Aus dem Institut MESANTIS 3D-DENTAL-RADIOLOGIE Berlin

DISSERTATION

Vergleichende Untersuchungen zur Beurteilung des Knochenangebotes im vorderen Gaumen anhand von seitlichen Fernröntgenbildern und dentalen Volumentomogrammen

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Katharina Julia Kimmich

aus Heilbronn

Datum der Promotion: 11.12.2015

Inhaltsverzeichnis

Ab	Abstrakt				
Ab	Abstract				
1	Ein	leitung	6		
1.1		Anatomie des Gaumens	7		
1.2		Skelettale Verankerung in der Kieferorthopädie	10		
1.3		Gaumenimplantate und Minischrauben	13		
1.4		Präoperative Diagnostik – Bildgebende Verfahren in der KFO	18		
2	Fra	gestellung	28		
3	Ma	terial und Methoden	30		
3.1		Allgemeine Methoden	30		
3.1	.1	Patientengut	30		
3.1	.2	DVT- und FRS-Aufnahmen	30		
3.1	.3	Auswertungssoftware und Auswertungsmonitor	31		
3.1	.4	Datenerhebung und Datenverarbeitung	32		
3.1	.5	Allgemeine Statistik	32		
3.2		Spezielle Methoden	36		
3.2	.1	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten des FRS	36		
3.2	.2	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten des DVT	37		
3.2	.3	Knochenangebot im FRS und der Medianebene im DVT	38		
3.2	.4	Knochenangebot paramedian und distal des Canalis N. nasopalatinus	39		
3.2	.5	Korrelation von FRS-Messwerten mit paramedianen Schichten im DVT	42		
4	Erg	jebnisse	45		
4.1		Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten des FRS	45		
4.2		Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten im DVT	46		
4.3		Knochenangebot im FRS und in der Medianebene im DVT	50		
4.4		Knochenangebot paramedian und distal des Canalis N. nasopalatinus	53		
4.5		Korrelation von FRS-Messungen mit paramedianen Schichten im DVT	57		
5	5 Diskussion 62				
5.1		Diskussion der Methoden	62		
5.2		Diskussion der Ergebnisse	66		

5.2.1		Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten des FRS	66		
5.2.2		Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten im DVT			
5.2.3		Knochenangebot im FRS und in der Medianebene im DVT	68		
5.2.4		Knochenangebot paramedian und distal des Canalis N. nasopalatinus			
5.2.	.5	Korrelation von FRS-Messungen mit paramedianen Schichten im DVT	70		
5.3		Schlussfolgerungen	72		
6	Literaturverzeichnis				
7	Eid	Eidesstattliche Erklärung			
8	Lebenslauf		89		
9	Danksagung		90		

Abstrakt

Problemstellung: Bei der präoperativen Diagnostik des Knochenangebotes im vorderen Gaumen für die Insertion von Gaumenimplantaten oder Minischrauben stehen dem Kieferorthopäden grundsätzlich zwei Bildgebungstechniken zur Verfügung. Das seitliche Fernröntgenbild (FRS) und das dentale Volumentomogramm (DVT). In der Literatur finden sich Verfechter der strahlenärmeren älteren Technik (FRS), viele Autoren halten jedoch das DVT bei der Messung der Knochenhöhe für die exaktere Methode. Zielsetzung: Ziel dieser Studie war, die im FRS und DVT ermittelten Messergebnisse des Knochenangebotes im vorderen Gaumen miteinander zu vergleichen. Beide Techniken wurden auf ihre Reproduzierbarkeit geprüft. Zudem wurde das paramediane Knochenangebot mit der Knochenhöhe distal des Canalis N. nasopalatinus verglichen. Es wurde auch eine mögliche Korrelation der Messergebnisse des FRS mit einer paramedianen Schicht des DVTs untersucht. Material und Methoden: Bei zwanzig Patienten wurde das Knochenangebot jeweils zweimal innerhalb von 14 Tagen anhand FRS- und DVT-Aufnahmen untersucht und statistisch auf Reproduzierbarkeit überprüft. Bei 107 Patienten wurde das Knochenangebot mit beiden Techniken gemessen und die Ergebnisse miteinander verglichen. Zudem verglich man im DVT das Knochenangebot, das 3 mm distal aufzufinden war, mit der Knochenhöhe, die sich beidseits 6 mm paramedian messen ließ. In der Koronalansicht des DVT wurden jeweils 3 Punkte im Abstand von 3 mm rechts und links markiert (3R/6R/9R/3L/6L/9L). An diesen Punkten wurde die Knochenhöhe gemessen und statistisch auf eine Korrelation mit dem Ergebnis der FRS-Messung untersucht. Ergebnisse: Die Messergebnisse beider Techniken konnten eindeutig reproduziert werden. Im Vergleich zum Goldstandard DVT konnte im FRS nicht das tatsächliche Knochenangebot gemessen werden. Das FRS zeigte statistisch signifikant mehr Knochen als tatsächlich vorhanden war. Paramedian wurde ein höheres Knochenangebot als 3 mm distal des Canalis N. nasopalatinus ermittelt. Für zwei paramediane Schichten im DVT (3R, 6L) ergab sich eine sehr schwache Korrelation mit dem Messergebnis im FRS. Die Ergebnisse aller anderen Schichten korrelierten nicht mit dem im FRS vorgetäuschten Knochenangebot. Schlussfolgerung: Nach den vorliegenden Ergebnissen wird im FRS nicht das tatsächliche Knochenangebot im vorderen Gaumen dargestellt. Eine kieferorthopädische Behandlungsplanung mit Gaumenimplantaten oder Minischrauben ist daher eine rechtfertigende Indikation für ein DVT.

Abstract

Introduction: During preoperative diagnostics for orthodontic anchorage implants or mini-screws, orthodontists have two options for radiological investigation. There is the conventional lateral radiograph, and the three-dimensional cone beam computed tomography (CBCT). In literature we find both proponents of the older technique with lower radiation exposure, and many authors who deem that CBCT is the more precise technique. **Objectives:** The aim of this study was to compare the measurement results of bone thickness in the anterior palate which were detected in both lateral radiographs and CBCT. The reproducibility of both techniques was tested. Furthermore, a comparison was conducted between bone thicknesses that were measured both paramedian and distal of the incisory nerve canal. Additionally a clear correlation of the results in paramedian layers of the CBCT and the bone thickness that appears on a lateral radiograph was searched for. Materials and methods: The reproducibility was tested on radiographs of 20 patients. Thereupon, the anterior palate was surveyed on lateral radiographs and CBCT two times during 14 days. The measurement results of both techniques on radiographs of 107 patients were compared. The bone thickness that was located in 3 mm distal and 6 mm paramedian of the incisory canal was measured and both results were compared with each other. In the coronal view of CBCT, 6 measurement points were marked 3, 6 and 9 mm on the right and left side (3R/6R/9R/3L/6L/9L), and the bone thickness was measured. The results were tested in a correlation analysis to find out if any measurement in a layer in the CBCT correlates with the result of the lateral radiograph. Results: Both lateral radiograph and CBCT have a high reproducibility. In comparison to the gold-standard CBCT, the real bone height could not be measured on lateral radiographs. Lateral radiographs showed significantly more bone than actually existed. The bone thickness paramedian was higher than 3 mm distal of the incisory nerve canal. There was only a low correlation detected between the bone thickness measured on two paramedian layers of CBCT (3R, 6L) and measurement results of lateral radiographs. The results of other paramedian layers of CBCT did not correlate with the simulated bone height on lateral radiographs. Conclusions: According to the results of this study, lateral radiographs do not show the real bone height of the anterior palate. Therefore, orthodontic treatment planning with anchorage implants or mini-screws is a justified indication for the use of CBCT.

1 Einleitung

Der Fachbereich der Kieferorthopädie umfasst die Behandlung von Zahnfehlstellungen, skelettalen oder dentalen Dysgnathien und Kieferanomalien. Dabei wird die nach Edward Hartley Angle definierte Klasse I, eine neutrale Verzahnung, angestrebt. Während einer kieferorthopädischen Behandlung müssen einzelne Zähne oder Zahngruppen bewegt werden. Verschiedene Verankerungssysteme stehen hierfür dem Behandler zur Verfügung. Sie ermöglichen eine Kontrolle der eingesetzten kieferorthopädischen Kräfte. Man unterscheidet zwischen Verankerungssystemen, die eine Mitarbeit des Patienten erfordern und complianceunabhängigen Varianten. Zu den complianceunabhängigen Lösungen gehören die sogenannten temporären skelettalen Verankerungselemente (Temporary Anchorage Devices, TADs). Diese erreichen eine maximale Verankerung bei minimaler Beeinträchtigung und Mitarbeit des Patienten (Wilmes et al. 2006, Benson et al. 2007). Minischrauben und Gaumenimplantate sind Vertreter der TADs. Der Behandlungserfolg bei deren Anwendung ist wesentlich vom optimalen Insertionsort abhängig. Dieser wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Einige Autoren sprechen sich für die Medianebene des harten Gaumens aus (Wehrbein et al. 1998, Henriksen et al. 2003, Kyung et al. 2003). Andere empfehlen paramediane Regionen (Bernhart et al. 2000, Holm 2013). Die präoperative Bestimmung des idealen individuellen Insertionsortes erfordert eine zuverlässige röntgenologische Diagnostik. Bis heute vertrauen einige Behandler auf die konventionelle Technik, dem seitlichen Fernröntgenbild (FRS) (Jung et al. 2012, Wehrbein et al. 1999). Im zweidimensionalen Fernröntgenseitenbild können jedoch wesentliche anatomische Gegebenheiten nur ungenügend beurteilt werden: Der Verlauf des Canalis N. nasopalatinus kann durch Verzerrungen und Überlagerungen nicht exakt nachvollzogen werden. Die zweidimensionale Darstellung im FRS macht die korrekte Interpretation des dreidimensionalen Schädels nicht möglich (Huang et al. 2005). Eine korrekte Erfassung der dreidimensionalen Strukturen des menschlichen Schädels wird hingegen durch eine moderne Bildgebungstechnologie wie der digitalen Volumentomografie (DVT) erreicht. Das digitale Volumentomogramm erlaubt die Lokalisation des optimalen Insertionsortes der TADs. Somit kann einer Verletzung wichtiger anatomischer Strukturen während des chirurgischen Eingriffes bereits präoperativ vorgebeugt werden. Zudem kann die Position des Verankerungselementes postoperativ sicher beurteilt werden (Kau et al. 2010). Der größte Nachteil der digitalen Volumentomografie lag bisher in der erhöhten Strahlenbe-

lastung im Vergleich zur konventionellen Technik. Das ALARA-Prinzip (As Low As Reasonably Achieveable) gibt dem Behandler vor, Patienten einer nur so hohen Strahlenbelastung auszusetzen, wie für eine ausreichende Bildqualität erforderlich ist (Farman 2005). Aktuelle Studien belegen jedoch, dass die Strahlenexposition während der Anfertigung einer DVT stark von der Auswahl der eingeblendeten Feldgröße (Field of View, FOV) abhängt (Schilling und Geibel 2013, Al-Okshi et al. 2013). Eine Verkleinerung des FOV reduziert die effektive Dosis einer DVT (Lofthag-Hansen et al. 2008). In der Entwicklung neuer DVT-Geräte zeichnet sich zudem ein klarer Trend hin zu strahlenärmeren Volumentomografen ab: Eine Studie von *Ludlow und Walker* bescheinigt dem neuen i-CAT FLX-Gerät (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA) bei bestimmten Einstellungen eine vergleichbare effektive Dosis, wie sie bei Panoramaschichtaufnahmen gemessen wird (Ludlow und Walker 2013). Diese Erkenntnisse verleihen der Diskussion über eine Nutzung der digitalen Volumentomografie bei der präoperativen Diagnostik in der Kieferorthopädie eine neue Brisanz. Sie verschieben die Entscheidungsgrundlage des Behandlers zugunsten der Nutzung der DVT.

Grundsätzlich muss vor jeder Röntgenaufnahme eine rechtfertigende Indikation bestehen (Rechtfertigungsgrundsatz der Röntgenverordnung vom 30.04.2003). Der Behandler muss präoperativ abwägen, ob ein seitliches Fernröntgenbild alle notwendigen Informationen liefern kann oder ob ein digitales Volumentomogramm anzufertigen ist. Eine DVT enthält mehr Informationen als ein herkömmliches Fernröntgenseitenbild. Vor diesem Hintergrund, sowie mit der bereits erwähnten mittlerweile vergleichbaren Strahlenbelastung von DVT und FRS, stellt sich die Frage, ob die Anfertigung einer DVT nicht sinnvoller und für den Patienten vorteilhafter ist, anstatt der üblichen Röntgendiagnostik mit Einzelbildern, Panoramaschichtaufnahme und FRS. Voraussetzung für diese Entscheidung ist, dass der diagnostische Wert der digitalen Volumentomografie bezüglich verschiedener Fragestellungen in der Kieferorthopädie nachweislich höher ist. Diese Arbeit vergleicht den diagnostischen Wert von FRS und DVT hinsichtlich der präoperativen Diagnostik des Knochenangebotes im vorderen Gaumen. Das Platzangebot für Gaumenimplantate und Minischrauben wird mittels beider Techniken ermittelt und miteinander verglichen.

1.1 Anatomie des Gaumens

Der Gaumen besteht aus zwei Teilen. Der harte Gaumen, Palatum durum, bildet das knöcherne Gerüst. Der weiche Gaumen, Palatum molle, stellt den beweglichen Teil des

Gaumens als Gaumensegel, Velum palatinum, dar (Gutwald et al. 2010). Der anteriore Teil des knöchernen Gaumens wird von den paarigen Fortsätzen des Oberkiefers gebildet, den Processus palatini dexter et sinister. Der posteriore Anteil besteht aus den beidseitigen Laminae horizontales dexter et sinister des Os palatinum.

Die Laminae horizontales werden durch die Sutura palatina transversa mit den Processus palatini der Maxilla verbunden. Die beidseitigen Processus palatini sind an der Sutura palatina mediana miteinander verwachsen. Die Gaumennähte stehen senkrecht zueinander. Der vordere Teil des knöchernen Gaumens wird vom Os incisivum gebildet, welches Träger der Frontzähne ist und in dessen Mitte das Foramen incisivum liegt. Das Os incisivum ist an der Sutura incisiva mit den Procc. palatini der Maxilla verbunden (Kohlbach 2007). Der harte Gaumen bildet die vorderen zwei Drittel des gesamten Gaumens (Abb.1). Er ist von mastikatorischer Mundschleimhaut überzogen.



Abb. 1: Ansicht des knöchernen Gaumens (Gutwald et al. 2010).

Die Schleimhaut des harten Gaumens besteht aus einem mehrschichtigen unverhornten Plattenepithel. Sie ist mit mukösen Glandulae palatinae durchsetzt, die eine fortwährende Befeuchtung der Mundschleimhaut gewährleisten. Durch die besonderen Belastungen beim Kauakt besteht sowohl am Zahnfleisch (Gingiva), am Zungenrücken und am harten Gaumen eine vermehrte Verhornungsneigung der Schleimhaut. Daher spricht man in diesen Regionen von mastikatorischer Mundschleimhaut. Hinter den Schneidezähnen wölbt sich median eine kleine Erhebung auf, die Papilla incisiva. Sie liegt auf dem unpaarigen Foramen incisivum. Dies stellt den Austritt der Canales incisivus dar. Durch ihn zieht zum einen die Arteria nasopalatina und zum anderen der Nervus nasopalatinus hindurch, der die vordere Gaumenschleimhaut und die Gingiva innerviert (Gutwald et al. 2010). Die Laminae horizontales des Os palatinum, die den hinteren Teil des harten Gaumens bilden, beherbergen jeweils das kleine Gaumenloch Foramen palatinum minus. Ventral davon liegt palatinal der dritten oberen Molaren jeweils rechts und links das große Gaumenloch, Foramen palatinum majus. Diese Öffnungen bilden den Durchtritt für die Nn. palatini minores et majores, den großen und den kleinen Gaumennerven und für die Blutgefäße, die die vordere Gaumenschleimhaut versorgen (Kohlbach 2007). Der Papilla incisiva schließt sich nach distal eine median verlaufende Leiste an, die Raphe palati. Sie zieht sich bis zum weichen Gaumen fort. Im anterioren Bereich der Raphe erheben sich rechts und links jeweils zwei bis fünf Schleimhautfalten, die Plicae palatinae transversae (Abb. 2).



Abb. 2: Ansicht des harten und weichen Gaumens (Gutwald et al. 2010).

Der weiche Gaumen besteht aus dem beweglichen Gaumensegel, dem Velum palatinum. Das Gaumensegel dient beim Schluckakt zum Verschluss der Mundhöhle gegen den Nasenrachenraum. Die Basis bildet eine bindegewebige Platte, die Aponeurosis palatina. Diese geht direkt in das Periost des harten Gaumens über. Nach posterior verjüngt sich das Gaumensegel zum Gaumenzäpfchen, der Uvula palatina (Gutwald et al. 2010).

In das bindegewebige Gerüst setzen fünf Gaumenmuskeln an: Musculus levator veli palatini (der Heber des Gaumensegels), Musculus tensor veli palatini (der Senker des Gaumensegels), Musculus palatoglossus, Musculus palatopharyngeus sowie der Musculus uvulae zum Gaumenzäpfchen. Bis auf letzteren sind alle genannten Muskeln paarig angelegt. Die Schleimhaut am weichen Gaumen ist im Gegensatz zu der am harten Gaumen verschieblich befestigt. Auf der oberen, zum Nasenrachenraum gelegenen Seite besteht sie aus mehrreihigem Flimmerepithel des Respirationstraktes, auf der unteren oralen Seite gleicht sie der Mundschleimhaut (Waldeyer 2009).

Die sensorische und sensible Innervation erfolgt durch den zweiten Hauptast des N. trigeminus, dem N. maxillaris, der mit den Nn. palatini majores et minores die Gaumenschleimhaut erreicht, sowie durch den neunten Hirnnerv, dem N. glossopharyngeus und dem N. intermedius. Arteriell versorgt wird der Gaumen aus der A. pharyngea ascendens, welche der A. carotis externa entspringt, der A. palatina ascendens, die aus der A. facialis stammt und der A. palatina descendens, einem Arm der A. maxillaris. Durch die Vv. palatinae ascendens und descendens wird der venöse Abfluss in den Plexus pterygoideus gesichert (Schiebler und Korf 2007).

1.2 Skelettale Verankerung in der Kieferorthopädie

Das Ziel einer kieferorthopädischen Behandlung besteht in dem Erreichen einer eugnathen, regelrechten Verzahnung. Die In- oder Extrusion von Front- oder Eckzähnen, die sagittale Bewegung von Seitenzähnen, das Einstellen von retinierten Zähnen, Lückenschluss und die regelrechte Lageeinstellung des Ober- und Unterkiefers zueinander sind nur einige der vielzähligen Behandlungsmöglichkeiten. Hierfür werden Kräfte auf die Zähne ausgeübt, um diese zu bewegen. Jede kieferorthopädische Aktion verursacht eine Reaktion der gleichen Kraft (Paulus und Hartmann 2011). Es gilt das dritte Newton`sche Gesetz actio=reactio, das sogenannte Wechselwirkungsprinzip. Darunter versteht man in der Kieferorthopädie die ungewollten gegenläufigen Zahnbewegungen als Folge zu großer Kraftanwendungen (Böhm und Fuhrmann 2006). Verankerungssysteme dienen als Widerstand gegen kieferorthopädische Kräfte (Schätzle und Männchen 2010). Der Behandler kann mit geeigneten Verankerungssystemen unerwünschte Gegenkräfte kontrollieren. Einzelne Zähne oder Zahngruppen werden dadurch gezielt be-

wegt (Grohmann 2004). In vielen Fällen dienen vorhandene Zähne als Verankerungselemente. Verändern diese jedoch unter Kraftanwendung ihre Stellung, spricht man von Verankerungsverlust. Dies stellt ein Problem für das Erreichen des Therapieerfolgs dar (Lietz und Müller-Hartwich 2006). Um dies zu vermeiden, können intraorale Verankerungselemente wie Pendulum-Apparaturen oder Transpalatinalbögen eingesetzt werden (Kinzinger et al. 2008). Der Headgear oder die Delaire-Maske dienen als extraorale Verankerungsmaßnahmen. Feldmann et al. untersuchten die subjektive Empfindung von Patientengruppen bezüglich Schmerz, Tragekomfort und Beeinträchtigung der Kaufunktion während einer kieferorthopädischen Behandlung. Gruppe A dieser Studie wurde mit skelettalen Verankerungselementen, Gruppe B mit Headgear und Gruppe C mit Transpalatinalbögen versorgt. Die Aussagen der Patienten wurden anhand von Fragebögen zusammengefasst. Innerhalb der ersten vier Tage ergab sich in Gruppe A mit skelettale Verankerungselemente eine signifikant geringere Schmerzintensität als in Gruppe C mit Transpalatinalbögen. Zwischen der Headgeargruppe B und Gruppe A mit skelettalen Verankerungssystemen waren kaum Unterschiede zu verzeichnen. Insgesamt ergaben sich kaum Differenzen in der Wahrnehmung der Patienten bezüglich der unterschiedlichen Behandlungsmethoden (Feldmann et al. 2012).

Ein Vorteil der skelettalen Verankerung ist vor allem die Unabhängigkeit von der Mitarbeit des Patienten (Wilmes et al. 2006). Sie gibt dem Behandler die Möglichkeit zur absoluten Kontrolle der Verankerung. Unerwünschte und unvorhersagbare Reaktionen der desmodontalen Verankerung werden weitestgehend minimiert. Heutzutage gibt es je nach Behandlungsbedarf das passende Hilfsmittel zur skelettalen Verankerung: Prothetische Implantate, Minischrauben, Gaumenimplantate, Onplants, Bone Anchors, Zygoma-Drähte und skelettal abgestützte Distraktoren. Abhängig vom jeweiligen Knochenangebot und der Behandlungsintention kann in folgende Bereiche inseriert werden: Interdentale Septen, zahnlose Kieferabschnitte, infra- und supraapikale Bereiche, mediane, paramediane und laterale Regionen des harten Gaumens, retromolare Areale und der Bereich des Os zygomaticum (Wehrbein und Göllner 2007).

Bereits im Jahr 1945 beschrieben *Gainsforth und Highly* die Vorteile der skelettalen Verankerung (Gainsforth und Highly 1945). *Wehrbein et al.* lancierten schon 1998 das palatinale Implantat zur Verankerung. Sie suchten nach einer Alternative zur konventionellen Verankerung. Intraorale Verankerungsmechanismen stießen oft an ihre natürlichen Belastungsgrenzen. Extraorale Hilfsmittel wurden von Patienten häufig abgelehnt. In einer klinischen und röntgenologischen Studie bewiesen sie, dass in der Medianebe-

ne des Gaumens meist genug Knochen vorhanden ist, um kleinere Implantate mit einer Länge von 4-6 mm und einem Durchmesser von 3,3 mm zu inserieren (Wehrbein et al. 1998). Auch Roberts berichtete im Jahr 2000 von osseointegrierten dentalen Implantaten als Verankerungselemente in der Kieferorthopädie (Roberts 2000). Benson et al. verglichen das palatinale Implantat mit dem Headgear als Verankerungselement während einer kieferorthopädischen Behandlung. Die Studie erklärte Gaumenimplantate zu akzeptablen Verankerungselementen (Benson et al. 2007). Yao et al. verglichen das Verankerungspotential von Minischrauben und dem konventionellen Headgear. Sie resümierten, dass eine skelettale Verankerung während der Behandlung eine bessere Kontrolle über dentoalveoläre Protrusionsbewegungen als der Headgear ermöglicht. Es wurde ein geringerer Verankerungsverlust verzeichnet (Yao et al. 2008). Li et al. bezeichneten Hilfsmittel der skelettalen Verankerungen wie Gaumenimplantate, Onplants und Mini-Implantate aufgrund geringerem Verankerungsverlust als eine sehr gute Alternative zum Headgear (Li et al. 2011). 2013 stellten Grec et al. eine Meta-Analyse vor. Darin verglichen sie vorhandene Literatur bezüglich Distalisierungspotential und Verankerungsverlust von herkömmlichen Hilfsmitteln und skelettalen Verankerungselementen. Sie bezeichneten beide Systeme als adäquate Maßnahmen zur Distalisierung. Bei skelettalen Verankerungssystemen war der Verankerungsverlust jedoch deutlich geringer (Grec et al. 2013). Einen weiteren Vorteil skelettaler Verankerung beschrieben Nishimura et al. in einem Patientenfall 2014: Eine 22-jährige Patientin wünschte sich die Behandlung eines "gummy smile". Bei der Patientin bestand unter anderem eine Dysgnathie der Angle-Klasse II, ein tiefer Biss, Engstand der oberen Frontzähne, eine Retroinklination der oberen mittleren Incisiven und ein für die Angle-Klasse II typischer Profilverlauf. Die Therapie konnte durch den Einsatz von Miniplatten und Minischrauben erfolgreich durchgeführt werden. Mithilfe dieser skelettalen Verankerungselemente konnte eine Extraktion der Prämolaren oder weitere chirurgische Maßnahmen vermieden werden (Nishimura et al. 2014). Tai et al. stellten 2014 die Behandlung eines Patienten mit einer Angle-Klasse III vor. Der Einsatz von skelettalen Verankerungssystemen ermöglichte eine langfristige Optimierung der Okklusionsverhältnisse und des Profilverlaufes (Tai et al. 2013). Laut Grauer und Wiechmann haben skelettale Verankerungselemente einen großen Anteil an der Realisierung eines erweiterten Behandlungsspektrums in der Kieferorthopädie. Mit diesen Hilfsmitteln lassen sich komplexe Malokklusionen korrigieren (Grauer und Wiechmann 2014).

1.3 Gaumenimplantate und Minischrauben

Gaumenimplantate und Minischrauben stellen in der Kieferorthopädie zuverlässige Hilfsmittel für eine skelettale Verankerung dar. Sie verbleiben lediglich für den Zeitraum der Behandlung im Mund des Patienten. Die allgemein gebräuchliche Bezeichnung lautet daher "temporäre skelettale Verankerungselemente" (Temporary Anchorage Devices: TADs). Zu dieser Gruppe gehören Minischrauben, Gaumenimplantate, Onplants und Miniplatten (Sander et al. 2011).

Schätzle et al. untersuchten 2009 in einer Meta-Analyse die vorhandene Literatur auf die Überlebensraten der TADs. Miniplatten und Gaumenimplantate erzielten eine Überlebensrate von >90% in den ersten 12 Wochen nach Implantation. Diese TADs ermöglichen eine absolute Verankerung. Die Verlässlichkeit von Minischrauben hingegen bezeichneten die Autoren als fragwürdig (Schätzle et al. 2009). Schätzle und Männchen bezogen sich 2011 in einer Studie auf die Indikation der jeweiligen Verankerungselemente mit Hinsicht auf deren Risiken und Erfolgsraten. Sie beurteilten Onplants aufgrund ihrer schwierigen Handhabung während des chirurgischen Eingriffs als obsolet. Der Erfolg von Minischrauben ist von zahlreichen Faktoren abhängig. Dazu gehören der Schraubendurchmesser, das Drehmoment während der Insertion, die Schraubenbeweglichkeit nach dem Einsetzen sowie der Anteil an beweglicher Schleimhaut und die Mundhygiene. Vor allem im Unterkiefer wird eine hohe Verlustrate angegeben. Das Mittel der Wahl ist laut den Autoren im Oberkiefer das Gaumenimplantat und im Unterkiefer die Miniplatte. Sie empfehlen Minischrauben lediglich für kleinere Zahnbewegungen (Schätzle und Männchen 2011). Der wesentliche Vorteil von Minischrauben ist die einfache Entfernung nach der Therapie. Ein zweiter chirurgischer Eingriff zur Explantation wie bei Gaumenimplantaten ist nicht notwendig. Dadurch werden Behandlungskosten gesenkt (Winsauer und Vlachojannis 2010). Die Verletzung benachbarter Strukturen stellt bei der Insertion von Minischrauben oder Gaumenimplantaten ein hohes Risiko dar. Kau et al. untersuchten in ihrer retrospektiven Studie die Position von 35 TADs 6 Monate nach ihrer Insertion. Mithilfe von DVT- Aufnahmen stellten sie fest, dass 65,2% dieser TADs in Kontakt mit den Parodontien benachbarter Zähne standen (Kau et al. 2010). Ahmed et al. stellten in ihrer Studie 2012 histologisch fest, dass solche Verletzungen des Wurzelzementes reparabel sind (Ahmed et al. 2012). Watanabe et al. erklärten den Kontakt von Minischrauben mit Zahnwurzeln zum verantwortlichen Faktor für den Verlust der Verankerungselemente (Watanabe et al. 2013). Vor der Insertion solcher TADs muss eine gründliche Evaluation der Platzverhältnisse durchgeführt werden.

Minischrauben

Minischrauben sind vergleichbar mit Osteosyntheseschrauben. Sie werden auch Kortikalisschrauben oder orthodontische Verankerungspins genannt. Die aus Titan hergestellten Verankerungselemente gibt es in unterschiedlichen Durchmessern, Längen, Gewinde- und Schraubenkopfausfertigungen (Bumann et al. 2006). Die Schraubensysteme sind erhältlich in Durchmessern zwischen 1,2 mm und 2 mm. Die Längen variieren zwischen 4 mm bis 14 mm. Suzuki et al. stellten in ihrer Studie 2013 fest, dass für Minischrauben mit einem Durchmesser von 1,3 mm im Oberkiefer die optimale Länge 5 mm beträgt. Im Unterkiefer empfehlen sie 6 mm (Suzuki et al. 2013). Minischrauben werden mit einem selbstschneidenden oder einem selbstbohrenden Gewinde hergestellt. Eine Pilotbohrung ist nur bei selbstschneidenden Gewinden notwendig. Minischrauben können direkt nach der Insertion belastet werden (Costa et al. 1998). Einige Autoren empfehlen jedoch eine Einheilzeit von zwei bis sechs Wochen (Liou et al. 2004, Freudenthaler et al. 2001). Ihr Verankerungspotential wird durch Primärstabilität, also Makroretention erreicht (Costa et al. 1998). Die Schrauben haben eine glatte, maschinierte Oberfläche. Aus diesem Grund ist eine Osseointegration von Minischrauben nicht möglich. Dies ermöglicht eine einfachere Entfernung (Mah et al. 2005). Daraus resultiert jedoch eine geringere Rotationsstabilität (Wehrbein et al. 2008). In ihrer Studie 2013 untersuchten Topcuoglu et al. die Stabilität von Minischrauben in Abhängigkeit von Belastungsbeginn, Länge und Durchmesser. Eine Sofortbelastung zeigte keinen negativen Effekt bezüglich der Stabilität. Bei steigendem Durchmesser wurde eine höhere Stabilität verzeichnet. Die Länge der Minischrauben hatte keinen Einfluss auf die Stabilität (Topcuoglu et al. 2013). Insertionsorte sind bukkale oder palatinale interradikuläre Septen. Zudem stellen die Symphysenregion, Areale kaudal der Spina nasalis anterior, retromolare Bereiche im Unterkiefer oder der maxilläre Tuberbereich im Oberkiefer aufgrund der ausreichenden Knochendicke potentielle Insertionsorte dar. Sie werden mittlerweile jedoch aus verschiedenen Gründen vermieden. Diese Regionen haben einen hohen Anteil an beweglicher Schleimhaut (Symphyse und subnasal) und spongiösem Knochen (Tuberbereich). Die erschwerte Zugänglichkeit stellt ein weiteres Problem dar (Wehrbein et al. 2008). Auch am Gaumen können Minischrauben inseriert werden (Melsen 2005). Der optimale Insertionsort wird in der Fachliteratur kontrovers

diskutiert. Gracco et al. bezeichneten sowohl den anterioren, als auch den posterioren Teil des harten Gaumen als geeignete Insertionsorte für Minischrauben (Gracco et al. 2008). King et al. sprachen sich für die paramediane Region aus (King et al. 2007). Gahleitner et al. beurteilten sowohl die mediane als auch die paramediane Region als geeignet (Gahleitner et al. 2004). Henriksen et al., Kyung et al. und Wehrbein und Göllner präferierten die Mediansagittalebene (Henriksen et al. 2003, Kyung et al. 2003, Wehrbein und Göllner 2007). Asscherickx et al. lehnten diesen Bereich ab. Sie befürchteten Auswirkungen auf das skelettale Wachstum der Patienten bei einer Insertion von Minischrauben in die Sutura mediana (Asscherickx et al. 2005). Bernhart et al. gaben eine präzisere Empfehlung für die Platzierung von Minischrauben. Der ideale Insertionsort liegt ihnen zufolge 6 bis 9 mm distal und 3 bis 6 mm paramedian des Foramen incisivum (Bernhart et al. 2000). Holm riet in ihrer Dissertation von einer Insertion von Minischrauben in der Medianebene und im posterioren Bereich des Gaumens ab. Sie empfahl die paramediane anteriore Region (Holm 2013). Keim wies bei der Suche nach dem optimalen Insertionsort auf die Voraussetzungen für die erfolgreiche Funktion der Minischrauben hin: Einen die Schraube umfassenden Knochen, eine ausreichende Dicke der Kortikalis, befestigte Gingiva und ein angemessener Sicherheitsabstand zu den Zahnwurzeln. Der anteriore Gaumen wird allen genannten Anforderungen gerecht (Keim 2011). Eine geeignete Knochenqualität und –quantität sowie eine ausreichende Dicke der Kortikalis ist Voraussetzung für die Primärstabilität (Melsen 2005). Motoyoshi et al. gaben eine Mindestdicke der Kortikalis von 1 mm an (Motoyoshi et al. 2009). Die Insertion muss in einem adäquaten Abstand zu anatomischen Strukturen erfolgen. Dieser Sicherheitsabstand wird in der Literatur unterschiedlich definiert. Laut Maino et al. sollten Minischrauben 2,5 mm vom Parodontalspalt entfernt sein (Maino et al. 2003). Poggio et al. strebten einen Sicherheitsabstand von 1 mm an (Poggio et al. 2006). Ludwig et al. forderten zirkulär 0,5 mm (Ludwig et al. 2008). Individuell angefertigte Bohrschablonen können das Risiko einer Verletzung umliegender Strukturen minimieren. Qiu et al. untersuchten dazu in ihrer Studie den Einsatz von Bohrschablonen während der Insertion von Minischrauben. Diese Bohrschablonen wurden basierend auf DVT-Aufnahmen im Stereolithografie-Verfahren hergestellt. Insgesamt wurden 20 Minischrauben mit und 10 Minischrauben ohne Schablone in posteriore Abschnitte in Oberund Unterkiefer von 3 Phantomen eingebracht. Von den 10 "freihändig" gesetzten Minischrauben berührten 4 die Zahnwurzeln von benachbarten Zähnen. In der Gruppe, die Bohrschablonen benutzte, kam es zu keinem Kontakt mit angrenzenden Parodontien

(Qiu et al. 2012). *Morea et al.* kamen 2011 zu einer ähnlichen Schlussfolgerung. Sie empfahlen den Einsatz von Bohrschablonen während der Insertion von Minischrauben. Mit diesem Hilfsmittel kann einer Verletzung von benachbarten Strukturen zuverlässig vorgebeugt werden (Morea et al. 2011). *Mah et al.* machten auf das Risiko einer Schraubenfraktur ab einem Schraubendurchmesser kleiner als 1,2 mm aufmerksam (Mah et al. 2005). *Ludwig et al.* beschrieben eine erhöhte Frakturgefahr bei Schrauben mit selbstbohrendem Gewinde ab einem Durchmesser von 1,4 mm und kleiner. Das Eindrehen dieser Schrauben erzeugt Spannungen. Diese können den Knochen verletzen. Außerdem wird die Schraube selbst großen Kräften ausgesetzt (Ludwig et al. 2008).

Gaumenimplantate

Bei der Herstellung von Gaumenimplantaten dienen dentale Implantate als Vorlage. Gaumenimplantate haben im Vergleich zu diesen eine reduzierte Länge und werden ebenfalls aus Titan gefertigt. Das Abutment kann bei der kieferorthopädischen Behandlung mit einem Aufbau verbunden werden. Der Behandler kann an diesem Aufbau Bögen befestigen (Wehrbein et al. 2008, Jung et al. 2009). Gaumenimplantate sind nach der Insertion nach etwa 12 Wochen belastbar (Wehrbein et al. 1998, Lietz und Müller-Hartwich 2006, Jung et al. 2009). Nach Lietz und Müller-Hartwich wird die Stabilität von Gaumenimplantaten durch zwei Faktoren erreicht. Zum einen wird durch das Implantatgewinde ein makroretentiver Halt erzielt. Zum anderen erlangt das Implantat durch die spezielle Oberflächenbearbeitung und Osseointegration absolute Positions- und Rotationsstabilität (Lietz und Müller-Hartwich 2006). Somit können mit Gaumenimplantaten auch schwierige kieferorthopädische Regulierungen durchgeführt werden. Paramediane und mediane Regionen des knöchernen Gaumens dienen als Insertionsorte (Wehrbein et al. 2008, King et al. 2006). Baumgaertel empfiehlt eine Platzierung der Gaumenimplantate paramedian auf Höhe der ersten und zweiten Prämolaren (Baumgaertel 2009). In der Regel werden Implantate mit einer Länge von 4 bis 6 mm eingesetzt. Fritz et al. halten eine Gaumenimplantatlänge von 4 mm als ausreichend (Fritz et al. 2003). Auch andere Autoren sind der Meinung, dass die Stabilität von Gaumenimplantaten mit Längen von 4 bis 6 mm garantiert ist (Gainsforth und Highly 1945, Wehrbein 1994, Block und Hoffman 1995, Gedrange et al. 2005). Heutzutage gibt es eine Vielzahl unterschiedlicher Implantatsysteme. Das Orthoimplantat des Instituts Straumann AG (Basel, Schweiz), das im Jahr 2004 auf den Markt kam, zählt zu den bekanntesten. Es wird aus

Titan hergestellt und in zwei Längen (4 und 6 mm) mit einem Durchmesser von 4,1 mm und 4,8 mm angeboten. Das Gewinde ist selbstschneidend. Die Oberfläche wird mittels einer SLA-Bearbeitung (**S**andblasted, Large grid, Acid-etched) vergrößert. Diese Eigenschaft optimiert die Anlagerung von Knochen (Wehrbein et al. 1996). Das Orthoimplantat weist einen konischen und leicht konkaven mukosalen Halsteil auf (Abb. 3).





Laut Celenza und Hochman sind Gaumenimplantate maßgeblich am Fortschritt in der Kieferorthopädie beteiligt. Sie minimieren das Risiko eines Verankerungsverlustes. Dadurch vereinfachen sie die Therapie. Zudem kann die Behandlungszeit deutlich verkürzt werden. Die Abhängigkeit des Behandlungserfolges von der Mitarbeit des Patienten ist gering (Celenza und Hochman 2000). Nach Jung et al. beträgt die Überlebensrate der Implantate über 80% (Jung et al. 2009). Züger et al. untersuchten die Erfolgsrate von paramedian inserierten Gaumenimplantaten. Drei erfahrene Chirurgen inserierten bei 143 Patienten 145 Gaumenimplantate (Orthosystem, Institut Straumann AG, Basel, Schweiz). Nur in 7 Fällen (4,8%) zeigten die Implantate keine ausreichende Stabilität. Dagegen waren erfolgreich osseointegrierte Implantate zuverlässige Verankerungselemente. Die Autoren beurteilten paramediane Areale des Gaumens als gute Alternative zur medianen Region (Züger et al. 2014). Nachteile von Gaumenimplantaten sind der große chirurgische Aufwand bei der Insertion und ihrer Entfernung. Ihre Größe limitiert die Anzahl der möglichen Insertionsorte. Die notwendige Einheilzeit verlängert die Behandlungszeit. Hohe Kosten für den chirurgischen Eingriff und eventuelle Sprachbehinderungen sind weitere Defizite (Taghizadeh 2010).

Das Risiko bei der Insertion von Gaumenimplantaten liegt in der Verletzung wichtiger benachbarter anatomischer Strukturen. Es kann zu einer Schädigung von Zahnwurzeln kommen. Blutgefäße oder Nerven können verletzt werden. Eine Perforation der Nasenhöhle oder der Kieferhöhle ist möglich. Postoperativ können Nachblutungen, Schmerzen oder Schwellungen auftreten. Eine Entzündung des Implantationsgebietes unterbindet eine Osseointegration. Daraus kann ein Implantatverlust resultieren (Wehrbein et al. 2008). *Fäh und Schätzle* recherchierten in ihrer Studie 2013 das Auftreten von Komplikationen nach der Insertion und der Entfernung von Gaumenimplantaten. Es wurden 104 Implantationen und 44 Explantationen im Zeitraum von 1999 bis 2010 untersucht. Bei 24% der Implantationen wurden Komplikationen verzeichnet. Unter anderem konnten eine fehlende Primärstabilität, anhaltende Schmerzen, Nachblutungen und Perforationen der Nasenhöhle festgestellt werden. Nach Explantationen kam es bei 13% der Fälle zu Komplikationen. Dabei wurden Wundheilungsstörungen, Perforationen der Nasenhöhle, Nachblutungen und Implantatfrakturen dokumentiert (Fäh und Schätzle 2013).

1.4 Präoperative Diagnostik – Bildgebende Verfahren in der KFO

Eine genaue Untersuchung der anatomischen Gegebenheiten ist vor jeder chirurgischen Maßnahme unabdingbar. Die radiologische Analyse in der Kieferorthopädie erfolgte lange Zeit anhand zweidimensionaler Darstellungen. Dazu zählen das Fernröntgenseitenbild (FRS) oder die Panoramaschichtaufnahme (PSA). Die PSA sollte lediglich als präoperative Orientierungshilfe herangezogen werden. Die unzuverlässige Abbildung der Platzverhältnisse, mögliche Verzerrungsfehler und Unschärfen machen sie als singuläre Darstellung ungeeignet. Laut *Bennemann* lässt die Panoramaschichtaufnahme keine genaue Aussage über die Distanz einer Minischraube zu Nachbarstrukturen zu. Sie empfiehlt in ihrer Dissertation die Anfertigung einer dreidimensionalen Darstellung vor der Insertion von Minischrauben (Bennemann 2011). Postoperativ kann die Panoramaschichtaufnahme als Kontrollaufnahme dienen (Lemkamp et al. 2006). *Huang et al.* sind der Meinung, dass durch zweidimensionale Aufnahmen wichtige dreidimensionale Gegebenheiten des Schädels fehlgedeutet werden können (Huang et al. 2005).

Seitliches Fernröntgenbild (FRS)

Das FRS stellt eine der wichtigsten Bildgebungstechniken zur Behandlungsplanung in der Kieferorthopädie dar. 1931 wurde diese Art der Aufnahme erstmals durch *Hofrath und Broadbent* durch die Anwendung eines Kephalostaten standardisiert. Damals diente das FRS zur Kontrolle des Schädelwachstums oder zur Überwachung des Therapie-

erfolges (Rakosi 1979). Das FRS ermöglicht kephalometrische Untersuchungen der sagittalen Schädelansicht. Es enthält Informationen über die Lage des Unter- und Oberkiefers sowohl zur Schädelbasis als auch zueinander. Die Position der Zähne und das Vorhandensein skelettaler oder dentaler Anomalien können mittels eines seitlichen Fernröntgenbildes beurteilt werden. Anhand eines FRS können Wachstumsprognosen getroffen werden (Borney 1999). Bei der Erstellung eines FRS trifft ein radial angeordnetes Strahlenbündel den Patienten. Dieser steht dicht vor der Bildebene. Nur der Zentralstrahl trifft den Patienten senkrecht. Die äußeren Strahlen verlaufen divergent. Hieraus können verschiedene Abbildungsfehler resultieren. Ein Problem stellt die Vergrößerung von zirka 10% dar. Dabei ist der Abstand zwischen Fokus, Objekt und Bildebene ist, desto höher wird der Vergrößerungsfaktor. Der Faktor verringert sich, je entfernter das Objekt zum Fokus ist. Weitere Abbildungsfehler sind Doppelprojektionen und Unschärfe (Ševkušic 2008).



Abb. 4: Darstellung der Auswirkung der Entfernung Patient-Film und der Distanz zwischen Patient-Fokus (Borney 1999).

In einer Studie von *Gribel et al.* wurde die Genauigkeit und Zuverlässigkeit kephalometrischer Messungen anhand des FRS mit DVT-Auswertungen verglichen. Laut den Autoren liegen keine statistisch relevanten Unterschiede zwischen Messungen im FRS und DVT vor. Die Standardabweichung lag bei 0,1 mm (Gribel et al. 2011). Annähernd dasselbe Ergebnis erzielte eine vergleichbare Studie von *Zamora et al.* 2011. Dabei wurden Winkel- und Streckenmessungen an DVT-Aufnahmen und Fernröntgenseitenbildern vorgenommen. Zudem verglich man zwei Software-Programme für die 3D-Rekonstruktion (NemoCeph 3D und Invivo5). Auch hier ergaben sich keine statistisch relevanten Differenzen zwischen FRS- und DVT- Messungen. Zwischen den zwei Software-Programmen war der Grad der Übereinstimmung ebenfalls hoch (Zamora et al. 2011). Kragskov et al. machten 1997 in ihrer Studie deutlich, dass das FRS zwar bei der konventionellen kieferorthopädischen Behandlungsplanung vollkommen ausreicht. Jedoch verbessert eine dreidimensionale Darstellung die Diagnostik bei Patienten mit starken kraniofazialen Asymmetrien und Syndromen deutlich (Kragskov et al. 1997). Laut Wehrbein et al. erfüllt das FRS alle Forderungen, die an eine präoperative Röntgenanalyse am Gaumen gestellt werden (Wehrbein et al. 1999). Im Jahr 2011 veröffentlichten Jung et al. aus derselben Arbeitsgruppe von Wehrbein eine Studie. Dabei wurden von 18 humanen Schädeln jeweils ein FRS und ein DVT gemacht. Bei den FRS-Aufnahmen wurde zur Kontrastverstärkung der Boden der Nasenhöhle links und rechts und der orale harte Gaumen mit einer dünnen Zinnfolie (0,3 mm) ausgelegt. Anschließend wurde im FRS auf Höhe der ersten Prämolaren die vertikale Knochenhöhe des Gaumens gemessen. Das ermittelte Knochenangebot wurde mit DVT-Messungen aus der medianen und parasagittalen Ebene verglichen. Am Ort der minimalen Knochenhöhe wiesen die beiden Messreihen die größte Übereinstimmung auf. Die Autoren schlossen daraus, dass das FRS eher das minimale vertikale Knochenangebot angibt. Sie empfehlen daher, die Beurteilung der Knochenhöhe zunächst anhand eines FRS vorzunehmen. Weist das FRS bezüglich des geplanten Verankerungselementes eine grenzwertige Knochenhöhe auf, ist zusätzlich ein DVT anzufertigen (Jung et al. 2011). Aus derselben Arbeitsgruppe wurde 2012 eine weitere Studie veröffentlicht. Dabei fertigten Jung et al. Fernröntgenseitenbilder von 91 Patienten vor der Insertion von Gaumenimplantaten an. Anhand dieser Abbildungen wurde das Knochenangebot beurteilt und in drei Kategorien eingeteilt: a) ausreichend (Knochenhöhe > 4mm), b) nicht eindeutig, c) ungenügend (Knochenhöhe < 4mm). Bei 89 Patienten (97,8%) zeigte das FRS ein ausreichendes Knochenangebot. Dies wurde intraoperativ bestätigt. Bei 2 Patienten (2,2%) war die Beurteilung des Knochenangebotes nicht eindeutig möglich. Daher wurden bei ihnen weitere Untersuchungen vorgenommen. Bei einem Patienten wurde ein CT, bei dem anderen Patienten ein DVT angefertigt. Im Ergebnis wurde bei einem Patienten ein ungenügendes, bei dem anderen Patienten ein für die Insertion von Gaumenimplantaten ausreichendes Knochenangebot festgestellt. Jung et al. resümierten, dass bei der präoperativen Planung vor der Insertion von Gaumenimplantaten ein FRS bei 98% der Patienten ausreicht. Nur in seltenen Grenzfällen empfehlen sie die Erstellung einer DVT oder CT (Jung et al. 2012). Dennoch muss der behandelnde Kieferorthopäde jede Möglichkeit ausschöpfen, sich präoperativ ein exaktes Bild des vorhandenen Knochenangebotes zu machen. Eine zweidimensionale Abbildung enthält nicht alle Informationen, die der Behandler für eine genaue Diagnostik benötigt. Zudem ist bis heute nicht endgültig geklärt, welche Ebene im FRS dargestellt wird. Zu dieser Fragestellung veröffentlichten *Kim et al.* 2014 eine Studie. Sie untersuchten, wie kephalometrische Messungen bezüglich der Knochenhöhe im vorderen Gaumen anhand DVT- und FRS-Aufnahmen miteinander im Zusammenhang stehen. Es wurden insgesamt 30 digitale Volumentomogramme und Fernröntgenseitenbilder vermessen. Sie kamen zu dem Schluss, dass die Knochenhöhe 5 mm paramedian am wahrscheinlichsten im FRS dargestellt wird. Die Autoren halten ein FRS bei der präoperativen Planung von Minischrauben für ausreichend. Sie empfehlen die Anfertigung einer DVT nur bei geringem Knochenangebot zur präziseren Darstellung des Knochens oder zur Evaluation anderer geeigneter Insertionsorte (Kim et al. 2014). Dennoch bleibt für den Behandler letztendlich das Risiko bestehen, bei einem Patienten wichtige Strukturen wie den Canalis N. nasopalatinus zu verletzen. Dieser kann in der zweidimensionalen Ansicht nicht dargestellt werden.

Computertomografie (CT)

Im Jahr 1972 kamen die ersten Computertomografen auf den Markt. Seitdem hat sich die Bandbreite der diagnostischen Möglichkeiten enorm erweitert. Ein Computertomogramm stellt anatomische Strukturen und ihre Ausdehnung in allen drei Ebenen des Raumes dar (Kalendar 2000). Bei der Anfertigung eines Computertomogramms wird ein zweidimensionaler Fächerstrahl ausgesendet. Die Röntgenröhre rotiert dabei um den Patienten. Der Fächerstrahl trifft auf eine eindimensionale Detektorzeile. Einzelne Schichten eines anatomischen Körpers werden durchleuchtet, in elektronische Signale umgewandelt und zu zweidimensionalen Schnittbildern verarbeitet (Holm 2013, Schulze 2006).

Der Nachteil dieser hochauflösenden Technologie liegt in der hohen Strahlenbelastung für den Patienten. Nach dem "Rechtfertigungsgrundsatz der Röntgenverordnung vom 30.04.2003" des Bundesministeriums der Justiz und für Verbraucherschutz muss vor jedem Anfertigen eines Röntgenbildes eine "rechtfertigende Indikation mit hinreichendem Nutzen der Strahlenbelastung" dargelegt werden, ohne den Patienten unnötigerweise zu hoher Strahlenexposition auszusetzen (Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz 2003, Hirschmann et al. 1994). Bei der Anfertigung eines Computertomogramms beträgt die effektive Dosis zirka 610 µSv. Das Ausmaß der Strahlenex-

position als auch der finanzielle Aufwand steht in keiner Relation zu den meisten Fragestellungen in der Kieferorthopädie (Cohnen et al. 2002). Eine Reduktion der Strahlenbelastung untersuchten *Hassfeld et al.* in einer Studie zur sogenannten "low-dose-CT". Dabei wurden die Scanzeit und die Röhrenspannung Schritt für Schritt reduziert. Bei einer um 76% reduzierten Röhrenspannung konnte man noch keine Beeinträchtigung der diagnostischen Wertigkeit feststellen. Dennoch überschritt diese "low-dose-CT" die effektive Dosis einer Panoramaschichtaufnahme um den Faktor 10 (Hassfeld et al. 1998).

Digitale Volumentomografie (DVT)

Das in der Zahnmedizin favorisierte dreidimensionale Bildgebungsverfahren ist die digitale Volumentomografie. Die ersten digitalen Volumentomografen wurden 1998 von *Mozzo et al.* in Italien (Mozzo et al. 1998) und 1999 von *Arai et al.* in Japan entwickelt (Arai et al. 1999).

Bei der digitalen Volumentomografie bilden die eingesetzten Röntgenstrahlen einen Kegelstrahl ("cone beam"). Aus diesem Grund wird es auch Kegelstrahlsystem genannt. Die Röntgenröhre und der Bilddetektor drehen sich einmal um den Patienten. Der Kegelstrahl erfasst in dieser Umdrehung zweidimensional sämtliche anatomische Strukturen. Das Strahlenbündel trifft auf einen flächig angelegten Detektor. Am Computer werden die gewonnenen zweidimensionalen Informationen anschließend zu dreidimensionalen Darstellungen rekonstruiert (Terakado et al. 2000) (Abb. 5).



Abb. 5: Darstellung der Aufnahmegeometrie einer CT (links) und einer DVT (rechts) (Scarfe et al. 2006).

Alle benötigten Informationen werden durch nur eine einzige Rotation um den Patienten erfasst. Abhängig vom Gerätetyp ergibt sich dadurch eine sehr schnelle Scanzeit von 10 bis 70 Sekunden (Scarfe et al. 2006). Die Vorteile der DVT liegen in der hohen Auflösung und der kontrastreichen Darstellung anatomischer Strukturen. Die digitale Volumentomografie eignet sich zudem insbesondere für die Beurteilung von Knochen (Ziegler et al. 2002). Van Vlijmen et al. untersuchten konventionell angefertigte Fernröntgenseitenbilder kephalometrisch. Sie verglichen ihre Ergebnisse mit kephalometrischen Analysen lateraler Ansichten, die aus dreidimensionalen Datensätzen rekonstruiert wurden. Sie konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede feststellen. Die Reproduzierbarkeit von seitlichen Fernröntgenbildern, die anhand DVT-Aufnahmen rekonstruiert wurden, war jedoch deutlich zuverlässiger (Van Vlijmen et al. 2009). Chung et al. kamen 2009 zu einem ähnlichen Ergebnis. Sie konnten jedoch keine erhöhte Reproduzierbarkeit der rekonstruierten FRS-Ansichten feststellen (Chung et al. 2009). Die hohe Präzision und Zuverlässigkeit kephalometrischer Messungen anhand von digitalen Volumentomogrammen wurde bereits in mehreren Studien beschrieben (Cevidanes et al. 2005, Cevidanes et al. 2007, Chien et al. 2009). Gahleitner et al. sprachen sich 2004 in ihrer Studie für die präoperative Anwendung der digitalen Volumentomografie aus. Laut den Autoren erlaubt eine DVT eine zuverlässige Beurteilung des Platzangebotes für ein Gaumenimplantat. Die Implantatgröße und der Abstand zu wichtigen anatomischen Strukturen können vor der Insertion beurteilt werden. Gahleitner et al. betonten zudem die Vorteile einer DVT gegenüber konventioneller Bildgebung. Dazu gehören deutlich weniger Abbildungsfehler durch Überlagerungen und Vergrößerungen (Gahleitner et al. 2004). Auch Müssig et al. halten eine DVT bei der OP-Planung für empfehlenswert. Laut den Autoren entstehen weniger Verzerrungen und Überlagerungen als bei konventionellen Darstellungsmethoden. Impaktierte und verlagerte Zähne werden zuverlässig dargestellt. Die Knochenhöhe wird exakt angezeigt. Aufgrund dieser Überlegenheit hat die digitale Volumentomografie laut Müssig et al. stetig an Bedeutung in der Kieferorthopädie gewonnen (Müssig et al. 2005). Qiu et al. beschrieben die Vorteile der Insertion von Minischrauben mit DVT-basierten Bohrschablonen. Sie erklärten DVT-basierte Bohrschablonen als ein sicheres Hilfsmittel für eine akkurate Insertion von Minischrauben (Qiu et al. 2012). King et al. untersuchten in ihrer Studie das Knochenangebot bei 183 Jugendlichen anhand digitaler Volumentomogramme. Die Messergebnisse variierten stark. Faktoren wie Alter und Gaumenmorphologie lassen laut den Autoren keine Einschätzung der Knochenhöhe in paramedianen Regionen des Gau-

mens zu. Deshalb halten sie die Erstellung einer DVT vor der paramedianen Insertion von Gaumenimplantaten bei Heranwachsenden für unabdingbar (King et al. 2006). Pinsky et al. untersuchten mittels digitaler Volumentomografie Läsionen durch intraossäre Defekte in der Kopf-Hals-Region. Dabei erwies sich die digitale Volumentomografie als nützliche, atraumatische und sehr genaue Methode. Größen und Volumen der Knochendefekte konnten exakt diagnostiziert werden (Pinsky et al. 2006). In der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie spielt die digitale Volumentomografie ebenfalls eine große Rolle. Wörtche et al. untersuchten in ihrer Studie 2006 digitale Volumentomogramme von Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten. Sie lobten die hohe Bildqualität trotz reduzierter Strahlenexposition im Vergleich zum CT (Wörtche et al. 2006). Einen weiteren gewichtigen Vorteil gegenüber konventionellen Bildgebungstechniken sprachen Solar und Gahleitner schon im Jahr 1999 an: Durch die digitale Speicherung und durch die Bildbearbeitung mit spezieller Software sowie deren Austausch mittels moderner Telekommunikationssysteme wird die Kommunikation zwischen Zahnärzten, Kieferorthopäden und Radiologen fundamental vereinfacht. Dies trägt zu einem effektiveren Austausch der jeweiligen Fachdisziplinen bei (Solar und Gahleitner 1999).

Der größte Nachteil der digitalen Volumentomografie liegt in der hohen Strahlenbelastung. Die ersten entwickelten DVT-Geräte erreichten zwar signifikant geringere effektive Dosen im Vergleich zu einer CT (Mozzo et al. 1998, Arai et al. 1999). Auch im Jahr 2003 kamen Mah et al. in ihrer Studie zum Vergleich der Strahlenbelastung von DVT und CT zu diesem Ergebnis (Mah et al. 2003). Cohnen et al. verglichen jedoch in ihrer Studie 2002 die Strahlenexposition von Panoramaschichtaufnahme, DVT und "lowdose" CT. Das DVT erreichte annähernd dieselben Werte wie das "low-dose" CT. Die effektiven Dosen dieser Aufnahmetechniken lagen deutlich über deren der Panoramaschichtaufnahme. Die Autoren lehnten deshalb die DVT als generelle Alternative zur Panoramaschichtaufnahme ab (Cohnen et al. 2002). Ludlow et al. verglichen 2003 die effektive Dosis der DVT mit der einer Panoramaschichtaufnahme. Dabei wurde bei der Erstellung einer DVT eine um den Faktor 3-7 höhere Strahlenbelastung ermittelt als bei der Anfertigung einer PSA (Ludlow et al. 2003). Bei Betrachtung der einzelnen Studien zur effektiven Dosis einer DVT wird deutlich, wie stark die Werte variieren. Im Jahr 2008 beziffern Ludlow und Ivanovic die effektive Dosis einer DVT bei einer mittleren Feldgröße mit 69-560 µSv. Den Autoren zufolge führt die Anfertigung einer CT zu einer um ca. 1,5-12,3-fach höheren effektiven Dosis als die Erstellung einer DVT. Zudem führt eine Verringerung der Feldgröße zu einer Dosisreduktion (Ludlow und Ivanovic 2008). Die

Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde veröffentlichte 2009 die S1-Leitlinie "Dentale Volumentomografie" (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde 2009). Diese Leitlinie enthält Empfehlungen für die Indikationen für die Anfertigung einer DVT. Der Leitlinie zufolge beträgt die effektive Dosis einer DVT 221+/-275 µSv. Die S1-Leitlinie empfiehlt, auf die zu untersuchende Region einzublenden. Sie bemängelt, dass der kieferorthopädische Nutzen von DVT-Aufnahmen vor allem für junge Patienten in keinem Verhältnis zur Strahlenbelastung steht. Silva et al. untersuchten in ihrer Studie 2008 die Strahlenbelastung des DVT-Gerätes iCAT® der Firma Imaging Sciences International Inc. (Hatfield, USA). Dabei wurde eine effektive Dosis von nur 61,1 µSv gemessen (Silva et al. 2008). Im Jahr 2012 stellten Hirsch et al. eine Studie vor, in der die effektive Dosis des gleichen DVT-Gerätes mit einem Strahlenschutz untersucht wurde. Die Strahlenbelastung konnte auf 49 µSv reduziert werden (Hirsch et al. 2012). Im August 2013 wurde von der DGZMK die S2k-Leitlinie veröffentlicht (Schulze et al. 2013). Hierin wurde die aktuelle Literatur auf Dosiswerte der digitalen Volumentomografie untersucht. Insgesamt wurden 15 Studien herangezogen. Die ältesten Studien wurden 2008 (Ludlow und Ivanovic 2008, Hirsch et al. 2008), die jüngste Studie wurde im Jahr 2013 (Schilling und Geibel 2013) publiziert. Die mittlere effektive Dosis einer DVT bei einer Feldgröße kleiner als 10 cm betrug 92 µSv. Die mittlere effektive Dosis bei einem FOV zwischen 10 und 15 cm lag bei 118 µSv. Bei einem FOV größer 15 cm ergaben sich mittlere effektive Dosen von 114 µSv. Die effektiven Dosen der einzelnen Gerätetypen schwankten stark. Eine Einblendung auf die zu untersuchende Region, also eine Eingrenzung des FOV, führte zu einer Reduktion der Strahlenbelastung (Lofthag-Hansen et al. 2008). Die S2k-Leitlinie betont zudem die erhöhte Gefährdung heranwachsender Patienten beim Einsatz ionisierender Strahlung. In Übereinstimmung mit der Empfehlung der Europäischen Kommission bekräftigt sie, die Indikation für den Einsatz digitaler Volumentomografie vor allem bei jungen Patienten sehr restriktiv auszulegen (Schulze et al. 2013, Horner und Amitt 2011).

Seit 2008 existiert das SEDENTEXCT-Projekt der Europäischen Kommission. Diese Arbeitsgruppe wird von der Europäischen Gesellschaft für Atomenergie (Euratom) unterstützt. Im Jahr 2012 veröffentlichte diese eine überarbeitete Version ihrer Richtlinie von 2008 (Horner und Amitt 2011). Hierzu analysierten die Autoren 13 Studien. Die älteste stammte aus dem Jahr 2003 (Ludlow et al. 2003), die jüngste war 2011 noch in Bearbeitung und wurde 2012 veröffentlicht (Pauwels et al. 2012). Die Richtlinie beziffert die effektive Dosis einer DVT mit mittlerem FOV auf 11-674 µSv. Sie stellt zudem Er-

gebnisse einer Studie von Theodorakou et al. vor, die ein Jahr später (2012) veröffentlicht wurde: Die Autoren untersuchten darin die effektive Dosis einer DVT anhand eines Phantoms. Das Phantom stellte die anatomischen Gegebenheiten eines 10-jährigen Patienten dar. Die effektive Dosis betrug für ein mittleres FOV 16-214 µSv, für ein großes FOV 114-282 µSv (Theodorakou et al. 2012). Auf Grundlage dieser Ergebnisse lehnt die Richtlinie den routinemäßigen Einsatz der digitalen Volumentomografie ab. Ein DVT sei nicht bei jeder präoperativen Planung zur Insertion eines kieferorthopädischen Verankerungselementes indiziert (Horner und Amitt 2011). Im August 2013 veröffentlichte die American Association of Orthodontics (AAO) eine Stellungnahme bezüglich des Einsatzes von digitaler Volumentomografie in der Kieferorthopädie (American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology 2013). Auch hier wiesen die Autoren auf das erhöhte Risiko für Kinder bei einer Aussetzung mit ionisierender Strahlung hin. Spezifische Organdosen sind für Kinder im Vergleich zu Erwachsenen um etwa 30% höher (Theodorakou et al. 2012). Eine strenge Abwägung von Risiken und Nutzen wird beim Einsatz der DVT gefordert. Für das DVT-Gerät iCAT classic wird bei einem kleinen FOV (Feldgröße <10 cm) eine effektive Dosis von 59-189 µSv angegeben (Roberts et al. 2009). Für ein mittleres FOV (Feldgröße >10 cm, <15 cm) beträgt die effektive Dosis bei diesem Gerät 61-134 µSv (Roberts et al. 2009, Silva et al. 2008). Bei einem großen FOV (Feldgröße >15 cm) wird die effektive Dosis für ein digitales Volumentomogramm mit hoher Auflösung auf 127-131 µSv beziffert (Grünheid et al. 2012).

Allen genannten Leitlinien ist gemeinsam, dass die großen Vorteile der dreidimensionalen DVT-Technologie und die damit einhergehende Strahlenbelastung für den Patienten streng gegeneinander abgewägt werden müssen. Die einzelnen Kommissionen benennen die vielen Vorteile der digitalen Volumentomografie. Der Einsatz sollte nicht routinemäßig, sondern nur nach individueller Indikationsstellung erfolgen. *Silva et al.* sprechen sich in ihrer Studie 2008 aus Sicht des Strahlenschutzes für den Vorzug einer DVT gegenüber einer CT aus, wenn in der kieferorthopädischen Behandlung eine dreidimensionale Darstellung benötigt wird (Silva et al. 2008). *Bennemann* empfiehlt die präoperative Erstellung einer DVT insbesondere dann, wenn dadurch die Anfertigung zusätzlicher Aufnahmen und der damit verbundenen weiteren Strahlenexposition vermieden werden kann. Auf Basis einer DVT-Aufnahme ist man in der Lage, sowohl PSA als auch FRS zu rekonstruieren. Dies ist ein Vorteil hinsichtlich des Strahlenschutzes für den Patienten (Bennemann 2011). Bei der Weiterentwicklung der DVT-Geräte ist zudem eine klare Tendenz hin zu einer geringeren Strahlenexposition zu beobachten.

Ludlow und Walker veröffentlichten 2013 eine neue Studie zum iCAT-FLX-Gerät der Firma Imaging Sciences International Inc. (Hatfield, USA). Die Autoren untersuchten Aufnahmeprotokolle mit verschiedenen Aufnahmeeinstellungen. Unter anderem wurde auch der QuickScan+ Modus getestet. Das Gerät dreht sich dabei in einer 180°-Rotation um den Patienten. Es werden 160 Bilder in 2 Sekunden aufgenommen. Die Stromstärke beträgt 90 kV, die Röhrenspannung 3 mA. Für ein FOV von 13x16 cm wurde mit dieser Einstellung eine effektive Dosis von 11 µSv an einem Erwachsenenphantom und 18 µSv an einem Kinderphantom gemessen. Die Autoren der Studie halten aufgrund dieser Ergebnisse die Strahlenbelastung einer DVT vergleichbar mit der einer Panoramaschichtaufnahme (Ludlow und Walker 2013). Eine noch nicht abgeschlossene Arbeit von Währisch untersucht die effektive Dosis eines "Ultra-low-dose"-Protokolls für das DVT-Gerät Planmeca ProMax 3D Mid (Planmeca Oy, Helsinki, Finnland). Die Autorin legt die effektive Dosis konventioneller Panoramaschichtaufnahmen und seitlicher Fernröntgenbilder auf 15,8 µSv fest. Erste Ergebnisse beziffern die effektive Dosis der Planmeca ProMax 3D Mid-Einheit auf 12 µSv. Dieses Ergebnis ist bemerkenswert, da die Strahlenbelastung um 25% niedriger wäre als die der konventionellen Aufnahmen (Währisch, in Vorbereitung). Die einzelnen Kommissionen weisen auf die vielfältigen Vorteile der digitalen Volumentomografie hin. Sie lehnen diese in ihren Leitlinien und Stellungnahmen allerdings aufgrund der erhöhten Strahlenbelastung als Standardaufnahme ab. Neueste Geräte erzielen bei bestimmten Einstellungen jedoch effektive Dosen, die unter denen von Panoramaschichtaufnahmen und seitlichen Fernröntgenbildern liegen. Durch das somit entkräftete Argument der erhöhten Strahlenexposition muss die Frage nach der Anwendungshäufigkeit der DVT neu bewertet werden.

2 Fragestellung

Im Vorfeld nahezu aller kieferorthopädischen Behandlungen ist die exakte Kenntnis der individuellen anatomischen Situation unerlässlich. Insbesondere vor der chirurgischen Insertion von Gaumenimplantaten oder Minischrauben zur skelettalen Verankerung ist eine umfassende röntgenologische Diagnostik essentiell. Die exakte Beurteilung des Knochenangebotes im vorderen Gaumen und die Lage des Canalis N. nasopalatinus muss gewährleistet sein, um Komplikationen wie Verletzungen wichtiger anatomischer Strukturen während der Insertion vorzubeugen.

Hierfür stehen dem Behandler die konventionelle Röntgentechnik mit seitlichen Fernröntgenbildern oder die moderne dreidimensionale digitale Volumentomografie zur Verfügung. Eine Erfassung der tatsächlichen anatomischen Verhältnisse in allen drei Ebenen des Raumes ist mit konventionellen zweidimensionalen Darstellungen meist nicht möglich. Es ist zudem nicht endgültig geklärt, ob das seitliche Fernröntgenbild das Knochenangebot der Medianebene oder paramedianen Schichten abbildet.

Laut *Jung et al.* wird auf dem seitlichen Fernröntgenbild die minimale Knochenhöhe dargestellt (Jung et al. 2011). Die Autoren legen jedoch nicht fest, ob das FRS das Knochenangebot der medianen oder der paramedianen Region anzeigt. Dagegen resümieren *Kim et al.* in ihrer Studie 2014, dass das FRS wahrscheinlich die Knochenhöhe abbildet, die 5 mm paramedian liegt (Kim et al. 2014).

Um diese Frage zu klären, vergleicht die vorliegende Studie das Knochenangebot im vorderen Gaumen anhand von FRS-und DVT-Aufnahmen. Es wird auf eine eindeutige Korrelation von Messwerten des FRS mit einzelnen Schichten des DVT untersucht, um eine Aussage treffen zu können, welches Knochenangebot im seitlichen Fernröntgenbild dargestellt wird.

Im Mittelpunkt der vorliegenden Arbeit steht insbesondere die Überprüfung folgender Hypothesen:

- 1. Die Vermessung von seitlichen Fernröntgenbildern zur Bestimmung des Knochenangebotes im vorderen Gaumen ist intraindividuell reproduzierbar möglich.
- 2. Die Vermessung von digitalen Volumentomografien zur Bestimmung des Knochenangebotes in der Medianebene im vorderen Gaumen ist intraindividuell reproduzierbar möglich.

- 3. Zwischen gemessenem Knochenangebot im seitlichen Fernröntgenbild und in der Medianebene einer digitalen Volumentomografie gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied.
- 4. Im vorderen Gaumen ist das Knochenangebot paramedian zum Canalis N. nasopalatinus signifikant höher als distal des Canalis N. nasopalatinus.
- 5. Das im FRS gemessene Knochenangebot im vorderen Gaumen korreliert eindeutig mit einem in einer paramedianen Schicht des DVT gemessenen Wert.

3 Material und Methoden

3.1 Allgemeine Methoden

3.1.1 Patientengut

Die Überprüfung der in Kapitel 2 dargestellten Hypothesen erfolgte durch spezifische Messungen an DVT-Datensätzen von 107 Patienten. Es wurden anonymisierte Datensätze von 53 weiblichen und 54 männlichen Patienten vermessen. Das Alter der 107 Patienten lag zwischen 10-18 Jahren und betrug im Mittel 13,2 Jahre (Tab. 1).

	Anzahl	Alter	Mittelwert des Alters	Standardabweichung des Alters
Weiblich	53	10-18	12,8	2,4
Männlich	54	10-18	13,6	2,2
Gesamt	107	10-18	13,2	2,3

Tab. 1: Darstellung der Alters- und Geschlechterverteilung der untersuchten Patienten

3.1.2 DVT- und FRS-Aufnahmen

Das in dieser Arbeit untersuchte Datengut stammt aus dem Langzeitarchiv des nationalen dentalradiologischen Institut MESANTIS[®] (Standorte: Aschaffenburg, Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München und Wiesbaden).

Die Auswahl aus einer Datenbank von mehr als 15.000 archivierten Datensätzen erfolgte nach folgenden Kriterien:

Es wurden nur Aufnahmen von Patienten im Alter von 10-18 Jahren untersucht, die eine volle Bezahnung und kein Vorliegen dentaler Fehlbildungungen, eines Syndroms oder einer Lippen-Kiefer-Gaumenspalte aufwiesen. Aufnahmen von Patienten mit einem Frontzahntrauma, Überkronungen der Schneidezähne oder zystischen Veränderungen wurden von dieser Studie ausgeschlossen. Die Messungen erfolgten ausschließlich an verzerrungsfreien Aufnahmen mit hoher Bildqualität.

Für jede Anfertigung einer digitalen Volumentomographie wurde zuvor eine patientenbezogene rechtfertigende Indikation durch eine/n fachkundige/n Zahnarzt/ärztin mit gültiger DVT-Fachkunde gestellt. Diese medizinische Indikation war unabhängig von der vorliegenden Studie. Es wurden nur vorhandene Datensätze untersucht und keine einzige Aufnahme für die vorliegende Studie angefertigt.

Sämtliche DVT- und FRS-Aufnahmen wurden mit dem dentalen Volumentomografen "iCAT classic" (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA) oder dem DVT-Gerät MESANTIS[®] *line* (Imaging Sciences International, Inc., Hatfield, USA) erstellt. Die technischen Eigenschaften beider Geräte sind in Tabelle 2 aufgeführt.

Beide Geräte transformieren die gewonnen Bildinformationen in DICOM Datensätze. Das 1993 entwickelte DICOM-Standard (Digital Imaging and Communications in Medicine) ermöglicht eine digitale Archivierung und elektronische Bildverteilung. Mit der Auswertungssoftware Invivo5 (Version 5.2, Anatomage, San Jose, USA) wurden die DICOM Datensätze für die Messungen dieser Studie nutzbar gemacht.

Tab.2: Technischen Daten der DVT-Geräte iCAT classic und MESANTIS® *line*. (Abkürzungen: D=Durchmesser, H=Höhe, B=Breite, kV=Kilovolt, mA=Milliampere)

	iCAT classic	MESANTIS [®] line	
Bilddetektor	23,8 cm × 19,2 cm (B × H)	23,8 cm × 19,2 cm (B × H)	
Voxelgröße	0,4; 0,3; 0,25; 0,2 mm	0,4; 0,3; 0,25; 0,2; 0,125 mm	
Grauabstufungen	12 Bit	14 Bit	
Bilderfassung	Einzelrotation um maximal 360°	Einzelrotation um maximal 360°	
Bilderfassungs- dauer	40; 20; 10 Sek.	26,9; 17,8; 14,7; 8,9; 4,9 Sek.	
Field of View	16 cm x 13 cm (D × H)	16 cm × 13,5 cm (D × H)	
Röhrenspannung	120 kV	120 kV	
Stromstärke	3-8 mA	3-7 mA	

3.1.3 Auswertungssoftware und Auswertungsmonitor

Die generierten DICOM Datensätze wurden durch die Invivo5-Bildgebungs-Software (Version 5.2, Anatomage, San Jose, USA) in präzise 3D-Darstellungen transformiert. Diese 3D-Imaging-Software erstellt zweidimensionale Schnittebenen (Cross Sections). An diesen Schnittebenen wurden die einzelnen Messungen vorgenommen. Die Auswertung erfolgte an einem Desktop PC mit dem Betriebssystem Windows 7 Professional. Der Monitor war ein EIZO RadiForce R31 (Fa. Avnet Technology Solutions GmbH, Nettetal, Deutschland). Die Auflösung betrug 3 Megapixel mit 1.536 x 2.048 Bildpunkten. Die Helligkeit/Leuchtdichte betrug 400 cd/m² (Candela/Quadratmeter). Das Kontrastverhältnis wurde mit 400:1 angegeben. Die Kontrolle der Farbwiedergabe erfolgte durch einen 10-Bit-Look-Up-Table (LUT). Diese Abbildungseigenschaften ermöglichten DIN 6868-57-konforme Bildwiedergabesituationen für die Anwendungskategorie B. Für den Monitor erfolgte täglich eine Konstanzprüfung nach der Qualitätssicherungsrichtlinie (radiforce.de/pool/spec/R31/2_de_R31.pdf).

3.1.4 Datenerhebung und Datenverarbeitung

Die ermittelten Messwerte wurden in einer Tabelle im Tabellenkalkulationsprogramm Excel 2010 (MS Excel, Microsoft, Redmont, Washington, USA, 2010) festgehalten. Die statistische Auswertung erfolgte mit den Statistikprogrammen SPSS 20.0 (SPSS inc[™], Version IBM SPSS statistics 20, Armonk, USA 2011) und BiAS für Windows (BiAS. für Windows[™], Programmversion 10, epsilon-Verlag Hochheim Darmstadt, 2010).

3.1.5 Allgemeine Statistik

Vor Beginn der Messungen wurde eine statistische Power-/ Fallzahlanalyse durchgeführt. Diese Analyse beruhte auf der Annahme, dass die dritte Hypothese "Zwischen gemessenem Knochenangebot im seitlichen Fernröntgenbild und in der Medianebene einer digitalen Volumentomografie gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied" die Haupthypothese dieser Studie ist. Hierzu wurden Probemessungen an 30 Patienten vorgenommen. Die Messdaten wurden einer Two-Sample-t-Test-Power-Analyse unterzogen.

Dieser t-Test für verbundene Stichproben vergleicht Mittelwerte zweier Messgruppen und untersucht die Unterschiede auf Signifikanz. Die Power-/ Fallzahlanalyse ergab, dass schon die Anzahl von n=3 Patienten mit 0,99 statistischer Power ein Signifikanzniveau von 0,05 erreicht. Die statistische Power charakterisiert die Aussagekraft eines statistischen Tests. Sie zeigt die Wahrscheinlichkeit an, mit der die abzulehnende Nullhypothese verworfen wird. Sie sollte annähernd 1 betragen. Das Signifikanzniveau sollte höchstens 5% oder 1% betragen. Die Fallzahlberechnung basiert auf einem zweiseitigen Mann-Whitney-U-Test. Dieser nichtparametrische Rangsummen-Test überprüft das Verhalten zweier unabhängiger Messgruppen. Das heißt, er untersucht, ob zwei Stichproben eine unterschiedliche zentrale Tendenz haben.

Die durchgeführte Power-/ Fallzahlanalyse sagt aus, dass die Vermessung von 3 Patientenaufnahmen ausreicht, um eine statistisch relevante Aussage machen zu können. Um die Aussagekraft dieser Studie zu verdeutlichen, wurden jedoch Aufnahmen von 107 Patienten untersucht.

Zur Analyse der 5 Hypothesen wurden anhand jedes Datensatzes eines Patienten 11 Messungen vorgenommen. Um die Reproduzierbarkeit der FRS- und DVT-Messergebnisse zu überprüfen wurden bei 20 Patienten die Messungen im Abstand von zwei Wochen wiederholt. Die Messergebnisse aller Hypothesen wurden statistisch untersucht und jeweils Werte der deskriptiven Statistik, wie Mittelwerte, die Standardabweichung, Median, Minima und Maxima ermittelt.

Die Werte wurden in einem Diagramm in Form eines Box-Plot dargestellt. In einem solchen Schaubild werden die mittleren 50% der Messwerte als Box abgebildet (siehe Abb. 6).



Abb. 6: Box-Plot zur Visualisierung der deskriptiven Statistik. Eine Box stellt die mittleren 50% der Messwerte dar, der waagerechte Balken in der Box verdeutlicht den Median. Die begrenzenden waagerechten Linien zeigen die jeweiligen Minima und Maxima, die kleinen Kreise bedeuten Ausreißer.

Der mittlere Balken in der Box stellt den jeweiligen Median dar. Die begrenzenden oberen und unteren waagerechten Linien zeigen die Minima und Maxima auf. Vorhandene Ausreißer werden als kleine Kreise eingezeichnet. Die jeweiligen Messreihen können somit auch visuell miteinander verglichen werden.

Die 5 Hypothesen dieser Studie (siehe Kap. 2) wurden mit folgenden statistischen Methoden untersucht:

Bland-Altmans Methodenvergleich

In einem Bland-Altman-Methodenvergleich werden zwei unterschiedliche Messmethoden grafisch einander gegenübergestellt. Dies erfolgt anhand eines Bland-Altman-Diagrammes. Hierbei werden die Differenzen der Messergebnisse zweier Messmethoden gegen ihren Mittelwert aufgetragen (Abb. 7).



Abb. 7: Bland-Altman-Diagramm der n=20 Messwerte aus der ersten und zweiten FRS-Messung. Die Kreise stellen die Differenz der ersten und zweiten Messergebnisse dar. Der Durchschnitt der Differenzen der Methoden wird als horizontale Linie, die 95%-Toleranzgrenzen für die Differenzen als gestrichelte horizontale Linien und die optimale Null-Linie bei Übereinstimmung als rote Linie aufgezeigt.

Das Diagramm ermöglicht die Beurteilung der Übereinstimmung der beiden Messmethoden. Es zeigt vor allem die Streuung der Differenzen der einzelnen Messwertepaare auf. Wenn die Differenzen annähernd symmetrisch verteilt sind, liegen 95% der Werte in einem Bereich der von den sogenannten 95%-Toleranzgrenzen eingegrenzt wird.

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

Der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest beurteilt, ob Stichproben oder Messergebnisse normalverteilt sind. Eine Normalverteilung gilt als Voraussetzung für einen nachfolgenden t-Test für gepaarte Differenzen. Zur Überprüfung auf Normalverteilung werden zunächst die extremste positive, negative und absolute Differenz der Messergebnisse ermittelt. Aus der größten positiven Differenz lässt sich mittels der nachfolgenden Formel die Kolmogorov-Smirnov Prüfgröße Z errechnen:

$$KS - Z = D_{max} \sqrt{\frac{n_1 n_2}{n_1 + n_2}}$$

KS-Z ist die Kolmogorov-Smirnov-Prüfgröße, D_{max} ist die größte positive Differenz und n_1, n_2 ist die Anzahl der Stichproben der jeweiligen Messungen.

Diese Prüfgröße wird mithilfe einer Tabelle einer zweiseitigen Wahrscheinlichkeit zugeordnet. Normalverteilung liegt dann vor, wenn diese zweiseitige asymptotische Signifikanz p > 0,05 ist.

T-Test für gepaarte Differenzen

Der t-Test für gepaarte Differenzen überprüft anhand der Mittelwerte zweier Stichproben, ob die Mittelwerte zweier Grundgesamtheiten gleich sind. Der Test legt fest, ob sich zwei Messwerte statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Voraussetzung für die Durchführung dieses Signifikanztests ist eine Normalverteilung der Stichproben.

Konfidenzintervall

Das Konfidenzintervall gibt die Genauigkeit der Einschätzung von Parametern an, wie zum Beispiel die Lage der Differenzen der Mittelwerte. Oftmals wird ein 95%-Konfidenzintervall gebildet, welches mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% den gesuchten Parameter enthält. Beinhaltet das Intervall zudem die Zahl "0", kann eine statistische Signifikanz ausgeschlossen werden.

Korrelationsanalyse nach Pearson

Die Pearson-Korrelation beziehungsweise der Korrelationskoeffizient nach Pearson beschreibt den Grad des linearen Zusammenhangs zwischen mindestens zwei quantitativen Größen. Er ist ein dimensionsloses Maß und wird auch als Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient bezeichnet.

Voraussetzung dieser Analyse ist eine Normalverteilung der zu betrachtenden Größen. Diese müssen quantitativ sein, einen linearen Zusammenhang aufweisen und als unabhängige Beobachtungspaare vorliegen.

Der Korrelationskoeffizient nach Pearson *r* wird anhand folgender Formel ermittelt:

$$r = \frac{s_{xy}}{s_x * s_y} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

 s_{xy} stellt die empirische Kovarianz, s_x und s_y die empirischen Standardabweichungen, x und y die Mittelwerte der zu korrelierenden Größen und n die Anzahl der Wertepaare dar.

Ist r > 0, besteht ein positiver Zusammenhang der Größen. Ist r < 0, besteht ein negativer Zusammenhang. Ist r = 0 besteht kein linearer Zusammenhang der Größen. Der Korrelationskoeffizient r kann Werte von -1 bis +1 annehmen. Der lineare Zusammenhang ist umso schwächer, je näher r an 0 liegt. Der lineare Zusammenhang ist umso stärker, je näher r an -1 oder +1 liegt.

3.2 Spezielle Methoden

3.2.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten des FRS

Zur Überprüfung der intraindividuellen Reproduzierbarkeit von Messwerten des seitlichen Fernröntgenbildes wurde bei 20 Patienten das Knochenangebot im vorderen Gaumen gemessen. Die Messungen wurden im Abstand von 14 Tagen wiederholt. Die Messung erfolgte im Bereich des vorderen Gaumens. Als Ausgangspunkt der Messung diente ein Punkt des oralen harten Gaumens, an dem der Betrachter das höchste Knochenangebot annahm. Von diesem Ausgangspunkt wurde eine Strecke zur Schneidekante des Zahnes 11 gelegt und die Länge der Strecke ermittelt. Danach wurde die
Knochenhöhe im rechten Winkel zu dieser Strecke gemessen (Abb. 8). Das gemessene Knochenangebot und der ermittelte Abstand zur Schneidekante wurden in einer Excel-Tabelle festgehalten.

Anschließend wurde die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse mit der Bland-Altman-Analyse und einem t-Test für gepaarte Differenzen statistisch überprüft.



Abb. 8: Screenshot der Vermessung des Knochenangebotes im vorderen Gaumen im FRS. Das Knochenangebot beträgt in diesem Beispiel 11,52 mm. Die Knochendicke wurde in einem Abstand von 24,89 mm zur Schneidekante in einem annähernd rechten Winkel (90,4°) gemessen.

3.2.2 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten des DVT

Zur Beurteilung der intraindividuellen Reproduzierbarkeit von Messwerten des DVT wurde bei 20 Patienten das Knochenangebot im vorderen Gaumen gemessen. Die wurden nach 14 Tagen wiederholt. Mithilfe Messungen der Invivo5-Bildgebungssoftware können verschiedene Einstellungen vorgenommen und Bilder beliebig bewegt werden. Im ersten Schritt wurde die Medianebene eingestellt. Diese Einstellung erfolgte anhand eines Fadenkreuzes. In der Axialansicht wurde die Senkrechte des Fadenkreuzes annähernd mittig auf den Canalis N. nasopalatinus gelegt. Der Schädel wurde anschließend so ausgerichtet, dass die Senkrechte im rechten Winkel zur unteren Bildebene verlief. Die Messung der Knochenhöhe erfolgte in der sagittalen Ansicht. Dieselbe Strecke, die bei 3.2.1 im FRS ermittelt wurde (Abstand zur Schneidekante), wurde an die orale Seite des anterioren Gaumens gelegt. Somit wurde der Ausgangspunkt der Messung festgelegt. Das Knochenangebot wurde dann im annähernd rechten Winkel zu dieser Strecke gemessen (Abb. 9).

Anschließend wurde die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse statistisch mit dem Bland-Altman-Methodenvergleich und einem t-Test für gepaarte Differenzen überprüft.



Abb.9: Screenshot der Messung des Knochenangebotes im DVT in der sagittalen Ebene. Es wurde ein Knochenangebot von 3,26 mm gemessen. Der Abstand zur Schneidekante betrug 24,84 mm. Gemessen wurde in einem annähernd rechten Winkel von 89,6°.

3.2.3 Knochenangebot im FRS und der Medianebene im DVT

Um das gemessene Knochenangebot im FRS mit den Messwerten der Medianebene des DVT zu vergleichen, wurden DVT- und FRS- Aufnahmen von 107 Patienten vermessen. Das Knochenangebot wurde in der Weise gemessen, wie in 3.2.1 und 3.2.2 beschrieben ist. Die Ergebnisse wurden auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht. Zudem wurde analysiert, ob die Vermessung des Knochenangebotes mithilfe digitaler Volumentomogramme im Vergleich zu seitlichen Fernröntgenbildern zu signifikant höheren Ergebnissen führt. Die statistische Untersuchung erfolgte mit dem Kolmogorov–Smirnov-Anpassungstest und einem t-Test für gepaarte Differenzen.

3.2.4 Knochenangebot paramedian und distal des Canalis N. nasopalatinus

Zum Vergleich des Knochenangebotes paramedian und distal des Canalis N. nasopalatinus wurden DVT-Aufnahmen von 107 Patienten untersucht. Für die Messung des Knochenangebotes distal des Canalis N. nasopalatinus wurde in der Axialansicht die Medianebene eingestellt. Dies erfolgte mit einem Fadenkreuz, dessen senkrechte Linie auf den Canalis N. nasopalatinus gelegt wurde. Danach wurde der Schädel so ausgerichtet, dass die Senkrechte des Fadenkreuzes im rechten Winkel zur unteren Bildebene verlief. In der Sagittalansicht wurde ein Punkt markiert, der 3 mm dorsal des hintersten Punktes des Canalis N. nasopalatinus auf der oralen Seite des harten Gaumens liegt. Von diesem Punkt aus wurde eine Linie zur Schneidekante des Zahnes 11 gezogen (Abb. 10). Senkrecht zu dieser Linie wurde das Knochenangebot gemessen.



Abb. 10: Screenshot der Messung des Knochenangebotes im DVT 3 mm distal des Canalis N. nasopalatinus. Abgebildet ist die sagittale Ansicht. Eine Knochenhöhe von 4,26 mm wurde ermittelt. Gemessen wurde 3 mm distal des dorsalsten Punktes des Canalis N. nasopalatinus im annähernd rechten Winkel (89,9°) zu einer Strecke ausgehend der Schneidekante von Zahn 11.

Zur Vermessung des paramedianen Knochenangebotes wurde in der Axialansicht die Medianebene eingestellt. Es wurden zwei Punkte markiert, die jeweils 6 mm rechts und 6 mm links des dorsalsten Punktes des Canalis N. nasopalatinus liegen (Abb. 11 und 13). Die Mitte des Fadenkreuzes wurde auf einen dieser paramedianen Punkte gelegt. In der Sagittalansicht wurde nun der Bereich des anterioren Gaumens angezeigt, welcher in der Axialansicht mit dem Fadenkreuz gekennzeichnet wurde. Ausgehend von diesem Punkt wurde in der Sagittalebene die Knochenhöhe gemessen. Die Vermessung erfolgte wiederum senkrecht zu der Strecke, die zur Schneidekante gezogen wurde (Abb. 12 und 14).

Die Ergebnisse wurden in einer Excel-Tabelle festgehalten und statistisch mit dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest auf Normalverteilung und mit dem nachfolgenden t-Test für gepaarte Differenzen auf signifikante Unterschiede untersucht.



Abb. 11: Screenshot der Einstellung zur Messung des Knochenangebotes im DVT 6 mm links des dorsalsten Punktes des Canalis N. nasopalatinus in der axialen Ansicht. Das Fadenkreuz wurde direkt auf diesen Punkt platziert.



Abb. 12: Screenshot der Messung der Knochenhöhe im DVT 6 mm links des dorsalsten Punktes des Canalis N. nasopalatinus. Gemessen wurde eine Knochenhöhe von 6,00 mm. Das in der Axialansicht positionierte Fadenkreuz (Abb. 11) zeigt den Anfangspunkt der Vermessung an. Der Winkel zur Schneidekante beträgt annähernd 90° (90,6°).



Abb. 13: Screenshot der Einstellungen zur Messung des Knochenangebotes im DVT 6 mm rechts des hintersten Punktes des Canalis N. nasopalatinus in der axialen Ansicht.



Abb. 14: Screenshot der Messung des Knochenangebotes im DVT 6 mm rechts des hintersten Punktes des Canalis N. nasopalatinus in der Sagittalansicht. Es wurde eine Knochendicke von 5,63 mm gemessen. Der Winkel zur Schneidekante betrug annähernd 90° (89,7°).

3.2.5 Korrelation von FRS-Messwerten mit paramedianen Schichten im DVT

Zur Überprüfung einer eindeutigen Korrelation von Messergebnissen im FRS und DVT wurden Aufnahmen von 107 Patienten analysiert. Um im DVT das Knochenangebot in den einzelnen paramedianen Schichten zu messen, wurde die Einstellung der Medianebene der Messung von 3.2.2 herangezogen. Der Punkt, der bei 3.2.2 in der Sagittalansicht als Ausgangspunkt der Messung der Knochenhöhe markiert wurde, diente nun als Referenzpunkt. Die Mitte des Fadenkreuzes wurde auf diesen Punkt gelegt. In der Koronalansicht wurden ausgehend von dem Punkt, der nun als Mitte oder Nullpunkt angezeigt wurde, nach rechts und links jeweils 3 Punkte im Abstand von 3 mm festgelegt (3R, 6R, 9R; 3L, 6L, 9L) (Abb. 15 und 17). Auf diese Punkte wurde nacheinander die Mitte des Fadenkreuzes gelegt. In der Sagittalansicht wurde der Ausgangspunkt für die jeweilige Messung der Knochenhöhe angezeigt. Das Knochenangebot für jede paramediane Schicht wurde wiederum rechtwinklig zu der Strecke zur Schneidekante des Zahnes 11 ermittelt (Abb. 16 und 18). Die Vermessung der Knochenhöhe im FRS erfolgte wie in 3.2.1 beschrieben. Die Ergebnisse wurden in einer

Excel-Tabelle festgehalten und mit einer Korrelationsanalyse statistisch auf eine eindeutige Korrelation überprüft.



Abb.15: Screenshot der Voreinstellung für die Messung des Knochenangebotes in einer paramedianen Schicht in der Koronalansicht des DVT. Im Abstand von 3mm wurden die einzelnen Messpunkte markiert und für die jeweilige Messung das Fadenkreuz auf den Punkten positioniert (als Beispiel in dieser Abbildung 3 mm links vom Canalis N. nasopalatinus: 3L). Die Knochenhöhe wurde anschließend in der Sagittalansicht ermittelt (siehe Abb. 16).



Abb.16: Screenshot der Messung des Knochenangebotes in einer paramedianen Schicht (als Beispiel hier 3 mm links vom Canalis N. nasopalatinus: 3L) in der Sagittalansicht des DVT. Es wurde ein Knochenangebot von 10,83 mm in einem Winkel von 89,4 ° gemessen.



Abb.17: Screenshot der Voreinstellung für die Messung des Knochenangebotes in einer paramedianen Schicht (als Beispiel hier 6 mm rechts vom Canalis N. nasopalatinus: 6R) in der Koronalansicht des DVT. Für die Messung der Knochenhöhe, die in der Sagittalansicht erfolgte (siehe Abb. 18), wurde das Fadenkreuz auf den Punkt 6R platziert.



Abb. 18: Screenshot der Messung des Knochenangebotes in einer paramedianen Schicht (als Beispiel 6 mm rechts vom Canalis N. nasopalatinus: 6R) in der Sagittalansicht des DVT. Es wurde hier ein Knochenangebot von 7,45 mm in einem Winkel von 90,6 ° gemessen.

4 Ergebnisse

4.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten des FRS

Die intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messungen der Knochenhöhe anhand von Fernröntgenseitenbildern wurde überprüft. Hierfür wurde anhand von 20 Fernröntgenseitenbildern das Knochenangebot im vorderen Gaumen gemessen. Zwei Wochen später erfolgte eine Wiederholung der Messung. Die Ergebnisse beider Messreihen wurden miteinander verglichen. Zwischen beiden Messreihen konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Das Knochenangebot der ersten Messung lag im Mittel bei 9,9 mm. Das Knochenangebot der zweiten Messung lag im Mittel bei 10,5 mm. Die ermittelten Werte der deskriptiven Statistik der FRS-Messungen sind Tabelle 3 zu entnehmen.

Tab. 3:	Tabellarische	Darstellung	der	Kennzahlen	der	deskriptiven	Statistik	aus	den
	Messwerten d	er ersten und	d zw	eiten Messun	g im	seitlichen Fe	rnröntger	ıbild.	

	1. FRS-Messung	2. FRS-Messung
Mittelwert (in mm)	9,9	10,5
Standardabweichung	1,4	1,5
Median (in mm)	9,7	10,6
Minimum (in mm)	6,4	7,6
Maximum (in mm)	12,8	12,8

Nachfolgend wurde eine Korrelationsanalyse durchgeführt. Diese ergab eine deutliche Korrelation zwischen den Ergebnissen der ersten und zweiten FRS-Messung. Der Korrelationskoeffizient r beträgt 0,85. Dies steht für eine deutliche Korrelation der Ergebnisse beider Messungen, da r > 0 (Tab. 4).

Tab. 4: Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Korrelationsanalyse der beiden Methoden. Die Messreihen korrelieren deutlich miteinander, da r > 0.

	Ergebnisse
Korrelationskoeffizient (r)	0,85
Überschreitungswahrscheinlichkeit (p)	0,0
Stichprobenumfang	20
Durchschnitt	-0,1
Streuung (s ²)	0,6
Standardabweichung (s)	0,8
Minimum (min)	-2,2
Maximum (max)	1,2

Anschließend wurde ein t-Test auf Unterschied der beiden Messungen durchgeführt. Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden FRS-Messungen festgestellt. Der p-Wert liegt bei 0,5. Dieser Wert spricht für die Gleichheit der Messreihen.

Abschließend wurde ein Konfidenzintervall gebildet. Für die untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls der Differenzen wurde -0,5, für die obere Grenze 0,25 ermittelt. Dieses Intervall gibt an, wo sich zu einer Wahrscheinlichkeit von 95% die wahre Differenz befindet. Das Intervall beinhaltet die Zahl "0". Dies spricht dafür, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Messungen gibt.

Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse und des t-Tests bestätigen die erste Hypothese "Messungen im FRS sind intraindividuell reproduzierbar".

4.2 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten im DVT

Die intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messungen im DVT wurde überprüft. Hierfür wurde anhand 20 digitaler Volumentomografien das Knochenangebot im vorderen Gaumen gemessen. Zwei Wochen später wurden die Messungen wiederholt. Die Ergebnisse wurden statistisch miteinander verglichen. Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Messungen festgestellt werden.

Der Mittelwert der ersten Messreihe betrug 2,5 mm. Bei der zweiten Messung betrug der Mittelwert 3,0 mm. Tabelle 5 enthält die ermittelten Werte der deskriptiven Statistik.

Tab. 5: Tabellarische Auflistung der Kennzahlen der deskriptiven Statistik aus den Messwerten der beiden Messungen im DVT.

	1. DVT-Messung	2. DVT-Messung
Mittelwert (in mm)	2,5	3,0
Standardabweichung	1,8	1,6
Median (in mm)	2,4	3,0
Minimum (in mm)	0,0	0,0
Maximum (in mm)	8,6	7,0

Abbildung 19 stellt die Messergebnisse der ersten und zweiten Messung anhand der digitalen Volumentomogramme in einem Bland-Altman-Diagramm grafisch dar. Die aus den zwei Messreihen ermittelten Differenzen liegen in ähnlichen Bereichen. Sie werden innerhalb der 95%- Toleranzgrenzen dargestellt, die in Form von dünngestrichelten horizontalen Linien eingezeichnet sind. Zudem liegen die einzelnen Messwertepaare dicht an der optimalen Null-Linie bei Übereinstimmung (rote waagerechte Linie). Bei -3,6 ist ein Ausreißer zu verzeichnen, der sich außerhalb der unteren 95%-Toleranzgrenze befindet (Abb. 19).



Abb. 19: Bland-Altman-Diagramm mit den 20 Messwertpaaren, die sich aus der Differenz der ersten und zweiten DVT-Messung ergeben. Die Übereinstimmung ist als gut zu bewerten.

Anschließend wurde eine Korrelationsanalyse durchgeführt. Diese ergab eine Korrelation zwischen den Ergebnissen der ersten und zweiten DVT-Messung. Der Korrelationskoeffizient r liegt bei 0,75, also r > 0 (Tab. 6).

Tab. 6: Tabellarische Darstellung der Werte bezüglich der Überprüfung der Korrelation der beiden Methoden in der Bland-Altman-Analyse. Die Messreihen im DVT korrelieren miteinander, da r > 0.

	Ergebnisse
Korrelationskoeffizient (r)	0,75
Überschreitungswahrscheinlichkeit (p)	0,0
Stichprobenumfang	20
Durchschnitt	-0,4
Streuung (s²)	1,2
Standardabweichung (s)	1,1
Minimum (min)	-3,6
Maximum (max)	1,0

Nachfolgend wurde ein t-Test auf Unterschied zwischen den beiden Messreihen durchgeführt. Hierbei wurde ein p-Wert von 0,1 ermittelt. Das bedeutet, dass es zwischen den beiden DVT-Messungen keinen statistisch signifikanten Unterschied gibt.

Abschließend wurde ein Konfidenzintervall gebildet. Für die untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls der Differenzen wurde -0,9, für die obere Grenze 0,1 ermittelt. Dieses Intervall beinhaltet die Zahl "0". Dies bestätigt die Übereinstimmung der beiden Messreihen.

Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse und des nachfolgenden t-Tests auf Unterschied beweisen die intraindividuelle Reproduzierbarkeit von DVT-Messungen. Dies bestätigt die zweite Hypothese dieser Arbeit "Messungen im DVT sind intraindividuell reproduzierbar". Die Ergebnisse der statistischen Auswertung der Messungen im FRS und DVT zeigen, dass die Reproduzierbarkeit der Werte bei Messungen im FRS deutlich höher ist. Als Ursache ist anzugeben, dass die Messpunkte im DVT stark von den Ausgangsmesspunkten im FRS abhängen. Durch die dreidimensionale Darstellung der Strukturen im DVT kann eine minimale Änderung des Abstandes zur Schneidekante bei der zweiten FRS-Messung eine starke Abweichung der Knochenhöhe bei der Zweitmessung im DVT bewirken.

4.3 Knochenangebot im FRS und in der Medianebene im DVT

Die dritte Hypothese dieser Arbeit "Zwischen gemessenem Knochenangebot im seitlichen Fernröntgenbild und in der Medianebene einer digitalen Volumentomografie gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied" wurde überprüft. Hierfür wurde das Knochenangebot im vorderen Gaumen anhand 107 FRS- und DVT-Aufnahmen ermittelt. Die Ergebnisse wurden statistisch auf Unterschiede untersucht. Die Ergebnisse weisen statistisch signifikante Unterschiede auf. Im FRS wurde deutlich mehr Knochen gemessen als im DVT.

Der Mittelwert der FRS-Messungen beträgt 9,9 mm. Bei den Messungen im DVT beträgt der Mittelwert 2,5 mm. Die Bandbreite der gemessenen Werte reicht im FRS von 6,4 mm bis 12,8 mm. Im DVT wurden Werte zwischen 0,0 mm und 8,6 mm gemessen. Tabelle 7 enthält weitere Werte der deskriptiven Statistik.

	FRS-Messung	DVT-Messung
Mittelwert (in mm)	9,9	2,5
Standardabweichung	1,4	1,8
Median (in mm)	9,7	2,4
Minimum (in mm)	6,4	0,0
Maximum (in mm)	12,8	8,6

Tab. 7: Tabellarische Auflistung der Kennzahlen der deskriptiven Statistik aus den DVT- und FRS-Messwerten.

Abbildung 20 stellt einige Kennzahlen der deskriptiven Statistik in Form eines Box-Plots dar. Die Abbildung verdeutlicht den großen Unterschied zwischen den Ergebnissen beider Messmethoden. Die DVT-Werte liegen, bis auf einen einzelnen Ausreißer bei 8,6 mm, in einem viel niedrigeren Bereich als die FRS-Werte (Abb. 20).



Abb. 20: Grafische Darstellung der Medianwerte, der Maxima und Minima der Messungen im FRS und DVT in Form eines Box-Plots.

Nachfolgend wurde ein Kolmogorov–Smirnov-Anpassungstest durchgeführt. Dieser ergab, dass bei den Ergebnissen der FRS- und DVT-Messungen eine Normalverteilung vorliegt. Die ermittelte asymptotische Signifikanz liegt bei beiden Messungen über 0,05. Im FRS beträgt sie 0,3, im DVT 0,5. Dies bestätigt das Vorliegen einer Normalverteilung. Tabelle 8 beinhaltet weitere Werte des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests.

Tab. 8: Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests. Die Ergebnisse der FRS- und DVT-Messungen sind normalverteilt, da die asymptotische Signifikanz > 0,05 ist.

		FRS- Messung	DVT- Messung
Gültige N		107	107
Parameter der	Mittelwert	9,9	2,5
Normalverteilung Standardabweichung	1,4	1,8	
Absolut	Absolut	0,1	0,1
Extremste Differenzen	Positiv	0,1	0,1
Ne	Negativ	-0,05	-0,1
Kolmogorov-Smirnov	-Z	0,95	0,8
Asymptotische Signif	ikanz (2-seitig)	0,3	0,5

Anschließend wurde ein t-Test für gepaarte Differenzen durchgeführt. Der t-Test ergab, dass die Messergebnisse aus dem FRS und dem DVT statistisch signifikante Unterschiede aufweisen. Der ermittelte p-Wert ist kleiner 0,001. Dies belegt eine statistische Signifikanz.

Nachfolgend wurde ein Konfidenzintervall gebildet. Das 95%-Konfidenzintervall der Differenzen wurde zwischen 6,9 und 7,8 festgelegt. Das heißt, die mittlere Differenz der beiden Messungen liegt mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 6,9 und 7,8. In diesem Intervall ist die "0" nicht vertreten. Somit sind zwischen den Messwerten des DVTs und den Messwerten des FRS signifikante Unterschiede zu verzeichnen.

Die dritte Hypothese dieser Arbeit "Zwischen gemessenem Knochenangebot im seitlichen Fernröntgenbild und in der Medianebene einer digitalen Volumentomografie gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied" kann somit verworfen werden. Bei der Diagnostik des Knochenangebotes im vorderen Gaumen mithilfe von seitlichen Fernröntgenaufnahmen und digitalen Volumentomogrammen gibt es signifikante Unterschiede. Dabei wird im FRS ein deutlich höheres Knochenangebot gemessen, als tatsächlich vorhanden ist.

4.4 Knochenangebot paramedian und distal des Canalis N. nasopalatinus

Die vierte Hypothese dieser Arbeit "Im vorderen Gaumen ist das Knochenangebot paramedian zum Canalis N. nasopalatinus signifikant höher als distal des Canalis N. nasopalatinus" wurde überprüft. Hierfür wurde die Knochenhöhe im vorderen Gaumen anhand von 107 DVT-Aufnahmen gemessen. Dabei wurde das Knochenangebot 3 mm distal sowie 6 mm rechts und links des Canalis N. nasopalatinus ermittelt. Die Ergebnisse wurden statistisch miteinander auf Unterschiede untersucht. Die Ergebnisse weisen statistisch signifikante Unterschiede auf. Distal des Canalis N. nasopalatinus konnte lediglich eine annähernd halb so große Knochenhöhe festgestellt werden als paramedian.

Der Mittelwert der Messergebnisse des Knochenangebotes distal des Canalis N. nasopalatinus beträgt 3,1 mm. Bei der Messung des Knochenangebotes paramedian rechts und links liegt der Mittelwert bei 6,1 mm. Tabelle 9 zeigt weitere Werte der deskriptiven Statistik. Tab. 9: Tabellarische Darstellung der Kennzahlen der deskriptiven Statistik der distalen und paramedianen Messwerte. Distal wurden annähernd halb so große Werte gemessen als paramedian.

	3 mm distal Canalis N. nasopalatinus	Links Canalis N. nasopalatinus	Rechts Canalis N. nasopalatinus
Mittelwert (in mm)	3,1	6,1	6,1
Standardabweichung	1,1	3,2	3,2
Median (in mm)	2,9	6,0	6,2
Minimum (in mm)	0,0	0,2	0,0
Maximum (in mm)	7,6	16,5	16,2

Abbildung 21 veranschaulicht die Mittelwerte der Messung des Knochenangebotes 3 mm distal und 6 mm paramedian links und rechts des N. canalis nasopalatinus.



Abb. 21: Balkendiagramm zur Veranschaulichung der Mittelwerte der ermittelten Knochenhöhen 6 mm links und rechts und 3 mm distal des Canalis N. nasopalatinus. Paramedian wurde annähernd doppelt so viel Knochen festgestellt wie in der Medianebene 3 mm distal des Canalis. Abbildung 22 stellt einige Kennzahlen der deskriptiven Statistik in Form eines Box Plots dar. Die Abbildung verdeutlicht, dass die paramedian gemessenen Werte im annähernd gleichen Bereich liegen. Die Differenz der Medianwerte beträgt hier nur 0,2 mm. Bei beiden Messmethoden sind jeweils Ausreißer zu verzeichnen. Der höchste Ausreißer bei der Messung 3 mm distal (als Stern markiert) liegt bei 7,6 mm. Bei der Messung 6 mm links liegt das Maximum bei 16,5 mm, rechts bei 16,2 mm (Abb. 22).





Nachfolgend wurde ein Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest durchgeführt. Der Test ergab, dass die Ergebnisse aller drei Messungen normalverteilt sind. Die ermittelte asymptotische Signifikanz liegt bei allen drei Messungen über 0,05 (distal: 0,2; links: 0,3; rechts: 0,5), was eine Normalverteilung beweist. Tabelle 10 beinhaltet die Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests.

		3mm distal Canalis N. nasopalatinus	Links Canalis N. nasopalatinus	Rechts Canalis N. nasopalatinus
Parameter	Mittelwert	3,1	6,1	6,1
der Normal- verteilung	Stan- dardabwei- chung	1,1	3,2	3,2
Extremste	Absolut	0,1	0,1	0,1
Differen-	Positiv	0,1	0,1	0,1
zen	Negativ	-0,1	-0,05	-0,1
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,1	0,9	0,8
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		0,2	0,3	0,5

Tab. 10: Tabellarische Darstellung der Werte des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests. Die Messergebnisse zeigen Normalverteilung auf.

Danach wurde ein t-Test bei gepaarten Stichproben durchgeführt. Sowohl zwischen den paramedian links ermittelten Werten und den distalen als auch zwischen den paramedian rechts gewonnenen und den distalen Messergebnissen waren die Unterschiede statistisch signifikant. Der jeweils ermittelte p-Wert ist kleiner 0,001. Dies belegt eine statistische Signifikanz.

Anschließend wurde ein Konfidenzintervall gebildet. Das 95%-Konfidenzintervall der Differenz liegt zwischen -3,7 und -2,5. Das heißt, die mittlere Differenz der beiden Messungen liegt mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen -3,7 und -2,5. Dieses Intervall enthält nicht die "0". Dies weist ebenfalls auf signifikante Unterschiede zwischen den Messergebnissen hin.

Die vierte Hypothese der vorliegenden Arbeit "Im vorderen Gaumen ist das Knochenangebot paramedian zum Canalis N. nasopalatinus signifikant höher als distal des Canalis N. nasopalatinus" kann hiermit bestätigt werden.

Das Knochenangebot ist im vorderen Gaumen paramedian signifikant höher als distal des Canalis N. nasopalatinus.

4.5 Korrelation von FRS-Messungen mit paramedianen Schichten im DVT

Die fünfte Hypothese dieser Arbeit "Das im FRS gemessene Knochenangebot im vorderen Gaumen korreliert eindeutig mit einem in einer paramedianen Schicht des DVT gemessenen Wert" wurde überprüft. Hierfür wurde anhand 107 DVT- und FRS-Aufnahmen die vertikale Knochenhöhe im vorderen Gaumen gemessen. Die im DVT ermittelten Messwerte wurden anschließend statistisch auf eine eindeutige Korrelation mit den FRS-Messergebnissen überprüft. Im Ergebnis weisen Messwerte zweier paramedianen Schichten des DVT eine statistisch signifikante, jedoch sehr schwache Korrelation zu den FRS-Messergebnissen auf. Im FRS wurde ein deutlich höheres Knochenangebot gemessen, als in den einzelnen Schichten des DVT.

Der Mittelwert der Messungen im FRS liegt bei 9,9 mm. Die Mittelwerte der Messungen im DVT erreichen Werte von 6,9 mm bis 8,5 mm. Im DVT ist paramedian folglich ein geringeres Knochenangebot messbar als im FRS. Tabelle 11 enthält die Werte der deskriptiven Statistik.

Tab. 11: Tabellarische Darstellung der deskriptiven Statistik des Knochenangebotes, das im FRS und in den paramedianen Schichten im DVT gemessen wurde. Im FRS wurde ein höheres Knochenangebot ermittelt, als in den paramedianen Schichten des DVT.

	FRS	3L	6L	9L	3R	6R	9R
Mittelwert (in mm)	9,9	8,5	7,8	6,9	8,5	8,2	7,0
Standard- abweichung	1,4	3,5	3,5	3,4	3,5	3,1	3,8
Median (in mm)	9,7	8,7	8,0	7,1	8,7	8,3	6,9
Minimum (in mm)	6,4	2,1	0,8	0,0	2,0	1,6	0,0
Maximum (in mm)	12,8	14,9	15,1	16,7	16,1	14,9	19,0

Abbildung 23 veranschaulicht die Mittelwerte des gemessenen Knochenangebotes im FRS und in paramedianen Schichten des DVT.



Abb. 23: Balkendiagramm zur Veranschaulichung der Mittelwerte aus den Messungen der Knochenhöhe in paramedianen Schichten des DVT im Vergleich zu Messwerten des seitlichen Fernröntgenbildes. Im FRS wurde ein höheres Knochenangebot ermittelt als im DVT.

Nachfolgend wurde eine Korrelationsanalyse durchgeführt. Tabelle 12 enthält die Ergebnisse dieser Korrelationsanalyse. Die Analyse ergab eine schwache, dennoch statistisch signifikante Korrelation der Schichten 6 mm links (6L) und 3 mm rechts (3R) des Canalis N. nasopalatinus mit dem jeweiligen FRS-Messwert. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson nimmt hier Werte an, die größer als "0" sind, nämlich 0,27 bei 6L und 0,22 bei 3R. Dies beweist eine Korrelation. Diese Korrelation ist statistisch signifikant, da die jeweiligen p-Werte unter 0,05 liegen. Bei 3R beträgt er 0,025 und bei 6L 0,005 (Tab. 12). Tab. 12: Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Korrelationsanalyse nach Pearson. Bei den Messergebnissen der paramedianen Schichten 6L und 3R im DVT wurde eine leichte Korrelation mit den Ergebnissen des FRS festgestellt (fett gedruckt). N= Stichprobenumfang

		FRS	3L	6L	9L	3R	6R	9R
	Korrelation nach Pearson	1	0,119	0,272	-0,105	0,217	-0,012	0,038
FRS	Signifikanz (2-seitig)		0,222	0,005	0,282	0,025	0,898	0,701
	N	107	107	107	107	107	107	107
	Korrelation nach Pearson	0,119	1	0,294	0,294	0,596	0,162	0,413
3L	Signifikanz (2-seitig)	0,222		0,002	0,002	0,000	0,096	0,000
	N	107	107	107	107	107	107	107
	Korrelation nach Pearson	<u>0,272</u>	0,294	1	0,154	0,335	0,593	0,333
6L	Signifikanz (2-seitig)	<u>0,005</u>	0,002		0,113	0,000	0,000	0,000
	Ν	107	107	107	107	107	107	107
	Korrelation nach Pearson	-0,105	0,294	0,154	1	0,131	0,292	0,543
9L	Signifikanz (2-seitig)	0,282	0,002	0,113		0,178	0,002	0,000
	N	107	107	107	107	107	107	107

		FRS	3L	6L	9L	3R	6R	9R
3R	Korrelation nach Pearson	<u>0,217</u>	0,596	0,335	0,131	1	0,131	0,429
	Signifikanz (2-seitig)	<u>0,025</u>	0,000	0,000	0,178		0,178	0,000
	N	107	107	107	107	107	107	107
6R	Korrelation nach Pearson	-0,012	0,162	0,593	0,292	0,131	1	0,314
	Signifikanz (2-seitig)	0,898	0,096	0,000	0,002	0,178		0,001
	N	107	107	107	107	107	107	107
9R	Korrelation nach Pearson	0,038	0,413	0,333	0,543	0,429	0,314	1
	Signifikanz (2-seitig)	0,701	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	
	N	107	107	107	107	107	107	107

Zwischen den Messergebnissen, die 6 mm links und 3 mm rechts des Canalis N. nasopalatinus gewonnen wurden und den Messwerten des seitlichen Fernröntgenbildes besteht eine leichte Korrelation. Dennoch kann die 5. Hypothese dieser Arbeit "Das im FRS gemessene Knochenangebot im vorderen Gaumen korreliert eindeutig mit einem in einer paramedianen Schicht des DVT gemessenen Wert" verworfen werden, da keine eindeutige Korrelation festgestellt wurde.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methoden

Im Folgenden werden verwendetes Material und Methoden der vorliegenden Arbeit diskutiert. In dieser Studie wurde das Knochenangebot im anterioren Gaumen von insgesamt 107 Patienten gemessen. Die Vermessung erfolgte anhand vorhandener digitaler Volumentomogramme und daraus rekonstruierter Fernröntgenseitenbilder. Die anhand beider Bildgebungsverfahren gewonnenen Messergebnisse wurden statistisch miteinander verglichen.

Im Vorfeld der Messungen wurde eine Power-/Fallzahlanalyse durchgeführt. Diese Analyse ergab, dass schon der Vergleich von Messergebnissen der beiden Bildgebungsverfahren von 3 Patienten ausreichen würde, um zu einem statistisch relevanten Ergebnis zu kommen (siehe Kap. 3.1.5). Dennoch wurden Aufnahmen von 107 Patienten ausgewertet, um die Aussagekraft dieser Studie zu erhöhen. In einer vergleichbaren Studie von *Kim et al.* wurden FRS- und DVT-Aufnahmen von lediglich 30 Patienten bezüglich der Knochenhöhe im anterioren Gaumen verglichen (Kim et al. 2014). Auch *Jung et al.* untersuchten in ihrer Studie 2011 das vertikale Knochenangebot im anterioren Gaumen anhand von DVT- und FRS- Aufnahmen von nur 18 humanen Schädeln (Jung et al. 2011).

Die in der vorliegenden Studie vorgenommenen Messungen wurden von einem einzelnen Betrachter durchgeführt. Die Messpunkte wurden manuell definiert. Im FRS wurde der Punkt des höchsten Knochenangebotes von einem Betrachter festgelegt, welcher anschließend als Ausgangspunkt der weiteren Messungen im DVT diente. Auch die Positionierung des Fadenkreuzes und die Einstellung der Bildebene erfolgte manuell durch den Betrachter. Dabei muss beachtet werden, dass individuelle gewohnheitsmäßige Fehler oder auch Inkorrektheit durch die manuelle Durchführung der Messungen eine Rolle spielen. Aufnahmefehler wie Verzerrungen oder Überlagerungen sowie irrtümliche Interpretation können zu einer Verfälschung der Ergebnisse führen. Andere Autoren wie *Gracco et al.* umgingen diese Fehlerquelle, indem sie mehrere Betrachter miteinbezogen (Gracco et al. 2006, Gracco et al. 2007).

Wie oben beschrieben, erfolgte die Bestimmung der Ausgangspunkte der Messungen individuell nach Ermessen des Betrachters. Im FRS wurde der Punkt des höchsten Knochenangebotes bestimmt und die Strecke zur Schneidekante des Zahnes 11 gemessen. Anhand der Länge dieser Strecke wurde im DVT der Ausgangspunkt der Mes-

sung konstruiert. Bei der Überprüfung der Reproduzierbarkeit von FRS- und DVT-Messungen zeigen die Ergebnisse, dass die Reproduzierbarkeit der Werte bei Messungen im FRS deutlich höher ist als im DVT. Als Ursache ist anzugeben, dass die Messpunkte im DVT stark von den Ausgangsmesspunkten im FRS abhängen. Durch die dreidimensionale Darstellung der Strukturen im DVT kann eine minimale Änderung des Abstandes zur Schneidekante bei der zweiten FRS-Messung eine starke Abweichung der Knochenhöhe bei der Zweitmessung im DVT bewirken. *Kim et al.* orientierten sich hierzu in ihrer Studie 2014 an anatomisch definierten Punkten. Sie zogen approximale Kontaktpunkte zwischen Prämolaren und Molaren und die mesiopalatinale Höckerspitzen dieser Zähne als Referenzpunkte heran. Senkrecht zur Okklusalebene wurde an diesen Punkten das vertikale maxilläre Knochenangebot gemessen (Kim et al. 2014). Dieses Vorgehen minimiert individuelle Fehler durch den Betrachter erheblich. Dennoch ist die manuelle Festlegung der Region mit dem höchsten Knochenangebot zu rechtfertigen, da sie dem Vorgehen des Behandlers bei der präoperativen Diagnostik anhand eines Fernröntgenseitenbildes in der Praxis entspricht.

Bei der Messung des Knochenangebotes 6 mm paramedian und 3 mm distal des Canalis N. nasopalatinus wurde der am weitesten dorsal gelegene knöcherne Punkt des Canalis N. nasopalatinus als Referenzpunkt herangezogen. Ausgehend von diesem Punkt wurde 3 mm distal des Canalis N. nasopalatinus und 6 mm paramedian das Knochenangebot gemessen. Hierbei handelt es sich um eine konstante anatomische Struktur, die sich als Referenzpunkt gut eignet und unabhängig von Interpretationsfehlern des Betrachters ist.

In dieser Studie wurden Röntgenaufnahmen von 54 männlichen und 53 weiblichen Patienten ausgewählt. Nach *Holm* haben Männer im vorderen Gaumen durchschnittlich eine um 1, 29 mm höhere Knochendicke (Holm 2013). Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie ungefähr die gleiche Anzahl von Aufnahmen männlicher und weiblicher Probanden analysiert, um die Ergebnisse miteinander vergleichbar zu machen.

Des Weiteren wurde das Alter der Patienten auf 10 bis 18 Jahre eingegrenzt. Zwar beobachtete *Melsen*, dass das nach oral gerichtete appositionelle Wachstum der Maxilla bis zum 18. Lebensjahr andauern kann (Melsen 1975). Das Längenwachstum kann sogar erst im Erwachsenenalter vollendet sein (Melsen 1967). Auch eine Resorption in nasaler Richtung bis zum 15. Lebensjahr verändert die vertikale Ausdehnung des Oberkiefers in diesem Lebensabschnitt (Björk 1968, Enlow 1982). Dennoch wurden Aufnahmen von Patienten im Wachstumsalter ausgesucht, da sich zum größten Teil

diese Altersgruppe in einer kieferorthopädischen Behandlung mit der Verwendung von Gaumenimplantaten oder Minischrauben befindet.

Die Insertion von Gaumenimplantaten ist invasiv und der chirurgische Eingriff mit einem erhöhten finanziellen Aufwand verbunden. Aus diesen Gründen werden heutzutage oftmals Minischrauben bevorzugt (Winsauer und Vlachojannis 2010). Sie sind meist länger als Gaumenimplantate und benötigen ein höheres Knochenangebot. Bei einer Therapie mit dem Einsatz von Minischrauben muss während der präoperativen Diagnostik höchste Präzision gefordert werden, um einer Verletzung wichtiger Strukturen vorzubeugen. Dies kann nur mit einer dreidimensionalen Aufnahme erreicht werden. Nur so sind paramediane Schichten bezüglich des erhöhten Platzbedarfes von Minischrauben ausreichend beurteilbar. Einige Autoren sind jedoch der Auffassung, dass in den meisten Fällen ein seitliches Fernröntgenbild alle nötigen Informationen enthält, um einen orthodontischen Verankerungspin ohne Komplikationen zu inserieren (Wehrbein et al. 1999, Jung et al. 2011, Jung et al. 2012).

Wehrbein et al. bewiesen in ihrer Studie aus dem Jahr 1999, dass das tatsächliche Knochenangebot in der Medianebene meist 2 mm höher ist, als im FRS angezeigt wird. Dies belegt, dass ein FRS nicht das Knochenangebot der Medianebene darstellt (Wehrbein et al. 1999). In der Studie von *Jung et al.* lautete die Aussage der Autoren, dass ein FRS eher das minimale Knochenangebot anstatt der maximalen Knochenhöhe in der Medianebene abbildet (Jung et al. 2011). Um diese Aussagen zu prüfen, zieht die vorliegende Studie einen direkten Vergleich zwischen dem während der präoperativen Diagnostik im FRS ermittelten Knochenangebot und der Knochenhöhe, die ein DVT an der im FRS gemessenen Region anzeigt. Es wird die Frage erörtert, der auch schon *Kim et al.* in ihrer Studie 2014 nachgingen: Die Knochenhöhe welcher Region am vorderen Gaumen wird tatsächlich im FRS angezeigt (Kim et al. 2014)?

In ihrer Studie 2012 untersuchten *Jung et al.* die Notwendigkeit der Erstellung einer DVT oder eines CTs bei der präoperativen Diagnostik vor der Insertion von Gaumenimplantaten. Hierzu wurden seitliche Fernröntgenseitenbilder von 91 Patienten vermessen. Bei 89 dieser Aufnahmen wurde anhand des Fernröntgenseitenbildes ein ausreichendes Knochenangebot festgestellt, was auch intraoperativ bestätigt wurde. Bei 2 Patienten konnte jedoch keine genaue Aussage über das Knochenangebot gemacht werden, weshalb eine zusätzliche Bildgebung (DVT/ CT) notwendig wurde. *Jung et al.* resümierten, dass ein FRS während der präoperativen Diagnostik vor der Insertion von Gaumenimplantaten bei 98% der Patienten ausreicht (Jung et al. 2012). Um jedoch ei-

ne möglichst präzise Diagnostik durchführen zu können und den Patienten damit vor intraoperativen Verletzungen zu bewahren, sollte der Behandler eine Bildgebung wählen, die ihm zu 100% Sicherheit gibt.

Zudem wurde in der s2k- Leitlinie vom 5. August 2013 hervorgehoben, dass bei der Anfertigung einer DVT das ALARA- Prinzip streng einzuhalten ist (ALARA= As Low As Reasonably Achievable) (Schulze et al. 2013). Demnach muss für jede Fragestellung diejenige Bildgebung gewählt werden, die dem Behandler alle notwendigen Informationen zur jeweiligen Diagnostik und Behandlungsplanung in entsprechender Qualität liefert. Einige Autoren bescheinigen der modernen digitalen Volumentomografie eine hervorragende Bildqualität und Auflösung (Gahleitner et al. 2004, Müssig et al. 2005). Sogar im Vergleich zur Computertomografie wird die Präzision und Bildqualität einer digitalen Volumentomografie hoch gelobt (Arai et al. 1999, Swennen und Schutyser 2006, Pinsky et al. 2006, Kim et al. 2007). Dennoch wurde die Anfertigung digitaler Volumentomografien in der kieferorthopädischen Diagnostik in ihrer Indikation bisher stark eingegrenzt (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde 2009, Horner und Amitt 2011, Schulze et al. 2013). Der einzige Grund hierfür liegt in der erhöhten Strahlenbelastung. Nach heutigem Stand der Wissenschaft können moderne DVT-Geräte jedoch eine annähernd geringe effektive Dosis erzielen, wie sie bei der Erstellung einer Panoramaschichtaufnahme erreicht wird. In einer voraussichtlich 2015 veröffentlichten Studie von Währisch werden sogar noch geringere Werte der effektiven Dosis genannt. Bei der Wahl bestimmter Einstellungen und eines definierten Field of View liegt die effektive Dosis eines mit dem Planmeca ProMax erstellten DVT bei Werten zwischen 11,6 µSv und 15,9 µSv. Dieses Ergebnis ist bemerkenswert, da hierbei die effektive Dosis eines digitalen Volumentomogrammes noch unter der effektiven Dosis einer Panoramaschichtaufnahme liegt (Währisch, in Vorbereitung). Dies gilt als enormer Fortschritt, da nun die Vorteile einer dreidimensionalen Bildgebung auch bei der kieferorthopädischen Diagnostik genutzt werden können. Zudem spricht für die Erstellung einer DVT, dass die Anfertigung anderer in der Kieferorthopädie notwendigen Röntgenbilder unnötig wird, was zu einer weiteren Dosisreduktion führt (Bennemann 2011).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten des FRS

Zur Überprüfung der intraindividuellen Reproduzierbarkeit von Messwerten im FRS wurde anhand 20 FRS-Aufnahmen das Knochenangebot im vorderen Gaumen gemessen. Die Messung wurde nach 14 Tagen wiederholt. Die Ergebnisse der beiden Messungen wurden statistisch miteinander verglichen. Die Korrelationsanalyse ergab, dass die Ergebnisse beider Messungen miteinander korrelieren. Der Korrelationskoeffizient r beträgt 0,85 und ist somit größer als 0. Der nachfolgende t-Test auf Unterschied beweist, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Messergebnissen der beiden Messreihen vorliegt. Daraus lässt sich schließen, dass Messungen anhand rekonstruierter FRS-Aufnahmen intraindividuell reproduzierbar sind.

Da es sich bei den untersuchten Aufnahmen um vorhandene Datensätze handelt, ist dieses Ergebnis nicht überraschend. Die verbleibenden Abweichungen resultieren aus Ungenauigkeiten und Fehlinterpretationen des Betrachters. Aufgrund von Überlagerungen und Verzerrungen der seitlichen Fernröntgenbilder ist die Wahrscheinlichkeit hierfür hoch.

Für diese Studie wurden rekonstruierte Fernröntgenseitenbilder verwendet. *Van Vlijmen et al.* bewiesen in ihrer Studie 2009, dass es keine statistisch relevante Unterschiede zwischen herkömmlichen Kephalogrammen und rekonstruierten Fernröntgenseitenbildern gibt. Den Autoren zufolge erreichen rekonstruierte Aufnahmen zudem eine höhere Reproduzierbarkeit (Van Vlijmen 2009).

5.2.2 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit von Messwerten im DVT

Um Hypothese 2 der vorliegenden Arbeit zu verifizieren, wurden DVT-Aufnahmen von 20 Patienten vermessen. Es wurden hierzu dieselben Patientenaufnahmen wie für die Untersuchungen zu Hypothese 1 verwendet. Innerhalb von zwei Wochen wurde das Knochenangebot im vorderen Gaumen zweimal gemessen und die Messergebnisse miteinander verglichen. Die Korrelationsanalyse ergab, dass beide Messreihen miteinander korrelieren (r = 0,75). Der t-Test auf Unterschied beweist, dass es zwischen beiden Messungen keinen signifikanten Unterschied gibt. Daraus lässt sich schließen, dass Messungen im DVT intraindividuell reproduzierbar sind. Auch andere Studien belegen die hohe Zuverlässigkeit kephalometrischer Messungen mittels digitaler Volumentomogramme (Cevidanes et al. 2005, Cevidanes et al. 2007, Chien et al. 2009). *Küker* befasste sich in ihrer Dissertation 2010 mit dem Vergleich zwischen OPG, DVT und CT.

Sie schrieb der CT die höchste Genauigkeit und Zuverlässigkeit zu, dicht gefolgt vom DVT. Aufgrund der erhöhten Strahlenbelastung sollte die Indikation zu einem CT ihrer Ansicht nach jedoch streng eingegrenzt werden. Somit ist die digitale Volumentomografie herkömmlichen Röntgentechniken deutlich überlegen (Küker 2010).

Auch *Gribel et al.* sind der Auffassung, dass die moderne digitale Volumentomografie sehr exakt und zuverlässig ist, während FRS-Aufnahmen durch Vergrößerungen und Verzerrungsfehler in ihrem diagnostischen Nutzen limitiert sind (Gribel et al. 2011).

Der Ausgangspunkt der Messung des Knochenangebotes im DVT wurde von der vorangehenden Vermessung der Knochenhöhe anhand des Fernröntgenseitenbildes bestimmt. Bei der Vermessung der FRS-Aufnahme wurde am Punkt des angenommenen höchsten Knochenangebotes der Abstand zur Schneidekante des Zahnes 11 ermittelt. Im DVT wurde daraufhin die Medianebene manuell eingestellt und ebendiese Strecke in der Sagittalansicht übertragen. Senkrecht dazu erfolgte nun die Messung der Knochenhöhe. Der Ausgangspunkt der Messung im DVT ist demnach stark vom Ausgangspunkt der Messung im FRS abhängig. Dieser Zusammenhang wird auch durch den Vergleich der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse von FRS und DVT deutlich. Insgesamt ist die Reproduzierbarkeit von Messungen im FRS deutlich höher. Die statistische Analyse der Messungen im FRS ergab einen p-Wert von 0,5. Der p-Wert der DVT-Messungen betrug 0,1. Der Korrelationskoeffizient r lag im FRS bei 0,85, beim DVT bei 0,75. Diesen Unterschied belegen ebenfalls die unteren und oberen Grenzwerte des 95%-Konfidenzintervalls für die mittlere Differenz beider Messreihen (siehe Kapitel 4.2). Ursächlich hierfür ist, dass bereits eine minimale Abweichung der Messung im FRS aufgrund der dreidimensionalen Darstellung der Strukturen im DVT zu anderen Ergebnissen führen kann. Auch die manuelle Einstellung der Medianebene birgt Ungenauigkeiten und kann zu Abweichungen führen.

Bei der Vermessung im DVT wurde mehrmals eine Knochenhöhe von 0,0 mm festgehalten (siehe zum Beispiel Kapitel 4.2, Tabelle 5, Minimum). Der Grund hierfür ist die Lage des durch die FRS-Messung bestimmten Ausgangspunktes im Canalis N. nasopalatinus. Durch die Überlagerung des Kanals im FRS kann dessen exakte Lage nur im DVT bestimmt werden. Auch sehr niedrige Knochenhöhen resultieren aus der Limitation durch den Canalis N. nasopalatinus. In ihrer Studie 2014 umgingen *Kim et al.* dieses Problem, indem sie Messungen, bei denen der Canalis N. nasopalatinus oder der Sinus maxillaris erreicht wurden, nicht auswerteten (Kim et al. 2014).

5.2.3 Knochenangebot im FRS und in der Medianebene im DVT

Hierfür wurde das im FRS ermittelte Knochenangebot mit der in der Medianebene des DVT gemessenen Knochenhöhe verglichen. Für diesen Vergleich wurden seitliche Fernröntgenbilder und digitale Volumentomogramme von 107 Patienten untersucht. Der Ausgangspunkt der Messungen wurde an einem Punkt definiert, der im jeweils gleichen Abstand zur Schneidekante des Zahnes 11 lag. Die Ergebnisse unterscheiden sich signifikant. Im FRS wurde wesentlich mehr Knochen gemessen als im DVT. Der Mittelwert der FRS-Messungen liegt bei 9,9 mm. Der Mittelwert der DVT- Auswertungen liegt bei 2,5 mm. Die Differenz der Mittelwerte beträgt 7,4 mm (vergleiche Kapitel 4.3).

Dieses Ergebnis widerspricht der Studie von Jung et al. aus dem Jahr 2011 (Jung et al. 2011). Hierin erörtern die Autoren die Frage, ob die Erstellung eines digitalen Volumentomogramms vor der Insertion von Gaumenimplantaten in der paramedianen Region des Gaumens notwendig ist. Sie untersuchten FRS- und DVT- Aufnahmen von 18 humanen Schädeln. Um den Kontrast zu verstärken, wurde bei der Anfertigung der seitlichen Fernröntgenbilder der Boden der Nasenhöhle und die orale Seite des harten Gaumens mit einer dünnen Zinnfolie ausgelegt. Im FRS wurde auf Höhe der 1. Prämolaren die vertikale Knochenhöhe gemessen. Diese wurde anschließend mit medianen und parasagittalen Messungen im DVT verglichen. Im Ergebnis waren die im DVT gemessenen medianen Knochenhöhen (durchschnittlich 8,98 mm) deutlich höher als das im FRS dargestellte Knochenangebot (6,6 mm). Diese Ergebnisse stehen in Widerspruch zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Ein Grund für derart unterschiedliche Messergebnisse liegt unter anderem an einer abweichenden Versuchsanordnung. Bei Jung et al. wurde das Knochenangebot an einer anatomisch festgelegten Region (auf Höhe des 1. Prämolaren) gemessen. Bei mazerierten Schädeln kann dieser Punkt sehr gut dargestellt werden und eventuelle Überlagerungen durch Zähne der Gegenseite durch deren Entfernung einfach umgangen werden. Ein weiterer Unterschied ist die Kontrastverstärkung mittels einer Zinnfolie, die dem Betrachter die Messung erleichtert. Diese Maßnahmen sind in der Praxis jedoch nicht umzusetzen. Bildfehler wie Verzerrungen, Überlagerungen und Vergrößerungen bei der Erstellung von seitlichen Fernröntgenbilder sind nicht zu vernachlässigen und können Messergebnisse verfälschen. Um dennoch präoperativ die exakte Knochenhöhe, die Lage des Canalis N. nasopalatinus, verlagerter Zähne oder anderer wichtiger anatomischer Strukturen bestimmen zu können, ist die Anfertigung einer DVT unerlässlich. Kim et al. wiesen in ihrer Studie 2014 darauf hin, dass das Auslegen des Nasenbodens und der oralen Seite des harten

Gaumens die Vergrößerung der Strukturen im FRS beeinflussen kann. So erscheint das Knochenangebot des harten Gaumens im FRS geringer, da die Zinnfolie auf dem Nasenboden näher an der Strahlenquelle und die Zinnfolie am Gaumen näher am Film ist. Ist die Zinnfolie von median nach 5 mm paramedian ausgelegt, resultiert laut den Autoren daraus eine Vergrößerung von nur 106 % statt der üblichen 114 % (Kim et al. 2014).

Jung et al. ermittelten das Knochenangebot ausgehend von einer anatomisch festgelegten Region (1. Prämolaren). Auch in der vorliegenden Studie war der Ausgangspunkt der Messungen bei FRS und DVT anatomisch festgelegt: Er wurde im selben Abstand zur Schneidekante definiert. Dies macht einen direkten Vergleich der Bildgebungstechniken (FRS und DVT) möglich. Wurde dieser Ausgangspunkt jedoch in den Canalis N. nasopalatinus projiziert, ergab sich eine Knochenhöhe von 0,0 mm. Aus der Limitation durch den Canalis N. nasopalatinus resultierten auch geringere Knochenhöhen. Diese Werte flossen ebenfalls in die statistische Auswertung mit ein und reduzierten somit den Durchschnittswert der DVT- Messungen. In der Studie von *Jung et al.* wird nicht deutlich, ob solche Messungen in ihre Ergebnisse miteinbezogen wurden. Eine Nichtberücksichtigung dieser Messungen könnte bei *Jung et al.* zu den viel höheren Mittelwerten des Knochenangebotes im DVT geführt haben.

Jung et al. zogen in ihrer Arbeit zudem einen Vergleich zwischen FRS-Messungen und den Knochenhöhen, die im DVT an den Stellen mit dem minimalsten Knochenangebot ermittelt wurden. An der minimalen Knochenhöhe wurde die größte Übereinstimmung festgestellt. Das heißt, laut *Jung et al.* spiegelt das FRS eher die minimale Knochenhöhe am Gaumen wieder. Daraus lässt sich schließen, dass das FRS nicht das Knochenangebot anzeigt, das in der Medianebene vorliegt. Die vorliegende Arbeit bestätigt dieses Ergebnis. Dennoch bleibt die Frage offen, welche Knochenhöhe welcher Region nun tatsächlich im FRS angezeigt wird.

5.2.4 Knochenangebot paramedian und distal des Canalis N. nasopalatinus

Zur Überprüfung der 4. Hypothese dieser Arbeit wurden digitale Volumentomogramme von 107 Patienten untersucht. Hierfür wurde das Knochenangebot in der Medianebene 3 mm distal des Canalis N. nasopalatinus sowie die paramedianen Knochenhöhen 6 mm links und rechts des Canalis N. nasopalatinus gemessen und die Messwerte miteinander verglichen. Distal des Canalis N. nasopalatinus wurde eine deutlich geringere Knochenhöhe ermittelt als paramedian. Die distalen Werte waren annähernd halb so groß wie die paramedianen Messergebnisse (Mittelwert 3 mm distal: 3,1 mm; Mittelwerte paramedian rechts und links: 6,1 mm) (vgl. Kapitel 4.4, Tabelle 9).

Zu einem ähnlichen Ergebnis kam auch *Holm* in ihrer Dissertation. Als Empfehlung für den idealen Implantationsort für kieferorthopädische Verankerungspins gab sie den lateralen vorderen Gaumen an. Demnach eignet sich die Medianebene und der distale Bereich des Gaumens aufgrund des zu geringen Knochenangebotes nicht zur Insertion von Minischrauben (Holm 2013). Auch *Taghizadeh* bestätigt diese Aussage. Ihre Studie zeigt, dass das Knochenangebot in der Medianebene von anterior bis posterior abnimmt. Zudem stellte auch sie fest, dass die paramedian gemessenen Werte die medianen übertreffen (Taghizadeh 2010).

Auch *Piovella et al.* kamen in ihrer Studie 2006 zu dem Schluss, dass sich im vorderen Gaumen das höchste Knochenangebot 4 mm distal des Canalis N. nasopalatinus und 6 mm lateral befindet (Piovella et al. 2006). Nach *Suzuki et al.* beträgt die optimale Länge einer Minischraube mit einem Durchmesser von 1,3 mm im Oberkiefer 5 mm (Suzuki et al. 2013). Bei Betrachtung der Mittelwerte (vgl. Kapitel 4.4, Tabelle 9) wird deutlich, dass gerade für den erhöhten Platzbedarf von Minischrauben nur der paramediane Bereich des anterioren Gaumens als Insertionsort in Frage kommt. Auch andere Autoren wie *Bernhart et al.* und *King et al.* sprechen sich für paramediane Regionen zur Aufnahme von Minischrauben aus (Bernhart et al. 2000, King et al. 2007). Bei den Messungen wurde die Eigenschaft der Invivo5-Software genutzt, mit der man alle drei Ebenen, die Axial-, Koronal- und die Sagittalansicht gleichzeitig betrachten kann. Die Einstellung der Medianebene und die Festlegung der Ausgangspunkte der Messungen erfolgten in der Axialansicht. Allerdings kann bereits eine kleine Abweichung dieser Einstellungen aufgrund der Dreidimensionalität zu anderen Ergebnissen führen.

5.2.5 Korrelation von FRS-Messungen mit paramedianen Schichten im DVT

Zur Überprüfung der 5. Hypothese der vorliegenden Arbeit wurde die Knochenhöhe, die im FRS ermittelt wurde, mit dem paramedian im DVT gemessenen Knochenangebot verglichen. Die paramedianen Messpunkte lagen 3, 6 und 9 mm rechts und links des Canalis N. nasopalatinus. Die Ergebnisse wurden statistisch auf eine mögliche Korrelation überprüft. Die Korrelationsanalyse ergab, dass eine schwache Korrelation der FRS-Werte mit den Werten 6 mm links und 3 mm rechts des Canalis N. nasopalatinus besteht. Dieser Zusammenhang ist zwar statistisch signifikant, da die jeweiligen p-Werte unter 0 liegen (vgl. Kap. 4.5, Tabelle 12, fett gedruckt und unterstrichen). Jedoch han-

delt es sich um keine eindeutige Korrelation der Knochenhöhe in diesen Schichten und der Knochenhöhe, die im FRS sichtbar ist.

Dieses Ergebnis regt aus mehreren Gründen zur Diskussion an. Nach *Holm, King et al.* und *Gracco et al.* sind zwischen rechter und linker Gesichtshälfte keine statistisch signifikanten Unterschiede zu verzeichnen (Holm 2013, King et al. 2007, Gracco et al. 2006). Warum nun die paramedianen Schichten im Abstand von 3 mm rechts und 6 mm links eine Korrelation aufzeigen, ist nur statistisch nachzuvollziehen und für die diagnostische Anwendung nicht relevant. Bei Betrachtung der deskriptiven Statistik wird deutlich, dass die Messwerte im DVT eine viel größere Bandbreite als die FRS-Werte aufweisen. Im DVT wurden Knochenhöhen von minimal 0,0 mm bis maximal 19,0 mm ermittelt. Die Bandbreite im FRS reicht lediglich von 6,4 mm bis 12,8 mm (vgl. Kapitel 4.5, Tabelle 11). Laut *Taghizadeh* nimmt das Knochenangebot distal des Canalis nasopalatinus von median nach lateral stark zu. Dies erklärt die deutliche Zunahme des Knochenangebotes in paramedianer Richtung (Taghizadeh 2010).

In der aktuellen Studie von Kim et al. stellt die Suche nach einem Zusammenhang zwischen Messwerten aus Fernröntgenseitenbildern und digitalen Volumentomogrammen die zentrale Fragestellung dar (Kim et al. 2014). Sie untersuchten seitliche Fernröntgenbilder und digitale Volumentomografien von 15 männlichen und 15 weiblichen Patienten. Hierzu wurden 5 Referenzpunkte für die Messungen definiert: Die approximalen Kontaktpunkte zwischen dem ersten und zweiten Prämolar (P1P2), dem zweiten Prämolar und ersten Molar (P2M1), dem ersten und zweiten Molar (M1M2) sowie die lingualen Höckerspitzen des zweiten Prämolaren (P2) und ersten Molaren (M1). Im FRS wurde ausgehend von diesen Punkten senkrecht zur Okklusalebene die vertikale Knochenhöhe gemessen. Im DVT wurden in der Sagittalansicht dieselben Punkte markiert und in der Koronalansicht jeder Punkt als Schnittebene herangezogen. Hier wurden weitere Referenzpunkte definiert: Von der Medianebene ausgehend im Abstand von 1,5 mm, 5 mm, 7,5 mm und 10 mm. Vertikal zu diesen Punkten wurde die Knochenhöhe gemessen. Die statistische Auswertung der Messergebnisse ergab am Punkt 5 mm paramedian an allen anterio-posterioren Regionen die höchste Übereinstimmung mit den Messergebnissen des FRS. Somit wird laut Kim et al. im FRS am wahrscheinlichsten die Region 5 mm paramedian angezeigt (Kim et al. 2014). Ein wesentlicher Unterschied der vorliegenden Arbeit zur Studie von Kim et al. liegt darin, dass hier bei jeder Patientenaufnahme nur in einer Schnittebene die paramedianen Knochenhöhen gemessen wurden. Kim et al. legten jedoch 5 weitere Schnittebenen in anterior-posteriorer Richtung fest. Insgesamt wurde so an mehreren Stellen nach einer Korrelation der Knochenhöhen mit den FRS-Ergebnissen gesucht. Gegenstand weiterer Studien könnte sein, die Untersuchungen von *Kim et al.* und der vorliegenden Arbeit zu vertiefen, um eine noch klarere Aussage treffen zu können, welches Knochenangebot im FRS dargestellt wird.

5.3 Schlussfolgerungen

Von den fünf Hypothesen der vorliegenden Arbeit konnten drei eindeutig bestätigt werden. Die Reproduzierbarkeit der Vermessung des Knochenangebotes anhand seitlicher Fernröntgenbilder wurde bewiesen. Auch Messergebnisse von Knochenhöhen an digitalen Volumentomogrammen konnten reproduziert werden. Zwischen gemessenem Knochenangebot im seitlichen Fernröntgenbild und in der Medianebene eines digitalen Volumentomogramms konnten statistisch signifikante Unterschiede festgestellt werden. Im FRS wurde wesentlich mehr Knochen gemessen als im DVT. Demnach zeigt das seitliche Fernröntgenbild nicht das Knochenangebot der Medianebene an. Paramedian des Canalis N. incisivus konnte ein höheres Knochenangebot ermittelt werden als 3 mm distal des Canalis N. incisivus. Für die Insertion von Minischrauben empfiehlt sich daher der paramediane Bereich des anterioren Gaumens. Eine eindeutige Korrelation zwischen dem im FRS gemessenen Knochenangebot und den Messwerten der paramedianen Schichten des DVTs konnte nicht verifiziert werden. Es lag lediglich 3 mm rechts und 6 mm links eine statistisch sehr schwache Korrelation vor. Diesem Ergebnis kann keine praxistaugliche Relevanz zugesprochen werden und könnte in zukünftigen Studien überprüft werden.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass das seitliche Fernröntgenbild als diagnostisches Hilfsmittel in der Kieferorthopädie bei der Behandlungsplanung seine Berechtigung hat. Um bei der präoperativen Diagnostik für Gaumenimplantate und vor allem für längere Minischrauben jedoch alle anatomischen Gegebenheiten beurteilen zu können, ist ein digitales Volumentomogramm zu bevorzugen. Heutzutage sind modernste Volumentomografen verfügbar, deren Strahlenbelastung unter der von Orthopantomografen liegt. Hiermit kann mit geringem Aufwand und ohne zusätzliche Strahlenbelastung eine umfangreiche und detaillierte Diagnostik betrieben werden. Diese finanzielle und zeitliche Investition zahlt sich für den Patienten aus, denn nur so können Risiken wie einer Verletzung des Nervus nasopalatinus, benachbarten Parodontien oder der Kiefer- oder Nasenhöhle vorgebeugt und ein optimaler Therapieerfolg erreicht werden. Diese Entwick-
lung und die Ergebnisse der vorliegenden Studie fordern eine neue Überdenkung der Indikationsstellung für die digitale Volumentomografie.

6 Literaturverzeichnis

- Ahmed V KS, Rooban T, Krishnaswamy NR, Mani K, Kalladka G. Root damage and repair in patients with temporary skeletal anchorage devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141(5): 547–555
- Al-Okshi A, Nilsson M, Petersson A, Wiese M, Lindh C. Using GafChromic film to estimate the effective dose from dental cone beam CT and panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013; 42(7): 20120343
- American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013; 116(2): 238–257
- 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): 245–248
- Asscherickx K, Hanssens JL, Wehrbein H, Sabzevar MM. Orthodontic anchorage implants inserted in the median palatal suture and normal transverse maxillary growth in growing dogs: a biometric and radiographic study. *Angle Orthod*. 2005; 75(5): 826–831
- Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 136(1): 104–108
- Bennemann R. Beurteilung der Position von Minischrauben per Orthopantomogramm
 im Vergleich zur digitalen Volumentomographie. Medizinische Dissertation 2011,
 Hohe Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn.
- Benson PE, Tinsley D, O'Dwyer JJ, Majumdar A, Doyle P, Sandler PJ. Midpalatal implants vs headgear for orthodontic anchorage--a randomized clinical trial: cephalometric results. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 132(5): 606–615

- Bernhart T, VollgruberA, Gahleitner A, Doertbubak O, Haas R. Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clin Oral Impl Res*. 2000; 11(6): 595–601
- Björk A. The Use of Metallic Implants in the Study of Facial Growth in Children: Method and Application. *Am J Phys Anthropol.* 1968; 29(2): 243–254
- Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995; 107(3): 251–258
- Borney MA. Verwendung des Fernröntgenseitenbildes des Kopfes und des Orthopantomogramms zur metrischen Analyse des Schädels in der Kieferorthopädie. Eine vergleichende Studie. Medizinische Dissertation 1999, Justus-Liebig-Universität Gießen.
- Bumann A, Wiemer K, Mah J. Tomas-eine praxisgerechte Lösung zur temporären kieferorthopädischen Verankerung. *Kieferorthop*. 2006; 20(3): 223–232
- Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung – RöV) vom 30.04.2003. (Accessed April 2012 at http://bundesrecht.juris.de/bu).
- Böhm B, Fuhrmann R. Clinical application and histological examination of the FAMI screw for skeletal anchorage-a pilot study. *Fortschr Kieferorthop*. 2006; 67(3): 175–185
- Celenza F, Hochman MN. Absolute Anchorage in Orthodontics: Direct and Indirect Implant-Assisted Modalitites. *J Clin Orthod*. 2000; 7(7): 397–402
- Cevidanes LHS, Bailey LJ, Tucker GR Jr, Styner MA, Mol A, Phillips CL. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005; 34(6): 369–375
- Cevidanes LHS, Bailey LJ, Tucker SF, Styner MA, Mol A, Phillips CL. Threedimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131(1): 44–50

- Chang ZC, Hu FC, Lai E, Yao CC, Chen MH, Chen YJ. Landmark identification errors on cone-beam computed tomography-derived cephalograms and conventional digital cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011; 140(6): 289–297
- Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JK, Roberts WE, Ofner S. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38(5): 262–273
- Chung RR, Lagravere MO, Flores-Mir C, Heo G. A comparative analysis of angular cephalometric values between CBCT generated lateral cephalograms versus digitized conventional lateral cephalograms. *Int Orthod*. 2009; 7(4): 308–321
- Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Mödder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol.* 2002; 12(3): 634–637
- Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998; 13(3): 201–209
- Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK): Leitlinie S1-Empfehlung Dentale Volumentomografie (DVT). 2009;(Accessed April 2011 at http://dgzmk.de.)
- Enlow D. Handbook of Facial Growth. Saunders, Philadelphia 1982. 2. Auflage: 1-510
- Farman AG. ALARA still applies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005; 100(4): 395–397
- Feldmann I, List T, Bondemark L. Orthodontic anchoring techniques and its influence on pain, discomfort and jaw function-a randomized controlled trial. *Eur J Orthod*. 2012; 34(1): 102–108
- Freudenthaler J, Haas R, Bantleon H. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Impl Res.* 2001; 12(4): 358–363

- Fritz U, Diedrich P, Kinzinger G, Al-Said M. The anchorage quality of mini-implants towards translatory and extrusive forces. *J Orofac Orthop*. 2003; 64 (4): 293–304
- Fäh R, Schätzle M. Complications and adverse patient reactions associated with the surgical insertion and removal of palatal implants: a retrospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2013; 25(6): 653-658
- Gahleitner A, Podesser B, Schick S, Watzek G, Imhof H. Dental CT and orthodontic implants: imaging technique and assessment of available bone volume in the hard palate. *Eur J Radiol.* 2004; 51(3): 257–262
- Gainsforth B, Highly L. A study of orthodontic anchorage basal bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1945; 31(8): 406–417
- Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf P, Niecklisch M, Harzer W. An Evaluation of resonance frequency analysis for the determination of primary stability of orthodon-tic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin Oral Impl Res.* 2005; 16: 425–431
- Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Quantitative evaluation with CBCT of palatal bone thickness in growing patients. *Prog Orthod*. 2006; 7(2): 164–174
- Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134(3): 361–369
- Gracco A, Luca L, Cozzani M, Siciliani G. Assessment of palatal bone thickness in adults with cone beam computerised tomography. *Aust Orthod J*. 2007; 23(2): 109–113
- Grauer D, Wiechmann D. Current Status of Skeletal Anchorage Dental Applications in Orthodontics, Part I. *J Esthet Restor Dent*. 2014; 26(1): 5–13
- Grec R, Janson G, Branco N, Moura-Grec P, Patel PM. Intraoral distalizer effects with conventional and skeletal anchorage: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013; 143(5): 602–615

- Gribel BF, Gribel MN, Frazäo DC, McNamara J, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle orthod*. 2011; 81(1): 26–35
- Grohman, U. *Kieferorthopädische Apparaturen: Bildatlas*. Springer Deutschland, 2004. 2. Auflage: 73-74
- Grünheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012; 141(4): 436–443
- Gutwald R, Gellrich NC, Schmelzeisen R. *Einführung in die Zahnärztliche Chirurgie: Für Studium und Beruf*. Deutscher Ärzteverlag 2010. 2. Auflage: 13-15
- Hassfeld S, Streib S, Sahl H, Stratmann U, Fehrentz D, Zöller J. Low-dose computerized tomography of the jaw bone in pre-implantation diagnosis. Limits of dose reduction and accuracy of distance measurements. *Mund Kiefer Gesichtschir*. 1998; 2(4): 188–193
- Henriksen B, Bavitz B, Kelly B, Harn S. Evaluation of bone thickness in the anterior hard palate relative to midsagittal orthodontic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18(4): 578–581
- Hirsch E, Mersmann T, Bumann A. Dose reduction by wearing a thyroid protection shield during CBCT-scan. 12 European Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology. Istanbul, 2012
- Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MAG. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37(5): 268–273
- Hirschmann PN, Horner K, Rushnton V. Selection criteria for periodontal radiography. *Br Dent J.* 1994; 176(9): 324–325
- Holm M. *Knochenangebot für kieferorthopädische Minischrauben im vorderen Gaumen*. Medizinische Dissertation 2013, Charité- Universitätsmedizin Berlin.

- Horner K, Amitt G. SEDENTEXCT project members. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and maxillofacial Radiology. Evidence based guidelines. 2011. (Accessed April, 2012, at http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf.)
- Huang J, Bumann A, Mah J. Three-dimensional radiographic analysis in orthodontics. *J Clin Ortho.* 2005; 39(7): 421–428
- Institut Straumann AG. Straumann Orthosystem Palatal Implant. Produktbeschreibung 2009. (Accessed April 2012, at http://medtech-implant.ru/pdf/152.108_e.pdf.)
- Jung B, Wehrbein H, Wagner W, Kunkel M. Preoperative Diagnostic for Palatal Implants: Is CT or CBCT Necessary? *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14(3): 400– 405
- Jung B, Kunkel M, Göllner P, Liechti T, Wehrbein H. Success Rate of Second-Generation Palatal Implants. *Angle Orthod*. 2009; 79(1): 85–90
- Jung B, Wehrbein H, Heuser L, Kunkel M. Vertical palatal bone dimensions on lateral cephalometry and cone-beam computed tomography: implications for palatal implant placement. *Clin Oral Impl Res.* 2011; 22(6): 664–668
- Kalendar WA. Computertomographie; Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Publicis- MCD-Verlag 2000. 2. Auflage: 1-216
- Kau CH, English JD, Muller-Delgardo MG, Hamid H, Ellis RK, Winklemann S. Retrospective cone-beam computed tomography evaluation of temporary anchorage devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137(2): 166.e1–166.e5

Keim, RG. The Best Places for Miniscrews. J Clin Orthod. 2011; 45(8): 421-422

Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with conebeam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 132(6): 783– 788

- Kim YJ, Lim SH, Gang SN. Comparison of cephalometric measurements and conebeam computed tomography-based measurements of palatal bone thickness. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014; 145(2): 165-172
- King KS, Lam EW, Faulkner MG, Heo G, Major PW. Predictive factors of vertical bone depth in the paramedian palate of adolescents. *Angle Orthod*. 2006; 76(5): 745–751
- King KS, Lam EW, Faulkner MG, Heo G, Major PW. Vertical bone volume in the paramedian palate of adolescents: a computed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 132(6): 783–788
- Kinzinger GSM, Eren M, Diedrich, PR. Treatment effects of intraoral appliances with conventional anchorage designs for non-compliance maxillary molar distalization: a literature review. *Eur J Orthod*. 2008; 30(6): 558–571
- Kohlbach W. Deskriptive Anatomie der Zähne und des kraniofazialen System. Quintessenz Berlin 2007. 1. Auflage: 140-141
- Kragskov J, Bosch C, Gyldensted C. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate Craniofac J*. 1997; 34(2): 111–116
- Kyung SH, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim I. Development of orthodontic microimplants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod*. 2003; 37(6): 321–328
- Küker N. Metrischer Vergleich von CT, DVT und konventionellen Röntgentechniken in der MKG-Chirurgie. Medizinische Dissertation 2010. Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf.
- Lemkamp M, Filippi A, Berndt D, Lambrecht JT. Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Tomografie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2006; 116(6): 645–650
- Li F, Hu HK, Chen JW, Liu ZP, Li GF, He SS, Zou SJ. Comparison of anchorage capacity between implant and headgear during anterior segment retraction. *Angle Orthod*. 2011; 81(5): 915–922

- Lietz T, Müller-Hartwich R. Zahnerhaltung durch kieferorthopädische Maßnahmen-Minischrauben erweitern die therapeutischen Möglichkeiten. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt.* 2006; 115(03): 91–102
- Liou E, Pai B, Li J. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 126(1): 42–47
- Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Gröndahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008; 37(2): 72–79
- Ludlow JB, Walker C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013; 144(6): 802–817
- Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008; 106(1): 106–114
- 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): 229–234
- Ludwig B, Glasl B, Lietz T, Lisson JA. Minischrauben in der Praxis. Teil IV: Fallbeispiele. Kompendium Minischrauben. Supplement der KN-Kieferorthopädie Nachrichten. Sonderdruck zur DGKFO-Tagung 2008
- Mah JK, Bergstrand F, Graham J. Temporary Anchorage Devices: A Status Report. *J Clin Orthod*. 2005; 39(3): 132–136
- Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003; 96(4): 508–513
- Maino BG, Bednar J, Pagin P, Mura P. The spider screw for skeletal anchorage. *J Clin Orthod*. 2003; 37(2): 90–97

- Melsen B. A radiographic craniometric study of dimensional changes in the nasal septum from infancy to maturity. *Acta Odontol Scand*. 1967; 25(5): 541–561
- Melsen B. Palatal growth studied on human autopsy material. *Am J Orthod*. 1976; 68(1): 42–54
- Melsen B. Mini-implants: Where are we? J Clin Orthod. 2005; 39(9): 539-547
- Morea C, Hayek J, Oleskovicz, C, Dominguez, GC, Chilvarquer I. Precise insertion of orthodontic miniscrews with a stereolithographic surgical guide based on cone beam computed tomography data: A pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(4): 860–865
- Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 38(1): 13–18
- Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998; 8(9): 1558–1564
- Müssig E, Wörtche R, Lux CJ. Indications for digital volume tomography in orthodontics. *Fortschr Kieferorthop*. 2005; 66(3): 241–249
- Nishimura M, Sannohe M, Nagasaka H, Igarashi K. Nonextraction treatment with temporary skeletal anchorage devices to correct a Class II Division 2 malocclusion with excessive gingival display. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014; 145(1): 85–94
- Paulus C, Hartmann C. Orthodontic anchorage. *Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale*. 2011; 112(5): 304–308
- Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K. The SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012; 81(2): 267–271

- Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35(6): 410– 416
- Piovella C, Fratti F, Massoni G. Quantitative evaluation with CBCT of palatal bone thickness in growing patients. *Prog Orthod*. 2006; 7(2): 164–174
- Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod*. 2006; 76(2): 191–197
- Qiu L, Haruyama N, Suzuki S, Yamada D, Obayashi N. Accuracy of orthodontic miniscrew implantation guided by stereolithographic surgical stent based on cone-beam CT–derived 3D images. *Angle Orthod*. 2012; 82(2): 284–293
- Rakosi T. *Atlas und Anleitung zur praktischen Fernröntgenanalyse*. Carl Hanser Verlag, München, Wien 1979. 1. Auflage: 9-10
- Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol.* 2009; 82(973): 35–40
- Roberts WE. Bone physiology of tooth movement, ankylosis and osseointegration. Seminars in Orthodontics. WB Saunders. 2000; 6(3): 173–182
- Sander FM, Ehrenfeld M, Schwenzer N. *Kieferorthopädie*. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2011. 2. Auflage: 350-351
- Scarfe WC, Farman A, Sukovic P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *J Can Dent Assoc.* 2006; 72(1): 75–80
- Schiebler TH, Korf HW. Anatomie: Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie. Steinkopff/ Springer, Berlin, Heidelberg 2007. 10. Auflage: 656-662
- Schilling R, Geibel MA. Assessment of the effective doses from two dental cbct devices. Dentomaxillofac Radiol. 2013; 42(5): 20120273

- Schulze R. Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik. ZM zahnärztliche Mitteilungen. 2006; 96(6): 42–48
- Schulze R, Deppe H, Betz W. s2k Leitlinie: *Dentale digitale Volumentomographie.* AWMF-Leitlinie. 2013. AWMF-Register-Nummer: 083-005
- Schätzle M, Männchen R. Überlebensraten und Risikofaktoren von temporären skelettalen Verankerungen. *Kieferorthop*. 2010; 24(4): 267–277
- Schätzle M, Männchen R, Zwahlen M, Lang, NP. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 20(12): 1351–1359
- Schätzle M, Männchen R. Indikation unterschiedlicher skelettaler Verankerungssysteme unter Berücksichtigung ihrer Misserfolgsraten und Risikofaktoren. *Inf Orthod Kieferorthop.* 2011; 43(2): 111–122
- Ševkušic Z. Differenzierung der unterschiedlichen Abbildungsgeo metrien von analogen und digitalen Fernröntgenseitenbildern. Medizinische Dissertation 2008.Ludwig-Maximilians-Universität zu München.
- Silva MAG, 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): 640-641
- Solar P, Gahleitner A. Dental CT in the planning of surgical procedures. Its significance in the oro-maxillofacial region from the viewpoint of the dentist. *Der Radiologe*. 1999; 39(12): 1051–1063
- Suzuki M, Deguchi T, Watanabe H, Seiryu M, Iikubo M, Sasano T, Fujiyama K. Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013; 144(2): 251–259
- Swennen GRJ, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 130(3): 410–416

- Taghizadeh N. Mediane und paramediane Bestimmung der Knochendicke des Palatum durum bei Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen mittels digitaler Volumentomographie - Eine klinisch retrospektive Transversalstudie. Medizinische Dissertation 2010. Charité - Universitätsmedizin Berlin.
- Tai K, Park JH, Tatamiya M. Distal movement of the mandibular dentition with temporary skeletal anchorage devices to correct a Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 144(5): 715–725
- Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekiwa T. 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): 509–518
- Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R. The SEDEN-TEXCT Project Consortium. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam computed tomography using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol.* 2012; 85(1010): 153–160
- Topcuoglu T, Bicakci AA, Avunduk MC. Evaluation of the effects of different surface configurations on stability of miniscrews. *Scientific World J*. 2013: 1-7
- Van Vlijmen OJ, Bergé SJ, Swennen GR, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009; 67(1): 92–97
- Waldeyer A. Anatomie des Menschen. De Gruyter, Berlin 2009. 17. Auflage: 299-300
- Watanabe H, Deguchi T, Hasegawa M, Ito M, Kim S. Orthodontic miniscrew failure rate and root proximity, insertion angle, bone contact length, and bone density. *Orthod Craniofac Res.* 2013; 16(1): 44–55
- Wehrbein H. Enossale Titanimplantate als orthodontische Verankerungselemente. Experimentelle Untersuchungen und klinische Anwendungen. *Fortschr Kieferorthop*. 1994; 55: 236–250

- Wehrbein H. Anatomic site evaluation of the palatal bone for temporary orthodontic anchorage devices. *Clin Oral Impl Res.* 2008; 19(7): 653–656
- Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P. Palatal bone support for orthodontic implant anchorage-a clinical and radiological study. *Eur J Orthod*. 1999; 21(1): 65–70
- Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiller U, Diedrich P. The Orthosystem a new system for orthodontic anchorage in the palate. *Orofac Orthop*. 1996; 57(3): 142–153
- Wehrbein H, Merz BR, Hämmerle CHF, Lang NP. Bone to implant contact of orthodontic implants in humans subjected to horizontal loading. *Clin Oral Impl Res.* 1998; 9: 348–353
- Wehrbein H, Göllner, P. Skeletal anchorage in orthodontics-basics and clinical application. *Fortschr Kieferorthop*. 2007; 68(6): 443–461
- Wehrbein H, Jung B, Kunkel M. Wissenschaftliche Stellungnahme zur kieferorthopädischen Verankerung mit Kortikalisschrauben und Gaumenimplantaten. *Orofac Orthop.* 2008; 6: 478-490
- Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher, D. Einfluss der Insertionsparameter auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate. *Fortschr Kieferorthop.* 2006; 67(3): 162–174
- Winsauer H, Vlachojannis J. Leserbrief zu: Göllner P. Minischrauben oder Gaumenimplantat. Inf Orthod Kieferorthop 2010; 42: 131–137. *Inf Orthod Kieferorthop*. 2010; 42(3): 211–212
- Währisch KA. (in Vorbereitung). Effektive Dosen von DVT-Protokollen für die kieferorthopädische Behandlungsplanung nach dem "IADR-Prinzip". Medizinische Dissertation in Vorbereitung. Charité Universitätsmedizin Berlin.
- Wörtche R, Hassfeld S, Lux CJ, Müssig E, Hensley FW, Krempien R, Hofele C. Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35(2): 88–94

- Yao CC, Lai EH, Chang JZ, Chen I, Chen Y. Comparison of treatment outcomes between skeletal anchorage and extraoral anchorage in adults with maxillary dentoalveolar protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134(5): 615–624
- Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL, Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod*. 2011; 81(5): 856–864
- Ziegler CM, Woertche R, Brief, J, Hassfeld, S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol*. 2002; 31(2): 126–130
- Züger J, Pandis N, Wallkamm B, Grossen J, Katsaros C. Success rate of paramedian palatal implants in adolescent and adult orthodontic patients: a retrospective cohort study. *Eur J Orthod*. 2014; 36(1): 22–25

7 Eidesstattliche Erklärung

"Ich, Katharina Julia Kimmich, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: "Vergleichende Untersuchungen zur Beurteilung des Knochenangebotes im vorderen Gaumen anhand von seitlichen Fernröntgenbildern und dentalen Volumentomogrammen" selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

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

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o.) und werden von mir verantwortet.

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

26.05.2015

Katharina Julia Kimmich

8 Lebenslauf

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

9 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Axel Bumann für die Überlassung des Promotionsthemas. Die ehrliche und zielführende wissenschaftliche Betreuung und das mir entgegengebrachte Vertrauen machten die Arbeit an der vorliegenden Studie erst möglich.

Des Weiteren möchte ich mich bei dem gesamten Team von Mesantis® Berlin für die stets freundliche und geduldige Unterstützung bedanken. Insbesondere geht mein Dank an dieser Stelle an Frau Ramona Keilbach, die mir durch ihre aufopfernde Hilfsbereitschaft bei der Einführung in die Invivo5-Software, bei der Entwicklung der Messverfahren und bei der Bewältigung allerlei technischer Fragen eine große Hilfe war.

Für die statistische Betreuung und die geduldige Beantwortung meiner Fragen bedanke ich mich recht herzlich bei Herrn Dr. Ulrich Gauger.

Und nicht zuletzt bedanke ich mich bei meiner Familie.

Ich möchte insbesondere meinen Eltern für die für sie immer selbstverständliche praktische, emotionale und finanzielle Unterstützung während meines Studiums und der Arbeit an dieser Dissertation danken.

Mein ganz besonderer Dank gebührt meinem Mann Alexander, der mich durch alle Phasen des Studiums begleitet hat und mich während der Entstehung dieser Arbeit allzeit motiviert und mir die dafür notwendige Kraft gegeben hat.