

Aus der Abteilung für Oralmedizin, zahnärztliche Röntgenologie und
Chirurgie des CharitéCentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Einfluss klinischer und bildgebender Parameter auf die
Genauigkeit der Darstellung knöcherner parodontaler
Strukturen in der digitalen Volumentomographie

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Margaretha Bessenroth

aus Berlin

Datum der Promotion: 27.02.2015

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung/Abstract	5
2 Einleitung	9
2.1 Bedeutung der digitalen Volumentomographie für die Zahnmedizin	9
2.2 Prinzip der digitalen Volumentomographie	10
2.3 Möglichkeiten und Indikationen der DVT	11
2.4 Probleme und limitierende Faktoren der DVT	13
2.5 Einfluss technisch-physikalischer Aspekte.....	14
2.6 Digitale Volumentomographie in der parodontalen Diagnostik.....	15
2.7 Fragestellung	18
3 Material und Methode	20
3.1 Vorbereitung der Schädel.....	20
3.2 Anfertigung der Volumentomogramme.....	21
3.3 Vorversuche	24
3.4 Untersuchungsprinzip	25
3.5 Erhebung der Referenzwerte.....	28
3.6 Hauptversuche.....	28
3.6.1 Vermessung der vestibulären Knochenstrukturen	28
3.6.2 Veränderung von Kontrast und Helligkeit	29
3.6.3 Veränderung der Bildauflösung	29
3.7 Mikroskopisch unterstützte Knochendickebestimmung.....	30
3.7.1 Präparation der Knochenlamellen.....	30
3.7.2 Knochendickemessung.....	32
3.7.3 Messung des Parodontalspaltes	34
3.8 Darstellung der Wurzeloberfläche	35
3.9 Statistische Methode.....	36
3.9.1 Voraussetzungen und Signifikanz	36
3.9.2 Deskriptive Statistiken	37
3.9.3 Auswertungsverfahren	37
4 Ergebnisse	40
4.1 Analyse der Referenzwerte	40

4.2 Analyse der Messreihen	40
4.3 Vestibuläre Knochenhöhe	44
4.3.1 Gesamtauswertung aller Messungen	44
4.3.2 Einfluss der Schmelz-Zement-Grenze	49
4.4 Vestibuläre Knochenfenestrationsen	51
4.5 Klinische Einflussfaktoren	53
4.5.1 Einfluss klinisch vorhandener Defekte	53
4.5.2 Einfluss der Zahnregion	55
4.5.3 Einfluss der Knochendicke	57
4.6 Technische Einflussfaktoren	58
4.6.1 Einfluss von Kontrast und Helligkeit	58
4.6.2 Einfluss der Bildauflösung	58
4.7 Darstellung der Wurzeloberfläche	60
5 Diskussion	64
5.1 Diskussion der Methode	64
5.1.1 Vorbereitung der Schädel	64
5.1.2 Bildgebung mittels digitaler Volumentomographie	65
5.1.3 Parodontale Messungen	67
5.1.4 Mikroskopische Knochendickebestimmung	70
5.2 Diskussion der Ergebnisse	70
5.2.1 Vestibuläre Knochenhöhe	70
5.2.2 Verlässlichkeit der Defekterkennung	73
5.2.3 Einfluss der Knochendicke	74
5.2.4 Einfluss der Zahnregion	75
5.2.5 Technische Einflussfaktoren	76
5.3 Schlussfolgerung und klinische Relevanz	78
6 Literaturverzeichnis	82
7 Anhang	94
7.1 Eidesstattliche Versicherung	94
7.2 Lebenslauf	95
7.3 Danksagung	96

1 Zusammenfassung

Fragestellung: Ziel der Untersuchung war, die Aussagekraft und Verlässlichkeit der digitalen Volumentomographie bei der Darstellung filigraner parodontaler Strukturen zu analysieren.

Material und Methode: Fünf knöcherne menschliche Schädel wurden bei 85 kV und 35/42 mAs volumentomographisch untersucht (GALILEOS comfort, Sirona Dental GmbH, Bensheim, Deutschland). An allen Zähnen (0,3 mm Voxelgröße) wurden die vestibulären Knochenverhältnisse bezüglich Knochenhöhe, Dehiszenzen und Fenestrationsen untersucht und vermessen. Entsprechende Messungen mit einem Messschieber an den Schädeln dienten als Referenz. Nach Präparation einzelner röntgenologisch nicht sichtbarer Knochenlamellen erfolgte die stereomikroskopische Bestimmung der Knochendicke. Außerdem wurde der Einfluss der Bildauflösung, Belichtungszeit, Zahnregion, Defektart und Schmelz-Zement-Grenze sowie der Bildeinstellungen Kontrast und Helligkeit auf die Messgenauigkeit analysiert und die Darstellung der Wurzeloberfläche im Röntgenbild auf einen Zusammenhang mit den Ergebnissen hin überprüft.

Ergebnisse: Die Messungen zeigten eine durchschnittlich zu geringe Darstellung der Knochenhöhe um 0,13 mm (35 mAs, $p=0,000$) bzw. 0,11 mm (42 mAs, $p=0,005$). Die mittleren Abweichungen von der Referenz betragen 0,26 bzw. 0,28 mm. Weder die Erkennbarkeit der Schmelz-Zement-Grenze noch die Veränderung von Kontrast und Helligkeit hatten einen Einfluss auf das Messergebnis. Auch zwischen den beiden Belichtungszeiten fand sich kein statistisch erkennbarer Unterschied, es konnte jedoch eine Tendenz zur besseren Messgenauigkeit bei 42 mAs festgestellt werden. Eine tendenziell schlechtere Messgenauigkeit zeigte sich in der Frontzahnregion (vor allem im Unterkiefer) sowie bei klinisch vorhandenen Dehiszenzen, die in Einzelfällen deutlich überschätzt wurden. Die Erkennung von Dehiszenzen im Röntgenbild war insgesamt zuverlässig (Sensitivität 97 bzw. 94 %, Spezifität 98 %), im Gegensatz zu den Fenestrationsen, die zumeist vergrößert dargestellt oder, vor allem im Oberkiefer, falsch-positiv diagnostiziert wurden (Sensitivität 100 %, Spezifität 86 %). Die Erkennbarkeitsgrenze der Knochenlamellen lag bei einer Knochendicke von 0,39 mm (0,3 mm Voxelgröße) und 0,22 mm (0,15 mm Kantenlänge). Eine Voxelgröße von 0,15 mm lieferte im Vergleich zu 0,3 mm signifikant bessere Ergebnisse. Bei abschließender Betrachtung der Ergebnisse fiel auf, dass eine subjektiv unscharfe Darstellung der

Wurzeloberfläche im Bereich von röntgenologischen Dehiszenzen oder Fenestrationen ein Hinweis auf eine falsch-positive Diagnose des Knochendefekts sein kann.

Schlussfolgerung: Die digitale Volumentomographie kann grundsätzlich als geeignetes Verfahren für die präzise und überlagerungsfreie Darstellung parodontaler Strukturen betrachtet werden. Eine weitestgehend ausreichend präzise Darstellung der Knochenmorphologie bei einer Voxelgröße von 0,3 mm konnte festgestellt werden. Probleme ergeben sich, wenn die Dicke der Knochenstrukturen im Bereich der Auflösungsgrenze des Gerätes liegt. Hierbei kann es zur falsch-positiven Diagnose von Knochendefekten kommen, daher sollten beim Einsatz der DVT für spezifische parodontaldiagnostische Fragestellungen hochauflösende Geräte gewählt werden.

Abstract

Introduction: Aim of this study was to investigate accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for the imaging of thin vestibular periodontal structures.

Materials and methods: Five human skulls were scanned by CBCT (GALILEOS comfort, Sirona Dental GmbH, Bensheim, Deutschland) at 85 kV and 35/42 mAs. Linear measurements were performed on each tooth (0,3 mm voxel size), evaluating periodontal bone height, bony dehiscences and fenestrations. Results were compared to data measured by caliper on the skulls. After preparation of several lamellas of undetectable bone their thickness was examined by stereomicroscopy. In addition, influence of voxel size, exposure time, type of defect, tooth area, detection of the cemento-enamel-junction and variations of contrast / lightness on measuring accuracy were evaluated.

Results: Evaluations by CBCT showed a significant underestimation of buccal bone height (0,13 mm for 35 mAs, $p=0,000$; 0,11 mm for 42 mAs, $p=0,005$). Mean deviations to reference were 0,26 mm and 0,28 mm, respectively. There was neither a significant influence of perceptibility of the cemento-enamel-junction, nor of the variation of contrast and brightness. Moreover, the two different exposure times showed no statistical difference, however, a tendency for more accurate measuring at 42 mAs was evident. Measuring anterior teeth (especially in the mandible) and dehiscences the real bone level tended to be underestimated, single measuring points showed great deviations. There was a good reliability of detection dehiscences (sensitivity 97/94 %, specificity 98 %), in contrast to fenestrations which were mostly overestimated and often (especially maxilla) detected false-positive (sensitivity 100 %, specificity 86 %). For a resolution of 0,3 mm voxel size areas with a bone thickness less than 0,39 mm could not be detected properly. The measurements showed significantly better results for 0,15 mm than 0,3 mm voxel size. Finally, comparing the results to the radiographic images, a subjectively diffuse depicted root surface could be a hint of false-positive detection of dehiscences or fenestrations in this area.

Conclusion: Cone-beam computed tomography provides a good imaging of periodontal structures in three planes, true to scale and without overlap. For specific clinical consideration it seems to provide sufficiently precise radiological diagnostics of the osseous morphology at 0,3 mm voxel size for most discrepancies could be

classified as negligibly small. There are limitations if the bony thickness ranges near to the spatial resolution of the CBCT leading to false-positive diagnosis of bone defects. Therefore use of high resolution CBCT is advisable for periodontal issues.

2 Einleitung

2.1 Bedeutung der digitalen Volumentomographie für die Zahnmedizin

In der Zahnmedizin ist die bildgebende Diagnostik ein wichtiges Element in der Befundaufnahme, Behandlungsplanung und Verlaufskontrolle. Neben den am häufigsten angefertigten Einzelbildaufnahmen nimmt insbesondere die Panoramaschichtaufnahme einen hohen Stellenwert für die Basis- und weiterführende Diagnostik ein. Trotz vielfältiger Indikationsbereiche bringt sie auch einige Probleme mit sich. Aus dem Aufnahmeprinzip ergibt sich, dass dreidimensionale Strukturen lediglich zweidimensional projiziert werden. Durch den auftretenden Summationseffekt werden im Strahlengang befindliche Strukturen also überlagert dargestellt, was zu Unschärfe und diagnostischer Unsicherheit führt. Entsprechend sind dünne Knochenlamellen nur erkennbar, sofern sie parallel zum Strahlengang stehen. Filigrane orale oder vestibuläre Alveolenwände können somit aufgrund von Überlagerung nicht beurteilt werden [1]. Außerdem kommt es in Abhängigkeit von der Entfernung zur Filmebene zu Vergrößerungen und Verzerrungen, welche sich im Falle geringer Fehler bei der Positionierung des Patienten noch deutlich verstärken [2, 3, 4]. Aus den genannten Punkten wird klar, dass weder die genaue Darstellung der Lagebeziehungen einzelner Strukturen noch die detaillierte Bestimmung von Größe und Beschaffenheit insbesondere kleiner anatomischer Strukturen möglich ist. Daher ist sie als ungeeignet für die Diagnostik filigraner knöcherner Strukturen einzustufen [5, 6].

In Einzelfällen stellt somit die Computertomographie (CT) eine Alternative zur konventionellen Bildgebung dar, bei der störende Summationseffekte vermieden werden können, weil das Volumen des untersuchten Körperteils durch ein fächerförmig kollimiertes Strahlenbündel in „Scheiben“ geschnitten wird. Entsprechend dem eingestellten Tischvorschub wird eine Serie von Axialen erzeugt, von denen ausgehend sekundär weitere Schnittbilder senkrecht zu den Axialen und somit auch dreidimensionale Darstellungen berechnet werden können [7].

Trotz vieler Vorzüge, wie beispielsweise der guten präimplantologischen und prächirurgischen Diagnostik und Planungsmöglichkeiten [2, 8, 9, 10], der präzisen Darstellung von Knochendefekten [1, 11, 12] und des alveolären Knochenverlaufs [13], bringt die Computertomographie auch viele Nachteile mit sich. Wegen der relativ hohen Dosisbelastung wird die Indikation zur CT sehr restriktiv gesehen [14, 15, 16, 17, 18,

19]. Auch und insbesondere bei der Behandlung von jungen Patienten ist dies von besonderer Bedeutung, da Kinder und Jugendliche ein etwa dreifach erhöhtes Risiko für Folgeschäden nach Exposition mit ionisierender Strahlung aufweisen [20, 21, 22].

Zudem verursachen metallische Restaurationen und Fremdkörper häufig Artefakte, die den diagnostischen Wert der Untersuchung einschränken können. Und nicht zuletzt die hohen Kosten der Untersuchung und der große Aufwand haben die Notwendigkeit einer Alternative immer deutlicher hervortreten lassen.

Eine große Bereicherung war somit die Entwicklung der digitalen Volumentomographie, welche 1997 erstmals in der Zahnmedizin zum Einsatz kam [23, 24]. Sie vereinigt gute diagnostische Möglichkeiten durch verzerrungs- und überlagerungsfreie, räumliche Darstellung der anatomischen Verhältnisse mit vergleichsweise geringer Strahlenbelastung gegenüber dem konventionellen CT und gewinnt zunehmend an Bedeutung in der zahnmedizinischen Diagnostik.

2.2 Prinzip der digitalen Volumentomographie

Im Gegensatz zur Computertomographie (CT) wird bei der digitalen Volumentomographie (DVT) das gesamte Volumen des aufzunehmenden Bereichs durch ein kegelförmiges Strahlenbündel in einem einzigen Umlauf erfasst. Aus bis zu 360 Winkelpositionen werden die Durchleuchtungsaufnahmen von einem gleichsam rotierenden digitalen Detektor mit einer Matrixstruktur aufgezeichnet [25]. Hierbei ist das Besondere der Volumentomographie gegenüber der CT, dass der Detektor zweidimensionale Projektionen des Objekts aus verschiedenen Blickrichtungen erfasst, aus welchen unmittelbar das dreidimensionale Volumen berechnet werden kann [26].

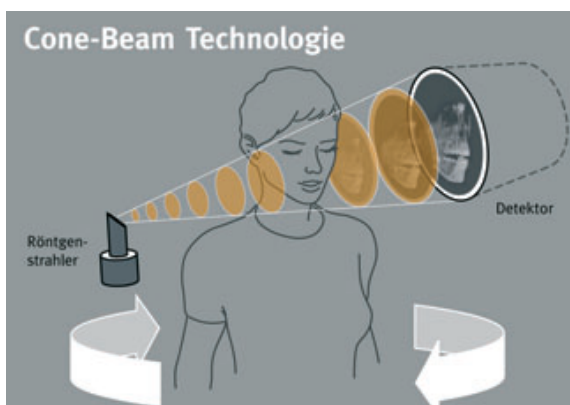


Abb. 1 Prinzip der DVT-Aufnahme [27]

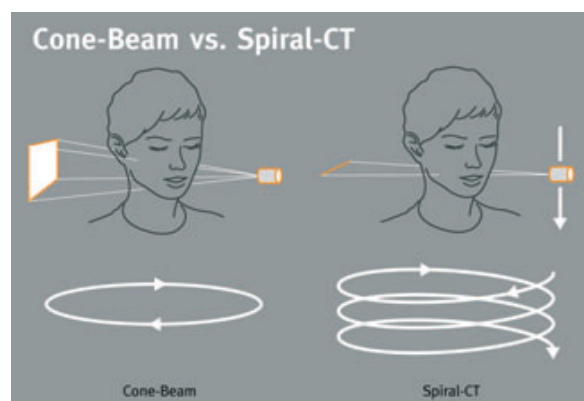


Abb. 2 Vergleich der Strahlenfelder von DVT und CT [27]

Für die Kegelstrahl-Rekonstruktion wird der 1984 von Feldkamp et al. entwickelte Feldkamp-Algorithmus genutzt [28]. Ausgangspunkt für dieses Verfahren ist die Idee, jede fächerförmige Fläche innerhalb des Kegelstrahls so zu behandeln, als läge eine zweidimensionale Fächerprojektion vor. Aus dem gewonnenen Rohdatensatz werden somit zunächst axiale Schichten rekonstruiert (Primärrekonstruktion), aus denen die sekundäre Rekonstruktion beliebiger Ebenen und dreidimensionaler Darstellungen möglich ist. Ein wichtiger Unterschied zur CT ist, dass die Orientierung der Axiale in Abhängigkeit von den diagnostischen Erfordernissen festgelegt werden kann [7, 25].

Durch logarithmische Berechnungen ergeben sich Linienintegrale der geradlinigen Abschwächungskoeffizienten. Aus diesen Integralen werden die „Rohdaten“ berechnet, die von der jeweiligen Software zur Bildrekonstruktion genutzt werden. Diese erzeugt Schnittbilder, deren Pixel-Werte geradlinigen Abschwächungskoeffizienten entsprechen [27].

Aufgrund der vielfältigen Einsatzmöglichkeiten und seiner den Hochkontraststrukturen der CT vergleichbaren Bildqualität hat sich die DVT als dreidimensionales Röntgenverfahren in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde etabliert [29, 30], was für den Patienten mit einer erheblichen Reduktion der Strahlenexposition verbunden ist, die in unterschiedlichen Arbeiten mit Werten zwischen 60 und über 90 Prozent angegeben wird [14, 15, 16, 17, 18, 19].

Mit der Weiterentwicklung hochauflösender Bilddetektoren und neuer Softwareverfahren zur Visualisierung der Bilddaten und der weiteren Etablierung computergestützter Operationsverfahren ist eine zunehmende Bedeutung der DVT mit einem wachsenden Indikationsspektrum in allen Bereichen der Zahnmedizin zu erwarten [7].

2.3 Möglichkeiten und Indikationen der DVT

Die Einsatzmöglichkeiten der DVT sind vielfältig und erstrecken sich auf alle Gebiete der Zahnmedizin mit stetig wachsendem Indikationsspektrum.

Hauptindikation ist auch weiterhin die traumatologische, prächirurgische und präimplantologische Diagnostik, bei der die DVT gute diagnostische und prognostische Möglichkeiten bietet und insbesondere auch bei kritischen anatomischen Lagebeziehungen präzise Aussagen ermöglicht. Ebenso sind die

Kiefergelenksdiagnostik von knöchernen Erkrankungen des Kiefergelenks und die Lagebestimmung verlagelter, retinierter und überzähliger Zähne in der Kieferorthopädie etablierte Indikationen [29].

Durch den technischen Fortschritt und die Entwicklung immer hochauflösenderer Geräte rückt der Fokus jedoch auch immer mehr auf die Anwendung in der Diagnostik filigraner Strukturen, wie sie in der Parodontologie, Endodontologie sowie Kieferorthopädie notwendig ist [31, 32], wenngleich der Einsatz in diesen Fachbereichen aktuell noch sehr eingeschränkt empfohlen wird [30].

Auch durch die technischen Aspekte ergeben sich wie in Punkt 1.1 und 1.2 beschrieben viele Vorteile gegenüber anderen bildgebenden Verfahren, wie der CT, bei vergleichbarer Bildqualität. Die Genauigkeit und Detailtreue der DVT sind bereits in vielen Studien untersucht worden. Einige Autoren konnten keine statistisch signifikanten Abweichungen von den tatsächlichen anatomischen Dimensionen feststellen [33], andere beschrieben die Unterschiede zwar als statistisch signifikant, jedoch klinisch nicht relevant [34, 35].

Loubele et al. (2008) beschrieben eine Schwankungsbreite zwischen DVT und CT von nur 0,4 Millimetern zugunsten der DVT bei der großflächigen, linearen Vermessung von formalin-fixierten menschlichen Maxillen [36].

Auch Mengel et al., in deren Arbeit filigrane, parodontale Strukturen an menschlichen und Schweineunterkiefern untersucht wurden, kamen zu ähnlichen Ergebnissen (CT: 0.16 +/- 0.1 mm, DVT: 0.19 +/- 0.11 mm, intraorale Aufnahmen 0.33 +/- 0,18, PSA 1,07 +/- 0,62). Im direkten Vergleich der verschiedenen bildgebenden Verfahren schnitt das DVT nach Bewertung der Qualität der Aufnahmen in Bezug auf Kontrast, Helligkeit, Detailtreue der Knochenstrukturen, Streuung und Überlagerung am besten ab [1]. Bei den untersuchten Knochenstrukturen handelt es sich jedoch um selbst präparierte Defekte, was die Aussagekraft der Untersuchung im klinischen Zusammenhang wiederum einschränkt.

Ein großer Vorteil der DVT liegt im geringeren Auftreten von Metallartefakten gegenüber der CT, wodurch auch eine diagnostische Beurteilung von Strukturen ermöglicht wird, die in der Nähe von Metallrestorationen liegen [26, 37]. Durch die geringere Strahlenenergie der DVT fallen die Artefakte von vornherein weniger stark ins Gewicht und können zusätzlich mithilfe spezieller Software-Algorithmen zurückgerechnet werden. Außerdem sind sie weniger auffällig, da durch den

aufgefächerten Strahlengang eine weite Verteilung der Artefakte stattfindet [26].

Da die DVT dem zahnärztlichen Röntgen zugeordnet wird, ist der Betrieb des Gerätes in der zahnärztlichen Praxis unabhängig vom Radiologen möglich. Die Aufnahmen sind im Vergleich zur CT kostengünstiger und mit einem geringeren organisatorischen Aufwand verbunden [7]. Bei allen Vorzügen müssen jedoch auch immer die Probleme und Einschränkungen und die höhere Strahlenbelastung gegenüber Panoramaschichtaufnahme und intraoralem Zahnfilm im Sinne der „rechtfertigenden Indikation“ mit „hinreichendem Nutzen der Strahlenexposition“ bedacht werden (Rechtfertigungsgrundsatz der Röntgenverordnung vom 30.04.2003).

2.4 Probleme und limitierende Faktoren der DVT

Nicht alle pathologischen Veränderungen des Mund- und Kieferbereichs kommen in der DVT zur Darstellung oder geben die Rechtfertigung für volumetomographische Aufnahmen. So ist eine Weichgewebsdifferenzierung kaum möglich und weichteildichte Veränderungen sind nicht differenzierbar, denn der eingesetzte Detektor lässt nur die Diskriminierung von Hochkontraststrukturen zu. Die Weichgewebsdiagnostik bleibt somit weiterhin der CT und MRT vorbehalten [38, 39].

Einen weiteren, die Bildqualität negativ beeinflussenden Aspekt stellen Artefakte dar, die durch metallische Strukturen ausgelöst werden. Diese können wie oben beschrieben durch die Verwendung bestimmter Software-Algorithmen reduziert, jedoch nicht völlig vermieden werden [26].

Manche Autoren beschreiben, dass die dentalen Strukturen in den axialen Schichten der DVT kontrastärmer und verschwommener dargestellt werden als im konventionellen CT [37].

Zudem spielen Bewegungsartefakte, abhängig zum einen von der Belichtungszeit, zum anderen vom Alter des Patienten, eine größere Rolle als bei der CT [37]. Ursache hierfür ist, dass bei der Datenrekonstruktion sämtliche Einzelaufnahmen in die Berechnung eines Bildpunktes einfließen. Somit können sich Bewegungen des Patienten als Unschärfe im Bild manifestieren und die Bildqualität leidet im Ganzen [26].

Neben den genannten allgemeingültigen Einschränkungen der digitalen Volumetomographie steht die Technik bei der Diagnostik filigraner knöcherner Strukturen vor besonderen Herausforderungen. Hier spielen Einflussfaktoren wie

Voxelgröße, Bildrauschen, Belichtungszeit und Röhrenspannung eine besondere Rolle, wodurch es zu Problemen in der Diagnostik kommen kann.

2.5 Einfluss technisch-physikalischer Aspekte

In der bildgebenden Diagnostik gibt es diverse technische Einflussfaktoren, welche einen großen Einfluss auf die Bildqualität der Aufnahme haben.

Ein wichtiger Parameter ist die Voxelgröße. Als Voxel bezeichnet man das dreidimensionale Äquivalent zum zweidimensionalen Pixel. Es entspricht einem Bildpunkt in einer Rastergrafik und repräsentiert den Mittelwert der jeweiligen Dichte und somit Graunteile. Seine Kantenlänge gibt die Voxelgröße an, die bestimmend für die jeweilige Bildauflösung ist, jedoch nicht damit verwechselt werden darf. Im Gegensatz zur CT besitzen DVT-Datensätze eine exakte Würfelgeometrie mit gleicher Kantenlänge, sogenannte isotrope Voxel. Daraus resultiert eine präzise isometrische Ortsauflösung, die Vermessungen und Volumenberechnungen verzerrungsfrei und präzise erlaubt [40, 41, 42]. Je geringer die Voxelgröße, desto besser ist die erreichbare räumliche Auflösung [11, 43, 44, 45, 46], was insbesondere bei filigranen Strukturen von großer Bedeutung sein kann. Dennoch dürfen beide nicht gleichgesetzt werden, da weitere technische Aspekte beeinflussend sind.

Molen (2010) beschreibt diese Zusammenhänge in seiner Arbeit über die Einflussfaktoren bei bukkalen Knochenmessungen im DVT. So beeinflussen insbesondere Bildrauschen und Artefakte die Bildauflösung entscheidend [43]. Bildrauschen tritt bei digital aufgenommenen Bildern auf. Es handelt sich um kleine Störungen im Bild, also einzelne Voxel, die in ihrer Helligkeit abweichen. Artefakte können durch Fremdkörper, Metallrestorationen oder durch die Bewegung des Patienten während der Aufnahme entstehen. Ebenso ist die Streuung ein wichtiger Einflussfaktor, die durch das umliegende Weichgewebe entsteht. Je kleiner das aufgenommene *field of view* (FOV), desto geringer ist die Streuung und besser die räumliche Auflösung [43].

Einen großen Einfluss auf die Bildqualität hat außerdem die verwendete Stromstärke und somit die produzierte Strahlenmenge. Sie ist zumeist fix eingestellt, eine Variation findet in diesem Fall über die Belichtungszeit statt. Je höher diese ist, desto besser die erreichte Bildqualität [46]. Durch eine reduzierte Belichtungszeit kann die Gefahr von Bewegungsartefakten vermindert werden, jedoch auf Kosten der räumlichen Auflösung

[43]. Eine zu lange Belichtungszeit wiederum kann zu Überstrahlungseffekten führen, durch die filigrane Strukturen nicht mehr erkennbar sind. Sofern die Stromstärke selbst variabel ist, wird dementsprechend die Qualität des Bildes schlechter, je geringer sie eingestellt wird [47].

Einige Autoren beschreiben die Röhrenspannung des Gerätes als beeinflussend auf die Darstellung filigranen Knochens. Die Spannung bestimmt die Härte und damit die Menge der reflektierten, absorbierten und passierten Strahlung im Gewebe. Eine geringere Spannung kann somit bei filigranen Strukturen zu einem besseren Kontrast führen [44, 47]. Neben den technischen Parametern muss also auch die spezielle anatomische Beschaffenheit des betrachteten Gewebes bei der radiologischen Beurteilung berücksichtigt werden. Dies spielt insbesondere bei der Betrachtung der komplexen, variablen und filigranen parodontalen Strukturen eine große Rolle.

2.6 Digitale Volumentomographie in der parodontalen Diagnostik

In der vorliegenden Studie geht es um die diagnostischen Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie in Bezug auf filigrane vestibuläre Knochenstrukturen. Hierbei interessieren vor allem Knochenläsionen wie Dehiszenzen und Fenestrationsen sowie die vestibuläre Knochendicke des marginalen Parodontiums. Die detaillierte Beurteilung der parodontalen Knochenmorphologie spielt bei verschiedenen Fragestellungen eine wichtige Rolle.

In der Parodontologie können Röntgenbilder wie Einzelzahnfilme oder Panoramaaufnahmen neben der klinischen Untersuchung wichtige Informationen für die Behandlungsplanung liefern. Durch Überlagerung oder Überstrahlung wird der vorhandene Knochenabbau im Vergleich zur intraoperativen Situation häufig falsch eingeschätzt [48, 49, 50]. Eine Beurteilung der oralen und vestibulären Flächen der Zähne, insbesondere in Bezug auf Dehiszenzen und Fenestrationsen, ist nur eingeschränkt möglich [51].

Mithilfe der DVT kann darüber hinaus auch die dreidimensionale knöchernen Morphologie hochauflösend dargestellt und gut beurteilt werden, sodass man sich die Möglichkeit erhofft, pathologische Knochenprozesse in ihrem tatsächlichen Ausmaß diagnostizieren zu können [52]. Gerade bei der Beurteilung mehrwurzeliger Zähne ermöglicht sie eine detaillierte Befundung der Knochendefekte für die weitere chirurgische Therapieplanung [53, 54]. Die Wurzelkonfigurationen werden

überlagerungs- und verzerrungsfrei abgebildet, ebenso wie Wurzelfrakturen und Wurzelresorptionen, vestibuläre Knocheneinbrüche und Furkationsbeteiligungen [29, 39, 55]. Hieraus kann, wie in verschiedenen Studien beschrieben, auch der Grad des Attachmentverlusts abgeleitet werden, der wie die Rezession der Gingiva mit der Ausprägung des marginalen Knochenabbaus korreliert [56, 57, 58]. Auch Knochenfenestrations spielen hierbei eine wichtige Rolle. Je dünner der Knochen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit für parodontale Knochendefekte [59].

Diverse Studien beschäftigen sich mit der Aussagekraft der DVT im Vergleich mit anderen Verfahren. Vandenberghe et al. untersuchten 2007 30 knöchere parodontale Defekte an zwei menschlichen Schädeln. Sie fertigten intraorale Röntgenbilder und digitale Volumentomogramme an und verglichen sie bezüglich der untersuchten Parameter. Bei den linearen Messungen des Knochenniveaus stellten sich keine großen Unterschiede hinsichtlich der beiden Verfahren dar. Die intraoralen Aufnahmen zeigten sich signifikant besser in der Darstellung des Kontrasts und der Knochenqualität, während sich die DVT als deutlich geeigneter für die Detektion von Knocheneinbrüchen und Furkationsbeteiligungen herausstellte [55].

Im Gegensatz dazu ermittelten Mengel et al. (2005) für die Darstellung präparierter parodontaler Knochendefekte im DVT eine mittlere Abweichung von 0.19 mm im Vergleich zu den Referenzwerten aus dem histologischen Schnittbild, welche vergleichbar mit der CT (0,16 mm) war und weit unterhalb der Werte lag, die für intraorale Zahnfilme (0.33 mm) und Panoramaschichtaufnahmen (1,07 mm) erreicht wurden. Mithilfe der zweidimensionalen Verfahren konnten jedoch nur die Defekte in mesio-distaler Richtung erfasst werden. Zudem konstatierten sie eine bessere Bildqualität der DVT gegenüber der CT in Bezug auf Kontrast, Helligkeit, Detailtreue, Streuung und Überlagerung [1].

Auch Misch et al. (2006) nutzten künstlich hergestellte Knochendefekte für ihre Studie. Sie stellten die DVT der intraoralen Bildgebung und der Messung mit einer Parodontalsonde gegenüber und verglichen die Ergebnisse mit Referenzwerten, die mithilfe einer digitalen Messlehre ermittelt wurden. Die Abweichungen aller Verfahren lagen nahe beieinander. Es zeigte sich jedoch auch hier, dass bukkale und linguale Defekte nur im DVT und mit direkter Sondierung zu 100% erfasst werden konnten, was mit intraoralen Aufnahmen nicht möglich war [40].

Leung et al. (2010) beschäftigten sich ebenfalls mit der Detailwiedergabe knöcherner parodontaler Defekte im DVT. Sie fertigten hierzu Aufnahmen von 13 menschlichen

Schädeln an bei einer Voxelgröße von 0,38 mm. Die Vermessung erfolgte in Längsachse des Zahnes an verschiedenen Punkten, von Höckerspitze/Inzisalkante des Zahnes (I) zur Schmelz-Zement-Grenze, (II) zum Knochen, (III) zum koronalen und (IV) apikalen Anteil einer Fenestration. Zum Erfassen der Referenzwerte diente ein digitaler Messschieber. Die Auswertung ergab eine bessere Genauigkeit der Darstellung von Fenestrationsen gegenüber der von Dehiszenzen, allerdings wurden dreimal so viele Fenestrationsen diagnostiziert wie tatsächlich vorhanden waren. Die Detektion der Schmelz-Zement-Grenze war aufgrund des größeren Dichteunterschiedes deutlich besser als die des Knochenverlaufs, der unterhalb einer Dicke von 0,6 mm als fehlend dargestellt wurde [60]. Einen weiteren interessanten Aspekt beschreiben Mol et al. 2008 in ihrer Arbeit. Hierbei betrachteten sie digitale Volumentomogramme von fünf Schädeln im Vergleich mit dem intraoralen Zahnfilmstatus. 146 parodontale Defekte wurden in Sextanten unterteilt vermessen. Auch hier stellte sich die deutliche Überlegenheit der dreidimensionalen Diagnostik dar, die jedoch im Prämolaren- und Molarenbereich überwog. Demgegenüber war im Frontzahnbereich die Aussagekraft deutlich eingeschränkt, was sich anhand der größeren Abweichungen im Vergleich zum Referenzwert darstellte. Somit kann eine Abhängigkeit der Darstellung auch von der jeweiligen Zahnregion abgeleitet werden [61].

Diese Aspekte können bei verschiedenen Fragestellungen zu Problemen und Fehlinterpretationen führen. In der Kieferorthopädie kann eine DVT wichtige Hinweise auf das vorhandene Knochenangebot geben und ermöglicht dessen Beurteilung vor, während und nach der Behandlung. Um mukogingivalen und parodontalen Schäden durch die Behandlung und Rezidiven vorzubeugen, sollte die Knochendicke bei der Bewegung eines Zahnes nach vestibulär oder lingual bedacht werden, wofür zweidimensionale Röntgenaufnahmen ungeeignet sind [43, 62, 63]. Die mögliche Fehleinschätzung der Knochendicke relativiert jedoch die diagnostische Aussagekraft des DVT. Zudem gibt es Hinweise darauf, dass deren Verlässlichkeit im Frontzahnbereich deutlich eingeschränkt ist [61].

Diese Problematiken sollen zentrale Ansatzpunkte der vorliegenden Arbeit sein.

2.7 Fragestellung

Es ist erkennbar, dass die erforderlichen Informationen bei der parodontalen Diagnostik mit konventionellen Aufnahmemethoden nicht immer zu erbringen sind. Insbesondere in der Kieferorthopädie und in der Parodontologie sind solche Informationen jedoch von hohem Wert für die Behandlungsplanung. Die vestibuläre Knochendicke spielt eine wichtige Rolle bei der Planung von Zahnbewegungen zur Vermeidung von Knochenperforationen und Gingivarezessionen [63, 64]. Der Zustand des marginalen Knochens ist von entscheidender Bedeutung für die Planung und Erfolgsprognose der parodontalen Behandlung sowie für die Pfeilerwertigkeit eines Zahnes, auch in Bezug auf die prothetische Versorgung. In der Parodontalchirurgie spielt die genaue Morphologie der parodontalen Tasche eine besondere Rolle. Sie ist ausschlaggebend bei der Entscheidung zwischen regenerativen oder resektiven Therapieoptionen [65].

Die dargestellten Zusammenhänge und aufgeführten Studien legen den Schluss nahe, dass die DVT ein geeignetes Hilfsmittel zur Planung und Durchführung der parodontalen Therapie darstellen und die Möglichkeit bieten könnte, Aussagen zur Prognose und Erhaltungswürdigkeit der betroffenen Zähne zu treffen. Sie kann bei entsprechender Indikationsstellung ein nützliches Instrument in der Kieferorthopädie und Prothetik sein. Diverse Autoren beschreiben in ihren Arbeiten, dass die Dosis einer DVT, je nach angewendeter Technik, in der Größenordnung eines intraoralen Einzelzahnfilmstatus mit bis zu 14 Einzelzahnaufnahmen liegen kann, wobei jedoch die Volumentomographie im direkten Vergleich den deutlich höheren Informationsgehalt bietet [52, 66, 67, 68]. Aufgrund der heutzutage verfügbaren Bildqualität ist die DVT somit gerade bei vollbezahnten Patienten im Vergleich zu mehreren Einzelaufnahmen positiv zu bewerten.

Es ist jedoch wichtig, in jedem Einzelfall die Indikation im Hinblick auf die Leitlinien des Strahlenschutzes zu überprüfen, deren grundlegender Faktor das ALARA-Prinzip ist (As Low As Reasonably Achievable) [69]. Es fordert, den Einsatz ionisierender Strahlung so gering wie möglich zu halten. Somit ergibt sich trotz aller erkennbarer Vorzüge die Empfehlung, die DVT nicht zur routinemäßigen Diagnostik in der Parodontologie und Kieferorthopädie einzusetzen. Nur in ausgewählten Fällen sollten hochauflösende DVT-Aufnahmen in der Parodontaltherapie als Hilfe bei der Therapieentscheidung oder parodontalchirurgischen Planung herangezogen werden. Auch in der Prothetik wird sie nur bei spezifischen Fragestellungen zur Einschätzung

der Pfeilerwertigkeit empfohlen, wenn andere Verfahren keine hinreichende Klärung erbringen [30].

Zudem stellt sich die Frage, in welchem Grade die dreidimensionale Diagnostik tatsächlich die gewünschten Informationen hinreichend und verlässlich liefern kann und somit die rechtfertigende Indikation für die erhöhte Strahlenexposition erfüllt. Bislang existieren keine Studien, die einen tatsächlichen klinischen Nutzen der DVT bei parodontaldiagnostischen Fragestellungen belegen. Auch die genannten Mängel bezüglich der Aussagekraft und Verlässlichkeit insbesondere hinsichtlich dünner vestibulärer Knochenlamellen werfen diesbezüglich Fragen auf. Demnach ist vor allem die Diagnostik feiner Knochenstrukturen weiterhin problembehaftet, was den Indikationsbereich zur Anwendung der DVT zusätzlich einschränkt, sodass parodontale Zusammenhänge derzeit zumeist nur als Nebenbefunde erörtert werden. Probleme ergeben sich sowohl im Hinblick auf die unterschiedliche Beschaffenheit und Lokalisation des Knochens als auch die verschiedenen technisch-physikalischen Aspekte, welche Einfluss auf die Qualität der Aufnahmen nehmen. Hier besteht noch weiterer Untersuchungsbedarf. Bei den Studien zur Genauigkeit der Gewebedarstellung im DVT werden zumeist große Distanzen oder anatomische Strukturen vermessen, deren Ergebnisse für filigrane Strukturen nicht aussagekräftig sind. Arbeiten auf dem Gebiet der Parodontologie sind jedoch rar und zum Teil unzureichend. Die Bewertung selbst präparierter Defekte ohne Weichgewebesimulation spiegelt den wahren klinischen Alltag nicht ausreichend wider, sodass die Ergebnisse entsprechender Studien mit Vorbehalt zu betrachten sind. Aussagen über die Verlässlichkeit der dreidimensionalen Diagnostik mithilfe der DVT sind nach aktueller Studienlage kaum zu treffen.

Ziel dieser Studie soll es also sein, die Aussagekraft und Verlässlichkeit der DVT in Bezug auf vestibuläre parodontale Knochenstrukturen realitätsnah zu überprüfen, um klinisch verwertbare Informationen zu erhalten und Fehleinschätzungen im klinischen Alltag umgehen zu können. Hierbei soll der Einfluss unterschiedlicher Komponenten auf die Bildqualität getestet, Möglichkeiten einer verbesserten Darstellung aufgedeckt und der Einfluss der Knochendicke auf die Beurteilbarkeit des Knochens herausgefunden werden.

3 Material und Methode

3.1 Vorbereitung der Schädel

Die Untersuchung erfolgte an fünf humanen, annähernd vollständig bezahnten Schädeln. Ziel der Vorbereitungen war die Schaffung möglichst realitätsnaher Bedingungen, die den klinischen Verhältnissen am Patienten nahe kommen. Hierzu zählte die Simulation von Weichgewebe, um eine entsprechende Abschwächung der Röntgenstrahlen zu erreichen.

Mittels Zeitungspapier und gebräuchlichem Haushaltspapier wurde das Weichgewebe des Gesichts nachgeformt und am Schädel fixiert. Anschließend wurde alles mit Aluminiumfolie umwickelt.

Nach dem Prinzip des Vakuumtiefziehverfahrens mithilfe eines speziell hierfür gebauten Gerätes wurde nun für jeden Schädel eine individuelle Hülle hergestellt. Hierfür wurden 2,5 mm dicke, thermoplastische Polystyrolplatten (guttagliss®, Gutta Werke AG, Schweiz) auf ca. 100 Grad erhitzt und über den umgekehrt in einem Kiesbett verankerten Schädeln unter Vakuum tiefgezogen.



Abb. 3 Vorbereiteter Schädel im Kiesbett

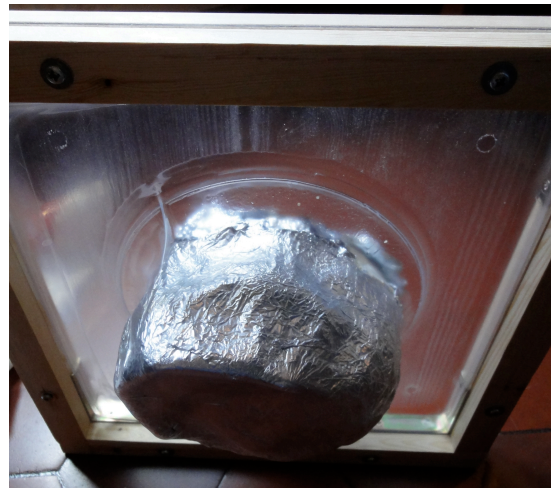


Abb. 4 Schädel nach dem Tiefziehen

Nach Abkühlung konnte der Schädel herausgenommen und die Form mit einem heißen Skalpell herausgetrennt werden.

In deren Rand wurden zur Befestigung von Nylonfäden drei Löcher gebohrt.



Abb. 5 Fertige Hülle

Durch Einfüllen von Wasser in die hergestellte Form ließ sich eine realitätsnahe Weichgewebesimulation in der Röntgenaufnahme erreichen.

3.2 Anfertigung der Volumentomogramme

Die volumentomographischen Aufnahmen der Schädel erfolgten mit dem Gerät GALILEOS Comfort (Sirona Dental GmbH, Bensheim, Deutschland).



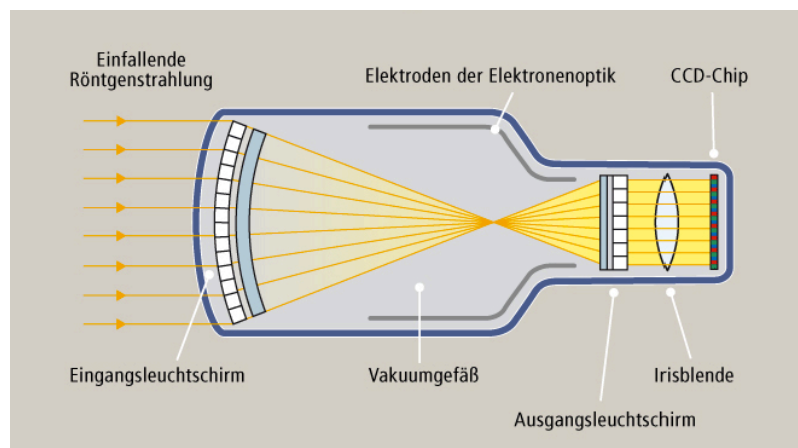
Abb. 6 Sirona Galileos Comfort

Das Gerät arbeitet mit einer fixen Spannung von 85 kV und einer Stromstärke von 5-7 mA. Einstellungen von 14, 21, 28, 35 und 42 mAs (Tabelle 1) sind möglich, als effektive Dosis bei 21 mAs und 85 kV gibt der Hersteller 29 μ Sv an.

Tabelle 1 Verschiedene Belichtungszeiten und resultierende Ladungsmenge

Stromstärke	Belichtungszeit	Ladungsmenge
7 mA	2 s	14 mAs
7 mA	3 s	21 mAs
7 mA	4 s	28 mAs
7 mA	5 s	35 mAs
7 mA	6 s	42 mAs

Der Detektor ist ein Bildverstärker mit einer Größe von 1000x1000 Pixeln. Bei Bildverstärkersystemen ist dem digitalen Detektor (CCD-Chip) ein elektronisches Verstärkersystem vorgeschaltet. Die Röntgenquanten werden auf dem Eingangsbildschirm in Elektronen konvertiert, die, in einer Vakuumröhre beschleunigt, auf einem weiteren Schirm auftreffen. Hierbei werden entsprechend der Elektronendichteverteilung Lichtquanten emittiert, die anschließend ähnlich dem Prinzip einer Sammellinse gebündelt werden. Dadurch wird das Bild auf dem Ausgangsschirm stark verkleinert, was zu einer hohen Leuchtdichte und somit Strahlenausbeute führt. Dieses Prinzip ermöglicht eine sehr gute Bildqualität bei vergleichsweise geringen Strahlendosen [26].

**Abb. 7** Sirona Galileos Röntgendetektor [70]

Der Detektor erfasst sämtliche Daten in einer 360 Grad-Rotation, während der 200 Einzelaufnahmen angefertigt werden. Die Aufnahmedauer beträgt jeweils 14 Sekunden, wohingegen die Belichtungszeit je nach Einstellung zwischen 2 und 6 Sekunden variiert. Das Aufnahmevolumen hat eine Größe von $(15 \times 15 \times 15) \text{ cm}^3$ bei 0,15 mm Voxelgröße.

Die anschließende Rekonstruktion des Bildes erfolgt mithilfe der systemeigenen Software Galaxis und dauert etwa 4,5 Minuten. Hierbei werden aus den Rohdaten 3D-Datensätze erzeugt, aus denen die Darstellung von Einzelschichten in allen drei Raumebenen möglich ist.

Die erreichbare Voxelgröße von 0,15 mm ist nur durch die jeweilige Berechnung eines Detailvolumens von $(5 \times 5 \times 5) \text{ cm}^3$ Größe möglich. In der Standardansicht beträgt sie 0,3 mm, da diese Auflösung dem Hersteller zufolge für den standardmäßigen Gebrauch im zahnärztlichen Praxisalltag ausreichend ist und die Generierung der hochauflösenden Bilder viel Zeit in Anspruch nimmt.

Die Fixierung der Schädel im Röntgengerät erfolgte durch Aufhängung der hergestellten Schädel-Schale-Konstruktion mithilfe von Nylonfäden und einer Metallklammer an den im oberen Bereich des Gerätes befindlichen Fenstern. Mithilfe von Kinnstütze und Laserlichtvisieren war die optimale Positionierung der Schädel möglich. Vertikal wurde auf die Übereinstimmung mit der Mittellinie geachtet, während horizontal eine annähernde Einstellung der Frankfurter Horizontalen in der Waagerechten angestrebt wurde. Hierbei handelt es sich um eine gedachte Ebene, die durch den tiefstgelegenen Punkt des knöchernen Randes der Orbita und den oberen Rand des Porus acusticus externus verläuft.



Abb. 8 Positionierung der Schädel

Nach dem Befüllen der Schalen mit Leitungswasser zwecks Simulation von Weichgewebe erfolgte die volumetomographische Bildgebung. Von allen Schädeln wurden jeweils fünf Aufnahmen angefertigt, wobei jede der fünf möglichen Einstellungen zwischen 14 und 42 mAs (Tabelle 1) zum Einsatz kam.

3.3 Vorversuche

Ziel der Vorversuche war es, die realitätsnahe Darstellung der Röntgenaufnahmen zu überprüfen und zu gewährleisten, die Bedingungen für die folgenden Messungen in den Hauptversuchen festzulegen und schon frühzeitig mögliche Fehlerquellen zu erkennen. Hierbei wurden die fünf Aufnahmen je Schädel auf ihre Qualität und Aussagekraft betrachtet.

Die Weichgewebssimulation mit Wasser hat sich in diversen Arbeiten als geeignete Methode erwiesen [71, 72, 73, 74]. Auch in unserer Untersuchung stellte sich bei Betrachtung der Röntgenbilder mit simuliertem Weichgewebe ein deutlicher Unterschied in der Qualität heraus im Vergleich zu Probeaufnahmen ohne Wasser. Zudem war deutlich die Wasseroberfläche erkennbar. Zum Vergleich wurden von einem Schädel Volumetomogramme angefertigt, dessen Schale statt Wasser ausgehärtete Gelatine enthielt. Hierbei zeigten sich keine Unterschiede, sodass Wasser als Umgebungsmedium genutzt wurde.

Wie in Punkt 2.4 beschrieben, wurden nach Anfertigung der Röntgenbilder jeweils alle fünf Aufnahmen der Schädel in Bezug auf die parodontalen Knochenverhältnisse analysiert. Hierfür wurden an sämtlichen Zähnen vestibulär die vertikale Knochenhöhe und gegebenenfalls vorhandene Fenestrations vermessen. Sämtliche Messungen wurden nach ca. 10 Tagen wiederholt und die Mittelwerte aus den erhobenen Werten gebildet. Dabei ergab sich die deutliche Überlegenheit der Aufnahmen mit den Einstellungen 35 und 42 mAs gegenüber denen mit geringerer Belichtungszeit in Bezug auf Schärfe, Kontrast sowie Erkennbarkeit und Differenzierbarkeit einzelner filigraner Strukturen. Daher wurden im weiteren Verlauf der Untersuchungen in den Hauptversuchen nur diese Volumetomogramme für die weiteren Messungen herangezogen.

Des Weiteren deuteten sich erste Hinweise in Bezug auf die Fragestellung unserer Arbeit sowie mögliche Fehlerquellen an.

So zeigte sich die korrekte Einstellung der Zahnachse von äußerster Notwendigkeit. Durch die Rundung des Zahnes in der Horizontalen kommt es leicht zu einer Verschiebung seiner Achse in der Sagittalen, welche für die Reproduzierbarkeit und Verifizierung der erhobenen Werte immer im Bereich der größten vestibulären Ausdehnung des vermessenen Zahnes liegen muss.

Zudem spielt auch die leichte vertikale Wölbung der Zähne eine Rolle bei der Untersuchung, die besonders bei längeren zu beurteilenden Strecken erkennbar wird. Diesem Problem wurde begegnet, indem die Rundung unberücksichtigt blieb und jeweils geradlinig die Distanz zwischen Anfangs- und Endpunkt der jeweiligen Strecke gemessen wurde.

3.4 Untersuchungsprinzip

Zur Auswertung der Aufnahmen kam die systemeigene Software Galaxis Version 1.7.3777 der Firma Sirona zum Einsatz, welche zur Bildbetrachtung genutzt wird. Sie basiert auf dem Programm Sidexis XG Version 2.52, in dem die angefertigten Röntgenbilder verwaltet werden.

Die Messungen fanden im abdunkelbaren Raum durch einen Untersucher statt.

Insgesamt wurden 104 Zähne untersucht, davon 44 Front- und 60 Seitenzähne. 25 der insgesamt 129 vorhandenen Zähne wurden aus unten angegebenen Gründen aus den Messungen herausgenommen (Tabelle 2).

Tabelle 2 Anzahl der Zähne und Ausschlussgründe

	Anzahl
Zähne insgesamt	129
untersuchte Zähne	104
ausgeschlossen:	25
Weisheitszähne (rotiert stehend, teilretiniert)	8
Metallartefakte	3
Schmelz-Zement-Grenze nicht erkennbar	4
Fremdmaterial im PA-Spalt	10

Vor Untersuchungsbeginn konnten 34 Knochendehiszenzen und 7 Fenestrationsen des vestibulären marginalen Parodontiums festgestellt werden. Als Dehiszenz wurde

entsprechend der Einteilung im klinischen Alltag ein Abstand zwischen Schmelz-Zement-Grenze und Knochenbeginn von ≥ 4 mm festgelegt. Die Dehiszenzen sind mit 62 Prozent häufiger im Unterkiefer als im Oberkiefer anzutreffen. Beim Vergleich der Zahnregionen sind die Frontzähne mit 68 Prozent deutlich häufiger betroffen als die Seitenzähne. Einschließlich der ersten Prämolaren liegt der Anteil der Dehiszenzen im anterioren Bereich sogar bei 79%. Bei den Seitenzähnen liegt die Prävalenz vor allem bei den 4ern und mesialen Wurzeln der Oberkiefer-Molaren. Fenestrationslagen ausschließlich im Oberkiefer vor.

Die genaue Verteilung ist der Tabelle 3 zu entnehmen.

Tabelle 3 Absolute und prozentuale Verteilung der Dehiszenzen und Fenestrationslagen

		1	2	3	4	5	6		7		% OK/UK
							mes.	dist.	mes.	dist.	
Dehiszenzen	OK	2	3	2	1	-	3	-	2	-	38,2
	UK	5	6	5	3	-	-	-	1	1	61,8
% Front vs. Seite		67,6				32,4					
% 1-4 vs. 5-7		79,4				20,6					
Fenestrationslagen	OK	-	-	2	3	-	2	-	-	-	100
	UK	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Entsprechend dem deutlich häufigeren Auftreten der genannten Defekte an den labialen und bukkalen Zahnwurzeloberflächen wurden die Messungen nur vestibulär durchgeführt [75, 76]. Um eine standardisierte Vermessung zu gewährleisten, wurde jeder Zahn seiner Zahnachse entsprechend in der sagittalen, transversalen und horizontalen Ebene eingestellt. Zumeist entsprach dies dem Verlauf des Pulpencavums.



Abb. 9 Einstellung der Zahnachse in allen drei Raumebenen



Abb. 10 Einstellung der Zahnachse beim Molaren

Zur Bestimmung der vestibulären Knochenhöhe wurde jeweils der Abstand zwischen der Schmelz-Zement-Grenze und dem oberen Knochenrand gemessen. Dies erfolgte entsprechend der Zahnachse mittig im Bereich der größten vestibulären Ausdehnung des jeweiligen Zahnes. Bei Molaren gab es entsprechend der Wurzelanatomie je zwei Messwerte mesial und distal, sodass sich insgesamt 128 Messpunkte ergaben.

Im Röntgenbild ließ sich die Schmelz-Zement-Grenze anhand des Dichteunterschieds und des somit deutlichen Unterschieds der Grauwerte scharf abgegrenzt darstellen [60]. Bei der direkten Messung am Schädel zeigte sie sich durch einen leichten Absatz zwischen den unterschiedlichen Strukturen und/oder einem Farbunterschied. An 27 Messpunkten war die Schmelz-Zement-Grenze im Röntgenbild und/oder am Schädel nicht absolut eindeutig erkennbar. Auch diese Zähne wurden in die Untersuchungen einbezogen, jedoch in der späteren Auswertung auch gesondert betrachtet, um deren Einfluss auf die Messgenauigkeit in der Ergebnisdarstellung dokumentieren zu können.



Abb. 11 Messung Schmelz-Zement-Grenze - Knochenbeginn

Des Weiteren wurden sämtliche im Röntgenbild erkennbare vestibuläre Knochenfenestrationsen erfasst und im Bereich ihrer größten Ausdehnung in Länge und Breite gemessen.

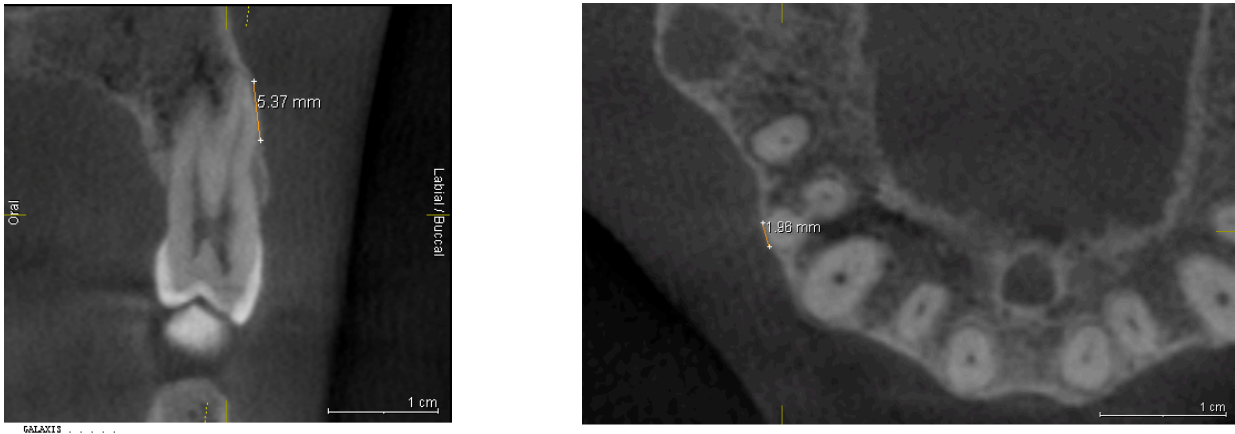


Abb. 12 Messung der Fenestration (Länge und Breite)

3.5 Erhebung der Referenzwerte

Die gleichen Messungen wie in Punkt 2.4 beschrieben wurden mithilfe eines handelsüblichen Messschiebers auch direkt an den Schädeln durchgeführt. Bei einer Messgenauigkeit von 0,05 mm wurden entsprechend den Messungen im Röntgenbild sowohl die Knochenhöhe axial vestibulär als auch gegebenenfalls die Größe vorhandener Knochenfenestrationsen bestimmt. Auch hierbei wurden Zähne mit undeutlicher Schmelz-Zement-Grenze markiert.

Diese Messwerte dienen als Referenz für sämtliche Messungen und wurden mit den in den Volumentomogrammen erhobenen Werten verglichen und statistisch auf ihre Genauigkeit überprüft, wie in Kapitel 2.9 beschrieben.

3.6 Hauptversuche

3.6.1 Vermessung der vestibulären Knochenstrukturen

Die Messwerte wurden unter Verwendung der Röntgenaufnahmen mit den Einstellungen 35 und 42 mAs erhoben. Diese wurden erneut untersucht und nach dem in Punkt 2.4 beschriebenen Prinzip drei Messungen im Abstand von etwa 8 Wochen durchgeführt, bei denen die Knochenhöhe sowie gegebenenfalls die Größe von

Knochenfenestrationsmessungen gemessen wurden. Die Schnittbilder sämtlicher Messpunkte wurden separat im TIFF-Format gespeichert.

Erneut wurden die Mittelwerte aller Messungen gebildet und im Vergleich mit den Referenzwerten (siehe 2.5) beurteilt.

Hierbei wurde der Einfluss diverser Parameter auf das Ergebnis überprüft:

- Belichtungszeit (35 mAs vs. 42 mAs)
- Zahnregion (Frontzahn vs. Seitenzahn, OK vs. UK)
- Am Schädel vorhandene Dehiszenzen/Fenestrationsmessungen
- Erkennbarkeit der Schmelz-Zement-Grenze

3.6.2 Veränderung von Kontrast und Helligkeit

In einer weiteren Messung sollte der Einfluss der Änderung von Helligkeit und Kontrast in der Bildansicht auf die Genauigkeit der Ergebnisse festgestellt werden. Die standardmäßige Voreinstellung in der Software liegt bei jeweils 50%.

Die Messung erfolgte stichprobenartig an fünf zufällig gewählten Zähnen pro Schädel. Beide Parameter wurden in 1%-Schritten verändert und die Darstellung der Knochenstrukturen beurteilt. Deren Erkennbarkeit in Bezug auf Schärfe und Abgrenzbarkeit zu umliegenden Strukturen war bei einem Kontrast von 55% und einer Helligkeit von 48% subjektiv am besten, sodass die Vermessung des vestibulären Knochenverlaufs bei dieser Einstellung vorgenommen wurde.

3.6.3 Veränderung der Bildauflösung

Bei den in Punkt 2.6.1 beschriebenen Messungen ergaben sich unterschiedlich große Abweichungen der ermittelten Knochenhöhen im Vergleich zu den Referenzmessungen am Schädel. Der Abstand der Schmelz-Zement-Grenze zum Knochen war in vielen Fällen deutlich größer. Besonders auffällig waren zahlreiche radiologisch dargestellte Knochenfenestrationsmessungen, die klinisch nicht vorhanden waren.

Alle Messungen, die bei mindestens einer Aufnahme der beiden genutzten Belichtungszeiten eine Abweichung von $\geq 0,5$ mm zwischen Referenz- und röntgenologisch ermitteltem Wert bzw. tatsächlich nicht vorhandene Fenestrationsmessungen aufzeigten, wurden markiert. Von diesen 35 Zähnen wurden Detailvolumina generiert

und anschließend analysiert. Insgesamt wurden dabei 39 Messpunkte vermessen (18 x marginaler Knochenrand, 21 Fenestrationsstellen).

Hierbei ergab sich softwarebasiert die Schwierigkeit, dass in dieser Ansicht keine Einstellung der Zahnachse möglich war. Präzise Ergebnisse waren somit nur an den Zähnen zu erhalten, die auch in der Standardansicht annähernd axial standen. Hierbei handelte es sich um 21 Messpunkte. Bei 11 weiteren wurde eine näherungsweise und möglichst genaue Bestimmung vorgenommen. An sieben stark gekippt stehenden Zähnen war keine Messung möglich. Diese wurden mit n.e. gekennzeichnet und flossen nicht in die Auswertung ein. Insgesamt konnten also 13 Dehiszenzen und 19 Fenestrationsstellen im Detailvolumen vermessen werden.

3.7 Mikroskopisch unterstützte Knochendickebestimmung

3.7.1 Präparation der Knochenlamellen

Aus den zuvor erhobenen Messungen geht hervor, dass Knochen unterhalb einer gewissen Schichtdicke in der Röntgenaufnahme nicht erkannt werden kann. Die erwarteten Grenzwerte der Auflösung entsprechen hierbei den jeweils genutzten Voxelgrößen von 0,3 und 0,15 mm.

Es stellt sich die Frage, welche Knochendicke die tatsächliche Erkennbarkeitsgrenze innerhalb unserer Messreihe bildet.

Für die Untersuchung wurden zunächst die fraglichen Messpunkte markiert. Hierbei wurden nur diejenigen berücksichtigt, bei denen Mess- und Referenzwert über 0,8 mm differieren. Hierbei handelt es sich um 23 Zähne, an denen nachfolgend 33 Messpunkte für die Knochendickemessung präpariert wurden.

Die Distanz von der Höckerspitze bzw. Inzisalkante (A') bis zum Beginn des marginalen Knochens (B') bzw. bis zur Ober- (C1') und Unterkante (C2') der Knochenfenestration (falls vorhanden) wurden am Schädel mit dem Messschieber gemessen. Hierbei wurde auf die genaue Einhaltung der Zahnachse geachtet, indem diese zuvor angezeichnet wurde. Auf die gleiche Weise wurden die entsprechenden Strecken, deren Länge abhängig von der im Röntgenbild erkennbaren Knochengrenze war, auch achsengerecht im Röntgenbild bestimmt (A'', B'', C1'', C2''). Diese radiologisch ermittelten Strecken wurden wiederum auf die Schädel übertragen und die jeweiligen Endpunkte angezeichnet, wodurch die Diskrepanz beider Messungen und somit die

Grenze des im Röntgenbild erkennbaren Knochens ersichtlich wurde. Die Schnittpunkte dieser Markierungen mit der Zahnachse beschrieben die exakte Position für die folgenden Präparationen und anschließenden Messungen.

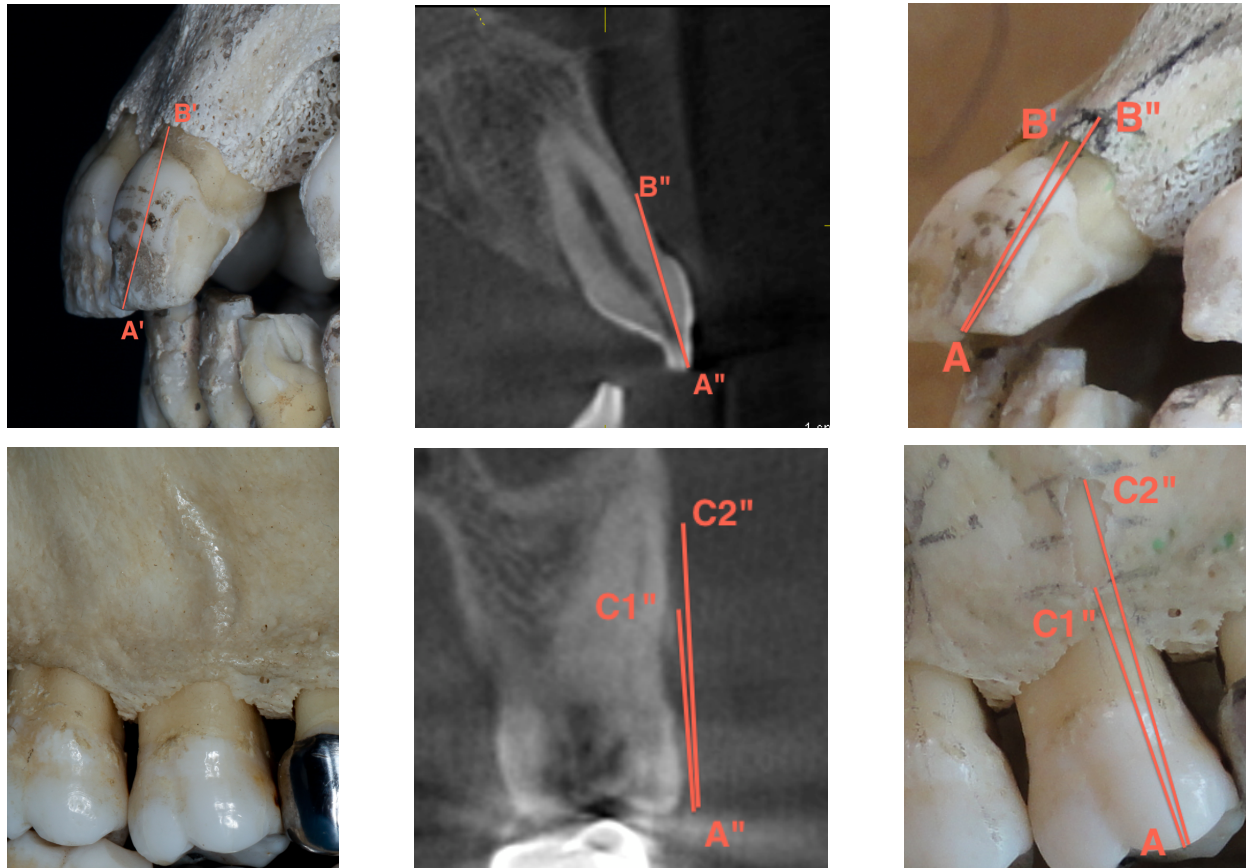


Abb. 13 Prinzip der Vermessung, Anzeichnung und Präparation (oben Knochendehiszenz, unten -fenestration)

A: Höckerspitze/Inzisalkante

B: marginaler Knochenrand

C1: koronale Grenze der Fenestration

C2: apikale Grenze der Fenestration

Index': Messpunkt am Schädel

Index'': Messpunkt im Röntgenbild

Am Rande des fraglichen Knochenbereichs wurde nun der Knochen bis zur Zahnoberfläche abgetragen, um seine Dicke in dem zuvor ermittelten Bereich bestimmen zu können.

Die Präparationen wurden mit einem rotgebänderten walzenförmigen Diamantbohrer (1 mm Durchmesser) bei 5000 Umdrehungen pro Minute mit Wasserkühlung durchgeführt. Um die Zahnoberfläche nicht zu verletzen, wurde bei der Präparation jeweils eine feine Lamelle stehen gelassen, welche anschließend mit einem Skalpell entfernt werden konnte.

3.7.2 Knochendickemessung

Die Messungen zur Knochendickebestimmung wurden mithilfe des Stereomikroskops STEMI 2000-C (Carl Zeiss, Göttingen, Deutschland) inklusive Auflichtbeleuchtung durchgeführt (Abb. 15). Des Weiteren kam die digitale Mikroskopie-Kamera AxioCam ICc3 (Carl Zeiss, Göttingen, Deutschland) zur Anwendung. Diese sorgte für die digitale Übertragung der Aufnahmen auf den Computer mithilfe der Software AxioVision Version 4.6.3.0.

Außerdem wurde ein digitaler Messtaster der Firma Heidenhain (Traunreut, Deutschland) Typ MT 25 verwendet (Abb. 14). Dieser wurde mittels eines Stativs so befestigt, dass sein bewegliches Ende senkrecht auf einem auf dem Mikroskop festgeklebten ebenen Glasplättchen auflag.



Abb. 14 Heidenhain Messtaster [77]



Abb. 15 Stereomikroskop STEMI 2000-C [78]

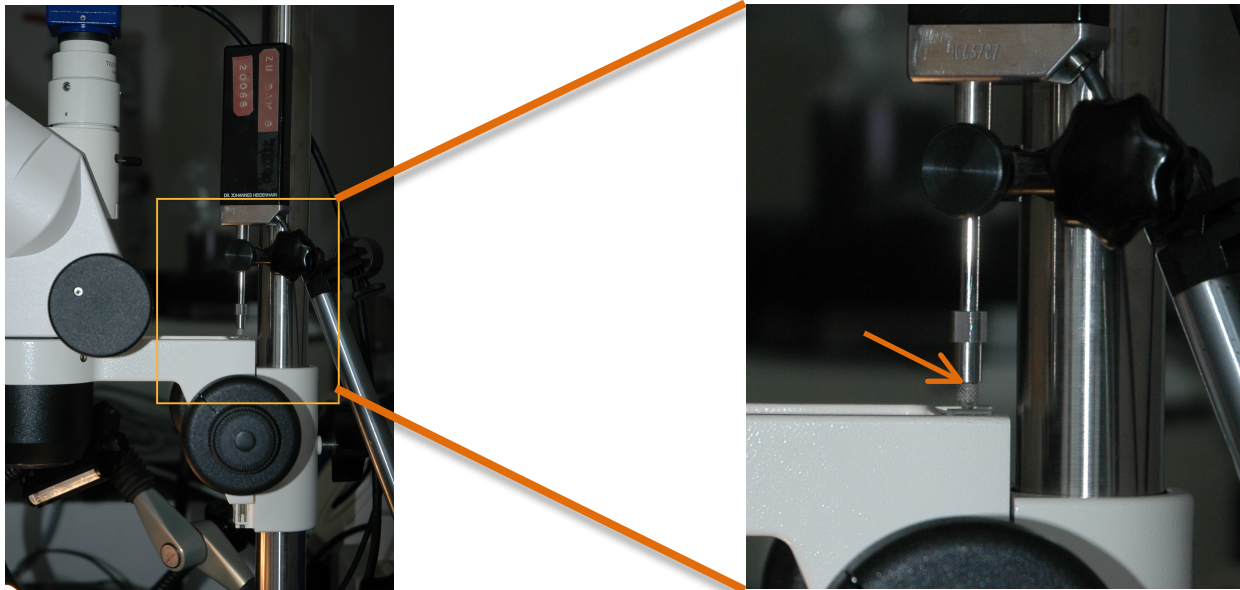


Abb. 16 Befestigung des Messtasters am Mikroskop (Pfeil: Tastende mit Auflage auf dem Glasplättchen)

In einem Kiesbett wurden die Schädel unter dem Mikroskop so positioniert, dass die jeweils zu untersuchende Knochenkante senkrecht stand, also Knochen- und Zahnoberfläche horizontal. In höchster Vergrößerung (50fach) wurde zunächst ein ausgewählter Punkt auf der Knochenoberfläche scharf gestellt (A). Dabei wurde darauf geachtet, dass dieser exakt im Bereich der zuvor angezeichneten Zahnachse nahe des präparierten Randes lag. Der Messtaster wurde nun genullt und entsprechend direkt benachbart ein Punkt auf der Zahnoberfläche scharf gestellt (B). Die Bewegung des Mikroskops in der Vertikalen wurde vom Messtaster registriert. Diese Messung wurde an jedem Messpunkt zweimal durchgeführt.

Die durch den Messtaster aufgezeichnete Bewegungstrecke des Mikroskops entspricht dem Abstand der beiden betrachteten Flächen und stellt somit die Summe aus Knochendicke und der Breite des Parodontalspaltes dar.

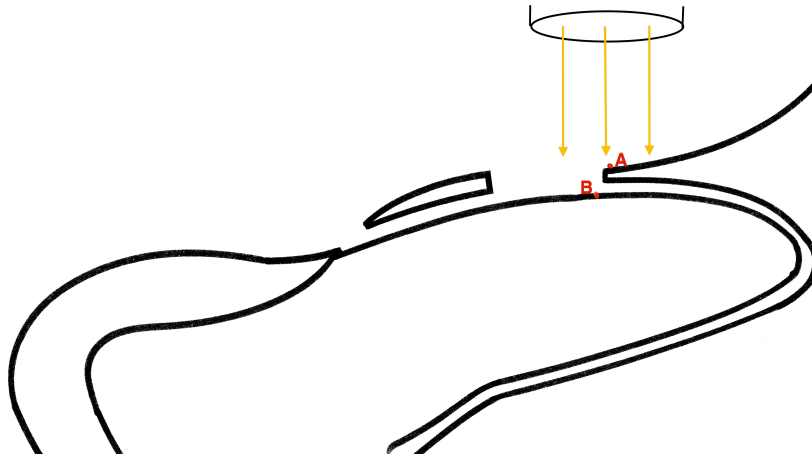


Abb. 17 Versuchsaufbau zur Messung der Knochendicke: schematische Darstellung eines Zahnes und der zuvor gebohrten Fenestration des marginalen Knochens im Querschnitt unter dem Auflichtmikroskop; A,B: fokussierte Punkte

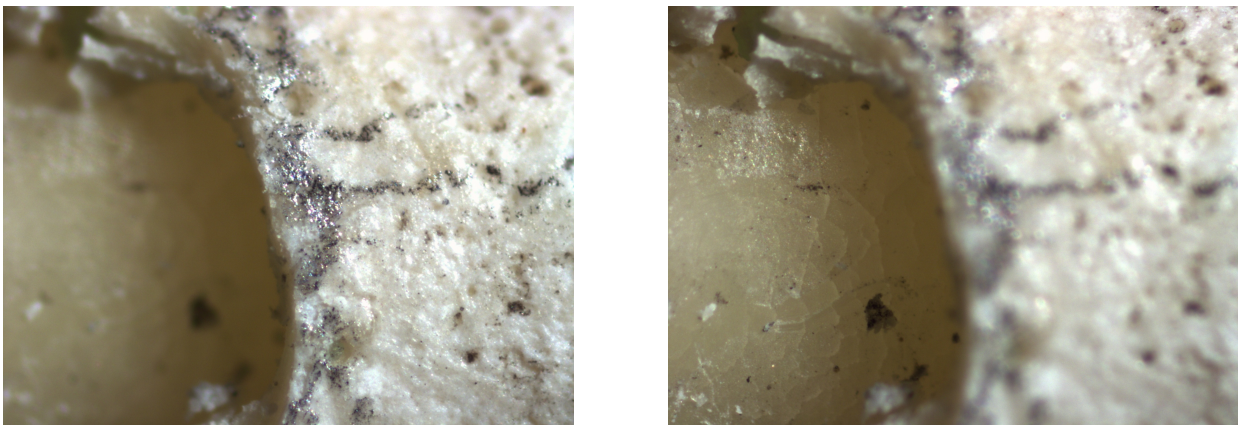


Abb. 18 Stereomikroskopische Bilder: Fokus links auf Punkt A, rechts auf Punkt B

3.7.3 Messung des Parodontalspaltes

Zur Erfassung der Breite des Parodontalspaltes wurde in einer zweiten Messreihe die Position der Schädel unter dem Mikroskop verändert. Diese wurden nun so weit gekippt, dass es möglich war, jeweils den entsprechenden Parodontalspalt von oben mikroskopisch in seiner Breite zu betrachten.

Nach Fokussierung auf den jeweiligen Parodontalspalt wurde dessen Breite im Bereich der zuvor angezeichneten Punkte bestimmt. Diese Werte konnten nun von den vorherigen Messergebnissen abgezogen werden, woraus sich die Knochendicke ergibt.

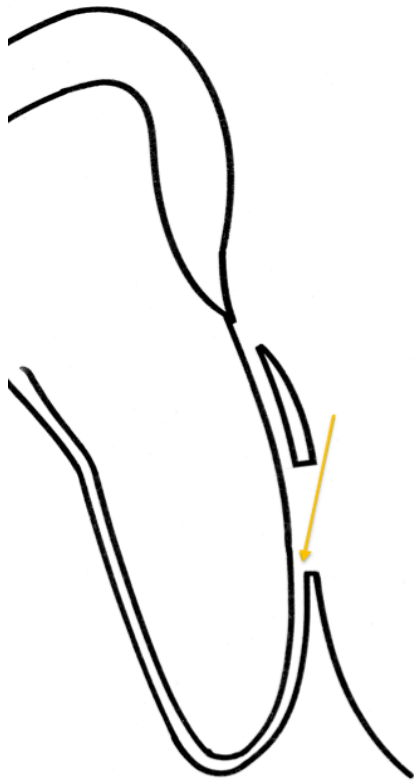


Abb. 19 Versuchsaufbau zur Messung des PA-Spalts: schematische Darstellung des Zahnes im Querschnitt und des mikroskopischen Strahlenverlaufs

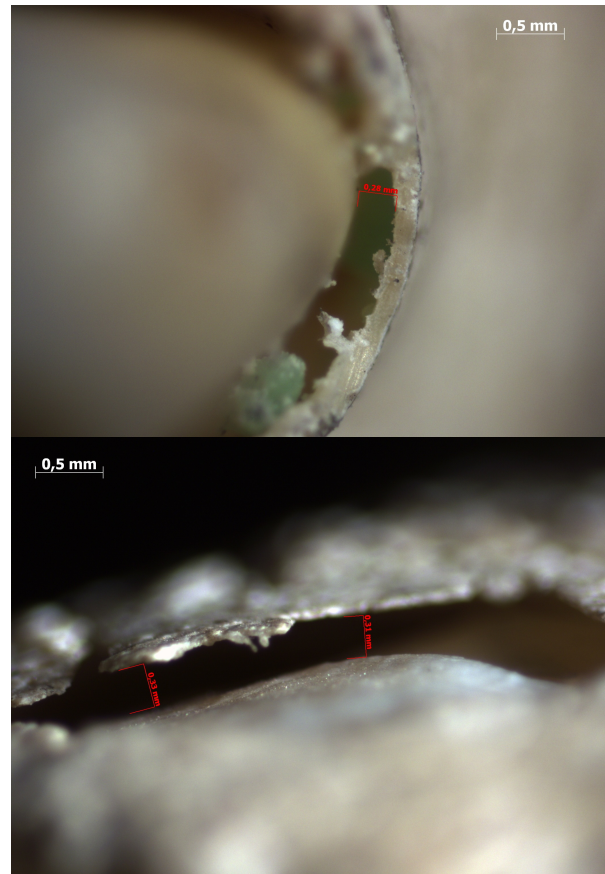


Abb. 20 Stereomikroskopische Bilder: Messung des PA-Spalts

3.8 Darstellung der Wurzeloberfläche

Im Zuge der Untersuchungen fiel auf, dass sich die Wurzeloberfläche der Zähne an den verschiedenen Messpunkten unterschiedlich scharf darstellt. Auch dieser subjektive Parameter sollte in den folgenden Auswertungen berücksichtigt werden. Sieben Zähne, an denen der tatsächliche Abstand zwischen Schmelz-Zement-Grenze und Knochenrand geringer als ein Millimeter war, wurden aus dieser Untersuchung ausgeschlossen, da hier die Wurzeloberfläche nicht ausreichend erkennbar war. Daneben wurden 27 weitere, bei denen die Schmelz-Zement-Grenze nicht absolut eindeutig festzulegen war, ebenfalls nicht einbezogen, da ein Einfluss dieses Umstandes auf das Ergebnis nicht auszuschließen war. Somit wurden letztendlich 94 Schnittbilder mit den zugehörigen Messungen verglichen. Hierbei wurden die

gespeicherten Bilder sämtlicher Messpunkte analysiert und in zwei Gruppen eingeteilt: Bilder, bei denen sich im Bereich des marginalen Knochenrandes bzw. der Fenestration die Wurzeloberfläche scharf abbildet (I), und solche, bei denen sie unscharf wahrgenommen wird (II). Diese subjektive Zuordnung wurde anschließend auf einen möglichen Zusammenhang mit den Messergebnissen hin untersucht.

3.9 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung der Messergebnisse erfolgte mithilfe der Software SPSS Version 19 (SPSS, Chicago, USA) sowie Microsoft Excel 2008 für Mac (Microsoft Corporation, Redmond, USA). Insgesamt wurden bei den fünf Schädeln in je zwei Volumentomogrammen 104 Zähne an 128 Messpunkten bezüglich ihrer vestibulären parodontalen Knochenstrukturen untersucht. Hierbei wurden der marginale Knochenverlauf sowie tatsächliche und scheinbare Knochenfenestrationen berücksichtigt. Nach dreimaliger Durchführung der Messungen im Abstand von jeweils etwa 8 Wochen lagen somit im Rahmen der Hauptversuche insgesamt 1068 Messwerte zur Auswertung vor.

Die statistische Auswertung der Studiendaten erfolgte auf drei unterschiedlichen Ebenen. Die *erste Ebene* (Basis) wurde durch die jeweils drei Einzelmessungen der beiden Belichtungsstufen (35 mAs und 42 mAs) gebildet. Die *zweite Ebene* beinhaltet die Differenzwerte zwischen der Referenzmessung und den Mittelwerten der Messungen 35 und 42 mAs. Die *dritte Ebene* wurde durch die Abweichungen (Beträge der Differenzen) zwischen der Referenzmessung und den beiden Mittelwerten (35 und 42 mAs) gebildet.

3.9.1 Voraussetzungen und Signifikanz

Einige der verwendeten Verfahren (Korrelationsanalysen nach Pearson (r), Varianzanalysen und t-Tests) sind parametrische Verfahren, die eine Normalverteilung der Daten und eine Homogenität der Varianzen voraussetzen. Die Voraussetzung der Normalverteilung wurde durch den Kolmogorow-Smirnow-Test überprüft. Diese Voraussetzung ist jedoch nur für kleine Stichproben ($n < 30$) von Bedeutung, und daher (mit einer Ausnahme) für die Analysen der vorliegenden Studie irrelevant. Lediglich bei den Analysen unter Einbeziehung der Detailvolumina war das Nichtvorliegen der Normalverteilung von Bedeutung, da die Gruppen hier kleiner als $n = 30$ waren. Um eine

Vergleichbarkeit mit den übrigen Berechnungen in dieser Studie zu gewährleisten, wurden dennoch auch bei diesen kleinen Gruppen t-Tests durchgeführt. Die Resultate wurden jedoch nachfolgend durch den nonparametrischen Wilcoxon-Test abgesichert.

Die Voraussetzung der Varianzhomogenität wird von SPSS im Rahmen der t-Tests und Varianzanalysen (durch Levene- bzw. Mauchly-Test) geprüft. SPSS liefert jeweils sowohl für das Vorliegen als auch für das Nichtvorliegen von Varianzhomogenität ein Ergebnis. Es konnte daher bei jeder einzelnen Analyse dieser Studie das adäquate Resultat ausgewählt werden.

Für sämtliche durchgeführten Analysen gilt $p < 0,05$ als signifikant und $p < 0,01$ als hoch signifikant [79].

3.9.2 Deskriptive Statistiken

Für sämtliche Variablen der drei Auswertungsebenen wurden folgende deskriptive Statistiken berechnet: Mittelwert, Standardabweichung, Standardfehler des Mittelwerts, Median, Modus, Minimum, Maximum, Spannweite und 95% Konfidenzintervall des Mittelwerts.

Die Resultate der t-Tests und Varianzanalysen wurden durch Mittelwertsgrafiken verdeutlicht.

Für die Differenzwerte der dritten Ebene wurden darüber hinaus unterschiedliche Differenzintervalle ermittelt: Prozentual (mittlere 75% und 90%), in Standardabweichungseinheiten (Mittelwert ± 1 s und ± 2 s) und in Millimetern (Null $\pm 0,15$ mm und $\pm 0,30$ mm). Diese Intervalle wurden grafisch in Bland-Altman-Plots dargestellt [80].

3.9.3 Auswertungsverfahren

Auswertung der ersten Ebene

Zur Analyse der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der jeweils drei Messungen wurde die Reliabilität durch zwei unterschiedliche Methoden überprüft.

1. Reliabilität der Einzelmessungen

Die Reliabilität der jeweils drei Einzelmessungen wurde mittels des Reliabilitätskoeffizienten nach Houston (1983) überprüft. Die Berechnung des

Koeffizienten erfolgt in zwei Schritten. Zunächst verwendet Houston zur Berechnung der Fehlervarianz jeder Einzelmessung die folgende Formel von Dahlberg (1949) [81]:

$$S_e^2 = \frac{\sum d^2}{2n}$$

S_e^2 = Fehlervarianz

d = Differenz zwischen den Einzelwerten zweier Messwertreihen

n = gesamte Anzahl der Messungen

Im zweiten Schritt wird diese Fehlervarianz (S_e^2) aus der Gesamtvarianz (S_t^2) der Variable/ Messung eliminiert. Hierzu hat Houston die folgende Formel entwickelt:

$$\text{Reliabilität} = 1 - \frac{S_e^2}{S_t^2}$$

Houston beschreibt den Reliabilitätskoeffizienten als den Anteil der Varianz einer Variablen, der nicht durch zufällige Fehlereinflüsse verzerrt ist. Je höher dieser fehlerfreie Varianzanteil der Messung ist, umso größer ist die Reliabilität und somit Reproduzierbarkeit der Messung. Für eine befriedigende Messgenauigkeit sollte ein Wert von 0,97 (97 %) nicht unterschritten werden [82].

2. Reliabilität paarweiser Messungen

Zur Überprüfung der paarweisen Übereinstimmungen zwischen jeweils zwei Messungen kam der Korrelationskoeffizient nach Pearson (r) zum Einsatz. Er ist ein Maß für den linearen Zusammenhang zwischen den einzelnen Variablen. Je näher der Wert an 1,0 liegt, desto größer ist die Korrelation zwischen den betrachteten Messwertreihen.

Nach erfolgreichem Abschluss der Reliabilitätsprüfung wurden die drei Einzelmessungen jeder Belichtungsstufe durch Mittelwertbildung zu jeweils einer Variable zusammengefasst.

Die im Folgenden darzustellenden Auswertungen der zweiten und dritten Ebene orientieren sich an Bortz (2005) und Gray & Kinnear (2012) [79, 83].

Auswertung der zweiten Ebene

Da die Messungen 0, 35 und 42 sich jeweils auf denselben Messpunkt bezogen, lagen hier abhängige Messungen bzw. eine sogenannte Messwiederholung vor. Für den statistischen Vergleich der Referenzmessung mit den Mittelwerten der Belichtungsstufen 35 und 42 mAs wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung gerechnet. Diese lieferte zunächst ein Gesamtergebn und weiterhin Einzelvergleiche der drei Gruppen (mit Bonferroni-Adjustierung).

Die statistische Überprüfung der Differenzwerte (Referenz vs. 35 mAs und Referenz vs. 42 mAs) der Normalmessung mit der Detailvolumenmessung erfolgte durch t-Tests für abhängige Stichproben und Wilcoxon-Tests.

Auswertung der dritten Ebene

Für die Beträge der Differenzen (Abweichungen) zwischen der Referenzmessung und den beiden Belichtungsstufen (35 mAs und 42 mAs) wurden folgende Analysen durchgeführt:

Für den Vergleich der Subgruppe mit gut erkennbarer Schmelz-Zement-Grenze mit der Gesamtstichprobe wurde ein Einstichproben-t-Test gerechnet.

Unterschiede zwischen den Gruppen der Messpunkte mit und ohne klinisch vorhandene Dehiszenz wurden mittels eines t-Tests für unabhängige Stichproben auf Signifikanz geprüft.

Differenzen zwischen Front- und Seitenzähnen wurden durch einen t-Test für unabhängige Stichproben geprüft.

Für den Vergleich der vier Subgruppen Oberkiefer-Frontzähne, Oberkiefer-Seitenzähne, Unterkiefer-Frontzähne und Unterkiefer-Seitenzähne wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse mit nachfolgenden Einzelvergleichen (Tukey-Tests) durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Analyse der Referenzwerte

Die mit dem Messschieber am Schädel erhobenen Referenzwerte (Abstand Schmelz-Zement-Grenze – Knochen) wurden zunächst auf Normalverteilung untersucht. Hierbei erwies sich der Kolmogorov-Smirnov-Test als hochsignifikant, d.h. die Variablen waren entsprechend der anatomisch sehr unterschiedlichen Ausprägung des Knochenverlaufs nicht normalverteilt. Die Verteilung der Daten ergab eine positive Schiefe, also eine stärkere Häufung der Werte im unteren Skalenbereich, was einen größtenteils nicht vorhandenen bis moderaten Knochenabbau widerspiegelt. Es zeigte sich eine Gruppe von 11 Messpunkten, die im Vergleich zur übrigen Gruppe mit deutlich erhöhten Werten zwischen 7,6 und 9,6 mm einen besonders starken Knochenabbau aufwiesen.

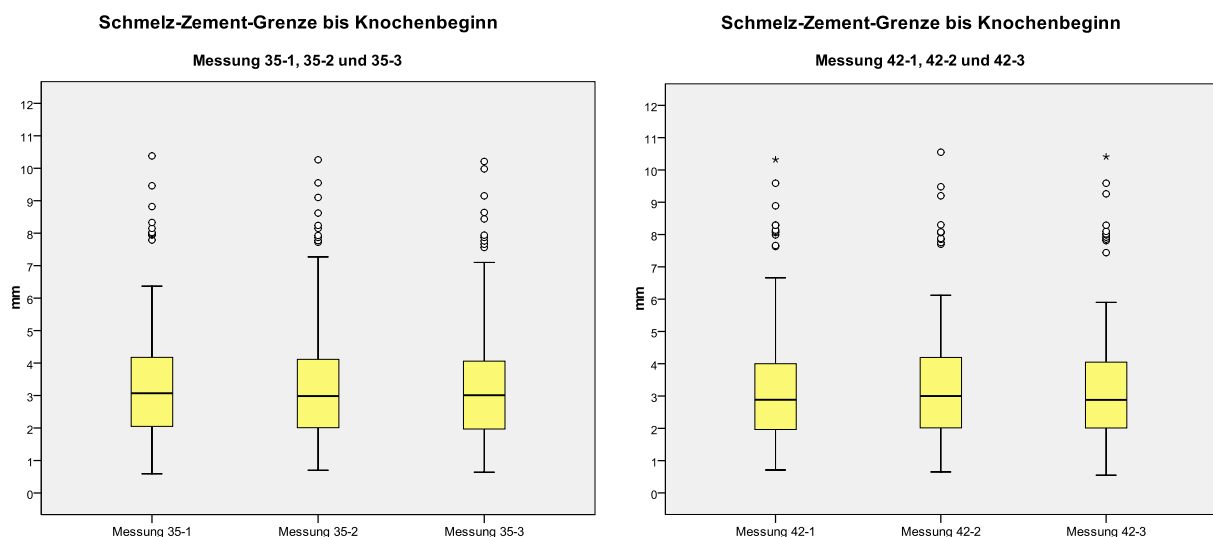
4.2 Analyse der Messreihen

Anhand der mit 35 und 42 mAs angefertigten Volumentomogramme wurden jeweils drei Messreihen erhoben, welche zunächst getrennt voneinander analysiert wurden (Tab. 4). Auch hier konnte der Anatomie entsprechend keine Normalverteilung festgestellt werden. Parallel zu den Referenzwerten war eine stärkere Häufung der Werte im unteren Skalenbereich erkennbar. In allen Messreihen zeigten sich Gruppen von 10 bzw. 11 Messpunkten, die im Vergleich mit der übrigen Messreihe deutlich erhöhte Werte im Bereich von etwa 7-11 mm aufwiesen. Die Ergebnisse der Analyse werden durch Tabelle 4 und Abbildung 21 veranschaulicht.

Tabelle 4 Deskriptive Statistiken der jeweils drei Einzelmessungen

	35 mAs			42 mAs		
	Messung 1	Messung 2	Messung 3	Messung 1	Messung 2	Messung 3
Mittelwert	3,43	3,41	3,36	3,38	3,39	3,37
Standardabweichung	2,01	2,00	2,02	2,03	2,02	2,02
Standardfehler des Mittelwertes	0,18	0,18	0,18	0,18	0,18	0,18
Median	3,07	2,99	3,01	2,89	3,00	2,88
Modus	3,12	2,11 ^a	0,82 ^a	1,73 ^a	2,27	0,85 ^a
Spannweite	9,79	9,56	9,57	9,61	9,90	9,86
Minimum	0,59	0,70	0,64	0,71	0,65	0,55
Maximum	10,38	10,26	10,21	10,32	10,55	10,41
95% Konfidenzintervall des Mittelwertes						
Untergrenze	3,07	3,06	3,01	3,03	3,03	3,01
Obergrenze	3,78	3,76	3,71	3,74	3,74	3,72

a. Mehrere Modi vorhanden. Der kleinste Wert wird angezeigt.

**Abb. 21** Boxplots: Einzelanalyse der Messreihen 35 mAs (links), 42 mAs (rechts)

In weiteren Analysen wurden nun die Differenzen der jeweils drei Messreihen untereinander betrachtet. Hierbei ergaben sich hohe Korrelationen der paarweisen Messungen (Pearson r) zwischen 0,990 und 0,995. Ebenso belegt der Reliabilitätskoeffizient nach Houston mit Werten zwischen 99,10 und 99,35 % eine hohe Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der angewandten Messmethoden.

Die ermittelten Ergebnisse sind in den Tabellen 5 und 6 zusammengefasst.

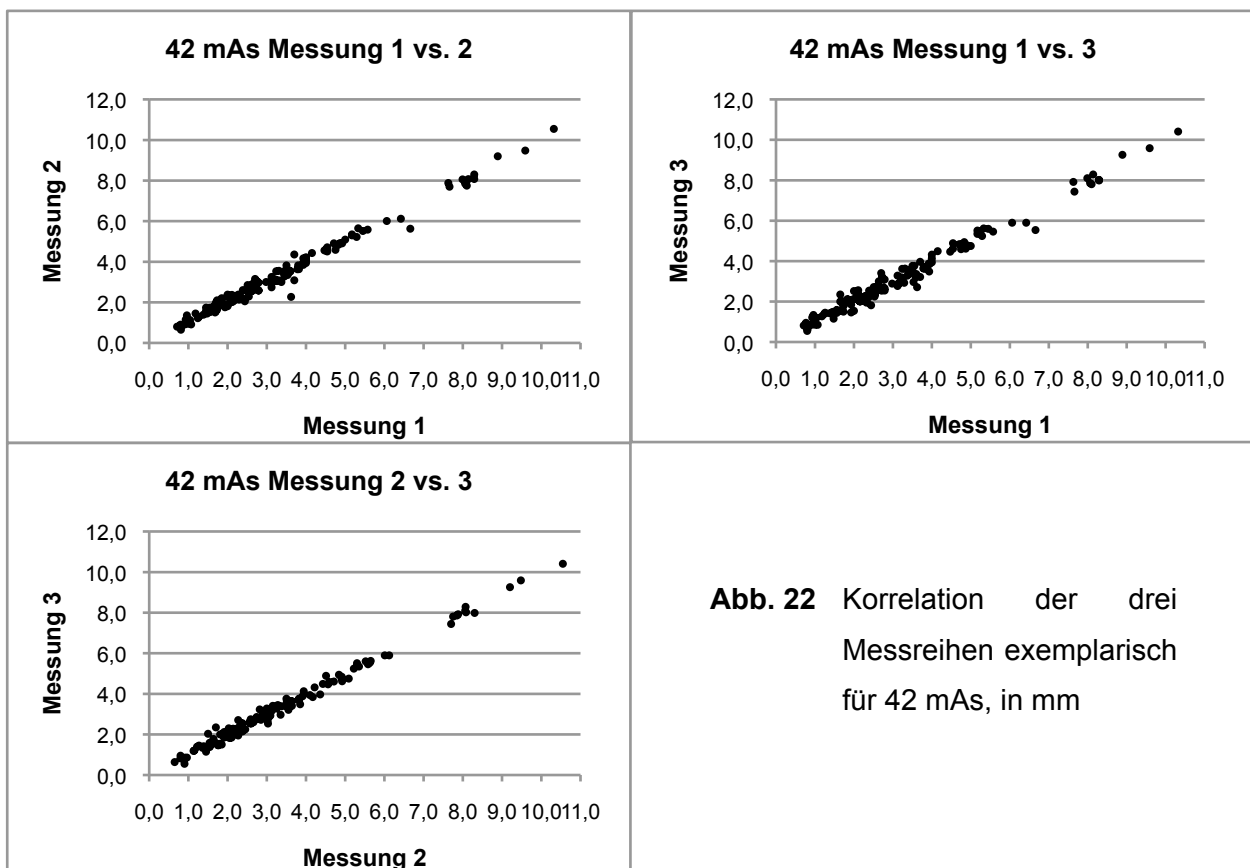
Tabelle 5 Korrelationen nach Pearson für die paarweisen Messungen

Messung	35 mAs			42 mAs		
	1 - 2	2 - 3	1 - 3	1 - 2	2 - 3	1 - 3
r (Pearson)	0,993	0,994	0,990	0,992	0,995	0,990

Tabelle 6 Reliabilitätskoeffizienten nach Houston für die drei Einzelmessungen

Messung	35 mAs			42 mAs		
	1	2	3	1	2	3
R (Houston)	99,15 %	99,35 %	99,20 %	99,10 %	99,35 %	99,25 %

Die hohe Korrelation der Messreihen untereinander veranschaulicht Abbildung 22.



Zum Vergleich der radiologischen Messungen bei 35 sowie 42 mAs mit den Vergleichsmessungen am Schädel wurden nun für jeden Messpunkt die Mittelwerte der drei Einzelmessungen gebildet und ebenfalls zunächst deskriptiv analysiert. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7 dargestellt.

Tabelle 7 Deskriptive statistische Analyse der Referenzwerte und Mittelwerte der Messungen 35 und 42 mAs.

	Referenz	35 mAs	42 mAs
Mittelwert	3,27	3,40	3,38
Standardabweichung	1,99	2,00	2,02
Median	2,90	3,02	2,94
Modus	2,20	2,91	1,72 ^a
Spannweite	9,00	9,58	9,73
Minimum	0,60	0,70	0,70
Maximum	9,60	10,28	10,43
95 % Konfidenzintervall			
Untergrenze	2,92	3,05	3,03
Obergrenze	3,62	0,75	3,73

a. Mehrere Modi vorhanden. Der kleinste Wert wird angezeigt.

Die Analyse der Pearson Korrelationskoeffizienten zeigte eine gute, wenn auch nicht ganz so hohe Korrelation wie bei den Vergleichen der Einzelmessreihen. Die Korrelation lag beim Vergleich der DVT-Messungen untereinander (35 und 42 mAs) mit 0,991 höher als beim Vergleich mit den Referenzwerten (0,982 bzw. 0,981).

Tabelle 8 Korrelationen nach Pearson für die Messungen der Referenzwerte (0) und die Mittelwerte der Messungen 35 und 42 mAs.

Messung	0 vs. 35 mAs	0 vs. 42 mAs	35 vs. 42 mAs
<i>r (Pearson)</i>	0,982	0,981	0,991

Die Graphiken Abbildung 23 veranschaulichen diese Ergebnisse. Erkennbar ist die etwas breitere Streuung bei der Korrelation zwischen den radiologischen Messungen und den Messungen am Schädel (Messung 0) im Vergleich bei den radiologischen Messungen untereinander.

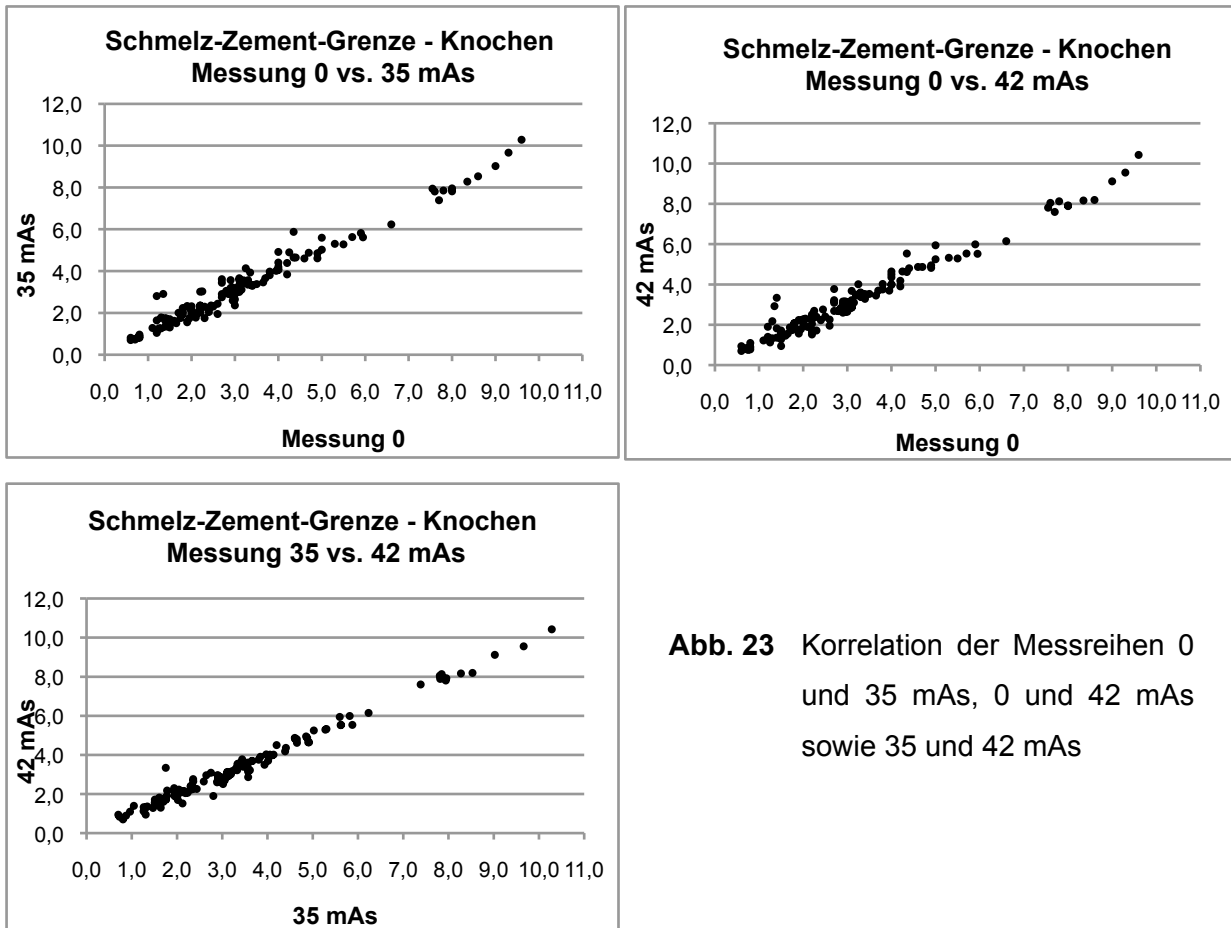


Abb. 23 Korrelation der Messreihen 0 und 35 mAs, 0 und 42 mAs sowie 35 und 42 mAs

4.3 Vestibuläre Knochenhöhe

4.3.1 Gesamtauswertung aller Messungen

Die vestibuläre Knochenhöhe wurde für sämtliche Zähne aller fünf Schädel jeweils dreimal gemessen. Dabei wurden die Aufnahmen beider Belichtungszeiten (35 und 42 mAs) berücksichtigt und separat ausgewertet. Anschließend wurde für jeden Messpunkt der Mittelwert der drei Messungen gebildet, mit der entsprechenden Referenzmessung am Schädel (siehe Kapitel 2.3) verglichen und die Differenz dazu berechnet.

Die Varianzanalyse mit Messwiederholung führte insgesamt zu einem hoch signifikanten Ergebnis [$F(1.7, 216.0)=10,46$; $p<0,001$]. Dieses Resultat entspricht einem mittleren Effekt (Part. $\eta^2=0,08$). In den paarweisen Einzelvergleichen (mit Bonferroni-Adjustierung) ergaben sich zwei hoch signifikante Ergebnisse. Die Werte der Messung 0 (Referenzwerte) lagen im Mittel um 0,13 mm niedriger als die Werte der Messung

35 mAs ($p=0,000$). Im Vergleich zu Messung 42 mAs waren die Werte von Messung 0 um durchschnittlich 0,11 mm geringer ($p=0,005$). Es ergab sich also ein signifikanter Unterschied zwischen der tatsächlichen Knochenmorphologie am Schädel und der radiologischen Darstellung, welche einen größeren Knochenabbau vortäuscht als tatsächlich vorhanden.

Die Werte der beiden radiologischen Messungen bei 35 und 42 mAs unterschieden sich lediglich um durchschnittlich 0,02 mm (nicht signifikant). In der folgenden Tabelle sind die Resultate der paarweisen Vergleiche und die Konfidenzintervalle der Differenzen zusammenfassend dargestellt.

Tabelle 9 Ergebnisse der Varianzanalyse und Konfidenzintervalle der Differenzen.

Messung	Messung	Mittlere Differenz	Standardfehler	Sig. ^a	95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a	
					Untergrenze	Obergrenze
0	35	-,130	,033	,000	-,210	-,050
0	42	-,110	,034	,005	-,193	-,027
35	42	,020	,023	1,000	-,037	,077

a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Abbildung 24 stellt den Unterschied graphisch dar. Die Mittelwerte der radiologischen Messungen liegen zwar gering, aber deutlich über denen der Messung am Schädel.

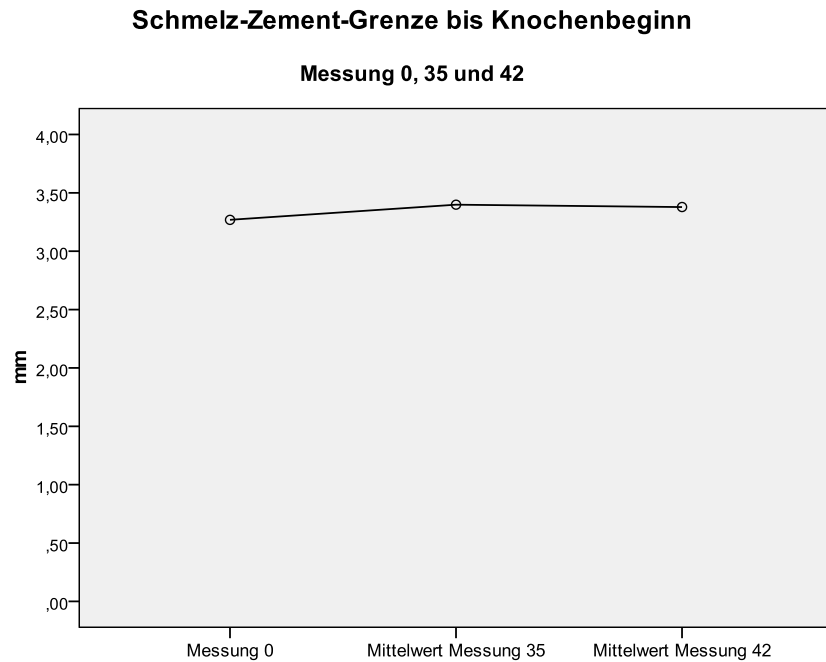


Abb. 24 Mittelwerte der Messungen Schmelz-Zement-Grenze bis Knochenbeginn, Vergleich der Referenzwerte (0) mit den Mittelwerten der Messungen 35 und 42 mAs

Beim Vergleich der Referenzwerte mit den DVT-Messungen ist es wichtig, zwischen *Differenzen* (absolute Werte nach Subtraktion der Referenzwerte von den DVT-Messungen) und *Abweichungen* (Beträge der Differenzen) zu unterscheiden. Die Differenzen enthalten positive und negative Werte. Daher sind die Mittelwerte der Differenzen eher gering (+0,13 bzw. +0,11 mm).

Um die tatsächlichen Unterschiede zwischen der Referenzmessung und den Messungen im Röntgenbild zu quantifizieren, wurden daher zusätzlich die Beträge der Differenzen analysiert. Hier liegt die mittlere Abweichung mit 0,263 bzw. 0,276 mm deutlich höher, d.h. die radiologischen Messungen der Knochenhöhe lagen durchschnittlich um diesen Betrag über oder unter den Vergleichsmessungen am Schädel. Die Standardabweichung liegt bei 0,37 (35 mAs) bzw. 0,39 mm (42 mAs), die Mediane bei 0,18 bzw. 0,2 mm. Hierbei finden sich 90 % der Messwerte in einem Bereich zwischen -0,36/-0,41 und +0,78/+0,76 mm Differenz, wobei es einzelne deutliche Abweichungen nach oben gibt. Insgesamt liegt die Schwankung zwischen -0,65 und +1,6 mm (35 mAs) bzw. zwischen -0,68 und +1,94 mm (42 mAs). Etwa 30 %

der Abweichungen liegen über 0,3 mm. Diese Zusammenhänge sind in Tabelle 10 nachzuvollziehen.

Tabelle 10 Zusammenfassung der Analysen: Differenzen, Abweichungen und Differenzintervalle

		0 vs. 35mAs (mm)		0 vs. 42mAs (mm)	
<i>Differenzen</i> Deskriptive Statistiken	Mittelwert	0,13		0,11	
	Standardabweichung	0,37		0,39	
	Median	0,06		0,10	
	Minimum	-0,65		-0,68	
	Maximum	+1,60		+1,94	
<i>Abweichungen</i> Deskriptive Statistiken	Mittelwert	0,263		0,276	
	Standardabweichung	0,30		0,29	
	Median	0,18		0,20	
	Minimum	0,00		0,00	
	Maximum	+1,60		+1,94	
		Intervall (mm)	Prozent	Intervall (mm)	Prozent
Intervalle der Differenzen in Prozent	mittlere 75 %	-0,19 bis +0,47	75,8	-0,24 bis +0,40	75,0
	mittlere 90 %	-0,36 bis +0,78	90,6	-0,41 bis +0,76	89,1
	mittlere 95 %	-0,37 bis +0,91	94,5	-0,56 bis +0,94	94,5
Intervalle der Differenzen in Standard- abweichungen	M \pm 1 s	-0,24 bis +0,50	78,1	-0,28 bis +0,50	78,9
	M \pm 2 s	-0,62 bis +0,88	93,8	-0,67 bis +0,88	95,3
Intervalle der Differenzen in Millimeter	Null \pm 0,15 mm	-0,15 bis +0,15	42,2	-0,15 bis +0,15	41,4
	Null \pm 0,30 mm	-0,30 bis +0,30	69,5	-0,30 bis +0,30	69,5

Bei den in Tabelle 10 beschriebenen Intervallen der Differenzen handelt es sich um die Differenzen über bzw. unter Null nach Subtraktion der Referenzmessungen von den radiologischen Messungen innerhalb bestimmter Intervalle. Sie stellen eine Möglichkeit zur besseren Einschätzung und Bewertung der Ergebnisse in unterschiedlichem Kontext und zur Vergleichbarkeit mit anderen Studien oder Geräten dar. Mithilfe von Bland-Altman-Plots lassen sich diese Intervalle graphisch darstellen.

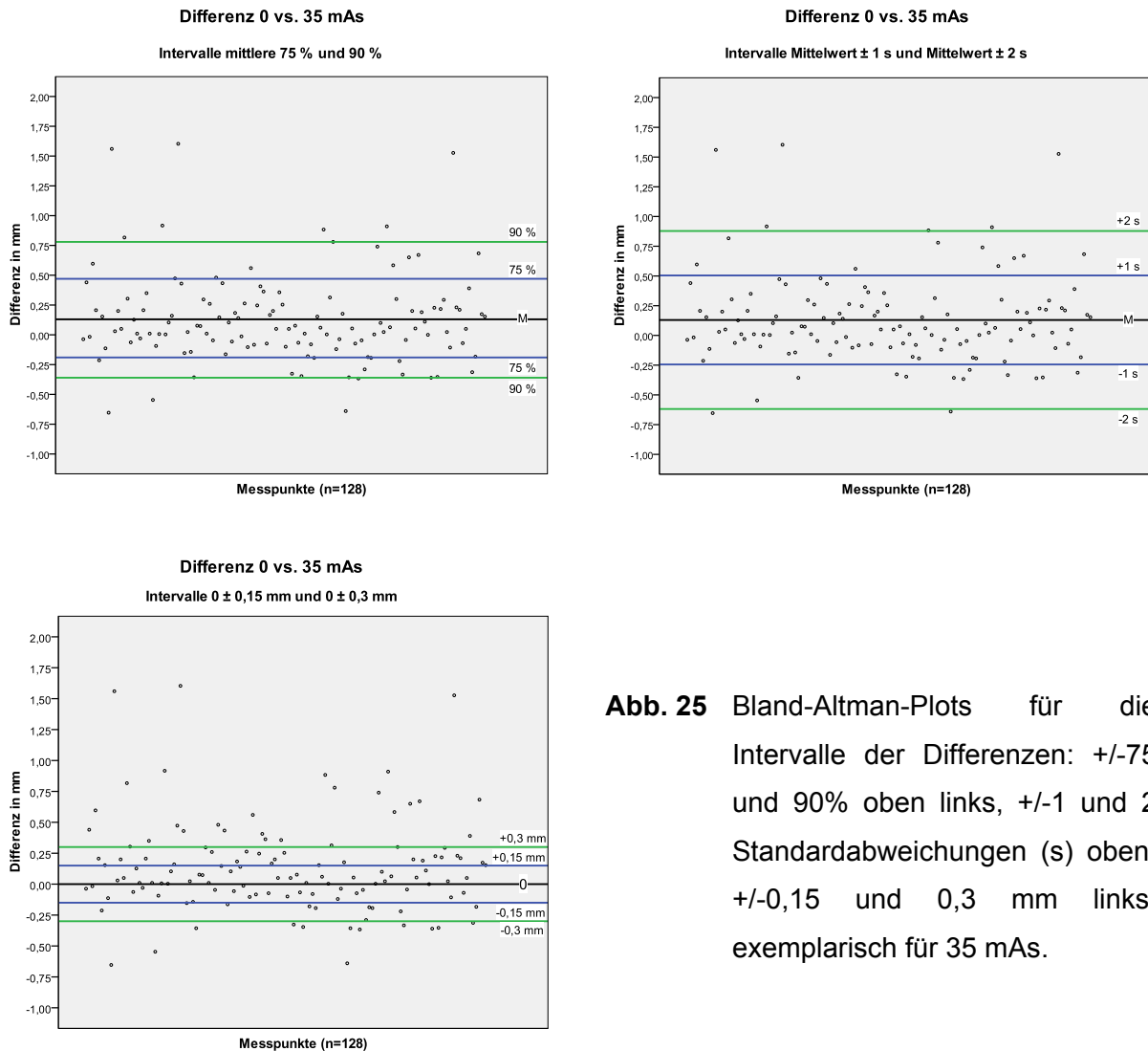


Abb. 25 Bland-Altman-Plots für die Intervalle der Differenzen: ± 75 und 90% oben links, ± 1 und 2 Standardabweichungen (s) oben, $\pm 0,15$ und $0,3$ mm links, exemplarisch für 35 mAs.

Zwischen den Röntgenaufnahmen in den beiden Belichtungszeiten 35 und 42 mAs stellen sich keine statistisch signifikanten Differenzen dar. Vereinzelt größere Abweichungen lassen sich nicht statistisch auswerten. Als Beobachtung erwähnt sei hier der bekannte Überstrahlungseffekt, der zum Verschwinden sehr feiner Knochenlamellen in den Bildern mit längerer Belichtungszeit führen kann. Abbildung 27 veranschaulicht dieses Phänomen.

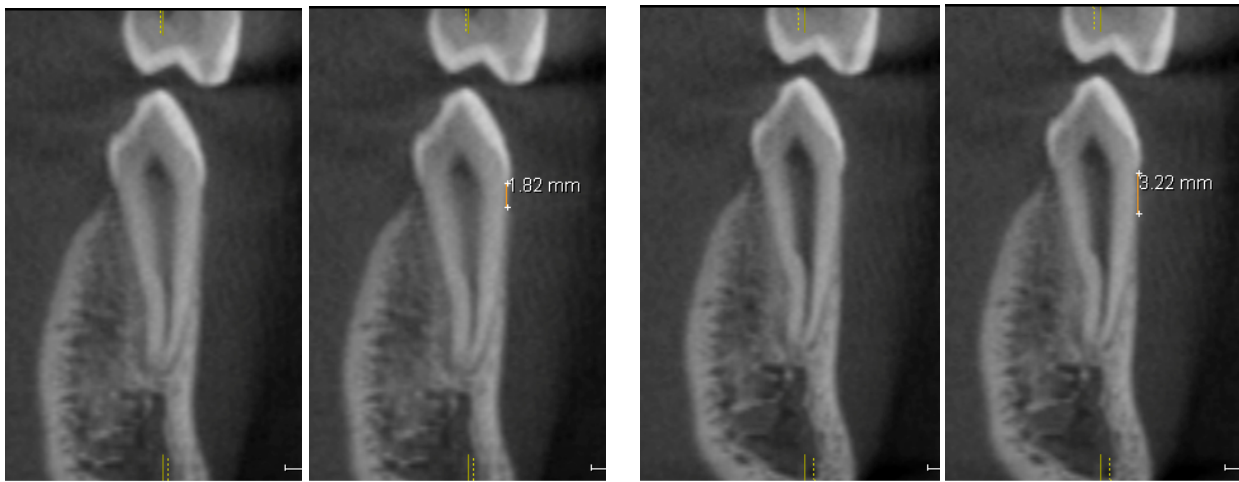


Abb. 26 Vergleich der Knochenhöhe bei 35 mAs (links) und 42 mAs (rechts)

Im Gegensatz dazu zeigt sich jedoch am Ergebnis der Varianzanalyse und einzelnen Messungen insgesamt die Tendenz einer höheren Messgenauigkeit bei den länger belichteten Aufnahmen (42 mAs). Eine eindeutige Präferenz zugunsten einer der beiden Belichtungszeiten kann nicht genannt werden.

4.3.2 Einfluss der Schmelz-Zement-Grenze

Wie in Kapitel 2.3 beschrieben, war an 27 von 128 Messpunkten die Schmelz-Zement-Grenze nicht eindeutig bestimmbar. Da in der vorliegenden Studie großer Wert auf realitätsnahe Bedingungen gelegt wurde, sind sie nicht aus den Untersuchungen ausgeschlossen worden. Die zusätzliche gesonderte Betrachtung ausschließlich der eindeutigen Messpunkte im Vergleich zu allen Messpunkten mithilfe des t-Tests für abhängige Stichproben verschafft einen Überblick über mögliche Fehlerquellen und deren Ausmaß im klinischen Alltag.

Die durchschnittlichen Abweichungen der Messungen liegen bei annähernd unveränderten 0,254 bzw. 0,272 mm. Die Zahl der negativen Differenzen (gemessene Knochenhöhe größer als tatsächliche) ist nun im Vergleich zu den positiven reduziert. Dies spiegelt sich auch darin wieder, dass die mittleren Differenzen nun leicht größer sind. Für 35 mAs liegen sie bei 0,144 (statt 0,13) und für 42 mAs bei 0,136 (statt 0,11) mm, was aber lediglich beim Vergleich 0-42 zu einer geringen Signifikanzsteigerung geführt hat. Außerdem haben sich auch die mittleren Differenzen zwischen den Messreihen von 0,02 auf 0,008 mm angenähert, sodass insgesamt numerisch von einer

minimalen Vergrößerung der Messgenauigkeit auszugehen ist, was sich jedoch nicht als statistisch signifikant erwiesen hat.

Tabelle 11 Vergleich der Ergebnisse in Bezug auf die Erkennbarkeit der Schmelz-Zement-Grenze; in mm

		35 mAs	42 mAs
n=128 alle Messpunkte	mittlere Differenz	0,13	0,11
	Median der Differenzen	0,06	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,263	0,276
	Median der Abweichungen	0,18	0,20
n=101 Messpunkte mit eindeutiger Schmelz- Zement-Grenze	mittlere Differenz	0,144	0,136
	Median der Differenzen	0,07	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,254	0,273
	Median der Abweichungen	0,17	0,20

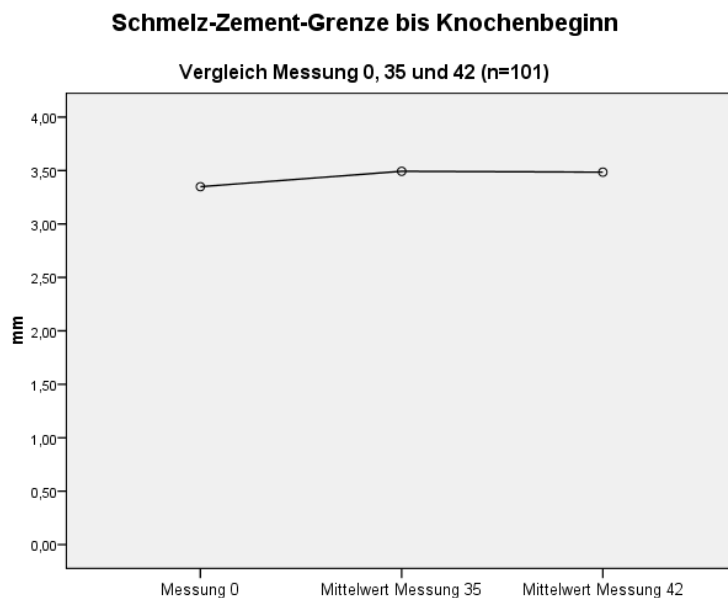


Abb. 27 Mittelwerte der Messungen Schmelz-Zement-Grenze bis Knochenbeginn, Vergleich der Referenzwerte (0) mit den Mittelwerten der Messungen 35 und 42 mAs

4.4 Vestibuläre Knochenfenestrationen

Neben der Knochenhöhe wurden auch vestibuläre Knochenfenestrationen gemessen und statistisch erfasst. Hierbei kam es zu einem signifikanten Unterschied der Anzahl und Größe der im DVT erfassten Fenestrationen im Vergleich zu den an den Schädeln tatsächlich vorhandenen. Neben sieben echten wurden zusätzlich 17 weitere scheinbare Fenestrationen unterschiedlicher Größe im DVT diagnostiziert.

Die sieben vorhandenen Fenestrationen wurden im Röntgenbild gleich groß oder unterschiedlich stark vergrößert dargestellt. In der Länge zeigten sich Zuwächse von bis zu 3,4 mm.

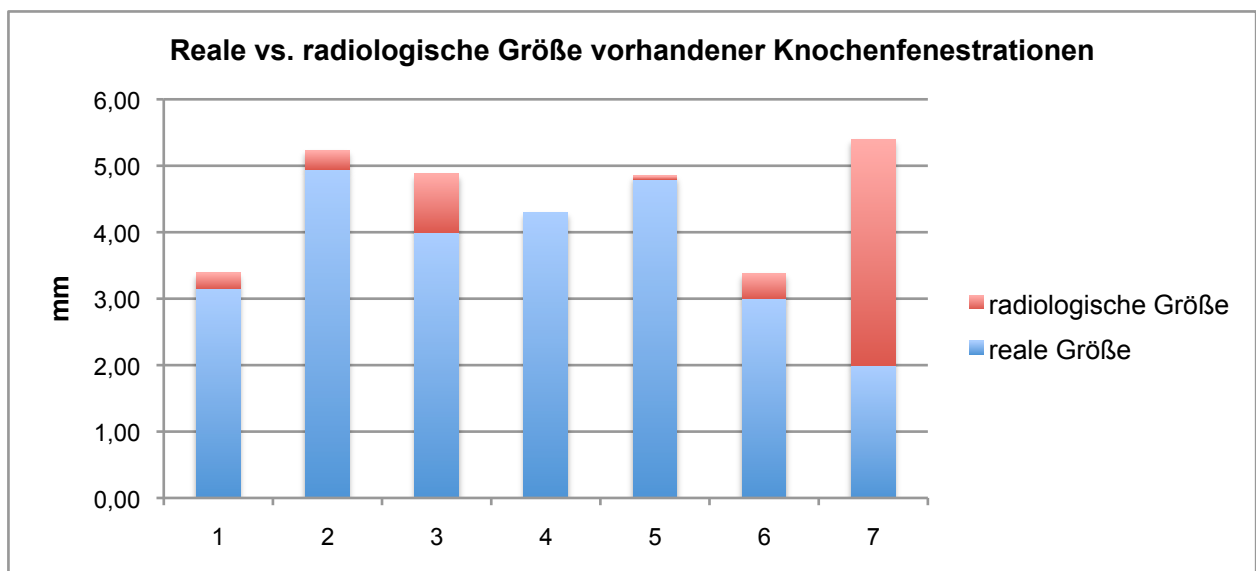


Abb. 28 Darstellung der realen und radiologischen Größe (bei 35 mAs) der sieben tatsächlich vorhandenen Knochenfenestrationen

In der Breite trat dieser Effekt weniger deutlich zutage, hier waren nur an zwei Zähnen erwähnenswerte Vergrößerungen von 0,5 bis 1 mm erkennbar, daneben jedoch auch zwei um 0,3 bzw. 0,4 mm zu kleine Darstellungen. Bei Berechnung der Fläche der Fenestrationen entsprechend der Formel zur Flächenberechnung einer Ellipse können Vergrößerungen bis über 300 % festgestellt werden.

Außer den genannten tatsächlichen Defekten fällt insbesondere die Vielzahl an nur radiologisch vorhandenen Fenestrationen unterschiedlicher Größe auf. Diese bewegt sich in einem Bereich zwischen 1,48 und 5,7 mm (35 mAs) bzw. 1,2 und 4,7 mm (42 mAs) Länge.

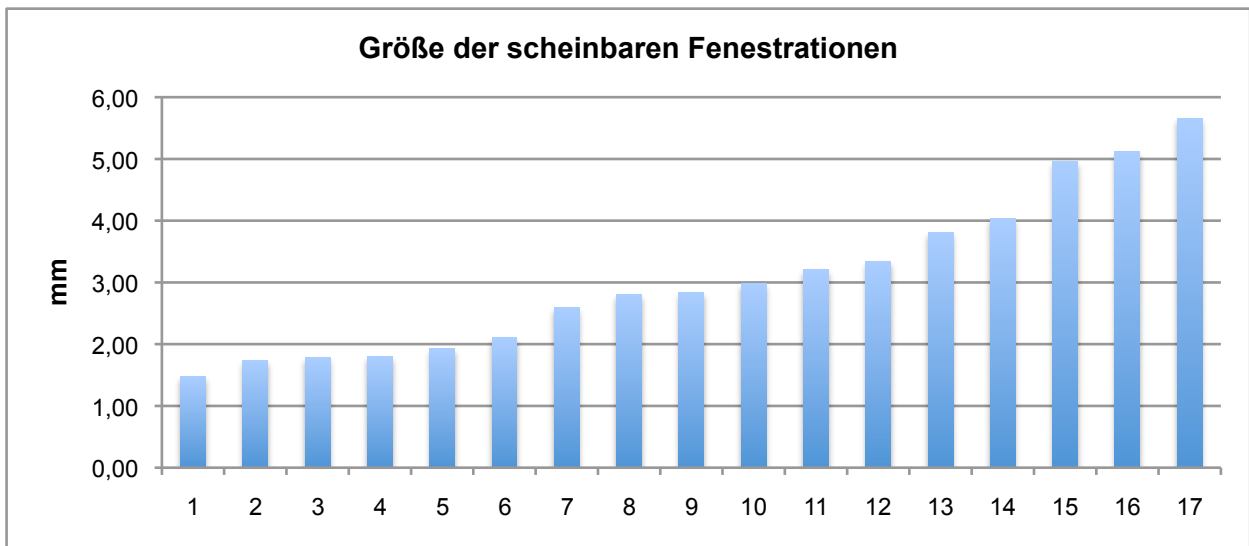


Abb. 29 Größe der 17 scheinbaren Fenestrationsen (bei 35 mAs)

Die Ergebnisse sind in Tabelle 12 zusammengefasst.

Tabelle 12 Deskriptive Statistiken für die Fenestrationsen

		35 mAs	42 mAs
n=128	mittlere Differenz	0,13	0,11
	Median der Differenzen	0,06	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,263	0,276
	Median der Abweichungen	0,18	0,20
n=7 Fenestrationsen Länge/Breite	mittlere Differenz	0,74/0,16	0,63/0,06
	Median der Differenzen	0,28/0,08	0,18/0,07
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,75/0,41	0,77/0,37
	Median der Abweichungen	0,28/0,08	0,18/0,07
	Sensitivität	100 %	100 %
	Spezifität	86,0 %	86,0 %
n=17 scheinbare Fenestrationsen	mittlere Länge	3,07	2,84
	mittlere Breite	1,85	1,86
	Median der Länge	2,83	2,88
	Intervall der Länge	1,48 – 5,7	1,2 – 4,7

Auffällig ist die Häufung von scheinbaren Fenestrationsen an bestimmten Zähnen. Mit einem Anteil von 70,6 % befinden sich diese im Oberkiefer, der Anteil sämtlicher

Fenestrationsen (real und scheinbar) liegt hier sogar bei 79,2 %. Genannt seien vor allem die mesialen Wurzeln der Oberkiefermolaren sowie obere erste Prämolaren. Im Unterkiefer sind nur im Frontzahnbereich scheinbare Fenestrationsen zu erkennen.

Aufgrund der zu geringen Zahl an Messpunkten konnte jedoch statistisch keine Allgemeingültigkeit dieser Zusammenhänge belegt werden.

Die genaue Verteilung ist der Tabelle 13 zu entnehmen.

Tabelle 13 Verteilung der tatsächlichen und scheinbaren Fenestrationsen

		1	2	3	4	5	6		7	
							mes.	dist.	mes.	dist.
Fenestrationsen tatsächlich	OK	-	-	2	3	-	2	-	-	-
	UK	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Fenestrationsen scheinbar	OK	-	2		2	1	5	-	2	-
	UK	2	1	2	-	-	-	-	-	-
Fenestrationsen gesamt	OK	-	2	2	5	1	7	-	2	-
	UK	2	1	2	-	-	-	-	-	-

Auffällig ist, dass die im Röntgenbild dargestellte vertikale Ausdehnung aller realen Fenestrationsen über 3 mm lag, während jedoch umgekehrt sechs (35 mAs) bzw. sieben (42 mAs) von 17 nur radiologisch vorhandenen Defekten eine Länge von unter 2,5 mm und sogar 10 bzw. 12 von unter 3,0 mm aufwiesen. Dieser Zusammenhang wird noch deutlicher im Detailvolumen (Voxelgröße 0,15 mm). Hier stellen sich 11 von 17 scheinbaren Fenestrationsen mit einer Größe von unter 2,5 mm dar.

Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass besonders kleine im Röntgenbild sichtbare Fenestrationsen klinisch nicht vorhanden sind. Allerdings muss diese Vermutung aufgrund der zu kleinen Datenmenge als Beobachtung stehen bleiben.

4.5 Klinische Einflussfaktoren

4.5.1 Einfluss klinisch vorhandener Defekte

Hierbei wurde der Einfluss klinisch vorhandener Defekte auf die Messgenauigkeit untersucht. Verglichen wurden 34 Dehiszenzen, 7 Fenestrationsen und 94 Messpunkte ohne vorhandenen Defekt. Einen Überblick über die Ergebnisse gibt Tabelle 14.

Tabelle 14 Vergleich der Ergebnisse zwischen Messpunkten mit Dehiszenzen, Fenestrationen und ohne Defekt; in mm

		35 mAs	42 mAs
n=128 alle Messungen	mittlere Differenz	0,13	0,11
	Median der Differenzen	0,06	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,263	0,276
	Median der Abweichungen	0,18	0,20
n=94 klinisch kein Defekt	mittlere Differenz	0,13	0,09
	Median der Differenzen	0,07	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,257	0,266
	Median der Abweichungen	0,17	0,17
n=34 Dehiszenzen	mittlere Differenz	0,14	0,15
	Median der Differenzen	0,04	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,281	0,304
	Median der Abweichungen	0,21	0,26
	Sensitivität	97,1 %	94,1 %
	Spezifität	97,9 %	97,9 %
n=7 Fenestrationen Länge/Breite	mittlere Differenz	0,74/0,16	0,63/0,06
	Median der Differenzen	0,28/0,08	0,18/0,07
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,75/0,41	0,77/0,37
	Median der Abweichungen	0,28/0,08	0,18/0,07
	Sensitivität	100 %	100 %
	Spezifität	86,0 %	86,0 %

Beim Vergleich der Zähne mit klinisch vorhandenen Dehiszenzen im Vergleich zu Messpunkten ohne Defekt fällt eine geringe numerische, jedoch statistisch nicht signifikante Verschiebung der mittleren Abweichungen zum Referenzwert auf.

Diese liegen nun mit 0,281 bzw. 0,304 mm (Dehiszenzen) etwas höher im Vergleich zu 0,257 bzw. 0,266 mm (kein Defekt). Es ist also ersichtlich, dass tendenzielle Unterschiede in der Messgenauigkeit zwischen Zähnen mit und ohne Dehiszenzen bestehen, welche sich jedoch insgesamt in einem sehr geringen, klinisch vernachlässigbaren Bereich befinden.

Sowohl die Sensitivität als auch die Spezifität für die Erkennung von Dehiszenzen sind sehr hoch. In den Aufnahmen beider Belichtungszeiten wurden nur eine (Sensitivität 97,1%) bzw. zwei (Sensitivität 94,1%) Dehiszenzen nicht erkannt. Deren Messergebnisse lagen jedoch mit 3,84, 3,90 und 3,98 mm nur sehr knapp unter den für

die Dehiszenz festgelegten 4 mm. Die Spezifität, das heißt der Anteil der richtig negativen Messungen, lag in beiden Fällen bei 97,9%.

Bei den Fenestrationsen ergibt sich ein deutlich anderes Bild. Neben sieben tatsächlich vorhandenen wurden zusätzlich 17 weitere nur radiologisch dargestellte Fenestrationsen unterschiedlicher Größe im DVT diagnostiziert. Somit liegt anders als bei den Dehiszenzen die Sensitivität für die Erkennung von Fenestrationsen zwar bei 100 Prozent (alle vorhandenen Fenestrationsen können diagnostiziert werden), die Spezifität mit nur 86% jedoch deutlich niedriger, was den Umstand widerspiegelt, dass mehr Defekte diagnostiziert wurden als tatsächlich vorhanden sind.

Zudem sind bei den tatsächlich vorhandenen Fenestrationsen sehr große mittlere Schwankungen der dargestellten Größe erkennbar, welche aufgrund der zu geringen Stichprobengröße jedoch nicht statistisch bewertet werden konnten.

4.5.2 Einfluss der Zahnregion

Um den Einfluss der Zahnregion auf die Messgenauigkeit zu untersuchen, wurden die Messungen der Frontzähne mit denen der Seitenzähne verglichen. Einen Überblick über die Ergebnisse gibt Tabelle 15.

Tabelle 15 Vergleich der Ergebnisse zwischen Front- und Seitenzähnen; in mm

		35 mAs	42 mAs
n=128 alle Messungen	mittlere Differenz	0,13	0,11
	Median der Differenzen	0,06	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,263	0,276
	Median der Abweichungen	0,18	0,20
n=44 Frontzähne	mittlere Differenz	0,105	0,119
	Median der Differenzen	0,01	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,295	0,293
	Median der Abweichungen	0,24	0,23
n=84 Seitenzähne	mittlere Differenz	0,144	0,106
	Median der Differenzen	0,09	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,247	0,268
	Median der Abweichungen	0,17	0,20

Auch hier zeigen sich deutlich numerisch geringe, jedoch wiederum nicht statistisch signifikante Unterschiede der Messgenauigkeit zugunsten der Seitenzähne. Diese

zeigen mittlere Abweichungen zur Referenz von 0,247 bzw. 0,268 mm im Vergleich zu 0,295 bzw. 0,293 mm bei den Frontzähnen.

Bei zusätzlicher Betrachtung der Unterschiede im Ober- und Unterkiefer ergibt sich ein noch differenzierteres Bild. Hier zeigt sich die größte Ungenauigkeit bei den Unterkiefer-Frontzähnen, die höchste Genauigkeit bei den Oberkiefer-Seitenzähnen. Somit kann festgehalten werden, dass tendenzielle Unterschiede in der Messgenauigkeit zwischen den Zahnregionen bestehen. Diese liegen jedoch insgesamt in einem so geringen Bereich, dass sie als klinisch vernachlässigbar einzustufen sind.

Tabelle 16 stellt die Ergebnisse der Analyse dar.

Tabelle 16 Vergleich der Ergebnisse zwischen Front- und Seitenzähnen im Ober- und Unterkiefer; in mm

		35 mAs	42 mAs
n=128 alle Messungen	mittlere Differenz	0,13	0,11
	Median der Differenzen	0,06	0,10
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,263	0,276
	Median der Abweichungen	0,18	0,20
n=20 Frontzähne Oberkiefer	mittlere Differenz	0,05	0,11
	Median der Differenzen	0,02	0,08
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,280	0,289
	Median der Abweichungen	0,23	0,15
n=24 Frontzähne Unterkiefer	mittlere Differenz	0,15	0,127
	Median der Differenzen	0,01	0,12
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,307	0,296
	Median der Abweichungen	0,28	0,27
n=49 Seitenzähne Oberkiefer	mittlere Differenz	0,077	0,026
	Median der Differenzen	0,01	0,03
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,240	0,243
	Median der Abweichungen	0,16	0,15
n=35 Seitenzähne Unterkiefer	mittlere Differenz	0,236	0,215
	Median der Differenzen	0,17	0,22
	mittlere Abweichungen zur Referenz	0,256	0,302
	Median der Abweichungen	0,17	0,25

4.5.3 Einfluss der Knochendicke

Wie in Kapitel 2.6 beschrieben, fand eine Messung der Knochendicke an 33 hierfür präparierten Messpunkten statt, bei denen sich im DVT kein Knochen abgebildet hatte.

Die Ergebnisse wurden für beide Bildauflösungen betrachtet.

In der Standardansicht (Voxelgröße 0,3 mm) nicht abgebildeter Knochen hatte eine Dicke von bis zu 0,39 mm. Bei den nur radiologisch vorhandenen Fenestrationsen lag die Knochendicke bei annähernd 0 bis hin zu 0,34 mm, durchschnittlich bei 0,17 mm.

Im Detailvolumen (Voxelgröße 0,15 mm) konnte aufgrund der nicht eindeutig möglichen Achseneinstellung keine präzise Aussage getroffen werden. Es zeigte sich jedoch die Tendenz, dass in diesem Modus Knochenlamellen bis zu einer Dicke von 0,22 mm nicht dargestellt werden konnten.

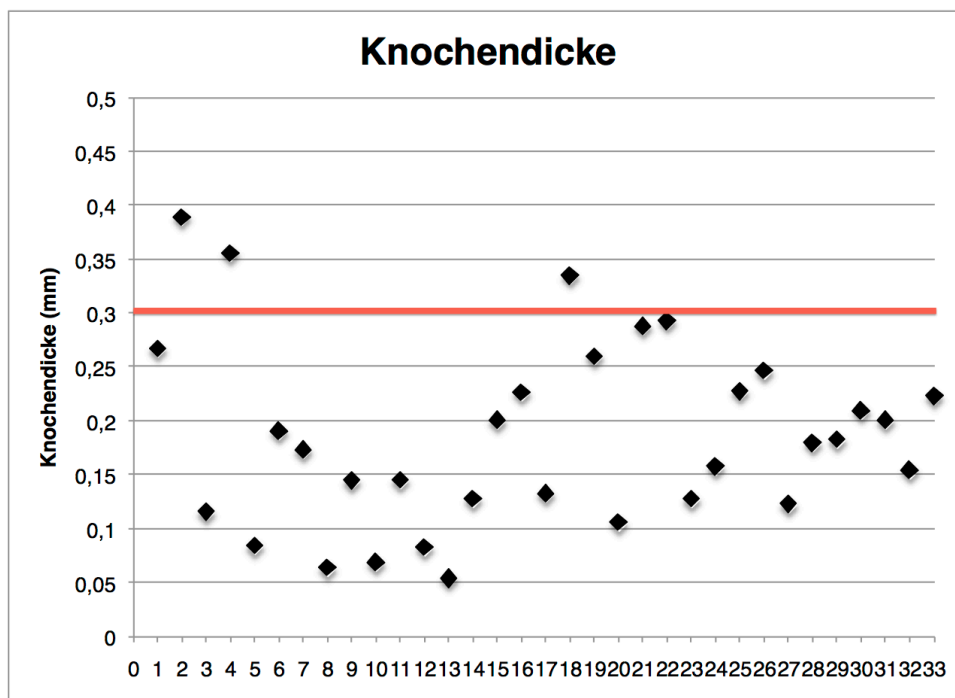


Abb. 30 Dicke der 33 am Schädel vermessenen, radiologisch nicht erkennbaren Knochenlamellen, horizontale Linie: Voxelgröße

4.6 Technische Einflussfaktoren

4.6.1 Einfluss von Kontrast und Helligkeit

In einer weiteren Messung wurden die Einstellungen für Kontrast und Helligkeit verändert mit der Intention, die Erkennbarkeit filigraner Strukturen und somit eventuell auch die Messgenauigkeit zu verbessern. Die Messungen erfolgten stichprobenartig an fünf Zähnen pro Schädel. Hierbei kam es zwar zu einer subjektiv deutlicheren Darstellung der Strukturen im Röntgenbild, wodurch deren Erkennung und Messung erleichtert wurden, jedoch zu keiner Veränderung der Messwerte, sodass auf eine statistische Auswertung verzichtet wurde.

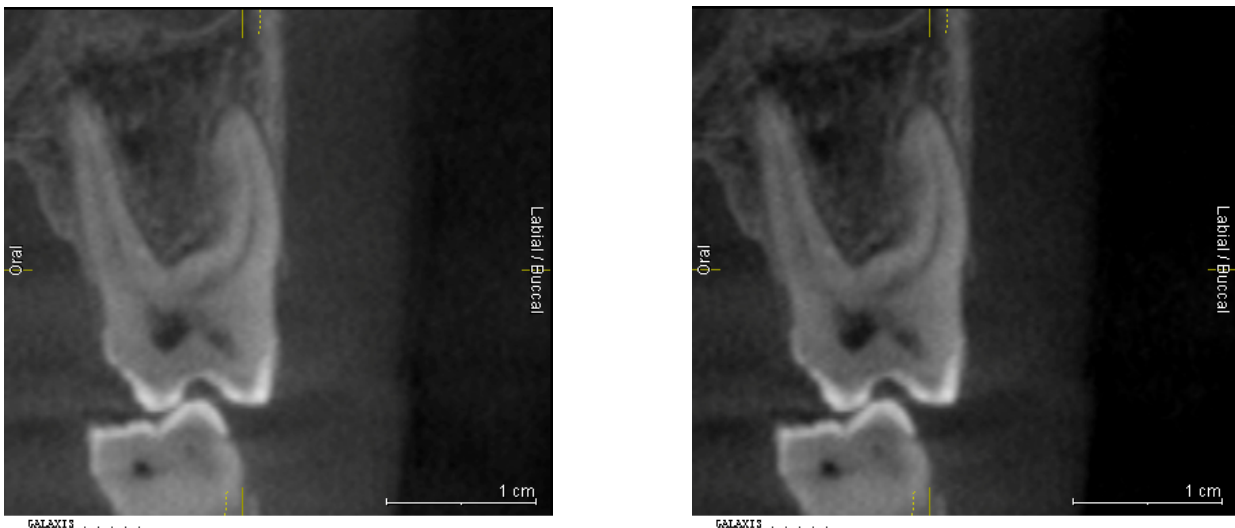


Abb. 31 Gegenüberstellung Kontrast 50%, Helligkeit 50% (links) und Kontrast 55%, Helligkeit 48% (rechts)

4.6.2 Einfluss der Bildauflösung

Um den Einfluss der Bildauflösung auf die Messgenauigkeit zu überprüfen, wurden 13 Dehiszenzen und 19 Fenestrationen im Detailvolumen (0,15 mm Voxelgröße) vermessen. Es wurden dann die Differenzen zwischen Messung 0 und Messung 35 bzw. 42 mAs im Normalmodus mit den Differenzen zwischen Messung 0 und Messung 35 bzw. 42 mAs im Detailvolumen verglichen mithilfe des t-Tests für abhängige Stichproben. Hierbei ergaben sich in fast allen Gruppen signifikante Verbesserungen der Detailvolumenmessungen im Vergleich zur Messung bei 0,3 mm Voxelgröße.

Für die betrachteten Dehiszenzen zeigte sich bei 35 mAs eine durchschnittliche Verbesserung der Differenzwerte um 0,296 mm [$t(12)=2,51$; $p=0,0135$]. Bei 42 mAs ist der Unterschied aufgrund besserer Messgenauigkeit an den betrachteten Zähnen im Standardmodus (0,3 mm Voxelgröße) mit 0,094 mm geringer [$t(12)=0,596$; $p=0,28$].

Bei den Fenestrationen ergibt sich ein noch deutlicheres Bild. Die Differenzwerte der Länge unterscheiden sich um durchschnittlich 0,754 mm [$t(18)=7,468$; $p=0,000$] (35 mAs) bzw. 0,558 mm [$t(18)=5,307$; $p=0,000$] (42 mAs). Diese Unterschiede sind hoch signifikant.

Bei der Breite unterscheiden sich die Differenzwerte bei 35 mAs signifikant im Mittel um 0,199 mm [$t(18)=2,172$; $p=0,0215$]. Bei 42 mAs ist dieser Unterschied mit 0,120 mm geringer ausgeprägt [$t(18)=1,549$; $p=0,0695$].

Zusätzlich wurden die Ergebnisse unter Ausschluss der Zähne betrachtet, bei denen die Achse nicht präzise einstellbar war. In der folgenden Tabelle sind die Mittelwerte, Differenzen und prozentualen Veränderungen für die jeweils gesamte Gruppe (obere Zeile) und die reduzierte Gruppe mit präzise einstellbarer Achse (untere Zeile) dargestellt.

Tabelle 17 Abweichungen vom Referenzwert bei Dehiszenzen und Fenestrationen bei einer Bildauflösung von 0,15 und 0,3 mm

			Mittelwert Standard- modus (0,3 mm)	Mittelwert Detail- volumen (0,15 mm)	mittlere Differenz 0,3 vs. 0,15 mm	Prozentuale Veränderung
Dehiszenzen	35 mAs	n=13	0,8803	0,5846	0,2956	-33,58%
		n=8	0,8304	0,4600	0,3704	-44,61 %
	42 mAs	n=13	0,6936	0,5992	0,0944	-13,60 %
		n=8	0,6917	0,5163	0,1754	-25,36 %
Fenestration Länge	35 mAs	n=19	2,9477	2,1937	0,7540	-25,58 %
		n=13	2,7295	2,1415	0,588	-21,54 %
	42 mAs	n=19	2,7382	2,1800	0,5582	-20,39 %
		n=13	2,5795	2,1254	0,4541	-17,60 %
Fenestration Breite	35 mAs	n=19	1,6814	1,4821	0,1993	-11,85 %
		n=13	1,4069	1,3777	0,0292	-2,08 %
	42 mAs	n=19	1,6970	1,5774	0,11965	-7,05 %
		n=13	1,4151	1,3715	0,0436	-3,08 %

Bei der Betrachtung der Ergebnisse fällt die deutlich geringere Verbesserung der Messungen bei 42 mAs im Vergleich zu 35 mAs auf. Die Erklärung hierfür liegt nicht in einer schlechteren Messgenauigkeit im Detailvolumen, (die durchschnittlichen Abweichungen beider Messungen liegen bei nur 0,13 mm), sondern in der deutlich besseren Genauigkeit der Ausgangswerte im Standardmodus bei 42 mAs an den betrachteten Messpunkten. Da nur Messungen mit Abweichungen über 0,5 mm zum Referenzwert in diese Untersuchung eingeflossen sind, könnte dies ein Hinweis auf eine bessere Darstellung besonders filigraner Knochenstrukturen bei längerer Belichtungszeit sein.

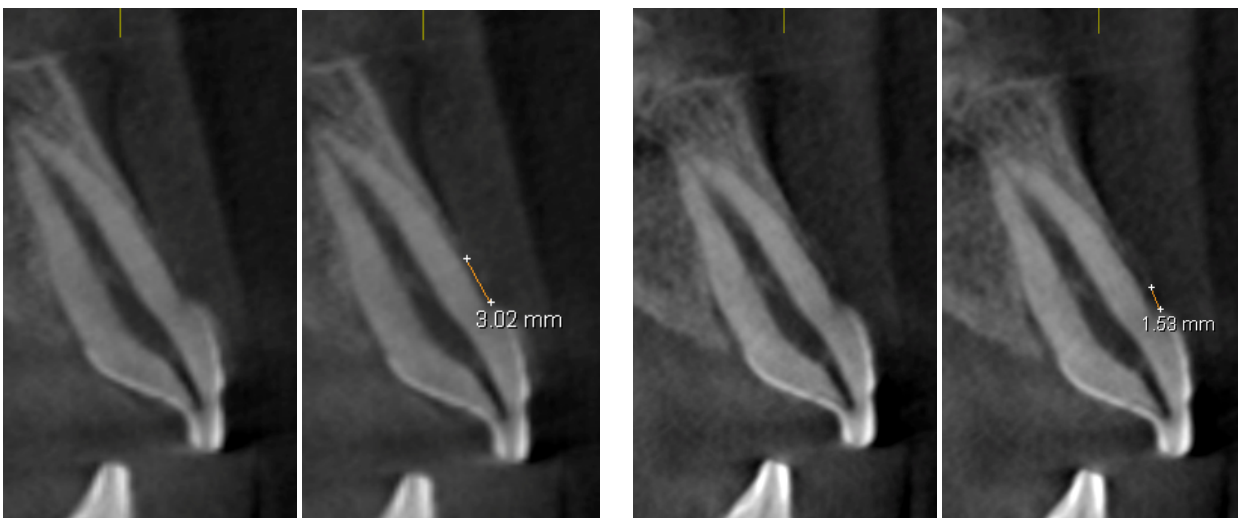


Abb. 32 Gegenüberstellung desselben Zahnes in der Standardansicht links (Voxelgröße 0,3 mm) und im Detailvolumen rechts (Voxelgröße 0,15mm)

4.7 Darstellung der Wurzeloberfläche

Im Zuge der Auswertungen zeigte sich eine subjektiv unterschiedlich scharfe Darstellung der Wurzeloberfläche im Bereich der Fenestration bzw. des gemessenen marginalen Knochenrandes. Diese Beobachtung sollte nun im Vergleich mit den Messergebnissen auf Zusammenhänge hin untersucht werden.

Von den 24 gemessenen Fenestrationsstellen stellte sich die Wurzeloberfläche in sieben Fällen scharf begrenzt dar, in 17 Fällen unscharf. Bei sechs der sieben Fenestrationsstellen mit scharf begrenzter Wurzeloberfläche handelte es sich um tatsächlich vorhandene Defekte. 16 der 17 Bilder mit unscharfer Wurzeloberfläche innerhalb der Fenestration stellten tatsächlich am Schädel nicht vorhandene Knochendefekte dar. Auf einem der

17 Schnittbilder war eine reale Fenestration abgebildet, die jedoch deutlich vergrößert (5,4 bzw. 5,18 mm statt 2,0 mm) im Röntgenbild dargestellt wird. Die Abbildungen 34 bis 37 verdeutlichen diesen Zusammenhang.

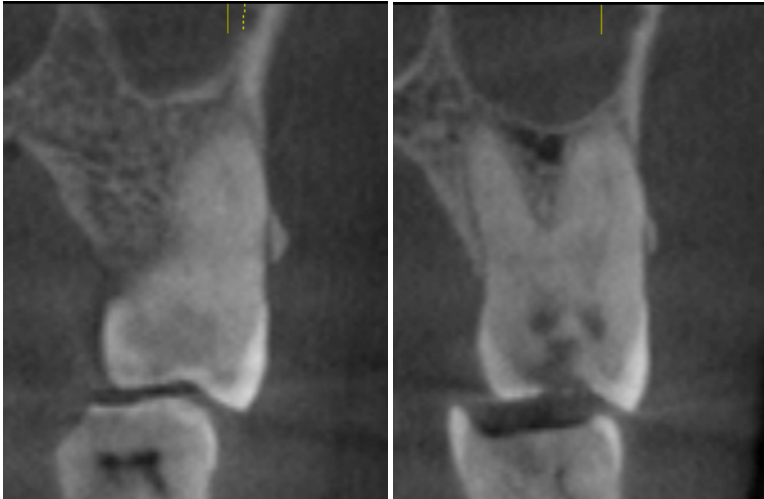


Abb. 33 Tatsächlich in dem dargestellten Ausmaß vorhandene Knochenfenestrations mit scharfer Begrenzung der Wurzeloberfläche



Abb. 34 Einzige Ausnahme: Mit scharfer Wurzeloberfläche dargestellte, tatsächlich nicht vorhandene Fenestration

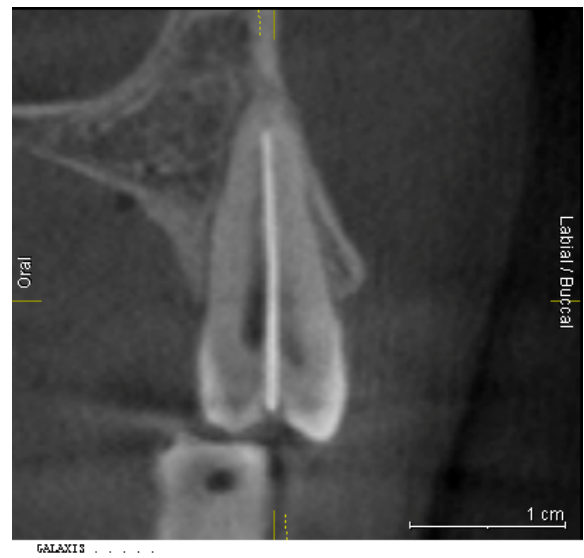
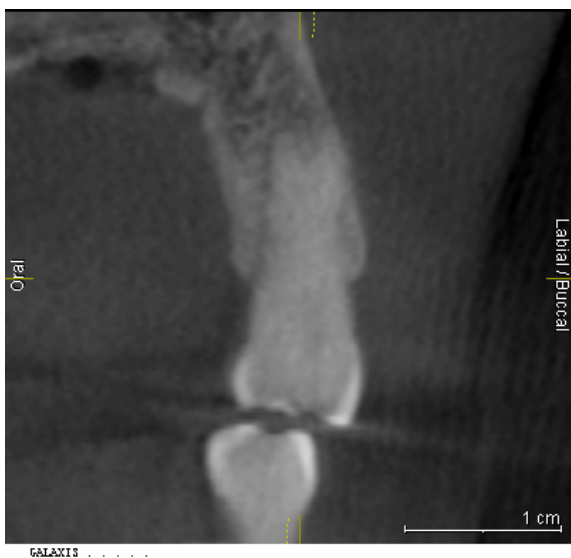


Abb. 35 Tatsächlich nicht vorhandene Fenestrations mit unscharfer Begrenzung der Wurzeloberfläche

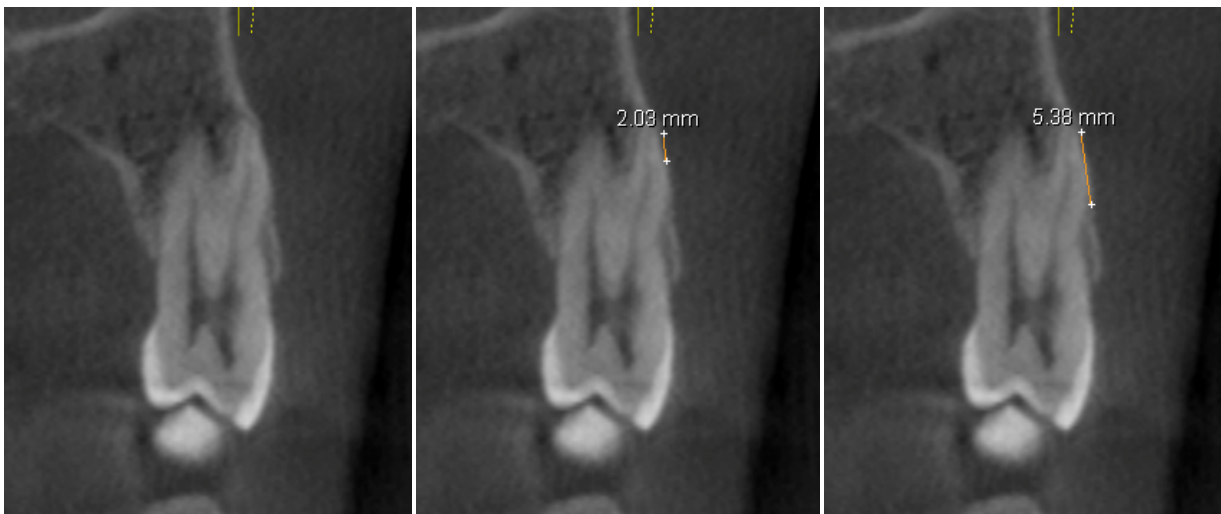


Abb. 36 Fenestration mit teils unscharfer Begrenzung der Wurzeloberfläche, Vergleich der realen und scheinbaren Größe

Hieraus ergibt sich ein deutlicher, wenngleich auch nicht statistisch belegbarer Zusammenhang zwischen der subjektiv wahrgenommenen Schärfe der Wurzeloberfläche und dem tatsächlichen Vorhandensein einer vestibulären Knochenfenestration. Es liegt der Schluss nahe, dass bei einer scharf von der Umgebung abgrenzbaren Wurzeloberfläche mit hoher Wahrscheinlichkeit von einer tatsächlichen Fenestration ausgegangen werden kann. Dieses Phänomen fand sich jedoch bei einem von sieben Fällen nicht, sodass aus dem Fehlen einer unscharfen Begrenzung nicht sicher auf das Vorhandensein einer Fenestration geschlossen werden kann. Umgekehrt kann bei einer unscharfen Begrenzung mit höherer Wahrscheinlichkeit von einer radiologisch fälschlich dargestellten Fenestration ausgegangen werden. Doch auch tatsächliche, jedoch deutlich vergrößerte Fenestrationen können ein ähnliches Bild hervorrufen.

Der gleiche Zusammenhang, wenn auch weniger deutlich, ergibt sich bei Betrachtung der Messungen des marginalen Knochenverlaufs. Von den 94 bewerteten Bildern wiesen 70 eine subjektiv scharf begrenzte Wurzeloberfläche im Bereich des sichtbaren Knochenrandes auf. 24 mal konnte eine unscharfe Begrenzung festgestellt werden. Neun von 13 Messpunkten, bei denen die Differenz aus der realen gegenüber der gemessenen Knochenhöhe (bei 35 oder 42 mAs) über 0,5 mm betrug, und sogar acht von neun mit einer Differenz von über 0,7 mm konnten dieser Gruppe zugeordnet werden.

Hieraus ergibt sich eine ähnliche Tendenz wie bei den Fenestrationen. Eine im Röntgenbild zu niedrig dargestellte Knochenhöhe wird mit hoher Wahrscheinlichkeit eine unscharfe Wurzeloberfläche aufweisen, ein korrekt abgebildeter Knochenverlauf sehr wahrscheinlich eine scharfe. Im Umkehrschluss bedeutet dies jedoch nicht, dass bei allen unscharfen Begrenzungen auf eine falsche Darstellung im Röntgenbild geschlossen werden kann. Diese Zusammenhänge verdeutlichen die Abbildungen 38 und 39.

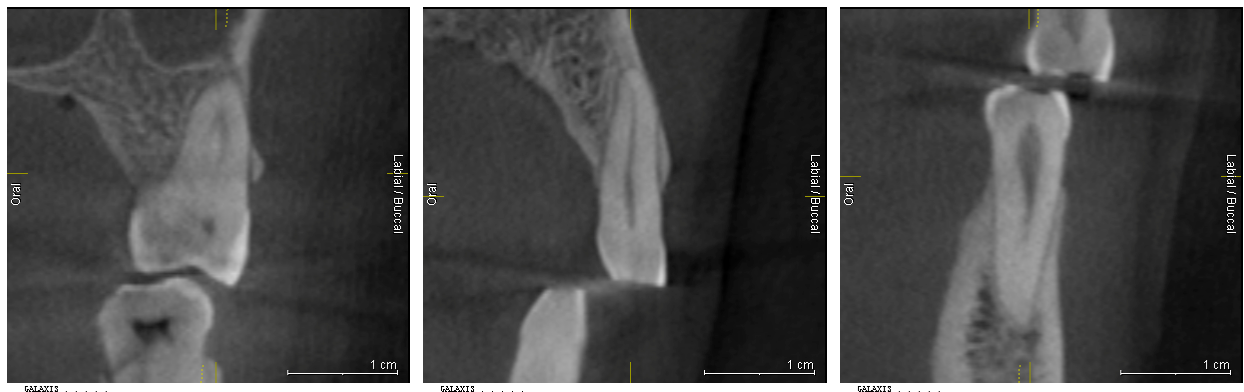


Abb. 37 Korrekte Abbildung des marginalen Knochenverlaufs bei scharfer Darstellung der Wurzeloberfläche

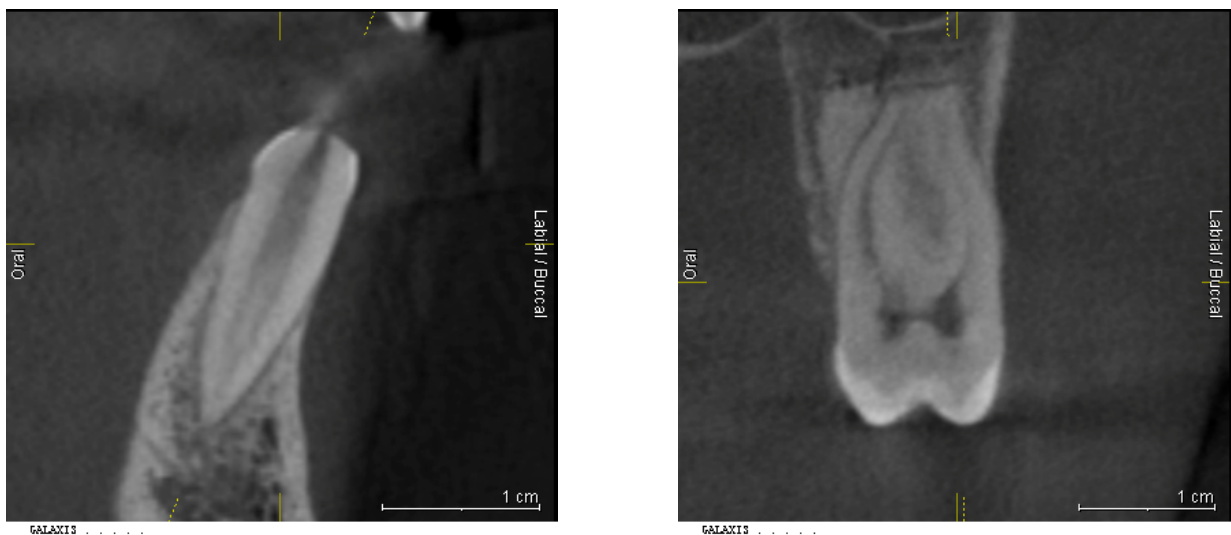


Abb. 38 Überschätzung der Dehiscenz bei unscharfer Darstellung der Wurzeloberfläche

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

5.1.1 Vorbereitung der Schädel

In der vorliegenden Studie wurde die Aussagekraft volumetomographischer Bildgebung in Bezug auf parodontaldiagnostische Fragestellungen untersucht. Aufgrund der hohen Strahlenbelastung sowie der anschließenden Präparation zur Bestimmung der Knochendicke musste auf eine in vivo Untersuchung verzichtet werden. Hieraus ergab sich der Vorteil, dass keine Bewegungsartefakte das Messergebnis beeinflussen konnten.

Zum Einsatz kamen fünf menschliche Schädel, welche für die Simulation realitätsnaher Bedingungen vorbereitet wurden. Die Weichgewebedarstellung im Röntgenbild wurde mithilfe tiefgezogener Kunststoffschalen erreicht, die mit Wasser gefüllt wurden. Bereits in einer Vielzahl wissenschaftlicher Arbeiten haben sich Kunststoff [74, 84, 85] und Wasser [71, 72, 73, 74] als probates Mittel zur Weichgewebesimulation herausgestellt und sind vielfach angewendet worden. Auch in unserer Studie zeigte sich in den Vorversuchen eine deutliche Strahlenschwächung bei den wassergefüllten im Gegensatz zu den leeren Schädelhüllen. Außergewöhnlich an der hier genutzten Methode ist die Präzision, mit der das Gewebe dargestellt werden konnte. Dies wurde erreicht durch das Tiefziehen von Polystyrolplatten über Schädel mit zuvor künstlich angedeutetem Weichgewebe, wodurch ein Abstand der Plastikschaale entsprechend der klinischen Situation am Patienten erreicht wird. Ähnliches versuchten bereits Kaeppler et al., indem sie eine Kunststoffdose erhitzen, sie an die Konturen des Schädels adaptierten und anschließend mit Wasser füllten [86].

Die in den Vorversuchen vergleichsweise durchgeführte Weichgewebesimulation mithilfe von Gelatine hat keinen Unterschied zur Wasserfüllung gezeigt und ist somit in den Hauptversuchen nicht zur Anwendung gekommen.

Die in der vorliegenden Studie angewandten Methoden sollten den klinischen Alltag realitätsnah widerspiegeln. Daher wurde auf die Präparation parodontaler Defekte verzichtet, wie sie in vielen Arbeiten durchgeführt wurden [1, 11, 40]. Schattmann et al. untersuchten selbst präparierte knöcherne Dehiszenzen und Fenestrationen in verschiedenen Auflösungen. Eine Weichgewebesimulation fand nicht statt [11]. Misch

et al. führten ebenfalls vor Untersuchungsbeginn Defektpräparationen durch, welche anschließend in unterschiedlichen bildgebenden Verfahren bewertet wurden [40]. In den angeführten Untersuchungen wurde die hohe Genauigkeit der volumetomographischen Aufnahmen beschrieben. Dieses Verfahren lässt eine definierte und standardisierte Vermessung zu, entspricht jedoch nicht den klinischen Verhältnissen. Natürlich entstandene parodontale Defekte sind unregelmäßig geformt und flach auslaufend. Zudem sorgt das umliegende Weichgewebe für die Abschwächung und Streuung der Röntgenstrahlen, wodurch die genaue Detektion des Knochenrandes zusätzlich erschwert wird.

5.1.2 Bildgebung mittels digitaler Volumetomographie

Die Röntgenaufnahmen erfolgten an dem Gerät GALILEOS comfort (Sirona Dental GmbH, Bensheim, Deutschland), das mit einer fixen Röhrenspannung von 85 kV und Stromstärke von 7 mA arbeitet. Dies reduzierte in der vorliegenden Untersuchung die veränderbaren radiologischen Parameter auf die Belichtungszeit. Der Einfluss der Spannung auf die Bilddarstellung wäre jedoch ebenfalls von Interesse gewesen, da diverse wissenschaftliche Arbeiten gezeigt haben, dass eine verringerte Härte der Strahlung den Kontrast filigraner Strukturen verbessern kann [44, 47].

Die vom Hersteller angegebene effektive Dosis von 29 μSv bei 21 mAs ist wenig aussagekräftig, da eine längere Belichtungszeit für die präzise Darstellung der Knochenstrukturen notwendig ist. Pauwels et al. verglichen 2012 mithilfe von Thermolumineszenzdosimetern die Dosisbelastung unterschiedlicher Volumetomographen miteinander. Hierbei zeigte sich die Größe des Aufnahmefeldes als ausschlaggebend für die effektive Dosis. Für Geräte mit großem Aufnahmevolumen lag die effektive Dosis zwischen 68 und 386 μSv , wobei sich Galileos Comfort mit 84 μSv bei 28 mAs im unteren Bereich befand. Geräte mit kleinem Field of View (FOV) lagen mit 14 bis 44 μSv jedoch noch weit darunter [87]. Die Nutzung besonders kleiner Aufnahmefelder wird in der Literatur kontrovers diskutiert. So wird die Dosis zwar reduziert, aber nicht äquivalent zum abgebildeten Volumen. Hinzu kommt mitunter die Schwierigkeit der exakten Patientenpositionierung, was nicht selten eine Wiederholung der Aufnahme und eine entsprechend höhere Strahlenbelastung zur Folge haben kann [26]. Darüber hinaus zeigen aktuelle Messungen, dass die effektive Dosis bei Aufnahmen mit einem kleinen FOV durchaus über solchen mit einem Volumen von

(15x15x15) cm³ liegen kann [88]. Doch auch deutlich gegenteilige Ergebnisse deuten darauf hin, wie wichtig die Wahl eines geeigneten Gerätes ist. Lukat et al. konnten beim Kodak 9000[®] (Carestream, Rochester, NY) mit einem FOV von 50x37 mm eine über 10-fache Dosisreduktion gegenüber dem Hitachi CB MercuRay (Hitachi Medical Systems, Tokyo, Japan) ermitteln [89].

Zudem spielt die Bildqualität eine wichtige Rolle bei der Auswahl eines geeigneten Gerätes. Hierbei konnte in einer weiteren Studie von Pauwels et al. (2012) eine große Variation zwischen den verschiedenen Herstellern gezeigt werden. Galileos lag bei der Bewertung von Bildauflösung und Kontrast im unteren Drittel des Rankings [90]. Ein ähnliches Ergebnis erhielten Hassan et al. (2010) bei der Diagnostik vertikaler Wurzelfrakturen mithilfe fünf verschiedener Volumetomographen [91], während in der Studie von Algerban et al. (2011) wiederum eine besonders gute Bildqualität für Galileos im Vergleich mit anderen Geräten ermittelt werden konnte [92]. Bei allen genannten Studien muss festgestellt werden, dass die Vergleichbarkeit der Geräte aufgrund verschiedener Voxelgrößen und Aufnahmeprotokolle eingeschränkt ist. Galileos wurde stets bei einer Voxelgröße von 0,3 mm getestet, sodass eine vergleichbare Aussage im Detailvolumen (0,15 mm) nicht getroffen werden kann.

Als deutlicher Nachteil des genutzten Gerätes hat sich ergeben, dass im Modus des Detailvolumens keine Einstellung der Zahnachse möglich war. Zumeist waren weitestgehend präzise Messungen möglich, da die Zähne in den meisten Fällen annähernd axial zur Bezugsebene ausgerichtet waren. Dennoch müssen die erhobenen Daten in dieser Ansicht als Näherungswerte betrachtet werden.

Der Detektor des Volumetomographen funktioniert nach dem Prinzip des Röntgenbildverstärkers, was eine gute Bildqualität bei vergleichsweise geringer Strahlendosis gewährleistet [70].

Für die Vorversuche wurden Aufnahmen in allen einstellbaren Belichtungszeiten angefertigt. Die stabile Aufhängung der Schalenkonstruktion und die Fixierung durch die Kinnstütze gewährleisteten dabei eine reproduzierbare Ausrichtung der Schädel.

Nach der digitalen Rekonstruktion des Bildes erfolgten die Vermessungen mithilfe der systemeigenen Software Galaxis Version 1.7.3777.

5.1.3 Parodontale Vermessungen

Um realitätsnahe Vermessungen durchzuführen, wurde in der vorliegenden Untersuchung ausschließlich die natürlich entstandene Knochenmorphologie vermessen. Hierbei wurden 128 Messpunkte an 104 Zähnen untersucht, an 34 Dehiszenzen (26,6 % aller Messpunkte) und 7 Fenestrationsen vorlagen.

Es zeigte sich, dass Dehiszenzen mit 62 Prozent häufiger im Unterkiefer und mit 68 (von 3 nach 3) bzw. 79 (von 4 nach 4) Prozent vermehrt im anterioren Bereich anzutreffen waren. Real vorhandene Fenestrationsen fanden sich ausschließlich im Oberkiefer. Eine entsprechende Verteilung von Knochendefekten sind auch in anderen Arbeiten beschrieben worden. Rupprecht et al. veröffentlichten zu diesem Thema 2001 eine Studie. Sie untersuchten 146 Schädel auf vorhandene Dehiszenzen und Fenestrationsen. 40,4 Prozent der untersuchten Schädel wiesen Dehiszenzen auf, mit 12,9 Prozent am meisten betroffen waren die Eckzähne des Unterkiefers. Fenestrationsen traten bei 61,6 Prozent der Schädel auf, am häufigsten an den ersten Oberkiefer-Molaren (37,0%). Insgesamt traten Dehiszenzen deutlich häufiger im Unterkiefer auf (67%), während Fenestrationsen mit 58 Prozent am häufigsten im Oberkiefer vorkommen. Zudem stellten sie fest, dass eine deutliche Korrelation zwischen dem Auftreten von Knochendefekten und dünnem parodontalen Knochen existiert [59].

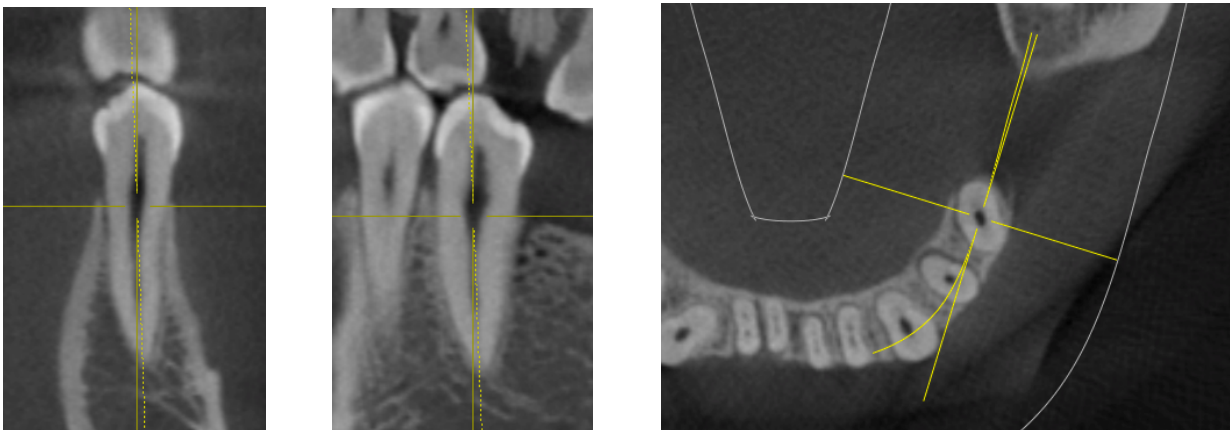
Auch weitere Arbeiten belegen die Häufung vestibulärer Dehiszenzen bei Unterkiefer-Eckzähnen (Mostafa et al. 2009) und von Fenestrationsen im Oberkiefer (75%, Nimigean et al. 2009) [93, 94].

Bei der Vermessung wurde sowohl am Schädel als auch im Röntgenbild die zumeist deutlich erkennbare Schmelz-Zement-Grenze als Referenzlinie genutzt. Dieses Vorgehen hat sich in diversen Studien bewährt [40, 55, 60]. Vereinzelt nicht exakt zu beurteilende Übergänge wurden in die Untersuchungen einbezogen. Es erfolgte jedoch auch eine zusätzliche Auswertung ohne die fraglichen Messwerte. Eine manuell geschaffene Referenzebene durch Abtragung des okklusalen Reliefs [1, 11] ist eine weitere Variante, die jedoch wiederum außerhalb der Möglichkeiten in der klinischen Realität liegt.

Wie in Kapitel 2.3 beschrieben, zeigte sich nach der Vermessung sämtlicher Volumentomogramme in den Vorversuchen die mangelhafte Aussagekraft der Aufnahmen mit kürzeren Belichtungszeiten (7, 14 und 21 mAs), sodass in den Hauptversuchen nur die Aufnahmen mit den klinisch relevanteren und verwertbaren 35 und 42 mAs genutzt wurden. Um die Beeinflussung der Ergebnisse durch die Erinnerung an vorherige Messungen zu minimieren, wurden sie in einem Abstand von jeweils etwa acht Wochen durchgeführt.

Die Vermessungen erfolgten nach dem in Kapitel 2.4 beschriebenen Prinzip mit besonderer Beachtung der Zahnachse in allen drei Raumebenen, wodurch die standardisierte und somit reproduzierbare Ausrichtung in allen Messungen gewährleistet war. Schon in den Vorversuchen hatte sich die korrekte Einstellung der Zahnachse als äußerst wichtig erwiesen. Vor allem in der Horizontalen, insbesondere bei rotiert stehenden Zähnen, ist die Ausrichtung, auch softwarebedingt durch die am Panorama orientierte Darstellung, besonders fehleranfällig, und schon geringe Abweichungen von der Zahnachse können das Messergebnis verfälschen und zu Fehleinschätzungen führen. Somit ist eine korrekte Einstellung der Achse für eine präzise Diagnostik vestibulärer Knochenverhältnisse von besonderer Wichtigkeit. Hierbei spielt jedoch auch der Zeitfaktor im klinischen Alltag eine Rolle, da die exakte parodontale Auswertung bei einem vollbezahnten Patienten bis zu einer Stunde in Anspruch nehmen kann. Dieser Zeitaufwand für die Erstellung eines PA-Status erscheint unter Berücksichtigung wirtschaftlicher Aspekte sehr hoch.

Mögliche Fehleinschätzungen bei der Einstellung der Zahnachse verdeutlicht Abb. 40.



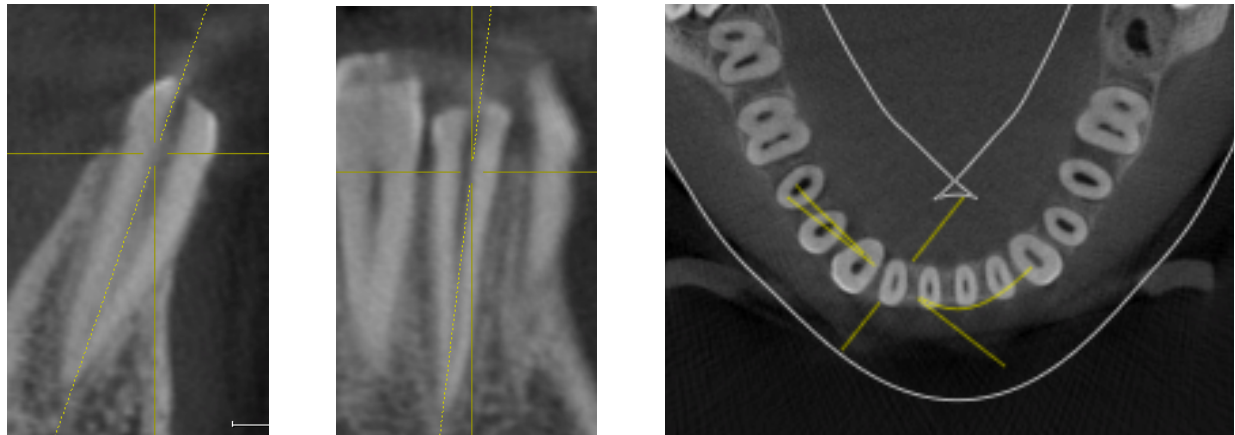


Abb. 39 Einstellung der Achse in der Transversalen (links), Sagittalen (Mitte) und Horizontalen (rechts), während die Einstellung zunächst korrekt erscheint, zeigt sich in der horizontalen Ebene die Abweichung von der Zahnachse.

Um den Einfluss der Voxelgröße auf die Genauigkeit der Darstellung des Knochenverlaufs zu ermitteln, wurden Detailvolumina generiert. In diesem Modus wurden nur Zähne untersucht, bei denen eine Differenz von mindestens einem halben Millimeter zwischen der Messung im Standardmodus und dem Referenzwert bestand. Somit bestand die Möglichkeit, im direkten Vergleich Rückschlüsse auf eventuelle Verbesserungen zu ziehen und gleichzeitig schon Hypothesen zum Einfluss der Knochendicke bei der Betrachtung in unterschiedlichen Auflösungen stellen zu können. Hierbei ergab sich jedoch das bereits angesprochene Problem der Achseneinstellung, die im Detailvolumen bei dieser Software nicht möglich ist. Daher konnten von den 32 Messpunkten nur 21 präzise ausgewertet werden, wodurch die Aussagekraft eingeschränkt ist.

Zur Bewertung der Genauigkeit der Volumentomogramme bei der Darstellung der vestibulären Knochenmorphologie musste deren reales Ausmaß bekannt sein. Die Referenzmessungen an den Schädeln wurden mit einem handelsüblichen Messschieber durchgeführt. Dieses Vorgehen hat sich bereits in diversen ähnlichen Arbeiten bewährt [40, 41, 60, 95].

5.1.4 Mikroskopische Knochendickebestimmung

Zur Bestimmung der Knochendicke wurde zunächst, wie in Kapitel 2.7.1 beschrieben, die Präparation der filigranen Knochenlamellen durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, die Präparationsränder präzise in den Grenzbereich zu legen, in dem im Röntgenbild gerade kein Knochen mehr erkennbar ist, um die Auflösungsgrenze näherungsweise bestimmen zu können.

Die Messung der Knochendicke erfolgte mithilfe eines Stereoauflichtmikroskopes. Wie in vergleichbaren Untersuchungen ersichtlich, stellt es eine geeignete Methode zur präzisen Vermessung filigraner Strukturen dar [1, 11]. Eine Besonderheit in der vorliegenden Studie ist neben der Streckenvermessung die Nutzung der Tiefenschärfe zur Erfassung der Knochendicke. Die Bewegungsstrecke des Mikroskops, die mit einem digitalen Messtaster aufgezeichnet wurde, entspricht demnach dem Abstand zwischen Knochen- und Zahnoberfläche. Abzüglich der Breite des Parodontalspaltess konnte die Knochendicke an zuvor bestimmten Messpunkten berechnet werden.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Vestibuläre Knochenhöhe

Die Analyse der Reliabilität durch Vergleich der jeweils drei durchgeführten Messungen belegte eine hohe Verlässlichkeit der angewandten Methode. Die Reliabilität der jeweils drei Einzelmessungen (Houston) lag mit 0,991 – 0,994 deutlich über dem von Houston geforderten Wert von 0,97. Ebenso zeigte der Reliabilitätskoeffizient nach Pearson zur Überprüfung der paarweisen Übereinstimmungen zwischen jeweils zwei Messungen sehr hohe Werte zwischen 0,990 und 0,995.

Zur Auswertung der Messgenauigkeit in Bezug auf die real gemessenen Knochenhöhen wurden die gemittelten Messwerte beider Belichtungszeiten gegenüber den Referenzwerten mithilfe der Varianzanalyse auf ihre Übereinstimmung überprüft. Hierbei ergaben sich geringe, jedoch statistisch signifikante Abweichungen von +0,13 mm (35 mAs) bzw. +0,11 mm (42 mAs) gegenüber den Referenzwerten. Die mittleren Abweichungen der Differenzen lagen bei 0,26 mm (35 mAs) bzw. 0,28 mm (42 mAs). Der Gesamtschwankungsbereich, welcher auch die Ausreißer aufgrund geringer Knochendicke mit einbezieht, lag jedoch mit -0,65 bzw. -0,68 bis +1,6 mm bzw.

+1,94 mm vergleichsweise hoch. Im direkten Vergleich mit den realen Defektausmaßen zeigten die Abweichungen der DVT-Werte häufiger zu große als zu kleine Messwerte. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Mengel et al. (2006) und Vandenberghe et al. (2007) in ihren Studien zur Darstellung parodontaler Defekte im DVT im Vergleich mit den entsprechenden Referenzwerten [96, 97].

Beim direkten Vergleich der Messergebnisse der beiden Belichtungszeiten konnten keine signifikanten Abweichungen festgestellt werden. In einzelnen Messungen war eine Überstrahlung filigraner Knochenlamellen bei der längeren Belichtungszeit (6 s, 42 mAs) erkennbar, während sich jedoch insgesamt eher eine Tendenz zur besseren Darstellung besonders dünner Knochenstrukturen bei dieser Einstellung zeigt.

Die Ergebnisse belegen einerseits eine gute Messgenauigkeit, aber andererseits die Vermutung, dass radiologisch gegenüber der klinischen Realität eine signifikant zu geringe Knochenhöhe dargestellt wird. Diese führt jedoch nur in besonders markanten Einzelfällen bei großen Abweichungen deutlich zu Fehleinschätzungen der parodontalen Verhältnisse mit bis zu +1,60 bzw. +1,94 mm. 70 Prozent der Messwerte bewegen sich in einem Bereich von +/- 0,3 mm, was sich in einem klinisch akzeptablen Rahmen bewegt.

In einer vergleichbaren Untersuchung von Schattmann et al. (2011), bei der Vermessungen zuvor präparierter Defekte im DVT bei unterschiedlichen Bildauflösungen vorgenommen wurden, lagen die mittleren Abweichungen für die Defekthöhen der Dehiszenzen in den hochauflösenden Aufnahmemodi (0,125 und 0,2 mm Kantenlänge) bei unter 0,1 mm (- 0,22 bis + 0,29 für 0,125 mm Voxelgröße), für eine Voxelgröße von 0,25 mm bei 0,17 mm (- 0,02 bis + 0,4 mm) und für 0,3 bzw. 0,4 mm Kantenlänge bei 0,27 bzw. 0,29 mm (+ 0,05 bis + 0,75 mm für 0,4 mm Voxelgröße) [11]. Die mittleren Abweichungen dieser Studie entsprechen annähernd denen der vorliegenden Untersuchung, während die Gesamtschwankung niedriger ist. Als Ursache für die besseren Messungen kommt in Betracht, dass selbst präparierte Defekte vermessen worden, deren Ränder somit gleichmäßig dick und scharfkantig und daher im Röntgenbild deutlich erkennbar waren. Zudem fand keine Simulation von Weichgewebe statt, welches ebenfalls klinisch für eine Beeinträchtigung der Bild Darstellung verantwortlich ist. Somit muss die klinische Relevanz dieser Studie in Frage gestellt werden.

Auch Mengel et al. (2005) konstatierten eine hohe Genauigkeit der DVT bei mittleren Abweichungen von $0,19 \pm 0,11$ mm [1]. Doch auch hier sind die vermessenen Defekte künstlich hergestellt, sodass ebenfalls die Aussagekraft im klinischen Kontext fraglich ist. Auch in ihrer Folgestudie erhielten Mengel et al. (2006) bei der Untersuchung von periimplantär in Schweinekiefern angelegten Defekten sehr präzise Ergebnisse von im Mittel $0,16$ mm Abweichung bei den Knochenhöhen und $0,22$ mm bei den Fenestrationsen (Voxelgröße $0,125$ mm) [96]. Hier kommt hinzu, dass die Defekte an Implantaten präpariert wurden. Eine Beeinträchtigung der Defektdarstellung durch das stark radioopake Implantat ist folglich nicht auszuschließen.

Bei Vandenberghe et al. (2007) lagen die Abweichungen zwischen $0,13$ und $1,67$ mm bei $0,4$ mm Kantenlänge der Voxel. Im Gegensatz zu den anderen genannten Arbeiten wurden hier natürlich entstandene Knochendefekte an zwei menschlichen Schädeln untersucht und die Ergebnisse im DVT mit denen intraoraler Zahnfilme sowie den manuell erhobenen Referenzwerten verglichen [55]. Somit kommt diese Arbeit der vorliegenden Studie sowie der klinischen Realität am nächsten. Auch hier wurden natürlich entstandene Defekte mit Weichgewebe untersucht und die Schmelz-Zement-Grenze als Referenz genutzt. Dies spiegelt sich auch in einem ähnlichen Ergebnisbereich wider.

Auch Leung et al. (2009) untersuchten an 13 Schädeln natürlich entstandene Dehiszenzen und Fenestrationsen. Trotz fehlender Weichgewebesimulation lag die Genauigkeit der Knochenhöhemessung nur bei im Mittel $0,6$ mm (Voxelgröße $0,38$) [60]. In dieser Arbeit wurden die Höckerspitzen bzw. Inzisalkanten als Referenz genutzt. Da bereits leichte Abweichungen der Achse das Ergebnis stark verfälschen können, ist eine Beeinträchtigung der Messgenauigkeit durch dieses Vorgehen nicht auszuschließen. Daneben bestätigte sich jedoch in ihrer Arbeit die hohe Genauigkeit bei der Detektion der Schmelz-Zement-Grenze. Deren Nutzung als Referenzlinie wird in der Literatur häufig kritisiert. In der vorliegenden Studie konnte dies nicht bestätigt werden. 101 von 128 Messpunkten zeigten einen subjektiv scharfen und eindeutig erkennbaren Schmelzrand, an 27 Punkten war dies nicht absolut eindeutig der Fall. Doch auch ohne diese möglicherweise unsicheren Messungen kam es weder numerisch noch statistisch zu einer Verbesserung der Messgenauigkeit, dennoch kann in Einzelfällen eine Beeinträchtigung des Ergebnisses nicht ausgeschlossen werden. Im klinischen Alltag bietet sich jedoch ebenfalls nur die Schmelz-Zement-Grenze als Referenz bei der Vermessung der Knochenhöhe, da ein Abtragen des okklusalen

Reliefs [1, 11] oder Markierungen mit Guttapercha zur besseren Visualisierung, wie sie Mengel et al. nutzten [1], am Patienten nicht möglich sind.

Im Hinblick auf die Darstellungsgenauigkeit sind in der Literatur unterschiedliche Bewertungen bezüglich der klinischen Relevanz zu finden. Während Ballrick et al. (2008) 0,1 mm und Pinsky et al. (2006) 0,2 mm als klinisch unbedeutend einstufen [35, 46], setzen Vandenberghe et al. (2007) und Mol et al. (2004) die Grenze der klinischen Akzeptanz bei einer Abweichung von 0,5 mm [55, 97, 98]. Diese Einschätzung ist jedoch letztendlich abhängig von den jeweiligen diagnostischen Erfordernissen. Für einen Großteil der Indikationen sind auch größere Abweichungen vernachlässigbar, während bei Fragestellungen im Bereich feiner Strukturen bereits geringste Abweichungen entscheidend sein können, wie es in der vorliegenden Studie deutlich wird.

5.2.2 Verlässlichkeit der Defekterkennung

Beim klinischen Vorhandensein von Dehiszenzen zeigte sich rein numerisch eine minimale Verschlechterung der Messgenauigkeit, diese erwies sich jedoch nicht als signifikant. Auch die klinische Relevanz so geringer Abweichungen erscheint fraglich. und somit auch nicht als klinisch relevant. Sowohl die Sensitivität (97,1 bzw. 94,1%) als auch die Spezifität (97,9%) für die Erkennung von Dehiszenzen sind sehr hoch. Dies steht im Widerspruch zu der Arbeit von Leung et al., in der neben einer hohen Spezifität (95%) eine mit 40% sehr geringe Sensitivität ermittelt wurde [60].

Im Gegensatz dazu fällt bei Analyse der Fenestrationsen eine sehr geringe Verlässlichkeit der Darstellung im DVT auf. Alle tatsächliche Fenestrationsen werden zwar erkannt, stellen sich jedoch in der Länge teils stark vergrößert dar. Zudem tragen scheinbare, nur radiologisch dargestellte Fenestrationsen mit einer Größe von 1,2-5,7 mm zur Unsicherheit bei der Diagnostik eines entsprechenden Defekts im DVT bei. Somit liegt die Sensitivität für die Erkennung von Fenestrationsen zwar bei 100 Prozent, die Spezifität mit nur 86% jedoch im Vergleich mit den Dehiszenzen deutlich niedriger.

Auch dieses Ergebnis steht im klaren Widerspruch zu den Ergebnissen von Leung et al., bei denen sowohl die Sensitivität als auch die Spezifität für die Diagnostik von Fenestrationsen bei etwa 80% lagen. Bei den falsch positiven Ergebnissen lag auch die

Knochendicke mit 0,6 mm vergleichsweise hoch. Ein möglicher Anhaltspunkt für die Ursachen könnten die technischen Parameter sein. Bei einer höheren als der hier verwendeten Voxelgröße von 0,38 mm war die verwendete Stromstärke mit 2 mA vergleichsweise gering [60].

Auch in der Studie von Mengel et al. (2005) konnten alle Dehiszenzen und Fenestrationsen identifiziert werden. Die klinische Aussagekraft ist jedoch eher gering, da künstliche Defekte mit Guttaperchamarkierungen betrachtet wurden [1].

Das gleiche gilt für die Arbeiten von Misch et al. [40] und Pinsky et al. [35], die ebenfalls die gute Identifizierbarkeit aller künstlich geschaffenen Defekte konstatierten. Natürlich entstandene Defekte sind unregelmäßig geformt und größtenteils flach auslaufend, sodass deutlich schlechtere Ausgangsbedingungen für die präzise Darstellung im DVT vorliegen, wodurch die klinische Realität jedoch sehr viel besser wiedergespiegelt wird.

Auffällig ist die Häufung von scheinbaren, nur radiologisch vorhandenen Fenestrationsen an bestimmten Zähnen. Mit einem Anteil von 70,6% befinden sich diese im Oberkiefer, der Anteil sämtlicher gemessener Fenestrationsen (realer und scheinbarer) liegt hier sogar bei 79,2%. Insgesamt sind vermehrt obere erste Molaren und erste Prämolaren betroffen.

Aufgrund der geringen Stichprobengröße ist jedoch bezüglich der genauen Größenordnung im Hinblick auf die Gesamtpopulation keine genaue Aussage möglich. Dennoch kann der Schluss gezogen werden, dass bei röntgenologisch sichtbaren Knochenfenestrationsen im DVT für den Betrachter eine große Unsicherheit besteht. Es ist weder ein sicherer Rückschluss auf die Größe einer wahren Fenestration noch überhaupt auf das tatsächliche Vorhandensein eines entsprechenden Defektes am Patienten möglich.

Bestätigung finden diese Ergebnisse in der Literatur, wo anatomische Ursachen und in der Folge die Knochendicke als Begründung für diese Zusammenhänge angeführt werden.

5.2.3 Einfluss der Knochendicke

Da die räumliche Auflösung des Volumentomographen der limitierende Faktor für die Darstellung filigraner Knochenstrukturen ist, spielt die jeweilige Knochendicke eine wichtige Rolle. Die Erkennbarkeitsgrenze liegt hier mit 0,39 mm deutlich höher als in der vergleichbaren Studie von Leung et al. (0,6 mm bei 0,38 mm Voxelgröße) [60].

Durch Bildrauschen, Streuung und Artefakte ist es unmöglich, bei der räumlichen Auflösung den Wert der Voxelgröße zu erreichen, sogar die individuelle Auflösung des Gerätes selbst entspricht nicht der Voxelgröße [43].

Somit wird Knochen, dessen Dicke unter der jeweiligen Auflösungsgrenze liegt, als fehlend dargestellt. Hiermit kann die hohe Anzahl falsch positiv gemessener Knochenfenestrationsen erklärt werden. Dass diese vor allem in der Maxilla auftreten, kann unter anderem dem Umstand geschuldet sein, dass hier der kortikale Knochen eine geringere Dichte als der des Unterkiefers hat [99]. Ein weiterer Grund kann die höhere Prävalenz prominenter Wurzeln im Oberkiefer sein, welche die Dicke des darüber liegenden Knochens stark beeinflussen. Dieser ist tendenziell dünner in Bereichen prominenter Wurzeln [75, 100, 101]. Dieser Effekt kann sich gegebenenfalls durch die Verjüngung des Processus alveolaris in Richtung Nase und Jochbogen noch verstärken.

Den Effekt geringer Knochendicke auf die röntgenologische Darstellung veranschaulichen die folgenden Bilder.

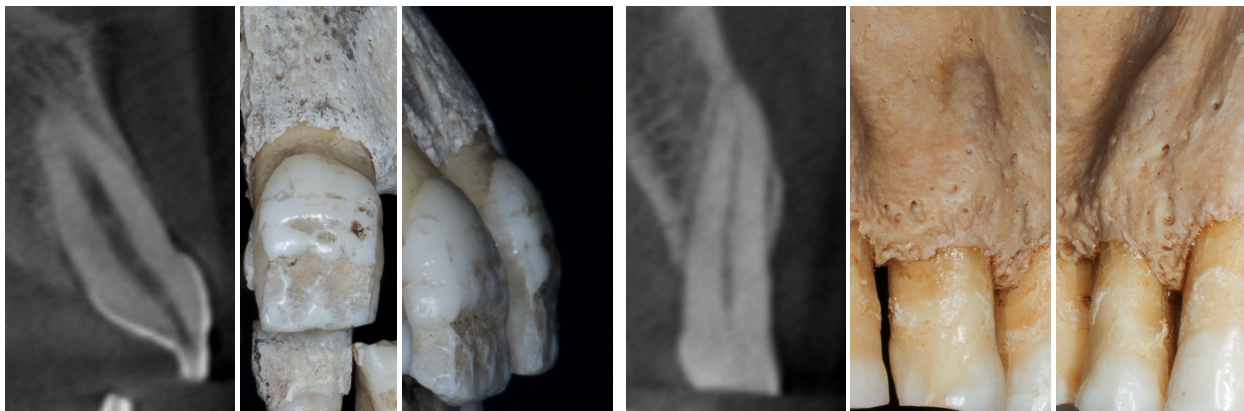


Abb. 40 Gegenüberstellung der röntgenologischen und klinischen Darstellung einer scheinbaren Dehiszenz (links) und einer scheinbaren Fenestration (rechts)

5.2.4 Einfluss der Zahnregion

Beim statistischen Vergleich der Zahnregionen in Bezug auf die Messgenauigkeit im DVT kam es zu keinem signifikanten Ergebnis, hierfür müsste die Stichprobe deutlich größer sein. Dennoch konnte rein numerisch die Tendenz zu einer größeren Ungenauigkeit im Frontzahnggebiet erkannt werden, vor allem im Unterkiefer.

Dies deckt sich mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen. Mol et al. (2008) betrachteten digitale Volumentomogramme von fünf Schädeln im Vergleich mit dem intraoralen Zahnfilmstatus. 146 parodontale Defekte wurden in Sextanten unterteilt vermessen. Sie erhielten deutlich bessere Ergebnisse mit dem DVT für die Seitenzähne als im Frontzahnbereich, sodass sich eine Abhängigkeit der Darstellung von der jeweiligen Zahnregion ableiten lässt [61].

Wie auch bei den Fenestrationsen steht diese größere Ungenauigkeit in direktem Zusammenhang mit der Knochendicke, welche im anterioren Bereich zumeist besonders gering ausgeprägt ist. Auch die Häufung von Dehiszenzen im Frontzahnbereich lässt sich durch diesen Umstand erklären, was mit den Ergebnissen anderer Autoren, die ebenfalls eine deutliche Korrelation zwischen dem Auftreten von Knochendefekten und dünnem parodontalen Knochen beschrieben, einher geht [59].

Neben den dargestellten methodischen und klinischen Einflussfaktoren gibt es auch technische Einflüsse, welche die Genauigkeit der Ergebnisse limitieren können.

5.2.5 Technische Einflussfaktoren

Aus den genannten Aspekten ergibt sich der Einfluss des untersuchten Gewebes und seiner Beschaffenheit. Je filigraner der untersuchte Knochen ist, desto größer ist der prozentuale Fehler bei der Vermessung im DVT [44]. Hinzu kommt außerdem der Aspekt der Dichteunterschiede zwischen den untersuchten Strukturen. Leung et al. (2010) konstatierten die deutlich bessere Erkennbarkeit der Schmelz-Zement-Grenze als die der Knochengrenze, was sie auf den größeren Dichteunterschied zurückführen [60]. Diese Annahme findet Unterstützung durch die Untersuchung von Haaga et al. (1981), die ebenfalls eine Korrelation zwischen niedriger Kontrastauflösung und geringen Dichteunterschieden erkannten [102].

Hierbei spielt der Begriff der Bildqualität eine wichtige Rolle, die sich aus verschiedenen Faktoren zusammensetzt und von verschiedenen Parametern beeinflusst wird. Die Kenngrößen der Bildqualität sind Kontrast, Schärfe und Bildrauschen. Der Kontrast ist abhängig vom Quantenrauschen, von der Strahlenqualität sowie der Objektabsorption und Streustrahlung. Die Schärfe ist von der Größe des Objektdetails, der räumlichen Auflösung sowie Kontrast und Rauschen abhängig. Das Rauschen nimmt mit zunehmender Dosis ab und wird beeinflusst durch die Art und Größe des Detektors und das Quantenrauschen der Röntgenstrahlen. Weitere Einflussfaktoren können

Metallartefakte, Bewegungsartefakte und diesbezüglich auch die Aufnahmedauer und das Patientenalter sein [26, 103].

Viele dieser Parameter machten sich, wie schon beschrieben, in der vorliegenden Untersuchung bemerkbar.

Bei der Veränderung von Kontrast und Helligkeit konnte zwar keine Beeinflussung der Messgenauigkeit festgestellt werden, die Darstellung und somit die (auch subjektiv empfundene) Bildqualität verbesserten sich jedoch.

Eine besondere Rolle spielte die aus der Voxelgröße resultierende Bildauflösung. Von Nachteil war hierbei jedoch wie schon erwähnt, dass die verwendete Software im Detailvolumen keine Einstellung der Achse zuließ. Dennoch konnte eine signifikante Verbesserung der Messgenauigkeit bei einer Kantenlänge von 0,15 mm im Vergleich zu 0,3 mm erkannt werden, bei einer durchschnittlichen prozentualen Verbesserung von bis zu 44% bei den Dehiszenzen und 25% bei den Fenestrationen. Hierbei wurden jedoch nur kleine Stichproben untersucht an Messpunkten, die bei der Vermessung im Standardmodus deutliche Differenzen zur Referenz bzw. scheinbare Fenestrationen und somit entsprechend dünnen Knochen aufwiesen. Daher bestätigt das Ergebnis zwar eindeutig die Hypothese der besseren Messgenauigkeit bei geringerer Voxelgröße, ist jedoch in seiner Höhe nicht auf die Gesamtstichprobe zu übertragen. Die vergleichsweise geringere Verbesserung bei 42 mAs lässt sich auf die bereits schon besseren Ergebnisse der Messungen im Standardmodus zurückführen. Dies könnte im Gegensatz zu dem beschriebenen Überstrahlungseffekt auf eine höhere Messgenauigkeit besonders filigraner Strukturen bei einer längeren Belichtungszeit hinweisen. Auch die Notwendigkeit der korrekten Achseneinstellung bestätigte sich hier ein weiteres Mal. Während die Messgenauigkeit der Dehiszenzen sich nochmals deutlich verbesserte ohne die unsicheren Messungen, fiel ein minimal umgekehrter Effekt bei den Fenestrationen auf. Grund hierfür könnte sein, dass Fenestrationen oftmals nicht entsprechend der Zahnachse ausgerichtet sind und die Vermessung somit nicht so stark von der Achseinstellung beeinflusst wird. Bei Betrachtung der Breite der Fenestrationen zeigte sich entsprechend der Vermessung im Standardmodus eine große Unsicherheit. Diese lässt sich möglicherweise auf die starke horizontale Zahnkrümmung zurückführen.

Auch Schattmann et al. untersuchten 2011 den Zusammenhang der Bildqualität mit den technischen Parametern. Hierbei wurden an Formalin-fixierten menschlichen Mandibeln vestibuläre Knochendefekte präpariert und anschließend radiologisch und

mikroskopisch vermessen. Die digitalen Volumentomogramme wurden mit fünf verschiedenen Voxelgrößen angefertigt. Dabei stellte sich eine Abhängigkeit der Bildqualität von der verwendeten Voxelgröße und von der Knochenstärke der untersuchten Struktur dar. Mit Voxelgrößen von 0,25 mm Kantenlänge und kleiner konnten Knochendicken ab 0,4 mm präzise dargestellt werden. Für Voxelgrößen von 0,3 und 0,4 mm lag die Dicke der erkennbaren Knochenstrukturen bei einer Größe ab 0,6 mm. Zudem wurden die Bildqualität und der Kontrast deutlich schlechter [11].

Eine weitere, die Bildqualität betreffende Aussage ergab sich bei Betrachtung der Wurzeloberfläche an den vermessenen Punkten. Wie in Kapitel 3.7 dargestellt, zeigte sich hierbei ein deutlicher Zusammenhang zwischen der im DVT subjektiv wahrgenommenen Schärfe der Wurzeloberfläche und dem Vorhandensein von Fenestrationsen bzw. Dehiszenzen. Auch wenn die hier aufgestellten Hypothesen ein Hilfsmittel zur Einschätzung der tatsächlichen Knochenverhältnisse sein können, darf keine Verallgemeinerung stattfinden, da sie auf subjektiven Beobachtungen basieren und keine statistische Auswertung möglich war, welche die Signifikanz und somit Übertragbarkeit in den klinischen Alltag hätte belegen können. Zudem gab es Ausnahmen, sodass aus dem Fehlen einer unscharfen Begrenzung nicht sicher auf das Vorhandensein einer Fenestration bzw. aus einer unscharfen Begrenzung nicht sicher auf eine unterschätzte marginale Knochenhöhe geschlossen werden kann. Desweiteren existieren viele weitere mögliche Ursachen für eine solche Unschärfe, wie Bewegungsartefakte, Bildrauschen, Streuung, Moireemuster oder Metallartefakte. Diese Zusammenhänge könnten Ausgangspunkt für weitere Forschungen sein.

5.3 Schlussfolgerung und klinische Relevanz

Entsprechend der einerseits vielfach in der Literatur beschriebenen hohen Aussagekraft der digitalen Volumentomographie [11, 40] und der andererseits geäußerten Zweifel an der Beurteilung labialer Knochenverhältnisse mithilfe der DVT [104] können auch in der vorliegenden Arbeit keine abschließenden Aussagen getroffen werden. Die Messgenauigkeit in der Standardansicht (0,3 mm Voxelgröße) ist gut, die mittleren Differenzen zeigen eine durchschnittlich signifikant größere Messung der Strecken im Röntgenbild verglichen mit den Referenzwerten und somit weniger Knochen als tatsächlich vorhanden ist ($p < 0,001$), was mit +0,13 bzw. +0,11 mm klinisch jedoch

weitestgehend irrelevant ist. Im Vergleich dazu bewegen sich auch die durchschnittlichen Abweichungen von etwa 0,27 mm im Bereich vergleichbarer Studien und in einem klinisch akzeptablen Rahmen. Neben reinen Mittelwertvergleichen spielt jedoch die differenziertere Betrachtung eine besondere Rolle in Bezug klinische Fragestellungen, die zumeist nicht den parodontal gesunden Patienten betreffen. Der mit etwa 30% vergleichsweise hohe Anteil an Abweichungen über 0,3 mm, einzelne deutliche Ausreißer über einen Millimeter Abweichung und die geringe Spezifität bei der Darstellung von Fenestrationen verdeutlichen dies. Es ist erkennbar, dass eine sichere und eindeutige Aussage über die parodontale Knochenmorphologie in einer Vielzahl von Fällen nicht möglich ist. Hierbei spielt die Dicke der filigranen Knochenlamellen die Hauptrolle. Diesbezüglich konnte festgestellt werden, dass die Grenze der Darstellung im Röntgenbild stets leicht oberhalb der entsprechenden Voxelgröße liegt (0,39 mm bei 0,3 mm Kantenlänge, 0,22 mm bei 0,15 mm).

Dennoch zeigt die vorliegende Studie, dass diverse klinische und bildgebende Parameter, wie die Zahnregion und klinisch vorhandene Knochendefekte sowie die Darstellung der Wurzeloberfläche und die Größe der Fenestrationen, im Röntgenbild einen Hinweis auf mögliche radiologische Fehleinschätzungen in Bezug auf die realen klinischen Knochenverhältnisse geben können. Frontzähne, insbesondere im Unterkiefer, und Zähne mit klinisch vorhandenen Dehiszenzen zeigen hier überdurchschnittliche Abweichungen, was auch wiederum auf die Knochendicke zurückzuführen ist, die an diesen Zähnen zumeist geringer ist. Dementsprechend konnte bestätigt werden, dass eine kleinere Voxelgröße aufgrund der besseren Auflösung zu größerer Verlässlichkeit der Diagnostik im Röntgenbild führt. Zudem liegt eine weitere Möglichkeit, die Verlässlichkeit des dargestellten Defekts abzuschätzen, in der Beurteilung der Wurzeloberfläche. Zeigt sich diese in dem fraglichen Bereich eher unscharf, kann dies ein Hinweis auf tatsächlich vorhandenen, jedoch im Röntgenbild nicht dargestellten Knochen sein. Insbesondere bei sehr kleinen im Röntgenbild dargestellten Fenestrationen liegt die Vermutung nahe, dass sie tatsächlich klinisch nicht vorhanden sind.

Die klinische Relevanz dieser Untersuchung muss ebenso wie die Ergebnisse differenziert betrachtet werden. Während minimale Ungenauigkeiten der Knochenhöhe im Zehntel-Millimeter-Bereich, wie sie statistisch signifikant festgestellt werden konnten, die parodontale Diagnostik nicht beeinflussen, ergibt sich ein anderes Bild, wenn

aufgrund zu dünnen Knochens mehrere Millimeter Knochenabbau vorgetäuscht werden. Hier können die genannten Differenzierungsmöglichkeiten hilfreich sein, um Fehleinschätzungen vorzubeugen.

Auch das Vorhandensein von Fenestrationsen sollte in der Parodontologie kritisch überwacht werden. An den betroffenen Zähnen sollte der Erhaltung des Parodontiums ganz besondere Aufmerksamkeit zukommen, da ein Fortschreiten der Dehiszenz zum Durchbruch des Knochens in Richtung der apikal gelegenen Fenestration und somit zu einer plötzlichen und starken Vergrößerung der Knochentasche führen kann. Neben einer Fehlinterpretation der Ursache als Längsfraktur der Wurzel birgt dieser Prozess auch die Gefahr der Entstehung einer Paro-Endo-Läsion mit primär parodontaler Ursache in sich, welche die Prognose eines Zahnes zumeist erheblich einschränkt [105, 106].

In der Kieferorthopädie kann die Einschätzung der bukkalen Knochendicke ebenfalls therapierelevant sein. Ob die Defekte jedoch tatsächlich vorhanden oder nur vorgetäuscht sind, wird hier keinen entscheidenden Einfluss haben, da auch die Knochendicke bei fälschlich radiologisch diagnostizierten Fenestrationsen und Dehiszenzen zu gering für weitere Zahnbewegungen nach vestibulär ist. Und auch für die prothetische Versorgung eines Patienten sind Quantität und Qualität des marginalen Knochens von großer Bedeutung. Je weniger Attachment ein Zahn hat, als desto schlechter ist seine Pfeilerwertigkeit zu betrachten. Zudem kommt es nach jeder Extraktion eines Zahnes zu einer Atrophie des Knochens in unterschiedlichem Ausmaße. Diese ist umso ausgeprägter, je dünner der Knochen der Alveolenwände ist, was gegebenenfalls entscheidend für die Durchführung einer Socket Preservation sein kann. Doch auch hier spielen einzelne Abweichungen in der röntgenologischen Darstellung für die Therapieentscheidung keine Rolle in dem Wissen, um welchen geringen Bereich es sich hierbei handelt.

Bei Betrachtung der beschriebenen Zusammenhänge sollte die Aussage von Misch et al., die direkte Sondierung könnte in vielen Fällen ausreichend sein und in Bezug auf die Problematik der geringen Knochendicke sogar eine größere Sicherheit bieten bei Vermeidung der Strahlenbelastung, erneut überdacht werden [40]. Die effektive Dosisbelastung einer DVT-Aufnahme liegt derzeit nach ICRP 2007 je nach Gerät zwischen dem 3- und 44-Fachen einer Panoramaaufnahme [22]. Hinzu kommt, dass die notwendige präzise Einstellung der Achse jedes einzelnen Zahnes in allen drei Ebenen äußerst zeitaufwändig ist und für einen vollbezahnten Kiefer bis zu einer

Stunde dauern kann. In diesem Zusammenhang stellt sich auch die Frage nach der Wirtschaftlichkeit im Praxisalltag.

Die digitale Volumetomographie stellt somit kein geeignetes Instrument zur routinemäßigen parodontalen Diagnostik und Therapieplanung dar. In Einzelfällen kann sie jedoch insbesondere für komplexe Fragestellungen bei der Darstellung von Furkationsdefekten oder Knochentaschen bei der Therapieentscheidung hilfreich sein und präzise Ergebnisse liefern, wenn die zweidimensionale Diagnostik keine ausreichenden Informationen bietet.

Bei der Entscheidung für die Anfertigung eines DVT sollte die sorgfältige Auswahl eines geeigneten Gerätes und Aufnahmeprotokolls in Bezug auf die jeweilige medizinische Indikation erfolgen. Eine Schlüsselrolle kommt hierbei der Voxelgröße zu, die für eine optimale Auflösung zur Darstellung der filigranen Knochenstrukturen möglichst gering sein sollte. Die breit gestreute effektive Dosis, Bildqualität und Größe der Aufnahmefelder unterschiedlicher Geräte macht eine präzise Abwägung im Hinblick auf den größtmöglichen diagnostischen und therapeutischen Nutzen der Aufnahme bei minimaler Strahlenbelastung nötig.

6 Literaturverzeichnis

1. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital Volume Tomography in the Diagnosis of Periodontal Defects: An In Vitro Study on Native Pig and Human Mandibles. *J Periodontol* 2005;76(5):665-673.
2. Besimo C, Lambrecht JT, Nidecker A. Dental implant treatment planning with reformatted Computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1995;24(4):264-267.
3. Youssefzadeh S, Gahleitner A, Bernhart D, Bernhart T. Konventionelle Dentalradiologie und Zukunftsperspektiven. *Radiologe* 1999;39:1018-1026.
4. Bou SC, Jacobs R, Flygare L, Quirynen M, van Steenberghe D. Perioperative validation of localisation of the mental foramen. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31(1):39-43.
5. Eley BM, Cox SW. Advances in periodontal diagnosis. 1. Traditional clinical methods of diagnosis. *Br Dent J* 1998;184(1):12-6.
6. Kim TS, Obst C, Zehaczek S, Geenen C. Detection of bone loss with different Xray techniques in periodontal patients. *J Periodontol* 2008;79(7):1141-9.
7. Hümmeke S, Esser E., Vosshans J. Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie. *Quintessenz* 2003;54(10):1105-1112.
8. Kraut RA. Interactive CT diagnostics, planning and preparation for dental implants. *Implant Dent* 1998;7(1):19-25.
9. Feile H, Riediger D, Gustorf-Aeckerle R, Claus C. Die hochauflösende Computertomographie in der Diagnostik verlagerter unterer Weisheitszähne unter besonderer Berücksichtigung der Strahlenbelastung. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* 1991;15:226-231.

10. Shimming R, Eckelt U, Kitter T. The value of coronal computer tomograms in fractures of the mandibular condylar process. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;87(5):632-639.
11. Schattmann S. Dentale Volumetomographie in der Diagnostik vestibulärer parodontaler Defekte. Dissertation 2011. (Accessed August 2014, at [http://www.diss.fu-berlin.de/diss/servlets/MCRFileNodeServlet/FUDISS_derivate_000000009938/Doktorarbeit_Endversion_bibonline.pdf;jsessionid=5FDAD1693FD145EE1B66CCB6F18F77C3?hosts=.](http://www.diss.fu-berlin.de/diss/servlets/MCRFileNodeServlet/FUDISS_derivate_000000009938/Doktorarbeit_Endversion_bibonline.pdf;jsessionid=5FDAD1693FD145EE1B66CCB6F18F77C3?hosts=))
12. Fuhrmann RA, Wehrbein H, Langen HJ, Diedrich PR. Assessment of the dentate alveolar process with high resolution computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1995;24(1):50-54.
13. Fuhrmann RA, Bucker A, Diedrich PR. Assessment of alveolar bone loss with high resolution computed tomography. *J Periodontal Res* 1995;30(4):258-263.
14. Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M. Strahlenexposition bei der digitalen Volumetomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;55:336–9.
15. Hirsch E. 2566 Radiation Exposure by Multi-slice-CT vs. Cone-Beam-CT. The IADR General Session & Exhibition. 2006. (Accessed August 2014, at http://iadr.confex.com/iadr/2006Brisb/techprogram/abstract_83350.htm.)
16. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(4):219-26.
17. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(5):640-645.

18. Coppentrath E, Draenert F, Lechel U. Cross-sectional imaging in dentomaxillofacial diagnostics: dose comparison of dental MSCT and NewTom 9000 DVT. *Rofo* 2008;180(5):340-396.
19. Iwai K, Arai Z, Hashimoto K. Estimation of Effective dose from limited Cone Beam X-Ray CT Examination. *Dental Radiology* 2000;40(4):251-259.
20. Horner K, Rusthon V, Walker A, Tsiklakis K, Hirschmann PN, van der Stelt PF et al. European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. European Commission, 2004. (Accessed August 2014, at http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/136.pdf.)
21. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 2012;380:499–505.
22. Die Empfehlungen der internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007. ICRP-Veröffentlichung 103. Verabschiedet im März 2007. (Accessed August 2014, at http://www.icrp.org/docs/P103_German.pdf.)
23. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8(9):1558-64.
24. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28(4):245-8.
25. Rottke D, Schulze D. Primär- und Sekundärrekonstruktion bei der dentalen digitalen Volumentomographie. *Quintessenz* 2009;60(1):59-66.
26. Zöllner JE, Neugebauer J. Digitale Volumentomographie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. 2. Auflage. Quintessenz Verlag 2013.

27. Sukovic P. Cone Beam Computed Tomography in Dentomaxillofacial Imaging. American Association of Dental Maxillofacial Radiographic Technicians (AADMRT). Newsletter 2004. (Accessed August 2014, at <http://www.aadmrt.com/article-1---2004.html>.)
28. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1984;1:612-619.
29. Leitlinien der DGZMK. S1-Empfehlung: Dentale Volumentomographie (DVT). 2009. (Accessed August 2014, at [http://www.lzkth.de/lzkth2/Ressources.nsf/%28UNID%29719A600307CFB8CAC1257D33007567B1/\\$file/s1_empfehlung_dvt.pdf](http://www.lzkth.de/lzkth2/Ressources.nsf/%28UNID%29719A600307CFB8CAC1257D33007567B1/$file/s1_empfehlung_dvt.pdf).)
30. s2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie, Version Nr. 9 vom 5. August 2013. (Accessed August 2014, at http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/083-005I_S2k_Dentale_Volumentomographie_2013-10.pdf.)
31. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 2007;33:1121-1132.
32. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am* 2008;52:825-841.
33. Michael LH, William CS, James PS, Allan GF. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(6):803-11.
34. Lascalea CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(5):291-4.

35. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:410-6.
36. Loubele M, Van Assche N, Carpentier K. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(4):512-518.
37. Holberg C, Steinhäusler S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations. *J Orofac Orthop* 2005;66:434-44.
38. Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis T, Whaites E. Basic principles for use of dental cone beam CT: consensus guidelines of the European academy of dental and maxillofacial radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:187–95.
39. Fleiner J. Anwendung der dentalen Volumentomographie in der Parodontologie. *Quintessenz* 2012;63(4):503-512.
40. Misch K, Yi E, Sarment D. Accuracy of Cone Beam Computed Tomography for Periodontal Defect Measurements. *J Periodontol* 2006;77(7):1261-1266.
41. Stratemann SA, Juang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofacial Radiology* 2008;37:80–93.
42. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod* 2009;79:150-157.
43. Molen AD. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:130-135.

44. Razavi T, Palmer RM, Davies J, Wilson R, Palmer PJ. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Impl Res* 2010;21:718-725.
45. Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108(6):939-945.
46. Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:573-582.
47. Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:317-327.
48. Eickholz P, Kim TS, Benn DK, Staehle HJ. Validity of radiographic measurement of interproximal bone loss. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998;85:99–106.
49. Visser H. Zeitgemäße parodontologische Röntgendiagnostik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54:64–72.
50. Eickholz P, Hausmann E. Accuracy of radiographic assessment of interproximal bone loss in intrabony defects using linear measurements. *Eur J Oral Sci* 2000;108:70-73.
51. Rees TD, Biggs NL, Collings CK. Radiographic interpretation of periodontal osseous lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971;32:141–153.

52. Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski PV, Mealey BL. Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *J Periodontol* 2009;80:48-55.
53. Walter C, Weiger R, Zitzmann NU. Accuracy of three-dimensional imaging in assessing maxillary molar furcation involvement. *J Clin Periodontol* 2010;37:436–441.
54. Walter C, Weiger R, Dietrich T, Lang NP, Zitzmann NU. Does three-dimensional imaging offer a financial benefit for treating maxillary molars with furcation involvement? – A pilot clinical case series. *Clin Oral Impl Res* 2012;23(3):351–358.
55. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104(3):395-401.
56. Tugnait A, Clerehugh V, Hirschmann PN. The usefulness of radiographs in diagnosis and management of periodontal diseases: a review. *J Dent* 2000;28(4):219-26.
57. Lost C. Depth of alveolar bone dehiscences in relation to gingival recessions. *J Clin Periodontol* 1984;11(9):583-9.
58. Bernimoulin JP, Curilovic Z. Gingival recession and tooth mobility. *J Clin Periodontol* 1977;4:107-14.
59. Rupprecht RD, Horning GM, Nicoll BK, Cohen ME. Prevalence of dehiscences and fenestrations in modern American skulls. *J Periodontol* 2001;72(6):722-9.

60. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137(4):109-119.
61. Mol A, Balasundaram A. In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(6):319-324.
62. Hatcher DC, Aboudara CL. Diagnosis goes digital. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:512–5.
63. Rothe LE, Bollen AM, Little RM, Herring SW, Chaison JB, Chen CS, Hollender LG. Trabecular and cortical bone as risk factors for orthodontic relapse. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(4):476-484.
64. Diedrich P. *Kieferorthopädie II, Praxis der Zahnheilkunde*. 4. Auflage (2000). München/Jena: Urban & Fischer. S. 67-85.
65. Rateitschak H, Wolf F. *Parodontologie*. 3. Auflage (2004). Stuttgart/New York: Thieme. S. 324.
66. Horner K. Guidelines on CBCT for Dental and Maxillofacial Radiology. SEDENTEXCT 2012. (Accessed August 2014, at www.sedentexct.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology.)
67. Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:114-119.
68. Lorenzoni DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, Sant'anna EF. Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. *Int J Dent* 2012;2012:813768.

69. Farman AG. ALARA still applies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100(4):395–7.
70. http://3d-roentgen.ch/Sirona_Galileos_Volumentomographie.htm. (Accessed August 2014.)
71. Price C. The effects of kilovoltage, filtration and cone length on the attenuation of the dental X-ray beam by water. *Dentomaxillofac Radiol* 1981;10:59–63.
72. Attaelmanan A, Borg E, Gröndahl HG. Digitisation and display of intra-oral films. *Dentomaxillofac Radiol* 2000;29:97–102.
73. Borg E, Gröndahl HG. Endodontic measurements in digital radiographs acquired by a photostimulable storage phosphor system. *Endod Dent Traumatol* 1996;12:20–24.
74. McDonnell D, Price C. Effects of niobium filtration and constant potential on the attenuation of dental X-ray beams by water. *Dentomaxillofac Radiol* 1991;20:77–80.
75. Larato DC. Alveolar plate fenestrations and dehiscences of the human skull. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1970;29:816-9.
76. Stahl S, Cantor M, Zwig E. Fenestrations of the labial alveolar plate in human skulls. *J Am Soc Periodontists* 1963;1:99-102.
77. <http://www.germansurplus.de/stock/k140.html8.html>. (Accessed April 2013.)
78. <http://www.zeiss.de/c12567be00459794/Contents-Frame/4ee91233fdb5ccc7c12567c1004b7123>. (Accessed April 2013.)
79. Bortz, J. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. 6. Auflage (2005). Heidelberg: Springer.

80. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986;1(8476):307-10.
81. Dahlberg G. Statistical methods for medical and biological students. Interscience Publications, New York 1940:122-132.
82. Houston WJB. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 1983;83:382-390.
83. Gray, C.D. & Kinnear, P.R. (2012). *IBM SPSS Statistics 19 Made Simple*. New York: Psychology Press.
84. White DR, Martin RJ, Darlison R. Epoxy resin based tissue substitutes. *Br J Radiol* 1977;50:814–821.
85. Falk A, Lindhe JE, Rohlin M, Nilsson M. Effects of collimator size of a dental X-ray unit on image contrast. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:261–266.
86. Kaepler G, Dietz K, Reinert S. Diagnostic accuracy of in vitro panoramic radiographs depending on the exposure. *Dentomaxillofacial Radiology* 2007;36:68-74.
87. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012;81:267-71.
88. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:106–114.
89. Lukat TD, Wong JCM, Lam EWN. Small field of view cone beam CT temporomandibular joint imaging dosimetry. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42(10):20130082.

90. Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walter A, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K; SEDENTEXCT Project Consortium. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012 Jul;114(1):127-35.
91. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PE. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. *J Endod* 2010 Jan;36(1):126-9.
92. Algerban A, Jacobs R, Fieuws S, Nackaerts O, SEDENTEXCT Project Consortium, Willems G. Comparison of 6 cone-beam computed tomography systems for image quality and detection of simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011 Sep;140(3):e129-39.
93. Nimigean VR, Nimigean V, Bencze MA, Dimicevici-Poesina N, Cergan R, Moraru S. Alveolar bone dehiscences and fenestrations: an anatomical study and review. *Rom J Morphol Embryol* 2009;50(3):391-397.
94. Mostafa YA, El Sharaby FA, El Beialy AR. Do alveolar bone defects merit orthodontists' respect? *World J Orthod* 2009;10(1):16-20.
95. Patcas R, Müller L, Signorelli L, Ullrich O, Peltomäki T. Does Cone Beam Computed Tomography depict the anatomical truth? A comparative study on lower anterior alveolar bone. *EOS Abstract Book* 2010:28.
96. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006;77(7):1234-41.
97. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(5):252-60.

98. Mol A. Imaging methods in periodontology. *Periodontol 2000* 2004;34:34-48.
99. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG . Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:30-7.
100. Abdelmalek RG, Bissada NF. Incidence and distribution of alveolar bony dehiscence and fenestration in dry human Egyptian jaws. *J Periodontol* 1973;44:586-8.
101. Edel A. Alveolar bone fenestrations and dehiscences in dry Bedouin jaws. *J Clin Periodontol* 1981;8:491-9.
102. Haaga JR, Miraldi F, MacIntyre W, LiPuma JP, Bryan PJ, Wiesen E. The effect of mAs variation upon computed tomography image quality as evaluated by in vivo and in vitro studies. *Radiology* 1981;138(2):449-454.
103. Ritter L, Mischkowski RA, Neugebauer J, Dreiseidler T, Scheer M, Keeve E, Zöller JE. The influence of body mass index, age, implants, and dental restorations on image quality of cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009 Sep;108(3):e108-16.
104. Kokich VG. Cone-beam computed tomography: have we identified the orthodontic benefits? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137(4):16.
105. Bauriedl S. Langzeitergebnisse nach systematischer Behandlung von Paro-Endo-Läsionen: welche Faktoren bestimmen Erfolg und Misserfolg?. Dissertation 2006. (Accessed August 2014, at <http://publikationen.ub.uni-frankfurt.de/frontdoor/index/index/docId/1551>.)
106. Rotstein I, Simon JH. Diagnosis, prognosis and decision-making in the treatment of combined periodontal-endodontic lesions. *Periodontol 2000* 2004;34:165-20

7.1 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Margaretha Bessenroth, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: *Einfluss klinischer und bildgebender Parameter auf die Genauigkeit der Darstellung knöcherner parodontaler Strukturen in der digitalen Volumentomographie* selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

7.2 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

7.3 Danksagung

Für die freundliche Überlassung des Themas dieser Arbeit möchte ich mich an dieser Stelle bei meiner Betreuerin OÄ Dr. Christiane Nobel sowie Frau Prof. Andrea-Maria Schmidt-Westhausen bedanken.

Mein aufrichtiger Dank gilt außerdem meinem lieben Kollegen und Freund Matthias Schimank für die gemeinsame Planung und Durchführung der Tiefziehaktion, dem Institut für Anatomie der Charité für die Leihgabe der Schädel, Fabian Grasse und der Bundesanstalt für Materialforschung (BAM, Berlin Steglitz) für die Unterstützung bei der Knochendickemessung und die Bereitstellung des Stereomikroskops sowie Gisela Fluck, die mir bei der statistischen Auswertung mit Rat und Tat zur Seite stand.

Meinen Eltern danke ich herzlich für ihre liebevolle Unterstützung durch die Höhen und Tiefen der vergangenen Jahre.