

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor der Poliklinik: Univ.-Prof. Dr. Dr. Collin Jacobs

**Humanpräparate-Studie zur Evaluation der Diagnostikmethoden
bei der kieferorthopädischen Planung für die Insertion von
orthodontischen (Mini-)Implantaten am Gaumen**

Dissertation

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

vorgelegt von
Efterpi Maria Sampani

2026

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

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. dent. Dieter Drescher

Zweitgutachter: PD Dr. med. dent. Frank Spitznagel

Für meine Familie.

Zusammenfassung

Mini-Implantate stellen in der Kieferorthopädie eine zunehmend wichtige Verankerungsoption dar und werden bevorzugt im anterioren Gaumen inseriert. Für die prä-implantologische Planung wird üblicherweise das zweidimensionale Fernröntgenseitenbild (FRS) eingesetzt. Alternativ bietet die dentale Volumentomographie (DVT) eine dreidimensionale, nahezu maßstabsgetreue Darstellung mit höherem diagnostischem Informationsgehalt, allerdings bei höherer Strahlenexposition. Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, die diagnostische Aussagekraft des FRS im Vergleich zur DVT bezüglich des palatinalen Knochenangebots zu prüfen. Es wurden fünf unfixierte Humanpräparate geröntgt, wobei die FRS-Aufnahmen mit dem Orthophos SL und die DVT-Aufnahmen mit dem Orthophos SL 3D der Firma Dentsply Sirona angefertigt wurden. Als Referenzpunkt diente der erste Prämolare, der in sagittaler Ausrichtung in mesial, zentral und distal unterteilt und in der koronalen Ansicht der DVT-Aufnahmen in 2-mm-Abständen (8, 6, 4, 2, 0 mm rechts/links) untersucht wurde. Die Bildauswertung erfolgte mit Fiji (ImageJ). Zunächst wurden Reproduzierbarkeit und Messpräzision mittels Dahlberg-Formel und Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) bestimmt. Der Vergleich der FRS-Werte mit den medianen und paramedianen DVT-Messungen erfolgte mittels *t*-Tests für abhängige Stichproben. Darüber hinaus wurde mit einer einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung (ANOVA) geprüft, ob sich zwischen den DVT-Betriebsmodi (*low dose* [LD], *standard dose* [SD], *high definition* [HD]) signifikante Unterschiede hinsichtlich der Detektion der Knochenhöhe ergaben. Mittels *t*-Test für abhängige Stichproben und Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test wurde auf Unterschiede zwischen kleinem und großem *Field of View* (FoV) geprüft. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Die statistische Auswertung erfolgte mit Microsoft Excel, DATAtab und SPSS. Die Ergebnisse zeigen, dass das FRS in der mesialen und zentralen Ebene die Knochenhöhe der Medianebene der DVT adäquat widerspiegelt, während in der distalen Ebene signifikante Differenzen ($p = 0,029$) festgestellt wurden. Der Vergleich mit den paramedianen Schichten legt nahe, dass das FRS überwiegend die minimale Schicht jeder Ebene abbildet. Daher kann das FRS grundsätzlich als primäres Bildgebungsmittel für die prä-implantologische Planung herangezogen werden, sofern ein ausreichendes Knochenangebot vorliegt. Ist das im FRS dargestellte Knochenangebot jedoch unzureichend, empfiehlt sich ergänzend eine DVT-Aufnahme im LD-Modus, da hier zwischen den verschiedenen Modi keine signifikanten Unterschiede in der Detektionsgenauigkeit der Knochenhöhe festgestellt wurden. Im Sinne des *As-Low-As-Reasonably-Achievable*-(ALARA)-Prinzips ist bei gegebener Fragestellung und vollständiger Abdeckung der Zielregion die Verwendung eines kleinen FoV zu bevorzugen. In den vorliegenden Analysen zeigten sich im Vergleich gegenüber dem größeren FoV statistisch signifikante Unterschiede, die durch die kleinere Voxelgröße und die damit verbundene höhere räumliche Auflösung zu erklären sind.

Summary

Mini-implants are becoming an increasingly important anchoring option in orthodontics and are preferably inserted in the anterior palate. Two-dimensional lateral cephalograms (Ceph) are usually used for pre-implant planning. Alternatively, cone beam computed tomography (CBCT) offers a three-dimensional, almost true-to-scale representation with higher diagnostic information content, but with higher radiation exposure. The aim of the present study was to examine the diagnostic accuracy of ceph compared to CBCT regarding palatal bone availability. For this purpose, radiographic images were taken of five unfixed human specimens, whereby the ceph images were taken with the Orthophos SL and the CBCT images with the Orthophos SL 3D from Dentsply Sirona. The first premolar served as the reference point, which was divided into mesial, central and distal in sagittal alignment and examined in 2-mm intervals (8, 6, 4, 2, 0 mm right/left) in the coronal view of the CBCT images. The images were evaluated using Fiji (ImageJ). First, reproducibility and measurement precision were determined using the Dahlberg formula and intraclass correlation coefficients (ICC). The ceph values were compared with the median and paramedian CBCT measurements using depended samples *t*-tests. In addition, a one-factor analysis of variance with repeated measurements (ANOVA) was used to test whether there were significant differences between the CBCT operating modes (low dose [LD], standard dose [SD], high definition [HD]) in terms of bone height detection. The depended samples *t*-test and the Wilcoxon signed-rank test were used to check for differences between small field of view (FoV) and large FoV. The significance level was set at $p < 0.05$. Statistical analysis was performed using Microsoft Excel, DATAtab, and SPSS. The results show that the ceph adequately reflects the bone height of the median plane of the CBCT in the mesial and central planes, while significant differences ($p = 0.029$) were found in the distal plane. Comparison with the paramedian layers suggests that the ceph predominantly depicts the minimum layer of each plane. Therefore, ceph can generally be used as the primary imaging method for pre-implant planning, if there is adequate bone availability. However, if the bone supply shown in the ceph is insufficient, a supplementary CBCT image in LD mode is recommended, as no significant differences in bone height detection accuracy were found between the different modes. In accordance with the As-Low-As-Reasonably-Achievable-(ALARA) principle, the use of a small FoV is preferable for a given question and complete coverage of the target region. The present analyses showed statistically significant differences compared to the larger FoV, which can be explained by the smaller voxel size and the associated higher spatial resolution.

Abkürzungsverzeichnis

ALADA	<i>As Low As Diagnostically Acceptable</i>
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ANOVA	<i>Analysis Of Variance</i>
CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
Ceph	<i>Cephalogram</i>
CT	Computertomographie
DFP	Dosisflächenprodukt
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DVT	Dentale Volumentomographie
EEGE	<i>Exponential Edge-gradient</i>
FPD	<i>Flat Panel Detector</i>
Fiji	<i>Fiji Is Just ImageJ</i>
FOV	<i>Field Of View</i>
FRS	Fernröntgenseitenbild
HD-Modus	<i>High Definition-Modus</i>
KFO	Kieferorthopädie
KV	Kilovolt
LD-Modus	<i>Low Dose-Modus</i>
LKG-Spalten	Lippen-, Kiefer-, Gaumen-Spalten
Mikro-CT	Mikro-Computertomographie
mGycm²	Milligray-Quadratcentimeter
Q-Q Plot	Quantile-Quantile Plot
ROI	<i>Region Of Interest</i>
S2k-Leitlinie	Konsensbasierte Leitlinie
SD-Modus	<i>Standard Dose-Modus</i>
TAD	<i>Temporary Anchorage Devices</i>
TIFF	<i>Tagged Image File Format</i>

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Orthodontische Mini-Implantate als skelettale Verankerungselemente in der KFO	1
1.2	Diagnostikmethoden zur Identifizierung des anterioren Knochenangebots des Gaumens	5
1.2.1	Fernröntgenseitenbild (FRS)	6
1.2.2	Digitale Volumentomographie (DVT)	12
1.3	Ziele der Arbeit	18
2	Material und Methoden	20
2.1	Material	20
2.1.1	Auswahlkriterien und Vorbereitung der Humanpräparate	20
2.1.2	Ethische und rechtliche Unbedenklichkeit	22
2.1.3	Anfertigung der FRS-Aufnahmen	22
2.1.4	Anfertigung der DVT-Aufnahmen	23
2.2	Versuchsmethodik	27
2.2.1	Rahmenbedingungen der Messmethodik	27
2.2.2	Messverfahren am FRS	28
2.2.3	Messverfahren am DVT	30
2.2.4	Datensatz	34
2.3	Statistische Analysen	34
3	Ergebnisse	39
3.1	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des FRS	39
3.2	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der DVT	40
3.3	Ergebnisse des Vergleichs des FRS mit den medianen Werten der DVT	42
3.4	Ergebnisse des Vergleichs des FRS mit den paramedianen Werten der DVT	45
3.5	Ergebnisse des Vergleichs der drei Modi der DVT	49
3.6	Ergebnisse des Vergleichs zwischen FoV 11 x 10 cm und FoV 5 x 5,5 cm	51
4	Diskussion und Schlussfolgerungen	57
4.1	Diskussion von Material und Methoden	57
4.1.1	Humanpräparate	57
4.1.2	Auswahl der Messpunkte	58
4.2	Diskussion der Ergebnisse	59
4.2.1	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des FRS	59
4.2.2	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der DVT	61
4.2.3	Ergebnisse des Vergleichs des FRS mit den medianen Werten der DVT	63
4.2.4	Ergebnisse des Vergleichs des FRS mit den paramedianen Werten der DVT	66
4.2.5	Ergebnisse des Vergleichs der drei Modi der DVT-Aufnahmen	69
4.2.6	Ergebnisse des Vergleichs FoV 5 x 5,5 cm und FoV 11 x 10 cm	70
4.3	Schlussfolgerungen	72
5	Literatur- und Quellenverzeichnis	74
6	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	82

1 Einleitung

1.1 Orthodontische Mini-Implantate als skelettale Verankerungselemente in der KFO

Eine stabile und belastbare Verankerung stellt eine grundlegende Voraussetzung für eine erfolgreiche kieferorthopädische Behandlung dar. Gemäß dem dritten Axiom von Newton erzeugt jede Kraft eine gleich große Gegenkraft: „*actio = reactio*“ (Newton 1833). Dies impliziert, dass jede kieferorthopädische Maßnahme eine gleichwertige Reaktion hervorruft, was unerwünschte Zahnbewegungen verursachen kann (Paulus und Hartmann 2011). Die Verankerung stellt eine zentrale Maßnahme dar, um diese Auswirkungen zu kontrollieren. Gianelly und Goldman (1971) führten das Konzept unterschiedlicher Verankerungsqualitäten ein, welches das Ausmaß beschreibt, in dem sich die Zähne der aktiven und reaktiven Einheit nach Kraftanwendung bewegen dürfen. Diese Qualitäten werden in minimale, moderate und maximale Verankerung unterteilt. Zur Umsetzung dieser Ansätze stehen verschiedene Verankerungskonzepte zur Verfügung, darunter die dentale, desmodontale, extraorale sowie die skelettale/enossale Verankerung. Die dentale bzw. desmodontale Verankerung kann mithilfe intraoraler Geräte wie Palatinal- oder Lingualbögen, *Lipbumper*, *Nance*-Apparaturen, *Jasper-Jumpern* oder Klasse-II- und Klasse-III-Gummizügen erfolgen (Sander et al. 2011). Diese dental oder desmodontal verankerten Apparaturen ermöglichen jedoch keine maximale Verankerung, wodurch das Risiko unerwünschter Nebeneffekte durch reaktive Kräfte besteht (Diar-Bakirly et al. 2016). Die extraorale Verankerung, wie sie z.B. durch *Headgear* oder *Delaire*-Masken erfolgt, ermöglicht zwar eine größere Verankerungsqualität, leidet jedoch unter der Einschränkung einer geringen Akzeptanz bei den Patienten (Cole 2002; Cureton, Regennitter, und Yancey 1993). Dies ist vor allem auf das auffällige Erscheinungsbild dieser Geräte zurückzuführen, die zudem aktiv getragen werden müssen und daher stark von der Adhärenz der Patienten abhängen. Als dritte Option stellt die skelettale bzw. enossale Verankerung eine Alternative dar, bei der Verankerungselemente direkt in den Knochen eingesetzt werden. Diese übertragen die einwirkenden Kräfte auf die skelettalen Strukturen und ermöglichen so eine maximale Verankerung (Yao et al. 2008). Besonders in den letzten Jahrzehnten hat die Verwendung von temporären skelettalen Verankerungselementen (*Temporary Anchorage Devices, TADs*), zu denen enossale Implantate, Plattensysteme oder orthodontische Mini-Implantate gehören, in der Kieferorthopädie an Bedeutung gewonnen. In einer systematischen Auswertung von Becker et al. (2018) wurde aufgezeigt, dass herkömmliche Verankerungsmittel wie der *Headgear*, Transpalatinalbögen oder *Nance-Buttons* oftmals eine anspruchsvolle Verankerungskontrolle fordern und häufig mit Verankerungsverlusten assoziiert sind. Im Gegensatz dazu hat sich die skelettale Verankerung mittels Mini-Implantaten als äußerst effektiv erwiesen, da sie eine zuverlässige Verankerung ermöglicht und reziproke Kräfte vermeidet, wodurch unerwünschte Zahnbewegungen minimiert werden (Feldmann und Bondemark, 2006). Aufbauend auf diesen

Erkenntnissen wird im Folgenden besonderes Augenmerk auf orthodontische Mini-Implantate gelegt, die als kleine Schrauben temporär in das Knochengewebe eingesetzt werden, um während der kieferorthopädischen Therapie eine stabile Verankerung zu gewährleisten (Singh et al. 2010). Im Unterschied zu dauerhaften Implantaten, wie sie beispielsweise für den Zahnersatz genutzt werden, verbleiben kieferorthopädische Mini-Implantate nur vorübergehend im Körper und können nach Therapieabschluss einfach entfernt werden. Die orthodontischen Mini-Implantate bestehen in der Regel aus einer Titanlegierung (Titan Grad V: Ti-6Al-4V) und zeichnen sich durch eine hohe Bruchfestigkeit aus (Wilmes et al. 2015). Ihre maschinerte Oberfläche verhindert eine vollständige Osseointegration, was eine unkomplizierte, minimalinvasive Entfernung ermöglicht. Sie sind in Längen von 5 bis 14 mm und mit einem Durchmesser von 1 bis 2,3 mm erhältlich (Wilmes et al. 2015; Nienkemper et al. 2014) (Abb. 1). Für die meisten Indikationen werden Mini-Implantate mit einem Durchmesser von 2 mm verwendet, da diese eine hinreichend hohe Stabilität gewährleisten (Wilmes und Drescher 2008a; Wilmes et al. 2006b; Wilmes, Su, und Drescher 2008; Wilmes et al. 2006a).



Abb. 1: Mini-Implantat der Größe 2 x 9 mm vom Benefit-System (PSM Medical Solutions, Gunningen, Deutschland)

Die Anwendung von Mini-Implantaten bietet zahlreiche Vorteile, die sie zu einer wertvollen Methode in der kieferorthopädischen Therapie machen. Ein entscheidender Aspekt ist ihre Unabhängigkeit von der Patientenadhärenz, kombiniert mit einem breiten Behandlungsspektrum, minimaler chirurgischer Invasivität, einem zügigen Behandlungsverlauf und vergleichsweise niedrigen Kosten (Wilmes et al. 2015; Wilmes und Drescher 2008b). Ein weiterer wesentlicher Vorteil der skelettalen Verankerung ist die positive Auswirkung auf den Patientenkomfort. Studien wie die von Kaaouara et al. (2018) zeigen, dass Mini-Implantate im Vergleich zu traditionellen Methoden von Patienten als weniger störend wahrgenommen werden. Da Mini-Implantate skelettal inseriert werden, sind die Anzahl und der parodontale Zustand der Zähne, im Gegensatz zu herkömmlichen kieferorthopädischen Apparaturen, von untergeordneter Bedeutung. Dies macht sie zu einer vielseitigen Option

sowohl in der Kinder- als auch in der Erwachsenen-Kieferorthopädie. Durch die Möglichkeit, verschiedene *Abutments* an die Mini-Implantate zu adaptieren und diese mit unterschiedlichen kieferorthopädischen Apparaturen zu kombinieren, ergeben sich zahlreiche klinische Einsatzmöglichkeiten. Dazu zählen unter anderem das Aufrichten und Distalisieren von Molaren, die Einordnung retinierter Zähne, Intrusion und Extrusion sowie die Bereitstellung temporären Zahnersatzes (Wilmes und Drescher 2008b). Im Oberkiefer lassen sich mithilfe von Mini-Implantaten zusätzlich Gaumenhafterweiterungen, Molaren- und Frontverankerungen durchführen (Wilmes und Drescher 2008b). Darüber hinaus können Mini-Implantate für die Korrektur anteroposteriorer Diskrepanzen eingesetzt werden. Dies betrifft insbesondere Patienten mit skelettalen Klasse-II- oder Klasse-III-Dysgnathien, bei denen entweder eine Retraktion des Frontzahnsegments oder eine Protraktion der Seitenzähne erforderlich ist (Baumgaertel, Razavi, und Hans 2008). Mini-Implantate ermöglichen zudem die gezielte Korrektur der vertikalen Dimension. Dies ist bei Patienten mit einem offenen Biss oder einem Tiefbiss von Bedeutung (Baumgaertel, Razavi, und Hans 2008). Zudem finden Mini-Implantate zunehmend Anwendung in der interdisziplinären Kieferorthopädie. Insbesondere in der Zusammenarbeit mit Prothetikern und Oralchirurgen, beispielsweise im Rahmen präprothetischer kieferorthopädischer Behandlungen, spielen sie eine zentrale Rolle. Hier dienen sie der Korrektur gekippter oder elongierter Zähne, um ausreichend Platz für geplanten Zahnersatz zu schaffen (Baumgaertel, Razavi, und Hans 2008).

Die Auswahl der Insertionsregion für Mini-Implantate sollte sich an der geplanten Behandlungsfunktion orientieren. Die Positionierung der Mini-Implantate ist von entscheidender Bedeutung für die Stabilität, Funktionalität und den Erfolg der kieferorthopädischen Therapie. Geeignete Insertionsregionen umfassen unter anderem den Alveolarfortsatz und den anterioren harten Gaumen (Wilmes et al. 2016; Ludwig et al. 2011). Die Insertion im Bereich des Alveolarfortsatzes erfolgt üblicherweise interradiär im Seitenzahnbereich und innerhalb der befestigten Gingiva (Abb. 2). Aufgrund des begrenzten Platzangebotes in dieser Region sollten Mini-Implantate mit einem reduzierten Durchmesser von 1,2 bis 1,5 mm verwendet werden (Poggio et al. 2006). Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass der geringere Durchmesser die Frakturanfälligkeit der Implantate, insbesondere während der Insertion, erhöht (Wilmes et al. 2006c; Wilmes, Su, und Drescher 2008; Wilmes et al. 2006a). Zusätzlich besteht durch das geringe Platzangebot das Risiko, benachbarte Zahnwurzeln während der Insertion irreparabel zu schädigen. Kontakte zwischen Mini-Implantaten und Zahnwurzeln können außerdem das Risiko eines Implantatverlustes erhöhen (Chen et al. 2008). Die Verlustrate wird auch durch Unterschiede im Knochenangebot und Varianzen in der oralen Schleimhaut bedingt (Berens, Wiechmann, und Dempf 2006; Cheng et al. 2004). Der anteriore harte Gaumen hat sich hingegen als eine verlässliche und optimal geeignete Insertionsregion erwiesen. In diesem Bereich ist sowohl eine mediane als auch eine paramediane Insertion möglich. Auch hier sind das Knochenangebot, die

Dicke des Weichgewebes sowie die Position potenziell gefährdeter Strukturen wie Nerven, Blutgefäße und Zahnwurzeln zu beachten (Wilmes et al. 2015) (Abb. 3).

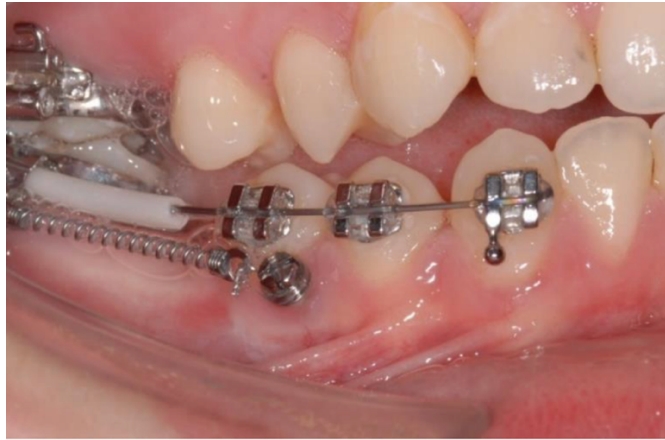


Abb. 2: Interradikulär inseriertes Mini-Implantat



Abb. 3: Mini-Implantat im Gaumen in medianer Position

Die sogenannte T-Zone, wie von Wilmes et al. (2016) beschrieben, wird bevorzugt für die Insertion am Gaumen verwendet. Wie in Abb. 4 dargestellt, beginnt die Region posterior des dritten Gaumenfaltenpaars (Wilmes et al. 2016). Für diese Region wurde beschrieben, dass die anatomischen Gegebenheiten besonders optimal für eine Insertion seien. Anders als beim Alveolarfortsatz kann man hier Implantate mit größerem Durchmesser (2,0–2,3 mm) verwenden (Wilmes et al. 2016). Diese sind stabiler und tragen daher ein geringeres Frakturrisiko. Außerdem bringen sie eine hohe Primärstabilität mit sich und haben eine geringe Verlustrate (Wilmes et al. 2008; Wilmes et al. 2006c). Eine Insertion anterior dieser T-Zone wird hingegen nicht empfohlen, da die Gaumenschleimhaut dort dicker ist und somit eine erhöhte Verlustrate besteht. Auch befindet sich dort median der *Canalis incisivus* und paramedian die Wurzeln der mittleren Inzisiven (Kang et al. 2007b; Wilmes et al. 2015; Kang et al. 2007a). Auch die Insertion im posterioren harten Gaumen birgt Limitationen. Hier eignet sich lediglich eine mediane Insertion, da das Knochenangebot am Gaumen abnimmt, je weiter

posterior und paramedian man geht (Kang et al. 2007b; Hourfar, Kanavakis, Bister, Schätzle, et al. 2015; Kang et al. 2007a). Die Analyse des vertikalen Knochenangebots ist daher für die Auswahl der Implantatposition und -länge von entscheidender Bedeutung. Eine Überschätzung des Knochenangebotes birgt mehrere Risiken, darunter die Perforation des Nasenbodens, Verletzungen des parodontalen Ligaments oder der Wurzeln der oberen Inzisiven. Solche Schäden können zu Komplikationen wie Infektionen der Nasennebenhöhlen, Vitalitätsverlust eines Zahnes oder Resorption der Wurzeloberfläche führen (Margelos und Verdelis 1995; Maino et al. 2007). Studien, wie die von Kadioglu et al. (2008) oder Brisceno et al. (2009) zeigen, dass eine oberflächige Läsion der Zahnwurzel mit einer Reparatur und Heilung einhergeht. Wenn die Wurzelläsion durch das Mini-Implantat allerdings in Höhe der Wurzelspitze liegt, so kann dies zu einem irreversiblen Schaden führen. Durch die Durchtrennung des Nerven- und Blutgefäßbündels müsste dann eine Wurzelkanalbehandlung durchgeführt werden (Er, Bayram, und Taşdemir 2011). Entsteht durch eine Überschätzung des Knochenangebots im Gaumen ein Kontakt oder ein minimaler Abstand zwischen Implantat und Zahnwurzel, führt dies außerdem zu einer signifikant höheren Verlustrate der Mini-Implantate selbst (Kuroda et al. 2007; Chen et al. 2008). Ein weiteres potenzielles Risiko besteht in der möglichen Verletzung des *Nervus palatinus major*, der *Arteria palatina major*, des *Nervus nasopalatinus* und der *Arteria nasopalatina*. Daher ist eine präzise Beurteilung des vertikalen Knochenangebots vor der Implantatinsertion von zentraler Bedeutung, um iatrogen verursachte Komplikationen zu vermeiden.

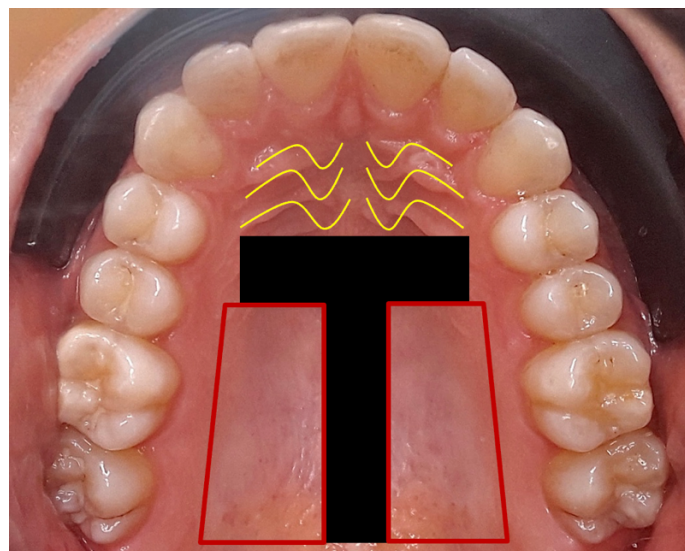


Abb. 4: T-Zone zur Insertion von Mini-Implantaten: Sie beginnt hinter den Gaumenfalten (gelb markiert) und ist durch das schwarze T gekennzeichnet. Der angrenzende rote Bereich weist weniger günstige Bedingungen für eine Insertion auf.

1.2 Diagnostikmethoden zur Identifizierung des anterioren Knochenangebots des Gaumens

Wie in Kapitel 1.1 dargestellt, ist die präzise Einschätzung des Knochenangebots für die Insertion von orthodontischen Mini-Implantaten von hoher Relevanz. In der Kieferorthopädie werden je nach

Anwendungsfall und Diagnoseanforderungen unterschiedliche Methoden der Röntgenaufnahme (bspw. Orthopantomographie [OPTG], FRS, DVT, Computertomographie [CT]) eingesetzt. Die gängigen Diagnostikmethoden zur Bestimmung des Knochenangebotes im Gaumen sind dabei das FRS und die DVT auf deren Verfahren sowie Stärken und Schwächen in den beiden nachfolgenden Unterkapiteln näher eingegangen wird.

1.2.1 Fernröntgenseitenbild (FRS)

Das FRS (engl. *lateral cephalogram*) ist eine zweidimensionale, laterale Röntgenaufnahme des Schädels mit annähernd parallelem Strahlengang (Nötzel 2007) (Abb. 5). Für die Planung und Überwachung einer kieferorthopädischen Behandlung ist das FRS eines der wichtigsten diagnostischen Hilfsmittel. Mithilfe der dort abgebildeten Strukturen des Gesichtsschädels lassen sich viele wertvolle Informationen bestimmen, wie Wachstumstendenzen, Kiefer- und Knochenrelationen, Relationen zwischen knöchernen und Weichgewebsstrukturen sowie die Achsen der Frontzähne (Pasler 2008). Auch in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie findet es Verwendung, wie beispielsweise im Rahmen der orthognathen Chirurgie von Fehlbildungs- und Syndrompatienten (Roser et al. 2011). Die Analyse des FRS durch Vermessung definierter Punkte, Strecken und Winkel wird in der Kieferorthopädie als Kephalometrie bezeichnet (Nötzel 2007). Sie stellt eine anguläre und metrische Vermessung des Schädels dar (Abb. 6).



Abb. 5: Fernröntgenseitenbild (FRS)

Patient:			
Name	Wert	Normwert	Bewertung
SNA	83.9 °	82.0 ± 3.0	
SNB	81.8 °	80.0 ± 3.0	
ANB	2.1 °	2.0 ± 2.0	
Wits	-0.0 mm	1.0 ± 2.0	
NSBa	130.6 °	130.0 ± 6.0	
NL-NSL	5.2 °	8.5 ± 3.0	Tendenz: anteriore Neigung der Maxilla
ML-NSL	26.4 °	32.0 ± 6.0	
ML-NL	21.2 °	23.5 ± 3.0	
ArGoMe	128.6 °	126.0 ± 10.0	
IOK-NL	111.2 °	112.5 ± 3.0	
IUK-ML	103.3 °	90.0 ± 3.0	extrem protrudierte UK-Inzisivi
IOK-IUK	124.3 °	131.0 ± 6.0	Tendenz: kleiner Interinzisalwinkel
Overjet	2.4 mm	2.0 ± 1.0	
Overbite	2.2 mm	2.0 ± 2.0	
SaaKomp	-0.4 mm	0.0 ± 2.0	
Komplexität	1.2 s	0.0 ± 1.0	tendenziell komplex

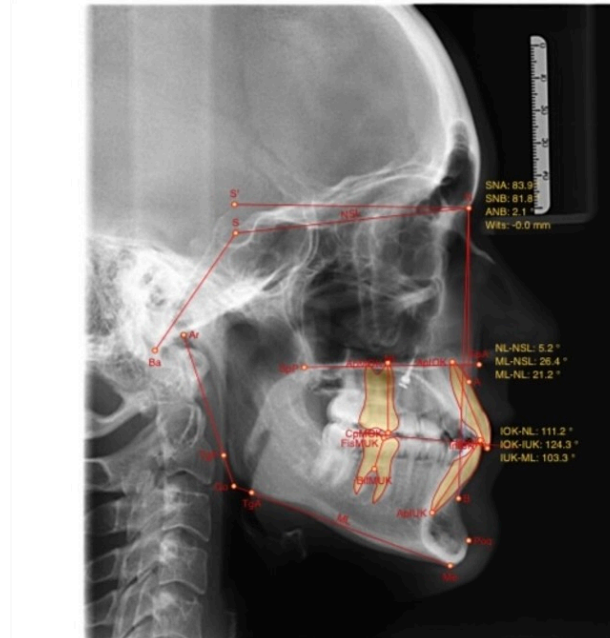


Abb. 6: Kephalmetrie eines Fernröntgenseitenbildes

Seit der Einführung der standardisierten Röntgentechnik wurden über 100 Analyseverfahren zur kephalometrischen Vermessung entwickelt, die nach verschiedenen Kriterien und Autoren klassifiziert und zusammengefasst werden können (Rakosi 1988). Da es aber nur eine begrenzte Zahl an Punkten, Winkeln und Strecken gibt, bedingt durch die Anatomie des Schädels, decken sich die Analysen weitestgehend. Neben der Kephalmetrie ist das FRS auch für die Beurteilung und Ausmessung des Knochenangebotes am Gaumen ein gutes Hilfsmittel, welches für die prä-operative Planung für die Insertion von Mini-Implantaten von großer Bedeutung ist (Jung et al. 2011).

Um eine standardisierte Methode für die Anfertigung von FRS-Aufnahmen zu erreichen, erarbeiteten Herbert Hofrath (Deutschland) und Birdsall Holly Broadbent (USA) im Jahr 1931 unabhängig voneinander speziell konstruierte Stative, sogenannte Cephalostate (Nötzel, Schultz, und Hartung 2007). Um eine FRS-Aufnahme anzufertigen, benötigt man ein konstruiertes Röntgengerät, das aus dem eigentlichen Röntgengerät, einer Kopfhalterung und der Filmhalterung besteht. Diese Bestandteile sind fest miteinander verbunden, um eine definierte und reproduzierbare Aufnahmesituation zu gewährleisten. Um mit einem möglichst parallel verlaufenden Strahlenbündel zu röntgen, sollte der Fokus-Film-Abstand weitgehend groß sein. Da dies in Praxen aus Platzgründen meist nicht möglich ist, wurden Geräte mit einem Abstand von 1,5 m entwickelt, was einem Vergrößerungsfaktor von

bis zu 10 % entspricht (Nötzel 2007). Früher wurden in einigen Kliniken und Universitäten FRS-Geräte mit Fokus–Film-Abständen von 3,5 bis 4 m eingesetzt, wodurch sich der Vergrößerungsfaktor auf 1–4 % reduzieren ließ (Nötzel, Schultz, und Hartung 2007). Der Objekt–Film–Abstand sollte dagegen möglichst klein sein. In die Nasenstütze ist ein röntgenopakes Messlineal eingebaut, die eine nachträgliche Kalibrierung ermöglicht, sodass man die Vergrößerung berechnen kann (Ravipati 2007). Dies muss man bei allen Streckenmessungen mitberücksichtigen. Bei Winkelmessungen (z.B. Kieferwinkel) oder Berechnungen von Relationen (z.B. Gesichtshöhenverhältnis) spielt dieser Vergrößerungsfaktor hingegen keine Rolle (Nötzel, Schultz, und Hartung 2007). Der Einsatz von Weichteilfiltern führt zu einer gezielten Variation der Belichtung einzelner Regionen des Röntgenbildes. Daher lassen sich auf einer FRS-Aufnahme sowohl die strahlendurchlässigen Weichgewebe des Gesichtspröfils als auch die röntgenopaken Knochen darstellen (Nötzel, Schultz, und Hartung 2007; Pasler 2008). Der Cephalostat gewährleistet eine reproduzierbare Positionierung des Schädels, indem er Stützvorrichtungen wie eine Nasenstütze und Ohroliven verwendet, die eine stabile Fixierung des korrekt eingestellten Schädels ermöglichen. Durch diese Dreipunktlagerung wird eine seitliche oder frontale Bewegung des Kopfes während der Aufnahme effektiv verhindert, was Verwackelungen minimiert. Die Röntgenaufnahme erfolgt vorzugsweise im Stehen, da der Patient so seine natürliche Kopfhaltung bei entsprechender Flexion der Halswirbelsäule einnehmen kann. Die Ausrichtung des Kopfes erfolgt mit Blickrichtung nach links, sodass die Mediansagittalebene parallel zur Filmebene liegt. Eine leichte Dorsalflexion des Kopfes wird angestrebt, um eine Überlagerung der Halswirbelsäule mit dem aufsteigenden Unterkieferast zu vermeiden (Nötzel, Schultz, und Hartung 2007). Die Bipupillarlinie wird horizontal ausgerichtet, um Doppelkonturen des Unterkieferastes zu verhindern. Während der Aufnahme beißt der Patient bewusst in habitueller Okklusion zusammen. Klassische FRS-Aufnahmen werden in lateraler (frontaler) Projektion angefertigt. Für spezielle Fragestellungen, etwa zur Beurteilung von Asymmetrien, empfiehlt sich hingegen eine anterior-posterior gerichtete Projektion, die als Fernröntgenfrontalaufnahme (FRF) bezeichnet wird (Nötzel, Schultz, und Hartung 2007). Die FRS-Aufnahme kann sowohl konventionell als auch digital durchgeführt werden. Beim konventionellen Verfahren wird der gesamte Schädel mit einem konusförmigen Röntgenstrahl erfasst. Im digitalen Verfahren hingegen wird der Kopf des Patienten zeilenweise mithilfe eines fächerförmigen, liniengroßen Röntgenstrahls von oben nach unten abgetastet. Parallel dazu bewegt sich ein Zeilensensor, wodurch diese Technik als Slottechnik bezeichnet wird (Visser, Rödig, und Hermann 2001). Die Aufnahmezeit beträgt bei dieser Methode etwa 15 Sekunden (Visser, Rödig, und Hermann 2001). Obwohl die Aufnahmezeit im digitalen Verfahren im Vergleich zur konventionellen Radiologie länger ist, ist die Strahlendosis um 50–70 % reduziert (Blanc et al. 1995; Seki und Okano 1993). Diese Reduktion resultiert aus der hohen Empfindlichkeit und dem großen Dynamikbereich digitaler Bildempfängersysteme. Dadurch wird die effektive Belichtungszeit der einzelnen Bildpunkte verringert, was eine deutliche Dosisersparnis ermöglicht (Visser, Rödig, und Hermann 2001; Yoshiura et al. 1999). Neben der Slottechnik existiert auch die *One-Shot-*

Technik. Hierbei wird mit einem großformatigen Detektor der gesamte Schädel in einer einzigen Belichtung erfasst. Der Vorteil liegt in der sehr kurzen Aufnahmezeit und der damit verbundenen Reduktion von Bewegungsartefakten. Allerdings ist diese Technik nicht bei allen Röntgengeräten verfügbar; insbesondere ältere Modelle verfügen in der Regel ausschließlich über die Slottechnik. Die Bildqualität digitaler und herkömmlicher Röntgenbilder wurde in mehreren Studien vergleichend untersucht. Gijbels et al. (2001) sowie Macri und Wenzel (1993) kamen in ihren Arbeiten zu dem Ergebnis, dass keine signifikanten Unterschiede in der Bildqualität zwischen den beiden Systemen bestehen. Unter Berücksichtigung des ALARA-Prinzips, das eine Minimierung der Strahlenexposition bei gleichzeitiger Beibehaltung der diagnostischen Aussagekraft fordert, wird daher bevorzugt die digitalisierte, strahlenreduzierte Technologie eingesetzt.

Ein wesentlicher Vorteil der FRS-Aufnahme liegt, wie zuvor erwähnt, in ihrer Eignung, Wachstumstendenzen, Kiefer- und Knochenrelationen, eine genaue Beurteilung der Frontzahnachsen sowie die Beziehungen zwischen knöchernen und Weichgewebsstrukturen bei vergleichsweise geringer Strahlenexposition zuverlässig darzustellen. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass die in der FRS dargestellten Strukturen das Ergebnis eines zweidimensionalen Summationsbildes sind. Diese Bildcharakteristik kann zu Unsicherheiten bei der metrischen Auswertung, insbesondere bei der Bestimmung von Streckenlängen wie der vertikalen Knochenhöhe, führen. Darüber hinaus stellen geometrische Abbildungsfehler einen weiteren Nachteil dieser Aufnahmetechnik dar (Nötzel 2007). Unter geometrischen Abbildungsfehlern sind in diesem Zusammenhang unter anderem die Entstehung von Doppelkonturen und Distorsionseffekte zu verstehen. Eine Doppelkontur wird durch unterschiedliche Fokus-Film-Abstände verursacht. Während der Vergrößerungsfaktor an sich keine wesentliche Beeinträchtigung darstellt, führt die Differenz zwischen den Vergrößerungsfaktoren der linken und rechten Gesichtshälfte zu Doppelprojektionen, wie exemplarisch in Abb. 7 dargestellt. Dieses Phänomen (Parallaxenfehler) tritt vor allem bei paarig angelegten anatomischen Strukturen wie beim *Corpus* und *Ramus mandibulae* auf, selbst wenn diese Strukturen eine perfekte anatomische Symmetrie aufweisen (Abb. 8)(Ravipati 2007). Die Ursache hierfür liegt in der Strahlendivergenz, welche eine stärkere Vergrößerung filmferner im Vergleich zu filmnahen Strukturen hervorruft. Zudem werden filmnahe Strukturen schärfer abgebildet als filmferne (Ahlqvist, Eliasson, und Welander 1986; Pasler 2008). Da der Fokus-Film-Abstand aus technischen und praktischen Gründen nicht beliebig vergrößert werden kann, stellen die entstehenden Doppelkonturen einen inhärenten Nachteil der FRS-Aufnahme dar.



Abb. 7: Doppelkontur des *Corpus* und *Ramus mandibulae*: Der weiße Pfeil zeigt die beiden Unterkieerränder, die aufgrund unterschiedlicher Fokus-Film-Abstände als Doppelprojektion erscheinen.

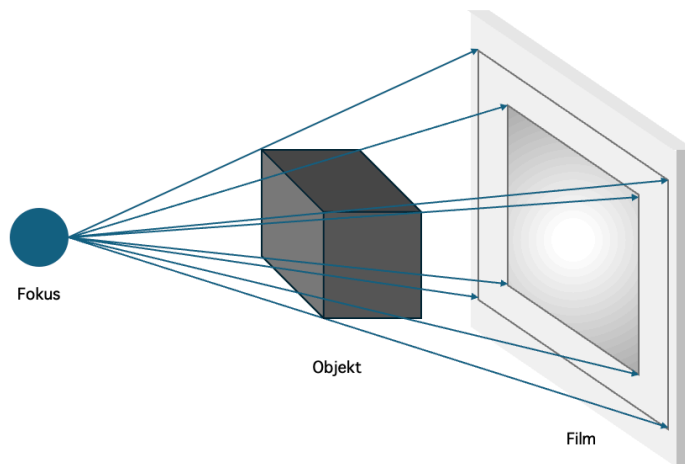


Abb. 8: Schematische Darstellung der Entstehung von Doppelkonturen

Neben den Doppelkonturen kann, wie in Abb. 9 aufgezeigt, in der FRS-Aufnahme auch ein Verzerrungseffekt (Distorsion) vorkommen. Dieser tritt auf, wenn die Objektebene (Medianebene) und die Filmebene nicht senkrecht zum Zentralstrahl ausgerichtet sind. Voraussetzung für eine unverzerrte Abbildung ist, dass sowohl die Filmebene als auch die Objektebene in einer senkrechten Ausrichtung zum Zentralstrahl stehen. Abweichungen entstehen, wenn diese Ebenen geneigt sind, da die Röntgenstrahlen die Anode radial verlassen. Lediglich der Zentralstrahl, der parallel zur Achse der Röntgenanlage von der Anode bis zum Film verläuft, trifft das Objekt und den Film senkrecht. Alle übrigen Strahlen divergieren, was in bestimmten Bereichen des Bildes zu Vergrößerungen und somit zu

einer verzerrten Darstellung des Schädels führt. Um Verzerrungsfehler zu vermeiden, müssen Objektebene und Filmebene sorgfältig ausgerichtet werden. Während die Position der Filmebene und des Zentralstrahls durch die Röntgenapparatur festgelegt ist, wird die korrekte Positionierung des Patienten durch den Cephalostat erleichtert. Dennoch können Fehlpositionierungen des Kopfes auftreten, sei es durch eine unsachgemäße Bedienung der Röntgenanlage oder durch Bewegungen des Patienten während der Aufnahme. Verzerrungen sind daher häufig unvermeidbar (Ravipati 2007).

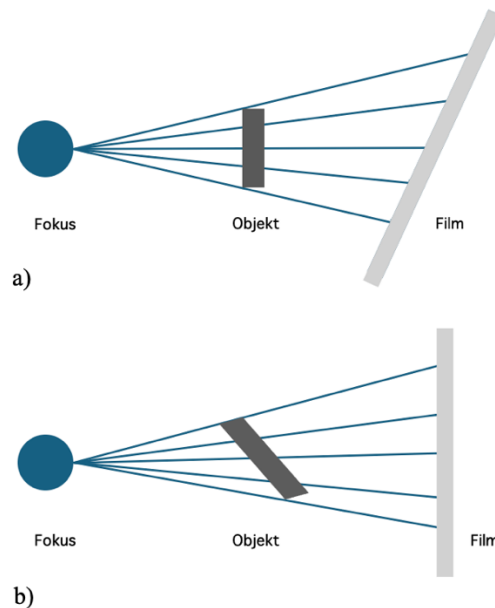


Abb. 9: Verzerrungseffekt (Distorsion):

- a) Verzerrung durch eine geneigte Filmebene bei senkrecht stehendem Objekt,
- b) Verzerrung durch eine geneigte Objektebene bei senkrechter Filmebene

Die zuvor aufgeführten Abbildungsartefakte können die diagnostische Beurteilung erschweren, indem sie die präzise Identifikation anatomischer Strukturen sowie die korrekte Durchführung von Längenmessungen und weiteren diagnostischen Verfahren beeinträchtigen.

Mit Rückbezug auf die in Kapitel 1.1 erläuterte Wichtigkeit der korrekten Identifikation des Knochenangebots für die Insertion von orthodontischen Mini-Implantaten wird deutlich, dass geometrische Abbildungsfehler zur Über- oder Unterschätzung des Knochenangebotes führen können. Darüber hinaus muss auch gerade vor den Ausführungen des Kapitels 1.1 hervorgehoben werden, dass die FRS-Aufnahme als zweidimensionale Diagnostikmethode aufgrund der limitierten Rauminformationen einen geringeren Informationsgehalt aufweist als alternative dreidimensionale Verfahren und somit in bestimmten klinischen Kontexten zu diagnostischen oder therapeutischen Einschränkungen führen kann. Da der Schädel im FRS in der sagittalen Ebene abgebildet wird, liefert diese Technik keine Informationen über die variierende Knochendicke in der koronalen Ansicht. Es ist noch immer nicht abschließend geklärt, welche paramediane Schicht im FRS genau dargestellt wird.

Zu dieser Fragestellung existieren bereits verschiedene Studien, die jedoch unterschiedliche Ergebnisse präsentieren. In ihrer Untersuchung von 2014 untersuchten Kim et al. den Bereich zwischen dem ersten und zweiten Prämolaren bis zum Bereich des ersten und zweiten Molaren und kamen zu dem Schluss, dass das FRS am ehesten die Knochenhöhe abbildet, die sich etwa 5 mm paramedian befindet (Kim, Lim, und Gang 2014). Im Gegensatz dazu berichten Jung et al. in ihrer Studie von 2011, dass das FRS die minimale Knochenhöhe des Gaumens in der Sagittalebene darstellt (Jung et al. 2011). Eine weitere Studie von Möhlhenrich et al. kam zu dem Ergebnis, dass das höchste Knochenangebot im FRS auf Höhe des ersten Prämolaren mit dem Wert der Medianebene des DVT korreliert (Möhlhenrich et al. 2021). Busch kam zu dem Ergebnis, dass das vertikale Knochenangebot in der Sagittalebene des Gaumens im FRS im Vergleich zur DVT im Standardmodus unterschätzt wird, im dosisreduzierten Modus jedoch überschätzt wird (Busch 2023). Kimmich berichtet jedoch von entgegengesetzten Ergebnissen. Sie hat herausgefunden, dass im FRS wesentlich mehr Knochen dargestellt wird als im DVT (Kimmich 2015). Für die klinische Praxis ist es von entscheidender Bedeutung zu klären, ob das im FRS angezeigte Knochenangebot eine verlässliche Grundlage für die Planung einer Implantatinsertion im anterioren Gaumen darstellt.

1.2.2 Digitale Volumentomographie (DVT)

Bei der digitalen Volumentomographie (engl. *cone beam computed tomography*) handelt es sich um ein radiologisches, bildgebendes Tomographie-Verfahren, welches die zu untersuchenden Objekte dreidimensional darstellt, wie in Abb. 10 zu erkennen ist (Scarfe und Farman 2008). Aufgrund des hohen Kontrastes zu Luft und Weichgeweben erlaubt sie eine präzise Darstellung knöcherner Strukturen. Somit liefert sie CT-ähnliche Darstellungsmöglichkeiten mit Rekonstruktionen in verschiedenen Ebenen, wohingegen diese Technik mit einer geringeren Strahlenexposition verbunden ist (Mozzo et al. 1998; Möbes et al. 1999). Sie kommt derzeit in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie sowie in der Zahnmedizin zum Einsatz (Zeller 2014). 1997 wurde diese Aufnahmetechnik erstmals in die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde zur Darstellung der knöchernen Strukturen am menschlichen Schädel eingeführt (Möbes et al. 1999). In der Zahnmedizin hat sich die DVT besonders in der Implantologie, Endodontologie und der Kieferorthopädie als wichtiges diagnostisches Element etabliert.

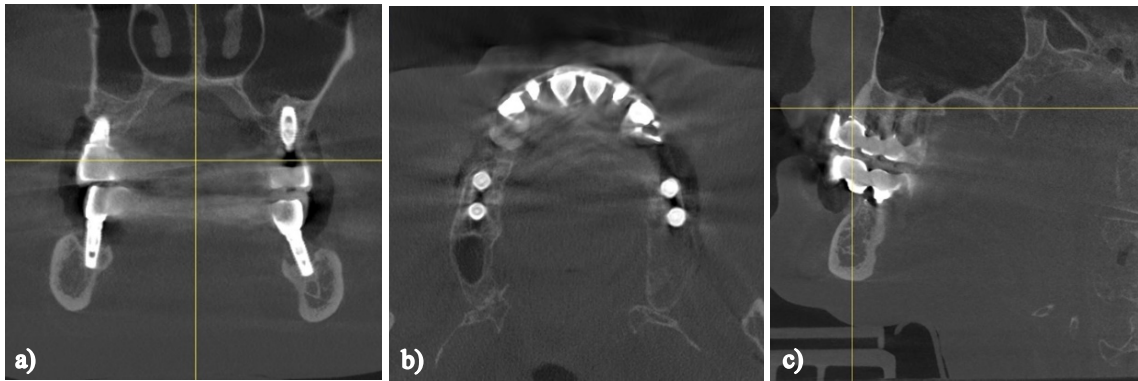


Abb. 10: DVT-Aufnahmen in der Koronal- (a), Transversal- (b) und der Sagittalebene (c)

Bei einer DVT-Aufnahme wird der Schädel mithilfe eines kegel- oder pyramidenförmigen Strahlenbündels durchleuchtet, was auch die Bezeichnung „Cone Beam“ erklärt. Der Röntgenröhre gegenüber steht ein Detektor. Heutzutage handelt es sich dabei meist um Flachpanel-Detektoren (*flat panel detector*, FPD) (Zeller 2014). Während des Scanvorgangs rotieren die Röntgenröhre und der Detektor synchron entweder um 180° oder 360° um den Kopf des Patienten. Dabei werden nicht nur einzelne Röntgenbilder, sondern mehrere zweidimensionale Projektionsaufnahmen mittels gepulster Röntgenstrahlung erzeugt. Während einer Umlaufbahn werden so je nach Hersteller und Gerätetyp mehrere hundert bis tausend einzelne Durchleuchtungen erzeugt (Schulze 2011). Dank der gepulsten Strahlenapplikation ist die tatsächliche Expositionszeit kürzer als die Umlaufzeit und beträgt lediglich einige Sekunden (Fleiner und Stricker 2014). Die gewonnenen Einzelaufnahmen werden durch mathematische Verfahren, wie die Rückprojektion, zu einem Volumendatensatz zusammengeführt. Dieser Prozess, obwohl technisch komplex, dauert aufgrund moderner Rechnerleistungen nur wenige Minuten. Allerdings ist auch dieser Prozess nicht frei von Fehlern, sodass Abweichungen und Störungen in Form sogenannter Artefakte im berechneten Volumendatensatz sichtbar werden (Schulze und Hoffmann 2011). Verschiedene Parameter, wie Stromstärke (in Milliampere, mA), Spannung (in Kilovolt, kV), Scanzeit und das *Field of View* (FoV), können an DVT-Geräten individuell angepasst werden und beeinflussen sowohl die Strahlenexposition als auch die Bildqualität. Dabei sollte das FOV stets auf die zu untersuchende Region (*Region of Interest*, ROI) begrenzt sein, um unnötige Strahlenbelastung zu vermeiden. Die generierten Volumendatensätze werden für gewöhnlich im *Digital-Imaging-and-Communications-in-Medicine-Format* (DICOM) gespeichert. Diese Dateien können mit der Bildgebungssoftware des Herstellers oder anderen zertifizierten *Viewern* betrachtet und ausgewertet werden. Der Datensatz ermöglicht Einblicke in axiale, sagittale und koronale Schädelebenen und lässt sich in jede gewünschte Richtung und Schicht zerlegen (Schulze 2011; Schulze 2014). Der Volumendatensatz kann als ein Baugerüst aus sogenannten Voxeln (Volumetrisches Pixel) verstanden werden. Ein Voxel repräsentiert die kleinste dreidimensionale Einheit des Volumendatensatzes (Kaufman und Mueller 2005). Bei DVT-Aufnahmen sind die Voxel üblicherweise isotrop, was bedeutet, dass sie in allen Dimensionen gleich groß sind. Jedes Voxel besitzt einen spezifischen Grauwert, der die Absorptionseigenschaften des dargestellten Gewebes

widerspiegelt (Kaufman und Mueller 2005). Die Größe der Voxel ist geräteabhängig und bei den meisten Systemen variabel einstellbar. Kleinere Voxelgrößen erhöhen die Detailgenauigkeit und ermöglichen eine höhere Ortsauflösung bzw. Bildschärfe der Aufnahme. Zahlreiche Studien haben die diagnostische Genauigkeit von DVT-Aufnahmen in Abhängigkeit von der Voxelauflösung untersucht (Özer 2011; Neves et al. 2012; Mukhia et al. 2021). Dabei wird empfohlen, bei diagnostischen Fragestellungen, die keine hohe Detailgenauigkeit erfordern, eine geringere Auflösung zu wählen, um die Strahlenexposition gemäß dem ALARA-Prinzip zu minimieren.

Bei der Erstellung einer DVT-Aufnahme gelten, wie bei allen radiologischen Untersuchungen, die Vorgaben der rechtfertigenden Indikation nach § 83 Strahlenschutzgesetz (StrlSchG) in Verbindung mit der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) ((BMJ) 2017, 2018). Als fachliche Orientierung dient die konsensbasierte Leitlinie (S2k) „Dentale digitale Volumentomographie“ der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK), veröffentlicht im Register der Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) und zuletzt im Dezember 2022 aktualisiert (Deutsche Gesellschaft für Zahn- 2022). Insbesondere bei Kindern und Jugendlichen muss die Indikation für eine DVT-Aufnahme mit besonderer Sorgfalt gestellt werden. Diese Patientengruppe weist im Vergleich zu Erwachsenen mittleren Alters ein deutlich erhöhtes Risiko für strahleninduzierte Schäden auf (Schulze et al. 2013; Brenner und Hall 2007). In der Anlage 18 der StrlSchV ist festgelegt, dass bei Kindern ein verlängerter Dosisbewertungszeitraum von 70 Jahren (statt 50 Jahren bei Erwachsenen) zugrunde zu legen ist. Dies muss bei der Risikobewertung mitberücksichtigt werden. Zudem enthält § 120 StrlSchV besondere Schutzpflichten für Minderjährige. Dort heißt es, dass bei Personen unter 18 Jahren geeignete Verfahren, Geräte und Vorrichtungen eingesetzt werden sollen, die der besonderen Strahlenempfindlichkeit dieser Altersgruppe Rechnung tragen. Auch die aktuelle S2k-Leitlinie fordert, bei Kindern und Jugendlichen sämtliche Maßnahmen zur Reduktion der Strahlenbelastung auszuschöpfen, soweit dies mit dem ALARA-Prinzip vereinbar ist (DGZMK 2022). Dazu gehören unter anderem die Verwendung strahlensparender Modi, die Begrenzung der Umlaufbahn auf 180° sowie die Reduktion der Milliampere-Zahl. Gleichzeitig stellt die Leitlinie klar, dass eine kieferorthopädische DVT-Routinediagnostik bei Kindern und Jugendlichen nicht indiziert ist, da die Strahlendosis im Vergleich zu zweidimensionalen Verfahren (FRS, OPTG) deutlich höher ist und ein zusätzlicher Nutzen bislang nicht nachgewiesen werden konnte. Eine DVT-Aufnahme ist jedoch gerechtfertigt, wenn in speziellen Fällen die Kenntnis topographischer Beziehungen für die Therapieentscheidung von entscheidender Bedeutung ist (DGZMK 2022). Im klinischen Alltag bedeutet dies, dass bei Patienten in kieferorthopädischer Behandlung regelhaft weiterhin FRS und OPTG eingesetzt werden, während ein DVT nur bei entsprechender Indikation zur Anwendung kommt.

Die DVT bietet zahlreiche Vorteile, insbesondere durch ihren hohen und dimensionstrenuen Informationsgehalt in allen drei Raumebenen. Im Gegensatz zu zweidimensionalen Bildgebungsverfahren ermöglicht die DVT eine präzise und detaillierte Darstellung anatomischer Strukturen, was die Diagnostik, Planung und Therapie erheblich verbessert. DVT-Datensätze sind darüber hinaus dimensionsgetreu, das bedeutet, dass die abgebildeten Strukturen mit hoher Genauigkeit nahezu in Originalgröße abgebildet werden (Maret et al. 2010; Hassan, van der Stelt, und Sanderink 2009; Liang et al. 2010). In einer Studie von Maret et al. wurden die Genauigkeit und Präzision von DVT-Aufnahmen untersucht. Hierbei wurden DVT- und Mikro-Computertomographie-Aufnahmen (Mikro-CT-Aufnahmen) von 16 *in vitro*-Unterkiefern verstorbener Kinder verglichen. Die Ergebnisse zeigen keine signifikanten geometrischen Abweichungen bei der Oberflächenrekonstruktion, wodurch die diagnostische Qualität der DVT-Aufnahmen bei deutlich geringerer Strahlenbelastung im Vergleich zu Mikro-CT-Aufnahmen hervorgehoben wird (Maret et al. 2010). Ein weiterer Vorteil der DVT besteht in der Anpassungsmöglichkeit der Strahlenexposition an die individuellen Anforderungen. Moderne DVT-Geräte erlauben eine flexible Anpassung des FOV an die zu untersuchende Region, wodurch eine unnötige Strahlenexposition vermieden wird. Zudem verfügen einige Geräte über unterschiedliche Betriebsmodi, wie LD-, SD- oder HD-Modus, die je nach diagnostischen Anforderungen gewählt werden können. Das ALADA-Prinzip (*As Low As Diagnostically Acceptable*), entwickelt vom *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP), fordert eine Minimierung der Strahlenexposition, solange diagnostisch relevante Informationen nicht beeinträchtigt werden (White et al. 2014; Jaju und Jaju 2015). Durch die zuvor erwähnten variabel einstellbaren Betriebsmodi und FoVs lässt sich die Strahlenexposition grundsätzlich gezielt reduzieren. Nicht ausreichend erforscht ist allerdings, ob dosisreduzierte Modi diagnostisch relevante Informationen beeinträchtigen und dies Folgen für die Analyse und Planung von Behandlungen hat. Ebenso ist aus der Literatur nicht eindeutig abzuleiten, ob unterschiedliche Volumenformate/FoVs die Messgenauigkeit bei der Detektion der knöchernen Strukturen im anterioren Gaumen verändern.

Gleichzeitig sind neben diesen Vorteilen auch Limitationen der DVT zu berücksichtigen. Gegenüber zweidimensionalen Verfahren (z. B. FRS) ist die Strahlenexposition höher; sie kann jedoch durch ein angepasstes FoV und die Wahl geeigneter Modi deutlich gesenkt und bis auf ein mit 2D-Aufnahmen vergleichbares Niveau reduziert werden. Ein weiteres Problemfeld der DVT sind Artefakte, die die Bildqualität und Interpretierbarkeit beeinträchtigen können (Schulze et al. 2011). In der Zahnmedizin, in der häufig röntgendichte Materialien wie Goldkronen oder Titanimplantate verwendet werden, können Artefakte auftreten, die sich in Form von Bereichen mit helleren oder dunkleren Grauwerten manifestieren und reale Strukturen überlagern oder maskieren können (Klaffke 2013). Läuft der Strahlengang durch hochdichte Strukturen kommt es während des Berechnungsakts zur 3D-Rekonstruktion zu Auslöschungs- und Aufhärtungsartefakten (Zhang et al. 2007; Schulze et al. 2011). Aufhärtungsartefakte entstehen dadurch, dass die polychromatische Röntgenstrahlung in dichten

Materialien niederenergetische Photonen stärker absorbiert als hochenergetische (*Beam Hardening*). Der Strahl wird dadurch „aufgehärtet“, das heißt, sein mittleres Energielevel verschiebt sich in Richtung höherer Energien (Pauwels et al. 2014). In der Rekonstruktion resultieren daraus charakteristische Bildfehler, etwa streifen- oder strahlenförmige Artefakte zwischen zwei hochdichten Objekten sowie dunkle Bänder an deren Rändern (Katsumata et al. 2006). Die Folge ist, dass Grenzbereiche dicht strukturierter Materialien nicht korrekt dargestellt werden und fälschlich abgeschwächt oder verstärkt erscheinen. Klinisch kann dies beispielsweise transluzente Bereiche in Approximalregionen vortäuschen, was zu falsch-positiven Kariesdiagnosen oder Fehleinschätzungen bei der Beurteilung der periimplantären Umgebung führen kann (Schulze et al. 2011). Weitere Artefakte sind die sogenannten *Aliasing*-Artefakte, die sich in Form von *Moiré*-Mustern manifestieren, also wiederholenden Streifen oder Mustern im Bild, wie in Abbildung 11 dargestellt (Schulze et al. 2011). Sie entstehen durch die Verletzung des Nyquist-Abtasttheorems. Dieses besagt, dass die Abtastfrequenz mindestens doppelt so hoch sein muss wie die höchste im Signal vorkommende Frequenz, damit eine korrekte Rekonstruktion ohne Informationsverlust möglich ist (Nyquist 1928; Shannon 1998). In der Bildgebung entspricht die Abtastfrequenz der effektiven Detektorauflösung, also der Anzahl und Größe der Detektorpixel. Sind die Detektorelemente zu groß oder die Abtastauflösung zu gering, kommt es zur Unterabtastung. Dadurch werden hochfrequente Bildinformationen nicht korrekt dargestellt, sondern fälschlich in niedrigere Frequenzen überführt (Schulze et al. 2011). Das Ergebnis sind charakteristische Artefakte in Form von regelmäßigen Linienmustern (*Moiré*-Muster). Ein spezifischer Verstärkungsfaktor für *Aliasing* in der DVT ist die Divergenz des Kegelstrahls. Voxel in der Nähe der Strahlenquelle werden von mehr Strahlen durchlaufen als Voxel in der Nähe des Detektors, was zu einer nichtuniformen Abtastung führt. Dadurch entstehen insbesondere in den Randbereichen des Volumens divergierende Linienmuster, die ein typisches Erscheinungsbild aliasingbedingter Artefakte in der Kegelstrahlgeometrie darstellen (Schulze et al. 2011; Criswell 2022). Darüber hinaus kann auch die vereinfachte Interpolation während der Rekonstruktion *Aliasing*-Artefakte verstärken, da Näherungsverfahren zur Beschleunigung der Berechnung systematische Ungenauigkeiten verursachen (Schulze et al. 2011).



Abb. 11: Typische *Aliasing*-Artefakte (*Moiré*-Muster) in einer DVT-Aufnahme

Bewegungsartefakte (*Motion Artefacts*) stellen, wie bei allen Röntgenaufnahmen von lebenden Organismen, eine potenzielle Herausforderung dar (Schulze et al. 2011). Auch wenn FRS- und DVT-Aufnahmen beide mehrere Sekunden in Anspruch nehmen, variieren die Auswirkungen selbst geringfügiger Patientenbewegungen erheblich zwischen den beiden Verfahren. Bei FRS-Aufnahmen entstehen primär lokal begrenzte Verzerrungen oder Unschärfen entlang der Scanrichtung, da das Bild sukzessive durch einen schmalen Röntgenstrahl aufgezeichnet wird. In der DVT hingegen wirken sich schon kleine Bewegungen während der Rotationsphase auf sämtliche Projektionen aus und übertragen sich dadurch auf das gesamte rekonstruierte Volumen. Dies führt zu systematischen Rekonstruktionsfehlern, die sich in charakteristischen Streifen-, Doppelkonturen- oder Unschärfeartefakten manifestieren und die diagnostische Bildqualität erheblich beeinträchtigen (Holberg et al. 2005; Schulze et al. 2011). Ein weiterer Artefakttyp, der in DVT-Aufnahmen auftreten kann, sind die sogenannten *Exponential Edge-Gradient Effects* (EEGE). Diese treten bevorzugt an scharf definierten, eckigen Grenzflächen mit einem starken Abschwächungsgefälle zu den umgebenden Strukturen auf, wodurch ein starker Kontrast entsteht. Solche Effekte sind häufig bei großen Füllungen oder dentalen Kronen zu beobachten. Die Erscheinungsform dieser Artefakte sind streifenartige Bereiche, die sich tangential zu langen, geraden Kanten orientieren und dadurch die Bildqualität negativ beeinflussen können (Holberg et al. 2005). Die zuvor aufgeführten Abbildungsartefakte können, wie bei den FRS-Aufnahmen, die diagnostische Beurteilung erschweren, indem sie die präzise Identifikation anatomischer Strukturen sowie die korrekte Durchführung von Längenmessungen und weiteren diagnostischen Verfahren beeinträchtigen. Auch für die DVT stellt sich somit die Frage, ob das angezeigte Knochenangebot eine verlässliche Grundlage für die Planung einer Implantatinsertion darstellt.

1.3 Ziele der Arbeit

Trotz der zahlreichen Vorteile und der häufigen Anwendung von Mini-Implantaten in der Kieferorthopädie sind mit deren Insertion, wie bereits in Kapitel 1.1 näher erläutert, potenzielle Risiken und Komplikationen assoziiert. Insbesondere sind Schädigungen benachbarter Strukturen (Kravitz und Kusnoto 2007) sowie der Verlust der Verankerung durch unzureichendes Knochenangebot oder entzündliche Prozesse von Relevanz (Chen et al. 2008). Das allgemeine Knochenangebot im Gaumen wurde bereits in verschiedenen wissenschaftlichen Studien untersucht. Der anteriore Gaumen stellt dabei die besten Voraussetzungen und Bedingungen für die Insertion dar (Hourfar, Kanavakis, Bister, Schätzle, et al. 2015; Unland 2019; Kawa et al. 2017; Wilmes et al. 2016). Somit ist eine ausreichend präzise Identifizierung des Knochenangebots vor der Insertion notwendig. Wie in Kapitel 1.2 dargestellt, gelten die Diagnostikmethoden des FRS und der DVT in der Kieferorthopädie als gängige Bildgebungsverfahren, welche sich in ihrer Informationsbereitstellung, der Fehleranfälligkeit und ihren Limitationen stark unterscheiden. Zur Planung der Insertion von orthodontischen Mini-Implantaten wird jedoch vorwiegend das FRS verwendet, weil FRS-Aufnahmen zur Erstdiagnostik erstellt werden und somit bereits vorliegen. Die zentrale Fragestellung, die sich nun ergibt, ist, ob der Informationsgehalt des FRS in Bezug auf das dargestellte Knochenangebot des anterioren Gaumens ausreichend ist, um eine präzise Planung für die Insertion von Mini-Implantaten zu ermöglichen. Da in der kieferorthopädischen Diagnostik neben der zweidimensionalen Bildgebung auch dreidimensionale DVT-Aufnahmen eingesetzt werden und diese in der Lage sind, anatomische Strukturen dimensionsgetreu und nahezu in Originalgröße darzustellen (Maret et al. 2010; Hassan, van der Stelt, und Sanderink 2009; Liang et al. 2010), wird argumentiert, dass das DVT das reelle Knochenangebot im wahren Wert realitätsnah approximieren kann. Daher werden in dieser Studie die FRS-Messwerte mit DVT-Messwerten in Relation gesetzt und verglichen. Die dreidimensionale Darstellung der Gaumenanatomie mittels DVT ermöglicht zudem die koronale Ansicht des Gaumens, wodurch sich die Frage stellt, welche koronale Schicht das FRS konkret repräsentiert. Aus diesem Kontext ergeben sich die ersten zwei Forschungsfragen der vorliegenden Arbeit:

1. Spiegelt das im FRS gemessene Knochenangebot im anterioren Gaumen den gemessenen Wert der Medianebene im DVT wider?
2. Spiegelt das im FRS gemessene Knochenangebot im anterioren Gaumen einen Wert einer paramedianen Schicht des DVT wider?

Da Messungen subjektiven Einschätzungen unterliegen, könnten Betrachter-bedingte Messfehler die Auswertung der ersten beiden Forschungsfragen beeinflussen und zu abweichenden Ergebnissen führen. Um die statistische Zuverlässigkeit der Messungen zu überprüfen und eine quantifizierbare Aussage über deren Reliabilität zu erhalten, wurden alle Messungen doppelt durchgeführt. Daraus ergeben sich die dritte und vierte Forschungsfrage wie folgt:

3. Inwieweit ist die Vermessung von FRS-Aufnahmen zur Bestimmung des Knochenangebotes im anterioren Gaumen intraindividuell reproduzierbar?
4. Inwieweit ist die Vermessung von DVT-Aufnahmen zur Bestimmung des Knochenangebotes im anterioren Gaumen intraindividuell reproduzierbar?

Eine hohe Übereinstimmung spricht für eine solide und belastbare Datengrundlage, was eine Grundvoraussetzung für die weiterführenden Analysen der ersten beiden Forschungsfragen darstellt. Aus diesem Grund wurden die Fragen drei und vier im Vorfeld geprüft. Darüber hinaus ermöglicht das Studiendesign nicht nur eine Einordnung der Eignung des FRS als Diagnostikmethode, sondern ermöglicht auch Rückschlüsse für die routinierte Verwendung der DVT im Kontext der Planung der Insertion von orthodontischen Mini-Implantaten. Im Vergleich zum FRS weist der Einsatz der DVT eine erhöhte Strahlenbelastung auf und folgt somit nicht dem ALARA-Prinzip. Einige DVT-Systeme bieten jedoch auch dosisreduzierte Modi an, wobei insbesondere der LD-Modus eine vergleichbare Strahlenbelastung wie das FRS aufweist. In der wissenschaftlichen Literatur wurde jedoch weder die diagnostische Genauigkeit des LD-Modus hinsichtlich der Erfassung der Knochenhöhe im anterioren Gaumen überprüft, noch wurden qualitative Unterschiede zwischen den drei Modi (LD, SD und HD) in Bezug auf die Bildqualität und Genauigkeit der Messungen untersucht. Auch wurde nicht ausreichend untersucht, inwiefern sich die verschiedenen Volumenformate/FoV (11 x 10 cm und 5 x 5,5 cm) hinsichtlich der Detektion der Knochenhöhe im anterioren Gaumen unterscheiden. Vor diesem Hintergrund und unter Berücksichtigung des zugrundeliegenden ALARA-Prinzips ergeben sich die fünfte und sechste Forschungsfrage, die darauf abzielen, signifikante Unterschiede zwischen den drei DVT-Modi und den zwei Volumenformaten zu evaluieren, wie folgt:

5. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Modi des DVT-Gerätes (LD, SD und HD) in Bezug auf die Knochenhöhe?
6. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Volumenformaten/ FoVs des DVT-Gerätes (11 x 10 cm und 5 x 5 cm) in Bezug auf die Knochenhöhe?

Um diesen Forschungsfragen gerecht zu werden, ist die vorliegende Arbeit wie folgt aufgebaut. Zunächst wird in Kapitel 2 das Material und die angewendeten Methoden beschrieben, um den Versuchsaufbau, die Messmethodik, den daraus resultierenden Datensatz sowie die statistischen Analysen im Detail zu erläutern. In Kapitel 3 werden die Ergebnisse beschrieben. Darauf folgend werden in Kapitel 4 zunächst das Studiendesign diskutiert, um danach die Ergebnisse zu interpretieren und in den wissenschaftlichen Diskurs einzuordnen, bevor eine allgemeine Schlussfolgerung gezogen wird.

2 Material und Methoden

2.1 Material

2.1.1 Auswahlkriterien und Vorbereitung der Humanpräparate

Vor dem Hintergrund der in Kapitel 1 aufgezeigten Fragestellungen dieser Arbeit wird in diesem Kapitel auf das Material und die Methoden detailliert eingegangen. Dabei wird zunächst näher auf die Auswahl und Vorbereitung der Humanpräparate eingegangen sowie der Fokus auf die verwendeten Röntgengeräte gelegt, bevor im Anschluss auf die Vermessung der Röntgenbilder sowie auf die statistischen Methoden zur Untersuchung der aufgeworfenen Hypothesen eingegangen wird.

Die der Arbeit zugrunde liegenden Messungen sind an Röntgenbildern durchgeführt worden, die von Humanpräparaten erstellt wurden. Die Humanpräparate wurden vom Zentrum für Anatomie II des Universitätsklinikums Düsseldorf zur Verfügung gestellt. Diese Präparate stammen von Körperspendern, die ihre Körper für Lehr- und Forschungszwecke der Universität bereitgestellt haben. Es handelte sich um frische Köpfe, die nach dem Versterben tiefgefroren gelagert wurden und daher keine Fixierungslösung enthielten. Die Lagerung der Präparate erfolgte bei -20 °C . Aufgrund der Pseudonymisierung der Präparate sind keine Angaben zu Geschlecht, Alter oder Herkunft der Spender möglich. Das Lebensalter der Präparate lässt sich jedoch aufgrund der beobachteten Atrophie des Alveolarkammes auf ein fortgeschrittenes Alter schließen.

In die Studie wurden nur Präparate eingeschlossen, die nach dem Versterben direkt tiefgefroren und in keiner Fixierlösung (z.B. Formalin, Thiellösung oder 70 %igem Ethanol) gelagert und konserviert wurden, um mögliche Verfälschungen der Messergebnisse zu vermeiden. Eine weitere Voraussetzung war, dass die Humanpräparate im Oberkiefer mindestens einen der ersten Prämolaren besaßen, da dieser, wie im weiteren Verlauf dieses Kapitels erläutert, als Referenzpunkt für die Messungen diente. Ausgeschlossen wurden Köpfe hingegen mit pathologischen knöchernen Veränderungen des Gaumens (z.B. Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten, Tumorleiden, Kieferzysten), kraniofazialen Anomalien, Syndromen mit knöcherner Beteiligung des Kopfes sowie Schädelbasis-Traumata (*Le Fort I-III*). Messungen, die in den *Canalis incisivus* oder in den *Sinus maxillaris* reichten, wurden nicht in die Studie einbezogen, um potenzielle Fehlinterpretationen des Knochenangebots zu vermeiden. Zum Zeitpunkt der Datenerhebung dieser Dissertation wurden elf Humanpräparate vom Zentrum für Anatomie II des Universitätsklinikums Düsseldorf für diese Studie bereitgestellt. Gemäß den zuvor definierten Auswahlkriterien mussten sechs Humanpräparate ausgeschlossen werden, um eine konsistente Datenerhebung sicherzustellen. Somit ergibt sich eine Anzahl von fünf Humanpräparaten, die dieser Studie zugrunde liegen.

Der Transport der Präparate vom Zentrum für Anatomie II des Universitätsklinikums Düsseldorf zur radiologischen Abteilung der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme des Universitätsklinikums Düsseldorf erfolgte in blickdichten, verschließbaren Boxen. Die Boxen wurden mit Klebeband gesichert, sodass das versehentliche Öffnen ausgeschlossen war. Um die Humanpräparate nach dem Auftauen in den Röntgengeräten korrekt positionieren zu können, wurde eine speziell angefertigte Konstruktion entwickelt, die die Köpfe aufrecht und stabil hielt und dabei den menschlichen Körper imitieren sollte. Eine zentrale Anforderung an diese Konstruktion war, dass das verwendete Material für radiologische Strahlung durchlässig ist und dabei keine Artefakte erzeugt. Zudem musste die Konstruktion in Form und Abmessungen so gestaltet sein, dass sie sich nahtlos in die Röntgengeräte integrieren ließ und deren Bewegungsabläufe während der Aufnahme nicht behinderte, um Bewegungsartefakte auszuschließen. Als Basis der Konstruktion diente ein rechteckiger Sockel aus expandiertem Polystyrol, auf dem eine Schüssel aus Polyethylen platziert wurde. In diese Konstruktion wurde das Humanpräparat, wie in Abb. 12 dargestellt, eingebracht. Zusätzlich wurde darauf geachtet, die Schüssel außerhalb des Strahlenfeldes zu positionieren, um sämtliche potenziellen Fehlerquellen ausschließen zu können. Zur Stabilisierung der Humanpräparate innerhalb der Schüssel wurden darüber hinaus Papiertücher im Bereich des Halses verwendet, um ein seitliches Kippen zu verhindern. Eine zusätzliche Stabilisierung erfolgte im FRS-Gerät durch die Verwendung der Nasenstütze sowie der Ohroliven und im DVT-Gerät mittels Kinn-, Stirn- und Schläfenstütze. Nach Abschluss der Aufnahmen wurden die Präparate wieder verpackt und zum Zentrum für Anatomie II des Universitätsklinikums Düsseldorf zurückgebracht.



Abb. 12: Polystyrol-Konstruktion mit dem eingebrachten Humanpräparate-Kopf

2.1.2 Ethische und rechtliche Unbedenklichkeit

Das Studienprotokoll wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf geprüft und als ethisch sowie rechtlich unbedenklich beurteilt. Die zugehörige Aktennummer lautet: 2018-320.

2.1.3 Anfertigung der FRS-Aufnahmen


Die Anfertigung der FRS-Aufnahmen erfolgte mit dem Röntgengerät Sirona Orthophos SL der Firma Dentsply Sirona (Sirona-Dental-Systems-GmbH), das mit einem FRS-Ausleger/Cephalometer ausgestattet war. Die Leistungsmerkmale und die technischen Eigenschaften des Gerätes in Bezug auf den Cephalometer sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Leistungsmerkmale	Technische Eigenschaften
Bildempfänger	<i>Digital line sensor with CCD technology</i>
Aufnahmeprogramm	C1: Aufnahme, posterior-anterior, symmetrisch C2: Aufnahme, anterior-posterior, symmetrisch C3: Aufnahme, lateral C3F: Vollformataufnahme, lateral C4: Handwurzelaufnahme, symmetrisch
Aufnahmevolumen	Ca. 18 cm x 23 cm
Pixelgröße	27 µm max.
Aufnahmedauer/Belichtungszeit	9,1–14,9 Sekunden; <i>Quickshot</i> : 4,6–7,5 Sekunden
Funktionen	<i>Quickshot on/off</i>
Bedienung	<i>EasyPad</i>
Patientenpositionierung	Stehend/sitzend Ohroliven Nasenstütze
Rollstuhlgerecht	Ja

Tabelle 1: Leistungsmerkmale und technische Eigenschaften des Orthophos SL mit Cephalometer (Sirona-Dental-Systems-GmbH)

Wie in Kapitel 2.1.1 erläutert, wurden die Köpfe für die Aufnahmen auf die Polystyrol-Konstruktion aufgesetzt und im Röntgengerät ordnungsgemäß platziert, stabilisiert und mit der Nasenstütze und den Ohroliven fixiert. Am Röntgengerät wurden für die Anfertigung der FRS-Aufnahmen die Programmgruppe CEPH und der Modus C3 ausgewählt, was eine Vollformat-Lateral Aufnahme von ca. 18 x 23 cm anfertigt (Sirona-Dental-Systems-GmbH). Die *Quickshot*-Funktion war deaktiviert. Auf dem Display sind außerdem vier Figurensymbole angegeben. Diese kategorisieren die Patienten anhand ihrer Körpergröße und haben unterschiedliche Standardeinstellungen hinterlegt. Das kleinste Symbol repräsentiert dabei Kleinkinder, das zweitgrößte Teenager, das drittgrößte Erwachsene und das größte Symbol repräsentiert sehr große Patienten, Patienten mit erhöhtem Körpergewicht und Senioren mit erhöhter Knochendichte. Die Auswahl des Symbols und damit der hinterlegten Standardeinstellungen obliegt dem behandelnden Personal. Für diese Studie wurde unabhängig von

Größe und Geschlecht des Humanpräparates das Symbol für einen Erwachsenen (Symbol/Patient 3) gewählt. Die technischen Daten für diese Aufnahmeart sind detailliert in Tabelle 2 aufgeführt. Die Strahlenexposition wird als Dosisflächenprodukt (DFP) in der Einheit Milligray-Quadratcentimeter (mGycm²) angegeben.

Modus CEPH		Spannung (Kilovolt)	Röhrenstrom (Milliampere)	Belichtungszeit (Sekunden)	DFP ¹ (Milligray- Quadratcenti- meter)	DFP ¹ <i>Quickshot</i> (Milligray- Quadratcentime- ter)
C3	Patient 3	77 kV	14 mA	9,4 s, <i>Quickshot</i> : 4,7 s	21 mGycm ²	11 mGycm ²

DFP¹: Dosisflächenprodukt

Tabelle 2: Technische Daten des Gerätes Dentsply Sirona Orthophos SL für ein FRS im C3 Modus (Sirona 2022)

Die Bilder wurden in der Bildgebungssoftware Sidexis 4 anonymisiert gespeichert und anschließend auf einer externen Festplatte über das *Wrap and Go*-Modul exportiert.

2.1.4 Anfertigung der DVT-Aufnahmen

Die Anfertigung der DVT-Aufnahmen erfolgte mit dem 2D-/3D-Hybrid-Röntgensystem Orthophos SL 3D der Firma Dentsply Sirona (Sirona 2022). Die Leistungsmerkmale und die technischen Eigenschaften des Gerätes sind in Tabelle 3 dargestellt:

Leistungsmerkmale	Technische Eigenschaften
Volumenaufnahme	VOL 1 (LD, SD, HD): Volumenaufnahme mit einem Durchmesser von ca. 8 cm und einer Höhe von ca. 8 cm bzw. 5,5 cm kollimiert VOL2 (LD, SD, HD): Volumenaufnahme mit einem Durchmesser von ca. 5 cm und einer Höhe von ca. 5,5 cm für Ober- oder Unterkiefer VOL 3 (LD, SD, HD): Volumenaufnahme mit einem Durchmesser von ca. 11 cm und einer Höhe von ca. 10 cm bzw. Auswahl obere Quadranten kollimiert auf 7,5 cm und Auswahl untere Quadranten kollimiert auf 8,0 cm
Auflösung (isotrope Voxelkantenlänge)	VOL 1 LD: 160 µm VOL 1 SD: 160 µm VOL 1 HD: 160 µm VOL 2 LD: 160 µm VOL 2 SD: 160 µm VOL 2 HD: 80 µm VOL 3 LD: 220 µm VOL 3 SD: 220 µm VOL 3 HD: 160 µm
Aufnahmedauer / Belichtungszeit	2–5 Sekunden; 14 Sekunden im HD-Modus
Röntgenstrahler	60–90 kV 3–16 mA
Effektivdosisbereich (Ludlow)	LD: 3 µSv–20 µSv SD: 23 µSv–145 µSv HD: 57 µSv–273 µSv
Minimaler Platzbedarf (Tiefe x Breite x Höhe)	1,411 x 1,280 x 2,250 mm
Türgröße	Mind. 66 cm
Gewicht	Röntngengewicht ca. 110 kg
Bedienung	<i>EasyPad</i>
Patientenpositionierung	Stehend/sitzend Kinnauflage/Aufbiss Okklusalaufbiss mit automatischer Patientenpositionierung Universalaufbiss mit farbigen Rastpositionen
Rollstuhlgerecht	Ja
Aufrüstbarkeit	Fernröntgen links/rechts (optional) auch als reines 2D-Gerät mit 3D-Aufrüstooption verfügbar

Tabelle 3: Leistungsmerkmale und technische Eigenschaften des Orthophos SL 3D (Sirona-Dental-Systems-GmbH)

Zunächst wurde ein *Scan*-Protokoll in Form einer Excel-Datei erstellt. Diese Excel-Datei führt die Nummern der Humanpräparate, die verschiedenen FOVs, Modi und die Uhrzeiten der Aufnahmen auf. Anhand dieser Tabelle wurden die DVT-Aufnahmen angefertigt und protokolliert. Die Köpfe wurden auf die Polystyrol-Konstruktion aufgesetzt und fachgerecht in das Röntgengerät platziert.


Zur Positionierung im DVT-Gerät wurde aufgrund der fehlenden Möglichkeit des aktiven Zubeißens neben der Stirn- und Schläfenstütze auch die Kinnstütze genutzt (Abb. 13).



Abb. 13: Orthophos SL 3D Frontansicht mit der Kinnstütze

Zur korrekten Einstellung und Orientierung bezüglich Neigung und Richtung des Kopfes wurde das Lichtvisier benutzt, welches die Mittellinie und die Frankfurter Horizontale anzeigt. Am Röntgengerät wurde für die Anfertigung einer DVT-Aufnahme die Programmgruppe 3D ausgewählt. Folgende Volumenbereiche/FoV am Objekt können ausgewählt werden: VOL 1 (8 x 8 cm), VOL 2 (5 x 5,5 cm), VOL 3 (11 x 10 cm). In allen Volumina kann zwischen drei Modi gewählt werden: LD-, SD- und HD-Modus. Die Präparate wurden mit allen drei Modi und allen Volumina, mit Ausnahme von VOL 1 (8 x 8 cm), geröntgt. Dabei wurde auch hier das Symbol für einen Erwachsenen (Symbol/Patient 3) gewählt. Für den Vergleich mit dem FRS kommt das Volumenformat 11 × 10 cm (VOL 3) zum Einsatz, um eine vollständige Darstellung des Schädels zu gewährleisten. Zur Gegenüberstellung von großem und kleinem FoV wird zusätzlich das Volumenformat 5 × 5,5 cm (Prä-molar) herangezogen, um den Volumeneinfluss auf Messgenauigkeit und Bildqualität zu prüfen und, im Sinne des ALARA-Prinzips, die potenzielle Dosisreduktion durch ein kleineres Untersuchungsfeld zu bewerten. Zwischen den einzelnen DVT-Aufnahmen wurde eine Mindestpause von drei Minuten eingehalten, um eine Überhitzung des Röntgenapparates und daraus resultierende Geräteschäden zu verhindern. Während der Anfertigung der DVT-Aufnahmen wurde darauf geachtet, dass das DVT-Gerät in seinem Umlauf nicht mit der Polystyrol-Konstruktion in Berührung kommt. Auch wurde die Polystyrol-Konstruktion zwischen den unterschiedlichen Aufnahmen nicht bewegt. Die technischen Daten des Orthophos SL 3D (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) für das Volumenformat von 11 cm x 10 cm und 5 x 5,5 cm für alle drei Modi sind Tabelle 4 zu entnehmen. Die Strahlenexposition wird als Dosisflächenprodukt (mGycm^2) angegeben, sowohl ohne als auch mit Erfassung von Rückstreueffekten; die Effektivdosen in Mikrosievert (μSv).

Die Ansicht der Aufnahmen erfolgte mit der Bildgebungssoftware Sidexis 4 (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland). Um die Aufnahmen auszumessen und auszuwerten, wurden die Daten über das *Wrap and Go*-Modul exportiert und auf einer externen Festplatte gesichert.

VOL	Dosis		Spannung	Röhrenstrom	Belichtungszeit	DFP ¹	DFP ²	Effektivdosis
VOL 3	HD	Patient 3	85 kV	6 mA	14,4 s	1100 mGycm ²	1510 mGycm ²	231 µSv
VOL 3	SD	Patient 3	85 kV	10 mA	4,4 s	516 mGycm ²	701 mGycm ²	111 µSv
VOL 3	LD	Patient 3	85 kV	10 mA	2,2 s	71 mGycm ²	98 mGycm ²	16 µSv
VOL 2	HD	Patient 3	85 kV	6 mA	14,4 s	293 mGycm ² (OK ³) 300 mGycm ² (UK ⁴)	414 mGycm ² (OK ³) 414 mGycm ² (UK ⁴)	69 µSv (OK pm ⁵) 71 µSv (UK pm ⁶)
VOL 2	SD	Patient 3	85 kV	10 mA	4,4 s	137 mGycm ² (OK ³) 141 mGycm ² (UK ⁴)	193 mGycm ² (OK ³) 193 mGycm ² (UK ⁴)	33 µSv (OK pm ⁵) 34 µSv (UK pm ⁶)
VOL 2	LD	Patient 3	85 kV	10 mA	2,2 s	19 mGycm ² (OK ³) 20 mGycm ² (UK ⁴)	27 mGycm ² (OK ³) 27 mGycm ² (UK ⁴)	4 µSv (OK pm ⁵) 4 µSv (UK pm ⁶)

DFP¹: Dosisflächenprodukt ohne Erfassung von Rückstreueffekten
DFP²: Dosisflächenprodukt mit Erfassung von Rückstreueffekten
OK³: Oberkiefer
UK⁴: Unterkiefer
OK pm⁵: Oberkiefer prämolare
UK pm⁶: Unterkiefer prämolare

Tabelle 4: Technische Daten des Gerätes Dentsply Sirona Orthophos SL für eine Aufnahme mit VOL 3 (11 x 10 cm) und VOL 2 (5 x 5 x 5 cm) in HD, SD, LD (Sirona 2022)

2.2 Versuchsmethodik

2.2.1 Rahmenbedingungen der Messmethodik

Dieser Abschnitt gibt die Rahmenbedingungen der Messmethodik wieder, eine detaillierte Beschreibung der verwendeten Messsoftware, der Auswahl der Messpunkte, der Ausrichtungsstrategie der Datensätze, des Ausschlusses von Messungen sowie des Vorgehens bei der Wiederholung der Messungen.

Die Messungen wurden mithilfe der Bildbearbeitungssoftware Fiji für macOS durchgeführt, die auf ImageJ2 basiert (Version 2.0.0-rc-69/1.52p) (Schindelin et al. 2012). Alle Messungen erfolgten unter Berücksichtigung der gleichen Bildschirmauflösung eines MacBook Air (13", Mitte 2012, Auflösung 1440 × 900 Pixel, Intel HD Graphics 4000 mit 1536 MB, macOS Sierra Version 10.12.2) und somit standardisierten Bedingungen, um Messunterschiede hervorgerufen durch unterschiedliche Detailgrade der Bildschirmauflösungen zu vermeiden. Für die Gewährleistung vergleichbarer und konsistenter Messungen wurde ein Referenzpunkt definiert. Dem Referenzpunkt aller Messungen liegen die Ausführungen von Wilmes et al. über die zuvor beschriebene T-Zone zugrunde, nach der das höchste Knochenangebot posterior des dritten Gaumenfaltenpaares vorliegt (Hourfar, Kanavakis, Bister, Schatzle, et al. 2015; Wilmes et al. 2016). Da auf gleicher Höhe des dritten Gaumenfaltenpaares der erste Prämolare liegt, wurde dieser als Referenzpunkt für die Messungen zugrunde gelegt. Dieser Referenzpunkt wurde bereits in früheren Studien, beispielsweise von Jung et al. (2011) und Möhlhenrich et al. (2021), verwendet. In der vorliegenden Untersuchung wurde der erste Prämolare, in der Zahnmedizin auch als „4er“ bezeichnet, in der Sagittalansicht in drei Ebenen unterteilt: mesial, zentral und distal. Diese Unterteilung wurde sowohl für die FRS- als auch für die DVT-Aufnahmen vorgenommen. Zur Sicherstellung einer reproduzierbaren Messung wurden die Messungen im rechten Winkel zur Okklusionsebene durchgeführt. Alle DVT-Aufnahmen wurden vor den Messungen an der Median- und Okklusionsebene ausgerichtet, um ebenfalls eine rechtwinklige Vermessung der Gaumenhöhe zu gewährleisten. In den DVT-Aufnahmen wurden die drei definierten Ebenen separat extrahiert und anschließend in der Koronalansicht ausgerichtet. In dieser Koronalansicht wurden pro Ebene neben der Gaumenmitte acht weitere Messungen durchgeführt, die symmetrisch in 2-mm-Abständen von der Gaumenmitte nach rechts und links definiert wurden. Diese Punkte wurden entsprechend ihrer Position wie folgt bezeichnet: median (Gaumenmitte) sowie 2 mm, 4 mm, 6 mm und 8 mm rechts bzw. links paramedian. Die Auswahl der 2mm-Abstände wurde gewählt, da somit eine höhere Anzahl an Messpunkten, als auch eine engmaschige Erfassung des anterioren Gaumenbereichs gewährleistet ist. Zur präzisen Bestimmung der Messpunkte kam ein Messgitter zum Einsatz, das auf die Gaumenmitte ausgerichtet war und 2-mm-Abstände aufwies (Abb. 14). Wie in Kapitel 2.1.1 erwähnt, wurden Messungen, die in den *Canalis incisivus* verliefen, zwecks möglicher Fehlinterpretationen der Knochenhöhe aus der Studie ausgeschlossen. Um eine Datengrundlage für die

intraindividuelle Reproduzierbarkeitsprüfung der FRS- und DVT-Aufnahmen zu schaffen, wurden alle Messungen nach ca. drei Monaten unter denselben Bedingungen vom selben Betrachter wiederholt.

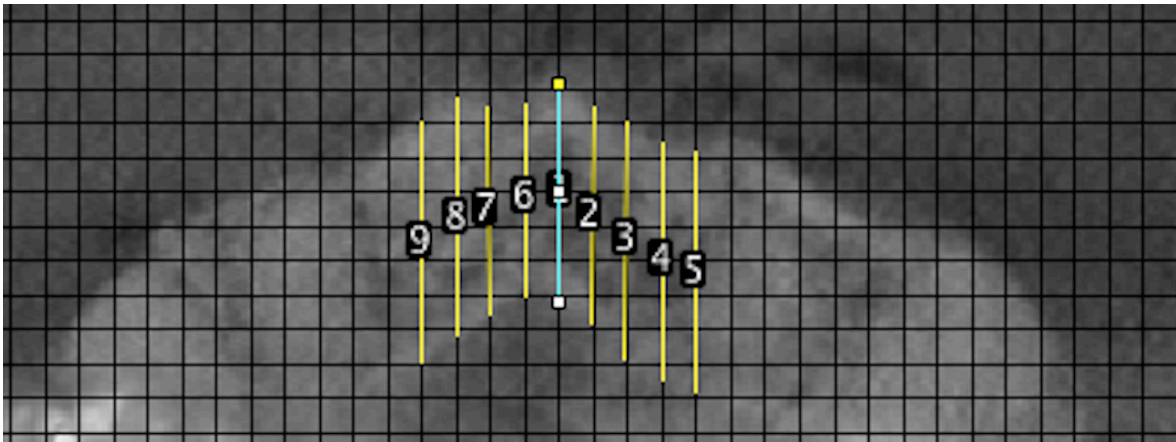


Abb. 14: Gaumenausschnitt einer DVT-Aufnahme mit dem Messgitter und den neun Messungen: Die blaue Linie kennzeichnet die mediane Messung entlang der Gaumenmitte, während die gelben Linien die beidseitig paramedianen Messungen darstellen.

2.2.2 Messverfahren am FRS

Folgende Schritte wurden für die Vermessung durchgeführt:

1. Um an zweidimensionalen Bildern metrische Messungen durchführen zu können, muss die Größe des abgebildeten und zu vermessenden Bildinhaltes bekannt sein. Die metrische Kalibrierung eines zweidimensionalen Bildes für Vermessungszwecke erfolgt in der Regel unter Verwendung einer Referenzstrecke und ihrer realen Länge. Bei den hier verwendeten FRS-Aufnahmen befindet sich als Referenzstrecke ein Messlineal an der Nasenanlage (Abb. 15). Für die Kalibrierung müssen nun ein Anfangs- und ein Endpunkt eines bekannten Abstandes innerhalb der Referenz gesetzt werden und die reale metrische Differenz zwischen diesen beiden Punkten als Normlänge eingetragen werden. Wenn die Kalibrierung erfolgt ist, wurde mit der Messung begonnen.
2. Zunächst wurde die Okklusionsebene ermittelt. Diese verläuft durch den Inzisivenpunkt und die Spitze des distobukkalen Höckers der zweiten Unterkiefermolaren und wurde mit einer durchgehenden grauen Linie eingezeichnet (Abb. 16).
3. Danach wurde der erste Prämolare identifiziert.
4. Um die Messungen der mesialen, zentralen und distalen Ebene zu ermitteln, wurde die Knochenhöhe rechtwinklig zur Okklusionsebene gemessen. Diese wurde mit dem Winkelmesser der *Software* berechnet und ebenfalls durchgehend grau eingefärbt (Abb. 16).
5. Ausgehend von der Orthogonalen wurden die Messungen durchgeführt und dokumentiert (gelbe Linien in Abb. 16).

6. Im Anschluss wurden die Bilder mit den Vermessungen als *Tagged Image File Format (TIFF)*-Dateien gespeichert und die Messwerte in einer Tabelle in Microsoft Excel dokumentiert.

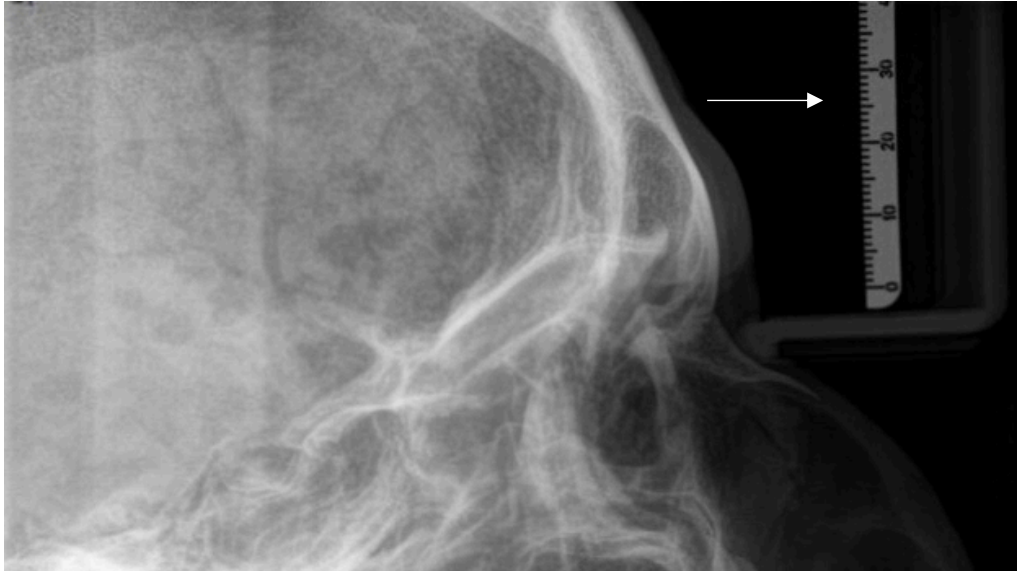


Abb. 15: Messlineal zur Kalibrierung in der FRS-Aufnahme:
Der weiße Pfeil zeigt auf das in die Nasenstütze des Cephalostaten integrierte Messlineal, das zur nachträglichen Kalibrierung verwendet wird.



Abb. 16: Screenshot der Messungen und der Dokumentation aus der Studie am FRS: Die graue horizontale Linie markiert die Okklusionsebene, während die gelben Linien die rechtwinklig dazu verlaufenden Messungen darstellen. Die Ergebnisse der Längenmessungen sind in der rechts unten dargestellten Tabelle aufgeführt.

2.2.3 Messverfahren am DVT

Folgende Schritte wurden für die Vermessung durchgeführt:

1. Zu Beginn wurden alle DVT-Aufnahmen nach der Median- und Okklusionsebene ausgerichtet.
2. Dann wurde der erste Prämolare in der sagittalen Ansicht ermittelt und in drei Ebenen unterteilt: in mesial, zentral und distal. Jede Ebene wurde als zweidimensionales Schnittbild für die anschließende separate Vermessung extrahiert und gespeichert.
3. Die Vermessungen erfolgten in der Koronalebene. Dabei wurde der Gaumen ausgehend von der Gaumenmitte, in neun Messpunkte unterteilt, die jeweils einen Abstand von 2 mm zueinander aufwiesen. Zur präzisen Positionierung der Messpunkte wurde ein Messgitter mit 2-mm-Abständen erstellt und auf die Gaumenmitte ausgerichtet (Abb. 17). Im Anschluss wurden die Messungen durchgeführt.
4. Die Bilder mit den Vermessungen wurden als *TIFF*-Dateien gespeichert und die Werte in einer Tabelle in Microsoft Excel dokumentiert.
5. Schritte 1–4 wurden für jeden Modus (LD, SD und HD) durchgeführt. In den Abb. 18–Abb. 20 werden die Bildqualitäten der drei Modi im Volumenformat 11 x 10 cm dargestellt.
6. Schritte 1–4 wurden auch für das Volumenformat 5 x 5,5 cm für jeden Modus (LD, SD, HD) durchgeführt, sofern der komplette Gaumen abgebildet war. In den Abb. 21–Abb. 23 werden die Bildqualitäten der drei Modi im Volumenformat 5 x 5,5 cm dargestellt.

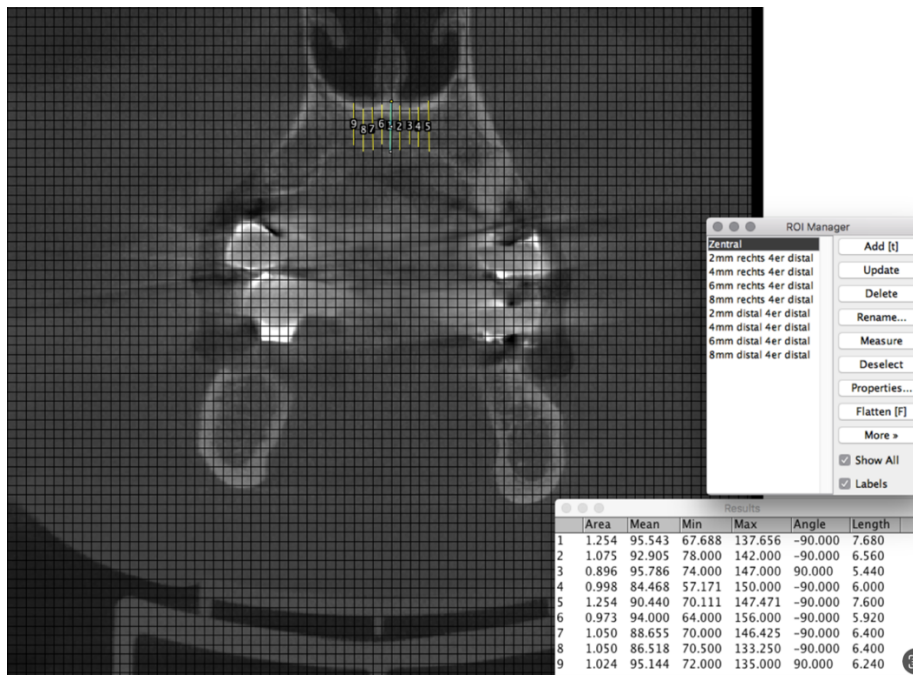


Abb. 17: Screenshot der Messungen am DVT 4er mesial (HD, FoV 11 x 10cm): Ein Messgitter mit 2 mm Rasterabstand ist überlagert. Die blaue Linie kennzeichnet die mediane Messung entlang der Gaumenmitte, die gelben Linien die beidseitig paramedianen Messungen. Die Messergebnisse sind unten rechts tabellarisch dargestellt.

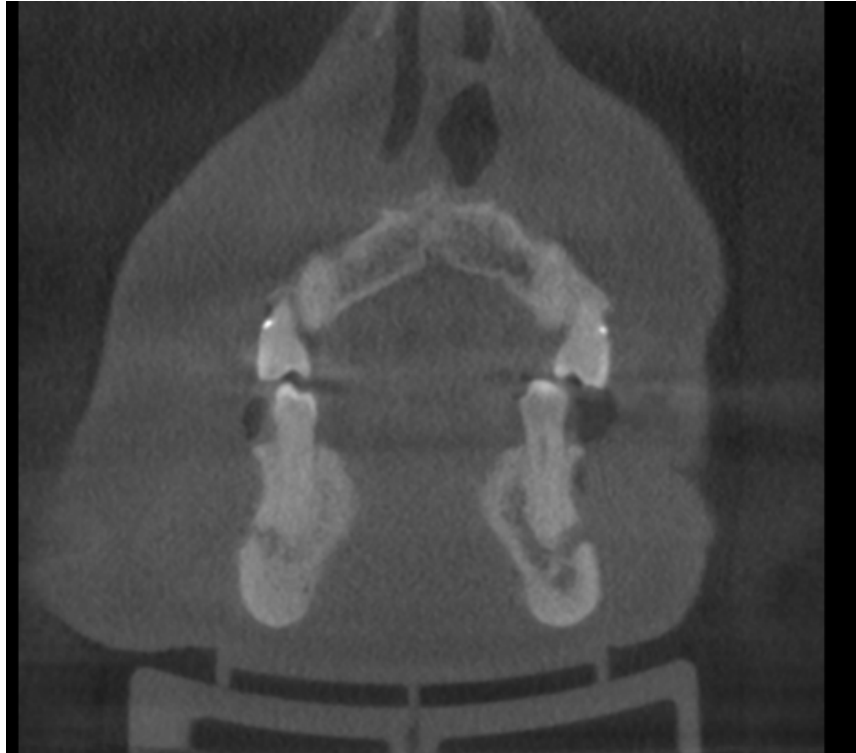


Abb. 18: Beispielbild für eine Aufnahme im LD-Modus; FoV 11 x 10 cm



Abb. 19: Beispielbild für eine Aufnahme im SD-Modus; FoV 11 x 10 cm



Abb. 20: Beispielbild für eine Aufnahme im HD-Modus; FoV 11 x 10 cm

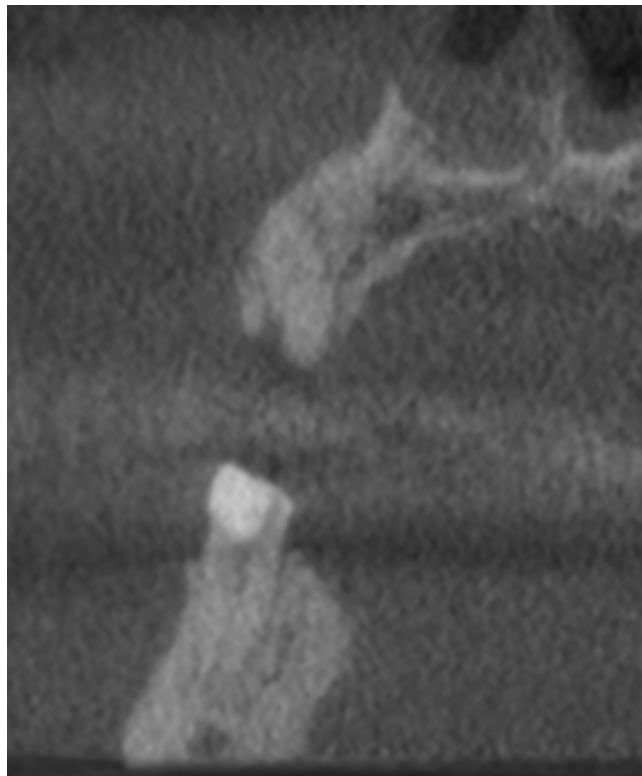


Abb. 21: Beispielbild für eine Aufnahme im LD-Modus; FoV 5 x 5,5cm

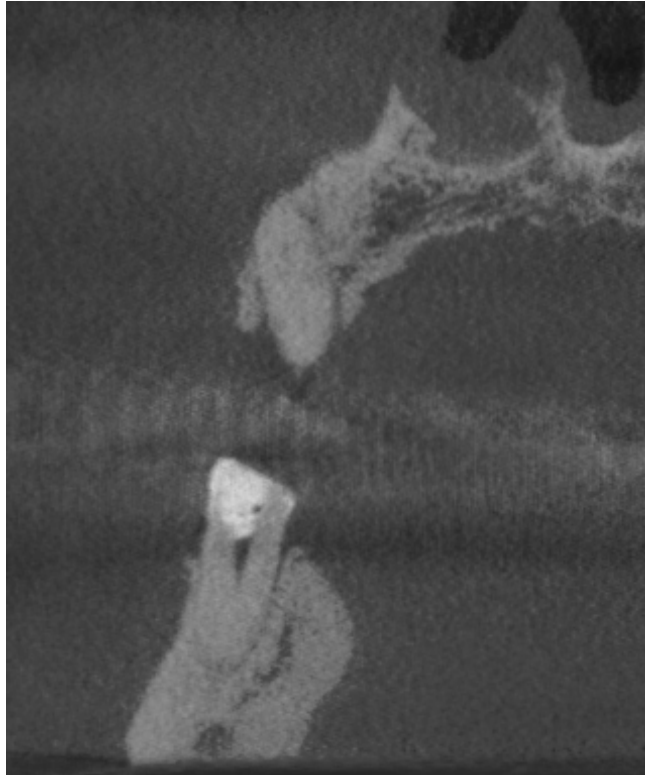


Abb. 22: Beispielbild für eine Aufnahme im SD-Modus; FoV 5 x 5,5cm

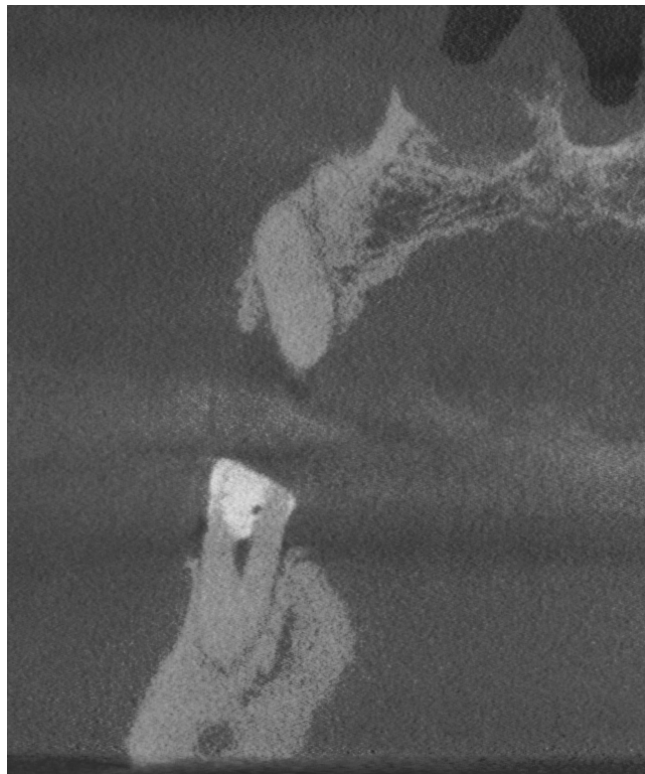


Abb. 23: Beispielbild für eine Aufnahme im HD-Modus; FoV 5 x 5,5cm

2.2.4 Datensatz

Die in den Kapiteln 2.2.2 und 2.2.3 erhobenen Messwerte für das FRS und die DVT wurden, wie bereits erwähnt, systematisch in Tabellen in Microsoft Excel dokumentiert. Aus den FRS-Aufnahmen ergaben sich pro Humanpräparat drei Beobachtungen (mesial, zentral, distal). Im Rahmen der DVT-Analysen im FoV 11 x 10 cm wurden für jede der drei definierten Ebenen (mesial, zentral, distal) jeweils acht paramediane sowie eine mediane Messung durchgeführt, sodass pro Ebene insgesamt neun Messwerte erhoben wurden. Da die Messungen in den drei Betriebsmodi des DVT-Gerätes (LD-, SD- und HD-Modus) durchgeführt wurden, ergaben sich je Präparat insgesamt 81 Beobachtungen. Somit umfasst der vorliegende Datensatz 15 FRS-Beobachtungen und 405 DVT-Beobachtungen. Da alle Messungen zur Überprüfung der intraindividuellen Reproduzierbarkeit wiederholt wurden, verdoppelte sich die Anzahl der erhobenen Daten, sodass der finale Datensatz insgesamt 30 FRS-Beobachtungen und 810 DVT-Beobachtungen beträgt. Für die letzte Fragestellung konnten nicht alle Röntgenbilder des kleinen FOV $5 \times 5,5$ cm ausgewertet werden, da bei zwei Humanpräparaten der Gaumen in diesem Format unvollständig erfasst war. Bei einem weiteren Präparat war lediglich die mesiale Schicht beurteilbar. In den übrigen zwei Präparaten war der Gaumen in allen drei Ebenen vollständig darstellbar und auswertbar. Insgesamt standen damit 63 Messungen je Modus zur Verfügung; über die drei Modi (LD, SD, HD) ergab dies 189 Beobachtungen für das FoV $5 \times 5,5$ cm.

2.3 Statistische Analysen

Die Datenauswertung erfolgte mittels Microsoft Excel (Version 16.76, 2023, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA), der Statistiksoftware SPSS (Version 29.0.2.0.) und DATAtab (DATAtab Team 2023, Graz, Österreich).

Für die deskriptive Analyse wurden die Mittelwerte, die Standardabweichung, der Median, der maximale und der minimale Wert für jede untersuchte Ebene und jeden Betriebsmodus tabellarisch dargestellt. Zur visuellen Veranschaulichung der Ergebnisse der zweiten Fragestellung wurde zusätzlich ein Balkendiagramm erstellt.

Zur Bewertung der intraindividuellen Reproduzierbarkeit der FRS- und DVT-Messungen im Rahmen der dritten und vierten Forschungsfragen dieser Studie wurden der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) sowie der methodische Fehler nach Dahlberg berechnet. Diese Parameter ermöglichen eine quantifizierbare Aussage über die Reliabilität der Messungen und dienen der Sicherstellung einer belastbaren Datengrundlage für die weiterführenden Analysen der ersten beiden Forschungsfragen dieser Studie. Der ICC wurde ermittelt, um den Grad der Ähnlichkeit und der Konsistenz zwischen den Beobachtungen zu quantifizieren. Hier wurden das zweifach gemischte Modell und die absolute Übereinstimmung als Typ gewählt. Ein Intraklassenkorrelationskoeffizient von „1“

steht hierbei für eine perfekte Übereinstimmung der Beurteilungen der Rater. Eine „0“ repräsentiert das genaue Gegenteil und deutet daher auf eine vorliegende Uneinigkeit der Beurteiler hin. Einige Autoren, wie z.B. Cicchetti (Cicchetti 1994) oder Koo/Li (Koo und Li 2016) haben weitere Übereinstimmungsintervalle definiert auf die sich die vorliegende Studie bezieht (Tabelle 5).

	Cicchetti (1994)	Koo/Li (2016)
Schlechte Übereinstimmung	< 0,4	< 0,5
Moderate Übereinstimmung	0,4 – 0,59	0,5 – 0,75
Gute Übereinstimmung	0,60 – 0,74	0,75 – 0,9
Exzellente Übereinstimmung	> 0,75	> 0,9

Tabelle 5: Übereinstimmungsintervalle für die ICC-Werte nach Cicchetti (1994) und Koo/Li (2016)

Zudem wurde der Dahlberg-Fehler berechnet. Die Dahlberg-Formel (Dahlberg 1940) ermöglicht die Bestimmung der Zuverlässigkeit der Datenauswertung und wird häufig zur Quantifizierung zufälliger Fehler in kephalometrischen Untersuchungen eingesetzt (Battagel 1993; Duarte et al. 2014; Jung et al. 2011; Kim 2013). Die Formel zur Berechnung des methodischen Fehlers nach Dahlberg lautet wie folgt:

$$D = \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{d_i^2}{2N}}$$

(D = Dahlberg Fehler; d = Differenz zwischen der ursprünglichen und der wiederholten Messung [mm]; i = Index für das Messpaar; N = Anzahl der Doppelmessungen).

Diese Formel berechnet die mittlere Abweichung zwischen zwei wiederholten Messungen desselben Parameters und gibt somit Aufschluss über die Präzision der Messungen. In der Formel steht D für den Dahlberg-Fehler; d_i bezeichnet die Differenz zwischen der ersten und der zweiten Messung des i -ten Messpaares, wobei $i = 1, \dots, N$ der Laufindex (Zählvariable) der Summation ist; N repräsentiert die Gesamtzahl der Doppelmessungen. Durch die Quadrierung der Differenzen werden sowohl positive als auch negative Abweichungen berücksichtigt und mögliche Fehler kompensiert. Die anschließende Division durch die Anzahl der Messungen und die Quadratwurzelbildung ermöglichen eine normierte Darstellung des Fehlers. Die ursprüngliche Maßeinheit wird dabei beibehalten. Ein niedriger Dahlberg-Fehler weist auf eine hohe Reproduzierbarkeit der Messmethode hin, während ein hoher Wert auf eine größere Streuung der Messwerte und damit auf eine geringere Messpräzision hindeutet. Ein akzeptabler Fehler hängt vom jeweiligen Fachgebiet und der Toleranzgrenze der Messungen ab. Obwohl kein allgemein gültiger Grenzwert für den Dahlberg-Fehler definiert ist, berichtet

die verfügbare Literatur zur kephalometrischen Analyse von FRS- und DVT-Aufnahmen, dass Fehler von ≤ 1 mm oder $\leq 1^\circ$ als akzeptabel angesehen werden (Lagravère et al. 2010; Sholts et al. 2011; Katkar et al. 2013). Die vorliegende Studie orientiert sich an diesem Grenzwert und berücksichtigt ihn bei der Bewertung der Messergebnisse.

Zur Untersuchung potenziell signifikanter Unterschiede zwischen den FRS-Werten und den medianen DVT-Messungen, entsprechend der ersten Forschungsfrage dieser Studie, wurden *t*-Tests für abhängige Stichproben durchgeführt. Die Analysen umfassten die Vergleiche FRS vs. DVT-median_mesial, FRS vs. DVT-median_zentral, FRS vs. DVT-median_distal sowie FRS vs. DVT-Median_gesamt. Zur Prüfung der Voraussetzungen für die Durchführung dieser Tests wurden die Normalverteilung der Daten für jede untersuchte Ebene (mesial, zentral, distal) sowie für die Gesamtdaten mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests und des Shapiro-Wilk-Tests analysiert. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Die Effektstärke wurde mit dem Cohen's *d*-Wert dargestellt. Tabelle 6 veranschaulicht die Interpretation der Effektstärke nach Cohen.

Effektstärke	<i>d</i>
kleiner Effekt	$ d = 0,2$
mittlerer Effekt	$ d = 0,5$
großer Effekt	$ d = 0,8$

Tabelle 6: Interpretation von *d* nach Cohen (1988)

Die zweite Forschungsfrage dieser Studie lautet: „Spiegelt das im FRS gemessene Knochenangebot im vorderen Gaumen einen Wert einer paramedianen Schicht des DVT wider?“. Zur Beantwortung dieser Fragestellung wurden die korrespondierenden paramedianen Messwerte der rechten und linken Seiten zusammengeführt und die durchschnittliche vertikale Gaumenknochenhöhe berechnet. Diese Vorgehensweise basiert auf der aktuellen wissenschaftlichen Evidenz, die darauf hinweist, dass kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der rechten und der linken Gaumenhälfte besteht, sodass eine getrennte Analyse beider Seiten nicht erforderlich ist (Holm 2013; Kang et al. 2007a; King et al. 2007; Bernhart et al. 2000; Gracco et al. 2008). Zur statistischen Analyse wurden *t*-Tests für abhängige Stichproben durchgeführt, um Unterschiede zwischen den FRS-Werten und den DVT-Messwerten in den paramedianen Schichten auf 2 mm, 4 mm, 6 mm und 8 mm Höhe insgesamt sowie separat für jede sagittale Ebene (mesial, zentral, distal) zu prüfen. Die Voraussetzung der Normalverteilung der Daten wurde vorab mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests und des Shapiro-Wilk-Tests überprüft. Da im Rahmen der Analyse mehrere *t*-Tests durchgeführt wurden, erfolgte zur Kontrolle der α -Fehler-Kumulierung eine Korrektur der *p*-Werte. Hierfür kam das Verfahren nach Holm-Bonferroni zur Anwendung, das eine verlässliche Kontrolle des α -Fehlers gewährleistet, dabei jedoch weniger konservativ ist als die klassische Bonferroni-Korrektur und die

Teststärke weitgehend beibehält. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt, sodass p -Werte kleiner als 0,05 als statistisch signifikant gelten.

Zur Untersuchung der fünften Forschungsfrage hinsichtlich eines potenziellen signifikanten Unterschieds zwischen den verschiedenen Betriebsmodi (LD, SD und HD) in Bezug auf die gemessene Knochenhöhe wurde eine ANOVA mit Messwiederholungen durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt. Es wurde das arithmetische Mittel der ersten und zweiten Messung zur Berechnung herangezogen. Die Anwendung dieser Methode setzt die annähernde Normalverteilung der Daten sowie die Homogenität der Kovarianzen voraus. Die Prüfung der Normalverteilung erfolgte sowohl mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests als auch durch eine visuelle Analyse mittels Quantil-Quantil-Plots (Q-Q-Plots). Zur Überprüfung der Homogenität der Kovarianzen wurde der Mauchly-Test auf Sphärizität angewendet.

Zur Beantwortung der letzten Forschungsfrage, dem Nachweis eines potenziellen Unterschieds der gemessenen Knochenhöhe zwischen den FoV-Formaten 11×10 cm und $5 \times 5,5$ cm, wurden gepaarte Hypothesentests eingesetzt. Das Signifikanzniveau wurde auch hier auf 0,05 festgelegt. Die Normalverteilung der Differenzen ($11 \times 10 - 5 \times 5,5$) wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test und dem Shapiro-Wilk-Test geprüft; bei divergierenden Testergebnissen erfolgte zusätzlich eine visuelle Beurteilung anhand von Histogrammen und Q-Q-Plots. Lag die Annahme der Normalverteilung vor, wurde der Vergleich mittels t -Tests für abhängige Stichproben durchgeführt. Bei fehlender oder uneindeutiger Normalität erfolgte zudem eine Sensitivitätsanalyse mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test. Die rangbasierte Effektstärke r wird in Tabelle 7 dargestellt. Zur quantitativen Einordnung der Lageverschiebung wurde der Hodges-Lehmann-Schätzer der Median-Differenz mit 95 %-Konfidenzintervall angegeben. Der Hodges-Lehmann-Schätzer $\hat{\Delta}_{HL}$ wurde als Median der paarweisen Differenzen zwischen beiden Messreihen berechnet:

$$\hat{\Delta}_{HL} = \text{Median}(D_1, \dots, D_n), D_i = X_i - Y_i \quad (i=1, \dots, n)$$

Formal lässt sich $\hat{\Delta}_{HL}$ auch als Median der Walsh-Durchschnitte $(D_i + D_j) / 2$ definieren; bei symmetrischer Differenzverteilung sind beide Definitionen praktisch äquivalent. Das 95 %-Konfidenzintervall wurde aus den geordneten Differenzen abgeleitet und umfasst den Bereich, in dem die wahre Lageverschiebung mit 95 %iger Wahrscheinlichkeit liegt. $\hat{\Delta}_{HL}$ schätzt damit die typische Lageverschiebung (Shift) zwischen den beiden gepaarten Messreihen. Ein negatives $\hat{\Delta}_{HL}$ bedeutet (bei Definition $D_i = X_i - Y_i$), dass Y im Median höhere Werte liefert als X; das 95 %-Konfidenzintervall quantifiziert die Schätzunsicherheit in derselben Einheit (z. B. mm).

Effektstärke	<i>r</i>
kein Effekt / sehr geringer Effekt	$ r < 0,1$
geringer Effekt	$ r = 0,1$
mittlerer Effekt	$ r = 0,3$
großer Effekt	$ r = 0,5$

Tabelle 7: Effektstärke *r* nach Cohen(1988)

3 Ergebnisse

3.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des FRS

Das Knochenangebot der ersten Messung der FRS-Aufnahmen lag im Mittel bei 8,04 mm mit einer Standardabweichung von 3,4 mm. Der Median betrug 8,27 mm, der minimale Wert 3,77 mm und der maximale Wert 15,10 mm. Das Knochenangebot der zweiten Messung lag im Mittel bei 7,93 mm unter Berücksichtigung einer Standardabweichung von 3,34 mm. Der Median betrug 8,50 mm, der minimale Wert 3,50 mm und der maximale Wert 14,11 mm. Die ermittelten Werte der deskriptiven Statistik sind Tabelle 8 zu entnehmen.

	1. FRS-Messung	2. FRS-Messung
Mittelwerte	8,04 mm	7,93 mm
Median	8,27 mm	8,50 mm
Standardabweichung	3,40 mm	3,34 mm
Minimum	3,77 mm	3,50 mm
Maximum	15,10 mm	14,11 mm

Tabelle 8: Deskriptive Kennzahlen beider Messungen

Der ICC der FRS-Aufnahmen betrug 0,991. Das 95 %-Konfidenzintervall erstreckte sich von 0,987 bis 0,994 (Tabelle 9).

	Intraklassen- korrelation ^b	95 % Konfidenzintervall		F Test mit wahren Wert 0			
		Untere Grenze	Obere Grenze	Wert	df1 ^d	df2 ^d	sig. ^e
Einzelmessungen	0,991 ^a	0,987	0,994	230.652	134	134	< 0,001
Durchschnittliche Messungen	0,995 ^c	0,993	0,997	230.652	134	134	< 0,001

Zweifaktorielles gemischtes Modell, bei dem die Personeneffekte zufällig und die Messeffekte festgelegt sind.

a. Der Schätzer bleibt unverändert, unabhängig davon, ob der Interaktionseffekt vorhanden ist oder nicht.

b. Intraklassen-Korrelationskoeffizienten vom Typ A unter Verwendung einer absoluten Übereinstimmungsdefinition.

c. Diese Schätzung wird unter der Annahme berechnet, dass der Interaktionseffekt nicht vorhanden ist, da er andernfalls nicht schätzbar wäre.

d. Freiheitsgrade

e. Signifikanz

Tabelle 9: Intraklassen-Korrelations-Koeffizient der FRS-Aufnahmen

Zur Quantifizierung des Messfehlers wurde der Dahlberg-Fehler berechnet; für die FRS-Aufnahmen ergab sich ein Wert von **0,31 mm**.

3.2 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der DVT

Das Knochenangebot der ersten Messung aller DVT-Aufnahmen betrug im Mittel 9,57 mm mit einer Standardabweichung von 3,37 mm. Der Median betrug 9,44 mm, der minimale Wert 2,71 mm und der maximale Wert 18,08 mm. Das Knochenangebot der zweiten Messung lag im Mittel bei 9,42 mm mit einer Standardabweichung von 3,31 mm. Der Median betrug 9,17 mm, der minimale Wert 2,64 mm und der maximale Wert 18,03 mm. Die ermittelten Werte der deskriptiven Statistik der FRS-Messungen sind Tabelle 10 zu entnehmen.

	1. DVT-Messung	2. DVT-Messung
Mittelwerte	9,57 mm	9,42 mm
Median	9,44 mm	9,17 mm
Standardabweichung	3,37 mm	3,31 mm
Minimum	2,71 mm	2,64 mm
Maximum	18,08 mm	18,03 mm

Tabelle 10: Deskriptive Kennzahlen beider Messungen aller DVT-Aufnahmen

Der ICC der Auswertung aller DVT-Aufnahmen betrug 0,965. Das 95 %-Konfidenzintervall wies eine Untergrenze von 0,957 und eine Obergrenze von 0,972 auf (Tabelle 11).

	Intraklassen- korrelation ^b	95 % Konfidenzintervall		F Test mit wahren Wert 0			
		Untere Grenze	Obere Grenze	Wert	df1 ^d	df2 ^d	sig. ^e
Einzelmessungen	0,965 ^a	0,957	0,972	58.393	404	404	< 0,001
Durchschnittliche Messungen	0,982 ^c	0,978	0,986	58.393	404	404	< 0,001

Zweifaktorielles gemischtes Modell, bei dem die Personeneffekte zufällig und die Messeffekte festgelegt sind.

a. Der Schätzer bleibt unverändert, unabhängig davon, ob der Interaktionseffekt vorhanden ist oder nicht.

b. Intraklassen-Korrelationskoeffizienten vom Typ A unter Verwendung einer absoluten Übereinstimmungsdefinition.

c. Diese Schätzung wird unter der Annahme berechnet, dass der Interaktionseffekt nicht vorhanden ist, da er andernfalls nicht schätzbar wäre.

d. Freiheitsgrade

e. Signifikanz

Tabelle 11: Intraklassen-Korrelations-Koeffizient der DVT-Aufnahmen

Zur Quantifizierung des Messfehlers wurde auch hier der Dahlberg-Fehler berechnet, der einen Wert von **0,62 mm** aufwies.

Unter der Annahme, dass eine geringere Bildauflösung die subjektive Wahrnehmung des Betrachters beeinflussen und dadurch die Genauigkeit sowie die Reproduzierbarkeit der Messungen verringern

kann, wurde in der vorliegenden Untersuchung geprüft, inwieweit sich die unterschiedlichen Bildgebungsmodi (LD, SD und HD) der DVT-Aufnahmen auf die Messergebnisse ausgewirkt haben. Zu diesem Zweck wurden die drei Modi erneut separat analysiert.

Das Knochenangebot der ersten Messung im LD-Modus lag im Mittel bei 9,64 mm mit einer Standardabweichung von 3,36 mm. Der Median betrug 9,39 mm, der minimale Wert 2,86 mm und der maximale Wert 17,89 mm. Das Knochenangebot der zweiten Messung lag im Mittel bei 9,39 mm unter Berücksichtigung einer Standardabweichung von 3,29 mm. Der Median betrug 9,17 mm, der minimale Wert 3,00 mm und der maximale Wert 17,89 mm. Das Knochenangebot der ersten Messung im SD-Modus lag im Mittel bei 9,50 mm mit einer Standardabweichung von 3,33 mm. Der Median betrug 9,10 mm, der minimale Wert 2,71 mm und der maximale Wert 17,67 mm. Das Knochenangebot der zweiten Messung lag im Mittel bei 9,35 mm mit einer Standardabweichung von 3,30 mm. Der Median betrug 9,02 mm, der minimale Wert 2,64 mm und der maximale Wert 17,60 mm. Das Knochenangebot der ersten Messung im HD-Modus lag im Mittel bei 9,58 mm mit einer Standardabweichung von 3,44 mm. Der Median betrug 9,60 mm, der minimale Wert 2,83 mm und der maximale Wert 18,08 mm. Das Knochenangebot der zweiten Messung lag im Mittel bei 9,51 mm mit einer Standardabweichung von 3,37 mm. Der Median betrug 9,60 mm, der minimale Wert 2,83 mm und der maximale Wert 18,03 mm. Die ermittelten Werte der deskriptiven Statistik der unterschiedlichen Modi kann man in der Tabelle 12 entnehmen.

DVT-Modus	LD		SD		HD	
Messung	1.	2.	1.	2.	1.	2.
Mittelwerte (mm)	9,64	9,39	9,50	9,35	9,58	9,51
Median (mm)	9,39	9,17	9,10	9,02	9,60	9,60
Standardabweichung (mm)	3,36	3,29	3,33	3,30	3,44	3,37
Minimum (mm)	2,86	3,00	2,71	2,64	2,83	2,83
Maximum (mm)	17,89	17,89	17,67	17,60	18,08	18,03

Tabelle 12: Deskriptive Kennzahlen beider Messungen der DVT-Aufnahmen im LD-, SD- und HD-Modus

Der ICC wurde für jeden Modus ermittelt. Der LD-Modus erreichte einen ICC von 0,928 (95 %-Konfidenzintervall [0,900; 0,949]), der SD-Modus einen ICC von 0,976 (95 %-Konfidenzintervall [0,966; 0,983]) und der HD-Modus einen ICC von 0,991 (95 %-Konfidenzintervall [0,987; 0,993]). Eine Übersicht der Ergebnisse findet sich in den Tabelle 13-15.

	Intraklassen- korrelation	95 % Konfidenzintervall		F Test mit wahrem Wert 0			
		Untere Grenze	Obere Grenze	Wert	df1 ^a	df2 ^a	sig. ^b
Einzelmessungen	0,928	0,900	0,949	27.809	134	134	< 0,001
Durchschnittliche Messungen	0,963	0,947	0,974	27.809	134	134	< 0,001

a. Freiheitsgrade

b. Signifikanz

Tabelle 13: Intraklassen-Korrelation-Koeffizient (ICC) der DVT-Aufnahmen im LD-Modus

	Intraklassen- korrelation	95 % Konfidenzintervall		F Test mit wahrem Wert 0			
		Untere Grenze	Obere Grenze	Wert	df1 ^a	df2 ^a	sig. ^b
Einzelmessungen	0,976	0,966	0,983	86.003	134	134	< 0,001
Durchschnittliche Messungen	0,988	0,983	0,992	86.003	134	134	< 0,001

a. Freiheitsgrad

b. Signifikanz

Tabelle 14: Intraklassen-Korrelation-Koeffizient (ICC) der DVT-Aufnahmen im SD-Modus

	Intraklassen- korrelation	95 % Konfidenzintervall		F Test mit wahrem Wert 0			
		Untere Grenze	Obere Grenze	Wert	df1 ^a	df2 ^a	sig. ^b
Einzelmessungen	0,991	0,987	0,993	217.023	134	134	< 0,001
Durchschnittliche Messungen	0,995	0,993	0,997	217.023	134	134	< 0,001

a. Freiheitsgrade

b. Signifikanz

Tabelle 15: Intraklassen-Korrelation-Koeffizient (ICC) der DVT-Aufnahmen im HD-Modus

Zur Quantifizierung des Messfehlers wurde der Dahlberg-Fehler für jeden Modus berechnet. Die Ergebnisse zeigten einen Dahlberg-Fehler von **0,89 mm** für den LD-Modus, **0,51 mm** für den SD-Modus und **0,33 mm** für den HD-Modus.

3.3 Ergebnisse des Vergleichs des FRS mit den medianen Werten der DVT

Für die beiden nachfolgenden Fragestellungen wurden die Messwerte des HD-Modus als Grundlage für weitere Berechnungen herangezogen. Die Wahl des HD-Modus basiert auf den in Kapitel 3.2 dargestellten Ergebnissen – diese wiesen den höchsten ICC sowie den geringsten Dahlberg-Fehler auf und bieten somit die robusteste Approximation des realen Knochenangebots. Die erste Frage dieser Arbeit: „Spiegelt das im FRS gemessene Knochenangebot im vorderen Gaumen den gemessenen Wert der Medianebene im DVT wider?“ wurde nachfolgend überprüft. Hierzu wurden die Messwerte sowohl aggregiert als auch getrennt für die Ebenen mesial, zentral und distal des ersten Prämolars analysiert und statistisch auf Unterschiede geprüft. In Tabelle 16 sind die Ergebnisse der

deskriptiven Lage- und Streuparameter (Mittelwert, Median, Standardabweichung, Maximum, Minimum) dargestellt.

		Mittelwert (mm)	Median (mm)	Standardabweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
gesamt	FRS	7,99	8,42	3,36	3,73	14,61
	DVT median	9,81	10,36	3,35	4,03	16,12
mesial	FRS	10,74	9,21	2,70	8,50	14,61
	DVT median	11,69	10,36	3,95	7,48	16,12
zentral	FRS	7,87	6,53	2,70	5,77	12,35
	DVT median	9,61	10,70	3,17	4,03	11,56
distal	FRS	5,35	4,08	2,61	3,73	9,87
	DVT median	8,13	7,68	2,40	5,20	10,70

Tabelle 16: Deskriptive Lage- und Streuparameter von den FRS- und den medianen Messungen in mm

Bei dem Vergleich der aggregierten Messungen, in Tabelle 16 als „gesamt“ ausgewiesen, wiesen die FRS-Messungen einen Mittelwert von 7,99 mm auf (Median = 8,42 mm, Standardabweichung = 3,36 mm), mit einem Minimum von 3,73 mm und einem Maximum von 14,61 mm. Die korrespondierenden medianen DVT-Messungen lagen im Mittel bei 9,81 mm (Median = 10,36 mm, Standardabweichung = 3,35 mm), mit einem Minimum von 4,03 mm und einem Maximum von 16,12 mm. Damit lagen die FRS-Werte im Gesamtdatensatz im Durchschnitt niedriger als die DVT-Messungen. Der Vergleich der mesialen Ebene zeigte, dass die FRS-Messungen einen Mittelwert von 10,74 mm (Median = 9,21 mm, Standardabweichung = 2,70 mm) aufwiesen, mit einem Minimum von 8,50 mm und einem Maximum von 14,61 mm. Die medianen DVT-Messungen lagen im Mittel bei 11,69 mm (Median = 10,36 mm, Standardabweichung = 3,95 mm), wobei die Werte zwischen 7,48 mm (Minimum) und 16,12 mm (Maximum) schwankten. Auch auf dieser Ebene lagen die FRS-Werte insgesamt unter den DVT-Messungen, wenngleich das Minimum bei FRS höher ausfiel (8,50 mm vs. 7,48 mm). In der zentralen Ebene zeigte das FRS einen Mittelwert von 7,87 mm (Median = 6,53 mm, Standardabweichung = 2,70 mm), mit einem Minimum von 5,77 mm und einem Maximum von 12,35 mm. Die medianen DVT-Werte lagen bei einem Mittelwert von 9,61 mm (Median = 10,70 mm, Standardabweichung = 3,17 mm), wobei die Spannweite von 4,03 mm bis 11,56 mm reichte. In dieser Ebene war insbesondere der Medianunterschied auffällig (FRS: 6,53 mm vs. DVT: 10,70 mm). Die FRS-Messungen der distalen Ebene wiesen einen Mittelwert von 5,35 mm auf (Median = 4,08 mm, Standardabweichung = 2,61 mm), mit einem Minimum von 3,73 mm und einem Maximum von 9,87 mm. Die medianen DVT-Messungen erreichten in dieser Ebene im Mittel 8,13 mm (Median = 7,68 mm, Standardabweichung = 2,40 mm) und lagen zwischen 5,20 mm (Minimum) und 10,70 mm (Maximum). Der Unterschied zwischen den Mittelwerten war hier am größten (5,35 mm vs. 8,13 mm).

Nachfolgend wurde mittels t -Tests für abhängige Stichproben überprüft, ob statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Stichprobenmittelwerten der beiden Gruppen bestanden. Die Anwendung von t -Tests für abhängige Stichproben setzt die Normalverteilung der Daten voraus. Diese Voraussetzung wurde mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests und des Shapiro-Wilk-Tests überprüft und konnte für alle untersuchten Vergleichskonstellationen bestätigt werden. Da die p -Werte größer als 0,05 waren, wurde die Nullhypothese, die besagt, dass die Daten normalverteilt sind, nicht verworfen. Die entsprechenden Testergebnisse sind in Tabelle 17 dargestellt.

Vergleich	Kolmogorov-Smirnov (KS) Statistik	p -Wert (KS)	Shapiro-Wilk (SW) Statistik	p -Wert (SW)
FRS_DVT median_gesamt	0,11	0,981	0,99	0,995
FRS_DVT median_mesial	0,24	0,862	0,95	0,736
FRS_DVT median_zentral	0,29	0,701	0,82	0,119
FRS_DVT median_distal	0,16	0,996	0,98	0,925

Tabelle 17: Ergebnisse der Normalverteilungstests (Kolmogorov-Smirnov & Shapiro-Wilk)

Die Ergebnisse der t -Tests sind in Tabelle 18 dargestellt. Für jede Vergleichsgruppe werden der t -Wert, die Freiheitsgrade (df), der p -Wert zur Bestimmung der statistischen Signifikanz sowie die Effektstärke gemäß Cohen's d angegeben.

Vergleich	t -Wert	Freiheitsgrade (df)	p -Wert	Cohen's d
FRS_DVT median_gesamt	-2,42	14	0,029*	0,63
FRS_DVT median_mesial	-0,52	4	0,628	0,23
FRS_DVT median_zentral	-1,39	4	0,236	0,62
FRS_DVT median_distal	-3,33	4	0,029*	1,49

*: $p < 0,05$

Tabelle 18: Ergebnisse der t -Tests für abhängige Stichproben

Alle Vergleiche zeigten einen negativen t -Wert, was darauf hinweist, dass die Messwerte der FRS-Messreihe systematisch geringer ausfielen als die entsprechenden DVT-Messwerte. Statistisch signifikante Unterschiede wurden sowohl für den Vergleich zwischen den aggregierten FRS-Messwerten und den aggregierten medianen DVT-Messwerten als auch für den Vergleich zwischen FRS und den distalen medianen DVT-Messwerten festgestellt (jeweils $p = 0,029$). Während der Unterschied zwischen FRS und median_gesamt mit einer mittleren Effektstärke ($d = 0,63$) moderat ausfiel, wies der Vergleich zwischen FRS und median_distal mit einer großen Effektstärke ($d = 1,49$) eine deutliche Differenz auf. Demgegenüber ergaben die Vergleiche zwischen FRS und median_mesial ($p = 0,628$) sowie zwischen FRS und median_zentral ($p = 0,236$) keine statistisch signifikanten Unterschiede.

3.4 Ergebnisse des Vergleichs des FRS mit den paramedianen Werten der DVT

Nachdem in Kapitel 3.4 untersucht wurde, inwieweit das im FRS gemessene Knochenangebot das mediane Knochenangebot im DVT widerspiegelt, wurde in diesem Kapitel analysiert, ob das im FRS ermittelte Knochenangebot im vorderen Gaumen mit den Messwerten einer paramedianen Schicht des DVT übereinstimmt.

Die zugehörigen paramedianen Werte rechts und links jeder Schicht sind nachfolgend, wie bereits in Kapitel 2.3 erläutert, zusammengefasst. Tabelle 19 stellt die Mittelwerte, den Median, die Standardabweichung sowie die minimale und maximale Knochenhöhe der FRS-Messungen und der paramedianen Messungen des DVT dar.

		Mittelwert (mm)	Median (mm)	Standard- abweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
gesamt	FRS	7,99	8,42	3,36	3,73	14,61
	DVT 8mm	9,55	9,80	3,46	3,75	16,03
	DVT 6mm	9,61	9,61	3,51	3,43	16,80
	DVT 4mm	9,49	9,24	3,39	3,23	17,16
	DVT 2mm	9,39	9,60	3,45	3,86	16,26
mesial	FRS	10,74	9,21	2,70	8,50	14,61
	DVT 8mm	10,72	10,18	3,68	6,17	16,03
	DVT 6mm	10,89	9,74	3,79	6,56	16,80
	DVT 4mm	11,09	10,29	3,78	7,13	17,16
	DVT 2mm	11,72	11,02	3,69	8,04	16,26
zentral	FRS	7,87	6,53	2,70	5,77	12,35
	DVT 8mm	10,66	9,92	2,75	8,08	15,36
	DVT 6mm	10,75	9,12	2,74	8,33	14,76
	DVT 4mm	10,48	9,24	2,09	8,33	13,38
	DVT 2mm	9,60	10,03	2,47	5,72	12,57
distal	FRS	5,35	4,08	2,61	3,73	9,87
	DVT 8mm	7,28	4,08	3,33	3,75	11,97
	DVT 6mm	7,21	6,09	3,21	3,43	11,07
	DVT 4mm	6,88	5,77	2,92	3,23	10,32
	DVT 2mm	6,85	5,86	2,65	3,86	9,98

Tabelle 19: Deskriptive Lage- und Streuparameter von den FRS- und den paramedianen Messungen

Die deskriptiven Daten zeigten, dass in der Gesamtschau die FRS-Messungen einen Mittelwert von 7,99 mm (Median = 8,42 mm) mit einer Standardabweichung von 3,36 mm hatten und von 3,73 mm bis zu 14,61 mm reichten. Im Vergleich dazu lagen die paramedianen Messungen bei 8 mm bis 2 mm

im Mittel zwischen 9,39 mm und 9,61 mm und wiesen eine höhere Streuung auf, mit maximalen Werten bis zu 16,26 mm. In der mesialen Ebene variierten die FRS-Werte von 8,50 mm bis 14,61 mm, mit einem Mittelwert von 10,74 mm und einem Median von 9,21 mm (Standardabweichung 2,70 mm). Im Gegensatz dazu lagen die paramedianen Messungen zwischen 10,72 mm und 11,72 mm, während die Maximalwerte bei bis zu 17,16 mm liegen. Für die zentrale Region betrug der Mittelwert der FRS-Messungen 7,87 mm (Median 6,53 mm, Standardabweichung 2,70 mm), wobei die Werte von 5,77 mm bis 12,35 mm reichten. Die paramedianen Messungen lagen hier mit Mittelwerten von 9,60 mm bis 10,75 mm deutlich höher und wiesen eine maximale Spannweite von bis zu 15,36 mm auf. In der distalen Ebene hatten die FRS-Messungen einen Mittelwert von 5,35 mm (Median 4,08 mm, Standardabweichung 2,61 mm) und reichten von 3,73 mm bis 9,87 mm, während die paramedianen Messungen Mittelwerte von 6,85 mm bis 7,28 mm erreichten und im Maximum bis 11,97 mm reichten. Zudem war zu erkennen, dass die Knochenhöhe von mesial nach distal im FRS abnahm. Dies traf auch für jede paramediane Schicht im DVT zu, wie in Abb. 24 zu erkennen ist.

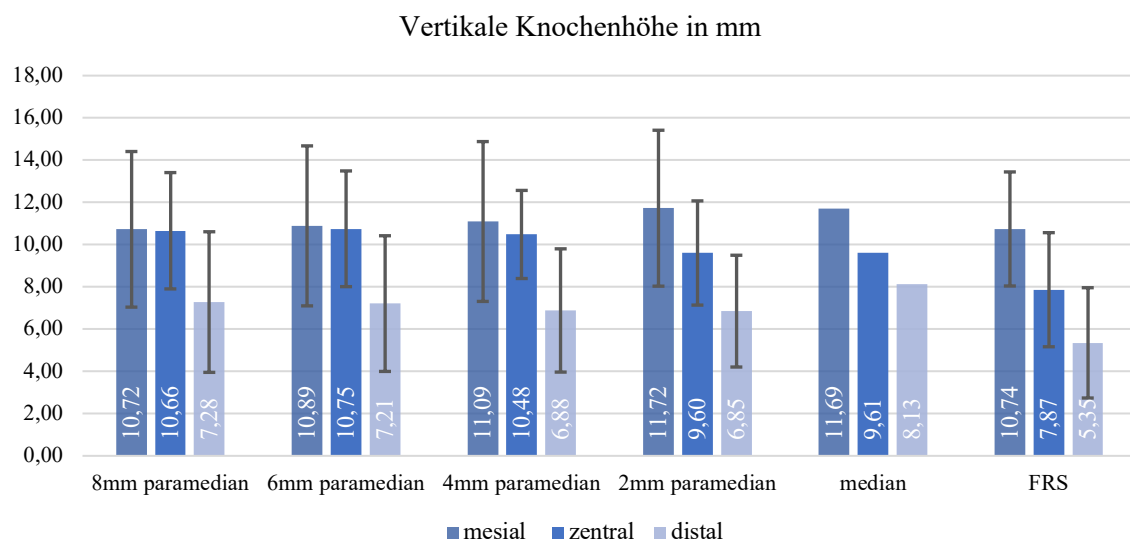


Abb. 24: Mittelwerte \pm Standardabweichung der vertikalen Knochenhöhe für die Messpunkte in DVT und FRS (mm)

Nachfolgend wurde mittels *t*-Tests für abhängige Stichproben überprüft, ob statistisch signifikante Unterschiede zwischen den jeweiligen zwei Gruppen bestanden. Zuvor wurde die Normalverteilung der Daten geprüft, wobei sowohl der Kolmogorov-Smirnov-Test als auch der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt wurden. Die Voraussetzung der Normalverteilung konnte für alle untersuchten Vergleichskonstellationen bestätigt werden, da die berechneten *p*-Werte über dem Signifikanzniveau von 0,05 lagen. Somit bestand keine Notwendigkeit, die Nullhypothese einer Normalverteilung der Daten zu verwerfen. Die detaillierten Testergebnisse mit dem dazugehörigen *p*-Wert sind in Tabelle 20 aufgeführt.

Vergleich	Kolmogorov-Smirnov (KS) Statistik	p-Wert (KS)	Shapiro-Wilk (SW) Statistik	p-Wert (SW)
FRS_DVT 8mm_gesamt	0,15	0,863	0,89	0,062
FRS_DVT 6mm_gesamt	0,14	0,893	0,96	0,767
FRS_DVT 4mm_gesamt	0,12	0,957	0,98	0,985
FRS_DVT 2mm_gesamt	0,17	0,739	0,96	0,647
FRS_DVT 8mm_mesial	0,21	0,945	0,93	0,608
FRS_DVT 6mm_mesial	0,22	0,924	0,91	0,484
FRS_DVT 4mm_mesial	0,2	0,958	0,92	0,542
FRS_DVT 2mm_mesial	0,21	0,938	0,97	0,899
FRS_DVT 8mm_zentral	0,2	0,961	0,91	0,441
FRS_DVT 6mm_zentral	0,36	0,441	0,85	0,19
FRS_DVT 4mm_zentral	0,23	0,908	0,92	0,51
FRS_DVT 2mm_zentral	0,23	0,894	0,86	0,212
FRS_DVT 8mm_distal	0,14	0,999	0,99	0,979
FRS_DVT 6mm_distal	0,27	0,792	0,94	0,66
FRS_DVT 4mm_distal	0,19	0,978	0,97	0,897
FRS_DVT 2mm_distal	0,23	0,902	0,88	0,313

Tabelle 20: Ergebnisse der Normalverteilungstests (Kolmogorov-Smirnov & Shapiro-Wilk)

Die nachfolgende Tabelle (Tabelle 21) zeigt die Ergebnisse der t -Tests für abhängige Stichproben. Für jede Vergleichsgruppe sind der t -Wert, die Freiheitsgrade (df), der p -Wert zur Bestimmung der Signifikanz, die Effektstärke nach Cohen's d sowie die nach Holm-Bonferroni korrigierten p -Werte dargestellt.

Vergleich	t -Wert	Freiheitsgrade (df)	p -Wert	Cohen's d	Korrigierter p -Wert (Holm-Bonferroni)
FRS_DVT 8mm_gesamt	-2,9	14	0,012*	0,75	0,18
FRS_DVT 6mm_gesamt	-2,7	14	0,017*	0,7	0,238
FRS_DVT 4mm_gesamt	-2,55	14	0,023*	0,66	0,299
FRS_DVT 2mm_gesamt	-2,24	14	0,042*	0,58	0,462
FRS_DVT 8mm_mesial	0,01	4	0,989	0,01	0,989
FRS_DVT 6mm_mesial	-0,12	4	0,908	0,05	1
FRS_DVT 4mm_mesial	-0,28	4	0,793	0,13	1
FRS_DVT 2mm_mesial	-0,58	4	0,595	0,26	1
FRS_DVT 8mm_zentral	-6,55	4	0,003**	2,93	0,048*
FRS_DVT 6mm_zentral	-3,25	4	0,031*	1,45	0,372
FRS_DVT 4mm_zentral	-2,88	4	0,045*	1,29	0,405
FRS_DVT 2mm_zentral	-2,13	4	0,1	0,95	0,6
FRS_DVT 8mm_distal	-2,95	4	0,042*	1,32	0,42
FRS_DVT 6mm_distal	-2,31	4	0,082	1,03	0,656
FRS_DVT 4mm_distal	-1,99	4	0,118	0,89	0,59
FRS_DVT 2mm_distal	-2,14	4	0,099	0,96	0,693
*: $p < 0,05$					
**: $p < 0,01$					

Tabelle 21: Ergebnisse der t -Tests für abhängige Stichproben mit korrigiertem p -Wert

Mit Ausnahme des Vergleichs FRS vs. 8 mm mesial wiesen alle Vergleiche einen negativen t -Wert auf, was darauf hindeutet, dass die Messwerte der FRS-Messreihe geringer ausfielen als die entsprechenden DVT-Messwerte. Im Folgenden werden die Ergebnisse für jede Schicht detailliert beschrieben.

Vergleiche gesamt: Die unadjustierten p -Werte der aggregierten Vergleiche (FRS vs. DVT bei 8 mm, 6 mm, 4 mm und 2 mm) lagen im Bereich von 0,012 bis 0,042 und unterschritten somit das unkorrigierte Signifikanzniveau von 0,05. Die zugehörigen Effektstärken lagen im mittleren bis großen Bereich ($d = 0,58$ – $0,75$). Unter Berücksichtigung der α -Fehler-Kumulierung nach Holm-Bonferroni überschritten jedoch alle adjustierten p -Werte die jeweils gültige Signifikanzschwelle, sodass keiner der Vergleiche statistische Signifikanz erreichte.

Mesiale Vergleiche: Alle mesialen Vergleiche (FRS vs. DVT bei 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm) wiesen keine statistische Signifikanz auf ($p > 0,05$). Die Effektstärken waren sehr gering ($d < 0,3$), was nahelegt, dass hier keine relevanten Unterschiede zwischen den Messungen bestehen und eine Gleichheit der Messwerte mit null nicht ausgeschlossen werden kann.

Zentrale Vergleiche: Der Vergleich FRS vs. 8 mm_zentral ($p = 0,003$, $d = 2,93$) zeigte einen signifikanten Unterschied mit sehr großer Effektstärke. Auch die Vergleiche FRS vs. 6 mm_zentral ($p = 0,031$, $d = 1,45$) und FRS vs. 4 mm_zentral ($p = 0,045$, $d = 1,29$) wiesen unadjustierte p -Werte unterhalb des üblichen Signifikanzniveaus auf und zeigten jeweils große Effektstärken. Nach Anwendung der Holm-Bonferroni-Korrektur überschritt jedoch nur der Vergleich FRS vs. 8 mm_zentral ($p = 0,003 \rightarrow$ korr. $p \approx 0,048$) nicht die jeweils geltende Signifikanzschwelle und blieb damit statistisch signifikant. Für die Vergleiche bei 6 mm und 4 mm lagen die adjustierten p -Werte oberhalb der relevanten Schwellenwerte, sodass diese keine statistische Signifikanz erreichten. Der Vergleich FRS vs. 2 mm_zentral war nicht signifikant ($p = 0,100$), zeigte jedoch ebenfalls eine große Effektstärke ($d = 0,95$).

Distale Vergleiche: Der Vergleich FRS vs. 8mm_distal lag im unadjustierten Test unterhalb des üblichen Signifikanzniveaus und wies eine große Effektstärke auf ($p = 0,042$; $d = 1,32$). Nach Anwendung der Holm-Bonferroni-Korrektur überschritt der adjustierte p -Wert jedoch die jeweils geltende Signifikanzschwelle, sodass dieser Vergleich keine statistische Signifikanz erreichte. Die Vergleiche FRS vs. 6mm_distal, 4mm_distal und 2mm_distal waren nicht signifikant ($p > 0,05$), zeigten jedoch hohe Effektstärken ($d > 0,8$), was auf deutliche, wenn auch statistisch nicht gesicherte Unterschiede hindeutet.

3.5 Ergebnisse des Vergleichs der drei Modi der DVT

Nachfolgend wurden die drei Modi (LD, SD und HD) des DVT-Geräts Orthophos SL 3D miteinander verglichen, um Rückschlüsse zur Verwendung der DVT bei der Planung der Insertion orthodontischer Mini-Implantate zu ziehen. Die deskriptive Darstellung der Daten erfolgte mittels Boxplots (Abb. 25) sowie in tabellarischer Form (Tabelle 22). Das vertikale Knochenangebot betrug im LD-Modus durchschnittlich 9,52 mm mit einer Standardabweichung von 3,26 mm, im SD-Modus 9,43 mm mit einer Standardabweichung von 3,30 mm und im HD-Modus 9,55 mm mit einer Standardabweichung von 3,40 mm. Der Median betrug im LD-Modus 9,28 mm, im SD-Modus 9,1 mm und im HD-Modus 9,56 mm. Der LD-Modus hatte ein Minimum von 2,94 mm und ein Maximum von 17,89 mm, der SD-Modus von 2,68 mm und von 17,56 mm, und der HD-Modus von 2,83 mm und von 18,06 mm.

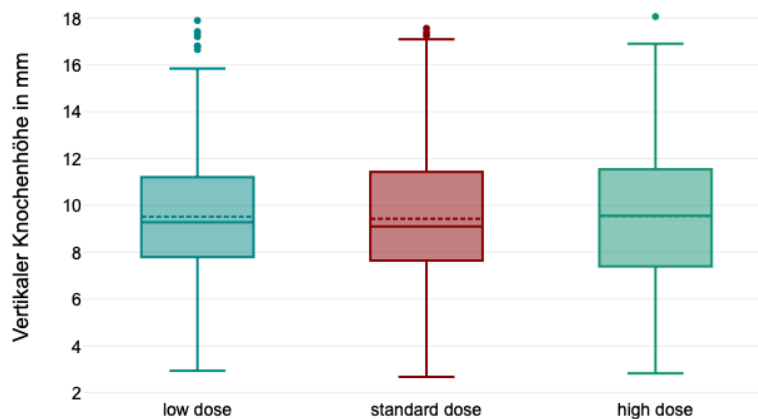


Abb. 25: Boxplots des vertikalen Knochenangebots der drei Modi in mm (LD, SD und HD)

	LD	SD	HD
Mittelwert	9,52 mm	9,43 mm	9,55 mm
Median	9,28 mm	9,10 mm	9,56 mm
Standardabweichung	3,26 mm	3,30 mm	3,40 mm
Minimum	2,94 mm	2,68 mm	2,83 mm
Maximum	17,89 mm	17,56 mm	18,06 mm

Tabelle 22: Deskriptive Lage- und Streuparameter der drei Modi (LD, SD HD)

Zur Untersuchung potenziell signifikanter Unterschiede in der Knochenhöhe zwischen den verschiedenen Betriebsmodi (LD, SD und HD) wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung (ANOVA) durchgeführt. Die Anwendung einer ANOVA mit Messwiederholung setzt unter anderem die an-

nähernde Normalverteilung der Residuen sowie die Homogenität der Kovarianzen voraus, weshalb diese Voraussetzungen vorab überprüft wurden. Die Normalverteilung wurde sowohl statistisch mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests als auch visuell anhand von Q-Q-Plots geprüft, die die Residuen darstellten. Die Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests ergaben für jede Messreihe p -Werte, die über dem festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 lagen (LD: $p = 0,254$; SD: $p = 0,498$; HD: $p = 0,658$). Dies bedeutet, dass die Nullhypothese, die besagt, dass die Daten normalverteilt sind, nicht verworfen werden konnte. Zur zusätzlichen grafischen Validierung wurden Q-Q-Plots erstellt (Abb. 26). Da der Großteil der Datenpunkte innerhalb des 95 %-Konfidenzintervalls und nahe der Mittellinie lag, kann von einer annähernden Normalverteilung ausgegangen werden.

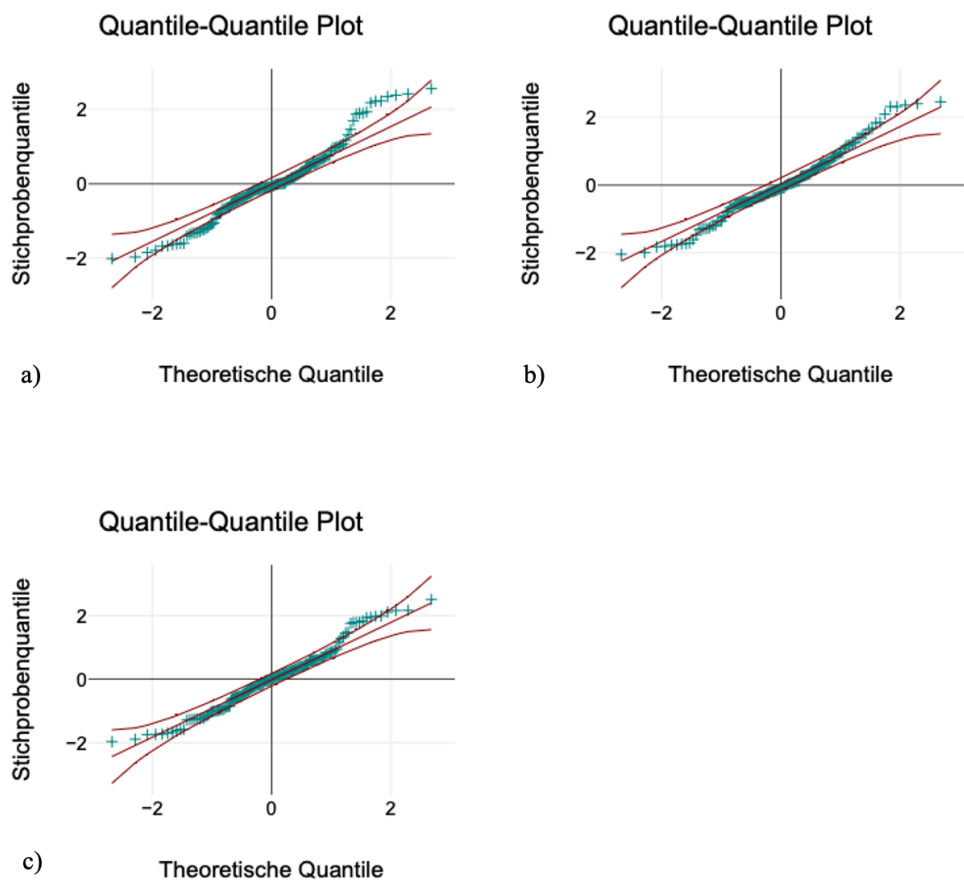


Abb. 26: Q-Q Plots der Messreihen LD (a), SD (b) und HD (c)

Für die Überprüfung der Homogenität der Kovarianzen wurde der Mauchly-Test auf Sphärizität angewendet. Da eine Verletzung der Voraussetzung der Sphärizität vorlag ($p < 0,001$), wurde eine Huynh-Feldt-Korrektur der Freiheitsgrade vorgenommen (Tabelle 23).

	Korrektur der Sphärizi- tät	Quadrat- summe vom Type III	Frei- heits- grade	Mittel- wert der Quad- rate	F- Wert	p- Wert	η^{2a}
Treat- ment	Keine	1,03	2	0,52	0,88	0,416	0,01
	Greenhouse- Geisser	1,03	1,76	0,58	0,88	0,405	0,01
	Huynh-Feldt	1,03	1,79	0,58	0,88	0,406	0,01
Fehler	Keine	157,25	268	0,59			
	Greenhouse- Geisser	157,25	236,38	0,67			
	Huynh-Feldt	157,25	239,29	0,66			

a. Eta-Quadrat, Effektstärkemaß

Tabelle 23: ANOVA mit Messwiederholung mit der Korrektur der Sphärizität

Im Rahmen der ANOVA mit Messwiederholung wurden folgende Hypothesen formuliert: Die Nullhypothese (H_0) postuliert, dass zwischen den Variablen LD, SD und HD keine signifikanten Unterschiede vorliegen. Die Alternativhypothese (H_1) hingegen geht davon aus, dass mindestens ein signifikanter Unterschied zwischen diesen Variablen besteht. Die durchgeführte ANOVA mit Messwiederholung ergab einen p -Wert von 0,406 ($F = 0,88$; $\eta^2 = 0,01$). Da dieser Wert über dem festgelegten Signifikanzniveau von $p = 0,05$ lag, war das Ergebnis nicht signifikant, sodass die Nullhypothese nicht verworfen wurde. Folglich ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Modi (LD, SD und HD) feststellen.

3.6 Ergebnisse des Vergleichs zwischen FoV 11 x 10 cm und FoV 5 x 5,5 cm

Nachdem in den vorangegangenen Kapiteln die Unterschiede der Messwerte der FRS-Aufnahmen gegenüber den DVT-Aufnahmen im großvolumigen Volumenformat (FoV 11 × 10 cm) analysiert wurden, hat das vorliegende Kapitel untersucht, ob unterschiedliche DVT-Volumenformate die Detektion der palatinalen Knochenhöhe beeinflussen. Hierzu wurden Messungen im größten am Gerät verfügbaren Volumenformat (FoV 11 × 10 cm) und im kleinsten Volumenformat (FoV 5 × 5,5 cm) erhoben und vergleichend ausgewertet. Zunächst werden in Tabelle 24 die deskriptiven Lage- und Streuungsmaße beider FoV-Formate gegenübergestellt.

	FoV (cm)	Mittel- wert (mm)	Median (mm)	Standard- abweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
gesamt	11 x 10	8,36	8,96	0,16	2,68	12,32
	5 x 5,5	8,82	9,36	0,17	2,48	13,78
LD	11 x 10	8,39	9,02	2,16	2,94	11,66
	5 x 5,5	8,89	9,5	2,05	3,28	12,3
SD	11 x 10	8,22	8,73	2,3	2,68	12,32
	5 x 5,5	8,82	9,43	2,6	2,48	13,78
HD	11 x 10	8,47	9,04	2,31	2,83	11,6
	5 x 5,5	8,74	9,21	2,22	3,73	12,6

Tabelle 24: Deskriptive Lage- und Streuparameter der FoV-Formate 11 x 10 cm und 5 x 5,5 cm

Über alle Aufnahmemodi hinweg zeigte sich für das kleine FoV (5 × 5,5 cm) eine konsistent höhere zentrale Tendenz als für das große FoV (11 × 10 cm). Der Mittelwert lag insgesamt bei 8,82 mm (5×5,5 cm) gegenüber 8,36 mm (11×10 cm); auch der Median ist mit 9,36 mm (5 × 5,5 cm) gegenüber 8,96 mm (11 × 10 cm) höher. Die Wertebereiche waren ähnlich breit, mit einer insgesamt etwas größeren Spannweite für 5 × 5,5 cm (2,48–13,78 mm) im Vergleich zu 11 × 10 cm (2,68–12,32 mm). Die separate Untersuchung der Modi zeigte, dass im LD-Modus der Mittelwert bei 8,39 mm (11 × 10 cm) bzw. 8,89 mm (5 × 5,5 cm) lag, der Median bei 9,02 mm bzw. 9,95 mm, die Standardabweichung bei 2,16 mm bzw. 2,05 mm; die Spannweiten betragen 2,94–11,66 mm und 3,28–12,30 mm. Im SD-Modus ergaben sich Mittelwerte von 8,22 mm (11 × 10 cm) und 8,82 mm (5 × 5,5 cm), Mediane von 8,73 mm bzw. 9,43 mm, Standardabweichungen von 2,30 mm bzw. 2,60 mm sowie Wertebereiche von 2,68–12,32 mm und 2,48–13,78 mm. Im HD-Modus betragen die Mittelwerte 8,47 mm (11 × 10 cm) und 8,74 mm (5 × 5,5 cm), die Mediane 9,04 mm bzw. 9,21 mm, die Standardabweichungen 2,31 mm bzw. 2,22 mm; die beobachteten Werte lagen zwischen 2,83 und 11,60 mm sowie zwischen 3,73 und 12,60 mm.

Nachfolgend wurde geprüft, ob ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem Stichprobenmittelwert beider Volumenformaten bestand. Hierzu wurde zunächst untersucht, ob die Differenzen zwischen den gepaarten Residuen normalverteilt waren, um auf Basis dessen zu entscheiden, welcher Hypothesentest in Betracht kam. Tabelle 25 zeigt die Ergebnisse der Normalverteilungstests (Kolmogorov-Smirnov & Shapiro-Wilk).

Vergleich	Kolmogorov-Smirnov (KS) Statistik	<i>p</i> -Wert (KS)	Shapiro-Wilk (SW) Statistik	<i>p</i> -Wert (SW)
11x10_5x5,5_gesamt	0,07	0,262	0,98	0,002*
11x10_5x5,5_LD	0,1	0,478	0,98	0,435
11x10_5x5,5_SD	0,17	0,052	0,94	0,007*
11x10_5x5,5_HD	0,08	0,808	0,97	0,107
*: $p < 0,5$				
**: $p < 0,01$				

Tabelle 25: Ergebnisse der Normalverteilungstests (Kolmogorov-Smirnov & Shapiro-Wilk)

Für die aggregierten Daten ($11 \times 10_5 \times 5,5_{gesamt}$) ergaben die beiden Normalitätstests widersprüchliche Befunde: Der Shapiro-Wilk-Test wies mit $p = 0,002$ auf eine Abweichung von der Normalverteilung der Differenzen hin, während der klassische Kolmogorov-Smirnov-Test mit $p = 0,262$ unauffällig blieb. Zur visuellen Beurteilung wurden ein Histogramm sowie ein Q-Q-Plot erstellt (Abb. 27, a und b); beide deuten auf eine im Zentrum überwiegend normalförmige Verteilung mit leicht schwereren Enden und geringer Rechtsschiefe hin. Angesichts der Stichprobengröße $n = 189$ und der moderaten Abweichungen ist der Einsatz des gepaarten *t*-Tests vertretbar; ergänzend wurde ein Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test als Sensitivitätsanalyse berichtet. Ein vergleichbares Bild ergab sich für die SD-Datenreihe: Der Shapiro-Wilk-Test wies mit $p = 0,007$ auf eine Abweichung von der Normalverteilung der Differenzen hin, während der Kolmogorov-Smirnov-Test mit $p = 0,052$ knapp oberhalb des Signifikanzniveaus von 0,05 lag. Entsprechend wurden auch hier ein Histogramm und ein Q-Q-Plot zur visuellen Beurteilung erstellt (Abb. 27, c und d). Für die Inferenz wurden auch hier gepaarte *t*-Tests sowie der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test zur Verifizierung eingesetzt. Für die Datenreihen LD und HD konnte die Voraussetzung der Normalverteilung bestätigt werden, da die berechneten *p*-Werte über dem Signifikanzniveau von 0,05 lagen. Folglich wurden für diese Modi *t*-Tests für abhängige Stichproben durchgeführt.

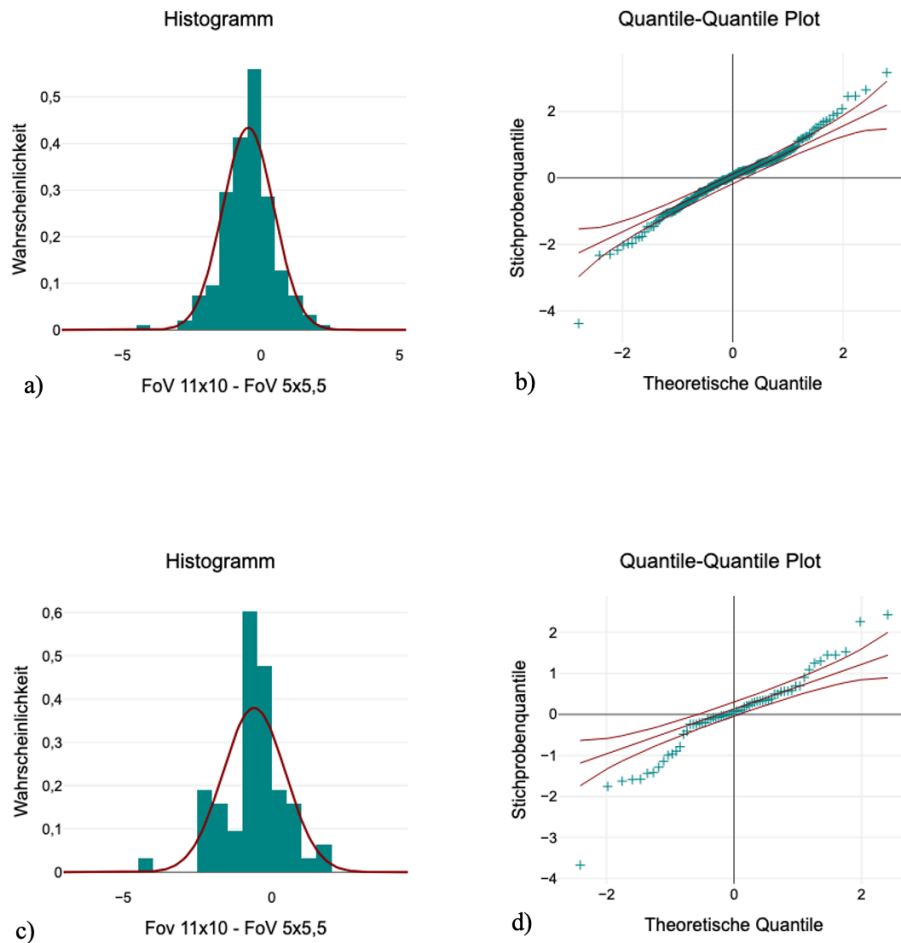


Abb. 27: Histogramme und Q-Q-Plots der Differenzen zwischen den FoV-Formaten (11 × 10 cm vs. 5 × 5,5 cm) für den Gesamtdatensatz (a, b) sowie für den SD-Modus (c, d)

Die nachfolgende Tabelle 26 zeigt die Ergebnisse der t -Tests für abhängige Stichproben. Für jede Vergleichsgruppe sind der t -Wert, die Freiheitsgrade (df), der p -Wert zur Bestimmung der Signifikanz sowie die Effektstärke nach Cohen's d dargestellt. Tabelle 27 zeigt zudem den Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test für FoV 11 x 10_5 x 5,5_gesamt und FoV 11 x 10_5 x 5,5_SD, um die Ergebnisse der dazugehörigen t -Test robust abzusichern.

Vergleich	<i>t</i> -Wert	Freiheitsgrade (<i>df</i>)	<i>p</i> -Wert	Cohen's <i>d</i>
FoV 11x10_5x5,5_gesamt	-6,82	188	<0,001**	0,5
FoV 11x10_5x5,5_LD	-4,93	62	<0,001**	0,62
FoV 11x10_5x5,5_SD	-4,47	62	<0,001**	0,56
FoV 11x10_5x5,5_HD	-2,53	62	0,014*	0,32
*: $p < 0,05$				
**: $p < 0,01$				

Tabelle 26: Ergebnisse der *t*-Tests für abhängige Stichproben

Vergleich	<i>n</i> ^a	<i>n</i> _{eff} ^b	<i>W</i> ^c	<i>z</i> ^d	<i>p</i> -Wert	Effektstärke <i>r</i>
FoV 11x10_5x5,5_gesamt	189	187	3820,5	-6,7	<0,001**	0,49
FoV 11x10_5x5,5_SD	63	62	369	-4,26	<0,001**	0,54

*: $p < 0,05$

** : $p < 0,01$

a. Anzahl der Beobachtungen

b. Effektive Stichprobengröße

c. Wilcoxon-Teststatistik

d. *z*-Standardwert

Tabelle 27: Ergebnisse der Wilcoxon-Tests: Differenz definiert als 11×10 minus $5 \times 5,5$

Für den Gesamtdatensatz zeigte der *t*-Test für abhängige Stichproben einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden FoV-Formaten, $t(188) = -6,82$, $p < 0,001$. Das zugehörige Cohen's $d = 0,5$ wies auf einen Effekt mittlerer Größe hin. Das negative Vorzeichen ergab sich aus der Definition der Differenz (11×10 cm minus $5 \times 5,5$ cm) und bedeutet, dass die Werte im $5 \times 5,5$ -FoV im Mittel höher ausfielen als im 11×10 -FoV. Auch die Analysen innerhalb der einzelnen Modi ergaben durchgängig signifikante Unterschiede: Im LD-Modus $t(62) = -4$, $p < 0,001$, mit Cohen's $d = 0,62$ (mittlerer bis größerer Effekt); im SD-Modus $t(62) = -4,47$, $p < 0,001$, mit $d = 0,56$ (mittlerer Effekt); im HD-Modus $t(62) = -2,53$, $p = 0,014$, mit $d = 0,32$ (kleiner bis mittlerer Effekt). Da in allen Vergleichen die *p*-Werte unter dem vorab festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 lagen, wird die Nullhypothese gleicher Mittelwerte verworfen; somit wurde ein statistisch signifikanter Unterschied der Mittelwerte zwischen den FoV-Formaten nachgewiesen.

Um die Aussage für den Gesamtdatensatz und die Messreihe SD zu validieren, wurde ergänzend der nichtparametrische, gepaarte, zweiseitige Wilcoxon-Test als Sensitivitätsanalyse durchgeführt. Für den Vergleich des Gesamtdatensatzes (FoV11 x 10_5 x 5,5 cm_gesamt) ergaben sich bei $n = 189$ Paaren 139 negative und 48 positive Ränge (2 Bindungen). Die kleinere Rangsumme betrug $W = 3820,5$. Der standardisierte Wert $z = -6,7$ ergab $p < 0,001$ und wies damit auf einen signifikanten Medianunterschied hin. Die negative Richtung bedeutet, dass die Werte im $5 \times 5,5$ -FoV überwiegend höher waren als im 11×10 -FoV. Die rangbasierte Effektstärke $r = 0,49$ entsprach einem mittleren bis großen Effekt. Der Hodges–Lehmann-Schätzer der Lageverschiebung lag bei 0,45 mm mit einem 95 %-Konfidenzintervall von 0,33–0,57 mm in Richtung $5 \times 5,5 > 11 \times 10$ mm. Für den Vergleich

im SD-Modus ergaben sich bei $n = 63$ Paaren 49 negative und 13 positive Ränge (1 Bindung). Die kleinere Rangsumme betrug $W = 369$. Der standardisierte Wert $z = -4,26$ ergab $p < 0,001$ und zeigte auch hier einen signifikanten Medianunterschied bei den gepaarten Messungen. Das negative Vorzeichen wies auch hier darauf hin, dass die Werte im $5 \times 5,5$ -FoV überwiegend höher waren als im 11×10 -FoV. Die rangbasierte Effektstärke $r = 0,54$ entsprach einem großen Effekt. Der Hodges–Lehmann-Schätzer der Lageverschiebung lag bei $-0,545$ mm mit einem 95 %-Konfidenzintervall von $-0,765$ bis $-0,355$ in Richtung $5 \times 5,5 > 11 \times 10$ mm. Die Ergebnisse des nichtparametrischen Tests stimmten damit mit den Befunden der parametrischen t -Tests überein und stützten die Schlussfolgerung, dass sich die Messwerte der beiden Volumenformate statistisch signifikant voneinander unterschieden.

4 Diskussion und Schlussfolgerungen

4.1 Diskussion von Material und Methoden

4.1.1 Humanpräparate

Alle Versuche dieser Studie wurden an Humanpräparaten durchgeführt, die vom Zentrum für Anatomie II der Heinrich-Heine-Universität bereitgestellt wurden. Die Humanpräparate stammten von Körperspendern, die ihren Körper nach dem Tod freiwillig für Lehr- und Forschungszwecke dem Institut zur Verfügung gestellt hatten. Aufgrund des Studiendesigns war es erforderlich, dass die Präparate im Oberkiefer mindestens einen der ersten Prämolaren aufwiesen, da dieser als Referenzpunkt für die Messungen diente. Es wurden ausschließlich Humanpräparate verwendet, die unmittelbar nach dem Versterben tiefgefroren und nicht in Fixierlösungen gelagert worden waren. Nach dem Auftauen ermöglichten diese eine natürliche Mundöffnung und stellten aufgrund des Vorhandenseins von Weichgewebe die klinische Situation am Patienten möglichst realitätsnah dar. Humanpräparate, die in Fixierlösungen wie Thiel-Lösung, Formaldehyd oder Ethanol eingelegt waren, wurden bewusst ausgeschlossen, um mögliche Veränderungen an Knochen- und Weichgewebe zu vermeiden.

Die Entscheidung, unfixierte und tiefgefrorene Präparate zu verwenden, basierte auf der Zielsetzung, eine möglichst hohe Vergleichbarkeit mit klinischen Bedingungen zu gewährleisten. Die Ergebnisse von Jung et al. (2011), die ebenfalls das vertikale Knochenangebot im Gaumen untersuchten, beruhten hingegen auf Studien an mazerierten Schädeln ohne Weichgewebe. Das Fehlen von Weichgewebe eliminiert potenzielle Überlagerungseffekte, die in klinischen Situationen auftreten können, und schränkt die Vergleichbarkeit der Ergebnisse unter realen Bedingungen ein. Eine Studie von Busch (2023) verwendete Humanpräparate mit Weichgewebe, die jedoch in einer Ethanolösung fixiert waren. Die bestehende Literatur diskutiert kontrovers, inwiefern Fixierlösungen die Darstellung von Knochen- und Weichgewebestrukturen beeinflussen und damit die Ergebnisse verfälschen können (Hammer et al. 2014; Balta et al. 2017; Schramek et al. 2013). Vor diesem Hintergrund wurde in der vorliegenden Studie bewusst auf unfixierte und lediglich tiefgefrorene Präparate zurückgegriffen, um eine möglichst unverfälschte Darstellung und Messung von Knochenhöhen unter Bedingungen zu ermöglichen, die den klinischen Gegebenheiten nahekommen. Zusätzlich wurde darauf geachtet, dass keine umfangreichen metallischen prothetischen Versorgungen, wie beispielsweise ein Transpalatinalbogen, im Mundraum der Präparate vorhanden waren. Dies diente der Minimierung potenzieller Artefakte in den Röntgenbildern und der Verbesserung der Bildqualität, um eine präzisere Vermessung und Analyse zu gewährleisten. In der klinischen Praxis sind jedoch metallische kieferorthopädische Apparaturen häufig vorhanden, was zu erhöhten Artefakten in Röntgenaufnahmen führt. Diese Einschränkung sollte bei der Übertragung der Ergebnisse in den klinischen Kontext

berücksichtigt werden. Ein weiterer Aspekt ist, dass die in dieser Studie verwendeten Präparate ausschließlich von adulten Individuen stammten. Da es im fortschreitenden Alter physiologisch zu einem Abbau von Knochengewebe kommt, könnte das gemessene Knochenangebot im Durchschnitt geringer ausfallen als bei jüngeren Individuen. Da kieferorthopädische Behandlungen vorrangig bei Kindern, Jugendlichen und jüngeren Erwachsenen durchgeführt werden, während ältere Patienten seltener betroffen sind, spiegeln die erhobenen Daten primär die Knochenverhältnisse älterer Erwachsener wider. Die radiologischen Gegebenheiten im Rahmen des Kieferwachstums bei Kindern und Jugendlichen bleiben dabei unberücksichtigt. Da die vorliegende Untersuchung lediglich Längenmessungen vergleicht und nicht primär das absolute Knochenangebot thematisiert, stellt dies keine Limitation der Studie dar. Ein methodischer Vorteil liegt in der homogenen Altersgruppe der untersuchten Schädel, wodurch potenzielle Verzerrungen der Daten, die durch eine heterogene Altersverteilung entstehen könnten, ausgeschlossen werden. Die definierten Ein- und Ausschlusskriterien führten dazu, dass aus den verfügbaren Humanpräparaten lediglich fünf Präparate in die Studie eingeschlossen werden konnten. Diese geringe Anzahl an Humanpräparaten stellt eine methodische Limitation der Studie dar und lässt vermuten, dass sie zum Ausbleiben statistischer Signifikanz beigetragen hat. In ähnlichen Studien, wie denen von Kim, Lim und Gang (2014) sowie Kimmich (2015), wurden teilweise vorhandene Röntgenbilder aus Patientendatenbanken, die sich in Behandlung befanden oder bereits behandelt worden waren, genutzt, um die Stichprobengröße zu erhöhen. Die Verwendung bereits existierender Röntgenbilder birgt jedoch die Herausforderung, dass zwischen den verschiedenen Bildaufnahmen (z. B. FRS und DVT) häufig zeitliche Abstände bestehen. Diese können zu Veränderungen im Knochen und/oder der Lage des Referenzpunktes führen, etwa durch Wachstum oder Zahnbewegungen, was die Messungen beeinflussen könnte. Ein wesentlicher Vorteil der Verwendung von humanen Präparaten besteht darin, dass FRS- und DVT-Aufnahmen simultan angefertigt werden können, ohne zeitlichen Abstand. Zudem erlaubt die Nutzung von Humanpräparaten, die Ausrichtung und Positionierung des Kopfes im Röntgengerät bei Bedarf mehrfach zu optimieren, bis eine ideale Position des Kopfes und eine zufriedenstellende Bildqualität erreicht ist. Dieses Vorgehen ist bei lebenden Probanden aufgrund der Strahlenbelastung nicht ohne Weiteres zulässig. Obwohl die Aussagekraft der Studie aufgrund der geringen Anzahl an Humanpräparaten deutlich eingeschränkt ist, liefern die Ergebnisse dennoch wertvolle Hinweise und Tendenzen. Diese können für weiterführende Untersuchungen mit größeren Kollektiven von Bedeutung sein.

4.1.2 Auswahl der Messpunkte

In der vorliegenden Studie wurde der erste Prämolare als Referenzpunkt für die Messungen ausgewählt. In der aktuellen Literatur wird die sogenannte T-Zone als bevorzugte Region für die Insertion von Mini-Implantaten im Gaumen beschrieben (Wilmes et al. 2016). Diese Zone beginnt posterior des letzten Gaumenfaltenpaares und liegt damit auf der Höhe des hier gewählten Referenzzahns.

Darüber hinaus empfehlen frühere Studien auch den Bereich des dritten Gaumenfaltenpaares als klinischen Orientierungspunkt für die palatinale Insertion von Mini-Implantaten (Hourfar, Kanavakis, Bister, Schatzle, et al. 2015; Hourfar, Ludwig, et al. 2015). Ein weiter anterior gelegener Referenzpunkt, etwa vor dem ersten Prämolaren, wurde aufgrund des Risikos einer Schädigung des *Nervus nasopalatinus* ausgeschlossen (Kawa et al. 2017; Becker et al. 2019). Auch in früheren Untersuchungen diente der erste Prämolare häufig als Referenz- oder Ausgangspunkt für Messungen (Jung et al. 2011; Möhlhenrich et al. 2021; Kim, Lim, und Gang 2014). Theoretisch hätte zusätzlich der zweite Prämolare berücksichtigt werden können, um die Anzahl der Datenpunkte zu erhöhen. Dies wäre besonders relevant für Fragestellungen, die das gesamte Knochenangebot im Gaumen untersuchen. Da der Fokus dieser Studie jedoch auf der Bewertung der Zuverlässigkeit und Präzision des FRS hinsichtlich der Darstellung der Knochenhöhe liegt – und nicht primär auf der vollständigen Erfassung des Gaumenknochenangebots – wurde der zweite Prämolare nicht in die Analyse einbezogen.

Die paramedianen Messpunkte der Koronalansicht wurden in dieser Studie in Abständen von 2 mm untersucht (2, 4, 6, 8 mm rechts und links). Frühere Studien haben hingegen unterschiedliche paramediane Abstände gewählt. So untersuchten Becker et al. (2019) und Unland (2019) Abstände von 3 mm und 6 mm, während Kim, Lim, und Gang (2014) in ihrer Studie paramediane Abstände von 1,5 mm, 5 mm, 7,5 mm und 10 mm definierten. Möhlhenrich et al. (2021) wählten ebenfalls Abstände von 2 mm, beschränkten sich jedoch auf eine maximale Distanz von 6 mm. Die in der vorliegenden Studie gewählte Methode mit 2-mm-Abständen bis zu 8 mm paramedian bietet nicht nur eine höhere Anzahl an Messpunkten im Vergleich zu vorherigen Arbeiten, sondern gewährleistet auch eine engmaschige Erfassung des anterioren Gaumenbereichs. Dies trägt zu einer umfassenden Analyse der Übereinstimmung zwischen den FRS-Aufnahmen und den paramedianen Messpunkten im DVT bei und erweitert die Vergleichsmöglichkeiten.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit des FRS

Wie bereits in Kapitel 1.2.1 und 1.2.2 näher beleuchtet, ist beim Messen und Vergleichen kephalometrischer Variablen das Fehlerpotenzial groß. Im FRS ist dies insbesondere auf strukturelle Überlagerungseffekte zurückzuführen, die die präzise Identifikation der Referenzmesspunkte erheblich erschweren. Zudem erfordert die Identifikation spezifischer Orientierungspunkte häufig eine subjektive Einschätzung und birgt einen gewissen Interpretationsspielraum. Aus diesem Grund werden in der kieferorthopädischen Forschung und Praxis häufig doppelte Messungen durchgeführt, um festzustellen, ob die Messungen zwischen den Beobachtern (*Inter-Observer-Übereinstimmung*) und/oder innerhalb desselben Beobachters (*Intra-Observer-Übereinstimmung*) ausreichend übereinstimmen und ob diese eine zuverlässige Informationsgrundlage darstellen.

Um die dritte Fragestellung zu überprüfen, wurden vor diesem Hintergrund alle Messungen doppelt durchgeführt. Dies erfolgte durch denselben Beobachter zu verschiedenen Zeitpunkten. Die deskriptiven Lage- und Streuparameter (Mittelwert, Median, Standardabweichung, Maximum, Minimum) der ersten und zweiten Messungen der vertikalen Knochenhöhe in den FRS-Aufnahmen wiesen vergleichbare Werte auf und lagen in ähnlicher Größenordnung. Dies deutete auf eine hohe Übereinstimmung der Messungen hin, weshalb weiterführende Untersuchungen zur Validierung dieser Annahme durchgeführt wurden. In dieser Studie wurde der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) berechnet, um den Grad der Ähnlichkeit und die Konsistenz der Beobachtungen zu bewerten. Für die FRS-Aufnahmen ergab sich ein ICC von **0,991** mit einem 95 %-Konfidenzintervall von 0,987 bis 0,994. Nach der Klassifikation von Cicchetti (1994) fällt ein ICC von 0,991 in die Kategorie der exzellenten Übereinstimmung, da Werte zwischen 0,75 und 1,00 als hervorragend gelten. Auch nach der Klassifikation von Koo & Li (2016) gehört ein ICC-Wert von über 0,90 zur Kategorie der exzellenten Übereinstimmung. Insgesamt belegen beide Klassifikationen, dass die Übereinstimmung zwischen den Messungen sehr hoch ist. Die Studie von Lagravère et al. (2010) bestätigt die hohe intra-individuelle Reproduzierbarkeit der Messwerte in FRS-Aufnahmen. In ihrer Untersuchung wurden allerdings kephalometrische Orientierungspunkte, sogenannte Landmarken, statt Längenmessungen verwendet. Diese Landmarken wurden dreimal von derselben Person sowie zweimal von zwei unterschiedlichen Personen identifiziert und anschließend miteinander verglichen, um die *Intra-* und *Inter-Observer*-Übereinstimmung zu bestimmen. Diese Analyse erfolgte sowohl für FRS- als auch für DVT-Aufnahmen. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die *Intra-* und *Inter-Observer*-Übereinstimmung für die meisten Landmarken bei den FRS- und DVT-Aufnahmen einen ICC-Wert von über 0,9 aufwies. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen die Befunde von Lagravère et al. (2010) und erweitern den wissenschaftlichen Konsens, indem sie die hohe Reproduzierbarkeit nicht nur für kephalometrische Landmarken, sondern auch für Streckenmessungen in FRS-Aufnahmen belegen. Zukünftige Studien könnten sich neben der *Intra-Observer*-Übereinstimmung auch mit der Untersuchung der *Inter-Observer*-Übereinstimmung bei Streckenmessungen in FRS-Aufnahmen befassen. Zwar erscheint es aufgrund der langen Pause von ca. drei Monaten zwischen den Messungen unwahrscheinlich, dass individuelle Messfehler systematisch reproduziert werden, dennoch ist es von wissenschaftlichem Interesse, die Übereinstimmung zwischen unterschiedlichen Betrachtern zu analysieren.

Angesichts der Unvermeidbarkeit von Fehlern wurden darüber hinaus das Ausmaß sowie das Muster potenzieller Messfehler analysiert. Zur Quantifizierung der Messfehler wurde der Dahlberg-Fehler herangezogen, ein häufig angewandtes Verfahren zur Bestimmung zufälliger Fehler in kephalometrischen Studien (Kim 2013; Battagel 1993; Duarte et al. 2014). Da die wahren Messwerte nicht bekannt waren, erfolgte die Berechnung auf Basis zweier wiederholter Messungen. Die Dahlberg-Formel setzt dabei voraus, dass keine systematischen Verzerrungen vorliegen. Ein Vorteil dieses

Ansatzes besteht darin, dass die Fehlerwerte in der ursprünglichen Maßeinheit erhalten bleiben, was eine studienspezifische Interpretation ermöglicht. Als Herausforderung ist jedoch zu nennen, dass keine normierten Referenzbereiche für die Fehlergröße definiert sind, sodass die Ergebnisse jeweils im klinischen Kontext der Studie zu interpretieren sind. Für die vorliegenden FRS-Aufnahmen wurde ein Dahlberg-Fehler von **0,31 mm** ermittelt. In Relation zu den durchschnittlich ermittelten vertikalen Knochenhöhen von 8,04 mm und 7,93 mm entspricht dieser Messfehler einem vergleichsweise geringen Anteil der Gesamtmessung (3,86 % sowie 3,91 %). Zudem zeigt ein Vergleich mit der verfügbaren Literatur, dass Messfehler von ≤ 1 mm im Rahmen der kephalometrischen Analyse von FRS- und DVT-Aufnahmen als vertretbar angesehen werden (Lagravère et al. 2010; Sholts et al. 2011; Katkar et al. 2013), was die Zuverlässigkeit der vorliegenden Daten unterstreicht.

Zusammenfassend bestätigten die Ergebnisse der deskriptiven Analyse, der ICC-Analyse und der Dahlberg-Fehlerberechnung, dass die FRS-Aufnahmen bei der Knochenhöhenmessung eine exzellente intraindividuelle Reproduzierbarkeit sowie eine hohe methodische Zuverlässigkeit aufwiesen, wodurch die dritte Fragestellung dieser Studie beantwortet wurde. Die Messungen bildeten somit eine verlässliche Grundlage für die Analyse der folgenden Forschungsfragen.

4.2.2 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der DVT

Analog zu den FRS-Aufnahmen wurden auch im DVT die Zuverlässigkeit der Datenauswertung sowie die intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Messungen untersucht, indem alle Messungen doppelt durchgeführt wurden. Die deskriptiven Lage- und Streuparameter (Mittelwert, Median, Standardabweichung, Maximum, Minimum) der ersten und zweiten Messungen der vertikalen Knochenhöhe in den DVT-Aufnahmen wiesen vergleichbare Werte auf und lagen in ähnlicher Größenordnung. Auch hier wurde der ICC berechnet, um die Ähnlichkeit und Konsistenz der Messungen zu quantifizieren. Der ICC für die gesamte Auswertung der DVT-Aufnahmen betrug **0,965**. Beim 95 % -Konfidenzintervall hatte die Untergrenze einen Wert von 0,957 und die Obergrenze einen Wert von 0,972. Sowohl nach der Klassifikation von Cicchetti (1994) als auch nach der von Koo & Li (2016) fällt ein ICC von 0,965 in die Kategorie der exzellenten Übereinstimmung. Der berechnete Dahlberg-Fehler betrug **0,62 mm**. In Bezug auf die durchschnittlich ermittelten vertikalen Knochenhöhen von 9,57 mm und 9,42 mm entsprach dieser Messfehler einem vergleichsweise geringen bis moderaten Anteil an der Gesamtmessung von 6,48 % bzw. 6,58 %. Es fiel auf, dass die Reproduzierbarkeit unter Berücksichtigung aller DVT-Messpunkte trotz der Vorteile der dreidimensionalen Bildgebung und der präziseren räumlichen Darstellung im Vergleich zum zweidimensionalen FRS einen geringeren ICC-Wert und einen höheren Dahlberg-Fehler aufwies. Dieses kontraintuitive Ergebnis veranlasste die separate Analyse der einzelnen DVT-Modi (LD, SD, HD). Betrachtete man die Lage- und Streuparameter der einzelnen Modi separat voneinander, ergab sich ein ähnliches Bild wie in den zuvor abgebildeten deskriptiven Statistiken. Ebenso wurden erneut der ICC und der Dahlberg-Fehler

errechnet. Der LD-Modus wies einen ICC von **0,928** (95 %-Konfidenzintervall: [0,900–0,949]) auf, der SD-Modus erreichte einen ICC von **0,976** (95 %-Konfidenzintervall: [0,966–0,983]) und der HD-Modus einen ICC von **0,991** (95 %-Konfidenzintervall: [0,987–0,993]). Nach der Klassifikation von Cicchetti (1994) und Koo & Li (2016) wiesen alle drei ICC-Werte eine exzellente Übereinstimmung auf. Die Ergebnisse des Dahlberg-Fehlers zeigten, dass der Fehler im LD-Modus mit **0,89 mm** am höchsten ausfiel, während er im SD-Modus **0,51 mm** und im HD-Modus **0,33 mm** betrug. Im Verhältnis zu den durchschnittlich ermittelten vertikalen Knochenhöhen, betrug der Messfehler im LD-Modus 9,23 % bzw. 9,48 %, der SD-Modus 5,46 % bzw. 5,37 % und der HD-Modus 3,45 % bzw. 3,47 %. Sowohl aus den Ergebnissen der ICC-Analyse als auch aus der Berechnung des Dahlberg-Fehlers lässt sich ableiten, dass die Messungen des LD-Modus zum einen relativ gesehen eine größere Ungenauigkeit aufweisen als der SD und HD-Modus und zum anderen daher auch für den deutlich niedrigeren Wert des ICCs respektive höheren Dahlberg Fehler in der DVT-Gesamtbetrachtung verantwortlich sind. Dies lässt sich durch die abfallende Bildqualität (von HD auf LD) und eine geringere räumliche Auflösung erklären. Da im LD-Modus eine reduzierte Strahlendosis verwendet wird, führt dies zu verstärkten Bildartefakten, geringerer Grauwertdifferenzierung und eingeschränkter Kantenschärfe, wodurch die Präzision der Messungen beeinträchtigt werden kann. Dies erschwert die subjektive Bestimmung anatomischer Strukturen und führt zu einer erhöhten Variabilität der Messergebnisse, wodurch der ICC-Wert sinkt und der Dahlberg-Fehler ansteigt.

Die Ergebnisse einer hohen intraindividuellen Reproduzierbarkeit der Messwerte in DVT-Aufnahmen werden unter anderem durch die Studien von Schnutenhaus et al. (2019), Katkar et al. (2013), Lagravère et al. (2010), Schlicher et al. (2011) und Kimmich (2015) gestützt. Während Katkar et al., Lagravère et al. und Schlicher et al. (2011) kephalometrische Landmarken analysierten, untersuchten Schnutenhaus et al. sowie Kimmich – analog zur vorliegenden Studie – Längenmessungen. Demnach stehen die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse im Einklang mit der aktuellen Literatur und bestätigen die bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnisse. Ein mögliches Ziel zukünftiger Studien könnte auch hier die Analyse der *Inter-Observer*-Übereinstimmung bei Streckenmessungen in DVT-Aufnahmen ergänzend zur bereits untersuchten *Intra-Observer*-Übereinstimmung sein.

Zur Beantwortung der vierten Forschungsfrage, „Inwieweit ist die Vermessung von DVT-Aufnahmen zur Bestimmung des Knochenangebots im vorderen Gaumen intraindividuell reproduzierbar?“, zeigen die Ergebnisse der deskriptiven Analyse, der Berechnung des Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) sowie der Anwendung der Dahlberg-Formel eine hohe intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Messungen im DVT. In allen drei untersuchten Modi ist die Reproduzierbarkeit der Messwerte als exzellent einzustufen. Der LD-Modus wies zwar eine erhöhte Messunsicherheit auf, was sich in einem höheren Dahlberg-Fehler zeigte, jedoch blieb die intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Messungen mit einem ICC von 0,928 weiterhin im exzellenten Bereich. Dies verdeutlicht,

dass trotz der reduzierten Bildqualität und der damit einhergehenden Einschränkungen der Messgenauigkeit die Übereinstimmung der Messwerte insgesamt hoch blieb. Somit sollte bei der prä-implantologischen Planung berücksichtigt werden, dass der LD-Modus zwar eine insgesamt verlässliche, jedoch weniger präzise Alternative darstellt. Auch diese Messungen bildeten somit eine verlässliche Grundlage für die Analyse der folgenden Forschungsfragen.

4.2.3 Ergebnisse des Vergleichs des FRS mit den medianen Werten der DVT

Um zu untersuchen, welche koronale Schicht das FRS konkret repräsentiert, wurde das im FRS ermittelte Knochenangebot zunächst mit der in der Medianebene des DVT gemessenen Knochenhöhe verglichen. Die Ergebnisse von Kapitel 3.3 zeigten auf den ersten Blick, dass in allen drei untersuchten Ebenen (mesial, zentral, distal) die im FRS dargestellte Knochenhöhe niedriger ausfiel als die entsprechenden DVT-Werte. Diese Einschätzung stützte sich zum einen auf die Beobachtung, dass die Mittelwerte der FRS-Messungen in jeder Schicht unter denen der DVT lagen, und zum anderen auf die Tatsache, dass die *t*-Statistik in jeder Ebene negative Werte aufwies – ein Indiz dafür, dass die FRS-Messreihe geringere Werte als die DVT lieferte. Ergänzend zeigte die differenzierte Analyse der direkten Vergleiche der Einzelmessungen, dass die Differenzen überwiegend (80 % aller Messungen) im negativen Bereich lagen, was die Annahme untermauerte, dass das FRS ein reduziertes Knochenangebot abbildete.

Nichtsdestotrotz führten nicht alle Vergleiche zu statistisch signifikanten Unterschieden, da in einigen Fällen die berechnete *t*-Statistik den kritischen *t*-Grenzwert nicht überschritt und die *p*-Werte dem definierten Signifikanzniveau standhalten konnten. Der Vergleich der Gesamtmessungen sowie der Vergleich der distalen Ebene führten jeweils zu signifikanten Ergebnissen (beide Vergleiche $p = 0,029$), was bedeutet, dass der Mittelwert der Differenzen statistisch von 0 abwich. In diesen Fällen konnte die aufgestellte Nullhypothese, die von der Gleichheit beider Stichproben ausgeht, verworfen werden. Somit wurde deutlich, dass die FRS-Messungen in den Vergleichen FRS vs. DVTmedian_gesamt und FRS vs. DVTmedian_distal die im DVT dargestellte Knochenhöhe nicht widerspiegelten. Dieses Ergebnis lässt sich primär auf unzureichende, projektionsbedingte Überlagerungseffekte in der distalen Ebene zurückführen: Da der Röntgenstrahl im FRS den gesamten Gaumen lateral durchdringt, ergibt sich eine summierte Projektion benachbarter paramedianer Strukturen. Diese Mehrfachüberlagerung führt zu einer erhöhten Bildopazität, wodurch opak dargestellte Strukturen leichter von den Auswertenden als Knochen interpretiert werden können. Insbesondere in weiter posterior gelegenen Bereichen, die naturgemäß geringere und flachere Knochenhöhen aufweisen (Unland 2019), wird die Bildopazität unzureichend dargestellt, was die eindeutige Identifikation der Knochenstrukturen erschwert. Dies könnte daran liegen, dass in diesen Regionen hauptsächlich die Kortikalis abgebildet wird, während die innengelegene Spongiosa aufgrund ihrer geringen Ausprägung in dieser Schicht im FRS nicht sichtbar wird. Folglich wird das tatsächliche anatomische

Knochenangebot in den posterior gelegenen Bereichen im FRS nicht ausreichend präzise dargestellt. Die Vergleiche zwischen FRS, DVTmedian_mesial und DVTmedian_zentral ergaben hingegen keine statistisch signifikanten Ergebnisse ($p_{\text{mesial}} = 0,628$, $p_{\text{zentral}} = 0,236$). Die aufgestellte Nullhypothese konnte somit nicht verworfen werden, da der Mittelwert der Differenzen nicht weit genug von 0 abwich, um als statistisch signifikant erachtet zu werden unter der Berücksichtigung des hier gegebenen Signifikanzniveaus. Folglich ließ sich sowohl für die mesiale als auch für die zentrale Ebene feststellen, dass das FRS die Knochenhöhe der DVT-Messungen trotz der unterstellten Unterschätzung ausreichend gut abbildete. Dieses Ergebnis könnte man damit erklären, dass in beiden Ebenen in jeder paramedianen Schicht ein größerer Anteil an Spongiosa vorliegt, welcher durch die Mehrfachüberlagerung auch sichtbar wird. Dadurch wird der Gaumenknochen insgesamt opaker dargestellt und zuverlässiger als Knochen detektiert, im Gegensatz zur distalen Ebene.

Im Kontext dieser Ergebnisse ist es aufschlussreich, frühere Studien zu berücksichtigen, die auch Übereinstimmung zwischen FRS und den (para-)medianen Schichten des DVT untersucht haben. Ein Beispiel hierfür ist die *ex-vivo*-Studie von Jung et al. (2011), in der 18 menschliche Schädel analysiert wurden. Die Autoren verglichen FRS- mit CT- und DVT-Aufnahmen und stellten fest, dass die vertikale Knochendimension im FRS systematisch geringer dargestellt wurde als im DVT ($6,6 \pm 3,2$ mm für FRS; $8,98 \pm 3,4$ mm für DVT). Die Autoren führten diesen Befund darauf zurück, dass das FRS primär die minimale Knochenhöhe in der Medianebene abbildet und nicht die maximale Knochendimension erfasst. Eine potenzielle Limitation dieser Studie bestand jedoch darin, dass ausschließlich mazerierte Schädel untersucht wurden, wodurch klinische Bedingungen nicht vollständig berücksichtigt werden konnten. Insbesondere fehlendes Weichgewebe, das in der klinischen Praxis Überlagerungsartefakte verursachen kann, wurde in dieser Untersuchung nicht einbezogen. In der vorliegenden Studie wurde diese Einschränkung durch den Einsatz von Humanpräparaten mit intaktem Weichgewebe überwunden, was eine realitätsnähere Darstellung anatomischer Strukturen ermöglicht. Diese veränderten Untersuchungsbedingungen könnten die Diskrepanzen zwischen den Ergebnissen der vorliegenden Studie und denen von Jung et al. erklären. Zwar deuteten die deskriptiven Streu- und Lageparameter zunächst auf eine generelle Unterschätzung der Knochenhöhe im FRS hin, jedoch ergaben die *t*-Tests signifikante Unterschiede ausschließlich in der distalen Ebene. Eine mögliche Erklärung für diese Divergenz liegt darin, dass das Vorhandensein von Weichgewebe dazu führt, dass der Röntgenstrahl zusätzlich durch diese Schicht hindurchtreten muss, was zu einer weiteren Abschwächung des Strahls und zu einer erhöhten Bildopazität führt. Diese veränderte Strahlencharakteristik verbessert die Detektion der Knochenhöhe im Gaumen und reduziert somit das Risiko einer Unterschätzung. Dies könnte einen möglichen Erklärungsansatz dafür bieten, weshalb in der vorliegenden Studie nicht in allen drei Ebenen statistisch signifikante Unterschiede festgestellt wurden, wie es in der Studie von Jung et al. der Fall war. Ergänzend zu den zuvor dargestellten Ergebnissen berichtet Busch in ihrer Studie von 2023 ebenfalls, dass die vertikale Knochenhöhe

im anterioren Gaumenbereich im FRS generell unterschätzt wird. In der genannten Studie wurden jedoch Humanpräparate mit erhaltenem Weichgewebe untersucht, die in einer Ethanollösung fixiert waren. Da nicht eindeutig ist, inwiefern Fixierlösungen die Darstellungsqualität von Knochen- und Weichgewebestrukturen beeinflussen können, wurde in der vorliegenden Studie bewusst auf die Verwendung fixierter Präparate verzichtet. Dies könnte einen möglichen Grund liefern, warum in dieser Studie ebenfalls andere Ergebnisse beobachtet wurden. Darüber hinaus finden sich in der Studie von Möhlhenrich et al. (Möhlhenrich et al. 2021) ebenfalls ähnliche Ergebnisse. In dieser Studie wurden 30 Humanpräparate geröntgt, die genau wie die Humanpräparate der hier vorliegenden Studie, nach dem Versterben tiefgefroren wurden. Verglichen wurden hier die minimale und die maximale vertikale Gaumenknochenhöhe auf Höhe der ersten Prämolaren im FRS mit den medianen, paramedianen und minimalen Messpunkten im DVT. Es wurde herausgefunden, dass die mediane Gaumenhöhe im DVT signifikant höher als die minimale und maximale Distanz im FRS war ($p < 0,01$). Basierend auf ihren Ergebnissen empfahlen Möhlhenrich et al., bei der Planung medianer Insertionen die maximale Distanz im FRS zu berücksichtigen. Somit bestätigt das Ergebnis der distalen Ebene der hier vorliegenden Studie die Beobachtung von Möhlhenrich, da in dieser Ebene ebenfalls eine Unterschätzung mit statistisch signifikanten Unterschieden gefunden wurde. Die mesiale und zentrale Ebene bestätigt diese Beobachtung allerdings nicht. Im Widerspruch zu den davor dargestellten unterschätzten Befunden der anderen Studien berichtete Kimmich in ihrer Studie von 2015 von konträren Ergebnissen, bei denen die Knochenhöhen im FRS höher gemessen wurden als im DVT. Das Knochenangebot von FRS- und DVT-Messungen wurde auch hier ausgewertet und verglichen, wobei der Mittelwert der FRS-Messungen 9,9 mm und der der DVT-Auswertungen 2,5 mm betrug. Dies entspricht einer Differenz von 7,4 mm, die mittels t -Test als statistisch signifikant bestätigt wurde ($p < 0,001$). Dieses Ergebnis könnte auf eine abweichende Versuchsanordnung zurückzuführen sein. Der Ausgangspunkt der Messungen bei Kimmich wurde an einem Punkt definiert, der im gleichen Abstand zur Schneidekante des Zahnes 11 lag. Wurde dieser Ausgangspunkt jedoch in den *Canalis incisivus* projiziert, ergab sich eine Knochenhöhe von 0,0 mm. Diese Werte flossen bei Kimmich in die statistische Auswertung ein und reduzierten dadurch den Durchschnittswert der DVT-Messungen. In der vorliegenden Studie wurden derartige Werte nicht berücksichtigt, da Humanpräparate, bei denen die Messung bis in den *Canalis incisivus* reichte, aus der Analyse ausgeschlossen wurden. Dieser methodische Unterschied könnte die Divergenz der beiden Ergebnisse erklären und führt dazu, dass die Resultate beider Studien nur schwer miteinander vergleichbar sind.

Zusammenfassend legen die Ergebnisse dieser Studie nahe, dass die erste Forschungsfrage – ob das im FRS ermittelte Knochenangebot mit den in der DVT gemessenen medianen Knochenhöhen übereinstimmt – für die mesiale und zentrale Ebene bestätigt werden konnte. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die im FRS ermittelten Knochenhöhen im Durchschnitt unter den DVT-Werten lagen, was die generelle Tendenz einer Unterschätzung durch die zweidimensionale Bildgebung verdeutlicht.

Lediglich die distale Ebene wies statistisch signifikante Unterschiede auf ($p = 0,029$), sodass sie nicht mit den in der DVT gemessenen medianen Knochenhöhen übereinstimmte. Da das FRS im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung sehr häufig erstellt wird und zumeist bereits vorliegt, kann es grundsätzlich als Grundlage und Ersteinschätzung für die prä-implantologische Planung einer medianen Implantation herangezogen werden. Wird ein ausreichendes Knochenangebot nachgewiesen, könnte das FRS auch zur abschließenden Implantatanalyse und -planung herangezogen werden. Die beobachtete Tendenz zur Unterschätzung in der distalen Ebene deutet zudem darauf hin, dass in der Regel ein zusätzlicher Sicherheitsabstand besteht, der eine Kollision mit benachbarten Strukturen unwahrscheinlich macht. Sollte das im FRS dargestellte Knochenangebot jedoch als unzureichend erscheinen, empfiehlt sich ergänzend eine weiterführende bildgebende Diagnostik, beispielsweise mittels einer DVT-Aufnahme im LD-Modus, um die Beurteilung der Knochensituation und der angrenzenden anatomischen Strukturen zu präzisieren.

4.2.4 Ergebnisse des Vergleichs des FRS mit den paramedianen Werten der DVT

Nachdem die Übereinstimmung der Knochenhöhe zwischen den medianen Werten der DVT und dem FRS überprüft worden war, erfolgte auch der Vergleich der paramedianen Schichten der DVT mit dem FRS. Die Ergebnisse aus Kapitel 3.4 deuteten darauf hin, dass in allen Schichten und auf allen drei Ebenen die im FRS dargestellte Knochenhöhe niedriger war als die entsprechenden Werte aus der DVT. Diese Feststellung stützte sich zum einen auf die Beobachtung, dass die Mittelwerte der FRS-Messungen in jeder Schicht und in jeder Ebene kleiner waren als die der DVT. Zum anderen wies die t -Statistik in jeder Schicht und jeder Ebene (außer in einem Vergleich) negative Werte auf, was ebenfalls darauf hindeutete, dass die FRS-Messreihe geringere Werte lieferte als die DVT-Messreihe und folglich das FRS ein geringeres Knochenangebot aufzeigte. Ergänzend zeigte die Analyse der direkten Vergleiche der Einzelmessungen, dass die Differenzen überwiegend (auch hier 80 % aller Messungen) im negativen Bereich lagen, was die Annahme untermauerte, dass das FRS ein reduziertes Knochenangebot abbildete. Nachdem die statistische Signifikanz überprüft worden war, zeigte sich jedoch, dass nicht alle Vergleiche zu signifikanten Unterschieden führten. In einigen Fällen überschritt die berechnete t -Statistik nicht den kritischen t -Grenzwert, wodurch die p -Werte dem definierten Signifikanzniveau standhielten.

In der mesialen Ebene des 4ers konnte für keine der Schichten eine statistisch signifikante Differenz festgestellt werden, wobei auch die berechneten Effektstärken als gering einzustufen waren. Die Ergebnisse zeigten, dass die Nullhypothese nicht verworfen wurde und somit die Gleichheit der beiden Messreihen möglich war. Dies deutete darauf hin, dass das FRS in der mesialen Ebene alle beobachteten paramedianen Schichten von 2 mm bis 8 mm und die mediane Schicht adäquat wiedergab. Zur Bestimmung der größten Übereinstimmung zwischen den FRS- und DVT-Messungen wurden

zusätzlich die Mittelwerte herangezogen und die Differenzen zwischen den FRS-Werten und den entsprechenden paramedianen Messungen (8 mm, 6 mm, 4 mm, 2 mm) analysiert. Die mesiale Ebene wies dabei die geringsten Differenzen aller drei Ebenen auf, mit Werten im Bereich von 0,02 mm bis 0,98 mm – insbesondere bei 8 mm paramedian, wo eine nahezu perfekte Übereinstimmung (Differenz = 0,02 mm) erzielt wurde.

Die Analysen der zentralen Schicht ergaben unadjustiert statistisch signifikante Unterschiede bei den paramedianen Messpunkten 8 mm, 6 mm und 4 mm ($p = 0,003$; $p = 0,031$; $p = 0,045$), sodass in diesen Fällen die Nullhypothese verworfen werden konnte. Die dabei beobachteten großen Effektstärken (Cohen's $d > 0,8$) unterstrichen die Relevanz dieser Differenzen. Nach Anwendung der Holm-Bonferroni-Korrektur überschritt jedoch nur der Vergleich FRS vs. 8 mm_zentral ($p = 0,003 \rightarrow$ korr. $p \approx 0,048$) nicht die jeweils geltende Signifikanzschwelle und blieb damit statistisch signifikant. Für die Vergleiche bei 6 mm und 4 mm lagen die adjustierten p -Werte oberhalb der relevanten Schwellenwerte, sodass diese keine statistische Signifikanz erreichten. Daraus folgte, dass das FRS in der zentralen Ebene lediglich die paramediane Schicht bei 8 mm nicht adäquat widerspiegelte, während die Evidenz für 6 mm und 4 mm statistisch nicht abgesichert war. Somit lässt sich annehmen, dass das FRS für die Schichten bei 2 mm, 4 mm und 6 mm die Knochenhöhe der DVT ausreichend gut abbildet.

In der distalen Ebene lag der Vergleich FRS vs. 8mm_distal im unadjustierten Test unterhalb des üblichen Signifikanzniveaus und wies eine große Effektstärke auf ($p = 0,042$; $d = 1,32$). Nach Anwendung der Holm-Bonferroni-Korrektur überschritt der adjustierte p -Wert jedoch die jeweils geltende Signifikanzschwelle, sodass dieser Vergleich keine statistische Signifikanz erreichte. Die 2 mm- ($p = 0,099$), 4 mm- ($p = 0,118$) und 6 mm- ($p = 0,082$) paramedianen Schichten in der distalen Ebene zeigten keine signifikanten Unterschiede und lagen zudem alle oberhalb der definierten Signifikanzgrenze von 5 %. Entsprechend ist hier zunächst anzunehmen, dass das FRS die DVT-Werte in der distalen Ebene in allen Schichten ausreichend widerspiegelt.

Eine mögliche Erklärung für diese Befunde liegt in den anatomischen Variationen der Gaumenregion, wie sie in dieser Stichprobe beobachtet wurden. In der mesialen Ebene nahm die paramediane Knochenhöhe lateral ab – mit einer maximalen Höhe von 11,72 mm bei 2 mm paramedian und einer minimalen Höhe von 10,72 mm bei 8 mm paramedian. Im Gegensatz dazu stieg in der zentralen Ebene die Knochenhöhe lateral an, wobei die höchste Höhe bei 8 mm (10,75 mm) und die niedrigste bei 2 mm (9,6 mm) gemessen wurde. In der distalen Ebene zeigte sich zunächst ein Abfall der Knochenhöhe von der Gaumenmitte bis zur 2-mm-Schicht, gefolgt von einem erneuten Anstieg bis zur 8-mm-Schicht, sodass die flachste Höhe bei 2 mm (6,85 mm) und die höchste bei 8 mm (7,28 mm) im paramedianen Bereich vorlag. Da in der mesialen Ebene die geringste Differenz zwischen den

Mittelwerten der FRS- und DVT-Messungen bei 8 mm paramedian – also an der flachsten Stelle – festgestellt wurde, während in der zentralen und distalen Ebene die kleinste Differenz bei 2 mm paramedian – ebenfalls der flachsten Stelle der jeweiligen Region – beobachtet wurde, lässt sich ableiten, dass das FRS tendenziell den flachsten medio-lateralen Messpunkt einer Schicht repräsentiert.

Im Kontext dieser Ergebnisse ist es aufschlussreich, frühere Studien heranzuziehen, die die Übereinstimmung zwischen FRS und den paramedianen Schichten des DVT untersucht haben. So berichteten Kim et al. (2014), dass das Knochenangebot in einer Position von 5 mm paramedian die höchste Übereinstimmung mit den FRS-Messergebnissen aufweist. Obwohl in der vorliegenden Studie andere paramediane Schichten untersucht wurden, liegt der 5-mm-Wert exakt zwischen den hier evaluierten 4- und 6-mm-Schichten. Für beide Schichten fanden sich in allen Ebenen, wie bereits erwähnt, keine statistisch signifikanten Unterschiede; die Nullhypothese wurde folglich nicht verworfen. Damit ist von einer Übereinstimmung zwischen FRS und DVT auszugehen, wodurch unsere Befunde die Beobachtungen von Kim et al. stützen. Die Studie Möhlhenrich et al. (2021) stellte dar, dass das Knochenangebot in den paramedianen DVT-Ebenen – abhängig von der jeweiligen Messdistanz – entweder vergleichbar oder höher als die minimale Distanz (definiert als der Abstand zwischen der äußeren Kortikalis des Gaumens und der unteren äußeren Kortikalis des Nasenbodens) im FRS und entweder vergleichbar oder geringer als die maximale Distanz (definiert als der Abstand zwischen der äußeren Kortikalis des Gaumens und der oberen äußeren Kortikalis des Nasenbodens) ausfällt. Folglich empfehlen Möhlhenrich et al., bei der Planung paramedianer Mini-Implantate insbesondere die minimale Distanz im FRS zu berücksichtigen. Da in der vorliegenden Studie ausschließlich der Abstand zwischen der äußeren Kortikalis des Gaumens und der unteren äußeren Kortikalis des Nasenbodens gemessen wurde – also analog zur "minimalen Distanz" nach Möhlhenrich et al. –, ergänzen und erweitern die Ergebnisse dieser Untersuchung die bisherigen Befunde, indem sie die Bedeutung der minimalen Distanz im FRS für die prä-implantologische Planung im Hinblick auf paramediane Mini-Implantate weiter untermauern und präzisieren. Auch Jung et al. berichten, dass das FRS die höchste Korrelation mit der minimalen Knochenhöhe des DVTs aufwies. In ihrer Studie lag diese minimale Knochenhöhe in einer der paramedianen Ebenen und nicht in der medianen. Dies bedeutet, dass die Ergebnisse dieser Untersuchung die Befunde von Jung et al. ergänzen und unterstreichen, da die hier vorliegende Studie zu dem gleichen Ergebnis gekommen ist.

Zusammenfassend lässt sich aus den vorliegenden Erkenntnissen ableiten, dass das FRS überwiegend die Schicht mit dem geringsten beziehungsweise flachsten Knochenangebot der jeweiligen Ebene abbildet. Wird die im FRS ermittelte Knochenhöhe als Basis für die paramediane prä-implantologische Planung von Mini-Implantaten herangezogen, kann davon ausgegangen werden, dass die tatsächliche Knochenhöhe dem FRS-Wert entspricht oder ihn sogar übersteigt. Diese Annahme wird durch die Befunde von Möhlhenrich et al. und Jung et al. gestützt, die vergleichbare Ergebnisse

berichtet und damit die Validität des vorliegenden Ergebnisses zusätzlich untermauern. Es ist jedoch zu beachten, dass die Gaumenknochenmorphologie individuell variiert und daher stets eine patientenspezifische Überprüfung erfolgen soll. Sollte das im FRS dargestellte Knochenangebot für eine paramediane Implantation von Mini-Implantaten unzureichend sein, empfiehlt sich der Einsatz dreidimensionaler Bildgebung, um die Detektion des Knochens in der gewünschten paramedianen Schicht zu präzisieren.

4.2.5 Ergebnisse des Vergleichs der drei Modi der DVT-Aufnahmen

Nachdem gezeigt worden war, dass der Einsatz von DVT in speziellen Fällen der prä-implantologischen Planung von Mini-Implantaten von Vorteil sein konnte, war es darüber hinaus von wissenschaftlichem und klinischem Interesse zu untersuchen, ob signifikante Unterschiede in der diagnostischen Genauigkeit der verschiedenen Betriebsmodi hinsichtlich der Erfassung des Knochenangebots im anterioren Gaumen bestanden. Eine solche Analyse ermöglicht Rückschlüsse darauf, ob auch ein dosisreduzierter Modus – insbesondere aufgrund seiner geringeren Strahlendosis – für diese klinische Anwendung geeignet ist und eine potenzielle Alternative zur FRS-Diagnostik darstellt. Angesichts der in den Kapiteln 4.2.3 und 4.2.4 erzielten heterogenen Ergebnisse erscheint die Frage nach der Anwendung einer dreidimensionalen Bildgebung als gerechtfertigt. In der vorliegenden Studie wurden hierzu DVT-Aufnahmen von Köpfen menschlicher Präparate in den drei Betriebsmodi (LD, SD und HD) des hier verwendeten Röntgengeräts Sirona Orthophos SL 3D angefertigt. Zur Überprüfung eines möglichen signifikanten Unterschieds in der gemessenen Knochenhöhe zwischen den Modi wurde eine ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt. Die statistische Analyse ergab einen p -Wert von 0,406 ($F = 0,88$; $\eta^2 = 0,01$), der oberhalb des festgelegten Signifikanzniveaus von 0,05 lag. Somit konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden, sodass die Nullhypothese, die von der Gleichheit der gemessenen Knochenhöhen zwischen den drei Modi ausging, nicht verworfen wurde. Daraus lässt sich schließen, dass die Knochenhöhenmessungen in den Modi LD, SD und HD keine signifikanten Unterschiede aufweisen. Somit stellt der LD-Modus nicht nur aufgrund seiner reduzierten Strahlendosis eine attraktive Alternative zur FRS-Bildgebung dar, sondern bietet auch den Vorteil einer präzisen dreidimensionalen Darstellung mit einer diagnostischen Genauigkeit, die mit der des HD-Modus vergleichbar ist.

Die vorliegenden Ergebnisse stehen im Einklang mit früheren Studien, die ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Aufnahmeprotokollen nachweisen konnten. Allerdings beschränkten sich die meisten dieser Untersuchungen auf den Vergleich zweier Modi, beispielsweise LD und SD, während die vorliegende Studie eine Analyse aller drei Modi (LD, SD und HD) umfasst. So untersuchten Al-Haj Husain et al. (2021) die diagnostische Genauigkeit bei der Beurteilung zystischer Läsionen an Unterkiefermodellen von Schweinen unter Anwendung der Modi LD und SD. Auch sie nutzten das Röntgengerät Sirona Orthophos SL und kamen zu dem Ergebnis,

dass zwischen den beiden Modi keine signifikanten Unterschiede bestanden. Eine weitere Untersuchung von Busch (2023) analysierte den dosisreduzierten Modus (DR) im Vergleich zum hersteller-spezifischen Standardmodus (HS) an drei verschiedenen Röntgengeräten (Pax i3D Green von Oran-gedental, Pro Max 3D Classic von Planmeca und Orthophos SL von Dentsply Sirona). Im Rahmen dieser Studie wurde unter anderem das Knochenangebot in der T-Zone evaluiert. Auch hier ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Aufnahmemodi in den erhobenen Mess-ergebnissen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen somit die Erkenntnisse von Al-Haj Husain et al. und Busch und erweitern den wissenschaftlichen Konsens, indem sie die Vergleichbar-keit aller drei Betriebsmodi belegen.

Damit kann die fünfte Forschungsfrage trotz der Limitation einer geringen Fallzahl beantwortet wer-den: Es besteht kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Modi des DVT-Geräts hinsichtlich der Knochenhöhe. Im Sinne des ALARA-/ALADA-Prinzips sollte bei ver-gleichbaren Fragestellungen daher der dosisreduzierte Modus bevorzugt werden, um die Strahlenex-position auf das notwendige Minimum zu senken, ohne die diagnostische Aussagekraft zu beein-trächtigen. Darüber hinaus ist, sofern es das Röntgengerät zulässt, ein möglichst kleines FoV zu wählen, da dies zu einer weiteren Dosisreduktion beiträgt.

4.2.6 Ergebnisse des Vergleichs FoV 5 x 5,5 cm und FoV 11 x 10 cm

Nach dem ALARA-Prinzip ist bei radiologischen Untersuchungen grundsätzlich ein möglichst klei-nes FoV anzustreben, um die Strahlenexposition zu minimieren. In der klinischen Routine sollten daher kleinere FoVs, beispielsweise 8×5 cm oder $5 \times 5,5$ cm, bevorzugt werden. In den vorliegenden Untersuchungen wurde für die Vergleiche mit dem FRS das große FoV (11 x 10 cm) des Röntgen-geräts Orthophos SL 3D gewählt, um eine Übersicht über den gesamten Schädel sicherzustellen und relevante anatomische Strukturen vollständig abzubilden. Diese Entscheidung folgte dem primären Studienziel, nämlich dem Vergleich der dreidimensionalen Bildgebung (DVT) mit der zweidimen-sionalen (FRS) hinsichtlich linearer Messungen, und nicht einer primären Dosisoptimierung. Um zu überprüfen, inwieweit die mit dem großen FoV gewonnenen Ergebnisse auf kleinere Volumenfor-mate übertragbar sind, wurde ein ergänzender Vergleich zwischen dem großen und einem kleineren FoV durchgeführt. Das Orthophos SL 3D stellt, wie zu Beginn dieser Studie erwähnt, drei Volumen-formate bereit: VOL 1 (8 x 8 cm), VOL 2 (5 x 5,5 cm) und VOL 3 (11 x 10 cm). Die hier untersuchten Humanpräparate wurden ausschließlich mit VOL 2 und VOL 3 aufgenommen, sodass sich der Ver-gleich auf diese beiden Formate beschränkte. Im Zuge der Auswertung mussten zwei Köpfe für VOL 2 ausgeschlossen werden, da der Gaumen in diesem kleinen FoV nicht über die gesamte Höhe abge-bildet war und somit vollständige Messungen nicht möglich waren. Bei einem weiteren Kopf war nur die mesiale Schicht auswertbar, die zentrale und die distale Schicht hingegen nicht. Vollständig auswertbar (alle 81 Messpunkte) waren zwei Köpfe. Insgesamt war der vergleichende

Auswertungsumfang dadurch auf drei Präparate mit 189 Messungen beschränkt. Die hier verwendeten gepaarten Hypothesentests (*t*-Tests und Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test mit Hodges-Lehmann-Schätzer der Median-Differenz) ergaben für jeden Modus und für den Gesamtdatensatz statistisch signifikante Ergebnisse, was auf eine Ungleichheit der Beobachtungen hindeutete. Die durchweg negativen Vorzeichen in den Testergebnissen deuteten darauf hin, dass das kleine FoV (5 x 5,5 cm) höhere Messwerte aufwies als das große FoV (11 x 10 cm). Eine technisch plausible Erklärung hierfür liegt in der unterschiedlichen Voxelgröße der untersuchten Volumina: Im kleinen FoV betrug die Voxelgröße im LD- und SD-Modus 160 µm, im größeren FoV 220 µm. Im HD-Modus zeigte sich ein noch deutlicherer Unterschied: Im kleinen FoV betrug die Voxelgröße 80 µm, im großen FoV 160 µm. Die kleineren Voxelgrößen in den kleinen FoVs führten zu einer höheren räumlichen Auflösung und verringerten zugleich artefaktbedingte Bildverfälschungen wie *Partial-Volume*-Effekte, was die Präzision quantitativer Messungen verbesserte (Ye, Jian, und Lai 2013; Maret et al. 2010; Bauman et al. 2011; Maret, Telmon, et al. 2014). Dadurch wurden insbesondere kortikale Grenzflächen und Übergänge schärfer abgebildet, was die Identifikation knöcherner Strukturen erleichtert und deren Detektion verbessert hat (Fasalkar et al. 2019). Diese Bildqualitätsmerkmale bieten eine kohärente Erklärung für die beobachteten höheren Messwerte im kleineren FoV bei reduzierter Voxelgröße. Die hier zugrunde liegenden Ergebnisse stehen im Einklang mit den Befunden von Maret et al. (2014), die zeigten, dass bei größeren Voxelgrößen ($\geq 300 \mu\text{m}$) eine signifikante Unterschätzung der Volumenmessungen auftritt. Auch Sun et al. (2011) berichteten, dass eine höhere Auflösung in der DVT-Bildgebung die Genauigkeit linearer Messungen verbessert. In ihrer Studie verglichen sie die gemessene Alveolarknochenhöhe an Schweinekiefern zwischen DVT-Aufnahmen mit Voxelgrößen von 400 µm und 250 µm sowie mit direkten Messungen mittels Schieblehre. Dabei zeigte sich, dass die DVT bei 400 µm eine stärkere Unterschätzung der tatsächlichen Höhe aufwies als bei 250 µm. Patcas et al. (2012) bestätigten diese Beobachtungen in einer vergleichenden Untersuchung an Humanpräparaten. Hierbei wiesen DVT-Aufnahmen mit einer Voxelgröße von 125 µm eine höhere Messgenauigkeit auf als solche mit 400 µm. Gleichzeitig ist zu berücksichtigen, dass kleinere Voxel aufgrund der geringeren detektierten Photonenzahl pro Voxel ein erhöhtes Bildrauschen verursachen können (Al-Rawi et al. 2010; Maret, Peters, et al. 2014; Tanimoto und Arai 2009). Dies lässt sich exemplarisch in den Abb. 28 und Abb. 29 erkennen: Während das kleine FoV ein stärker ausgeprägtes Rauschen aufweist, bietet es dennoch eine überlegene Detailerkennbarkeit der knöchernen Strukturen.

Aus den vorliegenden Befunden lässt sich ableiten, dass kleinvolumige DVT-Aufnahmen mit kleinen Voxelgrößen nicht nur eine Reduktion der Strahlenexposition im Sinne des ALARA-Prinzips ermöglichen, sondern zugleich eine verbesserte Darstellung und eine schärfere Abgrenzung kortikaler Strukturen ermöglichen und somit präzisere Messungen ermöglichen. Voraussetzung für den diagnostischen Nutzen dieser Aufnahmetechnik ist jedoch, dass die *Region of Interest* vollständig

innerhalb des gewählten Volumenformats erfasst ist. Andernfalls besteht das Risiko unvollständiger Bildgebung, was in der klinischen Praxis zu Wiederholungsaufnahmen und damit zu einer unnötigen Erhöhung der Strahlenexposition führen kann.

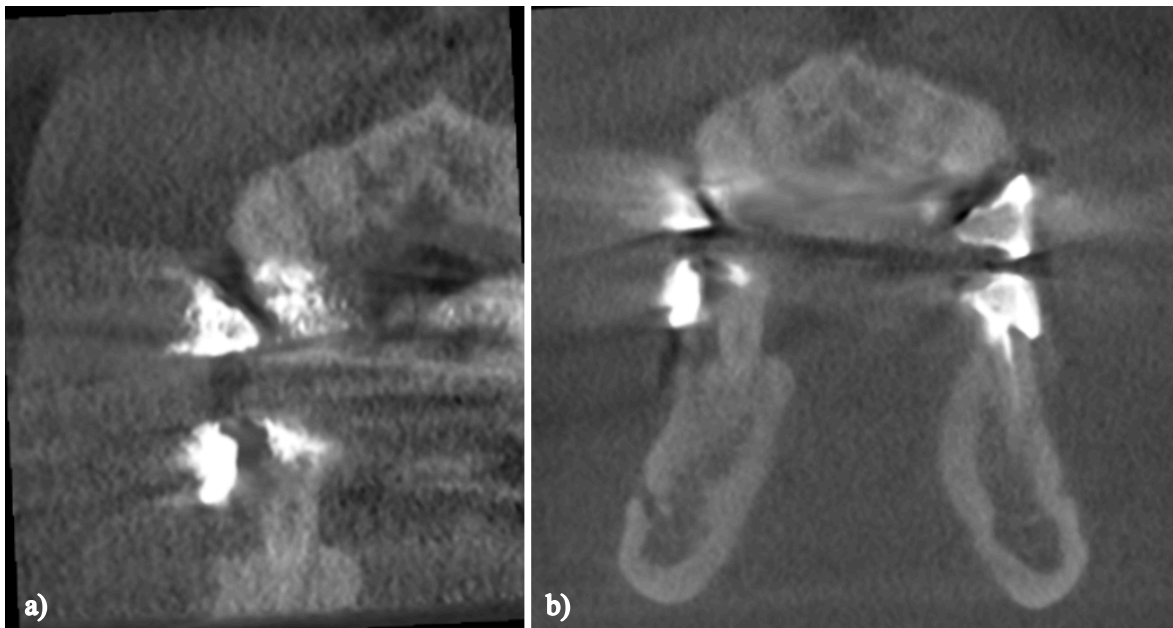


Abb. 28: Vergleich von Bildrauschen und Auflösung zwischen FoV 5 x 5,5 cm (a) und FoV 11 x 10 cm (b) in LD

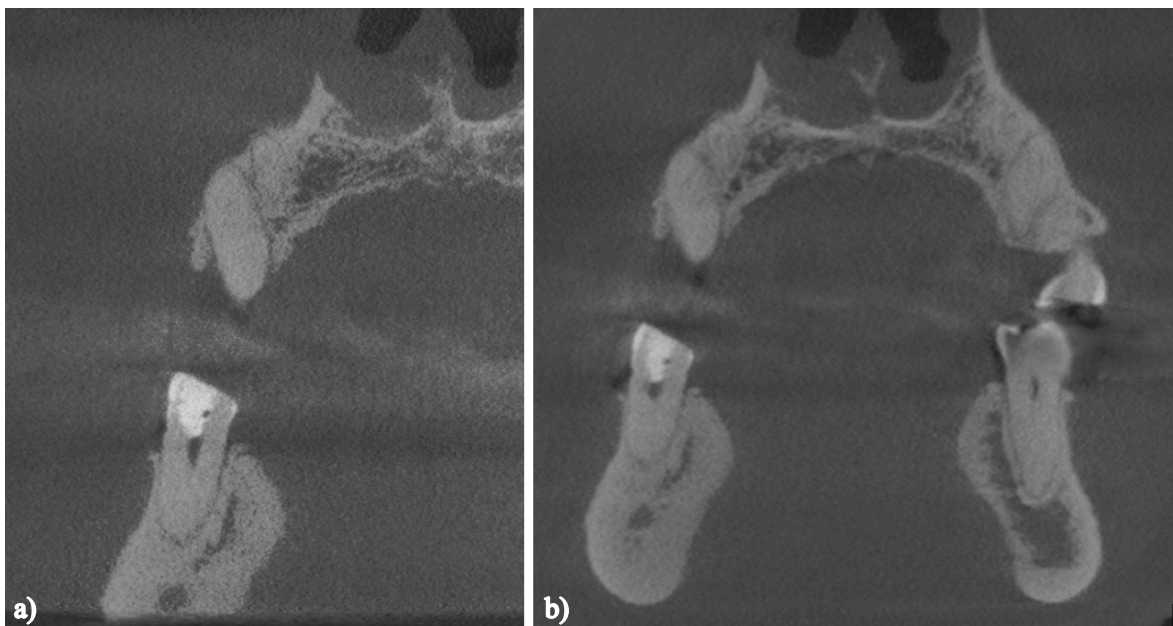


Abb. 29: Vergleich von Bildrauschen und Auflösung zwischen FoV 5 x 5,5 cm (a) und FoV 11 x 10 cm (b) in HD

4.3 Schlussfolgerungen

Die begrenzte Zahl der untersuchten Humanpräparate ist als wesentlicher Faktor für das Ausbleiben weiterer statistischer Signifikanz zu werten. Gleichwohl weisen die niedrigen Standardabweichungen auf eine hohe Messpräzision hin, sodass die vorliegenden Daten als verlässlich einzustufen sind.

Die Ergebnisse sind somit als Grundlage für nachfolgende Studien mit größeren Kollektiven geeignet.

Es konnte gezeigt werden, dass die im FRS ermittelte Knochenhöhe ebenenabhängig zu beurteilen ist, um die Übereinstimmung mit der DVT und damit mit dem tatsächlichen palatinalen Knochenangebot angemessen zu bewerten. Der Vergleich mit den DVT-Werten der Medianebene hat nahegelegt, dass das FRS die Knochenhöhe in der mesialen und zentralen Ebene adäquat widerspiegelte, wohingegen in der distalen Ebene signifikante Abweichungen festgestellt wurden ($p = 0,029$). Ferner deutete der Abgleich mit den paramedianen Schichten darauf hin, dass das FRS überwiegend die minimale Knochenhöhe einer Ebene abbildete. Auch wenn nur ein Messpunkt (zentrale Ebene, 8 mm paramedian) einen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0,048$) aufwies, zeigte sich insgesamt eine Tendenz zu geringeren Messwerten im FRS im Vergleich zum DVT.

Vor diesem Hintergrund kann das FRS, das sehr oft im kieferorthopädischen Kontext eingesetzt wird, grundsätzlich als primäres bildgebendes Verfahren für die prä-implantologische Beurteilung medianer und paramedianer Implantationsregionen des Gaumens dienen, sofern ein ausreichendes Knochenangebot nachgewiesen ist. Wird im FRS hingegen ein unzureichendes Knochenangebot vermutet, erscheint zur präziseren Beurteilung der knöchernen Strukturen und benachbarter anatomischer Areale eine ergänzende DVT indiziert. Auch in Fällen, in denen im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung eine erneute Bildgebung erforderlich erscheint, sollte erwogen werden, anstelle einer weiteren FRS-Aufnahme eine DVT-Aufnahme anzufertigen. In solchen Fällen sollte der dosisreduzierte LD-Modus der DVT bevorzugt werden, da für die SD- und HD-Modi kein zusätzlicher diagnostischer Mehrwert festgestellt werden konnte, wie die Ergebnisse der fünften Fragestellung zeigten. Darüber hinaus kann durch die Wahl eines kleineren FoV eine weitere Dosisreduktion erreicht werden. In Übereinstimmung mit den Ergebnissen der sechsten Forschungsfrage zeigten sich hierbei statistisch signifikante Unterschiede zwischen großem und kleinem FoV: Aufnahmen mit kleinem FoV und entsprechend geringerer Voxelgröße ergaben höhere Messwerte, was auf die gesteigerte räumliche Auflösung und die bessere Abgrenzbarkeit kortikaler Strukturen zurückzuführen ist.

Abschließend ist zu betonen, dass die Indikation für weiterführende radiologische Diagnostik stets individuell und unter sorgfältiger Abwägung des Nutzen-Risiko-Verhältnisses gestellt werden muss, um eine strahlungsarme, zugleich diagnostisch adäquate Behandlungsplanung sicherzustellen.

5 Literatur- und Quellenverzeichnis

- (BMJ), Bundesministerium der Justiz. 2017. "Strahlenschutzgesetz (StrlSchG) in der Fassung der Bekanntmachung vom 27. Juni 2017 (BGBl. I S. 1966), zuletzt geändert durch Art. 1 des Gesetzes vom 4. Dezember 2023 (BGBl. I Nr. 330)." In: Berlin: (BGBl. I S. 1966), zuletzt geändert durch Art. 1 des Gesetzes vom 4. Dezember 2023 (BGBl. I Nr. 330).
- . 2018. "Strahlenschutzverordnung (StrlSchV)." In: Berlin: BGBl. I 2018, S. 2034; zuletzt geändert durch Art. 1 der Verordnung vom 5. Juli 2023 (BGBl. I Nr. 172).
- Ahlqvist, Jan, S Eliasson, und U Welander. 1986. 'The effect of projection errors on cephalometric length measurements', *The European Journal of Orthodontics*, 8: 141-48.
- Al-Rawi, B., B. HASSAN, B. VANDENBERGE, und R. JACOBS. 2010. 'Accuracy assessment of three-dimensional surface reconstructions of teeth from Cone Beam Computed Tomography scans', *Journal of Oral Rehabilitation*, 37: 352-58.
- Balta, Joy Y, Maria Twomey, Fiachra Moloney, Owen J O'Connor, Kevin P Murphy, Michael Cronin, John F Cryan, Michael M Maher, und Siobhain M O'Mahony. 2017. 'Assessing radiological images of human cadavers: Is there an effect of different embalming solutions?', *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 11: 40-46.
- Battagel, Joanna M. 1993. 'A comparative assessment of cephalometric errors', *European journal of orthodontics*, 15: 305-14.
- Bauman, R., W. Scarfe, S. Clark, J. Morelli, J. Scheetz, und A. Farman. 2011. 'Ex vivo detection of mesiobuccal canals in maxillary molars using CBCT at four different isotropic voxel dimensions', *International Endodontic Journal*, 44: 752-58.
- Baumgaertel, Sebastian, Mohammad R Razavi, und Mark G Hans. 2008. 'Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133: 621-27.
- Becker, Kathrin, Annika Pliska, Caroline Busch, Benedict Wilmes, Michael Wolf, und Dieter Drescher. 2018. 'Efficacy of orthodontic mini implants for en masse retraction in the maxilla: a systematic review and meta-analysis', *International journal of implant dentistry*, 4: 1-12.
- Becker, Kathrin, Justine Unland, Benedict Wilmes, Nour Eldin Tarraf, und Dieter Drescher. 2019. '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 and Dentofacial Orthopedics*, 156: 345-54.
- Berens, Axel, Dirk Wiechmann, und Rupert Dempf. 2006. 'Mini-and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy', *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 67: 450-58.
- Bernhart, Thomas, Alexander Vollgruber, Andre Gahleitner, Orhun Dörtbudak, und Robert Haas. 2000. 'Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant', *Clinical oral implants research*, 11: 595-601.
- Blanc, M, R Nessi, N Paruccini, und L Castellana. 1995. 'Dosimetric evaluations in dental radiology: comparison of the digital system and the conventional system', *La Radiologia medica*, 89: 319-23.
- Brenner, David J, und Eric J Hall. 2007. 'Computed tomography—an increasing source of radiation exposure', *New England journal of medicine*, 357: 2277-84.

- Brisceno, C. E., P. E. Rossouw, R. Carrillo, R. Spears, und P. H. Buschang. 2009. 'Healing of the roots and surrounding structures after intentional damage with miniscrew implants', *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135: 292-301.
- Busch, Caroline Viola. 2023. 'Humanpräparate Studie zur Evaluation der Eignung dosisreduzierter Modi in der digitalen Volumentomographie für radiologische Untersuchungen in der Kieferorthopädie', Heinrich-Heine-Universität.
- Chen, Yuan-Hou, Hao-Hueng Chang, Yi-Jane Chen, David Lee, Hsien-Hsiung Chiang, und Chung-Chen Jane Yao. 2008. 'Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study', *Clinical oral implants research*, 19: 99-106.
- Cheng, Shih-Jung, I-Yun Tseng, Jang-Jaer Lee, und Sang-Heng Kok. 2004. 'A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage', *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19.
- Cicchetti, Domenic V. 1994. 'Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology', *Psychological assessment*, 6: 284.
- Cohen, Jacob. 1988. *Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd ed.)* (routledge: New York).
- Cole, William A. 2002. 'Accuracy of patient reporting as an indication of headgear compliance', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121: 419-23.
- Criswell, Angela. 2022. 'How to recognize CT artifacts and minimize them during data collection', *Rigaku*.
- Cureton, Steven L., Frederick J. Regennitter, und John M. Yancey. 1993. 'Clinical versus quantitative assessment of headgear compliance', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 104: 277-84.
- Dahlberg, Gunnar. 1940. 'Statistical methods for medical and biological students', *Statistical Methods for Medical and Biological Students*.
- Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK). 2022. 'S2k-Leitlinie: Dentale Digitale Volumentomographie', Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) – Leitlinienregister, Accessed 22.08.2025. https://register.awmf.org/assets/guidelines/083-005I_S2k_Dentale-digitale-Volumentomographie-DVT_2023-02_1.pdf.
- DGZMK, Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde e.V. (DGZMK). 2022. 'S2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie', *AWMF online - Das Portal der wissenschaftlichen Medizin*: 45.
- Diar-Bakirly, Samira, Murilo Fernando Neuppmann Feres, Humam Saltaji, Carlos Flores-Mir, und Tarek El-Bialy. 2016. 'Effectiveness of the transpalatal arch in controlling orthodontic anchorage in maxillary premolar extraction cases: A systematic review and meta-analysis', *The Angle Orthodontist*, 87: 147-58.
- Duarte, HEM, R Vieck, DF Siqueira, F Angelieri, S Bommarito, G Dalben, und EK Sannomiya. 2014. 'Effect of image compression of digital lateral cephalograms on the reproducibility of cephalometric points', *Dentomaxillofacial Radiology*, 38: 393-400.
- Er, K., M. Bayram, und T. Taşdemir. 2011. 'Root canal treatment of a periradicular lesion caused by unintentional root damage after orthodontic miniscrew placement: a case report', *International Endodontic Journal*, 44: 1170-75.
- Fasalkar, Shruthi S, G Shubha, BN Praveen, AR Shubhasini, G Keerthi, und Nirza Mukhia. 2019. 'Determining the accuracy of measurement of alveolar bone crest level and bone plate

- thickness with cone-beam computed tomography using different voxel size', *Journal of Medicine, Radiology, Pathology and Surgery*, 6: 8-12.
- Fleiner, Jonathan, und Andres Stricker. 2014. 'Indikationen zur dreidimensionalen Röntgendiagnostik in der oralen Implantologie', *Zahnmedizin up2date*, 8: 427-51.
- Gianelly, A.A., und H.M. Goldman. 1971. *Biologic Basis of Orthodontics* (Lea & Febiger).
- Gijbels, Frieda, C Bou Serhal, Guy Willems, Hilde Bosmans, G Sanderink, M Persoons, und Reinhilde Jacobs. 2001. 'Diagnostic yield of conventional and digital cephalometric images: a human cadaver study', *Dentomaxillofacial Radiology*, 30: 101-05.
- Gracco, Antonio, Luca Lombardo, Mauro Cozzani, und Giuseppe Siciliani. 2008. 'Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134: 361-69.
- Hammer, Niels, Christian Voigt, Michael Werner, Falk Hoffmann, Klaus Bente, Holger Kunze, Roger Scholz, und Hanno Steinke. 2014. 'Ethanol and formaldehyde fixation irreversibly alter bones' organic matrix', *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29: 252-58.
- Hassan, Bassam, Paul van der Stelt, und Gerard Sanderink. 2009. 'Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position', *The European Journal of Orthodontics*, 31: 129-34.
- Holberg, Christof, Stefanie Steinhäuser, Phillip Geis, und Ingrid Rudzki-Janson. 2005. 'Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations', *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 66: 434-44.
- Holm, Maike. 2013. 'Knochenangebot für kieferorthopädische Minischrauben im vorderen Gaumen', Charité - Universitätsmedizin Berlin.
- Hourfar, J., G. Kanavakis, D. Bister, M. Schätzle, L. Awad, M. Nienkemper, C. Goldbecher, und B. Ludwig. 2015. '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*, 37: 589-95.
- Hourfar, Jan, Georgios Kanavakis, Dirk Bister, Marc Schätzle, Layla Awad, Manuel Nienkemper, Christine Goldbecher, und Björn Ludwig. 2015. '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', *European journal of orthodontics*, 37: 589-95.
- Hourfar, Jan, Björn Ludwig, Dirk Bister, Anna Braun, und Georgios Kanavakis. 2015. 'The most distal palatal ruga for placement of orthodontic mini-implants', *European journal of orthodontics*, 37: 373-78.
- Jaju, Prashant P, und Sushma P Jaju. 2015. 'Cone-beam computed tomography: time to move from ALARA to ALADA', *Imaging science in dentistry*, 45: 263-65.
- Jung, B. A., H. Wehrbein, L. Heuser, und M. Kunkel. 2011. 'Vertical palatal bone dimensions on lateral cephalometry and cone-beam computed tomography: implications for palatal implant placement', *Clin Oral Implants Res*, 22: 664-8.
- Kaaouara, Yassine, und Wiam Rerhrhaye. 2018. 'Perception of mini-screw anchorage devices by patients', *International Orthodontics*, 16: 676-83.

- Kadioglu, Onur, Tamer Büyükyılmaz, Björn U. Zachrisson, und B. Giuliano Maino. 2008. 'Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134: 353-60.
- Kang, Sungmin, Shin-Jae Lee, Sug-Joon Ahn, Min-Suk Heo, und Tae-Woo Kim. 2007a. 'Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131: S74-S81.
- . 2007b. 'Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131: S74-S81.
- Katkar, R A, C Kummet, D Dawson, L Moreno Uribe, V Allareddy, M Finkelstein, und A Ruprecht. 2013. 'Comparison of observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on subject images from Galileos and i-CAT cone beam CT', *Dentomaxillofacial Radiology*, 42.
- Katsumata, Akitoshi, Akiko Hirukawa, Marcel Noujeim, Shinji Okumura, Munetaka Naitoh, Masami Fujishita, Eiichiro Arijii, und Robert P. Langlais. 2006. 'Image artifact in dental cone-beam CT', *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101: 652-57.
- Kaufman, Arie, und Klaus Mueller. 2005. '7 - Overview of Volume Rendering.' in Charles D. Hansen and Chris R. Johnson (eds.), *Visualization Handbook* (Butterworth-Heinemann: Burlington).
- Kawa, Darafsch, Martin Kunkel, Lothar Heuser, und Britta A. Jung. 2017. 'What is the best position for palatal implants? A CBCT study on bone volume in the growing maxilla', *Clinical Oral Investigations*, 21: 541-49.
- Kim, H. Y. 2013. 'Statistical notes for clinical researchers: Evaluation of measurement error 2: Dahlberg's error, Bland-Altman method, and Kappa coefficient', *Restor Dent Endod*, 38: 182-5.
- Kim, Young-Jae, Sung-Hoon Lim, und Sung-Nam Gang. 2014. 'Comparison of cephalometric measurements and cone-beam computed tomography-based measurements of palatal bone thickness', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145: 165-72.
- Kimmich, Katharina Julia. 2015. 'Vergleichende Untersuchungen zur Beurteilung des Knochenangebotes im vorderen Gaumen anhand von seitlichen Fernröntgenbildern und dentalen Volumentomogrammen', Charité - Universitätsmedizin Berlin.
- King, Keith S., Ernest W. Lam, M. Gary Faulkner, Giseon Heo, und Paul W. Major. 2007. 'Vertical bone volume in the paramedian palate of adolescents: A computed tomography study', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132: 783-88.
- Klaffke, Ute Dorothea. 2013. 'Deskriptive Beschreibung von Artefakten diverser dentaler Werkstoffe in der digitalen Volumentomographie', Universität.
- Koo, Terry K, und Mae Y Li. 2016. 'A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research', *Journal of chiropractic medicine*, 15: 155-63.
- Kravitz, N. D., und B. Kusnoto. 2007. 'Risks and complications of orthodontic miniscrews', *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131: S43-51.
- Kuroda, S., K. Yamada, T. Deguchi, T. Hashimoto, H. M. Kyung, und T. Takano-Yamamoto. 2007. 'Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage', *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131: S68-73.
- Lagravère, Manuel O., Corey Low, Carlos Flores-Mir, Raymund Chung, Jason P. Carey, Giseon Heo, und Paul W. Major. 2010. 'Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark

identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137: 598-604.

- Liang, Xin, Reinhilde Jacobs, Bassam Hassan, Limin Li, Ruben Pauwels, Livia Corpas, Paulo Couto Souza, Wendy Martens, Maryam Shahbazian, und Arie Alonso. 2010. 'A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT): Part I. On subjective image quality', *European journal of radiology*, 75: 265-69.
- Ludwig, B., B. Glasl, G. S. Kinzinger, T. Lietz, und J. A. Lisson. 2011. 'Anatomical guidelines for miniscrew insertion: Vestibular interradicular sites', *J Clin Orthod*, 45: 165-73.
- Macri, Vincenzo, und Ann Wenzel. 1993. 'Reliability of landmark recording on film and digital lateral cephalograms', *The European Journal of Orthodontics*, 15: 137-48.
- Maino, B. G., F. Weiland, A. Attanasi, B. U. Zachrisson, und T. Buyukyilmaz. 2007. 'Root damage and repair after contact with miniscrews', *J Clin Orthod*, 41: 762-6; quiz 50.
- Maret, D, N Telmon, O A Peters, B Lepage, J Treil, J M Inglise, A Peyre, J L Kahn, und M Sixou. 2014. 'Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT', *Dentomaxillofacial Radiology*, 41: 649-55.
- Maret, Delphine, F Molinier, J Braga, Ove A Peters, Norbert Telmon, J Treil, JM Inglise, A Cossie, Jean-Luc Kahn, und Michel Sixou. 2010. 'Accuracy of 3D reconstructions based on cone beam computed tomography', *Journal of dental research*, 89: 1465-69.
- Maret, Delphine, Ove A. Peters, Antoine Galibourg, Jean Dumoncel, Rémi Esclassan, Jean-Luc Kahn, Michel Sixou, und Norbert Telmon. 2014. 'Comparison of the Accuracy of 3-dimensional Cone-beam Computed Tomography and Micro-Computed Tomography Reconstructions by Using Different Voxel Sizes', *Journal of endodontics*, 40: 1321-26.
- Margelos, J. T., und K. G. Verdelis. 1995. 'Irreversible pulpal damage of teeth adjacent to recently placed osseointegrated implants', *J Endod*, 21: 479-82.
- Möbes, O, J Becker, J Pawelzik, und K Jacobs. 1999. 'Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumen-Tomographie in der implantologischen Diagnostik', *Z Zahnärztl Implantol*, 15.
- Möhlhenrich, S. C., K. Kniha, F. Peters, S. Chhatwani, A. Prescher, F. Hölzle, A. Modabber, und G. Danesh. 2021. 'Anatomical assessment by cone beam computed tomography with the use of lateral cephalograms to analyse the vertical bone height of the anterior palate for orthodontic mini-implants', *Orthod Craniofac Res*, 24: 78-86.
- Mozzo, P, C Procacci, A Tacconi, P Tinazzi Martini, und IA Bergamo Andreis. 1998. 'A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results', *European radiology*, 8: 1558-64.
- Mukhia, Nirza, N Praveen Birur, AR Shubhasini, G Shubha, und G Keerthi. 2021. 'Dimensional measurement accuracy of 3-dimensional models from cone beam computed tomography using different voxel sizes', *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 132: 361-69.
- Neves, Frederico S, Deborah Q de Freitas, Paulo SF Campos, Solange M de Almeida, und Francisco Haiter-Neto. 2012. 'In vitro comparison of cone beam computed tomography with different voxel sizes for detection of simulated external root resorption', *Journal of oral science*, 54: 219-25.
- Newton, Isaac. 1833. *Philosophiae naturalis principia mathematica* (G. Brookman).
- Nienkemper, M., B. Wilmes, A. Pauls, und D. Drescher. 2014. 'Mini-implant stability at the initial healing period: a clinical pilot study', *Angle Orthod*, 84: 127-33.

- Nötzel, Frank. 2007. *Fernröntgenseitenbild-Analyse: mit 90 Tabellen* (Deutscher Ärzteverlag).
- Nötzel, Frank, Christian Schultz, und Matthias Hartung. 2007. *Fernröntgenseitenbild-Analyse: mit 90 Tabellen* (Deutscher Ärzteverlag).
- Nyquist, H. 1928. 'Certain Topics in Telegraph Transmission Theory', *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers*, 47: 617-24.
- Özer, Senem Yiğit. 2011. 'Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model', *Journal of endodontics*, 37: 75-79.
- Pasler, Friedrich Anton. 2008. *Zahnärztliche Radiologie* (Georg Thieme Verlag).
- Patcas, Raphael, Lukas Müller, Oliver Ullrich, und Timo Peltomäki. 2012. 'Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141: 41-50.
- Paulus, C, und C Hartmann. 2011. 'Orthodontic anchorage', *Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale*, 112: 304-08.
- Pauwels, R, K Araki, J H Siewerdsen, und S S Thongvigitmanee. 2014. 'Technical aspects of dental CBCT: state of the art', *Dentomaxillofacial Radiology*, 44.
- Poggio, P. M., C. Incorvati, S. Velo, und A. Carano. 2006. "'Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch', *Angle Orthod*, 76: 191-7.
- Rakosi, Thomas. 1988. *Atlas und Anleitung zur praktischen Fernröntgenanalyse* (Hanser).
- Ravipati, Samatha. 2007. 'Die motorische Unruhe während digitaler Fernröntgenseitenbild-Aufnahmen', Düsseldorf, Univ., Diss., 2008.
- Roser, Martin, Carl Peter Cornelius, Gerd Gehrke, Michael Ehrenfeld, und Gerson Mast. 2011. 'Osteotomien im Gesichtsskelett–Basis der orthognathen Chirurgie: Befunderhebung, präoperative Planung und individuelle Realisation bei Korrekturoperationen von Kiefer- und Gesichtsdeformitäten', *OP-Journal*, 27: 200-21.
- Sander, Franz Günter, Norbert Schwenzer, Michael Ehrenfeld, M.Oliver Ahlers, Hans-Peter Bantleon, Adriano Crismani, und Jos Dibbets. 2011. *Kieferorthopädie* (Georg Thieme Verlag KG: Stuttgart).
- Scarfe, William C, und Allan G Farman. 2008. 'What is cone-beam CT and how does it work?', *Dental Clinics of North America*, 52: 707-30.
- Schindelin, Johannes, Ignacio Arganda-Carreras, Erwin Frise, Verena Kaynig, Mark Longair, Tobias Pietzsch, Stephan Preibisch, Curtis Rueden, Stephan Saalfeld, Benjamin Schmid, Jean-Yves Tinevez, Daniel James White, Volker Hartenstein, Kevin Eliceiri, Pavel Tomancak, und Albert Cardona. 2012. 'Fiji: an open-source platform for biological-image analysis', *Nature Methods*, 9: 676-82.
- Schlicher, Will, Ib Nielsen, John C. Huang, Koutaro Maki, David C. Hatcher, und A. J. Miller. 2011. 'Consistency and precision of landmark identification in three-dimensional cone beam computed tomography scans', *European journal of orthodontics*, 34: 263-75.
- Schnutenhaus, Sigmar, Michael Graf, Isabel Doering, Ralph G. Luthardt, und Heike Rudolph. 2019. 'Reproducibility of CBCT image analysis: a clinical study on intrapersonal and interpersonal errors in bone structure determination', *Oral Radiology*, 35: 152-58.

- Schramek, Grit Gesine Ruth, Dietrich Stoevesandt, Ansgar Reising, Jan Thomas Kielstein, Marcus Hiss, und Heike Kielstein. 2013. 'Imaging in anatomy: a comparison of imaging techniques in embalmed human cadavers', *BMC medical education*, 13: 1-7.
- Schulze, Dirk, und Gerhard Hoffmann. 2011. 'Dentale digitale Volumentomographie (DVT) und Navigation.' in, *Medizintechnik* (Springer).
- Schulze, R. 2011. 'DVT-Diagnostik in der Implantologie: Grundlagen-Fallstricke', *ZMK Zahnheilkunde, Management, Kultur*.
- Schulze, R, H Deppe, W Betz, O Beuer, und C Bargholz. 2013. 's2k-Leitlinie dentale digitale Volumentomographie', *Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften*: 083-05.
- Schulze, R, U Heil, D Groß, DD Bruellmann, E Dranischnikow, U Schwanecke, und E Schoemer. 2011. 'Artefacts in CBCT: a review', *Dentomaxillofacial Radiology*, 40: 265-73.
- Schulze, Ralf. 2014. 'Dentale digitale Volumentomographie–Technik und Anwendung', *wissen kompakt*, 8: 13-28.
- Seki, K, und T Okano. 1993. 'Exposure reduction in cephalography with a digital photostimulable phosphor imaging system', *Dentomaxillofacial Radiology*, 22: 127-30.
- Shannon, Claude E. 1998. 'Communication in the Presence of Noise', *Proceedings of the IEEE*, 86: 447.
- Sholts, S. B., L. Flores, P. L. Walker, und S. K. T. S. Wärmländer. 2011. 'Comparison of coordinate measurement precision of different landmark types on human crania using a 3D laser scanner and a 3D digitiser: Implications for applications of digital morphometrics', *International Journal of Osteoarchaeology*, 21: 535-43.
- Singh, Kamlesh, Deepak Kumar, Raj Kumar Jaiswal, und Amol Bansal. 2010. 'Temporary anchorage devices – Mini-implants', *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 1: 30-34.
- Sirona, Dentsply. 2022. 'Gebrauchsanweisung Orthophos SL 2D, Orthophos SL 2D Ceph Orthophos SL 3D, Orthophos SL 3D Ceph', www.dentsplysirona.com: 193.
- Sirona-Dental-Systems-GmbH. 'The 3D x-ray family'. https://assets.dentsplysirona.com/flagship/de-de/produkte/bildgebende-systeme/pdfs/M47-C028-01-7600_web.pdf.
- Sun, Zongyang, Tharon Smith, Sahira Kortam, Do-Gyoon Kim, Boon Ching Tee, und Henry Fields. 2011. 'Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139: e117-e27.
- Tanimoto, Hideyuki, und Yoshinori Arai. 2009. 'The effect of voxel size on image reconstruction in cone-beam computed tomography', *Oral Radiology*, 25: 149-53.
- Unland, Justine Maximiliane. 2019. 'Analyse des palatinalen Knochenangebotes zur Bestimmung einer optimalen Insertionsposition und-angulation für orthodontische Mini-Implantate mittels DVT-Aufnahmen', Dissertation, Düsseldorf, Heinrich-Heine-Universität, 2019.
- Visser, Heiko, Tina Rödiger, und Klaus-Peter Hermann. 2001. 'Dose reduction by direct-digital cephalometric radiography', *The Angle Orthodontist*, 71: 159-63.
- White, Stuart C, William C Scarfe, Ralf KW Schulze, Alan G Lurie, Joanna M Douglass, Allan G Farman, Clarice S Law, Martin D Levin, Robert A Sauer, und Richard W Valachovic. 2014. 'The Image Gently in Dentistry campaign: promotion of responsible use of maxillofacial radiology in

- dentistry for children', *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 118: 257-61.
- Wilmes, B, J Willmann, B Stocker, und D Drescher. 2015. 'Mini-Implantate zur kieferorthopädischen Verankerung im anterioren Gaumen, mediane vs. paramediane Insertion', *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie*, 47: 243-48.
- Wilmes, B., C. Rademacher, G. Olthoff, und D. Drescher. 2006a. 'Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants', *J Orofac Orthop*, 67: 162-74.
- Wilmes, B.; , und D. Drescher. 2008a. 'Mini-Implantate in der Kieferorthopädie: Das Benefit-System', *Zahnmedizin up2date* 6.
- Wilmes, Benedict, und Dieter Drescher. 2008b. 'Mini-Implantate in der Kieferorthopädie: Das Benefit-System', *Zahnmedizin up2date*, 2: 575-84.
- Wilmes, Benedict, Bjorn Ludwig, Sivabalan Vasudavan, Manuel Nienkemper, und Dieter Drescher. 2016. 'The T-zone: median vs. paramedian insertion of palatal mini-implants', *J Clin Orthod*, 50: 543-51.
- Wilmes, Benedict, Stephanie Ottenstreuer, Yu-Yu Su, und Dieter Drescher. 2008. 'Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants', *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 69: 42-50.
- Wilmes, Benedict, Carsten Rademacher, Gudrun Olthoff, und Dieter Drescher. 2006b. 'Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants', *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 67: 162-74.
- . 2006c. 'Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants Einfluss der Insertionsparameter auf die Primärstabilität orthodontischer mini-Implantate', *J. Orofac. Orthop./Fortschritte der Kieferorthopädie*, 67: 162-74.
- Wilmes, Benedict, Yu-Yu Su, und Dieter Drescher. 2008. 'Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants', *The Angle Orthodontist*, 78: 1065-70.
- Yao, Chung-Chen Jane, Eddie Hsiang-Hua Lai, Jenny Zwei-Chieng Chang, I. Chen, und Yi-Jane Chen. 2008. 'Comparison of treatment outcomes between skeletal anchorage and extraoral anchorage in adults with maxillary dentoalveolar protrusion', *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134: 615-24.
- Ye, N, F Jian, und W Lai. 2013. 'Effect of voxel size and partial volume effect on accuracy of tooth volumetric measurements with cone beam CT', *Dentomaxillofacial Radiology*, 42: 20130070.
- Yoshiura, Kazunori, Toshiyuki Kawazu, Tohru Chikui, Masato Tatsumi, Kenji Tokumori, Takemasa Tanaka, und Shigenobu Kanda. 1999. 'Assessment of image quality in dental radiography, part 2: Optimum exposure conditions for detection of small mass changes in 6 intraoral radio-graphy systems', *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 87: 123-29.
- Zeller, Thomas. 2014. 'Möglichkeiten und Grenzen der DVT', *HNO Nachrichten*, 44: 25-27.
- Zhang, Yongbin, Lifei Zhang, X Ronald Zhu, Andrew K Lee, Mark Chambers, und Lei Dong. 2007. 'Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data', *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 67: 924-32.

6 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungsverzeichnis:

<i>Abb. 1: Mini-Implantat der Größe 2 x 9 mm vom Benefit-System (PSM Medical Solutions, Gunningen, Deutschland).....</i>	<i>2</i>
<i>Abb. 2: Interradikulär inseriertes Mini-Implantat.....</i>	<i>4</i>
<i>Abb. 3: Mini-Implantat im Gaumen in medianer Position</i>	<i>4</i>
<i>Abb. 4: T-Zone zur Insertion von Mini-Implantaten: Sie beginnt hinter den Gaumenfalten (gelb markiert) und ist durch das schwarze T gekennzeichnet. Der angrenzende rote Bereich weist weniger günstige Bedingungen für eine Insertion auf.</i>	<i>5</i>
<i>Abb. 5: Fernröntgenseitenbild (FRS)</i>	<i>6</i>
<i>Abb. 6: Kephalometrie eines Fernröntgenseitenbildes</i>	<i>7</i>
<i>Abb. 7: Doppelkontur des Corpus und Ramus mandibulae: Der weiße Pfeil zeigt die beiden Unterkieferränder, die aufgrund unterschiedlicher Fokus-Film-Abstände als Doppelprojektion erscheinen. .</i>	<i>10</i>
<i>Abb. 8: Schematische Darstellung der Entstehung von Doppelkonturen.....</i>	<i>10</i>
<i>Abb. 9: Verzerrungseffekt (Distorsion): a) Verzerrung durch eine geneigte Filmebene bei senkrecht stehendem Objekt, b) Verzerrung durch eine geneigte Objektebene bei senkrechter Filmebene</i>	<i>11</i>
<i>Abb. 10: DVT-Aufnahmen in der Koronal- (a), Transversal- (b) und der Sagittalebene (c)</i>	<i>13</i>
<i>Abb. 11: Typische Aliasing-Artefakte (Moiré-Muster) in einer DVT-Aufnahme</i>	<i>17</i>
<i>Abb. 12: Polystyrol-Konstruktion mit dem eingebrachten Humanpräparate-Kopf.....</i>	<i>21</i>
<i>Abb. 14: Orthophos SL 3D Frontansicht mit der Kinnstütze</i>	<i>25</i>
<i>Abb. 15: Gaumenausschnitt einer DVT-Aufnahme mit dem Messgitter und den neun Messungen: Die blaue Linie kennzeichnet die mediane Messung entlang der Gaumenmitte, während die gelben Linien die beidseitig paramedianen Messungen darstellen.</i>	<i>28</i>
<i>Abb. 16: Messlineal zur Kalibrierung in der FRS-Aufnahme: Der weiße Pfeil zeigt auf das in die Nasenstütze des Cephalostaten integrierte Messlineal, das zur nachträglichen Kalibrierung verwendet wird.</i>	<i>29</i>
<i>Abb. 17: Screenshot der Messungen und der Dokumentation aus der Studie am FRS: Die graue horizontale Linie markiert die Okklusionsebene, während die gelben Linien die rechtwinklig dazu verlaufenden Messungen darstellen. Die Ergebnisse der Längenmessungen sind in der rechts unten dargestellten Tabelle aufgeführt.....</i>	<i>29</i>
<i>Abb. 18: Screenshot der Messungen am DVT 4er mesial (HD, FoV 11 x 10cm): Ein Messgitter mit 2 mm Rasterabstand ist überlagert. Die blaue Linie kennzeichnet die mediane Messung entlang der Gaumenmitte,</i>	

die gelben Linien die beidseitig paramedianen Messungen. Die Messergebnisse sind unten rechts tabellarisch dargestellt. 30

Abb. 19: Beispielbild für eine Aufnahme im LD-Modus; FoV 11 x 10 cm..... 31

Abb. 20: Beispielbild für eine Aufnahme im SD-Modus; FoV 11 x 10 cm 31

Abb. 21: Beispielbild für eine Aufnahme im HD-Modus; FoV 11 x 10 cm..... 32

Abb. 22: Beispielbild für eine Aufnahme im LD-Modus; FoV 5 x 5,5cm 32

Abb. 23: Beispielbild für eine Aufnahme im SD-Modus; FoV 5 x 5,5cm 33

Abb. 24: Beispielbild für eine Aufnahme im HD-Modus; FoV 5 x 5,5cm..... 33

Abb. 25: Mittelwerte \pm Standardabweichung der vertikalen Knochenhöhe für die Messpunkte in DVT und FRS (mm) 46

Abb. 26: Boxplots des vertikalen Knochenangebots der drei Modi in mm (LD, SD und HD) 49

Abb. 27: Q-Q Plots der Messreihen LD (a), SD (b) und HD (c) 50

Abb. 28: Histogramme und Q-Q-Plots der Differenzen zwischen den FoV-Formaten (11 x10 cm vs. 5 x 5,5 cm) für den Gesamtdatensatz (a, b) sowie für den SD-Modus (c, d) 54

Abb. 29: Vergleich von Bildrauschen und Auflösung zwischen FoV 5 x 5,5 cm (a) und FoV 11 x 10 cm (b) in LD 72

Abb. 30: Vergleich von Bildrauschen und Auflösung zwischen FoV 5 x 5,5 cm (a) und FoV 11 x 10 cm (b) in HD..... 72

Tabellenverzeichnis:

<i>Tabelle 1: Leistungsmerkmale und technische Eigenschaften des Orthophos SL mit Cephalometer (Sirona-Dental-Systems-GmbH)</i>	22
<i>Tabelle 2: Technische Daten des Gerätes Dentsply Sirona Orthophos SL für ein FRS im C3 Modus (Sirona 2022)</i>	23
<i>Tabelle 3: Leistungsmerkmale und technische Eigenschaften des Orthophos SL 3D (Sirona-Dental-Systems-GmbH)</i>	24
<i>Tabelle 4: Technische Daten des Gerätes Dentsply Sirona Orthophos SL für eine Aufnahme mit VOL 3 (11 x 10 cm) und VOL 2 (5 x 5 x 5 cm) in HD, SD, LD (Sirona 2022)</i>	26
<i>Tabelle 5: Übereinstimmungsintervalle für die ICC-Werte nach Cicchetti (1994) und Koo/Li (2016)</i>	35
<i>Tabelle 6: Interpretation von d nach Cohen (1988)</i>	36
<i>Tabelle 7: Effektstärke r nach Cohen(1988)</i>	38
<i>Tabelle 8: Deskriptive Kennzahlen beider Messungen</i>	39
<i>Tabelle 9: Intraklassen-Korrelations-Koeffizient der FRS-Aufnahmen</i>	39
<i>Tabelle 10: Deskriptive Kennzahlen beider Messungen aller DVT-Aufnahmen</i>	40
<i>Tabelle 11: Intraklassen-Korrelations-Koeffizient der DVT-Aufnahmen</i>	40
<i>Tabelle 12: Deskriptive Kennzahlen beider Messungen der DVT-Aufnahmen im LD-, SD- und HD-Modus</i>	41
<i>Tabelle 13: Intraklassen-Korrelation-Koeffizient (ICC) der DVT-Aufnahmen im LD-Modus</i>	42
<i>Tabelle 14: Intraklassen-Korrelation-Koeffizient (ICC) der DVT-Aufnahmen im SD-Modus</i>	42
<i>Tabelle 15: Intraklassen-Korrelation-Koeffizient (ICC) der DVT-Aufnahmen im HD-Modus</i>	42
<i>Tabelle 16: Deskriptive Lage- und Streuparameter von den FRS- und den medianen Messungen in mm</i>	43
<i>Tabelle 17: Ergebnisse der Normalverteilungstests (Kolmogorov-Smirnov & Shapiro-Wilk)</i>	44
<i>Tabelle 18: Ergebnisse der t-Tests für abhängige Stichproben</i>	44
<i>Tabelle 19: Deskriptive Lage- und Streuparameter von den FRS- und den paramedianen Messungen</i>	45
<i>Tabelle 20: Ergebnisse der Normalverteilungstests (Kolmogorov-Smirnov & Shapiro-Wilk)</i>	47
<i>Tabelle 21: Ergebnisse der t-Tests für abhängige Stichproben mit korrigiertem p-Wert</i>	47
<i>Tabelle 22: Deskriptive Lage- und Streuparameter der drei Modi (LD, SD HD)</i>	49
<i>Tabelle 23: ANOVA mit Messwiederholung mit der Korrektur der Sphärizität</i>	51
<i>Tabelle 24: Deskriptive Lage- und Streuparameter der FoV-Formate 11 x 10 cm und 5 x 5,5 cm</i>	52

<i>Tabelle 25: Ergebnisse der Normalverteilungstests (Kolmogorov-Smirnov & Shapiro-Wilk).....</i>	<i>53</i>
<i>Tabelle 30: Ergebnisse der t-Tests für abhängige Stichproben.....</i>	<i>55</i>
<i>Tabelle 31: Ergebnisse der Wilcoxon-Tests: Differenz definiert als 11×10 minus $5 \times 5,5$.....</i>	<i>55</i>