erstellung des Trägerschlittens
- d.) Erstellung des Messprotokolls
- e.) Erstellung einer eindeutigen Nomenklatur der Implantate
- f.) Virtuelle 3D Ausrichtung/ Vorbereitung der Datensätze
- g.) Messungen
- h.) Statistische Auswertung und graphische Darstellung
- i.) Analyse der Ergebnisse
- j.) Formulierung und Niederschrift der Dissertation

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Einfluss des Anodenstroms auf die diagnostische Genauigkeit

Bei der Untersuchung der diagnostischen Genauigkeit des PaxDuo3D in der transversalen Darstellung abhängig vom gewählten Anodenstrom wurde zunächst als Orientierungspunkt die Messgenauigkeit des kleinsten Volumens, das bedeutet bei 4,9 mA und 85 kV bei einem FoV von 50 x 50 mm, definiert. Es lässt sich erkennen, dass die radiologischen Messungen eine mittlere Abweichung von - 0,07 mm und eine Standardabweichung von 0,36 mm aufweisen (Abb. 9).

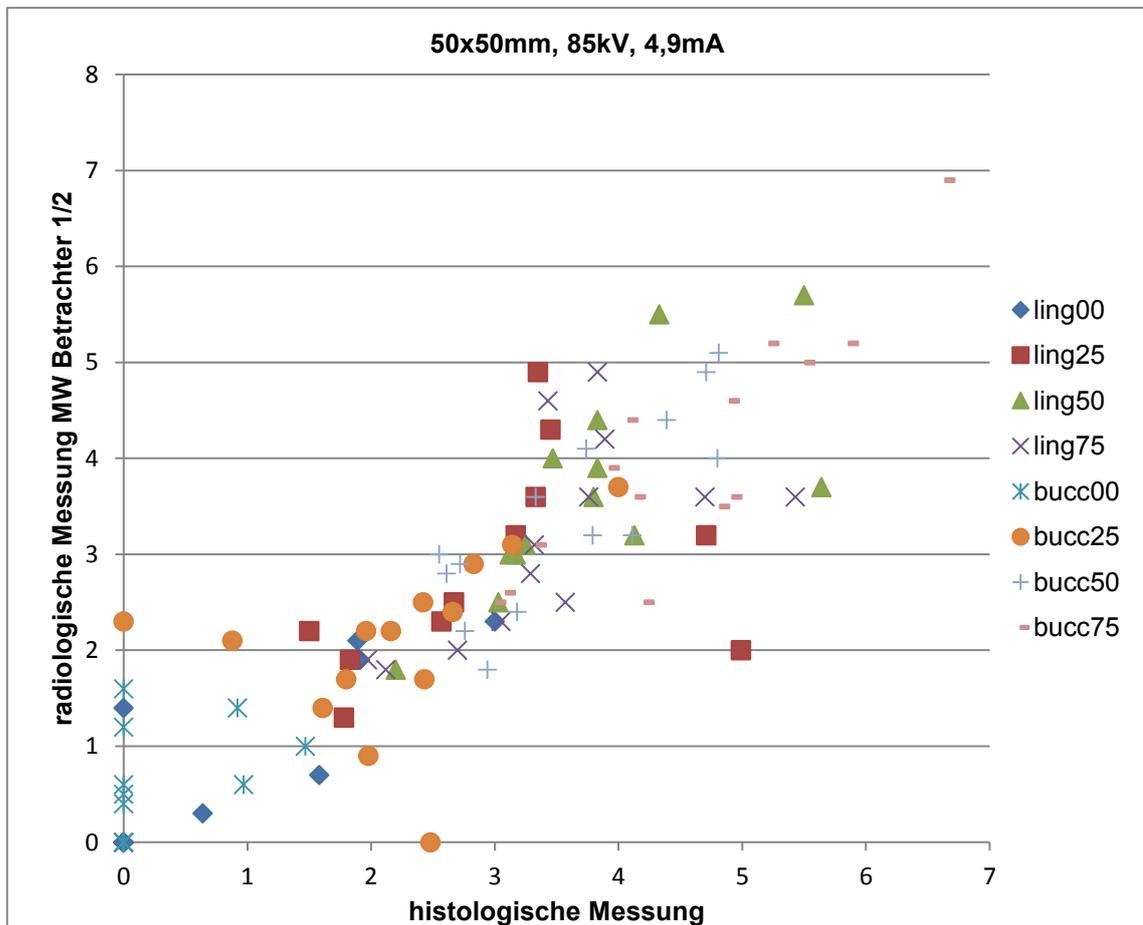


Abb: 9: Messpunktverteilung bei Standardeinstellung Radiologie zur Histologie

Durch die Variation der Stromstärke abweichend von 4,9 mA auf 3,5 mA und 7,5 mA bei sonst identischen Aufnahmeparametern und Aufnahmebedingungen zeigen sich folgende Ergebnisse.

Bei einem FOV von 50 x 50 mm, einer Stromstärke von 3,5 mA und 85 kV Spannung ergibt sich eine mittlere Abweichung von radiologischen zu histologischen Messungen von -0,02 mm bei einer Standardabweichung von 0,50 mm (Abb.10)

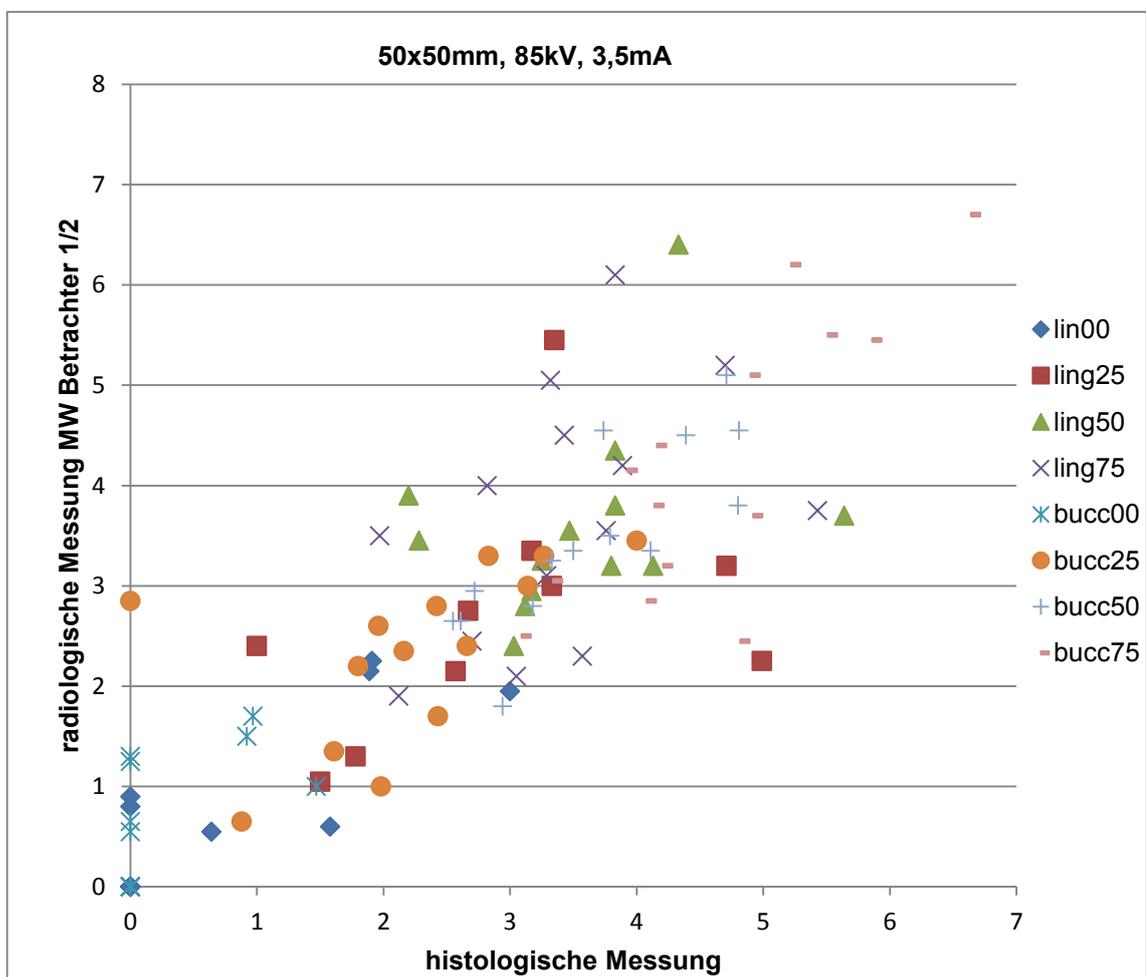


Abb. 10: Messpunktverteilung bei 3,5mA Einstellung Radiologie zur Histologie

In der dritten Versuchsanordnung mit erhöhter Stromstärke von 7,5 mA, bei sonst unveränderten Parametern, ergibt sich eine mittlere Abweichung von Radiologie zu Histologie von -0,09 mm bei einer Standardabweichung von 0,41 mm (Abb.11).

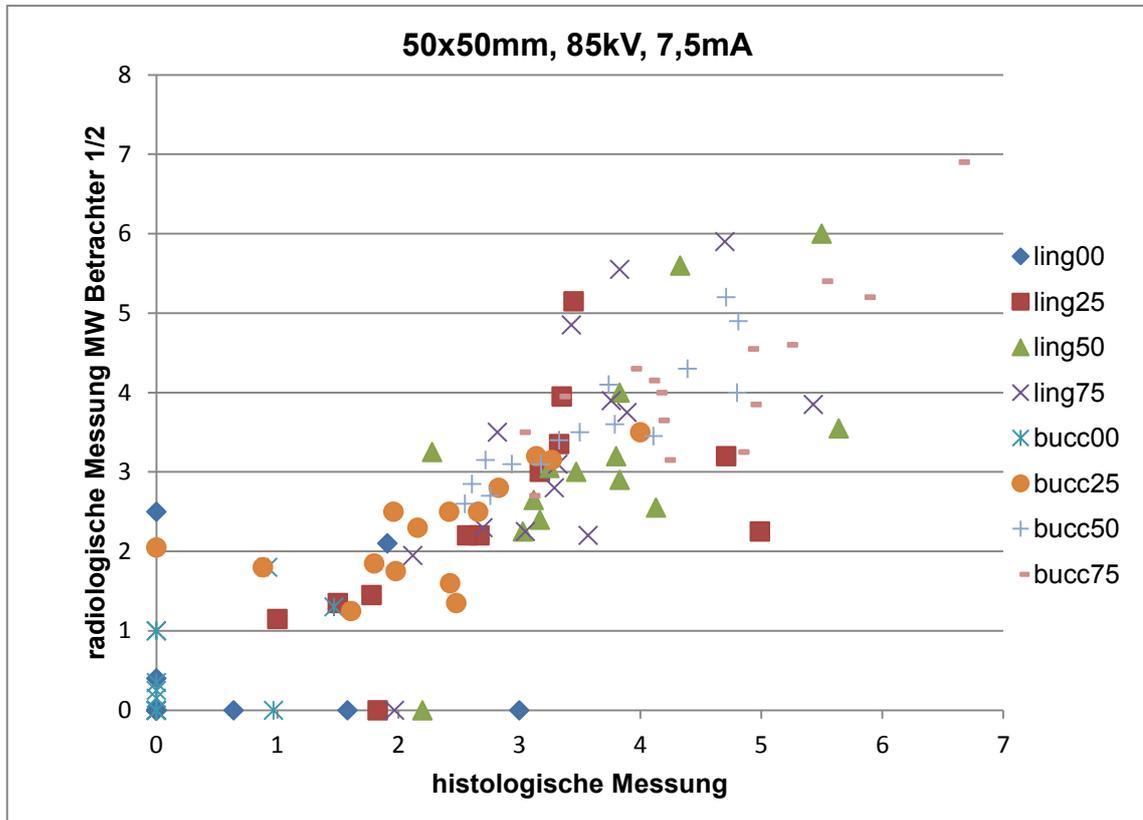


Abb. 11: Messpunktverteilung bei 7,5mA Einstellung Radiologie zu Histologie

Zusammenfassend ist also bei dem Vergleich der Messgenauigkeit abhängig von der verwendeten Stromstärke folgendes Ergebnis bei einem FOV von 50 x 50 mm festzuhalten.

### Ergebnisse der Stromstärkevariieren Messgruppe in Bezug zur Histologie:

FoV	Stromstärke in mA	Spannung in kV	MW in mm	StD in mm
50 x 50 mm	3,5	85	0,02	0,50
50 x 50 mm	4,9	85	-0,07	0,36
50 x 50 mm	7,5	85	-0,09	0,41

Tabelle 1 Vergleich der radiologischen Messgenauigkeit abhängig von der Stromstärkeeinstellung im Volumen 50x50mm

### 3.2 Einfluss des *Field-of-View* auf die diagnostische Genauigkeit

Im zweiten Punkt der Untersuchung wird die metrische Genauigkeit der digitalen Vermessung abhängig von der gewählten *Field-of-View* Einstellung untersucht. Alle zur Verfügung stehenden radiologischen Messwerte wurden erneut mit den histologischen Vermessungen verglichen.

Bei dem kleinsten zur Verfügung stehenden Volumen von 50 x 50 mm wichen die radiologischen Messungen mit einer mittleren Abweichung von  $-0,07$  mm und einer Standardabweichung von  $0,36$  mm von dem bekannten histologischen Messwert ab (Abb.12).

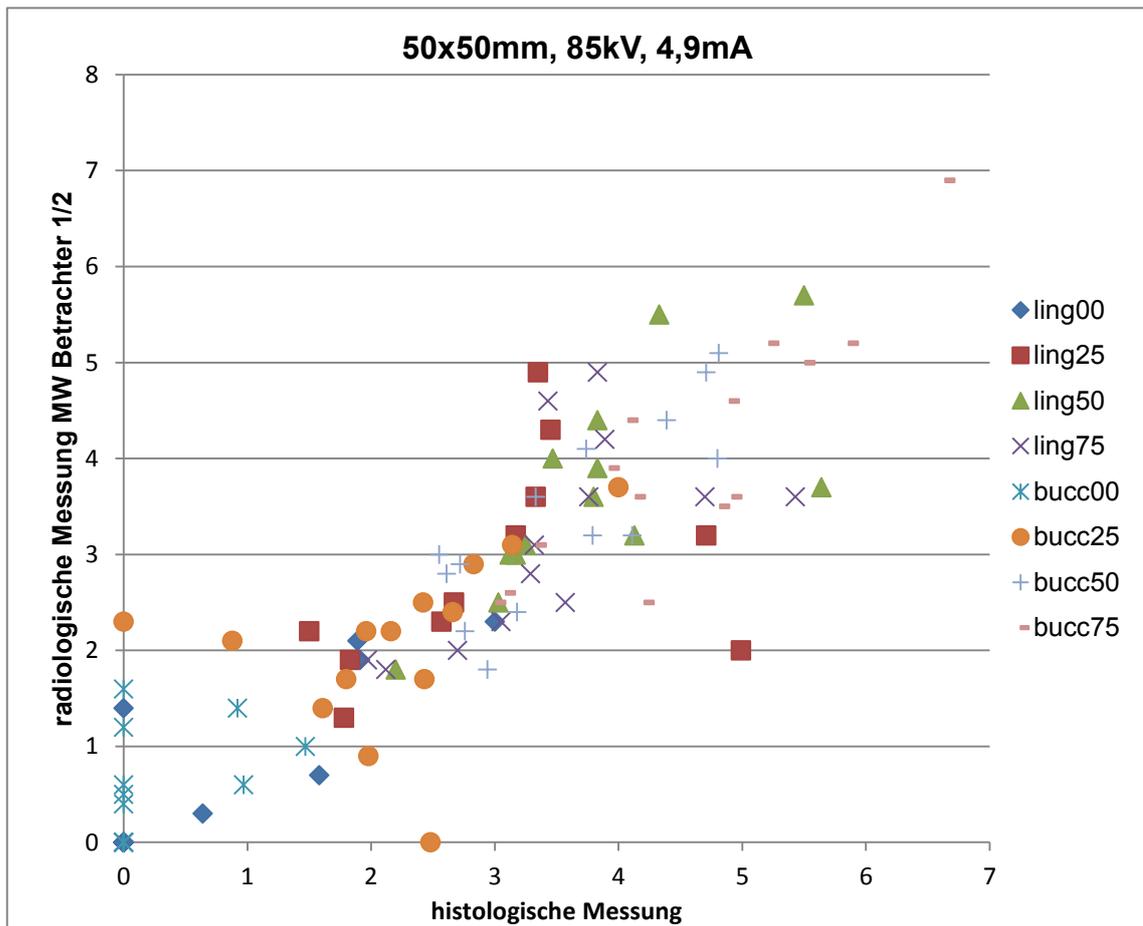


Abb. 12: Messpunktverteilung bei 50 x 50 mm Radiologie zur Histologie

Bei dem mittleren Volumen von 85 x 85 mm ist eine mittlere Abweichung von 0,05 mm und eine Standardabweichung von 0,47 mm zu beobachten (Abb.13).

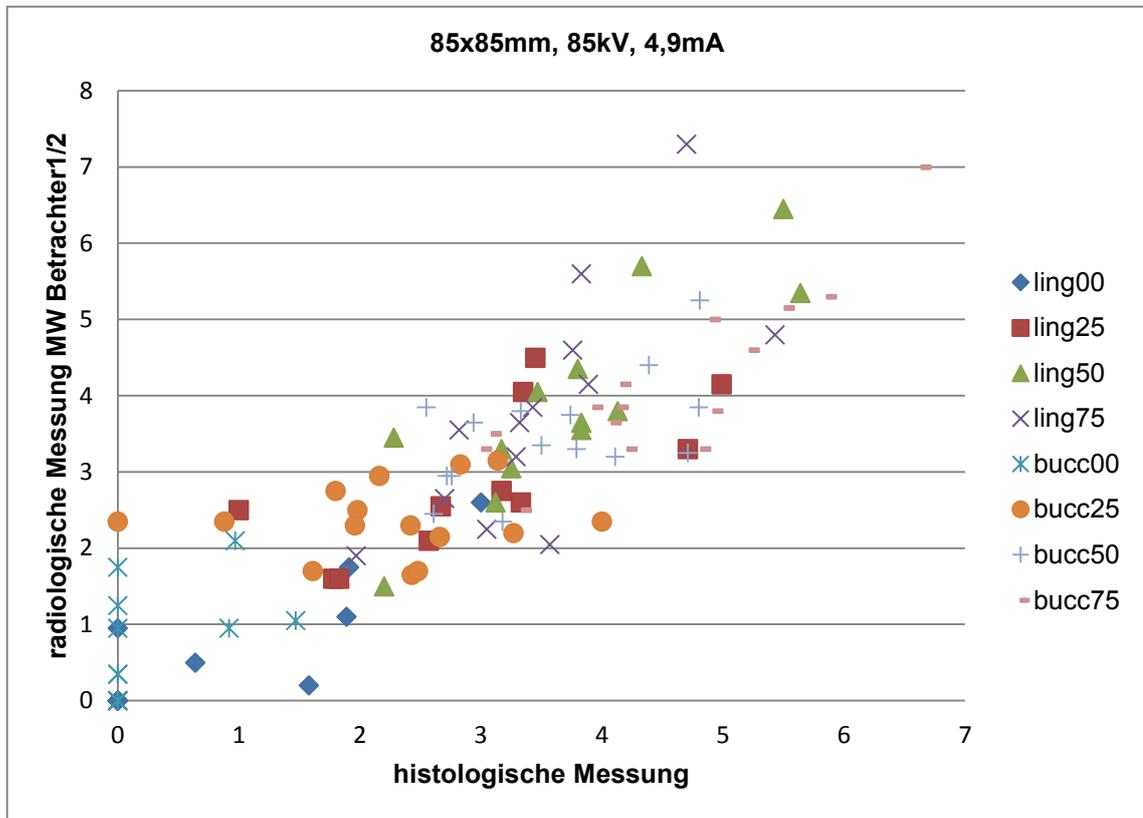


Abb. 13: Messpunktverteilung bei 85 x 85 mm Radiologie zu Histologie

Das größte mögliche Aufnahmevolumen mit einer werksseitig bekannten Voxelgröße von 200 µm zeigt eine mittlere Abweichung von 0,08 mm und eine Standardabweichung von 0,46 mm in Bezug zur Histologie (Abb.14).

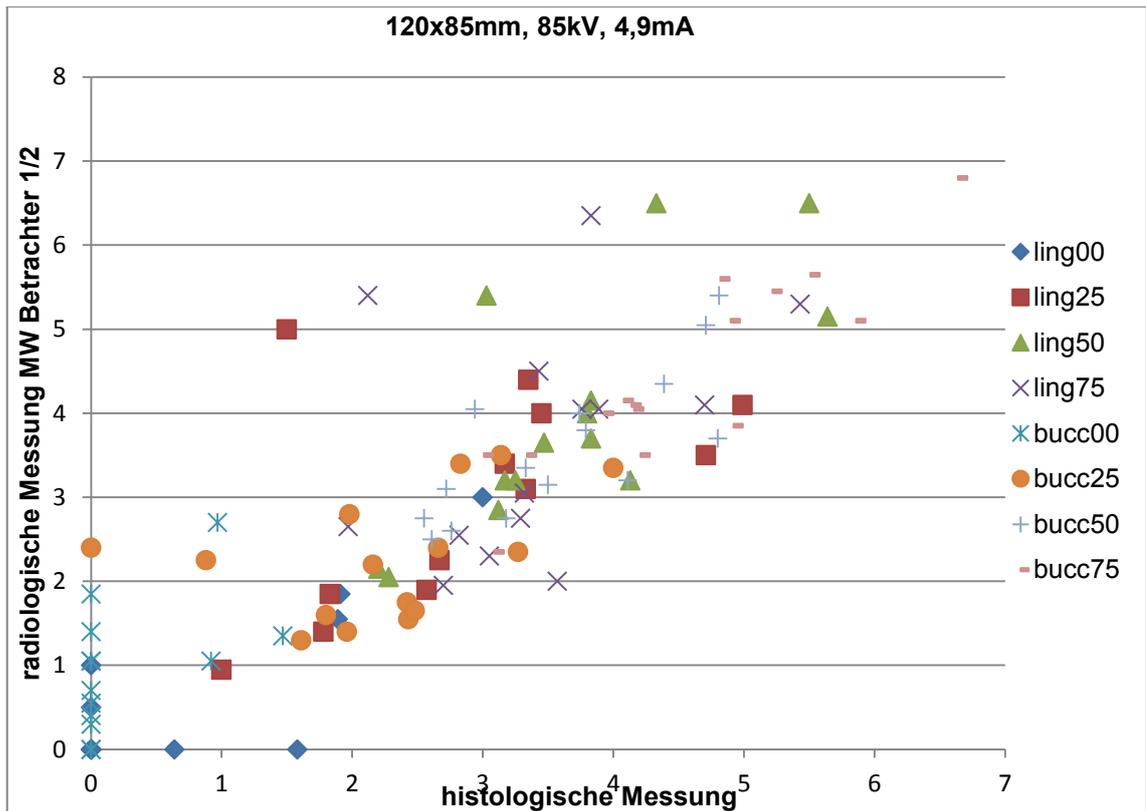


Abb. 14: Messpunktverteilung bei 120 x 85 mm Radiologie zur Histologie

Bei Auswertung der o.g. Daten ergibt sich innerhalb der stromstärkevariierter Gruppe und der Field-of-View-variierter Gruppe jeweils eine signifikante Vergleichspaarung (Tab.2).

Vergleichspaarung	N	MW in mm	StD in mm	p-Wert
120 x85 mm, 85 kV, 4,9 mA	104	0,08	0,46	0,51
Zu		0,05	0,47	
85 x85 mm, 85 kV, 4,9 mA				

120 x85 mm, 85 kV, 4,9 mA Zu	104	0,08	0,4	<0,01
50 x50 mm, 85 kV, 4,9 mA		-0,07	0,36	
85 x85 mm, 85 kV, 4,9 mA Zu	104	0,05	0,47	<0,01
50 x50 mm, 85 kV, 4,9 mA		-0,07	0,36	

Tabelle 2 T-Test innerhalb der FoV-veriierten Testgruppe;

Es lässt sich also festhalten, dass die metrische Messgenauigkeit bei dem kleinsten Volumen von 50 x50 mm mit Standardeinstellung mit einer mittleren Abweichung von -0,07 mm und einer Standardabweichung von 0,36 mm signifikant besser ist als die Messgenauigkeit im größten Volumen von 120 x 85 mm mit einer mittleren Abweichung von 0,08 mm und einer Standardabweichung von 0,46 mm und im mittleren Volumen von 85 x85 mm (mittlere Abweichung 0,05 mm, Standardabweichung 0,47 mm).

Innerhalb der stromstärkevariieren Messgruppe bei unverändertem FOV von 50 x50 mm zeigt sich, dass die Messgenauigkeit mit der Standardeinstellung von 4,9 mA und 85 kV (mittl.Abweichung -0,07 mm; Standardabweichung 0,36 mm) signifikant besser ist als die Messgenauigkeit bei einer Stromstärke von 3,5 mA und 85 kV (mittl.Abweichung 0,02 mm; Standardabweichung 0,50 mm). Im Vergleich zwischen der Einstellungsvariante mit erhöhtem Röhrenstrom (7,5 mA, 85 kV, 50 x 50 mm) und der Standardeinstellung lässt sich eine

signifikant höhere Messgenauigkeit der Standardeinstellung beobachten. Einzig zwischen der Einstellung mit 4,9 mA und 7,5 mA ist keine Signifikanz zu erkennen (Tabelle 3).

Vergleichspaarung	N	MW in mm	StD in mm	p-Wert
50 x 50 mm, 85 kV, 3,5 mA  Zu  50 x 50 mm, 85 kV, 4,9 mA	104	0,02   -0,07	0,51   0,36	0,01
50 x 50 mm, 85 kV, 4,9 mA  Zu  50 x 50 mm, 85 kV, 7,5 mA	104	-0,07   -0,09	0,36   0,41	0,55
50 x 50 mm, 85 kV, 3,5 mA  Zu  50 x 50 mm, 85 kV, 7,5 mA	104	0,02   -0,09	0,51   0,41	0,02

Tabelle 3 T-test innerhalb der Volumenvariierten Gruppe

Ergänzend das Konfidenzintervall in der Übersicht (Tabelle 4).

FOV	N	95%- CI(Lower)	95%- CI(upper)	MW in mm	StD in mm
50 x50 mm	104	-0,15	-0,01	-0,07	0,36
85 x85 mm	104	-0,04	0,15	0,05	0,47
120 x 85 mm	104	-0,01	0,17	0,08	0,46
Stromstärke	N	95%- CI(Lower)	95%- CI(upper)	MW in mm	StD in mm
3,4 mA	104	-0,08	0,11	0,02	0,50
4,9 mA	104	-0,15	-0,01	-0,07	0,36
7,5 mA	104	-0,17	-0,02	-0,09	0,41

Tabelle 4 Konfidenzintervall Radio zu Histo je Einstellung

Ein interessanter Blickwinkel auf die Ergebnisse ist die einstellungsübergreifende und dafür ortsabhängige Messgenauigkeit, bezogen auf die Messreihen der beiden Betrachter. Hierbei wurde die Korrelation einstellungsübergreifend nach Messort, das bedeutet auf 0 %, 25 %, 50 % und 75 % der Implantatlänge (Abb.15), berechnet.

Korrelation Betrachter 1 zu Betrachter 2 abhängig vom Messort

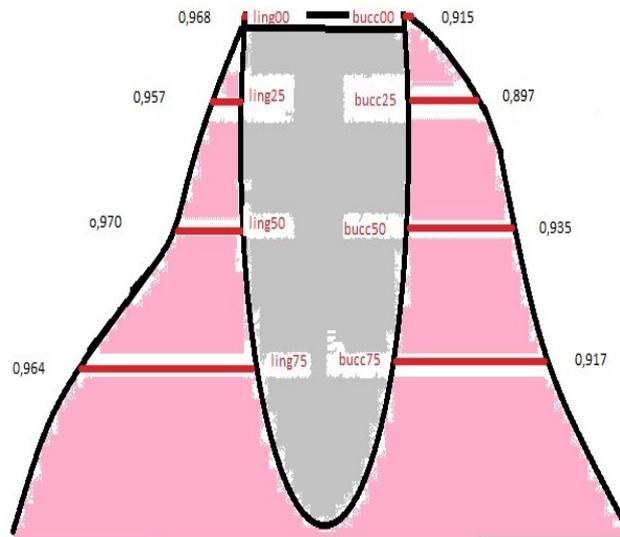


Abb. 15: Korellation Interobserver

Bei der Übersicht über o.g. ortsabhängige Abweichungen zwischen Betrachter 1 und Betrachter 2 ergeben sich im Detail folgende Werte (Tabelle 5, 6 und Abb.16).

Lokalisation	Korrelation	Mittl.Abweichung Betrachter1/ Betrachter2 in mm	StD in mm
Ling00	0,968	0,001	0,232
Ling25	0,957	-0,077	0,417
Ling50	0,970	-0,035	0,474
Ling75	0,964	-0,101	0,533

Bucc00	0,915	-0,044	0,299
Bucc25	0,897	-0,037	0,443
Bucc50	0,935	-0,012	0,463
Bucc75	0,917	-0,049	0,663

Tabelle 5 Interobserverkorrelation und Abweichung

	Betrachter 1	MW in mm	StD in mm
Betrachter 2	0,979	-0,01	0,34

Tabelle 6 Korrelation Betrachter 1; Betrachter 2, ortsunabhängig auf Gesamtheit aller Messungen

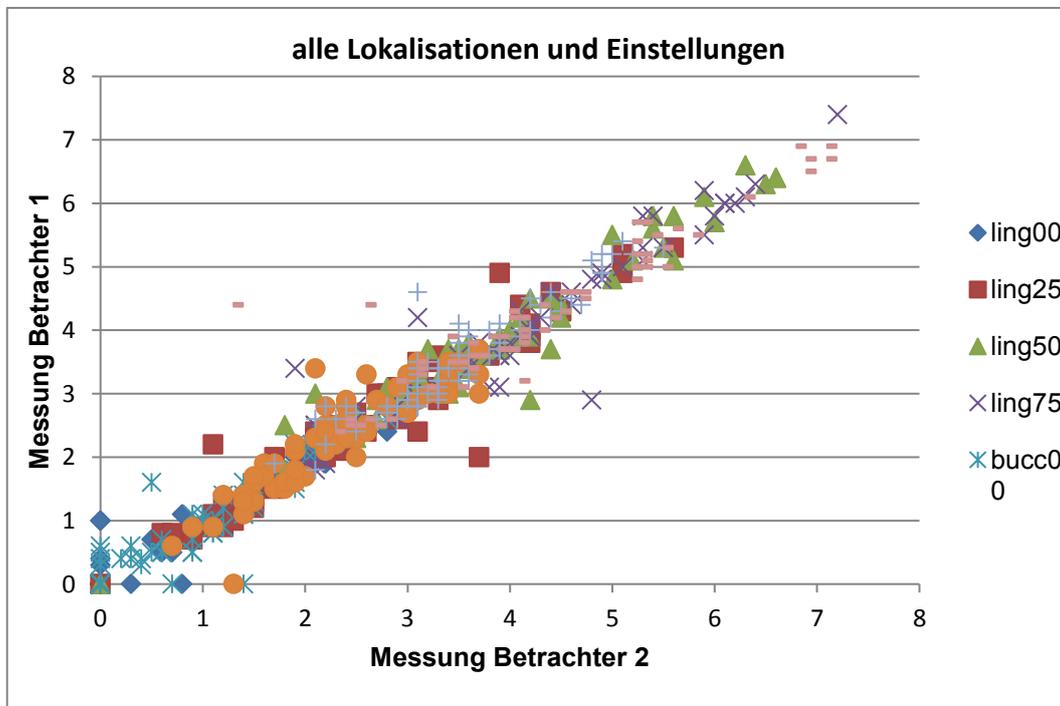


Abb. 16: Lokalisationsunabhängige Messungen Betrachter 1 und Betrachter 2

Es zeigt sich, dass die beiden Betrachter tendenziell im Messbereich ling00 bucc00 eine bessere Übereinstimmung ihrer Messwerte haben als im apikalen Bereich bucc75 ling75. Die größte Übereinstimmung der Messergebnisse zwischen den Betrachtern ist an der Messstelle ling00 zu beobachten. In der Messtabelle lässt sich leicht erkennen, dass an der Messstelle „ling00“ besonders häufig ein Wert „0“ steht, der Inexistenz von Knochen bedeutet. Im Gegensatz dazu ist an der Messstelle „bucc00“ bei weitem häufiger eine Messung ungleich 0 möglich.

Im Vergleich der Messungen von Radiologie zu histologie ist die mittlere Abweichung und Standardabweichung abhängig vom Messort umso größer, je größer die gemessene periimplantäre Knochendicke ist (Tabelle:7). Eine geringere Genauigkeit durch die mit einer Sensitivität von 0.77 und einer Spezifität von 0.6 nachweisbaren Anwesenheit des Augmentationsmaterials im Implantatschulterbereich (Messungen lingual und buccal 00 % und 25 %) ist also primär nicht zu erkennen(Wang, Kunzel et al. 2013).

Messort	Ling00	Ling25	Ling50	Ling75	Bucc00	Bucc25	Bucc50	Bucc75
Mittlere Abw. Radio zu Histo in mm	-0,02	-0,15	-0,04	-0,10	0,19	-0,02	-0,12	-0,21
StD; Radio zu Histo in mm	0,31	0,55	0,41	0,69	0,32	0,51	0,33	0,29

Tabelle 7: Ortsabhängige radiologische Messgenauigkeit zur Histologie

## 4. Diskussion

Die Zielsetzung dieser Arbeit ist es, eine Übersicht über die metrische Genauigkeit periimplantärer Knochendickenmessungen mit dem digitalen Volumentomographen PaxDuo3D abhängig von verschiedenen Parametereinstellungen zu erhalten.

Es soll eine Aussage darüber getroffen werden, ob die Genauigkeit der periimplantären Knochendickenmessung einstellungsabhängig vom *Field-of-View* variiert und wie groß der Unterschied der Messgenauigkeit in den verschiedenen Volumina ist. Eine weitere Testreihe mit dem kleinsten zur Verfügung stehenden Volumen (50 x 50 mm) sollte klären, ob sich durch die Reduktion oder Steigerung des Röhrenstroms eine veränderte Messgenauigkeit ergibt.

### 4.1 Diskussion der Versuchsanordnung, Auswertmethodik

Nach abschließender Auswertung der Daten stellen sich einige im Nachhinein verbesserungswürdige Punkte dar. Ein kritischer Punkt der Versuchsanordnung ist die Fixierung der Proben im PaxDuo3D zu nennen, die eine gewisse Abweichung gegenüber der klinischen Realität bedeutete. Aufgrund der Anatomie der Hundeschädel / Hundekiefer wurde bei der Fixierung mit einer Halteapparatur aus Holz, Plexiglas und Fixationselementen (Tesa-Klebestreifen und Cellophanfolie) gearbeitet

In einigen Vorversuchen konnte keine offensichtliche Beeinflussung des Strahlenganges erkannt werden. Die Apparatur aus Holz und Plexiglas konnte jedoch strukturbedingt nicht vollständig aus dem Strahlengang verbannt werden, sodass vor allem unter Berücksichtigung des Verlaufes des Strahlenbündels die Plexiglasanteile im Aufnahmebereich lagen. Eine Beeinflussung der Versuchsergebnisse ist daher nicht völlig auszuschließen. Trotz der Bemühungen, für alle Aufnahmen möglichst identische „akzessorische“

Einstellungen zu garantieren, war es gelegentlich unumgänglich, in der digitalen Zahnauswahl, die sich an der menschlichen Anatomie orientiert und somit nicht passende präformierte Einstellungen bezüglich der digitalen Zahnauswahl in unserem Versuch aufweist, abweichende Kompromisse zu schließen. Innerhalb der Versuchsreihen mit verschiedenen Parametereinstellungen wurde es vermieden, verschiedene Zähne im digitalen Schema zur Visierjustierung auszuwählen. Jedoch musste bei Probenwechsel häufig ein neuer Zahn im Einstellungsfeld des Programms gewählt werden. Die offensichtlichen Einstellungsparameter mA und kV ändern sich zwar nicht, denkbar wäre aber eine etwas andere Bildrekonstruktion im Hintergrund, weil unterschiedliche Zahnschemaeinstellungen beispielsweise andere Lokalisationen voraussetzen und anderen Absorbtionscharakteristika der umliegenden Gewebe berücksichtigen könnten.

In diesem Zusammenhang ist auch nach der Aussagekräftigkeit des „Hundemodells“ zu fragen. Wie durch Wood et al festgestellt wurde, ist der Einfluss der umgebenden Weichgewebe nicht unerheblich (Wood et al., 2013, Patcas et al., 2012a) Vor dem Hintergrund der fehlenden Wangenweichteile und ggf. Halsbereiche ist das Hundemodell nur eingeschränkt übertragbar auf den Menschen und könnte in einem neuen Versuch optimiert werden. Denkbar wäre es, dass die Hundekiefer nicht vor Erstellung der DVT Aufnahmen getrennt und teilpräpariert würden, sondern dass die abgetrennten Köpfe in toto in das DVT eingespannt würden. Dabei hätte man die Weichteilsituation des Menschen etwas besser imitieren und die Proben auch besser im DVT fixieren können. Alternativ wäre ein Vorversuch denkbar gewesen, bei dem genau dieser potentielle Einfluss des umgebenden Weichgewebes hätte untersucht werden können. Man hätte eine Aufnahme eines Kopfes mit Weichteilen mit der Aufnahme der identischen Region ohne Weichteile vergleichen können und dabei zumindest qualitativ feststellen können, ob eine Dosisanpassung aufgrund der fehlenden Weichteile notwendig gewesen wäre. In Bezug auf das Hundemodell liegt weiterhin das Problem der abweichenden Makrostruktur der Hundekieferform vor. Die spitze Kieferanatomie verhinderte eine reguläre

Nutzung des Ausrichtungsfadenkreuzes. Streng genommen lässt sich noch ein weiterer Punkt nennen, der ansatzweise eine Übertragbarkeit zum Menschen erschwert, nämlich die Lage der Implantate im Raum zum Zeitpunkt der DVT Aufnahme. Die Implantate im Oberkiefer weisen bei den Hunden eine größere orale Angulation auf, als i.d.R. beim Menschen. Durch das Ausrichten der Implantate im Rotate Single Modus wurde zur Diagnose/ Vermessung diese Abweichung aber korrigiert, sodass nur noch eine veränderte Artefaktbildung im Vergleich zur Situationen beim Menschen vermutet werden kann. Da in den Oberkiefern zusätzlich andere (akute) periapikale Defekte vorlagen, wurden die Implantate trotz durchgeführter Vermessung in der Auswertung nicht berücksichtigt, was den Datensatz verkleinerte. Radiologisch-histologische Vergleichsstudien sind auf die Untersuchung an Modellsituationen angewiesen. Im Kontext vergleichbarer Studien ist jedoch festzustellen, dass die Anatomie, die Knochenstruktur und die Knochenvolumina bei Hundekiefern eher dem menschlichen Original entsprechen, als es beispielsweise Schweinerippen ermöglichen (Razavi et al., 2010).

Bei der Messung der periimplantären Knochendicken wurde in unserem Fall eine analoge Schablone benutzt, die sich in ähnlicher Versuchsanordnung (Razavi et al., 2010) bewährt hat. In diesem Punkt ist durch die Vereinigung digitaler und analoger Messmethoden eine Ungenauigkeit zu diskutieren. Durch die dritte Dimension der Messschablone, die durch das Monitorglas auch noch im Abstand zur bildgebenden Monitorstruktur steht, ist eine perspektivische Zweipunktverzerrung je nach Betrachterwinkel denkbar. Die reale Konsequenz dieser Messungenauigkeit lässt sich aufgrund der verhältnismäßig als gering einschätzen. Die Alternative zur Benutzung einer analogen Schablone wäre das Exportieren der Datensätze in ein externes Programm gewesen, das eine Gitterschablone ermöglicht hätte. Diese Methodik wählten Ibrahim et al. bei der Studie zur Beurteilung der Abhängigkeit von verschiedenen FoV und der daraus resultierenden voxelgrößenabhängigen Genauigkeit (Ritter et al., 2014). Dies ist denkbar, wäre aber für diese Studie ungeeignet, weil die exportierten Daten zum einen nicht mehr mit den werksseitig vorhandenen Messwerkzeugen hätten

bearbeitet werden können und zum Anderen ein Informationsverlust der Datensätze nicht sicher hätte ausgeschlossen werden können. Die Vermessung mit einer digitalen Schablone über ein externes Programm hätte den digitalen Messprozess an sich eventuell etwas verbessert, die klinische Relevanz der Studie und Verwertbarkeit wäre jedoch nicht gegeben gewesen, weil die Ergebnisse nicht mehr gerätespezifisch zu formulieren gewesen wären. Da es in der gerätespezifischen Software keine praktikable Möglichkeit der rein digitalen Messmethodik gibt, ist der Punkt der Messungengenauigkeit durch digital/ analoge Schablonentechnik plausibel. Eine Messmethodik ohne Schablone erschien ungenauer und daher nicht sinnvoll.

Im Zuge der Datenanalyse zeigte sich ein weiterer problematischer Punkt. An Messpunkten, an denen die Knochenoberfläche nicht parallel zur Implantatoberfläche verläuft, hat auch der Winkel der Messstrecke zur Implantatoberfläche Einfluss auf die Länge der Messstrecke. Der Winkel sollte zwar durch Normierung und Schablone auf  $90^\circ$  justiert werden, aber der Längenmessfehler infolge von kleinen Ungenauigkeiten der Winkeljustierung ist nach dem Strahlensatz proportional zur Länge der Messstrecke. Um einen überproportionalen Einfluss der Fehler an großen Messstrecken zu vermeiden, wurden nur Messstrecken bis zu einem Limit von 5 mm berücksichtigt. Längere periimplantäre Messstrecken scheinen ohnehin klinisch nicht relevant. Im Bezug auf alle erfolgten Messungen wurde unter 3% der Messpaarungen wegen Überschreitung des Limits entfernt. Das Problem des Angulationsfehlers bezog sich ohnehin eher auf die Messungen des Oberkiefers, der im Endeffekt keine Beachtung in der statistischen Analyse fand.

## 4.2 Messgenauigkeit im Bezug zur histologischen Referenz

Zur Interpretation der radiologischen Abweichungen untereinander ist eine Referenz notwendig. Nach Goldstandard wurde die Referenz durch die histologischen Schnitte der Implantate und periimplantären Knochenbereiche gebildet. Die histologischen Präparate, die durch Wang et al (Wang et al., 2013) im Detail vermessen wurden und die für diese Arbeit in Form der veröffentlichten Messtabellen vorlagen, wiesen genau zentral vollzogene, durch den größten Durchmesser des Implantats verlaufende Längsschnitte auf. Es lässt sich diesbezüglich der Einwand diskutieren, dass im Rahmen der radiologischen Vermessung eine exakte Ausrichtung, ausgehend vom größten Implantatdurchmesser, nicht möglich war. Das Festlegen der Implantatachse und des Implantatmittelpunkts wurde anhand der erzeugten digitalen Bilder vorgenommen. Somit wäre bei einer systematischen digitalen Verzerrung der Implantate eine systematisch falsche Achseneinstellung die Folge. Es liegt die Vermutung nahe, dass solche Auswirkungen auf die Ergebnisse gering sind. Berücksichtigt man die Oberflächenkrümmung und die daraus resultierende Verlängerung der gemessenen Strecke im Falle einer Abweichung vom größten Querschnitt als Referenz und stellt dem den Wert der Streckenmessung gegenüber, so fällt der systematische Fehler nicht besonders ins Gewicht.

Im selben Kontext muss die der Deckungsgleichheit der histologischen Studien und radiologischen Schnitte in Frage gestellt werden. Da die histologischen Schnitte vom manuellen Geschick und den technischen Gegebenheiten abhängen, wäre eine Definition der digitalen Schnittebene auf Grundlage der erzeugten Histologieschnitte vielleicht besser gewesen. In zukünftigen Studien könnte demnach die Abfolge der Schritte optimiert werden, indem die Hundekiefer zunächst in toto gescannt, dann die histologischen Schnitte angefertigt und erst dann anhand der vorliegenden histologischen Schnitte die Bildebenen der radiologischen Schnitte im Bildbetrachtungsprogramm definiert werden würden. Für die Interpretation der Ergebnisse ist die Morphologie bzw.

die Qualität des Knochens an den verwendeten Messpunkten zu beachten. Die Studie von Schwarz (Schwarz et al., 2012), deren histologische Proben Voraussetzung für diese Studie waren, untersuchte radiologisch periimplantäre Augmentationsmaßnahmen. In der Regel lagen etwa zwei der 8 Messpunkte je Implantat in augmentierten Bereichen. Da die Augmentationsmaßnahmen stets am crestalen Knochen an der Implantatschulter vollzogen wurden, könnte sich dort im Vergleich zu den „apikalen“ Messungen einstellungsunabhängig eine andere, vielleicht schlechtere Messgenauigkeit der DVT Aufnahmen im Bezug zur Histologie ergeben (siehe Punkt 4.3). Bei der Betrachtung der Werte erhärtet sich diese Vermutung aber nicht. Liegt die mittlere Abweichung von Radiologie zu Histologie bei Standardeinstellung im kleinsten Volumen bei - 0,07 mm und die Standardabweichung bei 0,36 mm auf alle Messpunkte bezogen, so zeigen die Messungen lingual und buccal im Implantatschulterbereich Werte von ling00: - 0,02 mm +/- 0,31 mm und bucc00: -0,19 mm +/- 0,32 mm. Es lässt sich hier eher die Vermutung anstellen, dass die Messungen im Implantatschulterbereich durch die strukturell bedingte geringe absolute Messstrecke zwischen Implantat und Knochenaußenbereich weniger sensitiv gegenüber Winkelfehlern sind, dies jedoch durch die in der Ursprungsstudie gewünschten Defekte und Augmentationsmaßnahmen kompensiert wird. Außerdem gibt es im Messbereich ling00 und buc00 viele Messwerte, die null sind, weil dort kein Knochen vorhanden war (vor allem ling00). Es lässt sich also dort der vorsichtige Einwand formulieren, dass es durch Abwesenheit von Knochen häufig zu einer „ja/nein“ Entscheidung gekommen ist (ja = Messung, nein = 0 mm), die der statistischen Auswertung in diesem Bereich augenscheinlich zuträglich war. Damit muss die Aussagekraft in diesem Bereich relativiert werden.

### 4.3 Die Ergebnisse im Vergleich zu publizierten Studien

Die Ergebnisse bisheriger Untersuchungen unterstreichen zwar, dass der Unterschied zwischen DVT Messungen und Referenzmessungen (Histo) verhältnismäßig gering sei (Ritter et al., 2014, Ibrahim et al., 2014b, Lascalea et al., 2004) und in klinischer Hinsicht nicht signifikant erscheine, die Vergleichbarkeit der Studien untereinander und speziell der Vergleich verschiedener Modelle untereinander lassen sich aufgrund sehr unterschiedlicher Studiendesigns aber nicht besonders gut untersuchen und stellen weiteren Forschungsbedarf dar (DGZMK, 2009). Die Untersuchung metrischer Genauigkeit von digitalen Volumentomographen wurde in diversen Studien untersucht, doch wurden periimplantäre Knochenbereiche mit verschiedenen Parametern bisher nicht in diesem Ausmaß untersucht.

Bei axialen Messungen durch Panmekiate et al., der Knochendicken ausgehend vom Canalis Mandibularis mit verschiedenen Parametern des MercurRay untersuchte, variierte die Messpräzision von 0,03 mm bis 0,28 mm. Es gab keine signifikante Differenz in der Messgenauigkeit bei verschiedenen radiologischen Parameterkombinationen (Panmekiate et al., 2012). In der Einleitung und in der Zusammenfassung der Arbeit von Panmekiate et al. fallen jedoch zwei inhaltliche Lücken auf, die nicht unberücksichtigt bleiben sollten.

Es heißt, dass die Röntgendosis durch verringerte Spannung und Stromstärke reduziert werden kann und somit beide Parameter vor dem Hintergrund der Studienergebnisse zwecks Dosisreduktion vermindert werden sollten (Panmekiate et al., 2012). Diese Empfehlung sollte sorgfältig überdacht werden, weil mit der Spannungssteigerung die Durchdringungsfähigkeit der Strahlung steigt und die Absorption sinkt, mit sinkender Absorption somit die Strahlenbelastung sinken müsste, weil nur absorbierte Strahlung Schäden verursachen kann.

Vandenberghe et al. stellten ebenfalls fest, dass die Veränderung der Expositionsfaktoren keinen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der Aufnahmen habe, wobei die Voxelgröße als Einflussgröße zu erkennen sei (Vandenberghe et al., 2012), wie Maret et al. ebenfalls erkannten (Maret et al., 2012). Diese Erkenntnis lässt sich nicht ohne weitere Untersuchungen auf periimplantäre Knochenbereiche übertragen – allein wegen der Artefaktproblematik und Grenzflächenaufhärtung. Im Bezug auf die Bildqualität sei die An- oder Abwesenheit von Weichgewebe ein ebenso relevanter Faktor wie die Voxelgröße (Patcas et al., 2012b). Beachtung findet die radiologische Besonderheit periimplantärer Situationen in einer Studie von Razavi et al. mit dem Ergebnis, dass die Aufnahmen mit kleinerer Voxelgröße in periimplantären Bereichen von Schweinerippen zur verbesserten Messgenauigkeit führten (Razavi et al., 2010).

Es sollte erwähnt werden, dass Razavi et al. ebenfalls mit einer analogen Messschablone, wie in diesem Versuch, gearbeitet haben. Die Genauigkeit periimplantärer Knochendarstellung im DVT beschrieben Ritter et al. als sehr gut. Die iatrogenen periimplantären Knochendefekte der 26 Titanimplantate konnten sehr gut reproduzierbar und mit einer hohen Genauigkeit vermessen werden (Ritter et al., 2014). Die Differenzen der DVT Messungen und Histologiemessungen des vestibulären Knochenlevels lagen bei 3,41 mm (+/- 0,9 mm) und bei 3,11 mm (+/- 1,35 mm) in der Histologie (t-Test ( $p=0,26$ ); Korrelation ( $p=0,02$ )). Wie bei Razavi (Razavi et al., 2010) ist die Mess- bzw. Referenzmethodik ein schwieriger Punkt. Ritter et al. konnten eine hohe Messgenauigkeit nachweisen, es sollte jedoch berücksichtigt werden, dass sich die digitalen Kalibrierungsvorgänge des „Messwerkzeugs“ an den abgebildeten Implantaten selbst orientierte und damit eine systematische Ungenauigkeit zu diskutieren ist. Eine hohe Reproduzierbarkeit der digitalen Messungen ist in dieser Studie also nicht überraschend (Ritter et al., 2014).

In der periimplantären DVT Diagnostik wurde durch Wang et al. eine methodisch verwandte Studie zur Beurteilung der periimplantären metrischen

Messgenauigkeit publiziert, die sich jedoch auf die Standardeinstellungen von 4,9 mA und 85 kV bei einem FoV von 50 x 50 mm beschränkte. Sie berichteten über eine mittlere Abweichung linearer periimplantärer Knochendickenmessungen im Bezug zur Histologie von -0,22 mm und einer Standardabweichung von 0,77 mm.(Wang et al., 2013) Das ist vergleichbar mit den Werten dieser Studie, die jedoch mit -0,07 mm (+/- 0,36 mm) bei denselben Parameter-Einstellungen eine etwas größere Messgenauigkeit suggerieren, die vermutlich auf die Reduktion störender Einflüsse und einer einheitlichen Kieferanatomie zurückzuführen sind. Auch wenn im Rahmen dieser Studie sämtliche Implantate im Ober- und Unterkiefer, vermessen wurden, so konnten nur die Implantate des Unterkiefers aufgrund des Defektcharakters für diese Studie verwendet werden. Eine weitere nicht beeinflussbare und nicht abschätzbare Variable war nicht tolerierbar. Es sei diesbezüglich erwähnt, dass der radiologische Nachweis von Augmentationsmaterial in den verwendeten Proben durch Wang et al. mit einer Sensitivität von 0,77 und einer Spezifität von 0,6 nachgewiesen werden konnte (Wang et al., 2013). Es handelt es sich um Augmentationen im Implantatschulterbereich/ im Bereich des crestalen Kieferknochens sowohl lingual als auch bukkal. Daher sollte die mittlere- und Standardabweichung abhängig vom Messort, das bedeutet 0 %, 25 %, 50 % und 75 % der Implantatlänge, separat und einstellungsunabhängig betrachtet werden, um gegebenenfalls eine Aussage darüber treffen zu können, ob die crestalen Messungen aufgrund der Augmentationsmaßnahmen zu einer Verschlechterung der gesamten Messreihe führte.

Um diese Frage im Detail zu klären, wären Studien notwendig, die die Messgenauigkeit bei unterschiedlichen Augmentationssituationen unter Konstanthaltung oder in Abhängigkeit der Knochendicke untersuchen.

Relevant ist in Bezug auf diese Studie der bisher außer Acht gelassene Aspekt, dass bei einer höheren Stromstärke die effektive Dosis erhöht ist und dies vor dem Hintergrund des evtl. verbesserten diagnostischen Nutzens aus Strahlenschutzgründen geprüft werden müsste, weil zwischen den minimal und

maximal auftretenden effektiven Dosen einstellungsabhängig große Unterschiede bestehen (Patzlet, 2010). Patzlet et al. fanden heraus, dass je nach verwendetem DVT die effektive Dosis bei minimalen und bei maximalen Geräteeinstellungen beträchtlich variieren. So stellten Patzlet et al. fest, dass bei dem DVT (PaxDuo3D) die effektive Dosis bei minimalen Geräteeinstellungen bei 18,89  $\mu\text{Sv}$  und bei maximalen Einstellungen bei 227,63  $\mu\text{Sv}$  liege (Patzlet, 2010). Da in der hier vorgestellten Studie mit dem PaxDuo3D nur die Variablen FOV und Stromstärke untersucht wurden, kann ein Blick auf die Studie von Pauwels (Pauwels et al., 2014) gelegt werden. Pauwels erkannte, dass ohne große Qualitätseinbußen eine Dosisverminderung durch Reduktion der Stromstärke unter Verwendung höchster Spannung (Pauwels et al., 2014) möglich sei. Eine mögliche Dosisreduktion ohne relevante Qualitätseinbußen durch geringere Expositionsfaktoren bei periimplantären Knochenmessungen erkannte eine retrospektive Studie von Dawood et al.. Gegenstand der Untersuchung war ein Morita F170 Accuitomo DVT mit variablen Expositionsfaktoren und einem FoV von 4 x 4 cm. Sechs erfahrene Oralchirurgen bewerteten die Röntgenaufnahmen anhand eines 5 Punkteplans hinsichtlich zweier Fragen: Knochenhöhe und Knochendicke. Aufnahmen mit weniger Dosis und reduzierten Expositionsfaktoren erwiesen sich auch hier als empfehlenswert, weil lediglich geringfügig schlechtere Bilderergebnisse beobachtet werden konnten (Dawood et al., 2012). Die Variation der Spannung wurde in den gegenwärtigen Studien jedoch leider außer Acht gelassen und stellt im Nachhinein einen zusätzlichen Punkt dar, der weiterer Forschung bedarf. Die Versuchsergebnisse dieser Studie (PaxDuo3D) reihen sich im Bereich der Messreihen mit FoV = 50 x 50 mm in bekannte und genannte Studien ein. Die diagnostische Genauigkeit periimplantärer Knochendickenmessungen ist bei der Verwendung von 3,5 mA Stromstärke zwar signifikant schlechter als bei der Verwendung der Referenzeinstellung von 4,9 mA und auch signifikant schlechter als bei der Verwendung von 7,5 mA Stromstärke. Es stellt sich jedoch die Frage, ob die Differenzen, die sich auf wenige hundertstel bis wenige zehntel Millimeter beschränken, wirklich klinisch relevant sind. Ebenso zeigte sich, dass die

Messgenauigkeit mit dem kleinsten Volumen signifikant besser ist als mit dem größten und mittleren Volumen, eine differenzierte Aussage signifikanter Art über Unterschiede zwischen den Volumina 85 x85 mm und 120 x 85 mm aber nicht getroffen werden kann. Hinsichtlich der klinischen Bedeutung sollten die absoluten Werte trotz statistischer Signifikanz vorsichtig bewertet werden. Bei den signifikanten Werten beträgt die Differenz der Mittelwerte lediglich weniger als 1/10 mm. Es stellt sich also die Frage, in welcher Relation die etwas genauere Möglichkeit periimplantärer Knochendickenmessung zu Lasten der potentiell erhöhten Strahlendosis bei der Verwendung des kleinen Volums steht. Trotz veränderter Parameter in dieser Studie reiht sich diese Versuchsreihe in die Ergebnisse bisheriger Untersuchungen insofern ein, dass eine erhöhte effektive Dosis nicht mit einer deutlich verbesserten, insbesondere nicht klinisch relevant besseren Messgenauigkeit, einhergeht. Im Umkehrschluss lässt sich jedoch die Hypothese bestätigen, dass eine Dosisreduktion, trotz der hier nachgewiesenen signifikanten, aber nur minimal schlechteren Messgenauigkeit bei reduzierter Stromstärke (in der Messgruppe 50 x 50 mm), ohne klinisch relevante Verschlechterung der diagnostischen Möglichkeiten zu bevorzugen ist (Kwong et al., 2008, Vasconcelos et al., 2014). Dies wird in Publikationen von Vandenberghe et al., Hedesio et al. und Vasconcelos et al. entsprechend diskutiert (Vasconcelos et al., 2014, Vandenberghe et al., 2012, Hedesiu et al., 2012). Interessant ist das Ergebnis der FoV-abhängigen Messgenauigkeit. Es zeigt sich, dass periimplantäre Messungen mit dem kleinsten zur Verfügung stehenden Volumen signifikant genauer sind als die Messungen, die mit dem mittleren Volumen durchgeführt wurden. Dies widerspricht den Ergebnissen, die Kamburoglu et al. (Kamburoglu et al., 2014) veröffentlichten. Dass die Messungen mit dem kleinsten Volumen signifikant genauer durchgeführt werden können, als mit dem mittleren und größten zur Verfügung stehenden Volumen, analog der Ergebnisse von Ibrahim et al. (Ibrahim et al., 2014a), überrascht vor dem Hintergrund der kleineren Voxelgröße im kleinen Volumen im Vergleich zu den großen Volumina nicht sonderlich. Leider sind die genannten themenverwandten Studien nicht mit den gleichen DVT-Geräten durchgeführt

worden, sodass kein direkter Vergleich möglich ist. Die Ergebnisse von Kamburoglu et al. sind im Einklang mit der hier durchgeführten Studie. Da die Arbeitsgruppe um Kamburoglu in ihrem Versuchsaufbau ebenfalls das Pax-Duo 3D verwendete, verstehen sich die Ergebnisse dieser Studie als sinnvolle und notwendige Ergänzung. Eine signifikant erhöhte Detailwiedergabe bzw. Messgenauigkeit ist nach Auswertung der Versuchsreihe antiproportional anhängig vom gewählten FoV zu beobachten, wenn auch in einem vermutlich klinisch wenig relevanten Ausmaß. Ein interessanter Ansatz, der im Gegensatz zu einer Reihe ähnlicher Studien steht. (Damstra et al., 2010, de-Azevedo-Vaz et al., 2013) (Hedesiu et al., 2012). Es stellt sich die Frage, ob die bisher verwendeten Studiendesigns und Messstrategien – es wird diese Studie nicht ausgenommen – vielleicht nicht sensitiv genug sind, die minimalen Messungenauigkeiten abhängig von Einstellungsparametern an Modellen zu beschreiben.

Diskutiert man die Ergebnisse der Messreihe „FoV“, so muss auch festgestellt werden, dass für eine eindeutige nachhaltige klinische Empfehlung die Werte trotz der signifikant besseren Messungen mit FoV 50 x 50 mm im Vergleich zu FoV 120 x 85 mm eine signifikante Einordnung des mittleren Volumens im Bezug zum großen Volumen vermissen lassen. Das Volumen 85 x 85 mm hat nachgewiesener Weise die gleiche Voxelgröße wie das FoV 120 x 85 mm, müsste also nach logischen Gesichtspunkten und unter der Grundsatzannahme, dass alle anderen Parameter im Hintergrund des Geräts/des Programms identisch sind, eine Messgenauigkeit aufweisen, die dem größten Volumen entspricht – was aber in diesem Versuch interessanter Weise nicht eindeutig nachgewiesen werden konnte, weil kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem mittleren und großen Volumen erkennbar ist.

In der klinischen Konsequenz sollte also die Indikationsstellung des *FoV* nach dem ALARA-Prinzip entschieden werden (DGZMK, 2012, DGZKM, 2013), also zugunsten des ausreichenden *FoV* bei der geringsten möglichen Dosis. In der Regel dürfte das mit dem kleinsten ausreichenden *FoV* gleichzusetzen sein.

## 5. Schlussfolgerung

### 5.1 Klinische Relevanz der Ergebnisse

Nach Analyse der vorliegenden Daten lassen sich in dieser Studie zwei wesentliche Erkenntnisse gewinnen.

Periimplantäre Knochenmessungen mit dem PaxDuo3D haben eine signifikant höhere Genauigkeit bei einem Field-of-View von 50 x 50 mm im Vergleich zu einem Field-of-View von 120 x 85 mm und 85 x 85 mm. Für das mittlere Volumen von 85 x 85 mm konnte im Vergleich zum größten verfügbaren Field-of-View kein signifikanter Unterschied der Messgenauigkeit festgestellt werden.

Periimplantäre Knochenmessungen mit dem PaxDuo3D beim FoV von 50 x 50 mm haben eine signifikant schlechtere Messgenauigkeit bei reduzierter Stromstärke von 3,5 mA im Vergleich zur empfohlenen Standardeinstellung von 4,5 mA. Es konnte keine signifikante Veränderung der metrischen Genauigkeit periimplantärer Knochendickenmessungen bei erhöhter Stromstärke von 7,5 mA in Bezug zur Standardeinstellung nachgewiesen werden.

In klinischer Hinsicht bedeutet dieses Ergebnis bezüglich der eingangs gestellten Frage, dass zur Indikationsstellung des richtigen Aufnahmevolumentums und der Aufnahmeparameter weiterhin bestehende Indikationsregeln (beispielsweise ALARA und indikationsabhängige Aufnahmegröße) und werksseitige Einstellungsempfehlungen befolgt werden sollten.

Weiterhin sollte das erforderliche FoV bei Fragestellungen, die einen Detailbefund klären sollen, nach dem Prinzip der geringstmöglichen Strahlenbelastung für den Patienten ausgewählt werden. Der zum Studienzeitpunkt geltende Standard der Aufnahmeparameter von 85 kV und 4,9 mA bei einem FoV von 50 x 50 mm kann aus der Sicht der Ergebnisse dieser Studie grundsätzlich bestätigt werden unter der Einschränkung der nicht

geklärten Übertragbarkeit dieser am Hundekiefer gewonnenen Ergebnisse auf den Menschen. Die Erhöhung der Stromstärke von 4,9 mA auf 7,5 mA zeigte in diesem Versuch keine signifikante Verbesserung der möglichen Messgenauigkeit. Tendenziell ist eher das Gegenteil zu beobachten. Aus Gründen der Dosisersparnis wäre die niedrigste Einstellung von 3,5 mA zu bevorzugen. Die Ergebnisse dieser Studie unterstützen den aktuellen Trend zu dosissparenden Aufnahmeprotokollen.

Was die Indikationsstellung für die Größe des Volumens angeht, kann bestätigt werden, dass das ausgewählte Volumen den indikationsgebenden Bereich soeben abbilden sollte (Frank, 2008) und die entsprechende Dosisreduktion für den Patienten an erster Stelle steht.

## 5.2 Weiterführender Forschungsbedarf

Es ergibt sich im Anschluss an diese Studie weiterer Forschungsbedarf unter anderem zu folgenden Fragen:

Lassen sich periimplantäre Knochenbereiche durch die Variation der übrigen gerätespezifischen Parameter genauer abbilden (MAR Filter, Röhrenspannung)? Können die charakteristischen Artefakte eliminiert bzw reduziert werden, um mit den möglichen Parametern, die in dieser Studie untersucht werden, genauere periimplantäre Knochendickenmessungen durchzuführen?

Denkbar wäre eine Untersuchung zum Thema Dosisreduktion bei dem PaxDuo3D, bei der vor dem Hintergrund der Ergebnisse dieser Studie die minimal ausreichenden oder notwendigen Aufnahmeparameter, die Messungen ohne Qualitätsverlust sicherstellen, definiert werden könnten.

Aus klinischer Sicht wäre es zudem interessant, verwertbare Vergleichsstudien mit momentan zunehmend verwendeten nicht metallischen Keramikimplantaten durchzuführen, um zu untersuchen, ob und inwieweit sich der keramische

Implantatkörper in seiner Artefaktbildung vom metallischen Implantat unterscheidet.

## 6. Literaturverzeichnis

- AL-EKRISH, A. A. & EKRAM, M. 2011. A comparative study of the accuracy and reliability of multidetector computed tomography and cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions. *Dentomaxillofac Radiol*, 40, 67-75.
- ARAI, Y., TAMMISALO, E., IWAI, K., HASHIMOTO, K. & SHINODA, K. 1999. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*, 28, 245-8.
- ARNHEITER C, S. W., FARMAN AG 2006. Trends in maxillofacial cone-beam computed to-mography usage. *Oral Radiology*.
- BENAVIDES, E., RIOS, H. F., GANZ, S. D., AN, C. H., RESNIK, R., REARDON, G. T., FELDMAN, S. J., MAH, J. K., HATCHER, D., KIM, M. J., SOHN, D. S., PALTU, A., PEREL, M. L., JUDY, K. W., MISCH, C. E. & WANG, H. L. 2012. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: the International Congress of Oral Implantologists consensus report. *Implant Dent*, 21, 78-86.
- DAMSTRA, J., FOURIE, Z., HUDDLESTON SLATER, J. J. & REN, Y. 2010. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137, 16 e1-6; discussion 16-7.
- DAWOOD, A., BROWN, J., SAURET-JACKSON, V. & PURKAYASTHA, S. 2012. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol*, 41, 70-4.
- DE-AZEVEDO-VAZ, S. L., VASCONCELOS KDE, F., NEVES, F. S., MELO, S. L., CAMPOS, P. S. & HAITER-NETO, F. 2013. Detection of periimplant

fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 115, 121-7.

DGZKM 2013. S2k Richtlinie digitale Volumentomographie.

DGZMK 2009. *S1-Empfehlung: Dentale Volumentomographie (DVT)*, DGZMK.

DGZMK 2012. *S2-k-Leitlinie; DGZMK Leitlinie zur Implantologischen 3D-Röntgen-Diagnostik und navigationsgestützten Implantologie*, DGZMK.

FIENITZ, T., SCHWARZ, F., RITTER, L., DREISEIDLER, T., BECKER, J. & ROTHAMEL, D. 2012. Accuracy of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone defect regeneration: a histologically controlled study in dogs. *Clin Oral Implants Res*, 23, 882-7.

FRANK, D. 2008. Einfluss des FoV auf die Qualität implantologisch indizierter Aufnahmen. *ZMK, Jg24, Ausgabe 4*

HEDESIU, M., BACIUT, M., BACIUT, G., NACKAERTS, O., JACOBS, R. & CONSORTIUM, S. 2012. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol*, 41, 548-52.

IBRAHIM, N., PARSA, A., HASSAN, B., VAN DER STELT, P., AARTMAN, I. H. & NAMBIAR, P. 2014a. Influence of object location in different FOVs on trabecular bone microstructure measurements of human mandible: a cone beam CT study. *Dentomaxillofac Radiol*, 43, 20130329.

IBRAHIM, N., PARSA, A., HASSAN, B., VAN DER STELT, P., AARTMAN, I. H. & WISMEIJER, D. 2014b. Accuracy of trabecular bone microstructural

measurement at planned dental implant sites using cone-beam CT datasets. *Clin Oral Implants Res*, 25, 941-5.

KAMBUROGLU, K., MURAT, S., KILIC, C., YUKSEL, S., AVSEVER, H., FARMAN, A. & SCARFE, W. C. 2014. Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. *Dentomaxillofac Radiol*, 43, 20130332.

KLINTSTROM, E., SMEDBY, O., KLINTSTROM, B., BRISMAR, T. B. & MORENO, R. 2014. Trabecular bone histomorphometric measurements and contrast-to-noise ratio in CBCT. *Dentomaxillofac Radiol*, 43, 20140196.

KRAUSE, J. 2013. Untersuchungen zum erforderlichen Field of View für die bildgebende 3D-Diagnostik in der Zahnmedizin.

KÜKER, N. J. 2010. Metrischer Vergleich von CT, DVT und konventionellen Röntgentechniken in der MKG- Chirurgie.

KUMAR, V., LUDLOW, J. B., MOL, A. & CEVIDANES, L. 2007. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol*, 36, 263-9.

KWONG, J. C., PALOMO, J. M., LANDERS, M. A., FIGUEROA, A. & HANS, M. G. 2008. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133, 317-27.

LASCALA, C. A., PANELLA, J. & MARQUES, M. M. 2004. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol*, 33, 291-4.

- LEUNG, C. C., PALOMO, L., GRIFFITH, R. & HANS, M. G. 2010. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137, S109-19.
- LOUBELE, M., JACOBS, R., MAES, F., DENIS, K., WHITE, S., COUDYZER, W., LAMBRICHTS, I., VAN STEENBERGHE, D. & SUETENS, P. 2008. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol*, 37, 309-18.
- MARET, D., TELMON, N., PETERS, O. A., LEPAGE, B., TREIL, J., INGLESE, J. M., PEYRE, A., KAHN, J. L. & SIXOU, M. 2012. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*, 41, 649-55.
- MIHATOVIC, I., BECKER, J., GOLUBOVIC, V., HEGEWALD, A. & SCHWARZ, F. 2012. Influence of two barrier membranes on staged guided bone regeneration and osseointegration of titanium implants in dogs. Part 2: augmentation using bone graft substitutes. *Clin Oral Implants Res*, 23, 308-15.
- MOSHIRI, M., SCARFE, W. C., HILGERS, M. L., SCHEETZ, J. P., SILVEIRA, A. M. & FARMAN, A. G. 2007. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132, 550-60.
- MOZZO, P., PROCACCI, C., TACCONI, A., MARTINI, P. T. & ANDREIS, I. A. 1998. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, 8, 1558-64.

- OLIVEIRA, M. L., FREITAS, D. Q., AMBROSANO, G. M. & HAITER-NETO, F. 2014. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. *Dentomaxillofac Radiol*, 43, 20140128.
- OZ, U., ORHAN, K. & ABE, N. 2011. Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofac Radiol*, 40, 492-500.
- PANMEKIATE, S., APINHASMIT, W. & PETERSSON, A. 2012. Effect of electric potential and current on mandibular linear measurements in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*, 41, 578-82.
- PASLER, F. A. 2007. Zahnärztliche Radiologie. *Thieme- Verlag*, 5.Auflage.
- PATCAS, R., MARKIC, G., MULLER, L., ULLRICH, O., PELTOMAKI, T., KELLENBERGER, C. J. & KARLO, C. A. 2012a. Accuracy of linear intraoral measurements using cone beam CT and multidetector CT: a tale of two CTs. *Dentomaxillofac Radiol*, 41, 637-44.
- PATCAS, R., MULLER, L., ULLRICH, O. & PELTOMAKI, T. 2012b. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141, 41-50.
- PATZLET, S. 2010. *Bestimmung der Effektiven Dosis, des Dosisflächenprodukts und eines Korrelationskoeffizienten bei diversen dentalen digitalen Volumetomographen*, Freiburg im Breisgau.
- PAUWELS, R., SILKOSESSAK, O., JACOBS, R., BOGAERTS, R., BOSMANS, H. & PANMEKIATE, S. 2014. A pragmatic approach to determine the

optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofac Radiol*, 43, 20140059.

PINSKY, H. M., DYDA, S., PINSKY, R. W., MISCH, K. A. & SARMENT, D. P. 2006. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*, 35, 410-6.

RAZAVI, T., PALMER, R. M., DAVIES, J., WILSON, R. & PALMER, P. J. 2010. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*, 21, 718-25.

RITTER, L., ELGER, M. C., ROTHAMEL, D., FIENITZ, T., ZINSER, M., SCHWARZ, F. & ZOLLER, J. E. 2014. Accuracy of peri-implant bone evaluation using cone beam CT, digital intra-oral radiographs and histology. *Dentomaxillofac Radiol*, 43, 20130088.

SCHNELLE, C. 2001. Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen-Volumen-Tomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie.

SCHULZE, R. K., BERNDT, D. & D'HOEDT, B. 2010. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res*, 21, 100-7.

SCHWARZ, F., MIHATOVIC, I., GOLUBOVIC, V., HEGEWALD, A. & BECKER, J. 2012. Influence of two barrier membranes on staged guided bone regeneration and osseointegration of titanium implants in dogs: part 1. Augmentation using bone graft substitutes and autogenous bone. *Clin Oral Implants Res*, 23, 83-9.

- SHIRATORI, L. N., MAROTTI, J., YAMANOUCHI, J., CHILVARQUER, I., CONTIN, I. & TORTAMANO-NETO, P. 2012. Measurement of buccal bone volume of dental implants by means of cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*, 23, 797-804.
- STRATEMANN, S. A., HUANG, J. C., MAKI, K., MILLER, A. J. & HATCHER, D. C. 2008. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol*, 37, 80-93.
- TIMOCK, A. M., COOK, V., MCDONALD, T., LEO, M. C., CROWE, J., BENNINGER, B. L. & COVELL, D. A., JR. 2011. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 140, 734-44.
- VANDENBERGHE, B., LUCHSINGER, S., HOSTENS, J., DHOORE, E., JACOBS, R. & CONSORTIUM, S. P. 2012. The influence of exposure parameters on jawbone model accuracy using cone beam CT and multislice CT. *Dentomaxillofac Radiol*, 41, 466-74.
- VASCONCELOS, T. V., NEVES, F. S., QUEIROZ DE FREITAS, D., CAMPOS, P. S. & WATANABE, P. C. 2014. Influence of the milliamperage settings on cone beam computed tomography imaging for implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29, 1364-8.
- WANG, D., KUNZEL, A., GOLUBOVIC, V., MIHATOVIC, I., JOHN, G., CHEN, Z., BECKER, J. & SCHWARZ, F. 2013. Accuracy of peri-implant bone thickness and validity of assessing bone augmentation material using cone beam computed tomography. *Clin Oral Investig*, 17, 1601-9.
- WOOD, R., SUN, Z., CHAUDHRY, J., TEE, B. C., KIM, D. G., LEBLEBICIOGLU, B. & ENGLAND, G. 2013. Factors affecting the

accuracy of buccal alveolar bone height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 143, 353-63.

## 7. Abbildungsverzeichnis:

Abb. 1: Skizze des Probenträgers.....	17
Abb. 2: Benutzeroberfläche byzz; Erstellung des digitalen Volumens.....	19
Abb. 3 Auswahl des Aufnahmebereichs innerhalb des Zahnbogens .....	20
Abb. 4:Oberfläche des Programms Ez3d.....	22
Abb. 5: Ausrichtung des Implantats .....	24
Abb. 6: Skizze zur Ausrichtung der analogen Messschablone (rot) .....	26
Abb. 7: Geräteansicht Paxduo3D.....	28
Abb. 8: Skizze zum systematischen Messfehler .....	30
Abb. 9: Messpunktverteilung bei Standardeinstellung Radiologie zur Histologie .....	32
Abb. 10: Messpunktverteilung bei 3,5mA Einstellung Radiologie zur Histologie .....	33
Abb. 11: Messpunktverteilung bei 7,5mA Einstellung Radiologie zu Histologie .....	34
Abb. 12: Messpunktverteilung bei 50 x 50 mm Radiologie zur Histologie .....	36
Abb. 13: Messpunktverteilung bei 85 x 85 mm Radiologie zu Histologie .....	37
Abb. 14: Messpunktverteilung bei 120 x 85 mm Radiologie zur Histologie .....	38
Abb. 15: Korellation Interobserver.....	42
Abb. 16: Lokalisationsunabhängige Messungen Betrachter 1 und Betrachter 2 .....	43

## 8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Vergleich der radiologischen Messgenauigkeit abhängig von der Stromstärkeeinstellung im Volumen 50x50mm.....	35
Tabelle 2 T-Test innerhalb der FoV-veriierten Testgruppe; .....	39
Tabelle 3 T-test innerhalb der Volumenvariieren Gruppe .....	40
Tabelle 4 Konfidenzinterval Radio zu Histo je Einstellung .....	41
Tabelle 5 Interobserverkorrelation und Abweichung.....	43
Tabelle 6 Korrelation Betrachter 1; Betrachter 2, ortsunabhängig auf Gesamtheit aller Messungen .....	43
Tabelle 7: Ortsabhängige radiologische Messgenauigkeit zur Histologie .....	44

## **9. Danksagung**

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. Frank Schwarz, für das Überlassen des Themas und meinem Betreuer Herrn Dr. Künzel, ohne den diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Des Weiteren möchte ich Herrn Professor Becker und der Firma Vatech/ Orange Dental danken, die das DVT an der Uniklinik Düsseldorf bereitstellten und das Thema dieser Arbeit erst ermöglichten.

Dank gilt auch meinem guten Freund und ehemaligen Kommilitonen Christoph Brodowski, der mich stets unterstützte und meiner Freundin Malina Brinker.

Vor allem will ich aber meiner Familie, in erster Linie meinem Vater, meiner Mutter und meinem Bruder, danken, die während des gesamten Studiums und speziell in der Endphase des Studiums einen privaten Rückhalt geboten haben, der für meinen Werdegang in dieser Phase von elementarer Bedeutung war. Aus diesem Grund widme ich diese Arbeit meinem Bruder Alexander Reidegeld und meinen Eltern Heinz und Petra Reidegeld.