Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie

der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor: Univ.- Prof. Dr. Drescher

Analyse des palatinalen Knochenangebotes zur Bestimmung einer optimalen Insertionsposition und –angulation für orthodontische Mini-Implantate mittels DVT-Aufnahmen

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Justine Maximiliane Unland

2019

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf gez.: Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker Erstgutachter: Prof. Dr. med. dent. Benedict Wilmes Zweitgutachter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Jörg Handschel

Für meine Familie

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Publikation

Becker, K., Unland, J., Wilmes, B., Tarraf, N. E., Drescher, D., Is there an ideal insertion angle and position for orthodontic mini-implants in the anterior palate? A CBCT study in humans., American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics, accepted: 27.09.2018

Zusammenfassung

Mini-Implantate werden in der kieferorthopädischen Therapie zur temporären knöchernen Verankerung insbesondere im anterioren Gaumen inseriert. Gegenüber herkömmlichen Verankerungsmethoden bieten Mini-Implantate viele Vorteile, jedoch sind auch Risiken und mögliche Komplikationen wie eine Lockerung aufgrund von Fehlpositionierung zu bedenken. In der vorliegenden Studie wurde die Knochenhöhe und –fraktion an verschiedenen Insertionspositionen bei verschiedenen Insertionswinkeln untersucht. Ziel der Arbeit war es, eine optimale Insertionsposition und –angulation zur Insertion orthodontischer Mini-Implantate im anterioren Gaumen zu finden.

Die Untersuchung wurde anhand von 30 digitalen Volumentomographie (DVT) -Aufnahmen durchgeführt. Pro Patient wurde ein Messgitter mit 25 Messpunkten verwendet: Fünf sagittale Schnitte entlang der Medianebene (M) und beidseits 3 mm (R1, L1) und 6 mm (R2, L2) paramedian wurden untersucht. In jedem Schnitt wurde daraufhin die Projektion folgender Referenzpunkte auf die knöcherne Gaumenkurvatur markiert: Kontaktpunkt (KP) von Eckzahn und erstem Prämolaren (A), mittig des ersten Prämolaren (B), KP zwischen erstem und zweitem Prämolaren (C), mittig des zweiten Prämolaren (D) und KP zwischen zweitem Prämolaren und erstem Molaren (E). Die Messungen wurden dann jeweils rechtwinklig zur knöchernen Gaumenkurvatur und mit -30°, -20°, -10°, 10°, 20° und 30° sagittaler Angulation dazu durchgeführt. Die statistische Analyse wurde mit der Software R realisiert, indem ein *linear mixed effects model* (LMER) und Tukey-Post-hoc-Tests mit Holm-Korrektur durchgeführt wurden.

Es wurde eine große interindividuelle Variabilität festgestellt. In der Medianebene fand sich sowohl die größte Knochenhöhe als auch -fraktion auf Höhe C. An den paramedianen Messpunkten zeigte sich in Region B die größte Knochenhöhe und in Region A die höchste Knochenfraktion. Die ANOVA zeigte einen signifikanten Einfluss transversalen Insertionsposition der sagittalen und sowie der auf die Knochenhöhe -fraktion. Insertionsangulation und Das maximale Knochenangebot wurde innerhalb eines T-förmigen Bereiches gefunden, der auf Höhe des ersten Prämolaren und des Kontaktpunktes zwischen erstem und zweitem Prämolaren liegt und in der Medianebene nach distal bis auf Höhe des Kontaktpunktes zwischen zweitem Prämolaren und erstem Molaren extendiert ist. Der Insertionswinkel zeigte lokal teilweise einen signifikanten Einfluss auf die Knochenhöhe in der ANOVA. Um die Knochenhöhe optimal auszuschöpfen, sollten Mini-Implantate im anterioren Bereich des "Ts" nach posterior und im posterioren Bereich nach anterior anguliert werden. Weder das Alter noch das Geschlecht hatten einen signifikanten Einfluss auf die Knochenhöhe oder -fraktion.

Summary

Orthodontic miniscrews have become more and more popular as skeletal anchorage over the past years. Due to many advantages over tooth anchorage strategies and extraoral anchorage devices they have become more favoured. Nevertheless, there are risks and complications associated with the insertion procedure. Hence bone height and bone density at different insertion sites and insertion angles were measured. The aim of the present study was to identify an ideal insertion position and angle for orthodontic mini implants in the anterior palate.

The sample included cone beam computed tomography (CBCT) scans from 30 patients. Bone height and bone fraction were measured at 25 insertions points: Five sagittal slices were extracted along the median plane (M) and 3 mm (R1, L1) and 6 mm (R2, L2) paramedian at both sides. In each slice, five reference points were projected to the palatal curvature: contact points between the cuspid and the first premolar (A), mid of the first premolar (B), contact point between the first and the second premolar (C), mid of the second premolar (D) and contact point between the second premolar and the first molar (E). Bone height and fraction were measured orthogonal to the palatal curvature and at angulations of -30° , -20° , -10° , 10° , 20° and 30° to it. Since data were partially dependent (multiple measurements per patient), a linear mixed effects model (LMER) was employed for statistical comparison. To assess qualitative differences between the mixed model with the questionable factors against a model without the factors in question, analyses of variance were conducted. Post hoc comparisons were achieved using a Tukey-multiple comparison test and the p-value correction method "Holm".

High interindividual variability was detected. Bone height and fraction at the median plane was highest at point C. At paramedian insertion sites bone height was greatest at point B and bone fraction at point A. Significant differences concerning bone height and bone fraction were observed between different sagittal and transversal insertion sites as well as insertion angles. Based on these findings, a T-shaped area offered greatest bone support. It is located at the level of the first premolar and the contact point between the first and the second premolar and is extended to the level of the contact point between the second premolar and the first molar in the median plane. The ANOVA yielded significant local impact of the insertion angle at some of the insertion sites. To fully assess the available bone height, a positive insertion angle is recommended at anterior parts and a negative insertion angle at posterior parts of the "T". No significant relationship between age or gender of the subjects and bone height and bone fraction existed.

Abkürzungsverzeichnis

BV/TV	bone volume/ tissue volume; Knochenvolumen/ Gewebevolumen
СТ	Computertomographie
DVT	Digitale Volumentomographie
HU	Hounsfield-Unit
KP	Kontaktpunkt
LMER	linear mixed effects model
ROI	Region of Interest

Inhaltsverzeichnis

1 Ei	inlei	1		
1.1	A	Anatomie des Gaumens	3	
1.2 DVT		DVT in der Zahnmedizin	6	
1.3	N	Aini-Implantate in der Kieferorthopädie	12	
1.4	Z	Liele der Arbeit	15	
2 M	late	rial und Methode	16	
2.1	N	Material	16	
2.	1.1	Patientengut	16	
2.	1.2	DVT-Aufnahmen	17	
2.	1.3	Ethikantrag	17	
2.2	N	Viethode	18	
2.2	2.1	Ausrichtung der Datensätze	18	
2.2	2.2	Messgitter	18	
2.2	2.3	Messung der Knochenhöhe	20	
2.2	2.4	Messung der Knochenfraktion	24	
2.2	2.5	Klassifikation der Insertionsorte	27	
2.2	2.6	Statistische Analyse	27	
3 E	Ergebnisse			
3.1	F	Ergebnisse Knochenhöhe	29	
3.2	F	Ergebnisse Knochenfraktion	33	
3.3	E	Bedeutung des Insertionswinkels auf die Knochenhöhe	36	
3.4	ŀ	Classifikation der Insertionsorte	39	
4 D	isku	ission	42	
4.1	Γ	Diskussion der Methode	43	
4.	1.1	Studienpopulation	43	
4.	1.2	Ausrichtung Datensätze und Knochenhöhemessung	43	
4.1.3		Knochenfraktionsmessung	45	
4.2	Ι	Diskussion der Ergebnisse	46	
4.2	2.1	Ergebnisse Knochenhöhe	46	
4.2	2.2	Ergebnisse Knochenfraktion	49	
4.2	2.3	Klassifikation der Insertionsorte	50	
4.2	2.4	Lokaler Einfluss des Insertionswinkels	50	
4.3	Ι	Limitationen der Arbeit	51	
4.4 Se		Schlussfolgerungen	51	

1 Einleitung

Während der kieferorthopädischen Therapie mit festsitzenden Apparaturen ist eine ausreichende Verankerung obligat. Für diesen Zweck werden zunehmend orthodontische Mini-Implantate verwendet. Sie stellen eine temporäre skelettale Verankerung dar und erweitern das Behandlungsspektrum erheblich. Für die Klasse-III-Behandlung, die En-Masse-Retraktion, den Lückenschluss und weitere Behandlungsaufgaben wurde der Einsatz von Mini-Implantaten bei Kindern und Erwachsenen als ein valides Behandlungsmittel bestätigt [1-4].

Aufgrund günstiger Eigenschaften ist der anteriore Gaumen ein häufig gewählter Insertionsort für Mini-Implantate. Dazu zählen hohe Erfolgsraten [5], die Auskleidung mit befestigter Mukosa und das relativ geringe Verletzungsrisiko anatomischer Nachbarstrukturen [6, 7].

Ein Vorteil gegenüber der Therapie mit herkömmlichen Verankerungsmethoden ist die verkürzte Therapiedauer unter Einsatz von Mini-Implantaten [8, 9]. Weitere Vorteile werden unter Punkt 1.3 erwähnt. Trotz dessen kann auch die Behandlung mit Mini-Implantaten mit Komplikationen einhergehen. Eine davon ist der Verankerungsverlust durch eine Entzündung der periimplantären Gewebe oder ein zu geringes Knochenangebot [10]. Eine ausreichende Knochenqualität am anterioren Gaumen ist daher essentiell, um eine ausreichende Implantatstabilität zu gewährleisten und wurde bereits in vielen Studien untersucht [10-25].

Uneinigkeit herrscht aktuell in der Literatur über die Eignung der medianen Positionen als Insertionsort. Zudem unterscheiden sich die Messmethoden vorangegangener Studien stark und eine Übertragbarkeit in die klinische Anwendung scheint fraglich. Auch an einer kombinierenden Evaluation von Knochenhöhe und Knochenfraktion zur Bewertung eines geeigneten Insertionsortes mangelt es.

Ziel dieser Dissertation ist es, die Knochenhöhe und die Knochenfraktion an verschiedenen Positionen am anterioren Gaumen in Abhängigkeit von Insertionsort und Insertionswinkel (-30° bis 30°) zu evaluieren. Darauf basierend sollen die untersuchten Positionen je nach Eignung als mögliche Insertionsorte für orthodontische Mini-Implantate klassifiziert werden. Dazu werden digitale Volumentomographie (DVT)-Aufnahmen verwendet.

In der vorliegenden Dissertation wird zunächst die Anatomie des anterioren Gaumens betrachtet, woraufhin ein Überblick über die DVT in der Zahnmedizin und die Nutzung von Mini-Implantaten in der Kieferorthopädie folgt. Die Beleuchtung häufig beobachteter Probleme und Komplikationen leitet die Fragestellung der vorliegenden Dissertation her. Nach einer Erläuterung der Materialien und Methoden, folgen die Ergebnisse aus den Knochenhöhe- und Knochenfraktionsmessungen. Kombiniert werden diese Ergebnisse in einer Klassifikation der Messpunkte je nach Eignung als mögliche Insertionsorte für Mini-Implantate. Es folgt die Diskussion von Methodik und Ergebnissen vor dem Hintergrund aktueller Literatur. Nach der Erläuterung von Limitationen der vorliegenden Dissertation schließt sich die Zusammenfassung mit einem Ausblick auf mögliche nachfolgende Untersuchungen an.

1.1 Anatomie des Gaumens

Der menschliche Gaumen bildet das Dach der Mundhöhle und besteht aus einem knöchernen (harter Gaumen) und einem weichgewebigen Anteil (weicher Gaumen). Der harte Gaumen (Palatum durum) bildet die vorderen zwei Drittel des Gaumens und stellt eine horizontale knöcherne Platte dar. Sie besteht beidseits jeweils aus dem Processus palatinus der Maxilla und der Lamina horizontalis des Os palatinum. Die Processus palatini stehen in der Mittellinie über die Sutura palatina mediana in Verbindung sowie die Laminae horizontales über die Sutura interpalatina. Die Sutura palatina transversa trennt wiederum beidseits die Maxilla vom Os palatinum. Beidseits liegen jeweils das Foramen palatinum majus und das Foramen palatinum minus am hinteren lateralen Rand des harten Gaumens. Das Foramen palatinum majus führt den Nervus palatinus major und die Arteria palatina descendens zur Schleimhaut des harten Gaumens. Durch das Foramen palatinum minus treten jeweils die Nervi palatini minores aus dem Os palatinum aus. In der Mittellinie läuft der harte Gaumen nach anterior in der Spina nasalis anterior und nach posterior in der Spina nasalis posterior aus (Abb. 1). Ausgekleidet wird der harte Gaumen von befestigter Mukosa, der mastikatorischen Schleimhaut.



Abb. 1Ansicht des knöchernen Gaumens von kaudal. (Mit freundlicher Genehmigung des
Deutschen Ärzteverlages. Quelle: [26], modifiziert)

Der harte Gaumen trennt die Mund- von der Nasenhöhle. In vertikaler Richtung wird er von dem Canalis Incisivus durchzogen, sodass eine Verbindung zwischen Mund- und Nasenhöhle entsteht. Der Canalis Incisivus führt den Nervus nasopalatinus, einen Endast der Arteria palatina descendens und die Arteria sphenopalatina. Er zieht beidseits von der Nasenhöhle aus nach kaudomedial und vereint sich im Foramen Incisivum zur Mundhöhle hin. Aus der Literatur ist bekannt, dass der Canalis Incisivus eine Vielzahl anatomischer Formvarianten bezüglich Länge und Verlauf zeigen kann [27].





Der weiche Gaumen (Palatum molle) bildet das bewegliche hintere Drittel des Gaumens und wird durch zahlreiche Muskeln gebildet. Diese Muskeln strahlen in der Mittellinie in einen Bindergewebsstrang, die Aponeurosis palatina, ein. Zu den wichtigsten Funktionen des weichen Gaumens zählen die Phonation und das Verschließen der Mundhöhle gegen den Nasenrachenraum, eine wichtige Voraussetzung für den Schluckakt.

Weichgewebsformationen am Gaumen

Am mittigen Hinterrand des Gaumensegels findet sich das Zäpfchen, die Uvula. In der Mittellinie durchzieht die Raphe palati den gesamten Gaumen und endet anterior in der Papilla Incisiva. Am anterioren Gaumen finden sich in der Regel drei Gaumenfaltenpaare, die Plicae palatinae transversae, die beidseits von der Raphe palati Richtung Zahnreihe ziehen (Abb. 3).





1.2 DVT in der Zahnmedizin

Allgemeines

Als dreidimensionales Bildgebungsverfahren wird heutzutage die DVT in der Zahnmedizin präferiert. Erstmalig wurde sie von Mozzo et al. [28] und Arai et al. [29] beschrieben. Bei der DVT wird ein kegelförmiges dreidimensionales Strahlenbündel eingesetzt (Abb. 4), weshalb die DVT im englischsprachigen Raum auch als "conebeam-computed tomography" bezeichnet wird. Dieses Strahlenbündel fällt auf einen flächenförmigen Bilddetektor. Da im Gegensatz zur herkömmlichen Computertomographie (CT) das gesamte Strahlenbündel ausgenutzt wird, kann der zu untersuchende Bereich in maximal einem Umlauf des Gerätes um den Patienten dargestellt werden. Aus dem gewonnenen Volumendatensatz können Sekundärrekonstruktionen in beliebigen Schnittebenen errechnet werden. Dem Behandler steht dadurch eine Vielzahl von Möglichkeiten in der diagnostischen Verwendung offen. Gängige Sekundärrekonstruktionen sind unter anderem die multiplanaren Rekonstruktionen, Volume-Rendering-Surface-Renderingund Techniken.



Abb. 4 Schematische Darstellung der DVT-Funktionsweise. Ein kegelförmiger Röntgenstrahl wird genutzt um in maximal einem Umlauf des Gerätes um den Patienten das gesamte zu untersuchende Areal darzustellen. Das Strahlenbündel fällt auf einen flächenförmigen Detektor.

Strahlenbelastung

Die Strahlenbelastung, die bei der Aufnahme einer DVT auftritt, ist oftmals höher als bei konventionellen Röntgenaufnahmen in der Kieferorthopädie. Die International Commission of Radiological Protection (ICRP) gab im Jahr 2007 eine effektive Dosis von $11 - 674 \mu$ Sv für die DVT an. Darunter lag mit 5,6 μ Sv das Fernröntgenseitenbild und im unteren Bereich die digitale Panoramaschichtaufnahme mit 2,7 – 24,5 μ Sv (Tab. 1).

Art der Aufnahme	Effektive Dosis (µSv)		
Fernröntgenseitenbild	5,6		
Digitale Panoramaschichtaufnahme	2,7 - 24,5		
Intraoralstatus	34,9 - 388		
Digitale Volumentomographie (DVT)	11 - 674		
Computertomographie (CT)	180 - 2100		
Quelle: [30], modifiziert			

Tabelle 1Effektive Dosis konventioneller und dreidimensionaler Röntgenaufnahmen in μSv
nach ICRP-Veröffentlichung 103 von 2007.

Besonders berücksichtigt werden muss das erhöhte Lebenszeitrisiko von Folgeschäden nach Strahlenexposition von Kindern, welches von der European Commission 2004 untersucht wurde [31]. Die Altersgruppen unter 10 Jahren und zwischen 10 und 20 Jahren sind für den Kieferorthopäden von besonderer Bedeutung, da in diesem Alter häufig die kieferorthopädische Therapie beginnt. Unter 10 Jahren ist das Risiko von Folgeschäden dreifach und zwischen 10 und 20 Jahren zweifach erhöht (Tab. 2).

Tabelle 2Risiko von Folgeschäden nach Exposition von ionisierender Strahlung nach Alter.
Die Daten geben das relative Lebenszeitrisiko von Folgeschäden durch Exposition von
ionisierender Strahlung basierend auf einem relativen Risiko von 1 bei einem Alter von
30 Jahren wieder.

< 10	x 3
10 - 20	x 2
20 - 30	x 1,5
30 - 50	x 0,5
50 - 80	x 0,3
> 80	vernachlässigbares Risiko

Altersgruppe (in Jahren) Multiplikationsfaktor für das Risiko

Quelle: [31], modifiziert

Das erhöhte Lebenszeitrisiko von Folgeschäden nach ionisierender Strahlung bei Kindern ist zum einen auf die noch lange Lebenserwartung zurückzuführen. Zum andern erklärt der erhöhte Anteil roten Knochenmarkes bei Kindern und dessen hoher Gewebewichtungsfaktor die hohe Strahlensensitivität von Kindern (Tab. 3). Der Gewebewichtungsfaktor beschreibt den "Faktor, mit dem die Organdosis in einem Gewebe oder Organ T gewichtet wird, um den relativen Beitrag dieses Gewebes oder Organs zum gesamten bei homogener Bestrahlung des Körpers hervorgerufenen Schadensmaß (Detriment) wiederzugeben" [30].

Tabelle 3	Empfohlene Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP-Veröffentlichung 103 von 2007. Das rote Knochenmark wird mit einem hohen Gewebewichtungsfaktor von 0,12 eingestuft.					
Gewebe		Wт				
Knochenmark	(rot)	0,12				
Kolon		0,12				
Lunge		0,12				
Magen		0,12				
Brust		0,12				
Nebennieren,	Obere Atemwege, Galleblase, Herz, Nieren, Lymphknoten,					
Gebärmutter	e, Bauchspeicheidruse, Prostata, Dunndarm, Milz, Thymus,	insg. 0,12				
Keimdrüsen		0,08				
Blase		0,04				
Oesophagus		0,04				
Leber		0,04				
Schilddrüse		0,04				
Knochenober	fläche	0,01				
Gehirn		0,01				
Speicheldrüse	n	0,01				
Haut		0,01				

wT= Gewebewichtungsfaktor, Quelle: [30], modifiziert

Indikationen für die Anfertigung einer DVT

Durch Inkrafttreten des Strahlenschutzgesetzes am 31.12.2018 ist die Richtlinie 2013/59/Euratom in nationales Recht umgesetzt worden. Hier werden Regelungen vereint, die in Deutschland bis dahin in der Röntgenverordnung und der Strahlenschutzverordnung geregelt worden waren. Laut § 83 Absatz 3 des Strahlenschutzgesetzes darf ionisierende Strahlung erst angewendet werden "nachdem ein Arzt oder Zahnarzt [...] entschieden hat, dass und auf welche Weise die Anwendung durchzuführen ist (rechtfertigende Indikation). Die rechtfertigende Indikation erfordert [...] die Feststellung, dass der gesundheitliche Nutzen der einzelnen Anwendung gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt." [32]

Die Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie definierte 2008 in einer Leitlinie folgende Anhaltspunkte für rechtfertigende Indikationen zur Anfertigung einer DVT in der Kieferorthopädie [33]:

- Diagnostik von Anomalien der Zahnanzahl und der Zahnwurzeln,
- Zahndurchbruchsstörungen,
- retinierte und verlagerte Zähne,
- pathologische Knochenstrukturen,
- kraniofaziale Fehlbildungen sowie Asymmetrien,
- Spaltmorphologie bei Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten,
- Darstellung des peridentalen Knochenangebotes vor geplanten Zahnbewegungen.

Von 2009 bis 2012 arbeiteten die Mitglieder der SEDENTEXCT-Gruppe daran evidenzbasierte Leitlinien für den Gebrauch der DVT zu erstellen. In der 2012 veröffentlichten Leitlinie sprachen sie sich gegen einen routinemäßigen Einsatz der DVT in der Kieferorthopädie sowie gegen eine standardmäßige DVT vor Insertion von Mini-Implantaten aus. Die DVT solle aufgrund der erhöhten Strahlenbelastung erst bei nicht ausreichendem Informationsgehalt herkömmlicher Röntgenaufnahmen eingesetzt werden [34].

In der S2-k-Leitlinie "Indikationen zur implantologischen 3D-Röntgendiagnostik und navigationsgestützten Implantologie" der Deutschen Gesellschaft für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde von 2012 wurden folgende Indikationen für eine implantologische 3D-Röntgendiagnostik gestellt:

- deutliche anatomische Abweichungen,
- bei zweifelhaftem Erfolg nach Augmentation,
- unsichere Darstellung anatomisch wichtiger Nachbarstrukturen,
- pathologische Veränderungen in 2D-Aufnahmen mit Bedarf der weiteren Abklärung,
- Vorerkrankungen oder Voroperationen der Kieferhöhle bei geplanter Implantatversorgung im Oberkiefer,
- spezielle chirurgische und/oder prothetische Therapiekonzepte,
- Verdacht auf Komplikation nach Implantation oder Augmentation.

Eine routinemäßige Anfertigung einer DVT wurde auch in der S2k-Leitlinie "Dentale digitale Volumentomographie" der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde von 2013 abgelehnt [35]. Betont wurde darin, dass die Indikationsstellung bei Kindern und Jugendlichen besonders streng sein sollte.

An dieser Stelle ist wichtig zu erwähnen, dass die oben genannten Leitlinien und die genannten Werte für die effektive Dosis einer DVT-Aufnahme vor Einführung des Ultra-Low-Dose-Modus in der DVT erstellt wurden. Die Möglichkeit der Anfertigung einer DVT mit niedrigerer effektiver Dosis wurde damit nicht berücksichtigt. Durch verschiedene dosisreduzierende Maßnahmen können DVTs mittlerweile mit geringerer effektiver Dosis aufgenommen werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass zur Bestimmung des bestmöglichen Insertionsortes für palatinale Mini-Implantate eine präoperative dreidimensionale Diagnostik für das Individuum optimal wäre. Im Widerspruch dazu steht das geltende ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) -Prinzip, eine grundlegende Leitlinie des Strahlenschutzes. Es diktiert, die effektive Strahlendosis für den Patienten immer so niedrig zu halten wie vernünftigerweise erreichbar.

Aktuell wird keine routinemäßige DVT angefertigt, sondern erst dann als diagnostisches Mittel eingesetzt, wenn die diagnostische Information konventioneller zweidimensionaler Röntgenaufnahmen für die entsprechende Fragestellung nicht ausreicht und der diagnostische Nutzen das Strahlungsrisiko übersteigt [36].

1.3 Mini-Implantate in der Kieferorthopädie

Allgemeines

Mini-Implantate haben die kieferorthopädischen Therapiemöglichkeiten in den letzten Jahrzehnten erweitert. Sie werden als temporäre knöcherne Verankerung während der kieferorthopädischen Therapie von Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen genutzt und bieten gegenüber herkömmlichen Verankerungsmöglichkeiten vielfältige Vorteile:

- vielseitige Behandlungs- und Nutzungsmöglichkeiten während der gesamten Therapiedauer [8, 9],
- Verringerung/ Eliminierung von Verankerungsverlust [37, 38],
- Complianceunabhängigkeit [39-42],
- gute Ästhetik [9, 39-42],
- chirurgisch wenig invasive Insertion und Entfernung [43, 44],
- kürzere Behandlungsdauer [39],
- relativ geringe Kosten [43].

Im Gegensatz zu dentalen Implantaten haben orthodontische Mini-Implantate eine glatte Oberfläche, so dass die Mini-Implantate weniger osseointegrieren als dentale Implantate mit rauer Oberfläche [45]. Dies bietet den Vorteil, dass nach der relativ kurzen Behandlungsdauer das Mini-Implantat ohne Osteotomie entfernt werden kann [43]. Orthodontische Mini-implantate bestehen aus einer Titan-Legierung Grad V (Ti-6A1-4V) [43, 46]. Durch die Anteile Aluminium und Vanadium ist der Elastizitätsmodul erhöht, um eine höhere Bruchfestigkeit zu erreichen [43]. Zudem sind Mini-Implantate bei physiologischem pH-Wert in der Mundhöhle biokompatibel [47].

In den Anfängen der Therapie mit Gaumen-Implantaten war sowohl die Insertionsprozedur als auch der Behandlungsablauf kompliziert. Vor Insertion wurde eine umfangreiche mukogingivale Plastik vorgenommen [48-51]. Dazu wurde entweder ein Mukoperiostlappen präpariert oder eine Stanzung der Mukosa vorgenommen. Daraufhin wurden vielfach Einheilzeiten von bis zu vier Monaten empfohlen, bevor die Implantate belastet werden sollten [48, 50, 51]. Eine erhebliche Verzögerung des Behandlungsablaufes war die Folge.

Inzwischen ist die Behandlung mit Mini-Implantaten für den Patienten angenehmer und für den Behandler einfacher geworden. Die Insertionsprozedur stellt sich unkomplizierter dar, weil man von den umfangreichen Mukosaplastiken abgewichen ist. Postoperativ ist dies für den Patienten angenehmer und geht ebenso mit hohen Erfolgsraten einher [44]. Außerdem werden die Implantate mittlerweile häufig sofort nach der Implantation belastet [44, 52-55], denn es wurde herausgefunden, dass sofort belastete Mini-Implantate ebenso gute Erfolgsraten zeigen wie Mini-Implantate nach Einheilphase [56].

Die ersten Verankerungsimplantate wurden vertikal innerhalb der Zahnreihe in der kombiniert prothetisch-orthodontischen Therapie genutzt [57]. Auch zur reinen orthodontischen Therapie gab es Ansätze, bei denen Implantate im retromolaren Polster positioniert wurden [58]. Daraufhin wurde die Insertion in den Alveolarfortsatz in horizontaler Richtung populärer, da dies eine bessere Kraftapplikation ermöglichte [59]. Inzwischen ist für Mini-Implantate der anteriore Gaumen zu einem beliebten Insertionsort geworden. Wie Hourfar et al. feststellten, ist hier die Verlustrate der Mini-Implantate signifikant geringer als von Mini-Implantaten, die im Alveolarfortsatz inseriert werden [60]. Zudem kann in der zahnfreien Zone am anterioren Gaumen ein größerer Implantatdurchmesser genutzt werden. Wilmes et al. stellten fest, dass sich dies positiv auf die Frakturgefahr auswirkt. Die Bruchgefahr von Mini-Implantaten mit höheren Durchmessern ist signifikant geringer als bei niedrigeren Implantatdurchmessern [61]. Heutzutage werden orthodontische Kieferorthopädie-Implantate daher primär im anterioren Gaumen inseriert [50, 62]. Weltweit ist eine Vielzahl von unterschiedlichen Implantatsystemen verfügbar. Die Anforderungen an diese Implantatsysteme sind unter anderem Biokompatibilität, Verfügbarkeit in verschiedenen Durchmessern und Längen, einfache Insertion sowie Entfernung und geringe Kosten [63].

Bei Insertion der Mini-Implantate im anterioren Gaumen sollten wichtige Nachbarstrukturen, zum Beispiel Zahnwurzeln, nicht beschädigt werden [64]. Es wurde gezeigt, dass eine Traumatisierung ohne Pulpabeteiligung zwar keinen Einfluss auf die Prognose des betroffenen Zahnes nimmt, im Falle einer Pulpabeteiligung jedoch irreversible Schäden entstehen [64-66]. Zudem beschrieben mehrere Studien, dass sich der Abstand von Mini-Implantaten zur Zahnwurzel signifikant auf die Erfolgsrate auswirkt. Mini-Implantate in enger Lagebeziehung zu Zahnwurzeln wiesen eine höhere Verlustrate auf [67, 68]. Abbildung 5 veranschaulicht beispielhaft einen solchen Patientenfall. Die enge Lagebeziehung zwischen dem anterioren Mini-Implantat und der Wurzel des Frontzahnes wird in den drei sagittalen Schnitten der DVT-Aufnahme dieses Patienten deutlich.



Abb. 5Fallbeispiel A: Risiko der Frontzahnwurzelschädigung. Die sagittalen Schnitte zeigen
die enge Lagebeziehung des anterioren Mini-Implantates zur Frontzahnwurzel dieses
Patienten. a= anterior, p= posterior.

Als weitere Risiken sind die Schädigung von Nerven und die Perforation von Nasenund Kieferhöhle zu nennen [69]. Eine Perforation der Nasenhöhle ist in Abbildung 6 dargestellt. Das distale Mini-Implantat ragt über die knöcherne Begrenzung der Nasenhöhle hinaus. Zwar beobachteten Branemark et al., dass in solchen Fällen keine Komplikationen auftreten und auch die Erfolgsraten nicht beeinträchtigt sind [70], jedoch sollte trotzdem Abstand zu den anatomischen Grenzstrukturen eingehalten werden.



Abb. 6 Fallbeispiel B: Perforation der Nasenhöhle. Die sagittalen Schnitte zeigen, dass das posteriore Mini-Implantat in die Nasenhöhle dieses Patienten ragt. a= anterior, p= posterior.

1.4 Ziele der Arbeit

Trotz der vielen Vorteile und des häufigen Einsatzes von Mini-Implantaten in der Kieferorthopädie sind Risiken und Komplikationen mit deren Insertion verbunden. Die Schädigung von Nachbarstrukturen [69] und besonders der Verankerungsverlust durch ein zu geringes Knochenangebot oder entzündliche Prozesse sind hier zu bedenken [10]. Ein genügend hohes Knochenangebot am anterioren Gaumen ist daher eine Grundvoraussetzung und wurde bereits in zahlreichen Studien untersucht [10-12, 14-25]. Einige Autoren stimmten darin überein, dass die interindividuelle Variabilität des Knochenangebotes sehr hoch ist [10, 13, 20, 24]. Als geeigneter Insertionsort wurde in einigen Studien eine T-förmige Zone am anterioren Gaumen mit Extension in der Medianebene nach posterior beschrieben [52, 62]. Jedoch wurde in einer weiteren Studie mit großer Fallzahl beschrieben, dass das Knochenangebot posterior des zweiten Gaumenfaltenpaares abnimmt [17]. In Konsequenz herrscht aktuell über die Eignung der Medianebene posterior des zweiten Gaumenfaltenapaares als Insertionsort für Mini-Implantate Uneinigkeit. Zudem wurde in den meisten Studien die Knochenhöhe im rechten Winkel zur Okklusionsebene oder anderen radiologisch konstruierten Messebenen evaluiert. Hingegen empfehlen einige Autoren Mini-Implantate im rechten Winkel zur Gaumenkurvatur zu inserieren [62, 71]. Daher scheint die Knochenhöhe an verschiedenen Insertionspositionen mit verschiedenen Insertionsangulationen eine relevante Information für den Kliniker zu sein. Zum anderen wurde bisher in noch keiner Studie sowohl die Knochenhöhe und als auch die Knochenfraktion am anterioren Gaumen untersucht, um diese Ergebnisse im Hinblick auf die Detektion eines möglichen Insertionsortes zu kombinieren.

Das Ziel dieser Studie war es, die Knochenhöhe und -fraktion an verschiedenen Positionen orthogonal zur Gaumenkurvatur (0°) und mit den Winkeln -30°, -20°, -10°, 10°, 20° und 30° in DVT-Aufnahmen zu messen. Es sollte evaluiert werden, ob ein optimaler Insertionsort und -winkel zur Insertion orthodontischer Mini-Implantate existiert, und eine Klassifikation der verschiedenen Messpunkte nach ihrer Eignung als Insertionsort für orthodontische Mini-Implantate erfolgen. Sekundäres Ziel war es, den Einfluss von Alter und Geschlecht auf das Knochenangebot zu untersuchen.

2 Material und Methode

2.1 Material

2.1.1 Patientengut

In dieser Querschnittsstudie wurden DVT-Aufnahmen von 30 Patienten untersucht. Darunter waren zweiundzwanzig weibliche und acht männliche Patienten mit einem Durchschnittsalter von 18,6 \pm 12 Jahren (Tab. 4). Alle Patienten wurden in der Poliklinik für Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Düsseldorf behandelt. Angefertigt wurden die DVT-Aufnahmen in der Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme in Düsseldorf.

Tabelle 4	Darstellung der Geschlechter- und Altersverteilung der untersuchten Patienten Der Stichprobenumfang betrug n = 30. Es wurden 22 Datensätze von weiblichen Patienten untersucht, deren Alter zwischen 10 und 55 Jahren lag (Mittelwert: 20,13 ± 13,06 Jahre). Das Alter der acht männlichen Patienten lag zwischen 9 und 25 Jahren und im Mittel bei 13,50 ± 5,01 Jahren.					
	n	Altersspanne in Jahren	Mittelwert in Jahren	Median in Jahren	Standardabweichung	
Weiblich	22	10 - 55	20,13	14,00	13,06	
Männlich	8	9 - 25	13,50	12,50	5,01	
Gesamt	30	9 - 55	18,60	13,50	11,98	

n= Stichprobenumfang

Bei der Auswahl der Datensätze wurden folgende Ein- und Ausschlusskriterien berücksichtigt:

Einschlusskriterien:

- Die Patienten wurden an der Poliklinik für Kieferorthopädie behandelt (Behandlungsabschluss bis einschließlich Dezember 2015).
- Die DVT-Aufnahme wurde an der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme mit dem Gerät Pax-Duo 3D zwischen 2010 und 2014 angefertigt.

Ausschlusskriterien:

- pathologische Prozesse am Gaumen (z.B. Tumorleiden, Zysten),
- kraniofaziale Fehlbildungen,
- Zahnunter- oder Zahnüberzahl im Oberkiefer,
- verlagerte Zähne im Oberkiefer,
- Zustand nach dysgnathiechirurgischem Eingriff,
- Zustand nach Traumata des Mittelgesichtes.

2.1.2 DVT-Aufnahmen

Alle 30 DVT-Datensätze wurden mit dem Gerät Pax-Duo 3D (EWOO/Vatech, New Jersey, USA) unter folgenden Einstellungen generiert:

- Röhrenspannung: 90 kV,
- Röhrenstromstärke: 3,0 5,5 mA,
- Expositionszeit: 24 s,
- Voxelgröße 0,2 mm.

2.1.3 Ethikantrag

Die Durchführung dieser Querschnittsstudie wurde bei der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität beantragt. Nach Bearbeitung der Auflagen der Kommission vom 29.02.2016 erfolgte ein positives Ethikvotum am 31.03.2016. Die interne Studiennummer lautet 5418.

2.2 Methode

2.2.1 Ausrichtung der Datensätze

Alle DVT-Aufnahmen wurden zu Beginn nach Median- und Okklusionsebene ausgerichtet (Abb. 7). Dieser Schritt wurde mit der Software Osirix für MacOS (Version 5.8.2., 32 Bit, Pixmeo Bernex, Schweiz) durchgeführt.



Abb. 7Screenshot von der Ausrichtung der DVT-Datensätze nach Median- und
Okklusionsebene in Osirix. Der Arbeitsschritt erfolgte unter Fensterteilung mit
gleichzeitiger Sicht auf Sagittal- (a), Transversal- (b) und Frontalebene (c).

2.2.2 Messgitter

Daraufhin wurde in folgenden Schritten ein Messgitter erstellt:

- 1. Generierung fünf sagittaler Schnitte: Median entlang der Sutura palatina mediana (M) und zu beiden Seiten 3 mm paramedian (R1, L1) sowie 6 mm paramedian (R2, L2).
- Die transversalen Referenzebenen wurden rechtwinklig zur Sutura palatina mediana angelegt und verlaufen durch die Kontaktpunkte des Eckzahnes und des ersten Prämolaren (A), des ersten Prämolaren und des zweiten Prämolaren (C) und des zweiten Prämolaren und des ersten Molaren (E).
- 3. Als zusätzliche transversale Referenzebenen wurden Ebene B (mittig zwischen A und C) und Ebene D (mittig zwischen C und E) konstruiert.

4. Aus den Schnittpunkten der sagittalen und transversalen Referenzebenen ergab sich ein Messgitter bestehend aus 25 Messpunkten (Abb. 8).



Abb.8Messgitter am anterioren Gaumen mit 25 Messpunkten. Sagittale Referenzebenen:
Medianebene (M), 3 mm paramedian (R1, L1) und 6 mm paramedian (R2, L2).
Transversale Referenzebenen: Verbindungslinie der Kontaktpunkte zwischen Eckzahn
und erstem Prämolaren (A), erstem und zweitem Prämolaren (C) und zweitem
Prämolaren und erstem Molaren (E). Ebene B liegt mittig zwischen A und C, Ebene D
mittig zwischen C und E.

In Osirix wurde daraufhin die Projektion der Messpunkte auf die knöcherne Gaumenkurvatur mit dem Tool "Stift" markiert. Die Messpunkte wurden einheitlich nach Kombination der Referenzebenen benannt wurden (z.B. A_M, A_R2, C_L1). Die fünf sagittalen Schnitte pro Patient wurden im JPEG-Format zur weiteren Verarbeitung abgespeichert.

Die folgenden morphometrischen Messungen der Knochenhöhe und Knochenfraktion wurden mit der Bildverarbeitungssoftware ImageJ (Version 2.0.0-rc-39/1.50b) für MacOS durchgeführt.

2.2.3 Messung der Knochenhöhe

Die aus Osirix generierten Bilder enthielten einen Maßstab von 10 cm am Bildrand. Im ersten Schritt wurde jedes Bild in ImageJ entsprechend dieses Maßstabes aus Osirix skaliert (Abb. 9).





Skalierung der JPEGs in ImageJ anhand des Maßstabes aus Osirix.

Die in Osirix markierten Messpunkte wurden dann in den JPEGs identifiziert und mit dem Tool *Point* markiert (Abb. 10 a). Daraufhin wurde an jedem dieser Messpunkte mit dem Tool *Straight Line* eine Tangente (Abb. 10 b) an die knöcherne Gaumenkurvatur angelegt und deren Steigung gemessen (Abb. 10 c).



Abb.10Messpunkte in der Sagittalansicht mit den jeweiligen Tangenten und deren Steigung. In
jedem Schnitt wurden die Messpunkte A bis E markiert (a). Daraufhin wurde jeweils
eine Tangente an die knöcherne Begrenzung der Messpunkte angelegt (b). und deren
Steigung gemessen (c). Hier beispielhaft für den Patienten mit der Pat-ID 46 in Schnitt
R2 dargestellt.

Aus den Steigungen der Tangenten wurden nun pro Punkt die Steigung der Senkrechten zur Tangente (0°) und der Messstrecken mit -30°, -20°, -10°, 10°, 20° und 30° Angulation zu der Senkrechten errechnet (Tab. 5).

Tabelle 5	Errechnung der Steigungen der sieben Messstrecken aus der Steigung der jeweiligen Tangente pro Messpunkt. Hier beispielhaft für den Patienten mit der Pat- ID 46 in Schnitt R2 dargestellt.						
Pat ID	Schnitt	Messstrecke	Angulation in °				
46	R2	Tangente A	37,87				
46	R2	Tangente B	45,00				
46	R2	Tangente C	52,13				
46	R2	Tangente_D	37,87				
46	R2	Tangente_E	4,97				
46	R2	A30°	157,87				
46	R2	A20°	147,87				
46	R2	A10°	137,87				
46	R2	A_0°	127,87				
46	R2	A_10°	117,87				
46	R2	A_20°	107,87				
46	R2	A_30°	97,87	_			
46	R2	B30°	165,00				
46	R2	B20°	155,00				
46	R2	B10°	145,00				
46	R2	B_0°	135,00				
46	R2	B_10°	125,00				
46	R2	B_20°	115,00				
46	R2	B_30°	105,00	_			
46	R2	C30°	172,13				
46	R2	C20°	162,13				
46	R2	C10°	152,13				
46	R2	C_0°	142,13				
46	R2	C_10°	132,13				
46	R2	C_20°	122,13				
46	R2	C_30°	112,13				
46	R2	D30°	157,87				
46	R2	D20°	147,87				
46	R2	D10°	137,87				
46	R2	D_0°	127,87				
46	R2	D_10°	117,87				
46	R2	D_20°	107,87				
46	R2	D_30°	97,87	-			
46	R2	E30°	124,97				
40	KZ D2	E20°	114,97				
40 46	К2 D2	E10°	104,97				
40 46	KZ D2	E_U° E_10°	94,97 94.07				
40 46	к2 D2	E_10 E 20°	04,97 74 07				
46	R2 R2	E_20 E_30°	64,97				

Anschließend wurden an jedem Messpunkt die sieben jeweiligen Angulationen eingestellt und die dortige Knochenhöhe gemessen (Abb. 11).



Abb. 11Messung der Knochenhöhe mit sieben verschiedenen Angulationen pro Messpunkt.
Hier für Punkt C hervorgehoben.

0° entsprach dabei einer senkrechten Insertionsangulation zu der jeweiligen Tangente. Angulationen mit einem negativen Betrag bedeuteten eine Neigung der Implantatspitze nach anterior und positive Angulationen eine Neigung der Implantatspitze nach posterior. Als Messbegrenzungen wurden die äußere Grenze der Kortikalis, die Wurzeln der Frontzähne, der Canalis Incisivus und die Nasen- sowie die Kieferhöhle festgelegt. Die Knochenhöhemessungen wurden mit dem Tool *Straight Line* in ImageJ vorgenommen. Um eine hohe Messgenauigkeit zu gewährleisten, wurde pro Messpunkt jeweils lediglich eine Linie angelegt, die mit Hilfe der Ctrl-Taste um ihren Mittelpunkt (den Messpunkt) rotiert wurde. Um das korrekte Ergebnis zu erhalten, wurde anschließend die erzielte Streckenlänge halbiert. Pro Schnitt wurden die fünf Messpunkte, fünf Tangenten und 35 Messstrecken als *Region Of Interests* (ROIs) für weiterführende Messungen als ZIP-Datei gespeichert (Abb. 12).



Abb. 12Speicherung der Messpunkte, Tangenten und Messstrecken als ROIs. Screenshot eines
Schnittes mit den Messpunkten A bis E, den fünf jeweiligen Tangenten und den 35
Messstrecken (links). Diese 45 ROIs (rechts) wurden pro Schnitt zur weiteren
Verarbeitung abgespeichert.

2.2.4 Messung der Knochenfraktion

Zur Messung der Knochenfraktion wurde die *bone volume/ tissue volume* (BV/TV) herangezogen, welche mit dem Tool *Volume Fraction* des Plugins *BoneJ* in ImageJ ermittelt wurde.

An 22 Datensätzen konnte die Knochenfraktionsmessung durchgeführt werden. Acht Datensätze mussten aufgrund von in situ befindlichen Mini-Implantaten am anterioren Gaumen ausgeschlossen werden. Diese führten zu Metallartefakten in den Aufnahmen, weshalb der Knochen nicht einwandfrei segmentiert werden konnte. Um eine hohe Messgenauigkeit zu garantieren, wurden pro Schnitt die abgespeicherten ROIs der Knochenhöhemessung zur Erstellung neuer ROIs für die Knochenfraktionsmessung herangezogen. Die ROIs der Messstrecken der Knochenhöhemessung wurden erneut aufgerufen (Abb. 13 a), in ihrer Breite auf 5 mm angepasst und entsprechend der Messbegrenzungen in ihrer Länge gekürzt (Abb. 13 b). Daraufhin wurde daraus mit dem Tool *Line to Area* eine Fläche erstellt (Abb. 13 c), die bis auf Höhe der knöchernen

Gaumenkurvatur gekürzt wurde (Abb. 13 d).



Abb. 13Erstellung der ROIs für die Knochenfraktionsmessung. Die zur Knochenhöhemessung
genutzten ROIs (a) wurden auf eine Breite von 5 mm gebracht und entsprechend der
Messbegrenzungen gekürzt (b). Dann wurden die Strecken mit dem Tool *Line to Area*
zu einer Fläche umgewandelt (c) und bis auf Höhe der knöchernen Gaumenkurvatur
gekürzt (d).

Da handelsübliche DVTs keine Kalibrierung aufweisen und keine Orientierung an Hounsfield Values ermöglichen, war zunächst eine Histogrammnormalisierung notwendig.

Zur Knochenfraktionsmessung wurden folgende Schritte durchgeführt:

- 1. In jedem Schnitt wurde jeweils der niedrigste (Luft) und der höchste (Schmelz) Grauwert gemessen (Abb. 14 a) und als minimaler bzw. maximaler Grauwert festgelegt (Histogrammnormalisierung).
- 2. Konvertierung der Bilder in solche mit 8-Bit Farbtiefe (Grauwert Luft: 0, Grauwert Schmelz: 255).
- 3. Das untere Threshold-Level wurde auf 33% gesetzt (Abb. 14 b).
- 4. Nun wurde das Tool Volume Fraction auf jede ROI angewendet (Abb. 14 c).



Abb. 14Segmentierung des Knochens zur Knochenfraktionsmessung. Jeder Schnitt wurde
einzeln kalibriert (minimaler Grauwert/ Luft: 0, maximaler Grauwert/Schmelz: 255) (a).
Anschließend wurde das untere Threshold-Level auf 33% gesetzt (b) und die
Knochenfraktion mit dem Tool Volume Fraction für jede ROI gemessen (c).
Verdeutlichung der vorgenommenen Messungen pro Messpunkt beispielhaft an Punkt C
(d).

2.2.5 Klassifikation der Insertionsorte

Nach der Messung der Knochenhöhe und –fraktion an den Messpunkten mit verschiedenen Angulationen wurden die Daten pro Messpunkt gepoolt und wie folgt kategorisiert:

• Grün: Knochenhöhe \geq 6,5 mm;

Knochenfraktion $\geq 0,4$

- Gelb: Knochenhöhe: 5,0 6,49 mm
- Rot: Knochenhöhe < 5,0 mm und/oder hohe Gefahr der Wurzelschädigung

2.2.6 Statistische Analyse

Die statistische Analyse wurde mit der Statistiksoftware R (R-Core-Team 2016) durchgeführt. Mittels Boxplots wurden die erhobenen Daten deskriptiv erfasst. Die Ergebnisse der Knochenhöhe- und der Knochenfraktionsmessungen wurden nach einem identischen Schema ausgewertet (s.u.).

Pro Patient wurden mehrfach Messungen durchgeführt, weshalb die Daten partiell abhängig voneinander waren. Um diesem Aspekt gerecht zu werden, wurde ein gemischtes lineares Modell (*linear mixed effects model* (LMER)) herangezogen, das wie folgt aufgebaut wurde:

Random effect:	Patient
Fixed effects:	sagittale Insertionsposition,
	transversale Insertionsposition,
	Insertionsangulation.

Zunächst wurde eine Varianzanalyse dieses Modells gegen ein Modell ohne die *fixed effects* gerechnet. Sofern bei dieser qualitativen Abschätzung eine Varianz erzielt wurde, wurde ein Tukey-Post-hoc-Test mit Holm-Korrektur durchgeführt, um zu evaluieren, welche/r der *fixed effects* signifikant auf die Knochenhöhe bzw. -fraktion Einfluss nahm.

Um den lokalen Einfluss des Insertionswinkels auf die Knochenhöhe näher zu bestimmen, wurde ein LMER pro Messpunkt mit folgenden Effekten aufgestellt:

Random effect: Patient

Fixed effect: Insertionsangulation

Erneut wurde eine Varianzanalyse gegen ein Modell ohne den *fixed effect* Insertionsangulation gerechnet.

Anschließend wurde eine Klassifikation der Messpunkte bezüglich der Eignung als Insertionsort basierend auf den Ergebnissen des LMERs vorgenommen. Für diese Klassifikation wurden vorab einige Insertionspunkte, die in sehr enger Lagebeziehung zum Canalis Incisivus stehen, als generell schlecht geeignet kategorisiert.

Schließlich wurde ein LMER analog zur obigen Vorgehensweise gerechnet, um einen möglichen Einfluss des Geschlechtes und des Alters auf jeweils Knochenhöhe und – fraktion zu testen. Die Effekte waren:

Random effect:PatientFixed effects:GeschlechtAlter

Das Signifikanzniveau wurde auf p < 0.05 festgelegt.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse Knochenhöhe

Deskriptive Statistiken sind in Abbildung 15 in Form von Boxplots dargestellt. Die Knochenhöhe insgesamt (Abb. 15 a) schwankte zwischen 0 mm und 20,24 mm und es zeigte sich ungeachtet der verschiedenen transversalen Positionen und Angulationen auf Höhe B das höchste Knochenangebot mit 7,72 mm \pm 3,97 mm. Von dort nahm die Knochenhöhe nach anterior und posterior ab. Insgesamt war die Knochenhöhe an den paramedianen Positionen höher als an den medianen Messpunkten.

In der Medianebene war die Knochenhöhe im anterioren Bereich stark limitiert und nahm nach Punkt C hin zu (Abb. 15 b). Hier betrug die Knochenhöhe im Mittel 6,35 mm \pm 3,09 mm. Weiter posterior nahm die Knochenhöhe wieder leicht ab mit 5,85 \pm 2,61 mm auf Höhe D und 5,51 \pm 1,87 mm auf Höhe E.

Anders präsentierten sich die Ergebnisse an den paramedianen Messpunkten (Abb. 15 c und 15 d). Hier wies Punkt B insgesamt das höchste Knochenangebot mit $8,38 \pm 3,75$ mm (3 mm paramedian) und $8,42 \pm 3,70$ mm (6 mm paramedian) auf. Sowohl 3 mm als auch 6 mm paramedian nahm die Knochenhöhe von Punkt B aus nach anterior und posterior hin ab. Auffällig war zudem, dass die Knochenhöhe an Punkt A für negative Insertionswinkel sehr gering war und für positive Insertionswinkel stark anstieg.



b. 15 Ergebnisse der Knochenhöhemessung. Knochenhöhe insgesamt (a), Knochenhöhe median (b), Knochenhöhe 3 mm paramedian (c), Knochenhöhe 6 mm paramedian (d).

Der Vergleich des LMER mit den drei fixed effects (sagittale Insertionsposition, transversale Insertionsposition und Insertionsangulation) war im Vergleich zum reduzierten Modell ohne die drei Faktoren mittels Varianzanalyse signifikant (p < 0,001). Bei Reduzierung auf die einzelnen Faktoren blieb die Varianzanalyse sowohl für die sagittale und transversale Insertionsposition (jeweils p < 0,001) als auch für den Insertionswinkel (p < 0,01) signifikant.

Um zu evaluieren, welche der sagittalen und transversalen Insertionspositionen sich untereinander signifikant bezüglich der Knochenhöhe unterschieden, wurde ein Tukey-Post-Hoc-Test durchgeführt.

Für die sagittalen Insertionspositionen zeigte dieser signifikante Unterschiede zwischen allen gemessenen Positionen (jeweils p < 0,001, zwischen A und D: p < 0,01) (Tab. 6). Dabei betrug die mittlere Knochenhöhe an den sagittalen Positionen (in absteigender Reihenfolge) an Position B 7,72 \pm 3,97 mm, an Position C 6,76 \pm 4,02 mm, an Position A 5,30 \pm 4,38 mm, an Position D 4,90 \pm 3,27 mm und an Position E 3,69 \pm 2,24 mm.

	1				
	Estimate	Std. Error	z-value	p-value	Signif Code
B - A	2,4121	0,1401	17,218	< 2e-16	***
C - A	1,4592	0,1401	10,416	< 2e-16	* * *
D - A	-0,4088	0,1401	-2,918	0,00352	**
E - A	-1,611	0,1401	-11,5	< 2e-16	* * *
С - В	-0,9529	0,1401	-6,802	2,07e-11	***
D - B	-2,8209	0,1401	-20,136	< 2e-16	* * *
E - B	-4,0231	0,1401	-28,718	< 2e-16	* * *
D - C	-1,868	0,1401	-13,334	< 2e-16	***
E - C	-3,0703	0,1401	-21,916	< 2e-16	* * *
E - D	-1,2022	0,1401	-8,582	< 2e-16	***

Tabelle 6Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests für die sagittalen Insertionspositionen. Alle
Insertionspositionen unterschieden sich signifikant voneinander (p < 0,001, zwischen A
und D: p < 0,01).

***: p < 0,001; **: p < 0,01; *: p < 0,1.

Für die transversalen Insertionspositionen zeigte sich ein signifikanter Unterschied der Knochenhöhe (jeweils p < 0,001) zwischen den medianen Messpunkten und sowohl den 3 mm paramedianen (R1, L1) als auch den 6 mm paramedianen (R2, L2) Messpunkten (Tab. 7). M bot mit 4,87 ± 3,34 mm signifikant weniger Knochenhöhe als alle paramedianen Ebenen (jeweils p < 0,001). Zwischen den 3 mm paramedianen und 6 mm paramedianen Messpunkten zeigte sich hingegen kein signifikanter Unterschied (p = 0,38 bis p = 1,0). Position R2 zeigte im Mittel 5,94 \pm 4,12 mm, R1 5,74 \pm 3,85 mm, L1 6,02 \pm 3,98 mm und L2 5,80 \pm 4,15 mm.

	Die medianen Messwerte unterschieden sich sowohl von den 3 mm paramedianen auch von den 6 mm paramedianen signifikant (jeweils $p < 0,001$).						
	Estimate	Std. Error	z-value	p-value	Signif Code		
R1 - R2	-2,04E-01	0,1521	-1,343	0,7170			
M - R2	-1,08E+00	0,1521	-7,081	0,0000	***		
L1 - R2	0,07738	0,1521	0,509	1,0000			
L2 - R2	-1,48E-01	0,1521	-0,973	0,9920			
M - R1	-0,87271	0,1521	-5,738	0,0000	***		
L1 - R1	2,82E-01	0,1521	1,852	0,3840			
L2 - R1	5,64E-02	0,1521	0,37	1,0000			
L1 - M	1,15E+00	0,1521	7,59	0,0000	***		
L2 - M	9,29E-01	0,1521	6,108	0,0000	***		
L2 - L1	-2,25E-01	0,1521	-1,482	0,6920			

Tabelle 7 Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests für die transversalen Insertionspositionen. als

***: p < 0,001; **: p < 0,01; *: p < 0,1.

Der lokale Einfluss des Insertionswinkels auf die Knochenhöhe wird im Abschnitt 3.3 näher betrachtet.

Um einen möglichen Einfluss des Alters und des Geschlechtes auf die Knochenhöhe zu testen, wurde das LMER folgendermaßen aufgestellt:

Random effect: Patient Fixed effects: Alter Geschlecht

Dieses Modell wurde mittels einer Varianzanalyse gegen ein Modell ohne die hier zu betrachtenden fixed effects gerechnet. Es wurde im Rahmen der qualitativen Analyse kein signifikanter Einfluss gefunden (p = 0.81), weshalb kein Post-hoc-Test durchgeführt wurde.

3.2 Ergebnisse Knochenfraktion

Die Auswertung der Knochenfraktion erfolgte analog zu der Auswertung der Knochenhöhe mit Hilfe eines LMERs. Die Daten wurden deskriptiv in Form von Boxplots erfasst (Abb. 16).

Insgesamt (Abb. 16 a) lag an Punkt B die höchste Knochenfraktion vor mit $0,41 \pm 0,27$. Von dort aus nahm die Knochenfraktion nach posterior hin ab. Auch bei der Knochenfraktionsmessung unterschieden sich die erzielten Messwerte stark zwischen den medianen und paramedianen Positionen.

In der Medianebene (Abb. 16 b) lag an Punkt C die höchste Knochenfraktion mit $0,47 \pm 0,28$ vor. Von dort aus nahm die Knochenfraktion nach anterior und posterior hin ab, wobei die geringste Knochenfraktion an Punkt A zu finden war.

Für 3 mm paramediane und 6 mm paramediane Positionen ergaben sich die höchsten Werte für die Knochenfraktion an Punkt A und nahmen von dort aus nach posterior hin ab. 3 mm paramedian betrug die Knochenfraktion an Punkt A $0,53 \pm 0,3$ und 6 mm paramedian $0,44 \pm 0,3$.



16 Ergebnisse der Knochenfraktionsmessung. Knochenfraktion insgesamt (a), Knochenfraktion median (b), Knochenfraktion 3 mm paramedian (c), Knochenfraktion 6 mm paramedian (d).

Alle drei fixed effects (transversale-, horizontale Insertionsposition, Insertionsangulation) hatten im LMER einen signifikanten Einfluss auf die Knochenfraktion (p < 0,001).

Die Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests bezüglich der sagittalen Insertionspositionen sind in Tabelle 8 aufgeführt. Hier zeigte sich signifikant mehr Knochenfraktion an Position A $(0,40 \pm 0,32)$ und B $(0,41 \pm 0,27)$ jeweils gegenüber den Positionen D $(0,31 \pm 0,22)$, jeweils p < 0,001) und E $(0,22 \pm 0,18)$, jeweils p < 0,001). Auch Position C zeigte mit 0,40 ± 0,27 signifikant mehr Knochenfraktion als die Positionen D und E (jeweils p < 0,001). E wies insgesamt die geringste Knochenfraktion auf und zeigte auch gegenüber D einen signifikanten Unterschied (p < 0,001).

	Estimate	Std. Error	z-value	p-value	Signif Code
B - A	0,016881	0,012575	1,342	0,538	
C - A	0,003043	0,012575	0,242	0,809	
D - A	-0,086997	0,012575	-6,919	2,28e-11	***
E - A	-0,170277	0,012575	-13,541	<2,00e-16	***
C - B	-0,013838	0,012575	-1,1	0,542	
D - B	-0,103878	0,012575	-8,261	1,55e-15	***
E - B	-0,187157	0,012575	-14,884	<2,00e-16	***
D - C	-0,09004	0,012575	-7,16	4,82e-12	***
E - C	-0,173319	0,012575	-13,783	<2,00e-16	***
E - D	-0,083279	0,012575	-6,623	1,41e-10	***

Tabelle 8Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests für die sagittalen Insertionspositionen. Alle
sagittalen Insertionspositionen zeigen zueinander einen signifikanten Einfluss (jeweils p
< 0,001) außer A zu B und C und B zu C (p= 0,542 – 0,809).

***: p < 0,001; **: p < 0,01; *: p < 0,1.

Tabelle 9 zeigt die Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests für die transversalen Insertionspositionen. Die Medianebene zeigte insgesamt eine signifikant geringere Knochenfraktion mit $0,29 \pm 0,21$ gegenüber R2 ($0,36 \pm 0,28$, p < 0,001), R1 ($0,39 \pm 0,28$, p < 0,001), L1 ($0,39 \pm 0,29$, p < 0,001) und L2 ($0,34 \pm 0,27$, p < 0,001). Zudem zeigte L2 zu R1 und L1 eine signifikant geringere Knochenfraktion (jeweils p < 0,01).

Tabelle 9Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests für die transversalen Insertionspositionen.
Die Messwerte der Medianebene zeigten signifikante Unterschiede gegenüber den
Messwerten an den 3 mm paramedianen und 6 mm paramedianen Positionen (jeweils p<0,001). Außerdem unterschied sich L2 von R1 und L1 (jeweils p < 0,01).

	Estimate	Std. Error	z-value	p-value	Signif Code
R1 - R2	0,023935	0,012963	1,846	0,194481	
M - R2	-0,073352	0,012963	-5,659	1,22e-07	* * *
L1 - R2	0,026156	0,012963	2,018	0,174462	
L2 - R2	-0,017771	0,012963	-1,371	0,340775	
M - R1	-0,097287	0,012963	-7,505	5,52e-13	***
L1 - R1	0,002221	0,012963	0,171	0,863972	
L2 - R1	-0,041706	0,012963	-3,217	0,006468	**
L1 - M	0,099508	0,012963	7,676	1,64e-13	***
L2 - M	0,055581	0,012963	4,288	0,000126	***
L2 - L1	-0,043927	0,012963	-3,389	0,004213	**

***: p < 0,001; **: p < 0,01; *: p < 0,1.

Auch bezüglich der Knochenfraktion zeigte weder das Alter noch das Geschlecht einen signifikanten Einfluss in der Varianzanalyse (p = 0.72).

3.3 Bedeutung des Insertionswinkels auf die Knochenhöhe

Die Bedeutung des Insertionswinkels auf die verfügbare Knochenhöhe wurde für alle Messpunkte jeweils durch eine Varianzanalyse ermittelt. Die Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests sind in den Tabellen 10 bis 12 dargestellt.

Auf Höhe R2 und R1 hatte der Insertionswinkel an allen Messpunkten außer an Punkt B_R1 einen signifikanten Einfluss auf die Knochenhöhe. An den Punkten auf Höhe A und B war eine Angulation in posteriorer Richtung (Maximum jeweils bei 30° außer an Punkt B_R2: 20°) vorteilhaft, wohingegen an den Punkten auf Höhe C, D und E eine Angulation nach anterior (Maximum jeweils bei -30°) mehr Knochenhöhe zeigte (Tab. 10).

					R2							R1						
		KH ± SD									KH ± SD							Γ
		(mm)	-30°	-20°	-10°	0°	10°	20°	30°		(mm)	-30°	-20°	-10°	0°	10°	20°	30°
	-30°	3,94 ± 1,84								-30	° 3,52 ± 2,03							
	-20°	4,06 ± 1,87								-20	° 3,82 ± 2,40							
	-10°	4,41 ± 2,13								-10	° 4,34 ± 2,87							
Α	0°	5,07 ± 2,70								0°	5,13 ± 3,72							
	10°	6,55±3,95	***	***	***	*	*			10°	6,78 ± 4,60	***	***	***	*			
	20°	8,08 ± 4,62	***	***	***	***	***			20°	8,08 ± 5,25	***	***	***	***			
	30°	10,94 ± 4,94	***	***	***	***	***			30°	8,58 ± 4,93	***	***	***	***	*		
	-30°	7,36 ± 2,87								-30	° 7,86 ± 3,72							
	-20°	7,75 ± 2,96								-20	° 8,37 ± 3,43							
	-10°	8,39 ± 3,07								-10	° 8,41 ± 3,41							
В	0°	8,59 ± 3,23								0°	8,96 ± 4,05							
_	10°	9.14 ± 3.82								10°	8.36 ± 4.01							-
	20°	9.40 ± 4.15	*							20°	8.07 ± 3.81							
	30°	9 38 + 4 01	*							30°	8 18 + 3 63							-
		5,50 1 4,01					I		I	30	0,10 10,00	-	I	I		I		4
	-30°	8,67 ± 4,28				*	***	***	***	-30	° 8,48 ± 4,67	Τ			***	***	***	***
	-20°	8,45 ± 4,58					***	***	***	-20	° 8,06 ± 4,88				**	***	***	***
	-10°	8,06 ± 4,50						*	**	-10	° 7,22 ± 4,72					*	**	***
С	0°	7,18 ± 4,13								0°	6,31 ± 4,00							
	10°	6,83 ± 3,99								10°	5,85 ± 3,49							
	20°	6.46 ± 3.91								20°	5.38 ± 2.82							
	30°	6.14 ± 3.63								30°	5.05 ± 2.40							
		-, -,									-, , -							
	-30°	6,80 ± 5,11		*	***	***	***	***	***	-30	° 5,91 ± 4,03		*	***	***	***	***	***
	-20°	5.71 ± 4.28				***	***	***	***	-20	• 4.92 ± 3.07							
	-10°	4.94 ± 3.62							**	-10	[•] 4.45 ± 2.71							1
D	0°	4 36 + 3 15								0°	4.16 + 2.57							
-	- 10°	4 05 + 2 89								10°	4 02 + 2 47							1
	20°	3 87 + 2 67								20°	3 95 + 2 28							
	30°	3 59 + 2 51								30°	4 05 + 2 22							
	50	5,55 12,51								30	4,00 12,22							
F	-30°	3,58 ± 2,95		*	***	***	***	***	***	-30	• 4,16 ± 2,39	Т	**	***	***	***	***	***
	-20°	3,13 ± 2,57				***	***	***	*	-20	° 3,72 ± 2,06				**	**	**	
	-10°	2,85 ± 2.28								-10	° 3,46 ± 1.85							
	0°	2.64 ± 1.96								0°	3.30 ± 1.73							\square
-	- 10°	2.53 ± 1.78								10°	3.25 ± 1.66							\vdash
	20°	2.53 ± 1.68								20°	3.30 + 1.68							\vdash
	30°	2 64 + 1 66								30°	3 49 + 1 75							\vdash
		2,07 ± 1,00								50	J, TJ ± 1,1 J							1

Tabelle 10Mittlere Knochenhöhe an den Insertionspositionen auf Höhe R2 und R1 mit den
jeweiligen Insertionsangulationen und Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests für
die verschiedenen Insertionsangulationen.

KH= Knochenhöhe, ***: p < 0,001; **: p < 0,01; *: p < 0,1.

In der Medianebene zeigte sich an den Messpunkten A_M, B_M und D_M ein signifikanter Einfluss des Insertionswinkels auf die Knochenhöhe. Hier war an den Messpunkten A_M und B_M eine Angulation von 30° nach posterior am vorteilhaftesten und an Punkt D_M eine Angulation nach anterior (Maximum bei -30°) mit mehr Knochenhöhe verbunden.

					М				
		KH ± SD							
		(mm)	-30°	-20°	-10°	0°	10°	20°	30°
	-30°	0,97 ±1,23							
	-20°	1,05 ± 1,33							
	-10°	1,14 ± 1,44							
Α	0°	1,28 ± 1,63							
	10°	1,91 ± 3,55							
	20°	2,25 ± 2,82	*						
	30°	2,92 ± 4,55	***	***	***	**			
	-30°	3,60 ± 2,15							
	-20°	3,97 ±2,80							
	-10°	4,53 ± 3,89							
В	0°	4,85 ± 3,68							
	10°	5,46 ± 4,10	***	*					
	20°	5,84 ± 4,11	***	***	*				
	30°	6,56 ± 4,40	***	***	***	**			
	-30°	6,31 ± 3,30							
	-20°	6,14 ± 3,21							
	-10°	5,99 ± 2,77							
С	0°	6,44 ± 3,49							
	10°	6,41 ± 3,30							
	20°	6,49 ± 2,99							
	30°	6,69 ±2,71							
	-30°	6,92 ± 3,72			*	***	***	***	**
	-20°	6,38 ± 3,27				*	*	*	
	-10°	5,90 ± 2,74							
D	0°	5,42 ± 2,03							
	10°	5,31 ± 1,88							
	20°	5,41 ± 1,89							
	30°	5,65 ± 1,96							
	-30°	5,98 ± 2,16							
	-20°	5,48 ± 1,90							
	-10°	5,23 ± 1,80							
Ε	0°	5,17 ± 1,78							
	10°	5,26 ± 1,78							
	20°	5,52 ± 1,79							
	30°	5 95 + 1 85	1				1	1	1

Tabelle 11	Mittlere Knochenhöhe an den Insertionspositionen in der Medianebene mit den
	jeweiligen Insertionsangulationen und Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests für
	die verschiedenen Insertionsangulationen.

KH= Knochenhöhe, ***: p < 0,001; **: p < 0,01; *: p < 0,1.

Auf Höhe L1 und L2 zeigte der Insertionswinkel an allen Messpunkten außer auf Höhe B einen signifikanten Einfluss auf die Knochenhöhe. Auch hier konnte auf Höhe A mehr Knochenhöhe bei Angulationen nach posterior (Maximum jeweils bei 30°) und auf Höhe C, D und E bei Angulationen nach anterior (Maximum jeweils bei -30°) erreicht werden.

					11							12							
		KH + SD	1			1	1	1	1			KH + SD	1	1		1		1	-
		(mm)	-30°	-20°	-10°	0°	10°	20°	30°			(mm)	-30°	-20°	-10°	0°	10°	20°	30°
	-30°	4,17 ± 1,70									-30°	3,88 ± 2,03							
	-20°	4,55 ± 2,43									-20°	4,15 ± 2,18							
	-10°	5,18 ± 2,91									-10°	4,61 ± 2,48							
Α	0°	5,79 ± 3,23									0°	5,73 ± 3,28	**	*					
	10°	7,39 ± 3,92	***	***	*						10°	7,14 ± 4,21	***	***	***				
	20°	8,93 ± 4,69	***	***	***	***					20°	8,72 ± 5,27	***	***	***	***	*		
	30°	10,77 ± 5,00	***	***	***	***	***				30°	9,80 ± 5,04	***	***	***	***	***		
	-30°	8,22 ± 3,65									-30°	7,59 ± 3,01							
	-20°	8,43 ± 3,43									-20°	8,49 ± 3,79							
	-10°	8,31 ± 3,44									-10°	8,16 ± 3,45							
В	0°	8,72 ± 4,15									0°	7,96 ± 3,51							
	10°	9,08 ± 4,52									10°	8,61 ± 4,52							
	20°	8,48 ± 4,07									20°	8,62 ±4,66							
	30°	7,90 ± 3,59									30°	8,48 ± 4,28							
	-30°	8,56 ± 4,71				***	***	***	***		-30°	7,65 ± 4,17						*	***
	-20°	7,99 ± 4,90				*	**	**	***		-20°	7,42 ±4,58						*	**
	-10°	7,29 ± 4,83							*		-10°	7,16 ± 5,00							*
С	0°	6,35 ± 3,84									0°	6,54 ± 4,77							
	10°	6,01 ± 3,55									10°	6,19 ± 4,34							
	20°	5,86 ± 3,25									20°	5,95 ±4,11							
	30°	5,60 ± 3,00									30°	5,54 ± 3,65							
	-30°	6,46 ± 4,79		**	***	***	***	***	***		-30°	6,72 ±5,12		*	***	***	***	***	***
	-20°	5,32 ± 3,86				**	***	***	***		-20°	5,61 ± 4,25				**	***	***	***
	-10°	4,71 ± 3,27									-10°	4,80 ± 3,60							*
D	0°	4,24 ± 2,74									0°	4,29 ± 3,18							
	10°	4,02 ± 2,50									10°	3,97 ± 2,80							
	20°	3,91 ± 2,29									20°	3,83 ± 2,54							
	30°	3,95 ± 2,20									30°	3,77 ± 2,31							
	-30°	4,17 ± 2,75		**	***	***	***	***	***		-30°	3,94 ± 3,21		*	***	***	***	***	***
	-20°	3,72 ± 2,28				**	***	***	***		-20°	3,43 ± 2,68				**	***	***	***
	-10°	3,43 ± 1,96									-10°	3,07 ±2,25						*	*
Е	0°	3,26 ± 1,74					Ι	Ι	Ι		0°	2,83 ±1,89							
	10°	3,22 ± 1,65					Ι	Ι	Ι		10°	2,72 ±1,70							
	20°	3,28 ± 1,65					Ι	Ι	Ι		20°	2,72 ±1,61							
	30°	3,49 ± 1,71									30°	2,82 ±1,60							
P							-	-	-	_		1	-				-		

Tabelle 12	Mittlere Knochenhöhe an den Insertionspositionen auf Höhe L1 und L2 mit den
	jeweiligen Insertionsangulationen und Ergebnisse des Tukey-Post-hoc-Tests für
	die verschiedenen Insertionsangulationen.

KH= Knochenhöhe, ***: p < 0,001; **: p < 0,01; *: p < 0,1.

3.4 Klassifikation der Insertionsorte

Alle Insertionspositionen auf Höhe C, sowie die paramedianen Positionen auf Höhe B wurden grün klassifiziert (Knochenhöhe $\geq 6,5$ mm, Knochenfraktion $\geq 0,4$). Gelb wurden die Punkte B_M, D_M und E_M klassifiziert (Knochenhöhe: 5,0 - 6,49 mm). Trotz hoher Knochenhöhe- und Knochenfraktionswerte wurden die paramedianen Punkte auf Höhe A aufgrund der engen Lagebeziehung zu den Frontzahnwurzeln und des damit einhergehenden Schädigungsrisikos rot klassifiziert. Die paramedianen Bereiche auf Höhe von D und E und Messpunkt M_A wiesen weder eine ausreichende Knochenhöhe noch Knochenfraktion auf und wurden daher ebenfalls rot klassifiziert (Abb. 17).

Als geeignete Insertionsregion wurde ein T-förmiger Bereich identifiziert, der sich auf Höhe des ersten Prämolaren und des Kontaktpunktes zwischen erstem und zweitem Prämolaren erstreckt und beidseits bis 6 mm paramedian reicht. In der Medianebene ist die Insertionsregion nach distal bis zum Kontaktpunkt des zweiten Prämolaren und ersten Molaren extendiert.



Abb. 17 "Landkarte" des anterioren Gaumens mit optimaler Insertionsrichtung. An Messpunkten, an denen der Insertionswinkel einen signifikanten Einfluss auf die Knochenhöhe hatte, wurde der Winkel, der das meiste Knochenangebot zeigte, durch einen weißen Pfeil eingezeichnet. Grün hinterlegte Bereiche: Knochenhöhe ≥ 6,5 mm, Knochenfraktion ≥ 0,4; Gelb hinterlegte Bereiche: Knochenhöhe: 5,0 – 6,49 mm; Rot hinterlegte Bereiche: Knochenhöhe < 5,0 mm und/ oder hohe Gefahr der Wurzelschädigung

Für die Insertionspositionen, die grün oder gelb markiert wurden und an denen ein signifikanter Einfluss des Insertionswinkels vorlag, wurde der optimalste Insertionswinkel mit einem weißen Pfeil markiert. Eine Angulation nach posterior ist an den Punkten B_R2 (Maximum bei 20°) und B_M (Maximum bei 30°) von Vorteil. An den paramedianen C-Positionen und an Punkt D_M zeigte eine Angulation von -30° das höchste Knochenangebot.

4 Diskussion

In dieser Studie sollte evaluiert werden, welche Insertionswinkel für orthodontische Mini-Implantate am Gaumen geeignet sind. Außerdem sollten mögliche Insertionsorte nach ihrer Eignung für die Insertion eines Mini-Implantates klassifiziert werden. Zu diesen Zwecken wurden die Knochenhöhe und –fraktion an 25 möglichen Insertionsorten mit verschiedenen Angulationen in DVT-Aufnahmen gemessen. Als sekundäres Ergebnis wurde der Einfluss von Alter und Geschlecht auf das Knochenangebot evaluiert.

Die Knochenhöhe unterschied sich signifikant je nach transversaler und sagittaler Insertionsposition sowie teilweise lokal nach Insertionswinkel. Paramedian fand sich insgesamt eine größere Knochenhöhe als median mit dem Maximum an Punkt B (für beide paramedianen Ebenen). In der Medianebene zeigte sich das höchste Knochenangebot an Punkt C. Insgesamt nahm die Knochenhöhe von dort jeweils nach posterior hin ab. Ebenso unterschied sich die Knochenfraktion signifikant je nach transversaler – und sagittaler Insertionsposition sowie nach Insertionswinkel. In der Medianebene fand sich an Punkt C die größte Knochenfraktion. An den paramedianen Messpunkten zeigte sich die größte Knochenfraktion an Punkt A. Ähnlich wie bei der Knochenhöhe nahmen von dort aus die Werte der Knochenfraktion jeweils nach posterior hin ab. Zudem wurde herausgefunden, dass weder das Alter noch das Geschlecht ausschlaggebend für die verfügbare Knochenhöhe oder Knochenfraktion am anterioren Gaumen waren.

Auf Basis dieser Ergebnisse wurde ein T-förmiger Insertionsbereich identifiziert, der quantitativ und qualitativ das meiste Knochenangebot bot. Dieser Bereich befindet sich auf Höhe des ersten Prämolaren und des Kontaktpunktes zwischen erstem und zweitem Prämolaren beidseits bis 6 mm paramedian der Sutura palatina mediana. In der Medianebene ist der Bereich bis zum Kontaktpunkt zwischen zweitem Prämolaren und erstem Molaren extendiert. Der Insertionswinkel hatte an einzelnen Messpunkten einen signifikanten Einfluss auf die verfügbare Knochenhöhe. An anterioren Positionen des "Ts" waren Angulationen nach posterior und an posterioren Positionen Angulationen nach anterior vorteilhaft.

4.1 Diskussion der Methode

4.1.1 Studienpopulation

In der vorliegenden Studie wurden Datensätze von Patienten, die den Gaumen betreffende pathologische Prozessen aufwiesen, unter kraniofazialen Fehlbildungen litten, sich dysgnathiechirurgischen Eingriffen unterzogen oder Traumata des Mittelgesichts erlitten hatten, exkludiert. Ebenso wurden Patienten mit abweichender Zahnzahl oder verlagerten Zähnen ausgeschlossen. Die Autoren anderer Studien zur Knochenhöhemessung wählten gleiche oder ähnliche Ausschlusskriterien [12, 14-17, 20, 22-25].

4.1.2 Ausrichtung Datensätze und Knochenhöhemessung

Verschiedene Methoden der Knochenhöhemessung wurden in der Literatur beschrieben. Der Nutzen einer zweidimensionalen Bildgebung ist für diesen Zweck limitiert. Aufgrund von Überprojektionen verschiedener anatomischer Strukturen kann die Knochenhöhe im Fernröntgenseitenbild von der Knochenhöhe in einer dreidimensionalen Bildgebung abweichen [19, 72]. Die Auswertung von DVT-Aufnahmen stellt daher ein geeignetes Mittel dar, um die Knochenhöhe am anterioren Gaumen zu ermitteln [73-75].

In vorangegangenen Studien wurde die Knochenhöhe auf unterschiedliche Arten in DVT-Aufnahmen gemessen. Kang et al. [20] bildeten eine virtuelle Hilfslinie durch den posterioren Rand des Foramen Incisivum und die Spina nasalis posterior. Zu dieser Hilfslinie maßen sie im rechten Winkel die Knochenhöhe. De Rezende Barbosa et al. [15] maßen parallel zur Längsachse der ersten Prämolaren des Oberkiefers, die sie am Verlauf des Wurzelpulpenkavums festmachten. In anderen Untersuchungen wurde der Datensatz nach individuellen Gesichtspunkten ausgerichtet und die Knochenhöhe in koronaren oder sagittalen Schnitten in vertikaler Richtung gemessen [12, 16, 25]. Ein Nachteil dieser Messmethoden ist jedoch, dass der Anwender die radiologischen Referenzpunkte und -ebenen klinisch nicht identifizieren kann [62].

Da in der Literatur eine zur Gaumenkurvatur rechtwinklige Insertion empfohlen wird [62], wurden in der vorliegenden Studie zuerst alle DVT-Aufnahmen nach Median- und Okklusionsebene ausgerichtet, um dann die medianen und paramedianen Schnitte zu extrahieren. Daraufhin wurden im rechten Winkel zur Gaumenkurvatur (0°) und mit Angulationen nach anterior (bis -30°) und posterior (bis +30°) die Knochenhöhe gemessen. Autoren einiger anderer Studien nahmen ebenfalls eine rechtwinklige Messung zur Gaumenkurvatur vor [10, 14, 17, 22-24].

Bisherige Studien empfehlen den Bereich des dritten Gaumenfaltenpaares [17, 18] oder

den Bereich unmittelbar posterior davon [76] als klinischen Orientierungspunkt für die Insertion palatinaler Mini-Implantate. Hourfar et al. [17] fanden heraus, dass der Kontaktpunkt zwischen erstem und zweitem Prämolaren im Mittel weniger als 1 mm posterior des medialen Endes des dritten Gaumenfaltenpaares lokalisiert ist. Ebenso hielten sie fest, dass das dritte Gaumenfaltenpaar eine klinisch gut zu identifizierende und anatomisch stabile [21] Landmarke darstellt. Daher wurden in der vorliegenden Studie der Kontaktpunkt zwischen erstem und zweitem Prämolaren, die Kontaktpunkte davor und dahinter (Eckzahn/erster Prämolar, zweiter Prämolar/erster Molar) sowie deren Mittelpunkte als Messpunkte gewählt.

Daraufhin wurde in dieser Untersuchung rechtwinklig (0°) und zusätzlich mit sechs verschiedenen Angulationen nach anterior (-30° bis -10°) und posterior (10° bis 30°) an 25 Messpunkten pro Patient die Knochenhöhe gemessen. Dies entspricht jeweils 175 erhobenen Werten für die Knochenhöhe pro Patient. Dies übersteigt die vorgenommenen Messungen pro Patient vorheriger Studien deutlich. Nicht nur die Anzahl der Messungen ist deutlich höher, sondern gleichzeitig ist durch die verschiedenen Angulationen und den geringen Abstand der Messpunkte zueinander eine engmaschige Vermessung des anterioren Gaumenbereiches sichergestellt (Abb. 18 a).



Abb. 18Engmaschige Ausmessung der Knochenhöhe am anterioren Gaumen. Methode aus der
vorliegenden Studie mit 35 Messstrecken pro Schnitt (a). Schema einer Messung bei der
die Messstrecken parallel konstruiert werden. Hier im rechten Winkel zu einer Geraden
durch das Foramen Incisivum und die Spina nasalis posterior (b). Weiße Punkte: Durch
Knochenhöhemessung erfasste Gaumenareale.

Diese Wahl der Messmethode gewährleistet, dass das optimale Knochenangebot tatsächlich detektiert wird und stellt damit im Hinblick auf das Auffinden eines optimalen Insertionsortes eine sinnvolle Methode dar.

4.1.3 Knochenfraktionsmessung

Aus der dentalen Implantologie ist bekannt, dass nicht nur die Knochenhöhe für eine erfolgreiche Insertion essentiell ist, sondern auch die Knochenfraktion. Diese entspricht dem Anteil kalzifizierten Gewebes in einem definierten Areal in der unmittelbaren Umgebung eines Implantates (BV/TV). Verschiedene Autoren beobachteten, dass die Knochenfraktion mit der Primärstabilität von Implantaten korreliert. Das bedeutet, je mehr mineralisiertes Gewebe in der Implantatumgebung vorhanden ist, desto besser ist auch die Stabilität [77, 78]. Um eine Klassifizierung der potentiellen Insertionspositionen im Hinblick auf die Eignung als Insertionsort vorzunehmen, war es daher essentiell, auch die Knochenfraktion zu evaluieren.

Andere Autoren setzten sich ebenfalls mit der Fragestellung der Knochenfraktion am Gaumen auseinander. Häufig wurden dazu andere Aufnahmetypen als die DVT herangezogen. Moon et al. [40] haben in CT-Aufnahmen die HUs an unterschiedlichen Positionen ausgewertet. Andere Autoren untersuchten die Knochenfraktion in histologischen Schnitten [42, 79]. Da jedoch die DVT in der zahnmedizinischen Diagnostik zunehmend Einzug hält, war es Ziel dieser Studie auch in DVT-Aufnahmen eine Evaluation der Knochenfraktion vorzunehmen.

Die Knochenfraktionsbestimmung in der DVT gilt aufgrund der großen Varianz der Grauwerte und fehlender oder inakkurater Hounsfield-Units als problematisch [80, 81]. Um dennoch eine Knochenfraktionsmessung vornehmen zu können, wurden zum einen nur Aufnahmen desselben Gerätes mit identischen Einstellungsparametern eingeschlossen. Zum anderen wurde jeder Schnitt einzeln normalisiert. Dazu wurde jeder Schnitt in ein Bild mit 8-Bit Farbtiefe kalibriert, wobei der minimale Grauwert (Luft) gleich 0 und der maximale Grauwert (Schmelz) gleich 255 gesetzt. Dadurch konnte eine einheitliche Kalibrierung und Vergleichbarkeit gewährleistet werden.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Ergebnisse Knochenhöhe

In der vorliegenden Studie wurde festgestellt, dass das Knochenangebot in den paramedianen Regionen von Punkt B nach posterior hin abnimmt. In der Medianebene hingegen war das Knochenangebot im anterioren Bereich aufgrund des Canalis Incisivus wesentlich niedriger. Von dort aus stieg es bis zum Punkt C hin an und nahm von dort wieder leicht nach posterior hin ab. Diese Ergebnisse decken sich teilweise mit den Ergebnissen anderer Autoren. Manche Untersuchungen zeigten eine stetige Abnahme der Knochenhöhe nach posterior in allen gemessenen sagittalen Ebenen [16, 17]. Dies kann darin begründet sein, dass die Messpunkte anders gewählt oder in der Medianebene teilweise gar keine Messungen vorgenommen wurden. Außerdem wurde in manchen Untersuchungen der Canalis Incisivus nicht als Messbegrenzung gewählt. Andere Autoren stimmen mit den Ergebnissen dieser Studie überein, da sie ebenfalls für mediane Regionen einen anderen Trend als für paramediane Regionen gefunden haben. Dazu zählen auch Kang et al. [20], die an paramedianen Messpunkten eine stetige Abnahme der Knochenhöhe nach posterior feststellten und in der Medianebene nach posterior zuerst eine Zunahme, gefolgt von einer Abnahme und daraufhin erneut eine Zunahme der Knochenhöhe nachwiesen. Sehr ähnlich zu den vorliegenden Ergebnisse stellen sich die Beobachtungen von Gahleitner et al. [82] dar. In der Medianebene identifizierten sie anterior ebenfalls deutlich weniger Knochenhöhe. Als Grund scheint die Schonung des Canalis Incisivus in dieser Studie wahrscheinlich.

In der vorliegenden Untersuchung wurde deutlich, dass das Risiko der Schädigung des Nervus nasopalatinus auf Höhe A (Kontaktpunkt zwischen Eckzahn und erstem Prämolaren) am höchsten war. Dieses Ergebnis stimmt mit dem Ergebnis einer aktuellen anderen Studie überein, die das höchste Risiko hierfür anterior des ersten Prämolaren fand [74].

In der Betrachtung von Knochenhöhe in der Medianebene zur Knochenhöhe an paramedianen Messpunkten liegen deutliche Übereinstimmungen mit anderen Studien vor. Viele Autoren bestätigten den Trend, dass in der Medianebene eine Insertion durch den Canalis Incisivus limitiert wird und man in der Medianebene eine Insertion weiter posterior favorisiert werden sollte [17, 20, 82]. Dieser Trend spiegelt sich in unserer Studie durch die Extension des Insertionsbereiches in der Medianebene nach posterior wieder.

In der vorliegenden Studie wurde kein signifikanter Einfluss des Alters oder Geschlechtes auf die verfügbare Knochenhöhe festgestellt (p = 0.81). Dieses Ergebnis ist kongruent zu den Ergebnissen anderer Autoren, die ebenfalls keinen Einfluss des Alters feststellen konnten [12, 16, 23]. Im Gegensatz dazu fanden Ryu et al. signifikant

weniger Knochenhöhe bei Patienten in der frühen Wechselgebissphase (ca. 8 Jahre ± 1) als bei Patienten der späten Wechselgebissphase (ca. 12 Jahre \pm 1) und Erwachsenen [11]. Dies kann darin begründet sein, dass die Studienpopulation in der vorliegenden Untersuchung eher jung war (18,6 \pm 12 Jahre). Die Knochenmineraldichte erreicht allerdings erst zum Ende der dritten Lebensdekade ihr Maximum [83]. Es ist also denkbar, dass altersbezogene Unterschiede erst bei einer größeren Altersspanne innerhalb der Studienpopulation detektiert werden. Der Einfluss des Geschlechtes auf die Knochenhöhe deckt sich teilweise mit den bisherigen Ergebnissen ähnlicher Untersuchungen. Gracco et al. und Ryu et al. fanden in ihren Studien ebenfalls keinen Einfluss des Geschlechtes auf die Knochenhöhe [11, 16]. Allerdings gibt es Untersuchungen, deren Autoren ein signifikant höheres Knochenangebot bei Männern als bei Frauen gefunden haben [20, 23]. King et al. fanden an sechs von neun untersuchten Messpunkten zwischen 0,98 und 1,46 mm mehr Knochenhöhe bei den männlichen Studienteilnehmern als bei den weiblichen Studienteilnehmerinnen [23]. Der Grund für die kontroversen Ergebnisse kann im Alter der Studienteilnehmer liegen. Untersuchungen mit größerer Altersspanne der Studienteilnehmer fanden Unterschiede zwischen älteren Frauen und Männern [84, 85].

Bei den Messungen wurde deutlich, dass die interindividuelle Variabilität bezüglich der Knochenhöhe sehr hoch ist. Abbildung 19 verdeutlicht an drei Patientenfällen (jeweils Schnitt R2, M und L1), wie variabel sich die Gaumenanatomie darstellte. Einige Patienten zeigten ein sehr geringes Knochenangebot, das zudem durch die Inklination der Frontzahnwurzeln noch stärker limitiert wurde (Abb. 19 a). Zu beobachten waren ebenso Patientenfälle mit einem mittleren (Abb. 19 b) und hohen Knochenangebot (Abb. 19 c). Extrem niedrige Werte im anterioren Bereich kamen häufig in der Medianebene zustande, da dort der Canalis Incisivus mit seiner Mündung in die Mundhöhle auf Höhe von Messebene A und teilweise B lag (Abb. 19 a, M; b, M). Es ergaben sich jedoch auch an posterioren Messpunkten teilweise sehr niedrige Werte. Der Grund hierfür war in diesen Fällen die enge Lagebeziehung der Kieferhöhle zur Mundhöhle (Abb. 19 b, R2).



Abb. 19 Visualisierung der interindividuell unterschiedlichen Gaumenanatomie anhand von drei Patientenbeispielen (je Schnitte R2, M und L1). a) Patient mit geringster Knochenhöhe (weiblich, 15 Jahre): Die Knochenhöhe betrug 0,21 mm bei A_R2, 0,23 mm bei B_R2 und 0 mm bei A_M. b) Patient mit medianen Werten der Knochenhöhe (weiblich, 39 Jahre): Die Knochenhöhe betrug bei C_R2 und C_L1 bis zu 13 mm, bei B_M, C_M und E_M bis zu 7 mm. Bis zu 7 mm waren auch bei E_L1 bei anterioren Angulationen zu finden, wohingegen bei nur noch E_R2 0,28 mm und bei A_M 0 mm gemessen wurden. c) Patient mit höchstem Knochenangebot (männlich, 13 Jahre): Die Knochenhöhe betrug knapp über 20 mm bei B_M und 18 mm bei A_R2 und B_L1.

Andere Autoren fanden ebenfalls eine hohe Variabilität des Knochenangebotes und zogen daraus unterschiedliche Schlussfolgerungen. Bernhart et al. [10], Baumgaertel [13], Lai et al. [24] und Kang et al. [20] stellten fest, dass die Variabilität zwischen den Individuen sehr hoch und daher eine dreidimensionale Diagnostik im Vorfeld von Nöten ist. In der weiteren Begründung führten sie an, dass kein Zusammenhang zwischen dem Alter des Patienten und dem verfügbaren Knochenangebot bestehe. Ähnlich sehen dies King et al. [23]. Sie konnten keine prädiktiven Faktoren im Hinblick auf die Knochenhöhe identifizieren, weshalb sie eine dreidimensionale präoperative Diagnostik empfehlen.

Andere Autoren hielten fest, dass das Knochenangebot am Gaumen ausreichend hoch zur Insertion orthodontischer Mini-Implantate und keine weitere präoperative Diagnostik nötig sei. King et al. [22] fanden für 93.2% der Jungen und 91.9% der Mädchen genügend Knochenangebot. Die jeweils hohen Werte lassen sich dadurch erklären, dass King et al. lediglich 3 mm Knochenangebot als ausreichend definierten. Als geeigneten Insertionsort wiesen außerdem Gracco et al. [16] in ihrer DVT-Studie den anterioren Gaumen aus. Ebenso fanden hier Stockmann et al. [79] in einer histomorphometrischen Studie an Leichen (15-20 Jahre alt) ein genügend hohes Knochenangebot. Die hier fehlende Angabe der Messrichtung fehlt dem Kliniker jedodch als Angabe vor Insertion.

In der Überlegung, ob man eine für jedes Individuum gültige Insertionsempfehlung deklarieren kann, sind dies wichtige Erkenntnisse. Nicht nur die Gefahr der Schädigung von Frontzahnwurzeln, des Canalis Incisivus oder der Nasen- und Kieferhöhle sind bei Knochenangebot zu bedenken. Besonders geringem auch der mögliche Verankerungsverlust stellt eine schwerwiegende Komplikation im Behandlungsverlauf dar. Die Indikationsstellung für eine präoperative dreidimensionale Röntgendiagnostik sollte daher unter Wahrung des ALARA-Prinzips neu überdacht werden. In Zukunft gilt es daher, Patienten mit tendenziell zu niedrigem Knochenangebot im Vorfeld zu identifizieren. Weiterführende Studien sollten evaluieren, ob es möglich ist, diese Zielgruppe anhand von Fernröntgenseitenbildern, die routinemäßig zu diagnostischen Zwecken angefertigt werden, zu identifizieren. Ein anderer Ansatzpunkt wäre, mögliche Zusammenhänge zwischen Schädelwachstum oder Gaumenkonfiguration und der verfügbaren Knochenhöhe und -fraktion auszuwerten.

4.2.2 Ergebnisse Knochenfraktion

Bisherige Ergebnisse der Knochenfraktionsmessungen sind aufgrund erheblicher methodischer Unterschiede kaum mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie zu vergleichen.

Im Gegensatz zu unseren Ergebnissen fanden Moon et al. in CT-Aufnahmen in der Gruppe der Frauen eine signifikant höhere Knochenfraktion als in der Gruppe der Männer. Eine Übereinstimmung findet sich widerum darin, dass Moon et al. ebenfalls eine Abnahme der Knochenfraktion von anterior nach posterior und von median nach paramedian feststellten. Die Autoren empfehlen die Insertion von Mini-Implantaten 3 mm posterior des Foramen Incisivum und 1 bis 5 mm paramedian. Diese Messpunkte sind allerdings nicht mit denen unserer Studie zu vergleichen, da Moon et al. radiologische Landmarken als Referenzpunkte wählten [40].

Weitere Untersuchungen der Knochenfraktion wurden anhand histomorphometrischer Analysen von verschiedenen Autoren durchgeführt [42, 79, 86]. Deren Ergebnisse sind jedoch aufgrund erheblicher methodischer Unterschiede nicht mit den hier vorliegenden Ergebnissen vergleichbar.

4.2.3 Klassifikation der Insertionsorte

Der identifizierte T-förmige Insertionsbereich besteht aus grün und gelb klassifizierten Insertionspositionen. Die gelb markierten Insertionspositionen wiesen entweder eine niedrigere Knochenhöhe oder eine reduzierte Knochenfraktion auf. Sie sollten daher nicht als alleiniger Insertionsort gewählt werden, sondern bei Insertion von zwei oder drei Mini-Implantaten als zusätzlicher Insertionsort gewählt werden. Andere Studien empfahlen ebenfalls einen T-förmigen Bereich, der hinter der Verbindungslinie von Eckzahn und erstem Prämolaren liegt mit Extension in der Medianebene nach posterior [17, 71]. Lediglich die Extension nach posterior war hier jeweils weiter ausgedehnt als in der vorliegenden Untersuchung.

Hourfar et al. [17] deklarierten alle Punkte auf Höhe der Verbindungslinie der Kontaktpunkte zwischen Eckzahn und erstem Prämolaren als Insertionsorte mit genügend Knochenangebot. Ebenso fanden sie beidseits auf Höhe des Schnittpunktes von Verbindungslinie zwischen erstem und zweitem Prämolaren und Verbindungslinie durch Kontaktpunkt von seitlichem Schneidezahn und Eckzahn eine genügend große Knochenhöhe. Außer in der Medianebene wurden in der vorliegenden Untersuchung ebenfalls gute Werte für die Knochenhöhe auf Höhe des Kontaktpunktes zwischen Eckzahn und erstem Prämolaren gefunden. Hier war jedoch, besonders für anteriore Angulationen, die Gefahr der Nervschädigung sehr hoch. Aufgrund dessen wurden diese Punkte nicht in den geeigneten Insertionsbereich aufgenommen. Insgesamt liegt der empfohlene Insertionsbereich in der vorliegenden Studie weiter posterior mit eingeschränkter Empfehlung (gelb) für drei von vier medianen Insertionspunkten.

Die Ergebnisse von Studien mit radiologischen Referenzpunkten (z.B. dem Foramen Incisivum) sind mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie kaum zu vergleichen. Die maximale Knochenhöhe wurde in der Literatur an verschiedenen Punkten angegeben. Es werden Punkte zwischen 3 mm bis 9 mm posterior des Foramen Incisivum und bis zu 10 mm paramedian empfohlen [10, 12, 16, 20, 22, 24].

4.2.4 Lokaler Einfluss des Insertionswinkels

Der Einfluss des Insertionswinkels auf die Primärstabilität von Mini-Implantaten wurde bereits berichtet [87], jedoch eine mögliche Auswirkung auf die Knochenhöhe und fraktion noch nicht untersucht. In der vorliegenden Studie konnte bestätigt werden, dass der Insertionswinkel an einigen Positionen auch einen Einfluss auf die Knochenhöhe und Knochenfraktion hat. Im anterioren Bereich der empfohlenen Insertionsregion wurde ein höheres Knochenangebot durch Insertion in posteriorer Richtung und im posterioren Bereich durch Angulation nach anterior gefunden.

4.3 Limitationen der Arbeit

Der Stichprobenumfang in dieser Studie war mit n = 30 tendenziell klein. Die dennoch erzielten signifikanten Ergebnisse sprechen für starke Unterschiede zwischen den untersuchten Parametern und rechtfertigen die Größe des Stichprobenumfanges.

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss unterschiedlicher sagittaler, nicht aber transversaler Insertionsangulationen untersucht, da besonders wegen einer potentiellen Verletzungsgefahr des Canalis Incisivus verschiedene sagittalen Angulationen interessant schienen. In weiteren Untersuchungen könnte auch die Evaluation verschiedener transversaler Winkel interessant sein, da eine mediane Angulation vermutlich ein höheres Knochenangebot und ein geringeres Risiko einer Wurzelschädigung bedeuten könnte. Allerdings könnte aufgrund der Gaumenanatomie (besonders bei einem steilen Gaumenverlauf) die klinische Umsetzbarkeit transversaler Insertionsangulationen schwierig sein.

Bei der Evaluation des lokalen Einflusses des Insertionswinkels auf die Knochenhöhe wurde in Abbildung 18 zum Zwecke der Übersicht lediglich der Winkel eingetragen, der das höchste Knochenangebot an der jeweiligen Position bot. An manchen Messpunkten wiesen jedoch mehrere Winkel gegenüber anderen signifikant mehr Knochenangebot auf. Der lokale Einfluss der Insertionsangulation wurde lediglich Knochenhöhe untersucht. Ein gegenüber der Zusammenhang zwischen Insertionsangulation und Knochenfraktion wurde nicht getestet, um die Informationen für den Kliniker übersichtlich zu halten. Außerdem wurde ein größeres Interesse seitens der Anwender an der Knochenhöhe gegenüber der Knochenfraktion bei verschiedenen Angulationen angenommen.

4.4 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigen, dass ein T-förmiges Areal mit besonders hohem Knochenangebot und folglich einer hohen Eignung für die Insertion von Mini-Implantaten am anterioren Gaumen besteht [71]. Im Gegensatz zu vorherigen Arbeiten ist dieser Bereich jedoch kleiner als bisher angenommen. Das höchste Knochenangebot findet sich in einem T-förmigen Bereich paramedian auf Höhe der ersten Prämolaren und des Kontaktpunktes zwischen erstem und zweitem Prämolaren und erstreckt sich in der Medianebene bis auf Höhe des Kontaktpunktes von zweitem Prämolaren und erstem Molaren. Bei einer Implantatinsertion im anterioren Bereich des "Ts" ist eine Angulation nach posterior ideal, während im posterioren Bereich eine anteriore Neigung vorteilhaft ist.

Weder das Alter noch das Geschlecht haben einen Einfluss auf die Knochenhöhe oder Knochenfraktion.

Eine große interindividuelle Variabilität wurde festgestellt, weshalb in zukünftigen Studien weitere mögliche Einflussfaktoren auf das Knochenangebot untersucht werden sollten. Dadurch könnten Patienten mit geringem Knochenangebot, die vor Insertion von Mini-Implantaten von einer dreidimensionalen Bildgebung profitieren würden, identifiziert werden.

Literatur- und Quellenverzeichnis

- 1. Antoszewska-Smith, J., et al., *Effectiveness of orthodontic miniscrew implants in anchorage reinforcement during en-masse retraction: A systematic review and meta-analysis.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2017. **151**(3): p. 440-455.
- 2. Rizk, M.Z., et al., *Effectiveness of en masse versus two-step retraction: a systematic review and meta-analysis.* Prog Orthod, 2018. **18**(1): p. 41-51.
- 3. Becker, K., et al., *Skeletally anchored mesialization of molars using digitized casts and two surface-matching approaches : Analysis of treatment effects.* J Orofac Orthop, 2018. **79**(1): p. 11-18.
- 4. Rodriguez de Guzman-Barrera, J., et al. *Effectiveness of interceptive treatment of class III malocclusions with skeletal anchorage: A systematic review and meta-analysis.* PLoS One 2017 05.03.2019]; Available from: <u>https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0173875</u>.
- 5. Karagkiolidou, A., et al., *Survival of palatal miniscrews used for orthodontic appliance anchorage: A retrospective cohort study.* American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2013. **143**(6): p. 767-772.
- 6. Wilmes, B. and D. Drescher, *Application and effectiveness of the Beneslider: a device to move molars distally.* World J Orthod, 2010. **11**(4): p. 331-340.
- 7. Wilmes, B., et al., *Protocols for combining the Beneslider with lingual appliances in Class II treatment*. J Clin Orthod, 2014. **48**(12): p. 744-752.
- 8. Nienkemper, M., et al., *Multipurpose use of orthodontic mini-implants to achieve different treatment goals*. J Orofac Orthop, 2012. **73**(6): p. 467-476.
- 9. Freudenthaler, J.W., H.-P. Bantleon, and R. Haas, *Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications*. Clinical Oral Implants Research, 2001. **12**(4): p. 358-363.
- 10. Bernhart, T., et al., *Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant.* Clin Oral Implants Res, 2000. **11**(6): p. 595-601.
- 11. Ryu, J.H., et al., *Palatal bone thickness compared with cone-beam computed tomography in adolescents and adults for mini-implant placement*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012. **142**(2): p. 207-212.
- 12. Marquezan, M., et al., *Tomographic mapping of the hard palate and overlying mucosa*. Braz Oral Res, 2012. **26**(1): p. 36-42.
- 13. Baumgaertel, S., *Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **140**(6): p. 806-811.
- 14. 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): p. 104-108.
- 15. de Rezende Barbosa, G.L., et al., *Comparison of median and paramedian regions for planning palatal mini-implants: a study in vivo using cone beam computed tomography.* Int J Oral Maxillofac Surg, 2014. **43**(10): p. 1265-1268.

- 16. Gracco, A., et al., *Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **134**(3): p. 361-369.
- 17. Hourfar, J., et al., *Three dimensional anatomical exploration of the anterior hard palate at the level of the third ruga for the placement of mini-implants--a cone-beam CT study*. Eur J Orthod, 2015. **37**(6): p. 589-595.
- 18. Hourfar, J., et al., *The most distal palatal ruga for placement of orthodontic mini-implants*. Eur J Orthod, 2015. **37**(4): p. 373-378.
- 19. Jung, B.A., et al., *Vertical palatal bone dimensions on lateral cephalometry and cone-beam computed tomography: implications for palatal implant placement.* Clin Oral Implants Res, 2011. **22**(6): p. 664-668.
- 20. Kang, S., et al., *Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(4): p. 74-81.
- 21. Kim, H.K., et al., *Three-dimensional biometric study of palatine rugae in children with a mixed-model analysis: a 9-year longitudinal study.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012. **141**(5): p. 590-597.
- King, K.S., et al., Vertical bone volume in the paramedian palate of adolescents: a computed tomography study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. 132(6): p. 783-788.
- 23. King, K.S., et al., *Predictive factors of vertical bone depth in the paramedian palate of adolescents.* Angle Orthod, 2006. **76**(5): p. 745-751.
- 24. Lai, R.F., et al., *Applied anatomic site study of palatal anchorage implants using cone beam computed tomography*. Int J Oral Sci, 2010. **2**(2): p. 98-104.
- 25. Manjula, W.S., et al., *Palatal bone thickness measured by palatal index method using cone-beam computed tomography in nonorthodontic patients for placement of mini-implants.* J Pharm Bioallied Sci, 2015. **7**(1): p. 107-110.
- 26. Gutwald, R., N.C. Gellrich, and R. Schmelzeisen, *Einführung in die zahnärztliche Chirurgie und Implantologie: für Studium und Beruf ; mit 71 Tabellen.* 2010: Dt. Ärzte-Verlag.
- 27. Thakur, A.R., et al., *Anatomy and morphology of the nasopalatine canal using cone-beam computed tomography*. Imaging Sci Dent, 2013. **43**(4): p. 273-281.
- 28. Mozzo, P., et al., *A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results.* Eur Radiol, 1998. **8**(9): p. 1558-1564.
- 29. Arai, Y., et al., *Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use*. Dentomaxillofac Radiol, 1999. **28**(4): p. 245-248.
- 30. Strahlenschutzkommission, I. *Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007.* 2007. 2002.2019]; Available from: <u>http://www.icrp.org/docs/P103_German.pdf</u>.
- 31. Commission, E. Radiation Protection no 136: European Guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. 2004 20.02.2019]; Available from: <u>https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/136.pdf</u>.

- 32. Verbraucherschutz, B.d.J.u.f. *Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung § 83 Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe am Menschen*. 05.03.2019]; Available from: https://www.gesetze-im-internet.de/strlschg/ 83.html.
- 33. Hirschfelder, U. Leitlinie Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT). 2008 20.02.2019]; Available from: <u>https://www.dgkfovorstand.de/fileadmin/redaktion/veroeffentlichungen/Stellungnahme_Hirschfeld</u> <u>er_DVT.pdf</u>.
- 34. SEDENTEXCT. *Radioation Protection Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology*. 2012 05.03.2019]; Available from: http://www.sedentexct.eu/files/radiation_protection_172.pdf.
- Schulze, R. s2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie. 2013 20.02.2019]; Available from: <u>https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-</u>0051_S2k_Dentale_Volumentomographie_2013-10-abgelaufen.pdf.
- Kapila, S.D. and J.M. Nervina. CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. Dentomaxillofac Radiol 2015 05.03.2019]; Available from: <u>https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4277443/</u>.
- 37. Papadopoulos, M.A., S.N. Papageorgiou, and I.P. Zogakis, *Clinical effectiveness* of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. J Dent Res, 2011. **90**(8): p. 969-976.
- 38. Thiruvenkatachari, B., et al., *Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. **129**(4): p. 551-554.
- 39. Heymann, G.C. and J.F. Tulloch, *Implantable devices as orthodontic anchorage: a review of current treatment modalities.* J Esthet Restor Dent, 2006. **18**(2): p. 68-80.
- 40. Moon, S.H., et al., *Palatal bone density in adult subjects: implications for miniimplant placement*. Angle Orthod, 2010. **80**(1): p. 137-144.
- 41. Sandler, J., et al., *Palatal implants are a good alternative to headgear: a randomized trial.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **133**(1): p. 51-57.
- 42. Wehrbein, H., *Bone quality in the midpalate for temporary anchorage devices*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20**(1): p. 45-49.
- 43. Wilmes, B. and D. Drescher, *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie: Das Benefit-System.* Zahnmedizin up2date, 2008. **2**(06): p. 575-584.
- 44. Kuroda, S., et al., *Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage:* success rates and postoperative discomfort. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(1): p. 9-15.
- 45. Trisi, P., W. Rao, and A. Rebaudi, *A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. **14**(5): p. 689-698.

- 46. Burmann, P.F., et al., *Titanium alloy orthodontic mini-implants: scanning electron microscopic and metallographic analyses.* Acta Odontol Latinoam, 2015. **28**(1): p. 42-47.
- 47. Galeotti, A., et al., *Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants.* Prog Orthod, 2013. **14**: p. 15-19.
- 48. Bernhart, T., et al., Short epithetic implants for orthodontic anchorage in the paramedian region of the palate. A clinical study. Clin Oral Implants Res, 2001. 12(6): p. 624-631.
- Wehrbein, H., B.R. Merz, and P. Diedrich, *Palatal bone support for orthodontic implant anchorage-a clinical and radiological study*. Eur J Orthod, 1999. 21(1): p. 65-70.
- 50. Jung, B.A., et al., *Success rate of second-generation palatal implants*. Angle Orthod, 2009. **79**(1): p. 85-90.
- 51. Tinsley, D., et al., *Orthodontic palatal implants: clinical technique*. J Orthod, 2004. **31**(1): p. 3-8.
- 52. Wilmes, B. and D. Drescher, *A miniscrew system with interchangeable abutments*. J Clin Orthod, 2008. **42**(10): p. 574-580.
- 53. Jung, B.A., et al., *Immediate versus conventional loading of palatal implants in humans: a first report of a multicenter RCT*. Clin Oral Investig, 2011. **15**(4): p. 495-502.
- 54. Melsen, B. and A. Costa, *Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage*. Clin Orthod Res, 2000. **3**(1): p. 23-28.
- 55. Wiechmann, D., U. Meyer, and A. Buchter, *Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study.* Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(2): p. 263-267.
- 56. Owens, S.E., et al., *Experimental evaluation of tooth movement in the beagle dog with the mini-screw implant for orthodontic anchorage.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **132**(5): p. 639-646.
- Wehrbein, H., *Enossale Titanimplantate als orthodontische* Verankerungselemente. Fortschritte der Kieferorthopädie, 1994. 55(5): p. 236-250.
- 58. Roberts, W.E., K.J. Marshall, and P.G. Mozsary, *Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site.* Angle Orthod, 1990. **60**(2): p. 135-152.
- 59. Park, H.-S., An anatomical study using CT images for the implantation of microimplants. Korean J Orthod, 2002. 28: p. 435-441.
- 60. Hourfar, J., et al., *Influence of interradicular and palatal placement of orthodontic mini-implants on the success (survival) rate.* Head Face Med, 2017. 13(1): p. 14-17.
- 61. Wilmes, B., A. Panayotidis, and D. Drescher, *Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study.* Eur J Orthod, 2011. **33**(4): p. 396-401.

- 62. Ludwig, B., et al., *Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites.* J Clin Orthod, 2011. **45**(8): p. 433-441.
- 63. Papadopoulos, M.A. and F. Tarawneh, *The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2007. **103**(5): p. 6-15.
- 64. Melsen, B. and C. Verna, *Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system*. Seminars in Orthodontics, 2005. **11**(1): p. 24-31.
- 65. Asscherickx, K., et al., *Root repair after injury from mini-screw*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(5): p. 575-578.
- 66. Hembree, M., et al., *Effects of intentional damage of the roots and surrounding structures with miniscrew implants*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009.
 135(3): p. 281-289.
- 67. Kuroda, S., et al., *Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2007. **131**(4): p. 68-73.
- 68. Chen, Y.H., et al., *Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study.* Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(1): p. 99-106.
- 69. Kravitz, N.D. and B. Kusnoto, *Risks and complications of orthodontic miniscrews*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(4): p. 43-51.
- 70. Brånemark, P.I., et al., *An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1984. **42**(8): p. 497-505.
- 71. Wilmes, B., et al., *The T-Zone: Median vs. Paramedian Insertion of Palatal Mini-Implants.* J Clin Orthod, 2016. **50**(9): p. 543-551.
- 72. de Rezende Barbosa, G.L., et al., *Vertical measurements for planning palatal mini-implants in lateral radiography and cone beam computed tomography.* Implant Dent, 2014. **23**(5): p. 588-592.
- 73. Holm, M., et al., *Bone thickness of the anterior palate for orthodontic miniscrews*. Angle Orthod, 2016. **86**(5): p. 826-831.
- 74. Kawa, D., et al., *What is the best position for palatal implants? A CBCT study on bone volume in the growing maxilla.* Clin Oral Investig, 2017. **21**(2): p. 541-549.
- 75. Sumer, A.P., et al., *The evaluation of palatal bone thickness for implant insertion with cone beam computed tomography.* Int J Oral Maxillofac Surg, 2016. **45**(2): p. 216-220.
- 76. Wilmes, B., et al., *Mini-Implantate zur kieferorthopädischen Verankerung im anterioren Gaumen, mediane vs. paramediane Insertion.* Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie, 2015. **47**(04): p. 243-248.
- 77. Friberg, B., et al., *A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study.* Int J Oral Maxillofac Surg, 1999. **28**(4): p. 297-303.

- 78. Johansson, B., J.-M. Back T Fau Hirsch, and J.M. Hirsch, *Cutting torque measurements in conjunction with implant placement in grafted and nongrafted maxillas as an objective evaluation of bone density: a possible method for identifying early implant failures?* Clin Implant Dent Relat Res. **6**(1): p. 9-15.
- 79. Stockmann, P., et al., *Which region of the median palate is a suitable location of temporary orthodontic anchorage devices? A histomorphometric study on human cadavers aged 15-20 years.* Clin Oral Implants Res, 2009. **20**(3): p. 306-312.
- 80. Pauwels, R., et al. *CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable?* Dentomaxillofac Radiol 2015 05.03.2019]; Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4277442/.
- 81. Pauwels, R., et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. Br J Radiol 2013 Jan 05.03.2019]; Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4651064/.
- 82. Gahleitner, A., et al., Dental CT and orthodontic implants: imaging technique and assessment of available bone volume in the hard palate. Eur J Radiol, 2004. 51(3): p. 257-262.
- 83. Baxter-Jones, A.D., et al., *Bone mineral accrual from 8 to 30 years of age: an estimation of peak bone mass.* J Bone Miner Res, 2011. **26**(8): p. 1729-1739.
- 84. Macdonald, H.M., et al., *Age-related patterns of trabecular and cortical bone loss differ between sexes and skeletal sites: a population-based HR-pQCT study.* J Bone Miner Res, 2011. **26**(1): p. 50-62.
- 85. Milovanovic, P., et al., Age- and Sex-Specific Bone Structure Patterns Portend Bone Fragility in Radii and Tibiae in Relation to Osteodensitometry: A High-Resolution Peripheral Quantitative Computed Tomography Study in 385 Individuals. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2015. **70**(10): p. 1269-1275.
- 86. Wehrbein, H., *Anatomic site evaluation of the palatal bone for temporary orthodontic anchorage devices*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(7): p. 653-656.
- 87. Wilmes, B., Y.Y. Su, and D. Drescher, *Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants*. Angle Orthod, 2008. **78**(6): p. 1065-1070.

Danksagung

Als erstes möchte ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. Benedict Wilmes für die freundliche Überlassung des interessanten Themas bedanken. Seine wohlwollende Unterstützung war und ist sehr wertvoll für mich.

Außerdem gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Dieter Drescher für die Befürwortung dieser Dissertation und die bedeutsamen Anregungen während des Entstehungsprozesses.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. Kathrin Becker für ihr außerordentliches Engagement und ihr entgegengebrachtes Vertrauen.

Vor allem möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden für die Unterstützung und Motivierung während des Studiums und der Fertigstellung dieser Dissertation bedanken.