Aus der Abteilung für Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Dentale Volumentomographie in der Diagnostik

vestibulärer parodontaler Defekte

Experimentelle Untersuchungen an Formalin - fixierten menschlichen Unterkiefern

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Zahnärztin Stefanie Schattmann

aus Berlin

Gutachter:

1. Prof. Dr. Dr. R. J. Radlanski

- 2. Prof. Dr. Dr. R. Fuhrmann
- 3. Prof. Dr. Dr. H. Wehrbein

Datum der Promotion: 18.11.2011

Meinen Eltern, in großer Dankbarkeit für Ihre Liebe und Unterstützung.

Inhaltsverzeichnis

1	1 Einleitung	6
	1.1 Aufbau des Parodonts	7
	1.2 Formen und Ursachen vestibulärer Knochenläsi	ionen10
	1.3 Bildgebende Diagnostik parodontaler Defekte	13
	1.4 Dentale Volumentomographie in der Diagn	ostik parodontaler
	Defekte	16
2	2 Fragestellung	22
3	3 Material und Methoden	23
	3.1 Studiendesign	23
	3.2 Verwendete Materialien und deren Anwendung	23
	3.2.1 Material	23
	3.2.2 Vorbereitung der Kiefer	24
	3.2.3 Präparation der Knochendefekte	25
	3.2.4 Präparation der Sägeschnitte	26
	3.3 Untersuchungen mittels dentaler Volumentomo	graphie27
	3.3.1 Defekthöhe in Abhängigkeit von Defektart un	d Bildauflösung28
	3.3.2 Defektbreite in Abhängigkeit von Defektart ur	nd Bildauflösung31
	3.3.3 Defekttiefe in Abhängigkeit von Defektart und	d Bildauflösung34
	3.3.4 Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Bil	ldauflösung35
	3.3.5 Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Kr	nochendicke37
	3.3.6 Dehiszenzen in der 3D- Rendering-Software	
	3.3.7 Fenestrationen in der 3D-Rendering-Softwar	e38
	3.4 Mikroskopische Vermessung und Erhebung der	Referenzwerte39
	3.5 Statistische Analyse	42
4	4 Ergebnisse	44
	4.1 Fehlerberechnung	44
	4.2 Defekthöhe in Abhängigkeit von Defektart und E	Bildauflösung44
	4.2.1 Defekthöhe der Dehiszenzen	44
	4.2.2 Defekthöhe der Fenestrationen	47
	4.3 Defektbreite in Abhängigkeit von Defektart und	Bildauflösung49
	4.3.1 Defektbreite der Dehiszenzen	50
	4.3.2 Defektbreite der Fenestrationen	

	4.4 Defek	ttiefe in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung	55
	4.4.1	Defekttiefe der Dehiszenzen	55
	4.4.2	Defekttiefe der Fenestrationen	57
	4.5 Defek	tdarstellung in Abhängigkeit von der Bildauflösung	60
	4.5.1	Allgemeine Betrachtung der Darstellbarkeit der Defektparameter.	60
	4.5.2	Allgemeiner Vergleich der Messdaten mit den Referenzwerten	62
	4.6 Defek	tdarstellung in Abhängigkeit von der Knochendicke	63
	4.7 Dehis	zenzen in der 3D-Rendering-Software	68
	4.8 Fenes	strationen in der 3D-Rendering-Software	71
5	Diskussie	on	74
	5.1 Disku	ssion der Methoden	74
	5.1.1	Verwendete Materialien und deren Anwendung	74
	5.1.2	Untersuchungen mittels dentaler Volumentomographie	75
	5.1.3	Mikroskopische Vermessung und Erhebung der Referenzwerte	75
	5.1.4	Statistische Analyse	76
	5.2 Disku	ssion der Ergebnisse	77
	5.2.1	Defekthöhe in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung	77
	5.2.2	Defektbreite in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung	79
	5.2.3	Defekttiefe in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung	80
	5.2.4	Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Bildauflösung	81
	5.2.5	Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Knochendicke	82
	5.2.6	Dehiszenzen in der 3D-Rendering-Software	83
	5.2.7	Fenestrationen in der 3D-Rendering-Software	84
	5.3 Relev	anz für den klinischen Alltag	84
6	Zusamme	enfassung	87
7	Abstract.		89
8	Literatury	/erzeichnis	91
9	Anhang		104
	9.1 Abkü	rzungsverzeichnis	104
	9.2 Liste	der verwendeten Materialien	106
	9.3 Dank	sagung	107
	9.4 Leber	nslauf	108
	9.5 Eides	stattliche Erklärung	109

1 Einleitung

In der zahnärztlichen Praxis ist die bildgebende Diagnostik zur Beurteilung von Anatomie und pathologischen Prozessen oraler Strukturen ein wichtiges und unentbehrliches Element der präzisen Befundaufnahme. Gemäß der "Unterrichtung der Bundesregierung über Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2005" werden jährlich 35,6 % aller röntgenologischen Untersuchungen in Deutschland in der zahnärztlichen Praxis gefertigt [101]. Einzelzahnfilme und Panoramaschichtaufnahmen zählen dabei noch zu den radiologischen Standardverfahren.

Das vorrangige Ziel der bildgebenden Untersuchung ist für den Behandler das Verständnis der "anatomic truth" [16, 32], das heisst der individuellen dreidimensionalen Anatomie seines Patienten. Dessen ungeachtet beschränken sich die oben genannten Routineverfahren auf eine Darstellung der abgebildeten Regionen in lediglich zwei Eine hinreichende Beurteilung der anatomischen Gegebenheiten für Ebenen. komplizierte chirurgische Fragestellungen, Implantatplanungen oder Diagnostik der kraniomandibulären Strukturen gestaltet sich häufig schwierig. Zudem gibt es zahlreiche Aspekte, die die Aussagekraft und Genauigkeit dieser Aufnahmen nur eingeschränkt gelten lassen. Durch Überlagerungen aufgrund von Summationseffekten sind einzelne Details nicht präzise abgebildet, verschleiert oder sogar unkenntlich [77]. Ferner können die das Gewebe durchdringenden Strahlen nur diejenigen filigranen Strukturen deutlich aufzeigen, die im Strahlengang liegen. Dies wird am Beispiel vestibulärer oder oraler Alveolenwände ersichtlich, die aufgrund ihrer geringen Knochendicke nicht beurteilbar sind und für den Betrachter unsichtbar bleiben [77]. Folglich ist es in der Diagnostik parodontaler Strukturen mithilfe von Panoramaschichtaufnahmen oder Zahnfilmen schwierig, das tatsächliche Ausmaß einer Knochenresorption und den Schweregrad knöcherner Läsionen richtig einzuschätzen.

Das Streben nach einer dreidimensionalen Röntgentechnik, die einen Kompromiss zwischen dem hohen Aussagegehalt computertomographischer Aufnahmen und der geringen Strahlenbelastung der bildgebenden Verfahren des zahnärztlichen Alltages findet, führte Ende der 90er Jahre zur Einführung der dentalen Volumentomographie (DVT), im Englischen auch als Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) bezeichnet. Je nach Aufnahmeprotokoll werden hier Strahlendosen ähnlich denen einer Full Mouth Series oder zweier Panoramaschichtaufnahmen erreicht [57, 94]. In den Bereichen Oralchirurgie, Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, Implantologie, Kieferorthopädie und Funktionsanalyse hat sich die DVT bereits für die Therapieplanung und Diagnostik etabliert und viele neue Optionen eröffnet. Die Genauigkeit und Detailtreue der Technik wurde bereits in vielen Studien an unterschiedlichen Gerätetypen untersucht. Einige Autoren stellten dabei keine statistisch signifikanten Abweichungen von den tatsächlichen anatomischen Dimensionen fest [62]. Andere beschrieben die

Unterschiede im Vergleich mit der *"anatomic truth"* zwar als statistisch bedeutend, klinisch jedoch als nicht relevant [50, 81].

In der letzten Zeit wächst das Interesse, die DVT zur Darstellung filigraner Hartgewebsstrukturen zu verwenden, um bisher nicht bildgebend erfassbare Aspekte wie die vestibuläre oder orale Knochenmorphologie detailliert beurteilen zu können [71]. In der Parodontologie erhofft man sich die Möglichkeit, dadurch einen pathologischen Knochenprozess in seinem tatsächlichen Ausmaß röntgenologisch zu erfassen. Auch für die Kieferorthopädie ist diese Überlegung interessant, da sie ein diagnostisches Konzept in Aussicht stellt, das tatsächliche Knochenangebot vor, während und nach der Behandlung zu beurteilen und so der Provokation von mukogingivalen und parodontalen Schäden durch die Behandlung vorzubeugen [71]. Ziel der vorliegenden Studie ist es, einen modernen dentalen Volumentomographen hinsichtlich eben dieser Indikationen zu testen und dabei Mindestanforderungen für die Knochenstärke der abzubildenen Strukturen sowie für die gewählte Bildauflösung aufzustellen.

1.1 Aufbau des Parodonts

Der Begriff Parodont umfasst vier verschiedene Hart- und Weichgewebe, die in ihrer Gesamtheit den sogenannten Zahnhalteapparat bilden (Abb. 1): die Gingiva, das Wurzelzement, den Alveolarknochen sowie das die beiden letzteren Strukturen verbindende Desmodont ("periodontal ligament"). Man betrachtet diese biologisch, funktionell und auch entwicklungsgeschichtlich als eine Einheit. Ihre Hauptaufgaben liegen in der Verankerung der Zähne im Knochen, der Dämpfung der mastikatorischen Kräfte, der immunologischen Abwehr sowie der Sicherung der Kontinuität der Oberflächenauskleidung der Mundhöhle [91].



Abb. 1 Aufbau des Parodonts [111]

Gingiva:

Der Rand der gesunden Gingiva verläuft girlandenförmig parallel zur Schmelz-Zement-Grenze. Papillenartig füllt sie den Interdentalraum aus und läuft gegen den Kontaktpunkt koronal spitz zu. Sie ist blassrosa, unverschieblich mit keratinisierter Oberfläche und kann orangenähnlich gestippelt sein [91, 111]. Die Gingiva bedeckt, vestibulär beginnend an der mukogingivalen Grenzlinie (MGL), die koronalen Abschnitte des Alveolarfortsatzes. Jenseits der MGL geht sie kontinuierlich in die auskleidene Mukosa über. Im Oberkiefer fehlt die mukogingivale Grenzlinie in den palatinalen Abschnitten, sodass die Gingiva in diesem Bereich zur nicht beweglichen, keratinisierten Gaumenschleimhaut gehört [91]. Sie ist somit sowohl als ein Teil der Mundschleimhaut, gleichzeitig aber auch als peripherster Teil des Parodonts zu betrachten. Dabei ist eine Unterscheidung in die freie, marginale Gingiva mit einer Breite von ca. 1,5 mm, die befestigte Gingiva mit stark variierender Breite und die interdentale Gingiva möglich [53, 91]. Die Gingiva besteht aus drei unterschiedlichen Gewebeanteilen: dem Saumepithel, dem oralen Epithel und der Lamina propria [111]. Jeweils am Zahnhals endend umschließt sie die Zähne und bildet mithilfe eines epithelialen Ringes, dem Saumepithel, den sogenannten Epithelansatz. Dieser ermöglicht durch seine Hemidesmosomen die Haftung der Gingiva an der Zahnoberfläche, gewährleistet die kontinuierliche Auskleidung der Mundhöhle und wird ständig erneuert. Das Saumepithel ist weiterhin in Bezug auf die Gesunderhaltung des Parodonts von großer Bedeutung: es ist sehr permeabel und bildet den Diffusionsweg für die körpereigene Abwehr. In umgekehrter Richtung stellt sie eine weniger permeable Diffusionsmöglichkeit für bakterielle Stoffwechselprodukte der Plaque dar. Charakterisiert durch eine sehr hohe zelluläre Erneuerungsrate von vier bis sechs Tagen [11, 97], sind die Zellverbindungen innerhalb des Saumepithels vergleichsweise wenig an der Zahl und erleichtern somit die konstante koronale Migration von Tochterzellen [34, 87].

Wurzelzement:

Das Wurzelzement bedeckt die Wurzeloberfläche der Zähne und Teilbereiche der apikalen Wurzelkanalwände. Gleichzeitig ist es ein wichtiger Bestandteil des Zahnhalteapparates. Man unterscheidet azelluläres, afibrilläres Zement (AAZ) im Bereich der Schmelz-Zement-Grenze, azelluläres Fremdfaserzement (AFZ) im oberen Wurzeldrittel, zelluläres Eigenfaserzement (ZEZ) im mittleren, apikalen und furkalen Wurzelbereich und zelluläres Gemischtfaserzement (ZGZ) im apikalen und im furkalen Bereich [8-10]. Letzteres stellt ein Gemisch aus dem azellulären Fremdfaserzement und dem zellulären Eigenfaserzement dar. Wichtig für die Verankerung der Zähne in den Alveolen sind vor allem das azelluläre Fremdfaserzement und dessen Anteile im zellulären Gemischtfaserzement. Es enthält dicht gepackte, von außen einstrahlende Faserbündel (Sharpey-Fasern), die hier inserieren und damit den Zahn fixieren [111].

Alveolarknochen:

Der Alveolarfortsatz bildet den knöcherenen Stützapparat und ist als zahnabhängige Struktur zu betrachten. Er unterliegt einer ständigen Remodellation durch Osteoblasten und Osteoklasten und entwickelt sich mit Bildung und Durchbruch der Zähne. Zahnverlust führt dementsprechend zur Knochenatrophie im betroffenen Kieferabschnitt [2, 103]. Vom eigentlichen Alveolarknochen lassen sich zwei weitere Strukturen differenzieren: die Spongiosa und die äußere, den Alveolarfortsatz bedeckende Kompakta [111]. Alveolarknochen und Kompakta bilden marginal den sogenannten Knochenkamm, einen Bereich, der insbesondere vestibulär sehr dünn und nicht mit Spongiosa unterlegt ist. Häufig findet sich hier nur noch eine feine Knochenlamelle, bei der nicht mehr zwischen Kompakta und Alveolarknochen unterschieden werden kann. In diesen Fällen ist das Vorliegen von Knocheneinziehungen (Dehiszenzen) und - fenstern (Fenestrationen) häufig beschrieben [35].

Desmodont:

Die sogenannte Wurzelhaut, im Englischen auch als periodontal ligament bezeichnet, besteht aus Bindegewebsfasern, Gefäßen, Nerven und Zellen, die in einer Grundsubstanz eingebettet zwischen Alveolarknochen und Wurzeloberfläche liegen [111]. Kollagene Faserbündel ziehen vom Alveolarknochen zum Wurzelzement (Sharpey-Fasern), durchlaufen dabei den zwischen 0,15 und 0,2 mm dicken Desmodontalspalt und ermöglichen SO die Verankerung des Zahnes im Alveolarknochen [23]. Gleichzeitig ist durch die Verschiebung von Gewebsflüssigkeit im Desmodontalspalt eine Dämpfung der mastikatorischen Kräfte und eine hydraulische Druckverteilung möglich [111]. Aufgrund dieser mechanisch-funktionellen Aufgaben und der hohen Stoffwechselleistung ist das Desmodont sehr stark vaskularisiert und innerviert [12, 52].

1.2 Formen und Ursachen vestibulärer Knochenläsionen

vorliegende Studie beschäftigt sich mit der Untersuchung vestibulärer Die Knochendefekte, die als sogenannte Dehiszenzen oder Fenstrationen insbesondere an einwurzeligen Zähnen beobachtet werden [113]. Klinisch gehen sie meist mit einer Rezession der Gingiva einher, die von der American Academy of Periodontology 1992 als Verlagerung des marginalen Gingivarandes apikal der Schmelz-Zement-Grenze definiert wurde. Diese klinisch entzündungsfreie Rückbildung des Parodontiums (Deutsche Gesellschaft für Parodontologie, 1988) ist in ihrer Ätiologie vor allem durch morphologisch-anatomische Faktoren begründet [43]. Der fazial über den Zahnwurzeln liegende Alveolarknochen ist meist sehr dünn und nicht mit Spongiosa unterlegt. Häufig ist nur eine feine Knochenlamelle ausgebildet, die gerade im oberen Wurzelbereich Knocheneinziehungen (Dehiszenzen) und - fensterungen aufweist. Erst in den apikalen Alveolarabschnitten wird die faziale Kortikalislamelle dicker und von Spongiosa durchzogen, sodass in diesen Bereichen nur selten Knochendefekte lokalisiert sind. Die klassische Rezession kann lokalisiert an einzelnen Zähnen, jedoch auch als generalisiertes Phänomen an beiden Kiefern auftreten. Sie tritt bei beiden Geschlechtern gleichermaßen häufig auf [88], nach Tenenbaum et al. (1982) liegt die Prävalenz zwischen dem 19. und 26. Lebensjahr bei 76 % [98], mit weiterem Anstieg des Auftretens bei zunehmendem Alter [58, 83]. Es ist kein direkter Zusammenhang

zum Standard der Mundhygiene der betroffenen Patienten festzustellen. Studien belegen vielmehr, dass Rezessionen sowohl bei schlechter oraler Hygiene [54, 113], als auch bei Menschen mit exzellenter Zahnpflege auftreten [54, 88, 93]. Die letzte Gruppe weist zusätzlich zu den parodontalen Läsionen häufig keilförmige Defekte an den Zahnhälsen auf [88].

Zahlreiche Studien beschäftigen sich in Abgrenzung zu diesen rein klinischen Untersuchungen zur Ätiologie gingivaler Rezessionen mit der Prävalenz der häufig damit verbundenen knöchernen Läsionen. In der Literatur werden Dehiszenzen des alveolären Knochens umfangreich als Grundlage für die Entwicklung gingivaler Rezessionen diskutiert [6, 55]. Rupprecht et al. veröffentlichten 2001 eine Studie zur Häufigkeit und Verteilung von Dehiszenzen und Fenestrationen. Sie untersuchten insgesamt 146 Schädel des National Museum of Natural History in Washington, DC, und berücksichtigten dabei unterschiedliche Altersgruppen und ethnische Herkunft. 40% der untersuchten Schädel wiesen Dehiszenzen auf, wobei die unteren Eckzähne mit 13% am häufigsten betroffen waren. Fenestrationen fanden sich an 62% der Schädel, mit 37% am häufigsten an den ersten Molaren im Oberkiefer. Insgesamt wurden Dehiszenzen mit 6% öfter im Unterkiefer und Fenestrationen mit 58% häufiger im Oberkiefer beschrieben. Fenestrationen wiesen eine mit dem Alter zunehmende Häufigkeit in ihrem Auftreten auf, der prozentuale Anteil der Dehiszenzen zeigte hingegen keine Altersabhängikeit. Weiterhin wurde eine Korrelation zu morphologisch schwach ausgebildetem vestibulären Alveolarknochen beobachtet [86]. Ähnliches belegten Nimigean et al. (2009) in einer vergleichbaren Studie an 138 kaukasischen Schädeln, von denen 70% Fenestrationen und 54% Dehiszenzen aufwiesen. Wieder wurden die Fenestrationen mit 75% häufiger im Oberkiefer und Dehiszenzen mit 72% häufiger im Unterkiefer beobachtet [75]. In einer klinischen Studie von Mostofa et al. (2009) wurden 32 Patienten im Rahmen parodontal-chirurgischer Lappenoperationen im Hinblick auf das Vorliegen bukkaler Läsionen untersucht. 78% der Patienten wiesen dabei mindestens einen Zahn mit pathologischer vestibulärer Knochenstruktur auf, wobei insbesondere die Eckzähne im Unterkiefer betroffen waren [73].

Als Ursachen für derartige vestibuläre Knochenveränderungen und gingivale Rezessionen existieren vier unterschiedlich begründete Faktorengruppen. Zum einen werden mechanische Reize im Sinne einer übermäßigen oder falsch durchgeführten häuslichen Mundhygiene diskutiert [63, 88], die verstärkt in Verbindung mit der Verwendung einer harten Zahnbürste zu traumatischen Schädigungen am Zahnhalteapparat führen können [45]. Ähnliche Effekte werden für Angewohnheiten wie das Kauen auf Fingernägeln oder Bleistiften beobachtet [72] sowie als Folge oraler Piercings [37]. Auch können subgingival gelegte Restaurationsränder als lokalisierte

Ursache für gesteigerte Plaqueakkumulation und Entzündung betrachtet werden und in der Folge einen Rückgang des Zahnhalteapparates bewirken [102].

Als zweiter dominanter Faktor bei der Ätiologie sind Zahnfehlstellungen anzuführen, wobei insbesondere Zähne in exzentrischen Positionen, beispielsweise im Labial- oder Engstand, häufig von Rezessionen und vestibulären Knochendefekten betroffen sind [29, 49, 68]. Den Zusammenhang zwischen Zahnfehlstellungen und dem Vorkommen von Knochendefekten untersuchend, analysierten *Evangelista et al.* (2010) DVT-Aufnahmen von insgesamt 79 Klasse I- und 80 Klasse II/1-Patienten unterschiedlicher Gesichtstypen. Bei einer Gesamtzahl von 4319 Zähnen wiesen 51% Dehiszenzen und 37% Fenestrationen auf. Dabei war das Vorkommen von Dehiszenzen bei den Klasse I-Patienten um 35% höher als bei den Klasse II/1-Patienten. Ein Unterschied zwischen den einzelnen Gesichtstypen wurde nicht festgestellt [22].

Auch kieferorthopädische Zahnbewegungen werden als ursächlicher Aspekt für das Auftreten vestibulärer Knochenläsionen kontrovers diskutiert [5, 42, 108]. Das Ausmaß der geweblichen Veränderungen im Bereich der Wurzeln ist abhängig von der vorliegenden Knochenstruktur zu Beginn der Behandlung und der Art der durchgeführten Bewegungen [107]. Die Qualität der knöchernen Strukturen ist somit als eine entscheidende Limitation bei der Festlegung von Art und Umfang der therapeutischen Zahnbewegungen zu betrachten. Insbesondere solche Bewegungen, die den Zahn mit seinen Wurzeln aus dem Zentrum des alveolären Knochens hinaus forcieren, stellen ein erhöhtes Risiko für die Provokation alveolärer Defekte und mukogingivaler Veränderungen dar [3, 106, 112]. Slutzkey et al. (2008) beobachteten in einer klinischen Studie an 303 Patienten in einem zahnmedizinischen Zentrum im Rahmen klassischer Kontrollsitzungen bei 14,6% der Untersuchten gingivale Rezessionen, bei denen ein Zusammenhang mit einer früheren kieferorthopädischen Behandlung angegeben wurde [96]. Gerade bei schwach ausgebildeter keratinisierter Gingiva und dünner vestibulärer Knochenschichtstärke wird die Gefahr der Ausbildung von Knochenläsionen und Rezessionen höher eingeschätzt [24], sodass in solchen Fällen besondere Vorsicht bei der Dosierung der zur Bewegung notwendigen Kräfte Die Identifikation des vorhandenen Knochenangebots vor dem geboten ist. kieferorthopädischen Behandlungsbeginn ist somit eine wichtige Voraussetzung, um späteren Rezidiven und der Provokation von Rezessionen vorzubeugen [59, 85]. In neueren Studien wird unter diesem Aspekt auch die Zahnbogenexpansion mittels selbstligierender Brackets äusserst kritisch diskutiert [13, 80]. In einer DVT-Evaluation anhand von 19, mit dem Damon-System ohne Extraktionen therapierten Patienten mit Platzmangel von mehr als 5 mm, stellten Paventy et al. (2009) signifikante vestibuläre Knochenverluste im Verlaufe der Behandlung fest. Die vor und nach der Therapie angefertigten DVT-Aufnahmen zeigten dies an nahezu allen behandelten Zähnen. Eine

korrespondierende Adaptation der knöchernen Strukturen an die durchgeführte Zahnbogenexpansion blieb aus [80]. Ähnliches ergab eine Untersuchung von Cattaneo et al. (2010) anhand 50 prä-und posttherapeutisch angefertigter DVT-Aufnahmen von Patienten in Behandlung mit selbstligierenden Brackets. Die Zahnbogenexpansion bewirkte hier keinen erkennbaren vestibulären Knochenumbauprozess, eine Augmentation des basalen Knochens blieb bei einem Großteil der Patienten aus. Die expansiven Veränderungen an den Zahnbögen äußerten sich zudem nach Einschätzung der Autoren hauptsächlich durch bukkale Kippung der Zähne [13]. Als weitere ursächliche Aspekte für die Entstehung parodontaler Schäden im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung müssen natürlich auch die erschwerte Mundhygiene und die kontinuierliche Reizung des Parodonts durch aufwendigere kieferorthopädische Apparaturen berücksichtigt werden. Singh et al. (2009) zeigten dies im Rahmen einer klinischen Studie am Beispiel der Nance-Apparatur [95].

Nicht zuletzt können auch parodontale Erkrankungen eine mögliche Ursache der beschriebenen Knochenläsionen sein [93]. So wird mit zunehmendem Alter häufig der parodontale Knochenverlust von gingivalen Rezessionen und vestibulären Knocheneinbrüchen begleitet [113].

1.3 Bildgebende Diagnostik parodontaler Defekte

Die zahlreichen Möglichkeiten der bildgebenden Untersuchung in der Zahnmedizin haben in den letzten Jahren im Bereich der parodontalen Diagnostik einen großen Stellenwert erlangt [39]. In Ergänzung zur klinischen Untersuchung mit der Parodontalsonde dienen sie in Verdachtsfällen der besseren Vorbeugung durch Früherkennung von pathologischen Prozessen am Parodont, sind essentiell für die Diagnostik von Schweregrad und Ausmaß einer Veränderung sowie für die Findung geeigneter Therapieansätze [100]. Zudem wird eine Beurteilung des Parodontalspaltes, der Lamina dura und der periapikalen Region möglich, die im Rahmen einer ausschließlich klinischen Untersuchung des Patienten äußerst schwierig ist [69].

Vor der Anfertigung einer Röntgenaufnahme ist generell eine sorgfältige Risiko-Nutzen-Abwägung indiziert. Grundsätzlich ist die effektive Strahlendosis, der der Patient bei der zahnärztlichen Röntgendiagnostik ausgesetzt ist, im Vergleich mit anderen medizinischen Bereichen gering [110]. So verursacht die medizinische Diagnostik insgesamt 94,4% der zivilisatorischen Gesamtstrahlung, was einer effektiven Dosis von 1700 μ Sv pro Person pro Jahr gleichkommt. Der prozentuale Anteil der durch den zahnmedizinischen Bereich verursachten Strahlenbelastung beträgt dabei nur 0,2%, also 3,4 μ Sv pro Person und Jahr (Abb. 2) [101].



Abb. 2 Prozentualer Anteil zahnärztlicher Röntgenaufnahmen an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis Deutschland im Jahr 2003 [101]

Dennoch kann die Strahlenbelastung auch hier im Einzelfall, beispielsweise bei der Notwendigkeit der Anfertigung einer CT-Aufnahme in komplexen chirurgischen Fragestellungen, deutlich höher liegen, als die oben genannten Zahlen vermuten lassen (Abb. 2). Die Röntgenaufnahme sollte demzufolge streng als ergänzendes Hilfsmittel in zahnmedizinischen Diagnostik betrachtet werden der und stets auf einer "rechtfertigenden Indikation" mit "hinreichendem Nutzen der Strahlenexposition" basieren (Rechtfertigungsgrundsatz der Röntgenverordnung vom 30.04.2003). Es stehen zahlreiche bildgebende Untersuchungskonzepte zur Auswahl, sodass eine individuelle Abstimmung der Aufnahmeart auf den klinischen Befund des Patienten erfolgen kann [39]. Die am häufigsten eingesetzten bildgebenden Basisuntersuchungen zur Darstellung der parodontalen Verhältnisse sind:

- 1. der Röntgenstatus als Darstellung aller zahntragenden Abschnitte des Alveolarfortsatzes im Ober- und Unterkiefer mit einer Serie intraoraler Einzelaufnahmen in Paralleltechnik
- 2. die befundbezogene Untersuchung mit einem Einzelbild in Paralleltechnik nach *Fitzgerald* (1947)

- 3. die Bissflügelaufnahme nach Raper (1925) zur Darstellung des marginalen Parodonts
- 4. die Panoramaschichtaufnahme (PSA) nach *Paatero* (1949) als extraoral aufgenommene Übersichtsaufnahme zur Behandlungsplanung

Betrachtet man die Strahlenbelastung der unterschiedlichen bildgebenden Verfahren anhand der effektiven Dosis für den einzelnen Patienten, so lässt sich folgendes festhalten:

Grundsätzlich sind sowohl die Kosten, als auch die effektive Strahlendosis für den Patienten bei intraoralen Aufnahmeverfahren wie Bissflügel- oder Einzelfilmaufnahmen mit 1-8,3 µSv relativ gering [79]. Die Panoramaschichtaufnahme als extraorales Verfahren liegt mit effektiven Dosiswerten von 6,7 µSv [110] bis 10 µSv [14] etwas höher. Aufgrund geringerer Bildqualität bei der Darstellung filigraner knöcherner Strukturen sollte sie allerdings nicht die erste Wahl bei der röntgenologischen Untersuchung der parodontalen Verhältnisse sein [21, 46]. Mit der Einführung der digitalen Röntgentechnik in die Zahnmedizin eröffneten sich neue Möglichkeiten zur quantitativen Erfassung und Früherkennung pathologischer Befunde [28]. So zeigt diese Weiterentwicklung deutliche Vorteile in den Aspekten Bildanalyse und verarbeitung, sowie Zeitersparnis im Praxisalltag [109] und ermöglicht zudem eine deutliche Reduktion der notwendigen Strahlendosis um 30-60% [36]. Für das digitale PSA-Gerät Orthophos Plus DS (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland) ermittelten Ludlow et al. (2003) bei 66 kV und 16 mA eine effektive Dosis von 6,2 µSv ausgehend vom Protokoll der ICRP (International Commission on Radiological Protection) von 1990 [56].

Es muss berücksichtigt werden, dass die aufgeführten Aufnahmetechniken aufgrund ihrer Darstellung der parodontalen Situation in lediglich zwei Dimensionen in ihrer Aussagekraft und in ihrem diagnostischen Wert stark limitiert sind. So ist beispielsweise die Beurteilung von zwei- und dreiwandigen Knochendefekten in vestibulo-oraler Richtung anhand dieser Aufnahmen nur sehr eingeschränkt möglich [60], gleiches gilt für Knochendefekte im Bereich des interradikulären Septums [28]. Eine Klassifizierung von Furkationsdefekten in Grad I-III ist nicht möglich. Informationen über das vestibuläre Knochenangebot fehlen und Fenestrationsdefekte und Dehiszenzen lassen sich lediglich in ihrer kraniokaudalen und mesio-distalen Ausdehnung hinreichend beschreiben [61].

Der Wunsch nach dreidimensionaler Darstellung von alveolärer Struktur und Knochenverlauf hat in den letzten Jahren das Prinzip der Computertomographie (CT) [40] für die Parodontologie interessant werden lassen [74]. Die Bildqualität und

metrische Erfassung der knöchernen Strukturen in CT-Aufnahmen wurden in zahlreichen Studien im direkten Vergleich mit anderen Röntgentechniken betrachtet. Mengel et al. (2005) ermittelten für die Darstellung von Knochendefekten im CT mittlere Abweichungen von 0,16 mm im Vergleich mit den tatsächlichen Ausmaßen. Diese lagen weit oberhalb der ermittelten Werte für intraorale Aufnahmen (0,33 mm) und Panoramaschichtaufnahmen (1,08 [60]. mm) Darüberhinaus wird auch die Differenzierung von Furkationsdefekten und die Beurteilung der Tiefe von zwei- und dreiwandigen Knochendefekten durch die Erfassung der dritten Dimension möglich [105]. Die Darstellung des alveolären Knochenverlaufes wird als äußerst präzise und aussagekräftig beschrieben [26, 27, 82]. Trotz all dieser Vorzüge wird sich die hochauflösende Computertomographie auf lange Sicht nicht in der parodontalen Diagnostik des zahnärztlichen Alltags etablieren können. Aufgrund des hohen Kostenaufwandes sowie der im Vergleich zur konventionellen Röntgentechnik deutlich höheren effektiven Strahlendosis mit bis zu 610 µSv [14] und 38 mGy an der Hautoberfläche [20, 114], wird sie weiterhin hauptsächlich in chirurgischen und implantologischen Fragestellungen gerechtfertigt ihren Einsatz finden [25].

Ein Kompromiss zwischen der hervorragenden Bildqualität der Computertomographie und der geringen Strahlendosis der konventionellen zahnärztlichen Röntgentechnik wurde mit der Invention der dentalen Volumentomographie (DVT) in der Zahnmedizin Die im angloamerikanischen Sprachraum auch als gefunden. Cone-Beam Computerized Tomography (CBCT) bezeichnete dreidimensionale Röntgentechnik zeichnet sich durch hochauflösende Bildgebung kleinster Hartgewebsstrukturen im Kopf- und Halsbereich aus [18]. Ihre Einsatzmöglichkeiten in der Diagnostik parodontaler Strukturen wurden bereits in zahlreichen Studien untersucht, die einen signifikanten diagnostischen Vorteil gegenüber konventionellen Aufnahmeverfahren belegen [60, 64].

1.4 Dentale Volumentomographie in der Diagnostik parodontaler Defekte

Die DVT entstand durch die weiterentwickelte Technik der Ortho CT, deren Prototyp 1997 auf der Basis der *Scanora* (Soredex Corporation, Helsinki, Finnland) vorgestellt wurde [1]. Durch die Bilderfassung mittels eines kleinen CCD-Chips sowie einer kegelförmigen Anordnung der Röntgenstrahlen wurde mit dem kompakten Ortho CT eine deutlich höhere Bildauflösung sowie eine Reduktion der notwendigen Strahlendosis um bis zu 76% und eine Verkürzung der Umlaufzeit gegenüber der konventionellen Computertomographie erreicht [1, 92, 115]. Drei Jahre lang wurde der Prototyp unter der Leitung seines Entwicklers Yoshinori Arai getestet. Im Jahr 2000 wurden die Lizenz für diese Technik und die Weiterentwicklung des Ortho CT auf die J. Morita Mfg. Corporation (Kyoto, Japan) übertragen. Der dentale Volumentomograph wurde noch im selben Jahr unter dem Namen "*3DX multi-image micro-CT" (3DX)* auf den Markt gebracht [33]. In Europa und in den Vereinigten Staaten ist das Gerät auch als *3D Accuitomo* bekannt.

Das Funktionsprinzip der dentalen Volumentomographie hat sich bis heute in vielen Bereichen der Zahnmedizin etabliert [115]: Im Gegensatz zur Schichtabtastung in der Computertomographie wird der 3D-Datensatz in der DVT in nur einem Umlauf mithilfe kegelförmigen Strahlenbündels ("cone-beam") einer eines aus Vielzahl zweidimensionaler Bilder gewonnen (Abb. 3). die eine anschließende 3D-Rekonstruktion am Computer mit sehr guter Bildgualität für die Diagnostik im Bereich dentaler Hartgewebstrukturen ermöglichen [99].



Abb. 3 Funktionsprinzipien der dentalen Volumentomographie (rechts) und der Computertomographie (links) [89]

Die Umlaufzeit moderner Geräte beträgt 36 s bei 5,2 s reiner Expositionszeit für den Patienten [90]. Die notwendige effektive Strahlendosis kann somit um ein Drei- bis Vierfaches gegenüber der Computertomographie reduziert werden [15]. In Abhängigkeit von Gerätetyp, Röhrenspannung, Stromstärke und Belichtungszeit, sowie dem gewählten Field of View (FOV) werden in der Literatur maximale Werte von 62-68 µSv effektiver Strahlendosis für die moderne DVT (i-CAT, 9"FOV) angegeben [57, 94]. Je nach System werden Einzelaufnahmen aus bis zu 360 verschiedenen Winkelpositionen von einem digitalen Detektor aufgezeichnet. Der daraus gewonnene Rohdatensatz wird zunächst als Serie axialer Schichten bearbeitet. die im Anschluss die

dreidimensionalen, sagittalen, koronalen und paraaxialen Rekonstruktionen sowie separate Ansichten der rechten und linken Schädelhälften erlauben [66, 67, 76].

Seit der Einführung der DVT in die Zahnmedizin beschäftigen sich viele Studien mit den zahlreichen Anwendungsgebieten der *Cone-beam-Technologie* und den sich daraus ergebenden diagnostischen Möglichkeiten. Chirurgie und Kieferorthopädie profitieren schon seit einigen Jahren von der dreidimensionalen Aufnahmetechnik. Auch in der parodontalen Diagnostik wird die DVT zur Darstellung der peridentalen knöchernen Strukturen alternativ zu den oben aufgeführten konventionellen Aufnahmeverfahren umfangreich diskutiert.

Vandenberghe et al. (2007) zeigten bei der röntgenologischen Untersuchung zweier menschlicher Schädel mit insgesamt 30 vorhandenen Knochendefekten die Vor- und Nachteile der dentalen Volumentomographie (i-CAT) im Vergleich zu herkömmlichen intraoralen, digitalen Aufnahmen auf. Nach manueller Vermessung des linearen Knochenniveaus mittels elektronischer Messlehre erhielten sie Bezugswerte, die in der statistischen Analyse der röntgenologisch erhaltenen Werte als Vergleich herangezogen wurden. Neben der Messung der linearen Knochenhöhe wurde auch die Bewertung der Bildqualität im Hinblick auf die Aspekte Bildkontrast, Darstellung der Lamina dura und Knochenqualität berücksichtigt. Die Abweichungen der röntgenologisch ermittelten Knochenhöhe von der Referenz lagen bei den DVT-Aufnahmen und der intraoralen Aufnahmetechnik in vergleichbaren Dimensionen (DVT: 0,13-1,67 mm; intraoral: 0,19-1,66 mm), wobei sich Knocheneinbrüche und Furkationsbeteiligungen deutlich besser mittels DVT beurteilen ließen. Im direkten Vergleich konnten im DVT 91% der Einbrüche und 100% der Furkationsbeteiligungen nachgewiesen werden, während die intraoralen Aufnahmen lediglich 29% der Einbrüche und 44% der Furkationsbeteiligungen aufzeigten. Die Darstellung von Lamina dura, Knochenqualität und Kontrast wurde hingegen besser für die intraoralen Aufnahmen bewertet [104].

Misch et al. (2006) erweiterten die Analyse der Genauigkeit der DVT (i-CAT) bei der Darstellung parodontaler Defekte, indem sie die Cone-beam-Technologie zum einen der intraoralen Aufnahmetechnik, zum anderen der klinischen Messung mit einer Parodontalsonde gegenüberstellten. Die zu untersuchenden Knochendefekte wurden im Vorfeld an den Unterkiefern zweier menschlicher Schädel in unterschiedlicher Höhe und Breite präpariert. Eine elektronische Messlehre diente der Ermittlung der Referenz für die Defektgrößen. In der statistischen Analyse lagen die drei Untersuchungsverfahren mit ihren Abweichungen in ähnlichen Dimensionen (DVT: 0,41 mm; intraoral: 0,27 mm; Sonde: 0,34 mm). Dabei ließen sich im DVT nahezu 100% der bukkal und lingual liegenden Defekte darstellen, wohingegen intraorale Aufnahmen nur in 67% der Fälle zur Diagnostik geeignet waren [64].

Eine vergleichbare Genauigkeit ermittelten *Fuhrmann et al.* (1995) in ihrer Untersuchung von infraalveolären Defekten an menschlichen mazerierten Ober- und Unterkiefern für ein *High-Resolution-CT* (HR-CT). Intraorale Verfahren erfassten hier lediglich 60% der Defekte, während im HR-CT 100% nachgewiesen werden konnten [26].

An sechs Schweine- und sieben menschlichen Unterkiefern mit präparierten Defekten (Fenestrationen, Dehiszenzen, Furkationsbeteiligungen) analysierten *Mengel et al.* (2005) die Genauigkeit der Darstellung anhand von intraoralen Röntgenaufnahmen, Panoramabildern sowie CT- und DVT-Aufnahmen (*Prospeed SX Power*) im Vergleich mit dem histologischen Schnittbild. Auch hier stellten sich insbesondere bukko-lingual liegende Defekte ungenügend genau auf den intraoralen Aufnahmen dar, Abweichungen in der Defekthöhe lagen insgesamt bei 0,29 mm, im DVT bei 0,16 mm. Im direkten Vergleich schnitt das DVT nach Bewertung der Qualität der Aufnahmen bezüglich der Aspekte Kontrast, Helligkeit, Detailtreue der Knochenstrukturen sowie Streuung und Überlagerung am besten ab [60].

Mol et al. (2008) testeten das Gerät *NewTom 9000* für die PA-Diagnostik im Vergleich mit intraoralem Parodontalstatus, indem sie 146 Defekte an fünf Schädeln röntgenologisch erfassten und nach Zahngruppen getrennt mit den anhand einer elektronischen Messlehre ermittelten Referenzwerten verglichen. Sie erhielten deutlich bessere Ergebnisse mit dem DVT für den Prämolaren- und Molarenbereich (Abweichung im DVT: 0,91 mm; intraoral: 1,22 mm). Beide Techniken wiesen im anterioren Bereich stärkere Abweichungen auf (DVT: 1,46 mm; intraoral: 1,48 mm), sodass sich eine Abhängigkeit der Darstellung von der jeweiligen Zahnregion ableiten lässt [70].

Diese Problematik griffen *Patcas et al.* (2010) in einer Untersuchung zur Genauigkeit der Darstellung der Knochenstrukturen an den unteren Frontzähnen auf. Die Messergebnisse von DVT-Aufnahmen in zwei unterschiedlichen Auflösungen (Voxelgrößen mit 0,125 und 0,4 mm Kantenlänge) wurden zum einen in Relation zur direkten Vermessung der anterioren Knochenstärke mit einem digitalen Messschieber, zum anderen zu den Messwerten einer seitlichen Fernröntgenseitenaufnahme (FRS) gesetzt. Die Messungen anhand der DVT-Aufnahme wichen mit 0,37 mm (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge) beziehungsweise 0,7 mm (Voxel mit 0,4 mm Kantenlänge) nur leicht und statistisch unbedeutend von der Referenz ab. Die Werte der FRS-Auswertung korrelierten dagegen nicht mit den tatsächlichen Ergebnissen. Somit hielt das DVT in beiden Auflösungen durchaus repräsentative Werte für die Knochenstärke im anterioren Bereich bereit, während das FRS sich für die Diagnostik als unzureichend erwies [78].

Zur Untersuchung der Detailwiedergabe knöcherner Defekte in einer 3D-Rendering-Software scannten *Leung et al.* (2010) 334 Zähne menschlicher präparierter Schädel im DVT (*CB MercuRay*) mit einer Voxelgröße von 0,38 mm Kantenlänge und einem 12" FOV. Im *Volume-Render-Mode* erfolgte eine Vermessung der korono-apikalen Dimension von Fenestrationen und Dehiszenzen ausgehend von der Okklusalfläche des jeweiligen Zahnes. Als Referenz diente die direkte Vermessung mit einem digitalen Messschieber. Die Studie belegt die höhere Genauigkeit der DVT bei der Darstellung von Fenestrationen gegenüber der von Dehiszenzen. Unterhalb einer Dicke von 0,6 mm wurde der vestibuläre Knochen nicht dargestellt und somit als fehlend verzeichnet [51]. Limitierend wird unter diesem Aspekt zum einen das Spaltauflösungsvermögen des DVT angeführt, welches von *Ballrick et al.* (2008) mit 0,62 mm für ein 6" FOV und mit 0,86 mm für ein 13" FOV beschrieben wird [4]. Zum anderen wird die von *Haaga et al.* (1981) statuierte geringe Kontrastauflösung bei der Darstellung zweier angrenzender Strukturen ähnlicher Dichte als beeinflussender Faktor diskutiert [31].

Betrachtet man die Ergebnisse der oben aufgeführten Studien, so muss der dentalen Volumentomographie eine wachsende Bedeutung bei der Diagnostik parodontaler Strukturen zugestanden werden. Die in der Literatur beschriebenen Aussagen zur Bildqualität und Detailtreue dieser Röntgentechnik im Hinblick auf die Darstellung der peridentalen Situation gilt es in weiterführenden Analysen zu prüfen und zu vertiefen. So muss insbesondere die Abhängigkeit der metrischen Genauigkeit von den unterschiedlichen Zahnregionen, wie sie Mol et al. (2008) aufzeigen [70], Gegenstand zukünftiger Untersuchungen sein. Im anterioren Zahnbogen ist die Struktur der Alveolarfortsätze sehr viel schwächer ausgeprägt als in den posterioren Regionen. Die von Mol et al. (2008) ermittelten großen Abweichungen von der Referenz in diesem Bereich lassen darauf schließen, dass die vestibulären und oralen Knochenlamellen hier zu schwach strukturiert sind, um sie mittels DVT erfassen zu können. In diesem Grenzbereich sind weitere Untersuchungen notwendig, die eventuelle Mindestknochenstärken für die Diagnostik beschreiben und identifizieren können. Von hohem Interesse und bislang nicht hinreichend geklärt ist darüber hinaus ist der Einfluss der gewählten Bildauflösung auf die Visualisierung dieser Strukturen. Diese Aspekte sollen daher Gegenstand der vorliegenden Studie sein.

Begriffsdefinitionen zur dentalen Volumentomographie:

1. Field of View (FOV):

Bei dem FOV handelt es sich um den anatomischen Ausschnitt, der mit dem DVT-Scanner abgebildet werden soll. Es variiert je nach Gerätetyp von 3 x 4 cm bis hin zu 17 x 23 cm. Je nach klinischer Indikation lässt sich die Größe des FOV beliebig anpassen.

2. Röhrenstromstärke / Röhrenspannung:

Die Röhrenstromstärke (A) bestimmt die Menge der an der Kathode austretenden Elektronen und damit die Strahlenquantität. Bei den meisten DVT-Systemen liegt die Stromstärke zwischen 0,8 und 15 mA.

Die Röhrenspannung (V) bestimmt die Härte der Strahlung. Mit wachsender Spannung werden die Röntgenstrahlen energiereicher und haben folglich eine höhere Durchdringungskraft. Unter klinischen Bedingungen beträgt die Röhrenspannung 110 kV.

3. Voxelgröße:

Ein Voxel lässt sich als das dreidimensionale Äquivalent eines Pixels beschreiben. Seine Größe bedingt das Auflösungvermögen eines DVT-Scans. Je nach System besitzen die isotropen Voxel als Volumenelemente dabei Kantenlängen zwischen 0,4 und 0,125 mm. Von jedem Voxel ist die dreidimensionale Position bekannt. Aufgrund unerwünschter Nebeneffekte wie Bildrauschen oder Artefakten ist es bislang noch nicht möglich, eine mit der Voxelgröße identische Bildauflösung zu erreichen [71].

4. Effektive Dosis:

Die effektive Dosis (Sv) ist ein Maß für die Strahlenexposition des Menschen. Sie ist die Summe aller mit sogenannten Gewebegewichtungsfaktoren multiplizierten Körperdosen. Sie berücksichtigt zum einen die Wirkungsweise unterschiedlicher Strahlungsarten auf biologische Materie, zum anderen auch die Empfindlichkeit der einzelnen Organe und Gewebe gegenüber ionisierender Strahlung.

5. Aufnahmedauer:

Neben der Röhrenstromstärke beinflusst auch die Aufnahmedauer die Quantität der applizierten Strahlung. Moderne DVT-Geräte benötigen eine Umlaufzeit von 36 s, wobei die reine Expositionszeit für den Patienten 5,2 s beträgt [90].

2 Fragestellung

Mit den konventionellen Aufnahmetechniken des zahnärztlich-röntgenologischen Alltags ist es bislang nicht möglich, vestibuläre, zum Teil sehr filigrane Knochenstrukturen für eine präzise Diagnostik hinreichend genau darzustellen. So ist das tatsächliche Ausmaß von Dehiszenzen und Fenestrationen auch nach der vollständigen Befundaufnahme nicht einschätzbar. Vor allem in den Bereichen der Kieferorthopädie und Parodontologie bleibt dem Behandler dadurch eine wichtige und grundlegende Information für die Behandlungsverlauf vorenthalten. Die DVT verspricht die weiteren durch verzerrungsfreie räumliche Darstellung anatomischer Hartgewebsstrukturen die Möglichkeit der Beurteilung eines pathologischen Knochenprozesses zirkulär an jedem Zahn und damit eine präzise Erfassung der peridentalen knöchernen Situation.

Ziel dieser Studie ist es, die folgenden Hypothesen zu prüfen und damit die Genauigkeit eines modernen dentalen Volumentomographen (*KaVo 3D eXam*, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland)) in der Diagnostik vestibulärer Knochenstrukturen zu ermitteln:

- 1. Die Genauigkeit der Darstellung der **Defekthöhe** vestibulärer Knochenläsionen im DVT ist abhängig von der Bildauflösung.
- 2. Die Genauigkeit der Darstellung der **Defektbreite** vestibulärer Knochenläsionen im DVT ist abhängig von der Bildauflösung.
- 3. Die Genauigkeit der Darstellung der **Defekttiefe** vestibulärer Knochenläsionen im DVT ist abhängig von der Bildauflösung.
- 4. Die Darstellung der vestibulären alveolären Knochenmorphologie ist auch mit niedriger Bildauflösung möglich.
- 5. Die Genauigkeit der Darstellung der vestibulären alveolären Knochenmorphologie ist abhängig von der Knochendicke.
- 6. Das kraniokaudale Ausmaß vestibulärer **Dehiszenzen** im Unterkiefer lässt sich mit einer 3D-Rendering-Software hinreichend genau darstellen.
- 7. Das kraniokaudale Ausmaß vestibulärer **Fenestrationen** im Unterkiefer lässt mit einer 3D-Rendering-Software hinreichend genau darstellen.

3 Material und Methoden

3.1 Studiendesign

Die vorliegende experimentelle Untersuchung dient der Analyse der Genauigkeit eines modernen dentalen Volumentomographen bei der Darstellung vestibulärer Knochenläsionen. Dabei wurde eine Differenzierung in drei unterschiedliche Läsionsarten vorgenommen:

- 1. Dehiszenzen
- 2. Fenestrationen
- 3. superfiziale horizontale und vertikale Sägeschnitte auf Höhe der Zahnwurzeln

Die Sägeschnitte dienten der Betrachtung unterschiedlicher vestibulärer Knochendicken und der Ermittlung der erforderlichen Mindestschichtstärke bei der Darstellung von Knochenstrukturen im DVT. Sämtliche Defekte wurden an Formalin-fixierten menschlichen Mandibeln präpariert und anschließend radiologisch und mikroskopisch vermessen. Die statistische Analyse zum Vergleich der radiologischen und mikroskopischen Messwerte im Hinblick auf die zu prüfenden Hypothesen unter Punkt 2 wurde mithilfe des Bland-Altman-Verfahrens durchgeführt. Im Vorfeld erfolgte die Ermittlung der Standardabweichungen und Mittelwerte der einzelnen Messungen. Zur Überprüfung von Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der angewandten Methoden diente die Erhebung des Methodenfehlers nach Dahlberg [17] und des Reliabilitätskoeffizienten nach Houston [41].

3.2 Verwendete Materialien und deren Anwendung

3.2.1 Material

Die Untersuchung der Knochenläsionen erfolgte an 11 Formalin-fixierten menschlichen Unterkieferhälften. Die Mandibeln wurden von sämtlichen Weichgeweben befreit unter Erhalt der Desmodontalfasern vom Institut für Anatomie der Charité Berlin zur Verfügung gestellt. Die anschließende röntgenologische Untersuchung und Bildauswertung erfolgte in der kieferorthopädischen Praxis "Ihre Kieferorthopäden in Berlin", Prof. Dr. Axel Bumann und Dr. Kerstin Wiemer sowie im 3D Röntgeninstitut Mesantis® Berlin.

Jedes Präparat wurde zu Beginn der Untersuchungen fortlaufend mit einer Nummer versehen. Es wurde darauf geachtet, nur bezahnte Kiefer mit gut ausgebildeter

vestibulärer Knochenstruktur zu verwenden. Aufgrund der erhöhten Tendenz des klinischen Auftretens von Fenestrationen und Dehiszenzen auf der bukkalen Seite des Alveolarfortsatzes erfolgte an jedem Fragment die standardisierte Präparation von 4-7 Knochenläsionen vestibulär an den Zahnwurzeln bis zu einer Gesamtzahl von 62 Defekten. Am Ende lagen 19 Fenestrationen, 23 Dehiszenzen und 20 mit je drei horizontalen Sägeschnitten versehene vestibuläre Knochenwände zur Untersuchung vor (Tabelle I).

Tabelle I	Art und Anzahl der untersuchten Defekte
-----------	---

Defektart	Anzahl
Dehiszenzen	23
Fenestrationen	19
Sägeschnitte	60

3.2.2 Vorbereitung der Kiefer

An den nummerierten Kieferfragmenten wurde zunächst eine geeignete Referenzebene festgelegt, die eine standardisierte Vermessung der Defekte gewährleisten konnte. Diese erhielt man durch Abtrag des okklusalen Reliefs parallel zur Okklusionsebene mit Hilfe einer Hartmetallfräse, ihre sagittale Verbindung diente im Röntgenbild und unter dem Mikroskop anschließend als Referenzlinie (Abb. 4). Bei der Präparation der Knochendefekte wurde darauf geachtet, diese genormt nach der Referenzebene auszurichten. Metallische prothetische oder konservierende Versorgungen an den Zähnen wurden weitestgehend entfernt, um spätere Ungenauigkeiten durch Streustrahlung zu minimieren.



Abb. 4 Referenzlinie (rot) im Stereomikroskop (links) und im DVT (rechts) nach Abtrag des okklusalen Reliefs

3.2.3 Präparation der Knochendefekte

Im Anschluß an die Festlegung der Referenzebene konnten die vestibulären Knochenläsionen standardisiert präpariert werden. Die Präparation wurde unter Wasserkühlung mit einem Winkelstück und birnen- und walzenförmigen Bohrern durchgeführt.

1. Dehiszenzen (Abb. 5):

Der marginale vestibuläre Knochen wurde unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze abgetragen und die Wurzeloberfläche im oberen Wurzeldrittel sorgfältig freigelegt. Dabei wurde auf eine annährend natürliche Gestaltung der Defektwände geachtet und der Defektboden in Relation zur Referenzebene gesetzt. Die Distanz vom tiefsten Punkt des Defektes zur Referenzebene wurde als mittlere Höhe bezeichnet und betrug etwa 8-14 mm, die mittlere Defektbreite lag bei 4 mm.





2. Fenestrationen (Abb. 6):

In den vestibulären Knochen wurde im mittleren Wurzeldrittel eine fensterartige Aussparung präpariert und in diesem Bereich die Wurzeloberfläche sorfältig freigelegt. Dabei wurde auf eine natürliche Gestaltung der Defektwände geachtet und die koronale und apikale Defektbegrenzung horizontal und parallel zur Referenzebene ausgerichtet. Oberhalb der Fensterung blieb die Knochenstruktur erhalten. Defekthöhe und –breite betrugen im Mittel 4 x 4 mm.



Abb. 6 Vestibuläre Fenestration an Zahn 35 nach Präparation; Frontalansicht

3.2.4 Präparation der Sägeschnitte

Die Sägeschnitte wurden mithilfe einer Trennscheibe der Stärke 0,25 mm und einem Handstück angelegt. Unter Berücksichtigung der Zahnachse wurde vestibulär an den Zahnwurzeln ein superfizialer vertikaler Sägeschnitt präpariert. Senkrecht dazu wurden anschließend drei einzelne horizontale, zueinander parallele Sägeschnitte im oberen Wurzeldrittel angelegt. Mithilfe der Schnittstellen ließ sich im Rahmen der weiteren Untersuchung die jeweilige Knochendicke in diesen Bereichen ermitteln. Nach Anfertigung der Röntgenaufnahmen wurden die Zähne entlang des vertikalen Sägeschnittes komplett zersägt und anschließend im Vertikalschnitt unter dem Stereoauflichtmikroskop untersucht (Abb. 7).



Abb. 7 Vestibuläre horizontale Sägeschnitte an Zahn 45; Ansicht im Vertikalschnitt

3.3 Untersuchungen mittels dentaler Volumentomographie

Nach erfolgter Präparation der Knochenläsionen wurden die 11 Unterkieferfragmente röntgenologisch mithilfe des dentalen Volumentomographen *KaVo 3D eXam* (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) bei Mesantis® Berlin untersucht. Das Gerät arbeitet bei einem Potential von 90 - 120 kV und einer Stromstärke von 3 - 8 mA. Es ist mit einem amorphen Silizium-Flat-Panel-Detektor ausgestattet, der bei einer Scanzeit von 8,5 s in einer einfachen 360° Rotation sämtlich e Daten zur 3D-Analyse erfasst. Die systemeigene Software rekonstruiert diese dann innerhalb von weniger als 60 s zu einem dreidimensionalen Volumendatensatz. In einem speziellen Modus können hochauflösende Aufnahmen mit Voxelgrößen von 0,2 oder 0,125 mm Kantenlänge bei einer Scanzeit von 24s angefertigt werden. Die Scandaten werden auf einem Datenträger chiffriert und gesichtet, anschließend dekodiert und in das DICOM-Format konvertiert. Dank einer DICOM 3 kompatiblen Schnittstelle können die Daten so in allen gängigen Softwarepaketen bearbeitet werden. Als Anwendungsgebiete des *Kavo 3D eXam* ergeben sich gemäß der Herstellerangaben [44]:

- Panoramaansichten von bukkal und lingual
- Schichtdarstellungen in allen drei Ebenen bis 0,15 mm Schichtdicke
- 3D-Darstellungen aller knöchernen Strukturen
- 3D-Darstellungen aller Weichteilstrukturen
- Exakte 3D-Diagnostik von verlagerten Zähnen
- Untersuchung der Relation des Nerven bei verlagerten Zähnen im Unterkiefer
- 3D-Untersuchung des Knochenangebotes bei Lückenschluss
- Bukkale und linguale Bestimmung der Knochenbedeckung der Wurzeln als Rezessionsprophylaxe
- Bestimmung der Zahnbogenform in Abhängigkeit vom 3D-Knochenangebot
- 3D-Planungen von orthognather Chirurgie
- Planungen von skelettalen Verankerungspins
- Beurteilung der Sinus
- Beurteilung des Nasenseptums
- Cephalometrische 2D- und 3D-Analyse

In der vorliegenden Studie wurden pro Kiefer fünf Aufnahmen in unterschiedlichen Auflösungen (Voxelgrößen mit 0,125 mm, 0,2 mm, 0,25 mm, 0,3 mm und 0,4 mm Kantenlänge) bei 5 mA und 120 kV angefertigt. Die Kiefer wurden dafür in einem Sockel

aus Knetsilikon fixiert und auf der Kinnstütze des Röntgengerätes positioniert. Die jeweiligen Aufnahmeprotokolle sind der Tabelle II unter Punkt 3.3.4 zu entnehmen.

Nach Konvertierung der Daten in das DICOM-Format wurden diese mit der 3D-Imaging-Software Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien) bearbeitet. Diese ermöglicht zum einen die Rekonstruktion von Datensätzen zu konventionellen FRS- oder OPTG-Ansichten oder zu einzelnen Rekonstruktionen axialer, sagittaler, koronaler und paraaxialer Schichten. Zum anderen sind dreidimensionale Darstellungen für komplexe Fragestellungen in Bereichen der Kieferchirurgie, Implantologie, Kieferorthopädie oder Funktionsdiagnostik möglich. Eine spezielle 3D-Rendering-Funktion dient der anschaulichen Bildgebung der komplexen Volumendaten im dreidimensionalen Raum. Dabei sind unterschiedliche Ansichten in verschiedenen Hart- und Weichgewebsmodi möglich, die eine gezielte Diagnostik zur geeigneten Therapiefindung erlauben. Die Bearbeitung und Auswertung der Röntgenaufnahmen mit Invivo 4 erfolgte ebenfalls bei Mesantis® Berlin. Das Institut stellte einen Rechner zur Verfügung, an dem die Betrachtung und Vermessung der Aufnahmen im abgedunkelten Raum durchgeführt wurde.

Die unterschiedlichen Knochenläsionen wurden zunächst in unterschiedlichen Schnittebenen (*Cross-Sections,* CS) der jeweiligen Kieferregionen im *Arch-Section-Mode* vermessen. Für die Fenestrationen und Dehiszenzen wurde zusätzlich eine Ermittlung des kraniokaudalen Defektausmaßes in der 3D-Rendering-Funktion (*Volume-Render-Mode,* VR) vorgenommen. Sämtliche Messungen wurden als JPEG-Datei gespeichert und die Messwerte in Excel-Dateien verwaltet. Zur Ermittlung des Methodenfehlers nach *Dahlberg* und des Korrelationskoeffizienten nach *Houston* erfolgte für 23 beliebig ausgewählte Messungen jeweils eine Wiederholungsmessung im zeitlichen Abstand von acht Wochen zur ersten Untersuchung.

3.3.1 Defekthöhe in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung

Die Defekthöhe wurde für die 23 Dehiszenzen und 19 Fenestrationen in allen fünf Bildauflösungen bestimmt. Zunächst erfolgte die genormte Ausrichtung und Kalibrierung der zu untersuchenden Zahnregionen in der 3D-Imaging-Software, um eine standardisierte Vermessung der Defekthöhen zu ermöglichen. Dazu wurden die Zähne im *Section-Mode* im Horizontal-, Vertikal- und Sagittalschnitt gemäß ihrer Zahnachse ausgerichtet (Abb. 8).



Abb. 8 Ausrichtung nach der Zahnachse; *Section-Mode* (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge); *Invivo 4* (Anatomage Inc., San Jose, Californien)

Danach erfolgte eine vorläufige Ermittlung der Defekthöhe in der 3D-Rendering-Funktion. Für die Dehiszenzen wurde diese als Strecke vom Referenzpunkt D1 an der Schneidekante zum am weitesten apikal gelegenen Defektpunkt D2 auf einer Linie parallel zur Zahnachse beschrieben. Es wurde festgestellt, ob die Knochenläsionen auf der Röntgenaufnahme erkennbar und die dargestellten Strukturen definiert genug waren, um eine Vermessung vorzunehmen. Die detaillierte Beschreibung zur Ermittlung des kraniokaudalen Defektausmaßes im *Volume-Render-Mode* ist unter den Punkten 3.3.6 und 3.3.7 angegeben.

Im Anschluß erfolgte die Vermessung der Defekthöhe im Arch-Section-Mode. Der Zahnbogenausschnitt wurde im Horizontalschnitt der Bogenaufsicht individuell für die zu betrachtende Zahnregion ausgewählt und in mesio-distaler Richtung angelegt. Senkrecht zu diesem Ausschnitt erfolgte die Konstruktion dreier, zueinender parallel verlaufender Schnittebenen im Abstand von 0,50 mm unter Berücksichtigung der Zahnachse. Dieses ermöglichte die Vermessung der Defekthöhe in der entsprechenden *Cross-Section.* Angelegt wurde die Strecke D1 - D2 in eben jenem der drei Schnittbildern, das senkrecht durch den am weitesten apikal gelegenen Punkt der Dehiszenz verlief (Abb. 9). In den Fällen, in denen der apikale Defektpunkt D2 nicht erkennbar und eine Messung dementsprechend nicht möglich war, wurde anstelle des Messwertes die Abkürzung n.e. (nicht erkennbar) vermerkt. Ließ sich der Punkt

auffinden, jedoch aufgrund mangelnder Deutlichkeit nicht eindeutig definieren, so wurde dies mit dem Kürzel e. (erkennbar) notiert, ohne eine Messung vorzunehmen.



Abb. 9 Defekthöhe der Dehiszenzen als Strecke der Punkte D1 und D2; Cross-Section (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge), Arch-Section-Mode; Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien)

Die Bestimmung des kraniokaudalen Defektausmaßes der Fenestrationen erfolgte nach identischem Muster. Allerdings wurde die Defekthöhe hier als Strecke des am weitesten koronal gelegenen Defektpunktes F1 zu dem am weitesten apikal gelegenen Defektpunkt F2 auf einer Linie parallel zur Zahnachse definiert (Abb. 10). Wieder wurde eine Betrachtung zunächst im *Volume-Render-Mode* und die anschließende Vermessung im *Arch-Section-Mode* vorgenommen. Die Kürzel n.e. und e. beschreiben dabei mangelnde Sichtbarkeit beziehungsweise Messbarkeit der Läsionshöhe.



Abb. 10 Defekthöhe der Fenestrationen als Strecke der Punkte F1 und F2; *Cross-Section* (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge), *Arch-Section-Mode; Invivo 4* (Anatomage Inc., San Jose, Californien)

3.3.2 Defektbreite in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung

Die Defektbreite wurde für die 23 Dehiszenzen und 19 Fenestrationen in allen fünf Bildauflösungen bestimmt. Zunächst erfolgte die genormte Ausrichtung der zu untersuchenden Zahnregionen im *Section-Mode*. Die Zähne wurden analog zur Vorgehensweise unter Punkt 3.3.1 im Frontal- und im Vertikalschnitt gemäß ihrer Zahnachse ausgerichtet.

Danach erfolgte die Betrachtung des Defektes im *Volume-Render-Mode*. Um die Breite unter dem Stereoauflichtmikroskop und in der 3D-Imaging-Software im selben Abstand von apikal vermessen zu können, wurde die Hilfstrecke H1 - D2 unter dem Mikroskop ermittelt und auf das Röntgenbild übertragen (siehe Punkt 3.4). Es folgte eine Kalibrierung, indem der Punkt H1 mit allen seinen drei Koordinaten in der 3D-Ansicht auf annähernd "0" gesetzt wurde (Abb. 11).



Abb. 11 Kalibrierung des Punktes H2 in der Volume-Render-Funktion; *Volume-Render-Mode* (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge); *Invivo 4* (Anatomage Inc., San Jose, Californien)

Im Anschluss konnte die Vermessung der Defektbreite als Abstand der Punkte B1 und B2 im *Arch-Section-Mode* vorgenommen werden. Analog zu Punkt 3.3.1 wurde der Zahnbogenausschnitt im Horizontalschnitt der Bogenaufsicht individuell für die zu betrachtende Zahnregion ausgewählt und in mesio-distaler Richtung angelegt. Die Konstruktion einer vertikalen Schnittebene durch den tiefsten Punkt des Defektes parallel zur Zahnachse erlaubte die Übertragung der Strecke H1 - D2 auf die entsprechende *Cross-Section* des Zahnes. Nun wurde das zur Orientierung und Ausrichtung bewegliche Fadenkreuz auf den Punkt H1 in der Vertikalansicht gelegt. In der Bogenaufsicht konnte so die Defektbreite als Strecke B1 - B2 im selben Abstand vom apikalen Defektpunkt wie unter dem Stereomikroskop gemessen werden (Abb. 12). Die Kürzel n.e. und e. beschreiben dabei mangelnde Sichtbarkeit beziehungsweise Messbarkeit der Läsionsbreite. Für die Fenestrationen erfolgte die Bestimmung nach identischem Muster durch Anlegung der Hilfsstrecke H1 - F2 (Abb. 13).



 Abb. 12 Defektbreite der Dehiszenzen als Strecke B1 - B2 im Abstand H1 - D2 von apikal;
Bogenaufsicht und Cross-Section (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge); Arch-Section-Mode; Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien)



 Abb. 13 Defektbreite der Fenestrationen als Strecke B1 - B2 im Abstand H1 - F2 von apikal;
Bogenaufsicht und Cross-Section (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge); Arch-Section-Mode; Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien)

3.3.3 Defekttiefe in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung

Zuletzt wurde die Defekttiefe der 23 Dehiszenzen und 19 Fenestrationen in allen fünf Bildauflösungen bestimmt. Wie unter den Punkten 3.3.1 und 3.3.2 beschrieben, erfolgte die Ausrichtung und Kalibrierung der zu untersuchenden Zahnregionen im *Section-*, *Volume-Render-* und *Arch-Section-Mode*, sodass eine Vermessung der Defekttiefe im Vertikalschnitt des Zahnes vorgenommen werden konnte. Erneut wurde dafür die entsprechende *Cross-Section* senkrecht durch den am weitesten apikal gelegenen Defektpunkt gewählt. Die Defekttiefe als Abstand der Punkte T1 und T2 konnte für Fenestrationen und Dehiszenzen gleichermaßen als eine parallel zur Referenzebene am Defektboden verlaufende Strecke beschrieben werden (Abb. 14 und 15). Durch Anlegen des Fadenkreuzes an den Punkt T2 wurde eine Vergleichsmessung der Defekttiefe in der Bogenaufsicht möglich (Abb. 16). Die Kürzel n.e. und e. wurden im Falle mangelnder Sichtbarkeit beziehungweise Messbarkeit eingesetzt.



Abb. 14 Defekttiefe der Dehiszenzen als Strecke T1 - T2; Cross-Section (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge), Arch-Section-Mode; Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien)



Abb. 15 Defekttiefe der Fenestrationen als Strecke T1-T2; Cross-Section (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge), Arch-Section-Mode; Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien)



Abb. 16 Defekttiefe der Dehiszenzen als Strecke T1 - T2; *Cross-Section* und Bogenaufsicht (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge); *Arch-Section-Mode; Invivo 4* (Anatomage Inc., San Jose, Californien)

3.3.4 Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Bildauflösung

Von jedem der 11 Kieferfragmente wurden fünf Aufnahmen in unterschiedlichen Auflösungen (Voxel mit 0,125 mm, 0,2 mm, 0,25 mm, 0,3 mm und 0,4 mm Kantenlänge) angefertigt. Ein Überblick über die jeweiligen Aufnahmemodi ist Tabelle II zu entnehmen.

Modus	Aufnahmevolumen	Scangeschwindigkeit	Kantenlänge des Voxels
Standard	16 cm Ø x 13 cm	8,5 s	0,4 mm / 0,3 mm
High Resolution	16 cm Ø x 13 cm	24 s	0,2 mm
Ultra-high Resolution	8 cm Ø x 8 cm	24 s	0,125 mm

Tabelle II Technische Daten der unterschledlichen Aufnahmemo	abelle II	II Technische Daten	der unterschiedlichen	Aufnahmemod
---	-----------	---------------------	-----------------------	-------------

Sämtliche Messungen der Untersuchungspunkte 3.3.1 bis 3.3.7 wurden in den verschiedenen Auflösungen durch standardisierte Ausrichtung durchgeführt, sodass ein Vergleich von Bildqualität und Genauigkeit zwischen den einzelnen gewählten Voxelgrößen angestellt werden konnte (Abb. 17-19).



Abb. 17 Vergleich der Darstellung einer Dehiszenz in verschiedenen Auflösungen; Cross-Sections (Voxel mit 0,4 mm, 0,3 mm, 0,25 mm, 0,2 mm und 0,125 mm Kantenlänge, von links nach rechts); Arch-Section-Mode; Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien)



Abb. 18 Vergleich der Darstellung einer Fenestration in verschiedenen Auflösungen; Cross-Sections (Voxel mit 0,4 mm, 0,3 mm, 0,25 mm, 0,2 mm und 0,125 mm Kantenlänge, von links nach rechts); Arch-Section-Mode; Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien)



Abb. 19 Vergleich der Darstellung der horizontalen Sägeschnitte in den verschiedenen Auflösungen; Cross-Sections (Voxel mit 0,4 mm, 0,3 mm, 0,25 mm, 0,2 mm und 0,125 mm Kantenlänge, von links nach rechts); Arch-Section-Mode; Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien)
3.3.5 Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Knochendicke

Zur Analyse der Darstellung unterschiedlicher Knochenstärken im DVT dienten die Röntgenaufnahmen der mit Sägeschnitten versehenen Zähne. Analog zu den Punkten 3.3.1 bis 3.3.3 wurden die zu untersuchenden Zahnregionen zunächst im *Section-Mode* unter Berücksichtigung der Zahnachse ausgerichtet.

Anschließend erfolgte die Betrachtung im *Arch-Section-Mode*. Nach Festlegung des Zahnbogenausschnitts analog zum Vorgehen in den Punkten 3.3.1 bis 3.3.4 konnte die entsprechende *Cross-Section* der zu untersuchenden Region erstellt werden. Dabei wurde streng darauf geachtet, die Schnittebene durch den vertikalen Sägeschnitt und senkrecht zur Zahnachse anzulegen. In der konstruierten Schicht stellten sich die horizontalen Sägeschnitte nun als feine Knochenvorsprünge dar, an denen drei Strecken in unterschiedlichen Höhen zur Vermessung der jeweiligen Knochendicke angelegt werden konnten. Von kranial nach kaudal ergaben sich die Strecken S1 - S2, S3 - S4 und S5 - S6 (Abb. 20). Die Kürzel n.e. und e. wurden eingesetzt, sobald der Knochenvorsprung nicht sichtbar beziehungsweise nicht definiert genug war, um die zu vermessende Strecke anzulegen.



Abb. 20 Vermessung der Sägeschnitte anhand der Punkte S1 bis S6; *Cross-Section* (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge); *Arch-Section-Mode; Invivo 4* (Anatomage Inc., San Jose, Californien)

3.3.6 Dehiszenzen in der 3D- Rendering-Software

Zur Ermittlung des kraniokaudalen Defektausmaßes in der 3D-Rendering-Funktion wurden die zu untersuchenden Zahnregionen zunächst im *Section-Mode* wie in den Punkten 3.3.1 bis 3.3.3. sowohl im Frontalschnitt, als auch im Vertikalschnitt gemäß der Zahnachse ausgerichtet und kalibriert. Anschließend erfolgte die Betrachtung im *Volume-Render-Mode*. Für die Dehiszenzen wurde eine Ermittlung der Defekthöhe vorgenommen, indem diese als Strecke vom Referenzpunkt an der Schneidekante D1 zum am weitesten apikal gelegenen Defektpunkt D2 auf einer Linie parallel zur Zahnachse gemessen wurde (Abb. 21). Wie in den Punkten 3.3.1 bis 3.3.5 beschrieben, wurden die Kürzel n.e. und e. im Falle mangelnder Sichtbarkeit beziehungsweise Messbarkeit eingesetzt.



Abb. 21 Defekthöhe der Dehiszenzen als Strecke D1 - D2; *Volume-Render-Mode* (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge); *Invivo 4* (Anatomage Inc., San Jose, Californien)

3.3.7 Fenestrationen in der 3D-Rendering-Software

Die Bestimmung der Defekthöhe der Fenestrationen erfolgte analog zu dem in Punkt 3.3.6 für die Dehiszenzen beschriebenen Vorgehen. Das kraniokaudale Defektausmaß ergab sich dabei aus der Strecke F1 - F2 von der jeweils koronalen zur apikalen Defektbegrenzung parallel zur Zahnachse (Abb. 22).



Abb. 22 Defekthöhe der Fenestrationen als Strecke D1 - D2; *Volume-Render-Mode* (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge); *Invivo 4* (Anatomage Inc., San Jose, Californien)

3.4 Mikroskopische Vermessung und Erhebung der Referenzwerte

Zusätzlich zur radiologischen Untersuchung wurde eine Vermessung der Knochendefekte unter einem Stereoauflichtmikroskop (Zeiss Stemi SV11: Carl Zeiss, Göttingen, Deutschland) vorgenommen. Diese sollte bei der Analyse der radiologisch ermittelten Werte zum Vergleich dienen und wurden als Goldstandard betrachtet. Die Kiefer wurden zunächst mit einer Bandsäge (Bandsäge Exakt 300, Trennband 0.2 mm; Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland) in kleinere Fragmente geteilt, die eine Untersuchung unter dem Mikroskop erlaubten. Für die Betrachtung der Sägeschnitte wurden die zu untersuchenden Zahnregionen zusätzlich entlang des vertikalen Sägeschnittes komplett zersägt und unter dem Mikroskop im Vertikalschnitt betrachtet. Die Untersuchung der Fenestrationen und Dehiszenzen erfolgte bei achtfacher Vergrößerung mit einem entsprechenden Messokular, für die Darstellung der Sägeschnitte wurde eine sechsfache Vergrößerung gewählt. Es erfolgte die Anfertigung digitaler Aufnahmen der Läsionen mithilfe einer an dem Mikroskop installierten Kamera (JVC 1070C; JVC Deutschland GmbH, Friedberg, Deutschland) und der Software Image C (Imtronic, Berlin, Deutschland). Mithilfe der Mikrokop-Software AxioVision Rel. 4.8 (Carl Zeiss, Göttingen, Geutschland) wurde im Anschluss nach entsprechender Kalibrierung des Maßstabs die Vermessung der im TIFF-Format gespeicherten Defektaufnahmen an einem Notebook im abgedunkelten Raum vorgenommen. Zur Ermittlung des Methodenfehlers nach Dahlberg und des Reliabilitätskoeffizienten nach Houston erfolgte für 23 zufällig ausgewählte Messungen jeweils eine Wiederholungsmessung zeitlichen Abstand Wochen im von acht zur Hauptuntersuchung.

Die Referenzwerte für die Defekttiefe wurden mit einem digitalen Tiefenmessschieber (*TMS 1*; MMO Messwerkzeuge, Deutschland) ermittelt. Für 23 der erhobenen Messwerte erfolgte auch hier jeweils eine Wiederholungsmessung nach acht Wochen.

Dehiszenzen (Abb. 23):

- Defekthöhe als Strecke D1 D2 vom tiefsten Punkt des Defektes zur Referenzebene, parallel zur Zahnachse
- Defektbreite als Strecke B1 B2 von der mesialen zur distalen Defektbegrenzung, parallel zur Referenzebene im Abstand H1-D2 zum Defektboden
- Defekttiefe als Strecke T1 T2 parallel zur Referenzebene entlang des Defektbodens



Abb. 23 Defekthöhe als der Strecke D1 - D2 und Defektbreite als der Strecke B1 - B2 im Abstand H1 - D2 von apikal; Frontalansicht

Fenestrationen (Abb. 24):

- Defekthöhe als Strecke F1 F2 vom koronalen zum apikalen, die Fensterung begrenzenden Knochenrand parallel zur Zahnachse
- Defektbreite als Strecke B1 B2 von der mesialen zur distalen Defektbegrenzung, parallel zur Referenzebene im Abstand H1-F2 zum Defektboden
- Defekttiefe als Strecke T1 T2 parallel zur Referenzebene entlang des Defektbodens



Abb. 24 Defekthöhe als der Strecke F1 - F2 und Defektbreite als der Strecke B1 - B2 im Abstand H1 - F2 von apikal; Frontalansicht

Sägeschnitte (Abb.25):

 Vestibuläre Knochendicke als Länge der drei horizontalen Sägeschnitte (S1 -S2, S3 - S4, S5 - S6) bei Betrachtung des Vertikalschnittes des Zahnes unter dem Mikroskop



Abb. 25 Vermessung der Sägeschnitte anhand der Streckenlängen S1 - S2, S3 - S4 und S5 - S6; Ansicht im Vertikalschnitt

Die vermessenen Dateien wurden im TIFF-Format gespeichert und die Werte als Referenz beim Vergleich mit den Messungen aus der DVT-Untersuchung herangezogen.

3.5 Statistische Analyse

Die explorative Datenanalyse der Messergebnisse wurde mit der Software *SPSS 15.0* (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) für Windows sowie mit *MS Excel 2002* © (Microsoft Deutschland GmbH, Unterschleißheim, Deutschland) durchgeführt. Zur Auswertung lag eine Gesamtzahl von 1326 Messwerten vor, die im Hinblick auf die zu prüfenden Hypothesen unter Punkt 2 nach Defektart, Ansichtsmodus und Bildauflösung getrennt betrachtet wurden. Die mittels Stereoauflichtmikroskop und Messschieber ermittelten Werte dienten als Referenz.

Zur Analyse von Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der ermittelten Messwerte wurden zunächst anhand von 23 zufällig gewählten, wiederholt durchgeführten Messungen der Methodenfehler nach *Dahlberg* und der Reliabilitätskoeffizient nach *Houston* bestimmt. Der zeitliche Abstand zwischen den entsprechenden Messungen betrug acht Wochen. Die Fehlererhebung wurde für das DVT unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen und der gewählten Ansichtsmodi durchgeführt. Nach *Dahlberg* (1940) beschreibt der methodische Fehler das Ausmaß der Schwankungsbreite zweier Werte einer wiederholten Messung, bezogen auf den tatsächlichen Betrag des Messwertes. Er dient der Quantifizierung von Fehlern, die im Rahmen der Identifizierung von Messpunkten auftreten oder durch den Untersucher selbst verursacht werden können. Der Methodenfehler δ wird nach *Dahlberg* (1940) wie folgt berechnet [17]:

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}}$$

Dabei ist *d* die Differenz aus Messwert und Mittelwert der Einzelmessungen und *n* die Anzahl der durchgeführten Messungen. Je mehr sich der berechnete Wert für δ an Null nähert, desto geringer ist der Methodenfehler.

Um eine Aussage über die Zuverlässigkeit der einzelnen Variablen treffen zu können, wurde außerdem der Reliabilitätskoeffizient *R* nach *Houston* (1983) bestimmt [41].

$$R = \frac{1 - \delta^2}{S_v^2}$$

Hier entspricht S_{ν} der Standardabweichung der Variablen. Für zuverlässige Messungen sollte *R* über 0,97 (97%) liegen.

Für die Prüfung der unter Punkt 2 formulierten Hypothesen erfolgte im Anschluss die eingehende Festlegung eines Signifikanzniveaus α. Dieses beschreibt die maximale Irrtumswahrscheinlichkeit, mit der die Nullhypothese und damit das Fehlen eines Zusammenhanges zwischen den Variablen (Messwert DVT und Messwert Mikropskop) abgelehnt werden kann, obwohl sie wahr ist. Das Signifikanzniveau wurde einheitlich

mit $\alpha = 5\% = 0,05$ festgelegt. Anhand von α können die durchgeführten Signifikanztests quantitativ bewertet werden. Sind die dabei ermittelten Ergebnisse (p-Werte) kleiner als α , so spricht man von statistischer Signifikanz zum Niveau α .

Im Rahmen der Bewertung der Hypothesen wurden nachfolgend für jede Defektart getrennt nach vermessenem Parameter, Ansichtsmodus und Bildauflösung die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. In weiterführenden Analysen erfolgte die Bestimmung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson als Maß für den linearen Zusammenhang der unterschiedlichen Messverfahren und des dazugehörigen Signifikanztest. Des Weiteren wurden die durchschnittlichen Differenzen der Mittelwerte aus DVT-Messung und stereomikroskopischer Referenz berechnet. Dabei erfolgte zusätzlich die Bestimmung des 95%-Konfidenzintervalls als Unsicherheitsbereich für die Schätzung der Differenzen der Mittelwerte. Dieses enthält den gesuchten Parameter mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% und sollte zudem den Wert "0" mit einschließen, um statistische Signifikanz auszuschließen. Darüberhinaus wurde auch für diese Untersuchung ein Signifikanztest im Rahmen eines gepaarten t-Testes durchgeführt. Die graphische Darstellung der Analysen wurde anhand von Mittelwertgraphen und sogenannten Bland-Altman-Plots [7] vorgenommen. Bei dem zweitgenannten Verfahren wird die Differenz der korrespondierenden röntgenologischen und mikroskopischen Werte für jede Bildauflösung berechnet und gegen den Mittelwert der beiden Messungen graphisch aufgetragen. So ist zum einen die durchschnittliche Übereinstimmung der Verfahren, zum anderen die Streuung der individuellen Differenzen der einzelnen Messwertepaare ablesbar. Dadurch wird eine Beurteilung der Größenordnungen und Muster der individuellen Abweichungen zwischen den Messmethoden möglich. Bei einer hinreichend symmetrischen Verteilung der jeweiligen Differenzen liegen 95% der Werte im Bereich d ± 2xs (s = Standardabweichung der Differenzen). Dieser Bereich wird auch als "Übereinstimmungsgrenze" (limit of agreement) bezeichnet. Als durchschnittliche Abweichung der beiden Methoden ist die Verzerrung d aus der Graphik abzulesen [30].

Zur Untersuchung der Hypothese 4 erfolgte für sämtliche aufgrund mangelnder Sichtbarkeit beziehungweise Messbarkeit mit n.e. und e. gekennzeicheten Messergebnisse zusätzlich eine isolierte prozentuale Auswertung.

Darüberhinaus wurde für die Analyse der Hypothese 5 anhand der horizontalen Sägeschnitte eine getrennte Betrachtung der ermittelten Messwerte für unterschiedliche Knochendicken und Bildauflösungen vorgenommen.

4 Ergebnisse

4.1 Fehlerberechnung

Die ermittelten Werte für den Methodenfehler nach *Dahlberg* und den Reliabilitätskoeffizienten nach *Houston* sind in Tabelle III zusammengefasst. Die Fehlererhebung wurde für das DVT unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen und der gewählten Ansichtsmodi durchgeführt. Sie belegt eine hohe Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der angewandten Messmethoden.

 Tabelle III
 Methodenfehler nach Dahlberg und Reliabilitätskoeffizient nach Houston unter

 Berücksichtigung der gewählten Voxelgrößen und Ansichtsmodi

	Cross-Sections (Voxelgröße in mm Kantenlänge)			(Vox	Volume-Render (Voxelgröße in mm Kantenlänge)			Re	ferenz			
	0,4	0,3	0,25	0,2	0,125	0,4	0,3	0,25	0,2	0,125	Mikroskop	Messschieber
δ (Dahlberg)	0,01	0,01	0,01	0,00	0,00	0,02	0,01	0,01	0,01	0,00	0,01	0,00
R (Houston)	99,7%	99,6%	99,6%	99,8%	99,8%	99,4%	99,5%	99,7%	99,7%	99,9%	99,8%	99,9%

4.2 Defekthöhe in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung

Die Defekthöhe wurde für die 19 Fenestrationen und 23 Dehiszenzen in zwei unterschiedlichen Ansichtsmodi und allen fünf Auflösungen bestimmt. Zur Erhebung der entsprechenden Referenzwerte diente die stereomikroskopische Untersuchung. Die mit n.e. und e. gekennzeichneten Messungen wurden aus der Analyse ausgeschlossen und unter Punkt 4.4 isoliert berücksichtigt. Für die Dehiszenzen lagen insgesamt 224 gültige Messungen (131 im *Arch-Section-Mode*; 93 im *Volume-Render-Mode*) vor, für die Fenestrationen 199 (114 im *Arch-Section-Mode*; 85 im *Volume-Render-Mode*). Im Folgenden werden die Ergebnisse aus der Untersuchung der *Cross-Sections* des *Arch-Section-Modes* zusammengefasst. Die Auswertungen für die 3D-Rendering-Ansicht sind den Punkten 4.6 und 4.7 zu entnehmen.

4.2.1 Defekthöhe der Dehiszenzen

Abb. 26 gibt einen Überblick über die Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defekthöhen unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Untersuchungsmethoden. Die Mittelwertdifferenzen aus den entsprechenden DVT- und Mikroskopmessungen liegen in einem Bereich von 0,04 mm bis 0,29 mm und sind im einzelnen der Tabelle IV zu entnehmen. Des Weiteren sind sie als Verzerrung d aus den jeweiligen *Bland-Altman-Plots* abzulesen (Abb. 27). Es ist ersichtlich, dass mit steigender Voxelgröße die

mittleren Abweichungen von DVT-Messung und Referenz zunehmen. Auch eine Erweiterung des 95% Konfidenzintervalls, das heisst des Unsicherheitsbereiches für die Schätzung der Mittelwertdifferenzen, wird mit zunehmender Voxelgröße deutlich. Die Korrelationskoeffizienten belegen für sämtliche Bildauflösungen stark positive lineare Zusammenhänge der entsprechenden Variablen mit hoher Signifikanz. Während der t-Test für die Voxelgrößen mit 0,4 mm, 0,3 mm, 0,25 mm und 0,2 mm Kantenlänge statistisch signifikante Unterschiede im Vergleich mit der stereomikroskopischen Referenzmessung ergab, wurde für 0,125 mm Kantenlänge keine statistische Signifikanz nachgewiesen.

Tabelle IVKorrelationskoeffizient nach Pearson (Korrelation von DVT-Wert mit Referenzwert),
durchschnittliche Differenz der Mittelwerte (aus DVT- und Referenzwert) in mm,
95% Konfidenzintervall in mm und p-Werte des t-Tests für die Defekthöhen in den
unterschiedlichen Bildauflösungen; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

	Korrelationskoeffizient	Differenz	···) N / a ··· (4 Ta a 4)
	p-Wert	o-Wert 95% Konfidenzintervall	
CS 0.4	0.977	0,29	0.002
	<0.001	[0.12, 0.45]	0.002
CS 0.3	0.998	0.27	-0.001
	<0.001	[0.15, 0.38]	<0.001
CS 0.25	0.996	0.17	-0.001
	<0.001	[0.12, 0.24]	<0.001
CS 0.2	0.997	0.07	0.006
	<0.001	[0.02, 0.12]	0.006
CS 0.125	0.997	0.04	0.159
	<0.001	[-0.02, 0.09]	0.130



Abb. 26 Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defekthöhen unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen in mm Kantenlänge im Vergleich mit der Referenz; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

Betrachtet man im direkten Vergleich die *Bland-Altman-Plots* für die Messwerte in den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,25 mm und 0,4 mm Kantenlänge (Abb. 27), so ist eine deutliche Verkleinerung der Übereinstimmungsgrenzen und damit eine geringere Streuung der Differenzen der einzelnen Messwertepaare mit steigender Auflösung ersichtlich. Die Graphik verdeutlicht, dass bei einer Voxelgröße mit 0,125 mm Kantenlänge in 95% der Fälle ein Messwert erhoben wird, der bis zu 0,29 mm größer beziehungsweise bis zu 0,22 mm kleiner ist als der Referenzwert. Die Verzerrung d als durchschnittliche Abweichung der Methoden beträgt dabei 0,04 mm. Bei 0,25 mm Kantenlänge ist der Wert bis zu 0,4 mm größer und bis zu 0,02 mm kleiner als der mikroskopisch erhobene, die Verzerrung d liegt bei 0,17 mm. Bei einer Kantenlänge von 0,4 mm sind die Messwerte 0,05 bis 0,75 mm größer als die Referenz mit einer Verzerrung von 0,29 mm.



Abb. 27 Vergleich der Bland-Altman-Plots für die Defekthöhen der Dehizenzen mit Verzerrung
 d = Mittelwert der Messwertdifferenzen und Übereinstimmungsgrenzen c = d±2xs,
 wobei s = Standardabweichung der Mittelwertdifferenzen; Voxel mit 0,4, 0,25 und 0,125
 mm Kantenlänge (von links oben nach unten), alle Angaben in mm

4.2.2 Defekthöhe der Fenestrationen

In Abb. 28 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defekthöhen in Abhängigkeit von der jeweiligen Bildauflösung dargestellt. Die Mittelwertdifferenzen aus den entsprechenden DVT- und Mikroskopmessungen liegen dabei in einem Bereich von 0,02 mm bis 0,13 mm (siehe Tabelle V). Diese sind als Verzerrung d auch den entsprechenden *Bland-Altman-Plots* (Abb. 29) zu entnehmen. Eine Vergrößerung der Mittelwertdifferenzen sowie des 95% Konfidenzintervalls mit steigender Voxelgröße ist analog zu Punkt 4.2.1 erkennbar. Bei Betrachtung der Korrelationskoeffizienten wird ein stark positiver linearer Zusammenhang der entsprechenden Variablen bei hoher Signifikanz deutlich. Der t-Test ergab für Voxelgrößen von 0,125 mm und 0,4 mm Kantenlänge keine statistisch signifikanten Unterschiede im Vergleich mit der Referenz.

Tabelle V Korrelationskoeffizient nach Pearson (Korrelation von DVT-Wert mit Referenzwert), durchschnittliche Differenz der Mittelwerte (aus DVT- und Referenzwert) in mm, 95% Konfidenzintervall in mm und p-Werte des t-Tests für die Defekthöhen in den unterschiedlichen Bildauflösungen; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

	Korrelationskoeffizient	Differenz	m Mort (4 Toot)
	p-Wert	95% Konfidenzintervall	p-wert (t-test)
CS 0.4	0.902	0,13	0.06
	<0.001	[0.00, 0.26]	0.00
CS 0.3	0.979	0.07	0.02
	<0.001	[0.01, 0.13]	0.02
CS 0.25	0.979	0.06	0.02
	<0.001	[0.01, 0.12]	0.02
CS 0.2	0.994	0.04	0.000
	<0.001	[0.01, 0.07]	0.009
CS 0.125	0.993	0.02	0.228
	<0.001	[-0.01, 0.05]	0.230



Abb. 28 Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defekthöhen unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen in mm Kantenlänge im Vergleich zur Referenz; *Cross-Sections* (CS); *Arch-Section-Mode* Der Vergleich der *Bland-Altman-Plots* für die Messwerte in den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,25 mm und 0,4 mm Kantenlänge (Abb. 29) zeigt analoge Ergebnisse zu Punkt 4.2.1. Bei 0,125 mm Kantenlänge wird für die Defekthöhen der Fenestrationen in 95% der Fälle ein Messwert erhoben, der bis zu 0,15 mm größer beziehungsweise bis zu 0,11 mm kleiner ist, als der Referenzwert. Die Verzerrung d als durchschnittliche Abweichung der Methoden beträgt 0,02 mm. Bei 0,25 mm Kantenlänge ist der Wert bis zu 0,23 mm größer und bis zu 0,1 mm kleiner als die Referenz mit einer Verzerrung d von 0,06 mm. Für eine Voxelgröße mit 0,4 mm Kantenlänge weichen die Messwerte um bis zu 0,32 mm nach unten und 0,62 mm nach oben von der Referenz ab. Dabei ist eine Verzerrung von 0,13 mm abzulesen.



Abb. 29 Vergleich der Bland-Altman-Plots für die Defekthöhen der Fenestrationen mit Verzerrung d = Mittelwert der Messwertdifferenzen und Übereinstimmungsgrenzen c = d±2xs, wobei s = Standardabweichung der Mittelwertdifferenzen; Voxel mit 0,4, 0,25 und 0,125 mm Kantenlänge (von links oben nach unten), alle Angaben in mm

4.3 Defektbreite in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung

Die Defektbreite wurde für die 23 Dehiszenzen und 19 Fenestrationen im *Arch-Section-Mode* in allen fünf Bildauflösungen untersucht. Abzüglich der mit n.e. und e. gekennzeichneten Messungen ging eine Gesamtzahl von 101 Messwerten für die Fenestrationen und 129 gültigen Messungen für die Dehiszenzen in die Analyse ein.

4.3.1 Defektbreite der Dehiszenzen

Abb. 30 ist ein Überblick über die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defektbreiten in sämtlichen Untersuchungsverfahren zu entnehmen. Die Differenzen der Mittelwerte aus den entsprechenden DVT- und Mikroskopmessungen liegen dabei in einem Bereich von 0,05 mm bis 0,18 mm und sind im einzelnen in der Tabelle VI dargestellt. Darüberhinaus sind sie als Verzerrung d aus den jeweiligen Bland-Altman Plots abzulesen (Abb. 31). Analog zu den Beobachtungen für die Defekthöhen ist ein Anstieg der Mittelwertdifferenzen mit steigender Voxelgröße ersichtlich. Das 95% Konfidenzintervall liegt für Voxelgrößen mit 0,125 mm, 0,2 mm und 0,25 mm Kantenlänge in ähnlichen Bereichen, bei 0,3 mm und 0,4 mm Kantenlänge wird eine Erweiterung des Intervalls deutlich. Die Korrelationskoeffizienten zeigen für sämtliche Bildauflösungen einen stark positiven linearen Zusammenhang bei hoher Signifikanz. Während der t-Test für die Voxelgrößen mit 0,4 mm, 0,3 mm, 0,25 mm und 0,2 mm Kantenlänge statistisch signifikante Unterschiede im Vergleich mit der stereomikroskopischen Referenzmessung ergab, wurde für 0,125 mm Kantenlänge keine statistische Signifikanz nachgewiesen.

Tabelle VI Korrelationskoeffizient nach Pearson (Korrelation von DVT-Wert mit Referenzwert), durchschnittliche Differenz der Mittelwerte (aus DVT- und Referenzwert) in mm, 95% Konfidenzintervall in mm und p-Werte des t-Tests für die Defektbreiten in den unterschiedlichen Bildauflösungen; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

	Korrelationskoeffizient	Differenz	n Mort (t Toot)	
	p-Wert	95% Konfidenzintervall	p-wert (t-lest)	
CS 0.4	0.942	0.18	0.01	
	<0.001	[0.05, 0.32]	0.01	
CS 0.3	0.932	0.20	0.01	
	<0.001	[0.06, 0.34]	0.01	
CS 0.25	0.989	0.11	-0.01	
	<0.001	[0.05, 0.16]	<0.01	
CS 0.2	0.990	0.07	0.01	
	<0.001	[0.02, 0.13]	0.01	
CS 0.125	0.990	0.05	0.05	
	<0.001	[0.00, 0.10]	0.05	



Abb. 30 Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defektbreiten unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen in mm Kantenlänge im Vergleich mit der Referenz; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

Abb. 31 zeigt die *Bland-Altman-Plots* für die Messwerte in den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,25 mm und 0,4 mm Kantenlänge. Auch hier ist eine geringere Streuung der Differenzen der einzelnen Messwertepaare mit steigender Auflösung ersichtlich. Bei 0,125 mm Kantenlänge wird in 95% der Fälle ein Messwert erhoben, der bis zu 0,22 mm größer beziehungsweise bis zu 0,07 mm kleiner ist als der Referenzwert. Die durchschnittliche Abweichung der Methoden (Verzerrung d) beträgt 0,05 mm. Bei 0,25 mm Kantenlänge ist der Wert bis zu 0,36 mm größer und bis zu 0,07 mm kleiner als das Ergebnis der mikroskopischen Messung, dabei liegt die Verzerrung d bei 0,11 mm. Für eine Voxelgröße von 0,4 mm Kantenlänge betragen die Abweichungen von der Referenz bis zu 0,4 mm nach unten und bis zu 0,62 mm nach oben mit einer Verzerrung d von 0,18 mm.



Abb. 31 Vergleich der Bland-Altman-Plots für die Defektbreiten der Dehiszenzen mit Verzerrung d = Mittelwert der Messwertdifferenzen und Übereinstimmungsgrenzen c = d±2xs, wobei s = Standardabweichung der Mittelwertdifferenzen; Voxel mit 0,4, 0,25 und 0,125 mm Kantenlänge (von links oben nach unten), alle Angaben in mm

4.3.2 Defektbreite der Fenestrationen

Abb. 32 gibt einen Überblick über Mittelwerte und Standardabweichungen der Defektbreiten unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Untersuchungsmethoden. Für die Differenzen der Mittelwerte kann dabei ein Intervall von -0,04 bis 0,05 angegeben werden. Im einzelnen sind diese der Tabelle VII zu entnehmen und zudem als Verzerrung d in Abb. 33 dargestellt. Die Differenzen der Mittelwerte und das 95% Konfidenzintervall liegen für die hochauflösenden Voxelgrößen mit 0,125 mm, 0,2 mm und 0,25 mm Kantenlänge in ähnlichen Bereichen, für den Standardmodus ist ein leichter Anstieg der Parameter erkennbar. Bei Betrachtung der Korrelationskoeffizienten wird ein stark positiver linearer Zusammenhang der entsprechenden Variablen bei hoher Signifikanz deutlich. Der t-Test ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede im Vergleich mit der Referenz.

Tabelle VII Korrelationskoeffizient nach Pearson (Korrelation von DVT-Wert mit Referenzwert), durchschnittliche Differenz der Mittelwerte in mm (aus DVT- und Referenzwert), 95% Konfidenzintervall in mm und p-Werte des t-Tests für die Defektbreiten in den unterschiedlichen Bildauflösungen; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

	Korrelationskoeffizient	Differenz		
	p-Wert	95% Konfidenzintervall	p-wert (t-lest)	
CS 0.4	0.856	-0.04	0.57	
	<0.001	[-0.19, 0.11]	0.37	
CS 0.3	0.908	0.05	0.35	
	<0.001	[-0.06, 0.14]	0.35	
CS 0.25	0.956	0.00	0.88	
	<0.001	[-0.09, 0.08]	0.86	
CS 0.2	0.980	0.01	0.84	
	<0.001	[-0.05, 0.06]	0.84	
CS 0.125	0.975	-0.02	0.54	
	<0.001	[-0.08, 0.04]	0.34	



Abb. 32 Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defektbreiten unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen in mm Kantenlänge im Vergleich mit der Referenz; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

In den *Bland-Altman-Plots* für die Messwerte in den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,25 mm und 0,4 mm Kantenlänge (Abb. 33) weicht der Messwert in der höchsten Auflösung in 95% der Fälle bis zu 0,22 mm nach oben beziehungsweise bis zu 0,24 mm nach unten von der Referenz ab. Die Verzerrung d als durchschnittliche Abweichung der Methoden beträgt dabei -0,02 mm. Bei 0,25 mm Kantenlänge ist der Wert bis zu 0,3 mm größer und bis zu 0,23 mm kleiner als der Referenzwert, die Verzerrung d ist gleich null. Für eine Voxelgröße von 0,4 mm Kantenlänge sind 0,42 mm Abweichung nach oben und 0,32 mm Abweichung nach unten bei einer Verzerrung d von -0,04 mm abzulesen.



Abb. 33 Vergleich der Bland-Altman-Plots für die Defektbreiten der Fenestrationen mit Verzerrung d = Mittelwert der Messwertdifferenzen und Übereinstimmungsgrenzen c = d±2xs, wobei s = Standardabweichung der Mittelwertdifferenzen; Voxel mit 0,4, 0,25 und 0,125 mm Kantenlänge (von links oben nach unten), alle Angaben in mm

4.4 Defekttiefe in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung

Auch die Defekttiefe wurde im *Arch-Section-Mode* in sämtlichen Bildauflösungen bestimmt. Hier führte die Untersuchung der 23 Dehiszenzen zu insgesamt 105 gültigen Messungen, für die 19 Fenestrationen lag eine Gesamtzahl von 84 Messwerten zur Analyse vor.

4.4.1 Defekttiefe der Dehiszenzen

In Abb. 34 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der Defekttiefen für die unterschiedlichen Untersuchungsverfahren angegeben. Die Differenzen der Mittelwerte aus den entsprechenden DVT- und Mikroskopmessungen liegen dabei in einem Bereich von -0,14 mm bis 0,05 mm und sind im einzelnen in der Tabelle VIII dargestellt. Des Weiteren entsprechen sie der Verzerrung d in den jeweiligen *Bland-Altman-Methodenvergleichen* (Abb. 35). Es ist ersichtlich, dass mit steigender Voxelgröße die Differenzen der Mittelwerte von DVT-Messung und Referenz zunehmen. Auch eine Erweiterung des 95% Konfidenzintervalls wird mit zunehmender Voxelgröße deutlich. Die Korrelationskoeffizienten zeigen für sämtliche Bildauflösungen einen stark positiven linearen Zusammenhang bei hoher Signifikanz. Der t-Test ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede im Vergleich mit den entsprechenden Referenzwerten.

Tabelle VIIIKorrelationskoeffizient nach Pearson (Korrelation von DVT-Wert mit Referenzwert),
durchschnittliche Differenz der Mittelwerte in mm (aus DVT- und Referenzwert),
95% Konfidenzintervall in mm und p-Werte des t-Tests für die Defekttiefen in den
unterschiedlichen Bildauflösungen; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

	Korrelationskoeffizient	Differenz	n Wort (t Toot)	
	p-Wert	95% Konfidenzintervall	p-wert (t-lest)	
CS 0.4	0.932	-0.10	0.26	
	<0.001	[-0.29, 0.08]	0.20	
CS 0.3	0.950	-0.14	0.08	
	<0.001	[-0.30, 0.02]	0.08	
CS 0.25	0.977	-0.05	0.26	
	<0.001	[-0.16, 0.05]	0.20	
CS 0.2	0.998	-0.07	0.00	
	<0.001	[-0.14, 0.00]	0.06	
CS 0.125	0.993	0.05	0.00	
	<0.001	[-0.01, 0.01]	0.09	



Abb. 34 Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defekttiefen unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen in mm Kantenlänge im Vergleich mit der Referenz; *Cross-Sections* (CS); *Arch-Section-Mode*

Betrachtet man im direkten Vergleich die *Bland-Altman-Plots* für die Messwerte in den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,25 mm und 0,4 mm Kantenlänge (Abb. 35), so ist eine deutliche Verkleinerung der Übereinstimmungsgrenzen und damit auch eine geringere Streuung der Differenzen der einzelnen Messwertepaare mit steigender Auflösung ersichtlich. Die Graphik verdeutlicht, dass bei 0,125 mm Kantenlänge in 95% der Fälle ein Messwert erhoben wird, der bis zu 0,19 mm größer beziehungsweise bis zu 0,28 mm kleiner ist als der Referenzwert. Die durchschnittliche Abweichung der Methoden beträgt dabei -0,05 mm (Verzerrung d). Bei 0,25 mm Kantenlänge ist der Wert bis zu 0,28 mm größer und bis zu 0,4 mm kleiner als die Referenz. Die Verzerrung d beträgt -0,05 mm. Bei einer Voxelgröße von 0,4 mm Kantenlänge betragen die Abweichungen von der Referenz 0,5 mm nach oben und 0,68 mm nach unten. Die Verzerrung d liegt bei -0,10 mm.



Abb. 35 Vergleich der Bland-Altman-Plots für die Defekttiefen der Dehiszenzen mit Verzerrung d = Mittelwert der Messwertdifferenzen und Übereinstimmungsgrenzen c = d±2xs, wobei s = Standardabweichung der Mittelwertdifferenzen; Voxel mit 0,4, 0,25 und 0,125 mm Kantenlänge (von links oben nach unten), alle Angaben in mm

4.4.2 Defekttiefe der Fenestrationen

Abb. 36 gibt einen Überblick über die Mittelwerte und Standardabweichungen der Defekttiefen unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Untersuchungsmethoden. Die Mittelwertdifferenzen aus den entsprechenden DVT- und Mikroskopmessungen liegen dabei in einem Bereich von 0,37 mm und 0,45 mm (siehe auch Tabelle IX). Sie entsprechen außerdem der jeweiligen Verzerrung d in den unten dargestellten Bland-Altman-Plots (Abb. 37). Auch hier ist ein Anstieg der Werte im Standardmodus (Voxelgrößen mit 0,3 und 0,4 mm Kantenlänge) zu verzeichnen, während die hochauflösenden Verfahren zu identischen Mittelwertdifferenzen führen. Die Korrelationskoeffizienten belegen für sämtliche Bildauflösungen stark positive lineare Zusammenhänge der entsprechenden Variablen mit hoher Signifikanz. Der t-Test lieferte keine statistisch signifikanten Unterschiede im Vergleich mit der stereomikroskopischen Referenzmessung.

Tabelle IX Korrelationskoeffizient nach *Pearson* (Korrelation von DVT-Wert mit Referenzwert), durchschnittliche Differenz der Mittelwerte in mm (aus DVT- und Referenzwert), 95% Konfidenzintervall in mm und p-Werte des t-Tests für die Defekttiefen in den unterschiedlichen Bildauflösungen; *Cross-Sections* (CS); *Arch-Section-Mode*

	Korrelationskoeffizient	Differenz		
	p-Wert	95% Konfidenzintervall	p-wert (t-lest)	
CS 0.4	0.850	0.45	0.10	
	<0.001	[-0.26, 1.15]	0.19	
CS 0.3	0.861	0.41	0.20	
	<0.001	[-0.24, 1.06]	0.20	
CS 0.25	0.893	0.37	0.17	
	<0.001	[-0.17, 0.91]	0.17	
CS 0.2	0.884	0.37	0.47	
	<0.001	[-0.19, 0.92]	0.17	
CS 0.125	0.888	0.37	0.47	
	<0.001	[-0.18, 0.92]	0.17	



Abb. 36 Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defekttiefen unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen in mm Kantenlänge im Vergleich mit der Referenz; *Cross-Sections* (CS); *Arch-Section-Mode* Der Vergleich der *Bland-Altman-Plots* für die Messwerte in den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,25 mm und 0,4 mm Kantenlänge (Abb. 37) führt zu analogen Ergebnissen wie unter Punkt 4.4.1. Bei 0,125 mm Voxel wird für die Defekttiefen der Fenestrationen in 95% der Fälle ein Messwert erhoben, der bis zu 0,21 mm größer beziehungsweise bis zu 0,24 mm kleiner ist, als der Referenzwert. Bei 0,25 mm Kantenlänge ist der Wert bis zu 0,3 mm größer und bis zu 0,24 mm kleiner als der mikroskopische Wert. Die Verzerrung d beträgt für beide Auflösungen 0,37 mm. Für die Voxelgröße 0,4 mm weichen die Messwerte um bis zu 0,32 mm nach unten und 0,42 mm nach oben von der Referenz ab. Die Verzerrung d liegt bei 0,45 mm.



Abb. 37 Vergleich der Bland-Altman-Plots für die Defekttiefen der Fenestrationen mit Verzerrung d = Mittelwert der Messwertdifferenzen und Übereinstimmungsgrenzen c = d±2xs, wobei s = Standardabweichung der Mittelwertdifferenzen; Voxel mit 0,4, 0,25 und 0,125 mm Kantenlänge (von links oben nach unten), alle Angaben in mm

4.5 Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Bildauflösung

Aus den für die einzelnen Defektdimensionen ermittelten Ergebnissen unter den Punkten 4.2 bis 4.4 lässt sich bereits eine deutliche Aussage zur Darstellung der Defektmorphologie in den unterschiedlichen Auflösungen ableiten. Bei eingehender Betrachtung der Werte isoliert für jede Auflösung wird deutlich, dass mit steigender Voxelgröße die Differenzen der Mittelwerte und demzufolge die durchschnittliche Abweichung von DVT-Messung und Referenz zunehmen. In den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,2 mm und 0,25 mm Kantenlänge liegen die oben genannten Intervalle meist nur im Prozentbereich, während Kantenlängen von 0,3 mm und 0,4 mm größere Mittelwertdifferenzen aufweisen und die größeren Spannweiten der beschriebenen Bereiche bedingen. Diese Beobachtungen gelten gleichermaßen für den *Arch-Section-Mode* und für den *Volume-Render-Mode*.

4.5.1 Allgemeine Betrachtung der Darstellbarkeit der Defektparameter

Im folgenden wird eine allgemeine Betrachtung der Sichtbarkeit und Messbarkeit der Defekte in Abhängigkeit vom gewählten Ansichtsmodus und der Bildauflösung vorgenommen. Die Tabellen X und XI geben einen Überblick über die Anzahl der nicht erkennbaren (n.e.), beziehungsweise der erkennbaren, aber aufgrund mangelnder Deutlichkeit nicht eindeutig messbaren Defektparameter (e.). Darüberhinaus wird deren prozentualer Anteil an der Gesamtsumme der je Auflösung durchgeführten Messungen angegeben. Es ist ersichtlich, dass mit steigender Voxelgröße die Darstellungskraft der Aufnahmen deutlich abnimmt und somit die Anzahl der metrisch erfassbaren Parameter sinkt. Die Auswertung erfolgte für den *Volume-Render-Mode* und die *Cross-Sections* im *Arch-Section-Mode* getrennt ohne Berücksichtigung der untersuchten Defektart. In den hohen Auflösungen (Voxelgrößen mit Kantenlängen von 0,125 mm, 0,2 mm und 0,25 mm) wird dabei für über 90% eine zur Vermessung hinreichende Darstellung der zu untersuchenden Regionen erreicht.

Tabelle XAnzahl der nicht erkennbaren (n.e.) beziehungsweise der erkennbaren, aber
aufgrund mangelnder Deutlichkeit nicht eindeutig messbaren Defektparameter (e.)
und prozentualer Anteil an der Gesamtsumme der je Auflösung durchgeführten
Messungen; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

	nicht erkennbar	erkennbar	messbar	Summe
CS 0.4	28 (15,1%)	53 (28,5%)	105 (56,5%)	186 (100,0%)
CS 0.3	25 (13,4%)	38 (20,4%)	123 (66,1%)	186 (100,0%)
CS 0.25	1 (0,5%)	14 (7,5%)	171 (91,9%)	186 (100,0%)
CS 0.2	1 (0,5%)	14 (7,5%)	171 (91,9%)	186 (100,0%)
CS 0.125	1 (0,5%)	14 (7,5%)	171 (91,9%)	186 (100,0%)

Tabelle XIAnzahl der nicht erkennbaren (n.e.) beziehungsweise der erkennbaren, aber
aufgrund mangelnder Deutlichkeit nicht eindeutig messbaren Defekthöhen (e.) und
prozentualer Anteil an der Gesamtsumme der je Auflösung durchgeführten
Messungen; Volume-Render-Mode (VR) im Vergleich mit den Cross-Sections (CS)
des Arch-Section-Mode

	nicht erkennbar		erkennbar		messbar		Summe
	VR	CS	VR	CS	VR	CS	
CS/VR 0.4	10 (23,8%)	3 (7,1%)	0 (0,0%)	1 (2,4%)	32 (76,2%)	38 (90,0%)	42 (100,0%)
CS/VR 0.3	9 (21,4%)	3 (7,1%)	1 (2,4%)	0 (0,0%)	32 (76,2%)	39 (92,9%)	42 (100,0%)
CS/VR 0.25	4 (9,5%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	38 (90,5%)	42 (100,0%)	42 (100,0%)
CS/VR 0.2	4 (9,5%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	38 (90,5%)	42 (100,0%)	42 (100,0%)
CS/VR 0.125	4 (9,5%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	38 (90,5%)	42 (100,0%)	42 (100,0%)

4.5.2 Allgemeiner Vergleich der Messdaten mit den Referenzwerten

Der Vergleich der radiologischen Messdaten mit den Referenzwerten zeigt, dass in sämtlichen Auflösungen und beiden Ansichtsmodi kein Messwert mehr als 1 mm vom tatsächlichen Wert abweicht, unabhängig von der vermessenen Defektart und - dimension. Die zusammengefassten Daten weisen in insgesamt 39% Prozent der Messungen zu kleine Werte im Vergleich mit den realen Defektdaten auf. Bei 58% Prozent sämtlicher DVT-Aufnahmen wurden zu große Werte ermittelt. 3% Prozent der Aufnahmen zeigen keinerlei Abweichungen von den realen Defektmaßen. In Abb. 38 sind die jeweiligen prozentualen Abweichungen (zu klein, zu groß, keine Abweichung) bei der Vermessung der Defekte für die einzelnen Bildauflösungen dargestellt.



Abb. 38 Prozentuale Abweichungen (zu klein, zu groß, keine Abweichung) unabhängig von der Defektart bei der Vermessung in den unterschiedlichen Auflösungen (Voxelgrößen in mm Kantenlänge)

Abb. 39 gibt einen Überblick über die jeweiligen prozentualen Abweichungen (zu klein, zu groß, keine Abweichung) bei der Vermessung der Defektparameter in den unterschiedlichen Ansichtsmodi unabhängig von der Defektart.



Abb. 39 Prozentuale Abweichungen (zu klein, zu groß, keine Abweichung) unabhängig von der Defektart bei der Vermessung der Defektparameter im *Volume-Render-Mode* (VR) und in den *Cross-Sections* (CS) des *Arch-Section-Mode*

4.6 Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Knochendicke

Zur Untersuchung der Abhängigkeit der Darstellung vestibulärer Knochenstrukturen von der Knochendicke dienten die 20 mit Sägeschnitten versehenen bukkalen Zahnregionen. Bei drei horizontalen Schnitten pro Zahn ergab sich eine Gesamtzahl von 60 Defekten. Die stereomikroskopisch ermittelten Streckenlängen lagen zwischen 0,29 mm und 2,04 mm, wobei insgesamt zwölf Sägeschnitte flacher als 0,5 mm und zwei davon flacher als 0,3 mm waren.

Die radiologische Untersuchung in den fünf unterschiedlichen Auflösungen im *Arch-Section-Mode* ergab im Vergleich mit den stereomikroskopisch ermittelten Referenzwerten folgende Ergebnisse: in der höchsten Voxelgröße (0,4 mm Kantenlänge) waren lediglich neun der 60 Sägeschnitte (15%) messbar, keiner davon kleiner als 0,6 mm. Von den übrigen wurden elf Sägeschnitte (18%) als nicht erkennbar (n.e.) eingestuft, 40 Sägeschnitte (67%) als erkennbar (e.), jedoch nicht vermessbar.

Bei einer Voxelgröße von 0,3 mm Kantenlänge wurden insgesamt 22 Messwerte (37%) erhoben. Zehn (16 %) der Sägeschnitte wurden als nicht sichtbar eingestuft, 28 (47%) Sägeschnitte als sichtbar, jedoch nicht vermessbar. Unterhalb von 0,6 mm konnte auch hier keine Messung vorgenommen werden. Bei Voxelgrößen mit 0,25 mm, 0,2 mm sowie 0,125 mm Kantenlänge konnten insgesamt 58 der 60 Defekte (97%) vermessen werden. Die beiden Sägeschnitte, deren Länge unterhalb von 0,3 mm liegt, konnten in keiner der untersuchten Auflösungen hinreichend genau dargestellt werden. Einen Überblick über die Anzahl der vermessenen Sägeschnitte je Auflösung und deren Knochenstärken gibt die Tabelle XII.

Knochenstärke (mm)	<0,3	0,3-0,6	0,6-0,8	>0,8
Gesamtzahl	2	13	21	24
CS 0.4	0	0	2	7
CS 0.3	0	0	10	12
CS 0.25	0	13	21	24
CS 0.2	0	13	21	24
CS 0.125	0	13	21	24

Tabelle XIIÜbersicht über die Anzahl der vermessenen Sägeschnitte je Auflösung und deren
Knochenstärke; Cross-Sections (CS); Arch-Section-Mode

In Abb. 40 sind ergänzend die jeweiligen prozentualen Abweichungen von der Referenz (zu klein, zu groß, keine Abweichung) für die Vermessung der Sägeschnitte in den unterschiedlichen Auflösungen dargestellt.



Abb. 40 Prozentuale Abweichungen (zu klein, zu groß, keine Abweichung) bei der Vermessung der Sägeschnitte unter Berücksichtigung der Bildauflösung (Voxelgrößen in mm Kantenlänge) Zur Analyse der Genauigkeit der Darstellung der Sägeschnitte im Vergleich mit der Referenz gibt die Abb. 41 einen Überblick über die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen für die Streckenlängen in sämtlichen Untersuchungsverfahren. Die Differenzen der Mittelwerte aus den entsprechenden DVT- und Mikroskopmessungen liegen dabei in einem Bereich von -0,05 mm bis 0,05 mm und sind im einzelnen in Tabelle XIII dargestellt und als Verzerrung d aus den jeweiligen *Bland-Altman-Plots* abzulesen (Abb. 42).

Tabelle XIIIKorrelationskoeffizient nach Pearson (Korrelation von DVT-Wert mit Referenzwert),
durchschnittliche Differenz der Mittelwerte in mm (aus DVT- und Referenzwert),
95% Konfidenzintervall in mm und p-Werte des t-Tests für die Streckenlängen der
Sägeschnitte in den unterschiedlichen Bildauflösungen; Cross-Sections (CS);
Arch-Section-Mode

	Korrelationskoeffizient	Differenz	n Mort (f Taat)	
	p-Wert	95% Konfidenzintervall	p-wert (t-test)	
CS 0.4	0.951	-0,05	0.42	
	<0.001	[-0.18, 0.08]	0.45	
CS 0.3	0.859	-0.04	0.47	
	<0.001	[-0.14, 0.07]	0.47	
CS 0.25	0.888	0.05	0.05	
	<0.001	[0.00, 0.09]	0.05	
CS 0.2	0.906	0.02	0.26	
	<0.001	[-0.02, 0.06]	0.20	
CS 0.125	0.908	0.01	0.72	
	<0.001	[-0.03, 0.06]	0.73	



Abb. 41 Mittelwerte und Standardabweichungen für die Streckenlängen der Sägeschnitte unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen in mm Kantenlänge im Vergleich mit der Referenz; *Cross-Sections* (CS); *Arch-Section-Mode*

Betrachtet man im direkten Vergleich die *Bland-Altman-Plots* für die Messwerte in den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,25 mm und 0,4 mm Kantenlänge (Abb. 42), so wird die erhebliche Abnahme der möglichen Messungen von Knochendicken unterhalb von 0,6 mm mit Verringerung der Auflösung nochmals deutlich. Bei 0,125 mm Kantenlänge wird in 95% der Fälle ein Messwert erhoben, der bis zu 0,3 mm größer beziehungsweise bis zu 0,42 mm kleiner ist, als der Referenzwert. Die durchschnittliche Abweichung der Methoden beträgt dabei 0,01 mm (Verzerrung d). Bei 0,25 mm Kantenlänge ist der Wert bis zu 0,36 mm größer und bis zu 0,28 mm kleiner als der mikroskopisch ermittelte Wert. Die Verzerrung d beträgt 0,05 mm. Bei einer Voxelgröße von 0,4 mm Kantenlänge betragen die Abweichungen von der Referenz 0,16 mm nach oben und 0,42 mm nach unten. Die Verzerrung d liegt bei -0,05 mm.



Abb. 42 Vergleich der Bland-Altman-Plots für die Streckenlängen der Sägeschnitte mit Verzerrung d = Mittelwert der Messwertdifferenzen und Übereinstimmungsgrenzen c = d±2xs, wobei s = Standardabweichung der Mittelwertdifferenzen; Voxel mit 0,4, 0,25 und 0,125 mm Kantenlänge (von links oben nach unten), alle Angaben in mm

4.7 Dehiszenzen in der 3D-Rendering-Software

Die Defekthöhen der 23 Dehiszenzen wurden neben der Vermessung im *Arch-Section-Mode* in der 3D-Rendering-Ansicht untersucht. Abzüglich der 22 mit n.e. und e. gekennzeichneten Messungen ging eine Gesamtzahl von 93 Messwerten in den statistischen Vergleich mit der stereomikroskopisch ermittelten Referenz ein. Abb. 43 gibt einen Überblick über die berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen unter Berücksichtigung der verschiedenen Bildauflösungen. Die Mittelwertdifferenzen aus den entsprechenden DVT- und Mikroskopmessungen liegen in einem Bereich von 0,29 mm bis 0,67 mm und sind im einzelnen der Tabelle XIV zu entnehmen. Analog zu Punkt 4.2.1 wird deutlich, dass mit steigender Voxelgröße die Differenzen der Mittelwerte von DVT-Messung und Referenz zunehmen. Ebenso ist eine Erweiterung des 95% Konfidenzintervalls ersichtlich. Die Korrelationskoeffizienten belegen für sämtliche Bildauflösungen stark positive lineare Zusammenhänge der entsprechenden Variablen mit hoher Signifikanz. Der t-Test ergab für alle fünf untersuchten Voxelgrößen statistisch

Tabelle XIV Korrelationskoeffizient nach Pearson (Korrelation von DVT-Wert mit Referenzwert), durchschnittliche Differenz der Mittelwerte in mm (aus DVT- und Referenzwert), 95% Konfidenzintervall in mm und p-Werte des t-Tests für die Defekthöhen in den unterschiedlichen Bildauflösungen; Volume-Render-Mode (VR)

	Korrelationskoeffizient	Differenz	n Wort (t Toot)	
	p-Wert	95% Konfidenzintervall	p-wert (t-test)	
VR 0.4	0.986	0.67	-0.001	
	<0.001	[0.53, 0.85]	<0.001	
VR 0.3	0.987	0.52	-0.001	
	<0.001	[0.39, 0.65]	<0.001	
VR 0.25	0.991	0.52	~0.001	
	<0.001	[0.41, 0.63]	<0.001	
VR 0.2	0.995	0.42	-0.001	
	<0.001	[0.32, 0.52]	<0.001	
VR 0.125	0.994	0.29	-0.001	
	<0.001	[0.20, 0.38]	<0.001	



Abb. 43 Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defekthöhen unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen in mm Kantenlänge im Vergleich mit der Referenz; *Volume-Render-Mode* (VR)

In den *Bland-Altman-Plots* für die Messwerte in den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,25 mm und 0,4 mm Kantenlänge (Abb. 44) weicht der Messwert in der höchsten Auflösung in 95% der Fälle bis zu 0,62 mm nach oben beziehungsweise bis zu 0,1 mm nach unten von der Referenz ab. Die Verzerrung d als durchschnittliche Abweichung der Methoden beträgt dabei 0,29 mm. Bei 0,25 mm Kantenlänge ist der Wert zwischen 0,22 mm und 0,92 mm größer als der Referenzwert, die Verzerrung d liegt bei 0,52 mm. Für eine Voxelgröße von 0,4 mm Kantenlänge beträgt die Abweichung 0,16 mm bis 1,0 mm nach oben bei einer Verzerrung d von 0,67 mm.



Abb. 44 Vergleich der Bland-Altman-Plots für die Defekthöhen der Dehiszenzen mit Verzerrung
 d = Mittelwert der Messwertdifferenzen und Übereinstimmungsgrenzen c = d±2xs,
 wobei s = Standardabweichung der Mittelwertdifferenzen; Voxel mit 0,4, 0,25 und 0,125
 mm Kantenlänge (von links oben nach unten), alle Angaben in mm

4.8 Fenestrationen in der 3D-Rendering-Software

Auch für die Defekthöhen der Fenestrationen erfolgte eine zusätzliche Vermessung in der 3D-Rendering-Software. Insgesamt wurden 95 Messungen durchgeführt. Nach Abzug der 10 mit n.e. und e. gekennzeichneten Werte lag eine Gesamtzahl von 85 Messwerten zur statistischen Auswertung vor. In der Abb. 45 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defekthöhen in Abhängigkeit von der jeweiligen Bildauflösung dargestellt. Die Mittelwertdifferenzen aus den entsprechenden DVT- und Mikroskopmessungen liegen dabei in einem Bereich von -0,15 mm bis 0,02 mm. Im Tabelle XV Detail sind sie der zu entnehmen. Eine Vergrößerung der Mittelwertdifferenzen sowie des 95% Konfidenzintervalls mit steigender Voxelgröße ist analog zu Punkt 4.7 erkennbar. Bei Betrachtung der Korrelationskoeffizienten wird ein stark positiver linearer Zusammenhang der entsprechenden Variablen bei hoher Signifikanz deutlich. Der t-Test ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede im Vergleich mit der Referenz.

Tabelle XV Korrelationskoeffizient nach *Pearson* (Korrelation von DVT-Wert mit Referenzwert), durchschnittliche Differenz der Mittelwerte in mm (aus DVT- und Referenzwert), 95% Konfidenzintervall in mm und p-Werte des t-Tests für die Defekthöhen in den unterschiedlichen Bildauflösungen; *Volume-Render-Mode* (VR)

	Korrelationskoeffizient	Differenz	n Wort (t Toot)
	p-Wert	95% Konfidenzintervall	p-wert (t-lest)
VR 0.4	0.833	-0.15	0.05
	<0.001	[-0.31, 0.01]	
VR 0.3	0.807	-0.09	0.18
	<0.001	[-0.23, 0.05]	
VR 0.25	0.906	-0.07	0.19
	<0.001	[-0.19, 0.04]	
VR 0.2	0.993	0.02	0.53
	<0.001	[-0.06, 0.10]	
VR 0.125	0.985	0.00	0.88
	<0.001	[-0.04, 0.04]	



Abb. 45 Mittelwerte und Standardabweichungen für die Defekthöhen unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Bildauflösungen in mm Kantenlänge im Vergleich mit der Referenz; Volume-Render-Mode (VR)

Betrachtet man im direkten Vergleich die *Bland-Altman-Plots* für die Messwerte in den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,125 mm, 0,25 mm und 0,4 mm Kantenlänge (Abb. 46), so ist eine deutliche Verkleinerung der Übereinstimmungsgrenzen und damit auch eine geringere Streuung der Differenzen der einzelnen Messwertepaare mit steigender Auflösung ersichtlich. Die Graphik verdeutlicht, dass bei 0,125 mm Kantenlänge in 95% der Fälle ein Messwert erhoben wird, der bis zu 0,2 mm größer beziehungsweise bis zu 0,14 mm kleiner ist, als der Referenzwert. Die Verzerrung d als durchschnittliche Abweichung der Methoden ist dabei gleich 0. Bei 0,25 mm Kantenlänge ist der Wert bis zu 0,24 mm größer und bis zu 0,38 mm kleiner als der mikroskopisch ermittelte Wert mit einer Verzerrung d von -0,07 mm. Bei einer Voxelgröße von 0,4 mm Kantenlänge sind die Messwerte bis zu 0,29 mm größer und 0,68 mm kleiner als die Referenz. Die Verzerrung liegt bei -0,15 mm.




Abb. 46 Vergleich der Bland-Altman-Plots für die Defekthöhen der Fenestrationen mit Verzerrung d = Mittelwert der Messwertdifferenzen und Übereinstimmungsgrenzen c = d±2xs, wobei s = Standardabweichung der Mittelwertdifferenzen; Voxel mit 0,4, 0,25 und 0,125 mm Kantenlänge (von links oben nach unten), alle Angaben in mm

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methoden

5.1.1 Verwendete Materialien und deren Anwendung

Die vorliegende Studie beschäftigt sich mit der Analyse der Genauigkeit eines modernen dentalen Volumentomographen (KaVo 3D eXam) bei der Darstellung vestibulärer Knochenläsionen. Die Untersuchung erfolgte an vollständig präparierten, Formalin-fixierten menschlichen Unterkieferhälften. An den Fragmenten wurden durch Präparation Läsionsarten (Dehiszenzen, standardisierte drei Fenestrationen, horizontale Sägeschnitte) vestibulär an den Zahnwurzeln platziert, die fünf unterschiedlichen Auflösungen stereomikroskopisch sowie radiologisch in vermessen wurden. Die mikroskopisch erhobenen Werte dienten bei der statistischen Auswertung als Referenz.

Die Durchführung der in-vitro Untersuchung an menschlichen Mandibeln gewährleistete eine hohe Aussagekraft der Ergebnisse der Studie in Bezug auf den klinischen Alltag. Aufgrund der hohen Strahlenbelastung durch die angefertigten fünf röntgenologischen Vergleichsaufnahmen sowie der standardisierten Präparation und Ausrichtung der Defekte, musste von einer Untersuchung an lebenden Probanden Abstand genommen werden. Analog zum Vorgehen in anderen Studien zur Darstellung vestibulärer Knochenläsionen im DVT wurde eine manuelle Präparation der Defekte mit definierter Wandgestaltung und klarer Morphologie gewählt um eine genaue und standardisierte Vermessung zuzulassen [60, 64]. Auch die Festlegung einheitlicher reproduzierbarer Referenzpunkte (Defektwände, Defektböden, Defektoberkanten) hatte sich in zahlreichen Studien für den vorliegenden Versuchsaufbau bewährt [51, 60, 64, 104, 105] und wurde im Rahmen dieser Untersuchung ebenfalls umgesetzt. Anders als in einigen der genannten Studien [64, 104, 105] wurde aufgrund der Ergebnisse zahlreicher Pilotmessungen darauf verzichtet, die Referenzpunkte und insbesondere die apikale Defektbegrenzung mit einem radioopaken Material zu markieren. Auf diese Weise lediglich konnte sichergestellt werden, dass erkennbare knöcherne Bezugspunkte vermessen wurden. Eine radioopake Markierung hätte auch im Falle einer anhand des Röntgenbildes nicht nachvollziehbaren Defektmorphologie einen zur Vermessung auffindbaren Referenzpunkt geboten. Damit wäre eine objektive Beurteilung der Qualität der Darstellung feiner knöcherner Strukturen in den unterschiedlichen Bildauflösungen stark beeinträchtigt und nur sehr eingeschränkt möglich gewesen.

Die untersuchten Defektparameter Höhe (kraniokaudale Ausdehnung), Breite (mesiodistale Ausdehnung) und Tiefe (vestibulo-orale Ausdehnung) entsprechen dem in der Parodontologie üblichen Standard bei der Beschreibung alveolärer Defekte [60, 61, 84]. Um ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit und Standardisierung zu gewährleisten wurde der Defektparameter Höhe bei den Dehiszenzen vom Defektboden bis zur Zahnoberkante gemessen. Andere Studien führen unter diesem Aspekt die Schmelz-Zement-Grenze als kranialen Referenzpunkt an [51, 64, 104]. Da die Identifizierung dieser Struktur im Röntgenbild jedoch erheblich unsicher ist und sie zudem keinen geradlinigen, sondern einen girlandenartig geschwungenen Verlauf aufweist [111], wurde von diesem Vorgehen Abstand genommen und eine manuell geschaffene Referenzebene durch Abtrag des okklusalen Reliefs verwendet.

5.1.2 Untersuchungen mittels dentaler Volumentomographie

Die elf Kieferfragmente wurden nach der Präparation der Defekte im DVT in fünf unterschiedlichen Bildauflösungen untersucht. Eine reproduzierbare Ausrichtung der auf Silikonsockeln fixierten Mandibeln auf der Kinnstütze des DVT-Gerätes gewährleistete dabei eine einheitliche Standardisierung. Nach Dekodierung der Scandaten und Konvertierung in das DICOM-Format erfolgte die Auswertung der Daten am Computer mit der 3D-Imaging-Software *Invivo 4*. Die lineare Abstandsmessung in den jeweiligen Ansichtsmodi des Programmes wurde durch die manuelle Markierung zweier Messpunkte umgesetzt, deren Abstand anschließend als Streckenlänge in mm vom Programm berechnet und angegeben wurde. Durch die standardisierte Ausrichtung und Kalibrierung der zu untersuchenden Zähne mit ihren Knochendefekten in allen dargestellten Ebenen konnte hier eine deutliche Reduzierung der Gefahr von Messfehlern erreicht werden. Die Wiederholung von 23 zufällig gewählten Messungen acht Wochen nach Ersterhebung der Daten mit anschließender Fehlerberechnung gewährleistete eine weitere Fehlerminimierung.

5.1.3 Mikroskopische Vermessung und Erhebung der Referenzwerte

Zur Bewertung der Genauigkeit des dentalen Volumentomographen bei der Darstellung der vestibulären Knochenläsionen mussten deren reale Ausmaße als Referenzwerte bekannt sein. Wie einige vergleichbare Studien sowie zahlreiche Vorversuche zur vorliegenden Untersuchung belegen, stellt ein Stereoauflichtmikroskop eine geeignete und präzise Methode zur Vermessung der tatsächlichen Defektdimensionen dar [60, 61]. Die klar erkennbare Morphologie der präparierten Defekte erlaubte nach entsprechender Fixierung der Fragmente in einem Silikonsockel eine Ausrichtung unter dem Mikroskop in der Weise, dass die Läsionen vollständig von vestibulär einsehbar waren. Die Untersuchung der Fenestrationen und Dehiszenzen erfolgte aufgrund der Ergebnisse der Pilotmessungen bei achtfacher Vergrößerung mit einem entsprechenden Messokular, für die Darstellung der Sägeschnitte wurde eine

sechsfache Vergrößerung gewählt. Im Anschluss an die Anfertigung digitaler Aufnahmen der Läsionen mithilfe einer an dem Mikroskop installierten Kamera und der Software Image C wurde mithilfe der Mikrokop-Software AxioVision Rel. 4.8 von Carl Zeiss die Vermessung der im TIFF-Format gespeicherten Daten vorgenommen. Die lineare Abstandsmessung wurde bei dieser Software ähnlich wie bei der DVT-Untersuchung durch die manuelle Markierung zweier Messpunkte umgesetzt, deren Abstand anschließend als Streckenlänge in mm vom Programm berechnet und angegeben wurde. Eine entsprechende Kalibrierung des Maßstabs gewährleistete hier eine hohe Genauigkeit der durchgeführten Messungen. Da sich die präzise Ermittlung der vestibulo-oralen Ausdehnung der Defekte anhand der zweidimensionalen mikroskopischen Aufnahmen als schwierig erwies, wurde anaolog zum Vorgehen in anderen Studien die manuelle Vermessung der Defekttiefen mithilfe eines digitalen Tiefenmessschiebers durchgeführt [64, 104, 105]. Auch für Referenzwerte wurden im Hinblick auf die anschließende Fehlerberechnung 23 zufällig gewählte Messungen acht Wochen nach Ersterhebung der Daten wiederholt und so eine Fehlerminimierung erreicht.

5.1.4 Statistische Analyse

Die Fehlerberechnung durch Bestimmung des Methodenfehlers nach *Dahlberg* und des Reliabilitätskoeffizienten nach *Houston* anhand von zufällig gewählten, wiederholt durchgeführten Messungen ermöglichte eine präzise Analyse von Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der angewandten Methoden. Durch den relativ großen zeitlichen Abstand von acht Wochen zwischen den entsprechenden Messungen wurden in der vorliegenden Untersuchung vergleichbare Bedingungen für eine objektive Beurteilung und Vermessung geschaffen. Die erhobenen Parameter belegen für die vorliegende Untersuchung eine hohe Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der angewandten Methoden.

Die anschließende statistische Analyse diente dem direkten Vergleich der röntgenologisch erhobenen Messergebnisse mit der stereomikroskopisch ermittelten Referenz. Das Ziel eines solchen Methodenvergleiches ist grundsätzlich in der Quantifizierung des Unterschiedes zwischen den Verfahren und nicht im Testen auf Gleichheit der Methoden zu sehen [30]. Die Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen für jede Defektart getrennt nach vermessenem Parameter, Ansichtsmodus und Bildauflösung stellen dabei eine Voraussetzung für die Prüfung der im Rahmen der vorliegenden Untersuchung aufgestellten Hypothesen dar. Die Bestimmung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson sowie die Durchführung des zugehörigen Signifikanztests ließen eine Einschätzung des linearen Zusammenhanges

der korrespondierenden Messwerte zu [48]. Der Korrelationskoeffizient ist dabei allerdings nicht als Maß für den Grad der Übereinstimmung der Messmethoden zu betrachten, da eine hohe Korrelation nicht gleichbedeutend mit einer hohen Übereinstimmung ist. Zudem bezieht sich der zugehörige Signifikanztest auf die Hypothese, dass die Korrelation gleich null ist und die Messdaten somit völlig unabhängig voneinander sind [30]. Da mit beiden Verfahren (DVT und Stereomikroskop) im vorliegenden Fall stets dieselbe Größe untersucht wurde, konnte eine gewisse Korrelation von Grund auf vorausgesetzt werden. Eine hohe Signifikanz war somit zu erwarten.

Der durchgeführte Mittelwert-Vergleich im Rahmen des gepaarten t-Tests basierte auf der Betrachtung der durchschnittlichen Differenzen der Mittelwerte aus DVT-Messung und stereomikroskopischer Referenz. Dies ließ eine Beurteilung der Verzerrung d als Ausmaß der Abweichung der Messwerte vom Erwartungswert zu. Zur Beurteilung der Ubereinstimmung der verwandten Messmethoden ist die Betrachtung der durchschnittlichen Differenz der Messwerte jedoch nicht ausreichend [30]. Von großer Bedeutung ist hier die Streuung der Differenzen der einzelnen Messwertepaare, die in der vorliegenden Untersuchung mithilfe des Bland-Altman-Verfahrens ermittelt und dargestellt wurde [7]. Die Berechnung der Differenz aus den korrespondierenden röntgenologischen und mikroskopischen Werten (DVT-Referenz) für jede Bildauflösung, erlaubte das graphische Auftragen gegen den Mittelwert der beiden Messergebnisse (DVT-Referenz/2). Aus der Graphik ist in der Folge zum einen die durchschnittliche Übereinstimmung der Verfahren, zum anderen auch die Streuung der individuellen Differenzen der einzelnen Messwertepaare ablesbar. Systematische Abweichungen und Ausreißer werden erfasst und lassen somit eine eindeutige Quantifizierung des Unterschiedes zwischen den beiden Messmethoden zu [30].

Die Übereinstimmung von Messmethoden lässt sich folglich nicht mit einer einzelnen statistischen Maßzahl beschreiben. Erst die Gesamtbetrachtung der durchgeführten Tests unter Beachtung der aufgeführten Stärken und Schwächen jedes einzelnen erlaubt es, einen aussagekräftigen Methodenvergleich für die vorliegende Untersuchung anzustellen.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Defekthöhe in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung

Die mittleren Abweichungen für die Defekthöhen der Dehiszenzen liegen in den hochauflösenden Aufnahmemodi (Voxelgrößen mit 0,125 und 0,2 mm Kantenlänge) unter 0,1 mm. Für Voxel mit einer Kantenlänge von 0,25 mm liegt die mittlere Abweichung bei 0,17 mm, für 0,3 mm und 0,4 mm Kantenlänge bei 0,27 mm beziehungsweise 0,29 mm. Während der t-Test für die Voxelgrößen mit 0,4 mm, 0,3 mm, 0,25 mm und 0,2 mm Kantenlänge statistisch signifikante Unterschiede im Vergleich mit der stereomikroskopischen Referenzmessung ergab, wurde für 0,125 mm Kantenlänge keine statistische Signifikanz nachgewiesen.

Für die Fenestrationen betragen die mittleren Abweichungen bei einer Bildauflösung mit einer Voxelgröße von 0,4 mm Kantenlänge 0,13 mm, in allen übrigen weniger als 0,1 mm. Die Ergebnisse für die Vermessung der Defekthöhen der Fenestrationen im DVT liegen somit etwas näher an den Referenzwerten aus der stereomikroskopischen Untersuchung, als die der Dehiszenzen. Der gepaarte t-Test belegt statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Messwerten aus der DVT-Untersuchung und der stereomikroskopisch ermittelten Referenz für die Voxelgrößen mit 0,2 mm, 0,25 mm und 0,3 mm Kantenlänge.

In einer vergleichbaren Untersuchung von *Mengel et al.* (2006) an porcinen Mandibeln mit periimplantär angelegten Defekten wurde für die Defekthöhen der Dehiszenzen bei einer Voxelgröße von 0,125 mm Kantenlänge im Mittel eine Abweichung von 0,16 mm, für die Fenestrationen eine mittlere Abweichung von 0,22 mm von der mikroskopisch erhobenen Referenz bestimmt [61]. Bei *Vandenberghe et al.* (2007) lagen die mittleren Abweichungen zwischen 0,13 und 1,67 mm. Für ihre Untersuchung wurde der dentale Volumentomograph *i-CAT* (Imaging Sciences International, Hatfield, PA) bei einer Bildauflösung von Voxeln mit 0,4 mm Kantenlänge verwendet. Sie verglichen die Genauigkeit der Darstellung von Knochendefekten an zwei menschlichen Schädeln im DVT mit der intraoraler Zahnfilme sowie mit der manuell vermessenen Referenz [104]. Die Werte beider Studien liegen etwas über den in der vorliegenden Untersuchung ermittelten Abweichungen für die jeweiligen Auflösungen. Erklärend kommen die folgenden Faktoren in Betracht:

Im Rahmen der Studie von Mengel et al. (2006) wurden die untersuchten Defekte an Implantaten präpariert. Eine Beeinträchtigung der Darstellung der Defektmorphologie durch das stark radioopake Implantatmaterial ist folglich nicht auszuschließen. Darüber hinaus wurde die Untersuchung mit dem Vorläufermodell der heutigen DVT-Geräte, dem 3D Accuitomo, durchgeführt. Vandenberghe et al. (2007) nahmen in ihrer Studie Abstand von der manuellen Präparation und Ausrichtung der Defekte und untersuchten bereits vorhandene Läsionen an weichteilüberzogenen menschlichen Schädeln. Als apikaler Referenzpunkt diente hier unter anderem die Schmelz-Zement-Grenze. Eine die Beeinflussung der Messergebnisse durch erschwerte Identifikation der Defektausmaße ist unter Betrachtung dieser Aspekte nicht auszuschließen und erklärt vermutlich die große Spanne der ermittelten Abweichungen von 0,13 bis 1,67 mm.

Für den zahnärztlichen Alltag muss diskutiert werden, inwieweit die zum Teil statistisch signifikanten Unterschiede zwischen DVT-Messung und Referenz gleichzeitig eine klinische Signifikanz bedeuten. Eine gewisse Diskrepanz zwischen der bildgebenden Darstellung der knöchernen Gegebenheiten und der "anatomic truth" muss für jedes röntgenologische Verfahren eingestanden und klinisch akzeptiert werden [104, 105]. Im Hinblick auf die Darstellungsgenauigkeit der DVT wiesen bereits einige vorausgegangene Studien statistisch signifikante Abweichungen zwischen linearen Messungen an DVT-Aufnahmen und einer entsprechenden Referenz nach und bewerteten diese unterschiedlich [4, 50, 81]. Ballrick et al. (2008) stufen mittlere Abweichungen unter 0,1 mm als klinisch unbedeutend ein [4]. Pinsky et al. (2006) beurteilen durchschnittliche Abweichungen bis 0,2 mm als für dem klinischen Alltag vernachlässigbar klein [81], Vandenberghe et al. (2007) sowie Mol et al. (2004) ziehen die Grenze für eine klinische Akzeptanz bei einer Abweichung von 0,5 mm [69, 104, 105]. Dabei ist die klinische Bewertung in erster Linie abhängig von der jeweiligen Indikation für die Anfertigung der Röngtenaufnahme: Sind in Einzelfällen Messungen in sehr kleinen Maßstäben vorzunehmen, so können bereits Abweichungen von weniger als 0,1 mm von entscheidender Bedeutung sein [4]. Für einen Großteil der kieferorthopädischen, implantologischen oder auch parodontologischen Fragestellungen sind diese Dimensionen jedoch vernachlässigbar und die Bewertungen der aufgeführten Studien somit auch für die vorliegende Untersuchung zu übernehmen. der Darstellung der Defekthöhen der Eine Abhängigkeit Dehiszenzen und Fenestrationen von der Bildauflösung ist somit gegeben, allerdings liegen die mittleren Abweichungen für die untersuchten Voxelgrößen in einem klinisch akzeptablen Bereich.

5.2.2 Defektbreite in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung

In den hochauflösenden Aufnahmemodi (Voxelgrößen mit 0,125 und 0,2 mm Kantenlänge) liegen die mittleren Abweichungen für die Defekthöhen der Dehiszenzen unter 0,1 mm. Bei 0,25 mm Kantenlänge beträgt die mittlere Abweichung in der vorliegenden Studie 0,11 mm, bei 0,3 mm und 0,4 mm Kantenlänge liegt sie bei 0,2 mm beziehungsweise 0,18 mm. Während der t-Test für die Voxelgrößen mit 0,4 mm, 0,3 mm, 0,25 mm und 0,2 mm Kantenlänge statistisch signifikante Unterschiede im Vergleich mit der stereomikroskopischen Referenzmessung ergab, wurde für 0,125 mm Kantenlänge keine statistische Signifikanz nachgewiesen.

Für die Fenestrationen betragen die mittleren Abweichungen in allen verwendeten Voxelgrößen weniger als 0,1 mm. Die Messergebnisse für die Defektbreiten der Fenestrationen im DVT liegen somit etwas näher an den Referenzwerten aus der stereomikroskopischen Untersuchung, als die der Dehiszenzen. Der gepaarte t-Test ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Messwerten aus der DVT-Untersuchung und der stereomikroskopisch ermittelten Referenz.

Auch für die Defektbreiten ist bei Betrachtung der Ergebisse der linearen Vermessung die Darstellungsgenauigkeit der Aufnahmen in sämtlichen untersuchten Bildauflösungen für den klinischen Alltag als ausreichend zu bewerten. Obwohl sich einige der radiologischen Messwerte statistisch signifikant von ihren Referenzwerten unterscheiden und eine Abhängigkeit der Darstellungsqualität von der Bildauflösung gegeben ist, sind die mittleren Abweichungen mit maximal 0,2 mm analog zur Punkt 5.2.1 Argumentation unter für einen Großteil der röntgenologischen Fragestellungen klinisch vernachlässigbar.

5.2.3 Defekttiefe in Abhängigkeit von Defektart und Bildauflösung

Die mittleren Abweichungen für die Defekttiefen der Dehiszenzen liegen in den höheren Aufnahmemodi (Voxelgrößen mit 0,125 mm, 0,2 mm und 0,25 mm Kantenlänge) unter 0,1 mm. Für eine Kantenlänge von 0,3 mm beträgt die Abweichung 0,14 mm, für 0,4 mm Kantenlänge 0,1 mm. Der gepaarte t-Test zeigte dabei für sämtliche untersuchte Voxelgrößen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Messwerten aus der DVT-Untersuchung und den stereomikroskopisch ermittelten Referenzwerten. Die Darstellungsgenauigkeit ist somit auch für die Defekttiefen der Dehiszenzen für den klinischen Alltag als sehr präzise zu bewerten.

Für die Fenestrationen liegen die mittleren Abweichungen von der Referenz in sämtlichen Bildauflösungen um 0,4 mm. Diese im Vergleich zu den anderen Parametern relativ große durchschnittliche Abweichung selbst bei Voxeln von 0,125 mm Kantenlänge lässt sich bei Betrachtung der entsprechenden *Bland-Altman-Plots* für die Defekttiefen der Fenestrationen nachvollziehen. Für ein einzelnes Messwertepaar (DVT und Referenz) ist hier in sämtlichen untersuchten Auflösungen eine erhebliche Messwertdifferenz von über 3 mm ablesbar. Die übrigen Differenzen weisen hingegen eine gleichmäßige Verteilung bei geringer Streuung auf. Folglich ist anzunehmen, dass bei der Vermessung der Tiefe eines der untersuchten Defekte beide oder einer der Referenzpunkte T1 und T2 im Röntgenbild falsch identifiziert wurden. Da diese einzelne hohe Messwertdifferenz in der statistischen Analyse die durchschnittliche Abweichung der Tiefenmessungen von der Referenz beeinflusst, ist auch letztere dementsprechend größer.

5.2.4 Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Bildauflösung

Im direkten Vergleich mit den realen Defektausmaßen zeigen die zusammengefassten Abweichungen der DVT-Werte in allen untersuchten Bildauflösungen häufiger zu große als zu kleine Messwerte. Diese Beobachtung gilt gleichermaßen für die Höhen-, Breiten- und Tiefenmessungen. Die knöchernen Läsionen werden somit in ihren Dimensionen bei der Untersuchung im DVT eher überschätzt, als zu klein eingestuft. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen 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 [61, 105]. Klinisch muss dies im Rahmen der Beurteilung von Schweregrad und Ausmaß einer pathologischen Veränderung der peridentalen Knochenstruktur anhand einer DVT-Aufnahme berücksichtigt werden. Bei der Betrachtung eines einzelnen Parameters ist eine solche Überschätzung im Alltag grundsätzlich vernachlässigbar. Müssen jedoch mehrere Messungen über den Zahnbogen verteilt vorgenommen und addiert werden, so ist eine klinische Signifikanz bei regelmäßiger Überschätzung nicht mehr auszuschließen.

Darüberhinaus lässt sich bei der allgemeinen Betrachtung der Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Bildauflösung festhalten, dass die Zahl falsch-negativer Ergebnisse bei der Vemessung der einzelnen Parameter mit der Voxelgröße zunimmt. So liegt der prozentuale Anteil der nicht ermittelbaren Messwerte aufgrund ungenügender Darstellung im Cross-Section-Mode bei über 30% für einer Voxelgröße mit 0,3 mm Kantenlänge, bei einer Kantenlänge von 0,4 mm sogar bei über 40%. Die Untersuchung der Defekthöhen im Volume-Render-Mode ließ in den niedrigen Bildauflösungen in rund 20% der Fälle keine Vermessung zu. Bei der Analyse der Streckenlängen der feinen Sägeschnitte zwischen 0,29 und 2,04 mm ergab sich ein nicht messbarer Anteil von rund 60% bei 0,3 mm Kantenlänge und über 80% bei 0,4 mm Kantenlänge. Der vorhandene Defekt war in diesen Fällen in Bezug auf den zu untersuchenden Parameter im DVT nicht hinreichend genau identifizierbar, um eine Vermessung zuzulassen. Eine zuverlässigere Darstellung insbesondere feinerer vestibulärer Knochenstrukturen wird erst ab einer Voxelgröße von 0,25 mm Kantenlänge erreicht. Die Anzahl falsch-negativer Ergebnisse liegt hier für die Fenestrationen und Dehiszenzen in beiden Ansichtsmodi unter 10%, für die Sägeschnitte unter 5%. Zudem fiel die Diagnostik der peridentalen Strukturen in den hohen Auflösungen deutlich leichter. Die Voxelgröße weist somit einen hohen Einfluss auf die Qualität der Darstellung der einzelnen Strukturen im DVT auf. Bei genauerer Betrachtung des Prinzips der Bildgebung bei der Cone-beam-Technologie lässt sich dies nachvollziehen: Bildlich lassen sich die einzelnen Voxel als kleine Würfel beschreiben, die nebeneinander angeordnet die radiologische Dichte der abzubildenen Strukturen durch unterschiedliche Grau- und Helligkeitsstufen wiedergeben. Die

Kantenlänge der Würfel wird mit der Voxelgröße beschrieben. Viele Studien belegen, dass mit zunehmender Größe des Voxels die Bildqualität durch Bildrauschen und Artefakte stärker beeinträchtigt wird und zudem das Spaltauflösungsvermögen der Aufnahmen abnimmt [4, 19, 51].

Dessen ungeachtet ist anhand der Ergebnisse dieser Untersuchung deutlich abzuleiten, dass auch mit Voxelgrößen von 0,3 mm oder 0,4 mm Kantenlänge eine hohe Genauigkeit bei der Vermessung erzielt werden konnte, sofern ein Defekt hier zuvor als erkennbar eingestuft wurde. Zu diesem Ergebnis kommen auch *Damstra et al.* (2010) in ihrer Studie zur linearen Messgenauigkeit des DVT an menschlichen Unterkiefern [19]. Der limitierenden Faktor bei der Untersuchung in niedrigen Bildauflösungen ist somit in erster Linie in der Knochendicke der zu untersuchenden Struktur zu sehen.

5.2.5 Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Knochendicke

Aus der Betrachtung der Ergebnisse zur Defektdarstellung in Abhängigkeit von der Bildauflösung ist abzuleiten, dass die Knochendicke der abzubildenden Strukturen von großer Bedeutung für die Darstellung der peridentalen Knochenverhältnisse ist. Theroretisch ist anzunehmen, dass eine Strecke äquivalent zur Kantenlänge des gewählten Voxels und länger hinreichend genau abgebildet werden kann um eine lineare Vermessung zuzulassen [4]. Die gleiche Hypothese lässt sich für die Mindestknochenstärke der im DVT abzubildenden Strukturen formulieren, die demzufolge die Kantenlänge des Voxels nicht unterschreiten sollte. Demnach wäre das Spaltauflösungsvermögen der Aufnahmen äquivalent zur eingestellten Bildauflösung. Zwei Punkte im Abstand der Kantenlänge der gewählten Voxelgröße wären somit gerade noch differenzierbar. Ähnlich den Ergebnissen der Studie von Ballrick et al. (2008) [4] widerlegen die Resultate der vorliegenden Studie diese Annahmen. Dies lässt sich anhand der Betrachtung der Ergebnisse für die Untersuchung der Sägeschnitte verdeutlichen: Bei Voxelgrößen von 0,25 mm Kantenlänge und kleiner sind Knochenstärken ab 0,4 mm definiert genug abgebildet um eine Vermessung zuzulassen. Dabei lässt sich das Risiko einer falsch-negativen Diagnostik als sehr gering einstufen (<5%). Bei Kantenlängen von 0,3 mm und 0,4 mm ist die Grenze für die Darstellbarkeit im DVT bei einer Knochendicke von 0,6 mm zu ziehen, wobei dabei gleichzeitig eine deutlich höhere Falsch-Negativ-Rate (>50%) berücksichtigt werden muss. An dieser Stelle ist einschränkend darauf hinzuweisen, dass in der vorliegenden Untersuchung für die Ermittlung der erforderlichen Mindestschichtstärke bei der Darstellung von Knochenstrukturen im DVT vestibuläre horizontale Sägeschnitte in unterschiedlichen Höhen der Zahnwurzeln analysiert wurden. Deren manuelle Präparation und variierende Abstände zueinander limitieren zweifellos die Aussage der Ergebnisse. Sind die Abstände zwischen den Sägeschnitten in Einzelfällen kleiner als das Auflösungsvermögen der Aufnahme, so kann eine hinreichende Differenzierung nicht vorgenommen werden. Die Erhebung eines Messwertes ist somit nicht möglich, selbst wenn die Streckenlänge des einzelnen Sägeschnittes eine Vermessung zuließe. Eine durch die Methodik bedingte Beeinflussung der Falsch-Negativ-Rate ist somit nicht auszuschließen.

Dessen ungeachtet muss angenommen werden, dass nicht beeinflussbare Effekte wie Bildrauschen und Streustrahlung verhindern, dass ein zur Voxelgröße äquivalentes Auflösungsvermögen erreicht wird. Dieses Ergebnis wird durch zahlreiche weitere Studien unterstützt, die sich mit der linearen Messgenauigkeit der DVT beschäftigen [4, 19, 51, 61]. *Leung et al.* (2010) ermittelten bei einer Voxelgröße mit 0,3 mm Kantenlänge als geringste darstellbare Knochendicke einen Wert von 0,6 mm [51]. *Ballrick et al.* (2008) beschrieben das minimale Spaltauflösungsvermögen mit 0,8 mm bei Voxelgrößen von 0,3 mm und 0,4 mm Kantenlänge [4].

5.2.6 Dehiszenzen in der 3D-Rendering-Software

Die mittlere Abweichung für die Defekthöhen der Dehiszenzen im Volume-Render-Mode liegt in der höchsten Auflösung (Voxel mit 0,125 mm Kantenlänge) bei 0,29 mm. Bei den Auflösungen mit Voxelgrößen von 0,25 mm und 0,3 mm Kantenlänge liegt die durchschnittliche Abweichung im vorliegenden Fall bei 0,52 mm. Der gepaarte t-Test zeigte für sämtliche untersuchte Bildauflösungen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Messwerten aus der DVT-Untersuchung und der stereomikroskopisch ermittelten Referenz. Die Darstellung der Defekthöhen in der 3D-Rendering-Software erreicht somit im direkten Vergleich nicht die Genauigkeit des Arch-Section-Modes. Die durchschnittlichen Abweichungen bewegen sich zwischen 0,29 mm in der höchsten und 0,67 mm in der niedrigsten Auflösung. Der Anteil der als röntgenologisch nicht erkennbar eingestuften Defektparameter liegt in den untersuchten Auflösungen in der 3D-Ansicht rund 10% über dem der Cross-Section-Untersuchung. Eine Darstellung der kraniokaudalen Dimension von Dehiszenzen im Volume-Render-Mode ist somit grundsätzlich möglich, allerdings ist die Gefahr falsch-negativer Ergebnisse gerade bei feineren, den Defekt begrenzenden Strukturen stärker gegeben als im Arch-Section-Mode. Vorhandene Läsionen werden somit häufiger übersehen, als bei der Betrachtung der jeweiligen Cross-Section.

Zu vergleichbaren Ergebissen kommen auch *Leung et al* (2010), die für das Gerät *CB MercuRay* (Hitachi Medical Systems American, Twinsburg, Ohio) bei einer Voxelgröße von 0,3 mm Kantenlänge. In ihrer Untersuchung knöcherner Dehiszenzen und Fenestrationen in einer 3D-Rendering-Software ermittelten sie eine durchschnittliche

Abweichung von 0,6 mm im Vergleich mit den anhand einer elektronischen Messlehre erhobenen Referenzwerten [51]. *Mischkowski et al.* (2007) führten eine Untersuchung der geometrischen Messgenauigkeit der DVT mit dem Gerät *GALILEOS* (Sirona Dental Systems Inc., Bensheim, Germany) durch. Sie bestimmten die mittlere Abweichung zur manuellen Vermessung mit 0,26 mm, bei Voxelgrößen von 0,3 und 0,15 mm Kantenlänge. Allerdings verwendeten sie zur Vermessung der unterschiedlichen Streckenlängen radioopake Marker als Referenzpunkte an einem trockenen menschlichen Schädel. Eine eindeutigere Identifizierungsmöglichkeit im Vergleich zu den in der vorliegenden Studie vermessenen, rein knöchernen Referenzpunkten, ist somit erklärend für dieses deutlich bessere Ergebnis anzuführen [65].

5.2.7 Fenestrationen in der 3D-Rendering-Software

Die Argumentation unter Punkt 5.2.6 ist grundsätzlich auch auf die Untersuchung der Fenestrationen in der 3D-Rendering-Ansicht zu übertragen. Allerdings konnte hier eine genauere Darstellung des kraniokaudalen Defektausmaßes erreicht werden. Die mittleren Abweichungen liegen für die Defekthöhen der Fenestrationen im *Volume-Render-Mode* für Voxelgrößen zwischen 0,125 mm und 0,3 mm Kantenlänge unter 0,1 mm. Selbst in der niedrigsten Auflösung (0,4 mm Kantenlänge) beträgt die durchschnittliche Abweichung lediglich 0,15 mm. Das kraniokaudale Ausmaß der Fenestrationen lässt sich somit auch in der 3D-Rendering-Software für den klinischen Alltag hinreichend genau und präziser als das der Dehiszenzen darstellen. Zu diesem Ergebnis kommen auch *Leung et al.* (2010) in ihrer Untersuchung zur Genauigkeit der Darstellung natürlicher Fenestrationen und Dehiszenzen in DVT-Aufnahmen bei einer Voxelgröße von 0,3 mm Kantenlänge [51]. Einschränkend muss jedoch auch für die Fenestrationen die im Vergleich mit dem *Arch-Section-Mode* relativ hohe Zahl der als nicht erkennbar eingestuften Defekte berücksichtigt werden.

5.3 Relevanz für den klinischen Alltag

Die vorliegende Studie belegt grundsätzlich eine präzise, überlagerungs- und verzerrungsfreie Bildgebung für peridentale vestibuläre Knochenstrukturen im DVT. Diese Aussage gilt gleichermaßen für sämtliche untersuchte Läsionsarten und - parameter. Vorteile der dreidimensionalen, maßstabsgetreuen Aufnahmen sind insbesondere in der Darstellbarkeit der vestibulo-oralen Defektausdehnung und der filigranen bukkalen Knochenwände zu sehen, die mit den etablierten röntgenologischen Standardverfahren des zahnärztlichen Alltages bislang nicht oder in nur sehr eingeschränktem Umfang gegeben ist. Eine deutliche Überlegenheit gegenüber der konventionellen bildgebenden Diagnostik mit Panoramaschichtaufnahmen oder

intraoralen Aufnahmen ist folglich nicht abzustreiten. Wider den in der Literatur geäußerten Zweifeln an der Beurteilung der labialen Knochenmorphologie anhand von DVT-Aufnahmen [47], belegt die vorliegende Untersuchung für Voxelgrößen von 0,25 mm Kantenlänge und kleiner eine sehr genaue Darstellung bei gleichzeitig geringem Risiko einer falsch-negativen Diagnostik für Knochenstärken ab 0,4 mm. Die mittleren Abweichungen von der Referenz bewegen sich in klinisch vernachlässigbaren Dimensionen. Eine Betrachtung der Streuung der Differenzen der korrespondierenden Messwertepaare aus der röntgenologischen und stereomikroskopischen Untersuchung anhand der graphischen Darstellung in den *Bland-Altman-Plots* weist eine gleichmäßige Verteilung mit geringer Streuung auf. Eine Messwertdifferenz von über 1 mm ist lediglich für einzelne Ausreißer ablesbar.

Auffällig und klinisch relevant ist die deutlich beeinträchtigte Beurteilung filigranerer Knochenstrukturen in den niedrigeren Bildauflösungen (Voxel mit 0,3 und 0,4 mm Kantenlänge). Zwar konnte auch hier, wie bereits in anderen Studien beschrieben [4, 19], im Rahmen der durchgeführten linearen Messungen eine hohe Genauigkeit erreicht werden, allerdings lag das Risiko einer falsch-negativen Diagnostik, das heisst des Nicht-Erkennens eines vorhandenen Defektes, in klinisch nicht akzeptablen Bereichen. Unterhalb einer Knochendicke von 0,6 mm konnte kein einziger Messwert erhoben werden. Die Ergebnisse führen zu der Annahme, dass das Auflösungsvermögen von Aufnahmen mit größeren Voxeln eine Diagnostik der peridentalen Knochenverhältnisse aufgrund der Feinheit der Strukturen nicht hinreichend zulässt. Die Aussage von *Damstra et al.* (2010), eine Bildauflösung von Voxeln mit 0,4 mm Kantenlänge sei grundsätzlich für die Darstellung der kraniofazialen Strukturen ausreichend, lässt sich für die Diagnostik peridentaler Strukturen somit nicht bestätigen [19].

Der Kliniker muss folglich die Auswahl der entsprechenden Bildauflösung stark von der Indikation der Röntgenaufnahme abhängig machen. Ist eine Diagnostik in sehr kleinen Maßstäben notwendig, wie sie beispielsweise in einzelnen parodontalchirurgischen Fragestellungen denkbar ist, so ist neben der linearen Genauigkeit der Aufnahme auch das Spaltauflösungsvermögen von entscheidener Bedeutung. Letzteres zeigt im Vergleich zur Messgenauigkeit eine stärkere Abhängigkeit von der Bildauflösung. In diesem Fall sollte demzufolge eine möglichst kleine Voxelgröße gewählt werden, um ein maximales Maß an Information aus der Röntgenaufnahme zu erhalten. Aufgrund der erhöhten Strahlenbelastung bei Aufnahmen in sehr hohen Bildauflösungen durch die verlängerte Scanzeit ist für einen Großteil der Fragestellungen im kieferorthopädischen, parodontologischen und chirurgischen Alltag anhand der vorliegenden Ergebnisse eine Voxelgröße von 0,25 mm Kantenlänge ein hervorragender Kompromiss. Sie erlaubt im Vergleich mit den noch höheren Bildauflösungen eine immer noch ausreichend präzise Darstellung der peridentalen Knochenverhältnisse ab einer Knochendicke von 0,4 mm, bei gleichzeitig verkürzter Scanzeit und entsprechend reduzierter Strahlenbelastung. Im Hinblick auf den zu wählenden Ansichtsmodus bei der Auswertung der Aufnahmen ist im klinischen Alltag der *Arch-Section-Mode* einer Darstellung in der 3D-Rendering-Software vorzuziehen. Letztere erlaubt ergänzend durchaus eine hinreichende Einschätzung der vestibulären alveolären Strukturen, ist jedoch bezüglich der Genauigkeit und des Risikos einer falsch-negativen Diagnostik der Darstellung durch einzelne Schnittbilder deutlich unterlegen.

Abschließend muss erwähnt werden, dass bei der Bewertung der Ergebnisse der vorliegenden Studie einige Aspekte zu berücksichtigen sind, die ihrer Aussagekraft für den klinischen Alltag Grenzen setzen. Eine große Limitation liegt in der Tatsache, dass die in-vitro Untersuchung an vollständig von Weichgeweben befreiten, menschlichen Mandibeln durchgeführt wurde. Da das verwendete DVT-Gerät für die radiologische Untersuchung eines lebenden Menschen kalibriert wurde, ist es nicht auszuschließen, dass diese Kalibrierung nicht gleichermaßen für die präparierten Mandibeln gilt. Aufgrund der fehlenden Weichteile ist eine Beeinflussung des Schwächungsgrades der durchdringenden Röntgenstrahlen nicht auszuschließen. Wie bereits unter Punkt 5.1.1 erwähnt, kam eine Untersuchung an lebenden Probanden beim vorliegenden Versuchsaufbau aufgrund der Strahlenbelastung durch die radiologischen Vergleichsaufnahmen nicht in Betracht. Die Verwendung weichteilüberzogener Schädel oder eines geeigneten Weichteilersatzes [38, 104] sollte allerdings für weiterführende Studien in Erwägung gezogen werden um eine noch stärkere Anlehnung an die realen Bedingungen in der täglichen Praxis zu schaffen. Darüberhinaus muss berücksichtigt werden, dass infolge der standardisierten Prapäration der Defekte ein Einfluss auf die Identifizierung der Läsionen nicht abzustreiten ist. Im Vergleich mit der weniger eindeutigen und klaren Morphologie natürlicher Defekte bedingt eine definierte Wandund Referenzpunktgestaltung zweifellos eine erleichterte Auffindung der Strukturen. Dem steht jedoch der Anspruch nach möglichst hoher Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der angewandten Methoden gegenüber, dem in der vorliegenden Untersuchung nur eine hinreichende Standardisierung bei der Vermessung gerecht werden konnte.

6 Zusammenfassung

Problemstellung: Die vorliegende experimentelle Untersuchung diente der Analyse der Genauigkeit eines modernen dentalen Volumentomographen (KaVo 3D eXam, KaVo GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) bei der vestibulärer Dental Darstellung Knochenläsionen in fünf unterschiedlichen Auflösungen. Dabei sollten vestibuläre Mindestknochenstärken für die Diagnostik beschrieben und der Effekt der gewählten Bildauflösung auf die Visualisierung der Strukturen geklärt werden. Material und Methoden: Die in vitro Untersuchung erfolgte an elf Formalin-fixierten, vollständig präparierten menschlichen Unterkieferhälften. An jedem Fragment wurden durch standardisierte Präparation einzelne Knochenläsionen (Fenestrationen, Dehiszenzen, horizontale parallele Sägeschnitte) vestibulär an den Zahnwurzeln bis zu einer Gesamtzahl von 62 Defektregionen angelegt. Die anschließende radiologische Untersuchung wurde in fünf unterschiedlichen Bildauflösungen (Voxelgrößen mit 0,125, 0,2 mm, 0,25 mm, 0,3 mm und 0,4 mm Kantenlänge) bei einer Stromstärke von 5 mA und einer Betriebsspannung von 120 kV vorgenommen. Zur Auswertung wurde die 3D-Imaging-Software Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, Californien) verwendet. Es erfolgte für jede Aufnahme eine Vermessung der drei bestimmenden Defektparameter Höhe, Breite und Tiefe im Arch-Section-Mode, sowie eine zusätzliche Analyse der Defekthöhen im Volume-Render-Mode des Programmes. Für die Sägeschnitte erfolgte eine Ermittlung ihrer Streckenlängen in der Vertikalansicht. Zusätzlich wurde eine mikroskopische Untersuchung mithilfe eines Stereoauflichtmikroskopes (Zeiss Stemi SV11; Carl Zeiss, Göttingen, Deutschland) und der Software Axiovision Rel. 4.8 (Carl Zeiss, Göttingen, Geutschland) zur Ermittlung der entsprechenden Referenzwerte vorgenommen. Der statistischen Analyse zum Vergleich der radiologischen und mikroskopischen Messwerte dienten das Bland-Altman-Verfahren und der gepaarte t-Test. Zur Überprüfung der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der angewandten Methoden wurden im Rahmen der Fehlerberechnung der Methodenfehler nach Dahlberg und der Reliabilitätskoeffizienten nach Houston ermittelt. Ergebnisse: Die DVT-Aufnahmen erlaubten eine Vermessung der Defekte in allen drei Raumebenen. Beim Vergleich der röntgenologisch erhobenen Werte mit der Referenz wurde eine Abhängigkeit der Darstellung von der verwendeten Bildauflösung und von der Knochenstärke der zu untersuchenden Struktur nachgewiesen. Mit Voxelgrößen von 0,25 mm Kantenlänge und kleiner konnte eine präzise Darstellung bei gleichzeitig geringem Risiko einer falsch-negativen Diagnostik (<10%) für Knochendicken ab 0,4 mm erreicht werden. In beiden Ansichtsmodi bewegten sich die mittleren Abweichungen von der Referenz für sämtliche untersuchte Läsionsarten und -parameter in klinisch vernachlässigbaren Dimensionen (0,02 bis 0,52 mm) mit den besten Resultaten für die Fenestrationen. Betrachtung der Differenzen Eine der korrespondierenden

Messwertepaare aus der röntgenologischen und stereomikroskopischen Untersuchung anhand der graphischen Darstellung in den Bland-Altman-Plots wies eine gleichmäßige Verteilung mit geringer Streuung auf. Für Voxelgrößen von 0,3 und 0,4 mm Kantenlänge lagen die mittleren Abweichungen von der Referenz ebenfalls in klinisch akzeptablen Bereichen (0,04 bis 0,67 mm) bei jedoch deutlich höherer Falsch-Negativ-Rate von über 40% für Fenestrationen und Dehiszenzen und 80% für die Untersuchung der Sägeschnitte. Knochendicken unter 0,6 mm wurden nicht erkannt. Zudem fiel die Diagnostik der peridentalen Strukturen im Hinblick auf die Aspekte Bildqualität und Kontrast deutlich schwerer als in höheren Bildauflösungen. Schlussfolgerungen: Grundsätzlich wurde für das Gerät KaVo 3D eXam eine maßstabsgetreue, überlagerungsund verzerrungsfreie Bildgebung für peridentale vestibuläre Knochenstrukturen nachgewiesen. Eine für den klinischen Alltag ausreichend präzise Darstellung bei gleichzeitig geringem Risiko einer falsch-negativen Diagnostik für Knochendicken ab 0,4 mm wurde mit Voxelgrößen von 0,25 mm Kantenlänge und kleiner erreicht. Bei der Analyse in niedrigeren Bildauflösungen sowie in der 3D-Rendering-Ansicht war ein signifikanter Anstieg der Falsch-Negativ-Rate zu Voxelgröße verzeichnen. Mit Abnahme der wurde eine Zunahme des Spaltauflösungsvermögens und damit eine bessere Darstellung feiner Knochendicken deutlich, ein Einfluss auf die Messgenauigkeit war hingegen nur in sehr geringem Maße festzustellen.

Schlagwörter:

DVT, metrische Genauigkeit, parodontale Knochenläsionen, Voxelgröße

7 Abstract

Introduction: The aim of this study was to evaluate the accuracy of a commercially available cone-beam computed tomography (CBCT) dental imaging system (KaVo 3D eXam, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) for its application in the diagnosis of periodontal bony defects. The main focus was on the investigation of the influence of voxel resolution and bone thickness on the identification of intrabony lesions in CBCT. Materials and methods: Artificial osseous defects (fenestrations, dehiscences and horizontal, parallel cuts) were created in the buccal bone of eleven halves of prepared and formalin-fixed human mandibles by standardized preparation to a number of 62 regions of interest. Linear measurements of CBCT scans in five resolutions (0.125, 0.2, 0.25, 0.3 and 0.4 mm voxel size data sets) were performed with the KaVo 3D eXam CBCT scanner (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Germany) and the 3D-Imaging software Invivo 4 (Anatomage Inc., San Jose, California). The results were compared to a microscopical examination of the defects with a stereomicroscope (Zeiss Stemi SV11; Carl Zeiss, Göttingen, Germany) and the software Axiovision Rel. 4.8 (Carl Zeiss, Göttingen, Germany). Regarding the fenestrations and dehiscences the three main parameters (height, width and depth) were analyzed separately on CBCT scans and microscopic images. Additionally the defect heights were considered in a 3Drendering-view of the radiographic scans. For the horizontal cuts their length was measured in vertical sections. Comparing these methods of measurement, the accuracy of the KaVo 3D eXam was determined by using the Bland-Altman Analysis and the paired t-test. To describe the reliability and reproducibility of the applied methods, the repeatability error (Dahlberg) and the coefficient of reliability (Houston) were calculated. Results: The periodontal defects could be measured in CBCT in all three planes. Comparing the linear measurements of the radiographic scans to those of the microscopical examination showed that the image obtained was highly dependent on voxel resolution and thickness of the investigated structures. For a resolution of 0.25 mm voxel data sets and higher precise imaging with low rate of false-negatives (<10% for all types of defects) was achieved. Areas with a bone thickness of less than 0.4 mm could not be detected properly. The CBCT measurements showed mean deviations of 0.02 to 0.52 mm with best results for the fenestrations. Clinically these discrepancies could be classified negligibly small. Considering the differences of the corresponding measured values Bland-Altman Analysis proved low spread and equal distribution. For 0.3 and 0.4 mm voxel data sets the mean deviations (0.04 to 0.67 mm) were equally acceptable for standard clinical implications, but with significantly higher rate of falsenegatives (40% of fenestrations and dehiscences, 80% of the horizontal cuts). The smallest bone thickness measured was 0.6 mm. In terms of image quality and contrast the identification of the peridental structures was more difficult in lower resolutions.

Conclusions: *Kavo 3D eXam* in general provided distortion-free imaging of peridental structures in three planes, without overlap and true to scale. For standard clinical implications 0.25, 0.2 and 0.125 mm voxel data sets permitted precise radiological diagnostics with low false-negative-rates for a bone-thickness greater than 0,4 mm. Measurements in lower resolutions and in 3D-rendering-view of the scans resulted in substantial increase of the false-negative-rate. Lower voxel-size led to increasing spatial resolution and more precise imaging of delicate bony structures, while showing only little influence on measurement accuracy.

Keywords:

CBCT, linear measurement, periodontal bony lesions, voxel resolution

8 Literaturverzeichnis

- 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.
- 2. Araujo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. J Clin Periodontol 2005;32(2):212-8.
- Artun J, Krogstad O. Periodontal status of mandibular incisors following excessive proclination. A study in adults with surgically treated mandibular prognathism. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;91(3):225-32.
- 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(4):573-82.
- 5. Batenhorst KF, Bowers GM, Williams JE, Jr. Tissue changes resulting from facial tipping and extrusion of incisors in monkeys. J Periodontol 1974;45(9):660-8.
- 6. Bernimoulin JP, Curilovic Z. Gingival recession and tooth mobility. J Clin Periodontol 1977;4:107-14.
- 7. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986;1(8476):307-10.
- Bosshardt DD, Schroeder HE. Establishment of acellular extrinsic fiber cementum on human teeth. A light- and electron-microscopic study. Cell Tissue Res 1991;263(2):325-36.
- Bosshardt DD, Schroeder HE. Initial formation of cellular intrinsic fiber cementum in developing human teeth. A light- and electron-microscopic study. Cell Tissue Res 1992;267(2):321-35.

- 10. Bosshardt DD, Selvig KA. Dental cementum: the dynamic tissue covering of the root. Periodontol 2000 1997;13:41-75.
- 11. Braga AM, Squier CA. Ultrastructure of regenerating junctional epithelium in the monkey. J Periodontol 1980;51(7):386-92.
- Byers MR. Sensory innervation of periodontal ligament of rat molars consists of unencapsulated Ruffini-like mechanoreceptors and free nerve endings. J Comp Neurol 1985;231(4):500-18.
- 13. Cattaneo PM, Cevidanes L, Treccani M, Myrda A, Melsen B. Transversal expansion and self-ligating brackets: a CBCT study. AAO Abstract Book 2009:12.
- 14. Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U. Radiation dose in dental radiology. Eur Radiol 2002;12(3):634-7.
- Coppenrath E, Draenert F, Lechel U. Cross-sectional imaging in dentomaxillofacial diagnostics: dose comparison of dental MSCT and NewTom 9000 DVT. Rofo 2008;180(5):340-96.
- 16. Curley A, Hatcher DC. Cone beam CT-anatomic assessment and legal issues: the new standards of care. Todays FDA 2010;22(4):52-5, 7-9, 61-3.
- 17. Dahlberg G. Statistical Methods for Medical and Biological Students. New York: Interscience Publications 1940:122-32.
- Dalchow CV, Weber AL, Yanagihara N, Bien S, Werner JA. Digital volume tomography: radiologic examinations of the temporal bone. Am J Roentgenol 2006;186(2):416-23.
- Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;137(1):16e.1-6.

- 20. Ekestubbe A, Thilander A, Grondahl K, Grondahl HG. Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: comparison with conventional tomography. Dentomaxillofac Radiol 1993;22(1):13-7.
- 21. Eley BM, Cox SW. Advances in periodontal diagnosis. 1. Traditional clinical methods of diagnosis. Br Dent J 1998;184(1):12-6.
- 22. Evangelista K, Vasconcelos F, Bumann A, Hirsch E, Nitka M, Silva MA. Dehiscence and fenestration in patients with Class I and Class II Division 1 malocclusion assessed with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;138(2):133.e1-7.
- 23. Feneis H. Anatomy and physiology of the normal gingiva. Dtsch Zahnarztl Z 1952;7(8):467-76.
- 24. Foushee DG, Moriarty JD, Simpson DM. Effects of mandibular orthognathic treatment on mucogingival tissues. J Periodontol 1985;56(12):727-33.
- 25. Fuhrmann A, Schulze D, Rother U, Vesper M. Digitale Schichtverfahren in der dento-maxillo-fazialen Radiologie. Int J of Comput Dent 2003;2:129 ff.
- 26. Fuhrmann RA, Bucker A, Diedrich PR. Assessment of alveolar bone loss with high resolution computed tomography. J Periodontal Res 1995;30(4):258-63.
- 27. Fuhrmann RA, Wehrbein H, Langen HJ, Diedrich PR. Assessment of the dentate alveolar process with high resolution computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 1995;24(1):50-4.
- Gomes-Filho IS, Sarmento VA, de Castro MS, da Costa NP, da Cruz SS, Trindade SC, de Freitas CO, de Santana Passos J. Radiographic features of periodontal bone defects: evaluation of digitized images. Dentomaxillofac Radiol 2007;36(5):256-62.

- 29. Gorman WJ. Prevalence and etiology of gingival recession. J Periodontol 1967;38(4):316-22.
- Grouven U, Bender H, Ziegler A, Lange S. Vergleich von Messmethoden Dtsch Med Wochenschr 2007;132(1):69-73.
- 31. 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):449-54.
- 32. Harrell WE, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122(3):325-30.
- 33. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;95(3):371-7.
- Hashimoto S, Yamamura T, Shimono M. Morphometric analysis of the intercellular space and desmosomes of rat junctional epithelium. J Periodontal Res 1986;21(5):510-20.
- 35. Hassell TM. Tissues and cells of the periodontium. Periodontol 2000 1993;3:9-38.
- Hayakawa Y, Shibuya H, Ota Y, Kuroyanagi K. Radiation dosage reduction in general dental practice using digital intraoral radiographic systems. Bull Tokyo Dent Coll 1997;38(1):21-5.
- Hickey BM, Schoch EA, Bigeard L, Musset AM. Complications following oral piercing. A study among 201 young adults in Strasbourg, France. Community Dent Health 2010;27(1):35-40.

- Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. 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.
- 39. Hirschmann PN, Horner K, Rushton VE. Selection criteria for periodontal radiography. Br Dent J 1994;176(9):324-5.
- 40. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. Br J Radiol 1995;68(815):166-72.
- 41. Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. Am J Orthod 1983;83(5):382-90.
- 42. Joss-Vassalli I, Grebenstein C, Topouzelis N, Sculean A, Katsaros C. Orthodontic therapy and gingival recession: a systematic review. Orthod Craniofac Res 2010;13(3):127-41.
- 43. Kallestal C, Uhlin S. Buccal attachment loss in Swedish adolescents. J Clin Periodontol 1992;19(7):485-91.
- 44. KaVo. Anwendungsgebiete des KaVo 3D Exam. (Accessed December 18, 2010, URL:http://www.kavo.com/Default.aspx?navid=552778&oid=002&lid=De&rid=553 167)
- 45. Khocht A, Simon G, Person P, Denepitiya JL. Gingival recession in relation to history of hard toothbrush use. J Periodontol 1993;64(9):900-5.
- 46. 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.
- 47. Kokich VG. Cone-beam computed tomography: have we identified the orthodontic benefits? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;137(4):16.

- Lange S, Bender R. Lineare Regression und Korrelation. Dtsch Med Wochenschr 2007;132(1):e.9-11.
- 49. Larato DC. Alveolar plate fenestrations and dehiscences of the human skull. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1970;29(6):816-9.
- Lascala 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.
- 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):109-19.
- 52. Linden RW, Millar BJ, Halata Z. A comparative physiological and morphological study of periodontal ligament mechanoreceptors represented in the trigeminal ganglion and the mesencephalic nucleus of the cat. Anat Embryol (Berl) 1994;190(2):127-35.
- 53. Listgarten MA. Normal development, structure, physiology and repair of gingival epithelium. Oral Sci Rev 1972;1:3-67.
- 54. Loe H, Anerud A, Boysen H. The natural history of periodontal disease in man: prevalence, severity, and extent of gingival recession. J Periodontol 1992;63(6):489-95.
- 55. Lost C. Depth of alveolar bone dehiscences in relation to gingival recessions. J Clin Periodontol 1984;11(9):583-9.
- Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. Dentomaxillofac Radiol 2003;32(4):229-34.

- 57. 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.
- 58. Maynard JG, Ochsenbein C. Mucogingival problems, prevalence and therapy in children. J Periodontol 1975;46(9):543-52.
- 59. Melsen B, Allais D. Factors of importance for the development of dehiscences during labial movement of mandibular incisors: a retrospective study of adult orthodontic patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005;127(5):552-61.
- 60. 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):665-73.
- 61. 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.
- 62. 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.
- Mierau HD, Fiebig, A. Zur Epidemiologie der Gingivarezessionen und möglicher klinischer Begleiterscheinungen. Untersuchung an 2410 18- bis 22-jährigen (2. Mitteilung). Dtsch Zahnarztl Z 1987;42:512-20.
- 64. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. J Periodontol 2006;77(7):1261-6.

- Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, Zoller JE. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007;104(4):551-9.
- 66. Möbes O, Becker J, Pawelzik J, Jakobs K. Anwendungsmöglichkeiten der digitalen Volumentomographie in der implantologischen Diagnostik. Zahnärztl Implantol 1999;15:229-33.
- Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M. Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. Dtsch Zahnarztl Z 2000;55:335-9.
- 68. Modeer T, Odenrick L. Post-treatment periodontal status of labially erupted maxillary canines. Acta Odontol Scand 1980;38(4):253-6.
- 69. Mol A. Imaging methods in periodontology. Periodontol 2000 2004;34:34-48.
- 70. Mol A, Balasundaram A. In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. Dentomaxillofac Radiol 2008;37(6):319-24.
- 71. Molen AD. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;137(4):130-5.
- 72. Moskow BS, Bressman E. Localized gingival recession. Etiology and treatment. Dent Radiogr Photogr 1965;38:3-8.
- 73. Mostafa YA, El Sharaby FA, El Beialy AR. Do alveolar bone defects merit orthodontists' respect? World J Orthod 2009;10(1):16-20.
- 74. Naito T, Hosokawa R, Yokota M. Three-dimensional alveolar bone morphology analysis using computed tomography. J Periodontol 1998;69(5):584-9.

- Nimigean VR, Nimigean V, Bencze MA, Dimcevici-Poesina N, Cergan R, Moraru
 S. Alveolar bone dehiscences and fenestrations: an anatomical study and review.
 Rom J Morphol Embryol 2009;50(3):391-7.
- 76. Palomo JM, Kau CH, Palomo LB, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in dentistry. Dent Today 2006;25(11):130, 2-5.
- 77. Pasler FA. Zahnärztliche Radiologie. 5th ed. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag, 2008:193-4.
- 78. 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.
- 79. Patel A, Sandler, J. Richtlinien für Röntgenaufnahmen in der kieferorthopädischen Praxis. Inf Orthod Kieferorthop 2009;41:51-60.
- 80. Paventy AM. Nonextraction Treatment Using the Damon System: A CBCT Evaluation. AAO Abstract Book 2009:29.
- 81. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of threedimensional measurements using cone-beam CT. Dentomaxillofac Radiol 2006;35(6):410-6.
- 82. Pistorius A, Patrosio C, Willershausen B, Mildenberger P, Rippen G. Periodontal probing in comparison to diagnosis by CT-scan. Int Dent J 2001;51(5):339-47.
- 83. Powell RN, McEniery TM. Disparities in gingival height in the mandibular central incisor region of children aged 6-12 years. Community Dent Oral Epidemiol 1981;9(1):32-6.
- Reddy MS. Radiographic methods in the evaluation of periodontal therapy. J Periodontol 1992;63(12):1078-84.

- 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):476-84.
- 86. Rupprecht RD, Horning GM, Nicoll BK, Cohen ME. Prevalence of dehiscences and fenestrations in modern American skulls. J Periodontol 2001;72(6):722-9.
- Saito I, Watanabe O, Kawahara H, Igarashi Y, Yamamura T, Shimono M. Intercellular junctions and the permeability barrier in the junctional epithelium. A study with freeze-fracture and thin sectioning. J Periodontal Res 1981;16(5):467-80.
- Sangnes G, Gjermo P. Prevalence of oral soft and hard tissue lesions related to mechanical toothcleansing procedures. Community Dent Oral Epidemiol 1976;4(2):77-83.
- 89. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc 2006;72(1):75-80.
- 90. Schnelle C. Vergleich Strahlenexposition bei digitalen der der Volumentomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie. Med Dissertation 2001, Heinrich Heine University, Düsseldorf, Germany
- 91. Schroeder HE, Listgarten MA. The gingival tissues: the architecture of periodontal protection. Periodontol 2000 1997;13:91-120.
- 92. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. Dentomaxillofac Radiol 2004;33(2):83-6.

- Serino G, Wennstrom JL, Lindhe J, Eneroth L. The prevalence and distribution of gingival recession in subjects with a high standard of oral hygiene. J Clin Periodontol 1994;21(1):57-63.
- 94. 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.e1-5.
- 95. Singh P, Cox S. Nance palatal arch: a cautionary tale. J Orthod 2009;36(4):272-6.
- 96. Slutzkey S, Levin L. Gingival recession in young adults: occurrence, severity, and relationship to past orthodontic treatment and oral piercing. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134(5):652-6.
- 97. Taylor AC, Campbell MM. Reattachment of gingival epithelium to the tooth. J Periodontol 1972;43(5):281-93.
- 98. Tenenbaum H. A clinical study comparing the width of attached gingiva and the prevalence of gingival recessions. J Clin Periodontol 1982;9:86-92.
- 99. Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekiwa T, Sato H. Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;89(4):509-18.
- 100. 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.
- 101. Unterrichtung durch das Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU). Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2005. (Accessed May 20, 2011, URL: http://nbnresolving.de/urn:nbn:de:0221-20100331990)

- 102. Valderhaug J. Periodontal conditions and carious lesions following the insertion of fixed prostheses: a 10-year follow-up study. Int Dent J 1980;30(4):296-304.
- 103. Van der Weijden F, Dell'Acqua F, Slot DE. Alveolar bone dimensional changes of post-extraction sockets in humans: a systematic review. J Clin Periodontol 2009;36(12):1048-58.
- 104. 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.
- 105. 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.
- 106. Wehrbein H, Bauer W, Diedrich P. Mandibular incisors, alveolar bone, and symphysis after orthodontic treatment. A retrospective study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;110(3):239-46.
- 107. Wehrbein H, Fuhrmann RA, Diedrich PR. Human histologic tissue response after long-term orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1995;107(4):360-71.
- Wennström JL. Lack of association between width of attached gingiva and development of soft tissue recession. A 5-year longitudinal study. J Clin Periodontol 1987;14:181-4.
- 109. Wenzel A, Moystad A. Experience of Norwegian general dental practitioners with solid state and storage phosphor detectors. Dentomaxillofac Radiol 2001;30(4):203-8.
- 110. White SC. 1992 assessment of radiation risk from dental radiography. Dentomaxillofac Radiol 1992;21(3):118-26.

- 111. Wolf HF, Rateitschak E, Rateitschak K. Farbatlanten der Zahnmedizin Band 1: Parodontologie. 3rd ed. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag, 2004:8-9
- 112. Yared KF, Zenobio EG, Pacheco W. Periodontal status of mandibular central incisors after orthodontic proclination in adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130(1):6.e1-8.
- 113. Yoneyama T, Okamoto H, Lindhe J, Socransky SS, Haffajee AD. Probing depth, attachment loss and gingival recession. Findings from a clinical examination in Ushiku, Japan. J Clin Periodontol 1988;15(9):581-91.
- 114. Zenobio MA, da Silva TA. Absorbed doses on patients undergoing tomographic exams for pre-surgery planning of dental implants. Appl Radiat Isot 2007;65(6):708-11.
- 115. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. Dentomaxillofac Radiol 2002;31(2):126-30.

9 Anhang

9.1 Abkürzungsverzeichnis

A/mA	Ampère / Milliampère
AAZ	azelluläres, afibrilläres Zement
Abb.	Abbildung
AFZ	azelluläres Fremdfaserzement
ca.	circa
СВСТ	Cone-Beam Computerized Tomography
CCD	Charge-Coupled Device
cm	Zentimeter
СТ	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
3D	dreidimensional
DVT	Dentale Volumentomographie
e.	erkennbar
FOV	Field of View
Inc.	incorporated
Mfg.	Manufactoring
MGL	mukogingivale Grenzlinie
mGy	Milligray
mm	Millimeter
n.e.	nicht erkennbar
%	Prozent
PSA	Panoramaschichtaufnahme
S	Sekunde
SPSS	Statistical Pakage of Social Science
Sv / µSv	Sievert / Microsievert
TIFF	Tagged Image File Format
V / kV	Volt / Kilovolt

- ZEZ zelluläres Eigenfaserzement
- ZGZ zelluläres Gemischtfaserzement

9.2 Liste der verwendeten Materialien

AxioVision Rel. 4.8; Carl Zeiss, Göttingen, Deutschland

Bandsäge Exakt 300 (Trennband 0,2 mm); Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland

Digitaler Tiefenmessschieber TMS 1; MMO Messwerkzeuge, Deutschland

Eurosil Max Catalyst, C-Silikon Härter; Henry Schein Dental Depot GmbH, Langen, Deutschland

Eurosil Max Putty, C-Silikon; Henry Schein Dental Depot GmbH, Langen, Deutschland

Formalin (10%); Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Taufkirchen, Deutschland

Handstück INTRAcompact 10 CHC; KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland

Image C, Softwaresystem für digitale Bildverarbeitung; Imtronic, Berlin, Deutschland

Invivo 4, 3D Imaging Software; Anatomage Inc., San Jose, Californien

JVC 1070C, Kamera; JVC Deutschland GmbH, Friedberg, Deutschland

KaVo 3D eXam, Cone-Beam-Röntgensystem; KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland

MS Excel 2002; Microsoft Deutschland GmbH, Unterschleißheim, Deutschland

Schleifinstrumente; Komet, Gebr. Brasseler GmbH, Lemgo, Deutschland

Diamant: 883ORL314.016; ZR6379.314.014; 8801.204.018

Hartmetallfräse: H251E.204.060

Permanent Lumocolor; STAEDTLER Mars GmbH & Co. KG, Nürnberg, Deutschland

SPSS Version 15.0, Statistical Pakage of Social Science; Chicago, IL, USA

Trennscheibe D190S-017H; ökoDENT-Gruppe, Tautenhain, Deutschland

Winkelstück INTRAcompact 25 CHC; KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland

Zeiss Stemi SV11, Stereoauflichtmikroskop; Carl Zeiss, Göttingen, Deutschland

9.3 Danksagung

Zunächst gilt mein herzlicher Dank Herrn Prof. Dr. Dr. Ralf J. Radlanski für die Ermöglichung der Promotion an der Charité Universitätsmedizin Berlin und die Übernahme des Erstgutachtens, für seine freundliche Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit sowie für die Bereitstellung der Laboreinrichtungen.

Mein nächster Dank gilt Herrn Prof. Dr. Axel Bumann für die Überlassung des Promotionsthemas und sein Vertrauen. Durch seine zielführende, geduldige und stets motivierende Betreuung hat er zur Fertigstellung dieser Arbeit einen wesentlichen Beitrag geleistet.

Des Weiteren möchte ich Herrn Prof. Dr. Andrej M. Kielbassa für die Bereitstellung der Bandsäge aus der Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie danken, sowie seinem Mitarbeiter Herrn Rainer Toll für die freundliche Einweisung in die Arbeit mit dem Gerät.

Ein großer Dank gilt ferner Frau Ramona Keilbach der Firma Mesantis® Berlin für ihre unermüdliche Hilfsbereitschaft bei der Anfertigung der DVT-Aufnahmen, die vielen kurzweiligen Abende und Wochenenden, die wir gemeinsam im Röntgenraum verbracht haben sowie die kompetente Beantwortung der vielen aufgetretenden Fragen.

Herrn Dr. Herbert Renz aus der Abteilung für orale Struktur- und Entwicklungsbiologie danke ich für die freundliche Betreuung bei der Durchführung der mikroskopischen Untersuchungen und für zahlreiche weiterführende Ratschläge.

Herrn Dr. Ulrich Gauger gilt ein großer Dank für die umfangreiche statistische Beratung sowie seine Geduld und Unterstützung bei der Auswertung der Messdaten.

Zuletzt möchte ich betonen, dass mir ohne die unermüdliche seelische, moralische und finanzielle Unterstützung meiner Familie und Freunde dieser Werdegang nicht möglich gewesen wäre. Für ihre allgegenwärtige Liebe, Kraft und Rückendeckung danke ich an dieser Stelle insbesondere meinen Eltern, meiner Schwester und meinem Freund.

9.4 Lebenslauf

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

"Ich, Stefanie Schattmann, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: *Dentale Volumentomographie in der Diagnostik vestibulärer parodontaler Defekte* selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe."

Datum: 27. August 2011

Unterschrift