

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor der Poliklinik: Univ.-Prof. Dr. Dieter Drescher

**Humanpräparate Studie zur Evaluation der Eignung
dosisreduzierter Modi in der digitalen Volumentomographie für
radiologische Untersuchungen in der Kieferorthopädie**

Dissertation

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

vorgelegt von

Caroline Viola Busch

2023

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

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. Benedict Wilmes

Zweitgutachterin: Prof. Dr. Charlotte von Gall

Für meine Familie

Zusammenfassung

Die digitale Volumentomographie (DVT) dient, unter Nutzung ionisierender Röntgenstrahlung, der dreidimensionalen Bildgebung. Diese Art der radiologischen Untersuchung findet insbesondere in der zahnärztlichen Chirurgie, der Kieferchirurgie, der Endodontologie und auch der Kieferorthopädie sowie der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde Anwendung. Durch die DVT können anatomische Strukturen nahezu maßstabsgetreu dargestellt werden, was zu einer verbesserten Planung der Therapie führt. So können unter anderem pathologische Prozesse und Traumata in ihrem dreidimensionalen Ausmaß dargestellt werden sowie auch die Lagebeziehung verlagelter Zähne zu ihren angrenzenden Nachbarstrukturen wie Nerven, Gefäßen, Nachbarzähnen und weiteren Strukturen. Eine der häufigsten Indikationen für eine DVT stellt die prä-implantologische Bildgebung dar. Auch im Rahmen der Insertion kieferorthopädischer Mini-Implantate findet die digitale Volumentomographie immer häufiger Anwendung.

Im Vergleich zum Orthopantomogramm (OPTG) und dem Fernröntgenseitenbild (FRS), die den aktuellen Goldstandard in der kieferorthopädischen Radiologie darstellen, geht die DVT mit einer höheren Strahlenbelastung für den Patienten einher. Durch die Möglichkeit dosisreduzierte Modi anzuwenden und das Strahlenfeld einzugrenzen kann die Strahlenbelastung heutzutage immens reduziert werden und ist zum Teil vergleichbar mit der eines OPTGs oder FRS.

In der Studie wurde untersucht, ob sich die dosisreduzierten Modi (DR) ebenso gut für die Planung zur Insertion von kieferorthopädischen Mini-Implantate eignen wie die Aufnahmen im Standardmodus (HS) und im Vergleich zum FRS. Hierfür wurden DVTs im Standardmodus, im dosisreduzierten Modus und FRS von Humanpräparaten (n=6) angefertigt. Es kamen drei verschiedene Röntgengeräte zur Anwendung: Pax i3D Green von Orangedental, Pro Max 3D Classic von Planmeca, Orthophos SL von Dentsply Sirona.

Die Aufnahmen wurden geräte- und präparatspezifisch mit dem Softwareprogramm Amira überlagert und vermessen. Die statistische Analyse mittels Kruskal Wallis und Wilcoxon-Test erfolgte mit dem Programm R, das Signifikanzniveau betrug $p < 0,05$.

Die Modi und die FRS-Aufnahmen waren weitestgehend vergleichbar. Sollte ein aktuelles FRS vorliegen, so kann dies als hinreichend genau betrachtet werden. Sofern eine erneute Bildgebung erforderlich ist, ergeben sich Vorteile für den DR-Modus.

Abstract

Cone beam computed tomography (CBCT) is used for three-dimensional imaging using ionizing X-rays. This type of radiological examination is used in particular in oral surgery, maxillofacial surgery, endodontics, orthodontics and ear, nose and throat medicine. CBCT allows anatomical structures to be displayed almost to scale, which leads to improved therapy planning. Among other things, pathological processes and traumas can be depicted in their three-dimensional extent or the positional relationship of displaced teeth to their adjacent neighboring structures such as nerves, vessels, neighboring teeth and other structures. One of the most frequent indications for a CBCT is pre-implantological imaging. Cone beam computed tomography is also being used more and more frequently in the context of inserting orthodontic mini-implants.

Compared to the orthopantomogram (OPTG) and the cephalogram (Ceph), which represent the current gold standard in orthodontic radiology, the CBCT is associated with a higher radiation exposure for the patient. Thanks to the possibility of using dose-reduced modes and limiting the radiation field, radiation exposure can nowadays be reduced immensely and is in part comparable to that of an OPTG or Ceph.

The study investigated whether the dose-reduced modes (DR) are as suitable for planning the insertion of orthodontic mini-implants as the images in the standard mode (HS) and in comparison with Ceph. For this purpose, CBCTs were obtained in standard mode, dose-reduced mode, and Ceph of human specimens (n=6). Three different X-ray units were used: Pax i3D Green from Orangedental, Pro Max 3D Classic from Planmeca, Orthophos SL from Dentsply Sirona.

The images were superimposed and measured with the Amira software program in a device- and preparation-specific manner. Statistical analysis using the Kruskal Wallis and Wilcoxon test was performed with the program R, the significance level was $p < 0.05$.

The modes and Ceph recordings were largely comparable if a current Ceph is available, this can be considered sufficiently accurate. If reimaging is required, there are advantages for the DR mode.

Abkürzungsverzeichnis

DVT	digitale Volumentomographie
FOV	<i>field of view</i>
ROI	<i>region of interest</i>
HS-Modus	Hersteller-spezifischer Standard-Modus
DR-Modus	dosisreduzierter Modus
FRS	Fernröntgen-Seitenbild
CT	Computertomographie
MPR	multiplanare Rekonstruktion
3D	dreidimensional
ALARA	<i>as low as reasonably achievable</i>
ALADA	<i>as low as diagnostically acceptable</i>
ALADAIP	<i>as low as diagnostically acceptable being indication-oriented and patient-specific</i>
ULD	<i>ultra low dose</i>
LD	<i>low dose</i>
DAP	Flächendosisprodukt
KFO	Kieferorthopädie
CBCT	<i>cone beam computed tomography</i>
Ceph	<i>cephalogram</i>
TAD	<i>temporary anchorage device</i>

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Digitale Volumentomographie	1
1.1.1 Grundlagen	1
1.1.2 Gegenwärtige Empfehlungen und Anwendung der digitalen Volumentomographie in der Kieferorthopädie	4
1.2 Fernröntgen-Seitenbild	7
1.3 Mini-Implantate	10
1.3.1 Skelettale Verankerung	11
1.3.2 Eigenschaften von Mini-Implantaten	14
1.3.3 Insertionsorte	15
1.3.4 Vorteile und Anwendung	18
1.4 Ziel der Arbeit	19
2. Material und Methoden	21
2.1 Ethikvotum	21
2.2 Humanpräparate	21
2.3 DVT Geräte	22
2.3.1 Orange Pax i3D Green	22
2.3.2 Planmeca Pro Max 3D Classic	23
2.3.3 Dentsply Sirona Orthophos SL	25
2.4 Konstruktion	27
2.5 Durchführung	29
2.6 Auswertung	32
3. Ergebnisse	34
3.1 Vermessung	34
3.2 Statistische Auswertung	40
3.2.1 Auswertung der Modi im Vergleich	40
3.2.2 Auswertung der Geräte im Vergleich	55
4. Diskussion	56
4.1 Diskussion von Material und Methoden	56
4.2 Diskussion der Ergebnisse	59
5. Schlussfolgerung	64
6. Literaturverzeichnis	66

1. Einleitung

1.1 Digitale Volumentomographie

Bei der digitalen Volumentomographie handelt es sich um eine dreidimensionale Röntgenaufnahme, die im Bereich des Schädels Anwendung findet (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013). Sie liefert mehrdimensionale und maßstabsgetreue Bilder für die Diagnostik und Behandlungsplanung (Abdelkarim, 2019). Dieses bildgebende Verfahren wird seit Ende der 1990er Jahre (Mozzo et al., 1998) sowohl in der Zahnmedizin und der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie als auch in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde verwendet (Pauwels et al., 2015).

1.1.1 Grundlagen

Röntgenstrahlen werden in einer Röhre erzeugt, die einen elektrischen Stromkreis mit einer positiv geladenen Anode und einer negativ geladenen Kathode enthält, die durch ein Vakuum getrennt sind (Pauwels et al., 2015). Die Kathode besteht aus einem Glühdraht, der bei Anlegen eines elektrischen Stroms erhitzt wird und durch einen Effekt, der als thermionische Emission bekannt ist, die Freisetzung von Elektronen induziert. Aufgrund der hohen Spannung zwischen Kathode und Anode werden die freigesetzten Elektronen zur Anode hin beschleunigt und stoßen mit hoher Geschwindigkeit an einer Stelle zusammen, die als Brennfleck bezeichnet wird. Kollidiert nun das Elektron mit der Anode, die z.B. aus Wolfram besteht, entsteht Energie. Während der größte Teil als Wärme verloren geht, wird ein kleiner Teil in Röntgenstrahlung umgewandelt (Abb. 1). Dieser Effekt nennt sich Bremsstrahlung. Dem Energieerhaltungssatz folgend wird der Verlust der kinetischen Energie des Elektrons teilweise durch die Freisetzung von Röntgenphotonen kompensiert.

Im Gegensatz zur Röhrenspannung stehen der Röhrenstrom (mA) und die Belichtungszeit in direktem Verhältnis zur Menge der aus der Röhre austretenden Röntgenphotonen und damit zur Strahlendosis. mA und Belichtungszeit werden oft zu einem Produkt (mAs) zusammengefasst, das somit ebenfalls linear proportional zur

Dosis ist. Eine Änderung der mAs hat keinen Einfluss auf die maximale oder mittlere Energie des Röntgenstrahls (Pauwels et al., 2015).

Die Röntgenstrahlung wird in alle Richtungen emittiert, aber die Absorption innerhalb der Anode und des Röhrengehäuses führt dazu, dass ein Strahl senkrecht zum Elektronenstrahl aus der Röhre austritt. Der Strahl wird mittels Kollimator parallel ausgerichtet. Bei der DVT besitzt der Kollimator, der aus Bleilegierung besteht, meist mehrere vordefinierte Öffnungen entsprechend der gerätespezifischen *field of views* (FOV). Vor dem Verlassen der Photonen aus der Röntgenröhre werden niederenergetische Röntgenphotonen absorbiert. Dies geschieht durch die Wechselwirkung der Photonen mit dem Gehäuse der Röntgenröhre und zusätzlichen Filtern, die typischerweise aus Kupfer oder Aluminium bestehen. Ziel ist es, dass die niederenergetischen Photonen nicht die Röhre verlassen, da sie vom Patienten absorbiert werden und so eine höhere Strahlendosis entstehen würde. Die Röhren in der konventionellen zweidimensionalen Radiologie unterscheiden sich zu denen in der 3D Radiographie (Computertomographie, DVT) hauptsächlich in der Größe des Austrittsfensters, dem Bereich der Belichtungs Faktoren und dem Ausmaß der Strahlfilterung (Pauwels et al., 2015).

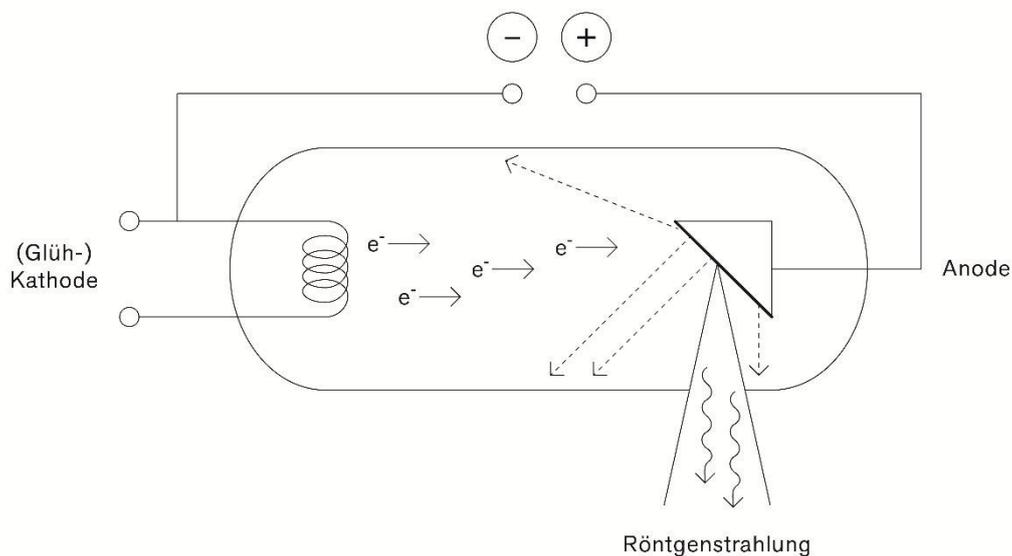


Abb. 1: Schematische Darstellung einer Röntgenröhre

Bei der Anfertigung einer DVT kommt ein dreidimensionales (3D) Strahlenbündel zum Einsatz, welches konus- oder pyramidenförmig eingeblendet wird. Kombiniert wird dieses 3D Strahlenbündel mit einem flächigen Detektor (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013). Durch die Erzeugung von mehreren hundert 2D Einzelbildern am Detektor, während das Gerät zirkulär um den Patienten fährt, und ein mathematisches Rückprojektionsverfahren kann ein 3D Volumen berechnet werden (Holtmann et al., 2015, Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013, Pauwels et al., 2015). Ein Voxel gilt als die kleinste Einheit dieses Volumens (Holtmann et al., 2015). Die 3D-Rekonstruktion kann in allen drei Raumebenen im Sinne einer multiplanaren Rekonstruktion (MPR) betrachtet werden (Abb. 2).

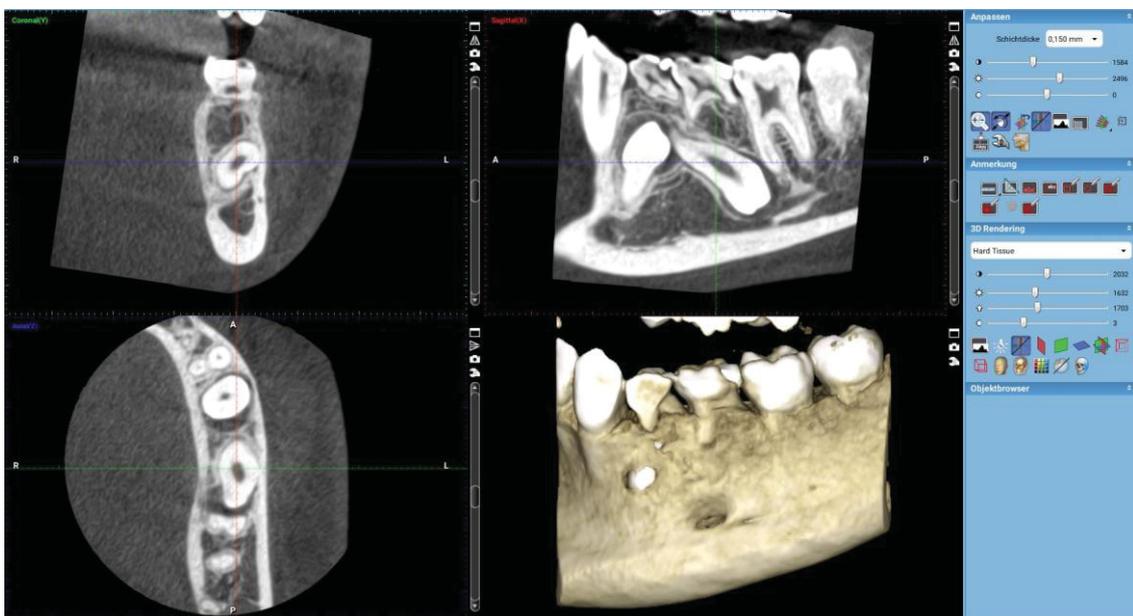


Abb. 2: Ansicht einer DVT im Planmeca Pro Max 3D Classic

Im Rahmen der Rekonstruktion aus den einzelnen Projektionsaufnahmen, die technischen Messfehlern unterliegen, kommt es zu sogenannten Artefakten (Schulze et al., 2011). Zusätzlich ist zu erwähnen, dass Flachdetektor-Scanner unter Problemen wie Strahlenaufhärtung, defekten Detektorelementen oder Metallartefakten leiden. Aufgrund der Aufhärtungs- und Auslöschungsartefakte ist es nicht möglich unmittelbar angrenzende Strukturen, wie zum Beispiel Approximalräume, suffizient zu beurteilen. Die DVT ist somit nicht zur Kariesdiagnostik geeignet (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013). Die relativ lange Umlaufzeit des DVT-Gerätes von 5 – 45 s (Holtmann et al., 2015) und die Bewegung des Patienten während der Aufnahme führen zu Verwacklungsartefakten (Ens et al., 2010, Holberg et al., 2005). Um dieses Phänomen zu minimieren bieten einige Hersteller, zusätzlich zur Kinnstütze, eine

Kopfhaltung an, die meist an Stirn und/oder Schläfen fixiert werden kann (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013).

Auf dem heutigen Markt werden verschiedene DVT-Geräte angeboten. Diese unterscheiden sich nicht im grundlegenden Aufnahmeprinzip, jedoch im Hinblick auf Aufnahmemethoden und -parametern (Pauwels et al., 2015). So werden unter anderem verschiedene FOVs angeboten, die Patientenposition variiert (liegend, sitzend, stehend) und es werden verschiedene Detektortechnologien (Flachpanel-Detektor, Bildverstärker) verwendet (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013). Bevorzugt werden in den letzten Jahren Kombinationsgeräte eingesetzt. Diese können sowohl eine DVT als auch eine Panoramaschichtaufnahme fahren.

Ein zentraler Vorteil der DVT ist die, im Gegensatz zur Computertomographie (CT), verringerte Strahlendosis (Holtmann et al., 2015). Auch die hohe Ortsauflösung von Hartgeweben (Holtmann et al., 2015) und die dreidimensionale Darstellung der anatomischen Strukturen ohne Dimensionsverlust zählen zu den Vorteilen der radiologischen 3D Bildgebung (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013).

Als großer Nachteil wird die deutlich höhere Strahlendosis der DVT im Vergleich zur Panoramaaufnahme oder des Fernröntgenseitenbildes gehandelt (Abdelkarim, 2019, Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013). Jedoch gibt es immer mehr Hersteller, die dosisreduzierte Programme anbieten (Abdelkarim, 2019). Die hier entstehende effektive Dosis kann mit der von zweidimensionalen Bildgebungsverfahren wie der Panoramadiographie konkurrieren.

1.1.2 Gegenwärtige Empfehlungen und Anwendung der digitalen Volumentomographie in der Kieferorthopädie

Die Strahlenschutzverordnung besagt, dass der Strahlenschutzverantwortliche dafür zu sorgen hat, dass die Strahlenexposition für den Patienten so gering wie möglich gehalten werden soll (Bundesministerium, 2018). Der Grenzwert für die jährliche effektive Dosis eines Menschen in Deutschland aus künstlichen Quellen liegt bei 2 Millisievert (Bundesministerium, 2017). Es gilt das ALARA - Prinzip (*as low as reasonably achievable*) (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013, Garib et al., 2014). Es gibt vor, die Strahlenbelastung für den Patienten so niedrig zu halten, wie es mit den aktuellen technischen Mitteln möglich ist (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013).

Grund hierfür ist die Kanzerogenität der ionisierenden Strahlung (Abdelkarim, 2019). Durch die Eingrenzung des Nutzstrahlenfeldes und somit des FOV kann nachweislich eine Dosisreduktion erfolgen (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013, Pauwels et al., 2015, Oenning et al., 2019). Auch durch die Reduktion des Röhrenstroms und der Belichtungszeit bzw. der Anzahl der Projektionen kann die Strahlendosis gesenkt werden (Pauwels et al., 2015, Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013, Bundeszahnärztekammer, 2014). Des Weiteren reduziert die Abschirmung durch Blei(-Schürzen) die effektive Dosis erheblich und ist im Allgemeinen eine wirksame Methode zur Verringerung der Risiken ionisierender Strahlung (Abdelkarim, 2019). So können besonders radiosensitive Organe, wie z.B. die Glandula Thyroidea, zusätzlich geschützt werden (Kleinerman, 2006).

Inzwischen geht man vom ALARA- und ALADA (*as low as diagnostically acceptable*) Prinzip (Jaju and Jaju, 2015) über zum ALADAIP Prinzip (*as low as diagnostically acceptable being indication-oriented and patient-specific*) (Oenning et al., 2018). Oenning et al. berichten, dass das ALADAIP Prinzip 2017 vom europäischen DIMITRA Projekt (*dentomaxillofacial paediatric imaging: an investigation towards low dose radiation iduced risks*) eingeführt wurde. Es soll für jeden Patienten, mit seiner individuellen Fragestellung, eine patienten-spezifische Indikation gestellt werden und ebenfalls soll die Bildqualität für die Befundung und diagnostische Auswertung gut genug sein.

Insbesondere bei pädiatrischen Patienten, die die größte Patientengruppe in der Kieferorthopädie ausmachen (Abdelkarim, 2019), muss die Indikation zur Anwendung ionisierender Strahlung sehr streng beurteilt werden. Grund hierfür ist, dass Kinder wesentlich empfindlicher gegenüber den karzinogenen Wirkungen ionisierender Strahlung sind als Erwachsene (Kleinerman, 2006, Abdelkarim, 2019). Des Weiteren haben Kinder eine längere Lebenserwartung (Abdelkarim, 2019), was zu einem größeren Zeitfenster für die Ausprägung von Strahlenschäden führt (Kleinerman, 2006).

Eine DVT-Aufnahme soll nur angefertigt werden, wenn sie die Diagnose oder Therapie verbessert bzw. verändert, also einen Benefit für den Patienten darstellt (Abdelkarim, 2019, Coşkun and Kaya, 2018, Garib et al., 2014).

Für die Anwendung der DVT als kieferorthopädische Routinediagnostik besteht bisher keine Indikation (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013, Garib et al., 2014). Bei den Patienten im Bereich der Kieferorthopädie sollte auch berücksichtigt werden, dass es aufgrund der metallischen Apparaturen (z.B. Brackets, Quad-Helix, Beneslider etc.) zu vermehrten Metallartefakten kommt, was zu einer schlechteren

Bildqualität führen kann (Abdelkarim, 2019). Weitere Einschränkungen können Bewegungsartefakte sein, insbesondere bei jungen kieferorthopädischen Patienten, die sich während des Umlaufs des DVT-Gerätes eher bewegen (Coşkun and Kaya, 2018).

Die s2K Leitlinie der „Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften“ von 2013 schreibt ebenfalls, dass eine DVT angefertigt werden kann, wenn sie gegenüber der zweidimensionalen Bildgebung Vorteile bringt, zum Beispiel durch die Lagebeziehung bestimmter Strukturen, die genaue Lokalisation der untersuchten Struktur oder die Bestimmung der Ausdehnung von Prozessen in axialer, sagittaler und koronaler Richtung. Ist eine konventionelle 2D Aufnahme ausreichend, so soll keine 3D Bildgebung durchgeführt werden. Im Bereich der Kariologie gibt es keine Indikation für eine DVT (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013, Schulze et al., 2011).

In der Kieferorthopädie finden DVTs u.a. Anwendung bei der Diagnostik verlagelter oberer Eckzähne, generell bei verlagerten (überzähligen) Zähnen, der Therapieplanung von Lippen-Kiefer-Gaumenspalten, der Planung von Mini-Implantaten und der Diagnostik von zystischen Veränderungen (Coşkun and Kaya, 2018). Studien haben gezeigt, wurde eine DVT zur Darstellung von verlagerten retinierten oder impaktierten Zähnen angefertigt, so konnte, unter Zuhilfenahme der 3D Bildgebung, eine verlässlichere und genauere Therapieplanung erfolgen (Walker et al., 2005, Garib et al., 2014). Es konnte die Art der Resorption bestimmt werden, die Menge des Knochens, der den impaktierten Zahn umgibt, die Entwicklungsphase des Zahnes, die chirurgische Vorgehensweise bei eventueller Freilegung oder Entfernung und die effektivste kieferorthopädische Behandlung (Coşkun and Kaya, 2018). Aufgrund der genauen Darstellung des Konchenvolumens, der Qualität des Knochens, der Wurzeln der Zähne und der interproximalen Abstände sowie der anatomischen Nachbarstrukturen mittels einer DVT wird sie gerne für die Planung der Insertion von Mini-Implantaten herangezogen (Coşkun and Kaya, 2018). Es kann die genaue Platzierung von kieferorthopädischen Mini-Implantaten festgelegt und auch eine Aussage über den benötigten Kraftvektor gemacht werden (Hechler, 2008). Außerdem können, unter Zuhilfenahme einer DVT und eines Intraoralscans, digitale Bohrschablonen für die Insertion der Mini-Implantate geplant und gedruckt werden (Kim et al., 2007). Eine Schädigung angrenzender Strukturen kann auf diese Weise noch effektiver vermieden werden. Eine DVT kann auch insbesondere bei komplexen Patientenfällen, z.B. bei geplanter Insertion von Mini-Implantaten bei Gaumenspalten, nützlich und von großem Vorteil sein (Arbeitsgem. der Wiss. Med. Fachgesellschaften, 2013).

1.2 Fernröntgen-Seitenbild

Bei dem FRS handelt es sich um eine zweidimensionale Röntgenaufnahme des Schädels in der Sagittalebene (Diedrich and Drescher, 2000) (Abb. 3). Es ermöglicht dem Behandler, eine metrische Analyse der Schädel- und Gesichtsstrukturen durchzuführen und gibt Auskunft über sagittale und vertikale Strukturmerkmale des Patienten. Anhand dessen und der klinischen- und Modell-Analyse wird ein entsprechender kieferorthopädischer Behandlungsplan erstellt. Daher zählt das FRS zu einem der wichtigsten Hilfsmittel in der Diagnostik der Kieferorthopädie.

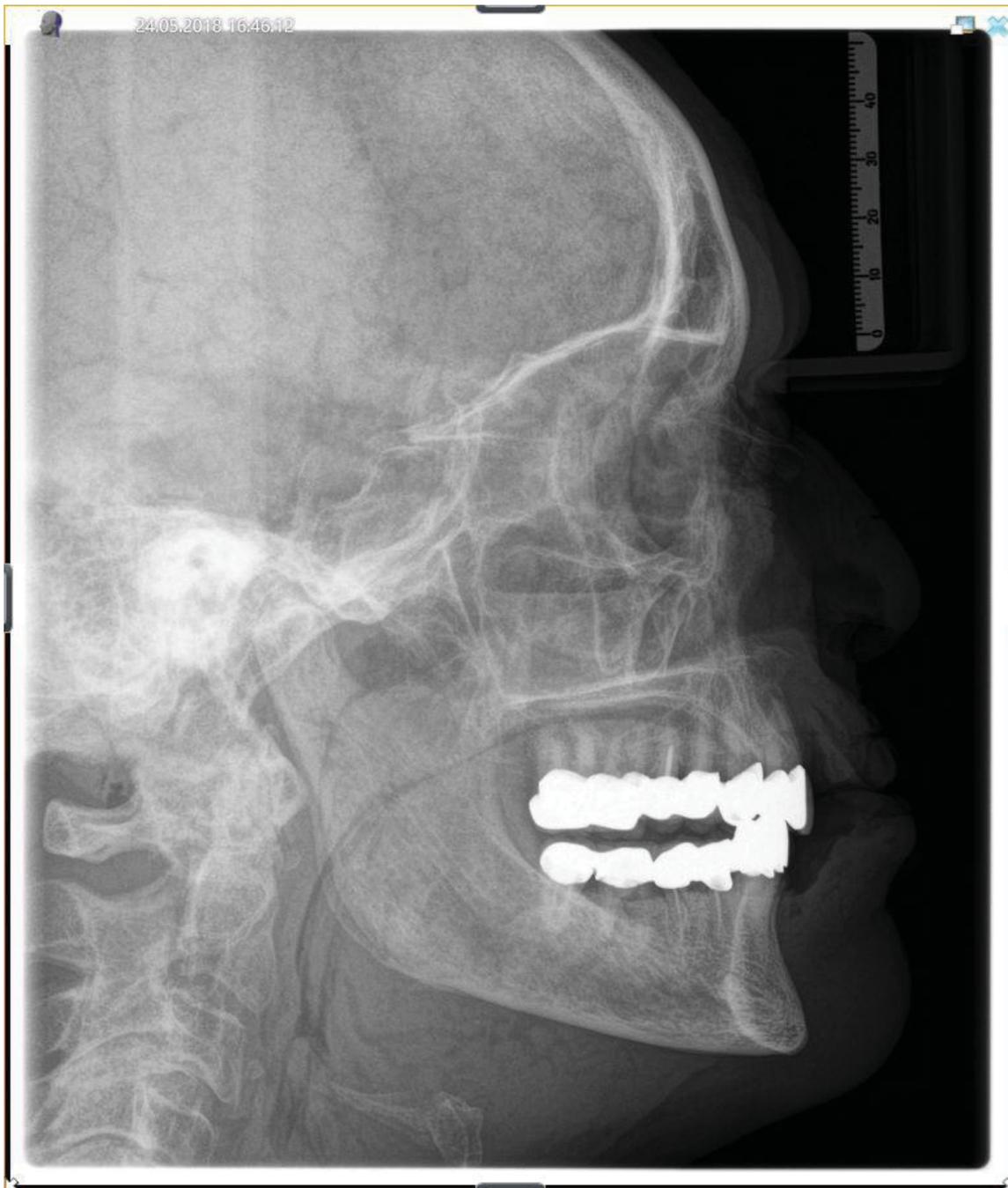


Abb. 3: Darstellung eines FRS, angefertigt mit dem Sirona Orthophos SL

Bei der Aufnahme einer Fernröntgen-Seitenaufnahme soll ein Fokus-Film-Abstand von mindestens 1,5 m eingehalten werden. Dies setzt die Divergenz des Strahlenbündels herab, wodurch der Parallaxenfehler (Abb. 4) reduziert wird. Bei einem geringeren Fokus-Film-Abstand würden filmferne Strukturen eines Objekts stark vergrößert dargestellt werden. Bei einem dreidimensionalen Objekt mit paarig angelegten Strukturen kommt es stets zu Doppelkonturen (Abb. 5), jedoch sind diese, unter

Einhaltung des Mindestabstands, minimiert. Man erhält ein Röntgenbild mit einer durchschnittlichen Abbildungsvergrößerung von ca. 7%.

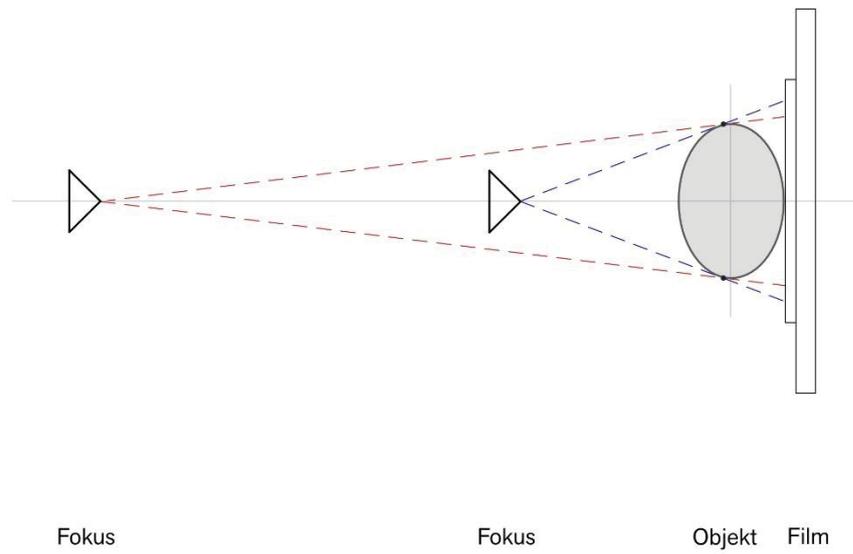


Abb. 4: schematische Darstellung des Parallaxenfehlers

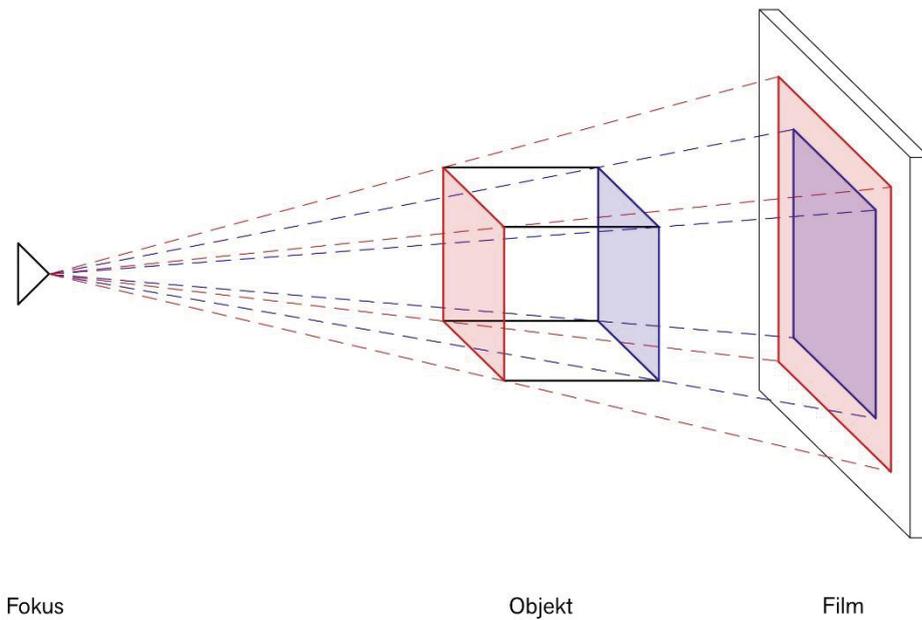


Abb. 5: Entstehung von Doppelkonturen

Um eine scharfe und verzerrungsarme FRS-Aufnahme zu gewährleisten, ist die Positionierung des Patientenkopfes ausschlaggebend (Diedrich and Drescher, 2000). Durch einen möglichst geringen Objekt-Film-Abstand kann eine optimale Schärfe erreicht werden. Um die Medianebene des Patienten-Kopfes parallel zur Filmebene und senkrecht zum Zentralstrahl auszurichten wird ein Kephalostat verwendet. Dieser befindet sich am Arm des FRS Auslegers. Die Ohrlöcher und die Nasenstütze fixieren den Kopf des Patienten. Der Verzerrungseffekt und Verwacklungsartefakte können so deutlich verringert werden.

Des Weiteren soll darauf geachtet werden, dass die Aufnahme in habitueller Okklusion durchgeführt wird. Nur so kann eine sinngemäße Auswertung erfolgen.

Auf die kephalometrische Analyse, zur kieferorthopädischen Diagnostik, wird hier nicht weiter eingegangen.

FRS-Aufnahmen werden nicht nur zur Kephalometrie sondern auch zur präoperativen Planung bei Mini-Implantaten angefertigt (Jung et al., 2011). Jung et al. haben in einer Studie gezeigt, dass das FRS im Vergleich zur DVT eine zuverlässige Beurteilung der Menge an vertikalem Knochen im Bereich des Gaumens zulässt. Es handelt sich nicht nur um ein adäquates Instrument für die präoperative Planung sondern erfüllt auch das ALARA-Prinzip.

1.3 Mini-Implantate

Mini-Implantate gehören zu den *temporary anchorage devices* (TADs) und haben in den letzten Jahren immens an Zuspruch und Anwendung gewonnen (Becker et al., 2019, Wilmes and Drescher, 2009, Berens et al., 2006, Wilmes and Drescher, 2011). Ein Grund hierfür ist die extreme Erweiterung der Therapiemöglichkeiten in der Kieferorthopädie (Wilmes et al., 2006). Die skelettale Verankerung bietet nicht nur eine deutliche Verbesserung der Verankerungskontrolle (Becker et al., 2018, Baumgaertel et al., 2008, Berens et al., 2006, Wilmes and Drescher, 2011), sondern führt in der Regel auch zu einer verkürzten Therapiedauer (Bussick and McNamara Jr, 2000, Lai et al., 2008, Nienkemper et al., 2014, Baumgaertel et al., 2008).

1.3.1 Skelettale Verankerung

Eine suffiziente Verankerung ist wegweisend für eine erfolgreiche kieferorthopädische Therapie (Wilmes and Drescher, 2011). Es muss das dritte Newtonsche Gesetz beachtet werden, das besagt, dass jede Kraft eine Gegenkraft ausübt ($actio = reactio$). Um unerwünschte Zahnbewegungen zu vermeiden und den Behandlungserfolg zu erhalten, müssen diese reziproken Kräfte umgeleitet werden (Feldmann and Bondemark, 2006). Die Verankerung dient der Unterbindung dieses Phänomens der unerwünschten reaktiven Zahnbewegung (Baumgaertel et al., 2008, Feldmann and Bondemark, 2006). Erfolgen kann diese Verankerung beispielsweise durch Zähne, den Gaumen, Kopf und Hals oder TADs (Feldmann and Bondemark, 2006).

Becker et al. beschreiben in einem systematic review, dass bei konventionellen Methoden der Verankerung zum Beispiel mittels Headgear, Transpalatinalbogen oder Nance Button eine anspruchsvolle Verankerungskontrolle notwendig sei (Becker et al., 2018). Grund hierfür sei ein häufig beobachteter Verankerungsverlust. Eine Verbesserung der Verankerungskontrolle bietet die skelettale Verankerung (Becker et al., 2018), bei der die einwirkenden Kräfte auf die skelettalen Strukturen übertragen werden (Feldmann and Bondemark, 2006). Im Vergleich zu anderen skelettalen Verankerungsvorrichtungen, wie den Mini-Platten, haben sich kieferorthopädische Mini-Implantate insbesondere aufgrund ihrer Vielseitigkeit und minimal-invasiven chirurgischen Insertion durchgesetzt (Wilmes and Drescher, 2011, Wilmes and Drescher, 2009, Wilmes et al., 2006).

Es wird die direkte (Abb. 6, 7) von der indirekten (Abb. 8, 9) Verankerung unterschieden (Becker et al., 2018). Während bei der direkten Verankerung die reaktiven Kräfte direkt auf das Mini-Implantat wirken, dient es bei der indirekten Verankerung lediglich der Stabilisierung der dentalen Verankerungseinheit indem das Mini-Implantat mit diesem verbunden ist (Becker et al., 2018, Ren, 2009).



Abb. 6: direkte Verankerung, paramediane Positionierung der Mini-Implantate im Bereich der T-Zone

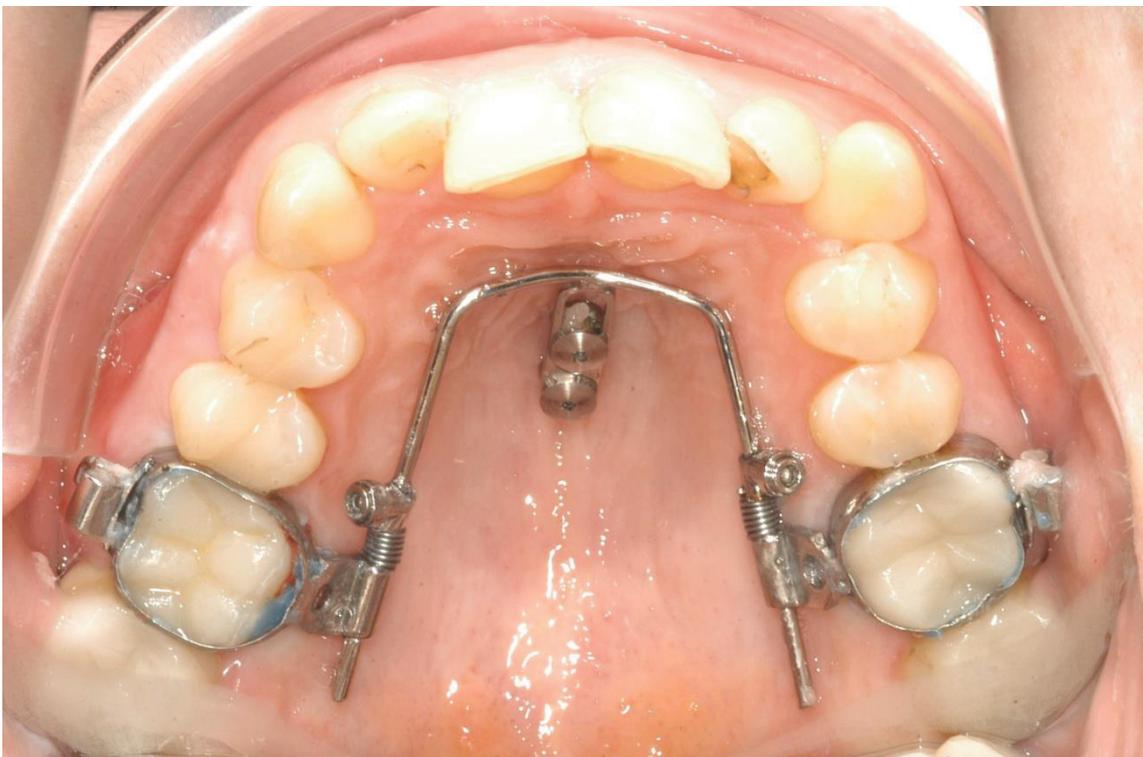


Abb. 7: direkte Verankerung, mediane Positionierung der Mini-Implantate im Bereich der T-Zone



Abb. 8: indirekte Verankerung, Mini-Implantat interradikulär im Bereich des Alveolarfortsatzes positioniert



Abb. 9: indirekte Verankerung, paramediane Positionierung der Mini-Implantate im Bereich der T-Zone

1.3.2 Eigenschaften von Mini-Implantaten

Die Mini-Implantate bestehen meist aus einer Titanlegierung. Sie sind in den Längen 5 - 14 mm und mit einem Durchmesser von 1 - 2,3 mm erhältlich (Wilmes et al., 2015) (Abb. 10). Um eine spätere Entfernung / Explantation zu gewährleisten bzw. zu vereinfachen besitzen die Mini-Implantate eine maschinerte Oberfläche. Orthodontische Mini-Implantate setzen sich aus einem Gewinde, einem Implantat-Hals und einem -Kopf zusammen. In der Regel handelt es sich um ein selbstbohrendes Gewinde. Bei adulten Patienten liegt eine hohe Knochenqualität im Bereich des anterioren Gaumens vor, was zu der Notwendigkeit einer Pilotbohrung führen kann. Bei Kindern und Jugendlichen ist dies nicht der Fall. Nach erfolgter Lokalanästhesie kann bei ihnen umgehend das Mini-Implantat inseriert (Wilmes et al., 2015) und belastet werden (Becker et al., 2018).



Abb. 10: Mini-Implantat (BENEFIT Schraube 2.0 x 9mm, psm Medical Solutions)

1.3.3 Insertionsorte

Inseriert werden die Mini-Implantate im Bereich des Alveolarfortsatzes oder in der „T-Zone“ des Gaumens (Wilmes et al., 2016, Ludwig et al., 2011, Becker et al., 2019). Das verfügbare Knochenvolumen, die Dicke des Weichgewebes und die Nähe zu Strukturen wie Blutgefäßen, Wurzeln und Nerven müssen vor der Setzung der Mini-Implantate begutachtet und beurteilt werden (Becker et al., 2019).

Die Insertion im Bereich des Alveolarfortsatzes (Abb. 11) ist zum einen begrenzt durch die Zahnwurzeln (Ludwig et al., 2011, Baumgaertel et al., 2008), zum anderen durch die sehr unterschiedlichen Bedingungen des Knochens und des Weichgewebes (Wilmes et al., 2016). Berens et al. beschreiben in einer Studie, dass es bei Mini-Implantaten im Bereich der beweglichen Mukosa vermehrt zu Irritationen und Gewebhyperplasien ebendieser gekommen sei (Berens et al., 2006). Es kann insbesondere im Bereich des Alveolarfortsatzes zu Schädigungen der Wurzeln oder des Zahnhalteapparats kommen (Ludwig et al., 2011). Die Mini-Implantate sollen nicht unmittelbar vor dem zu bewegenden Zahn zu liegen kommen und nach Möglichkeit nicht in der beabsichtigten Zahnbewegungsbahn (Wilmes et al., 2016), da die Bewegung so zum Erliegen kommen würde.

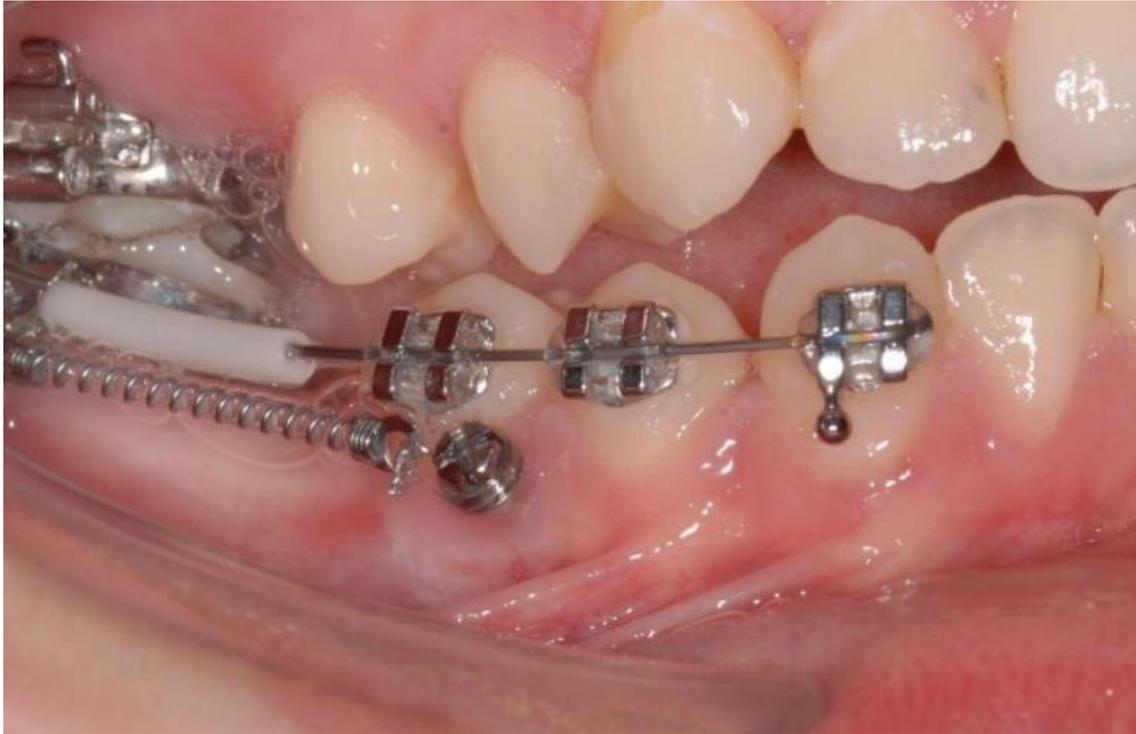


Abb. 11: interrädikulär positioniertes Mini-Implantat

Bessere Verhältnisse mit weniger Limitationen findet man in der „T-Zone“ des Gaumens (Abb. 12). Hier hat man eine gute Knochenqualität, eine schmale keratinisierte Gingiva und ein geringeres Risiko der Zahnschädigung (Wilmes et al., 2016, Ludwig et al., 2011). Gefährdete Strukturen stellen hier Blutgefäße (insb. Arteria palatina) und Nerven (insb. Nervus incisivus) dar. Der anteriore Gaumen im Bereich der Gaumenfalten besitzt eine dicke Mukosa und median befindet sich der Canalis incisivus (Wilmes et al., 2015, Wilmes et al., 2016). Daher wird hier von einer Insertion abgeraten. Nach posterior und lateral nimmt das Knochenangebot ab, während es zum Alveolarkamm wieder zunimmt. Hier steigt das Risiko der Schädigung der Wurzel jedoch wieder stark an. Daher bleibt man im posterioren Anteil des Gaumens bei der Insertion median und im anterioren Bereich, posterior der Gaumenfalten, sowohl median, als auch paramedian (Abb. 13) (Wilmes et al., 2015).



Abb. 12: Darstellung der T-Zone anhand eines Gipsmodells



Abb. 13: Mini-Implantate in der T-Zone, paramedian

1.3.4 Vorteile und Anwendung

Vorteile der skelettalen Verankerung mittels Mini-Implantaten sind insbesondere die Vermeidung von dentalen Nebenwirkungen (Feldmann and Bondemark, 2006, Leo et al., 2016) und der geringere Verankerungsverlust gegenüber konventionellen Verankerungen (Becker et al., 2018). Des Weiteren ist die Therapie auf diese Weise größtenteils unabhängig von der Compliance des Patienten (Bussick and McNamara Jr, 2000, Lai et al., 2008, Nienkemper et al., 2014, Baumgaertel et al., 2008). Die Effektivität der Behandlung steht somit nicht im Zusammenhang mit der Mitarbeit des Patienten, was in den meisten Fällen zu einer Verkürzung der Therapiedauer führt (Lai et al., 2008). Auch aufgrund ihrer vielseitigen Einsetzbarkeit, der minimal chirurgischen Invasivität und

den geringen Kosten werden die Mini-Implantate gerne verwendet (Baumgaertel et al., 2008, Wilmes et al., 2006, Wilmes and Drescher, 2009).

Mini-Implantate können u.a. zur Korrektur in der antero-posterioren Dimension verwendet werden (Baumgaertel et al., 2008). Sie finden Anwendung bei Patienten mit einer skelettalen Klasse II oder III (Baumgaertel et al., 2008, Becker et al., 2018, Wilmes et al., 2009b). Durch die Retraktion des Frontzahnsegmentes oder der Protraktion der Seitenzähne können diese, je nach Ausprägung des Befundes, therapiert oder zumindest kompensiert werden (Wilmes et al., 2009b, Baumgaertel et al., 2008). Mini-Implantate können zur Protraktion der Seitenzahnsegmente im Allgemeinen, zum Verschluss von Extraktionslücken oder bei Zahnagenesie oder Zahnverlust verwendet werden, wenn kein prothetischer Ersatz gewünscht ist (Baumgaertel et al., 2008, Wilmes et al., 2009a). Die Distalisierung oder Mesialisierung von Zähnen kann sowohl symmetrisch als auch asymmetrisch durchgeführt werden (Wilmes et al., 2009a, Wilmes et al., 2016).

Des Weiteren kann die vertikale Dimension korrigiert werden (Baumgaertel et al., 2008). Dies kann indiziert sein bei Patienten mit einem offenem Biss oder einem Tiefbiss, aber auch bei bereits elongierten Zähnen im Sinne einer präprothetischen kieferorthopädischen Therapie (Baumgaertel et al., 2008, Wilmes et al., 2009a). Während bei einem frontal offenen Biss die Seitenzähne intrudiert werden, findet bei einem Tiefbiss die Intrusion der Frontzähne Anwendung (Wilmes et al., 2009a, Baumgaertel et al., 2008). Auch eine tiefe Spee-Kurve kann mittels skelettaler Verankerung durch Mini-Implantate korrigiert werden (Baumgaertel et al., 2008).

In der horizontalen Dimension sei noch die Gaumennaht-Erweiterung zu erwähnen (Wilmes et al., 2009a).

Dies sind nur einige Therapiemöglichkeiten, die durch die Anwendung von Mini-Implantaten geboten werden.

1.4 Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit war es zu untersuchen, ob das Knochenangebot in dosisreduzierten DVT-Aufnahmen vergleichbar ist mit dem vom Hersteller empfohlenen Modus und auch im Vergleich zum FRS. Hierzu wurde die vertikale Knochenhöhe im Gaumen im Bereich der T-Zone ermittelt, sowie das vertikale und horizontale Knochenangebot in regio 34,

35 und 44, 45. Zusätzlich wurden im Ober- und Unterkiefer-Prämolaren-Bereich der interradikuläre Abstand vermessen und in allen genannten Regionen die Dicke der Kortikalis.

2. Material und Methoden

2.1 Ethikvotum

Die Ethikkommission hat der Studie mit der Studiennummer: 5899R und der Registrierungs-ID: 2017034170 mit einem positiven Votum stattgegeben.

2.2 Humanpräparate

Die Humanpräparate wurden von dem „Institut für Anatomie II“ des Universitätsklinikums Düsseldorf zur Verfügung gestellt. Gelagert wurden die Spendermaterialien in 70%igem Ethanol. Insgesamt wurden sechs Präparate (n=6) ausgewählt. Es sollte möglichst kein metallischer Zahnersatz in situ sein. Auf diese Weise wurden Artefakte im DVT vermieden. Als weitere Einschlusskriterien zählten das Vorhandensein der Prämolaren und des Gaumens. Es wurden sowohl männliche als auch weibliche Humanpräparate verwendet. Alle Körperspender waren volljährig. Durch die fortlaufende Nummerierung der Präparate in der Anatomie konnten diese unterschieden werden.

Der Transport der Präparate vom „Institut für Anatomie II“ zur radiologischen Abteilung der „Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme“ erfolgte in blickdichten, verschließbaren Boxen. Diese waren gegen versehentliches Öffnen gesichert.

Folgende Humanpräparate wurden in die Studie eingeschlossen:

- 02/17
- 40/17
- 50/17
- 59/17
- 65/17
- 71/17

2.3 DVT Geräte

Für die Studie standen drei DVT Geräte zur Verfügung: das Pax i3D Green von Orangedental, das Pro Max 3D Classic von Planmeca und das Orthophos SL von Dentsply Sirona. Alle verwendeten Geräte bieten die Möglichkeit digitale Volumentomographien in verschiedenen Modi zu fahren. Zur Anwendung kamen der jeweils vom Hersteller empfohlene Standard-Modus (HS-Modus) und ein dosisreduzierter Modus (DR-Modus). Die FRS Aufnahmen wurden am Orthophos SL angefertigt.

2.3.1 Orange Pax i3D Green

Das PaX-i3D Green (Abb. 14) System von Orangedental ist für die Aufnahme von Panoramabildern und DVT der oralen und kraniofazialen Anatomie vorgesehen, um diagnostische Informationen für erwachsene und pädiatrische Patienten zu liefern (Vatech, 2016). Folgende FOVs können verwendet werden: 16 x 10 cm, 12 x 9 cm, 8 x 8 cm, 8 x 5 cm und 5 x 5 cm. Die vertikale und horizontale Position, die belichtet werden soll, wird entsprechend des ROIs eingestellt. Unter dem Punkt „image quality“ wird der Modus ausgewählt. Verwendet wurden der low dose- und der dosisreduzierte ultra low dose-Modus. Während bei dem Standardmodus, dem low dose-Modus, 9 mA zur Anwendung kommen, sind es im ultra low dose-Modus nur 5,2 mA. Die Belichtungszeit bleibt unverändert bei 5900 ms. Bei pädiatrischen Patienten wird der Röhrenstrom nochmals reduziert (LD-Modus: 8,2 mA; ULD-Modus: 4,4 mA) (Vatech, 2016).

Die nachfolgende Tabelle (Tabelle 1) zeigt die verwendeten FOVs, die Modi und die jeweils entsprechenden technischen Daten.

<i>FOV (cm)</i>	<i>Modus</i>	<i>Röhrenstrom (mA)</i>	<i>Spannung (kV)</i>	<i>Belichtungszeit (ms)</i>	<i>DAP (mGyXcm²)</i>
5 X 5	LD	9	95	5900	230
5 X 5	ULD	5,2	95	5900	59

16 X 10	LD	9	95	5900	1393
16 X 10	ULD	5,2	95	5900	359

Tabelle 1: Technische Daten Orange Pax i3D Green



Abb. 14: Orange Pax i3D Green

2.3.2 Planmeca Pro Max 3D Classic

Bei dem DVT Gerät Pro Max 3D Classic von Planmeca (Abb. 15) gibt es die Programme Zahn, Zähne, Doppelscan und Dreifachscan (Planmeca, 2020). Für das FOV 5 x 5 cm kam das Programm Zahn, für 8 x 8 cm das Programm Zähne zur Anwendung. Bei der Verwendung der genannten Programme bei pädiatrischen Patienten, wird das FOV in

der Volumengröße reduziert (Zahn: 4,2 x 4,2 cm; Zähne: 6,8 x 6,8 cm). Der dosisreduzierte Modus nennt sich hier Ultra Low Dose (ULD) und führt durch die verringerte Stromstärke und Belichtungszeit zur Dosisreduktion. Tabelle 2 führt die verwendeten FOVs und Modi mit entsprechendem Röhrenstrom, Spannung, Belichtungszeit und Flächendosisprodukt (DAP) auf.

<i>FOV (cm)</i>	<i>Modus</i>	<i>Röhrenstrom (mA)</i>	<i>Spannung (kV)</i>	<i>Belichtungszeit (ms)</i>	<i>DAP (mGyXcm²)</i>
5 X 5	Norm	6,3	90	12000	345
5 X 5	ULD	4,5	90	4000	82
8 X 8	Norm	6,3	90	12000	724
8 X 8	ULD	4,5	90	4000	172

Tabelle 2: Technische Daten Planmeca Pro Max 3D Classic



Abb. 15: Planmeca Pro Max 3D Classic

2.3.3 Dentsply Sirona Orthophos SL

Zur Verfügung stand das 2D/3D-Hybridgerät des Herstellers (Abb. 16). Es besitzt zusätzlich einen 3D-Flächendetektor (Sirona Dental Systems GmbH, 2020). Folgende FOVs können ausgewählt werden: VOL1 (8 x 8 cm), VOL2 (5 x 5,5 cm), VOL3 (11 x 10 cm). Die FOVs entsprechen einem Zylinder. In allen Volumina kann zwischen drei Modi gewählt werden: SD-Modus (Standard-Definition Modus), HD-Modus (High-Definition Modus) und Low Dose-Modus (Niedrigdosismodus). Der SD-Modus ist der empfohlene Standardmodus von Dentsply Sirona. Während im HD-Modus viermal mehr Einzelbilder erstellt werden als im SD-Modus und somit eine bessere Bildqualität erzeugt, aber auch die Patientendosis erhöht wird, wird die effektive Dosis im Low Dose-Modus deutlich reduziert. Angewendet wurden VOL2 und VOL3 in den Modi SD und Low Dose (Tabelle 3).

<i>FOV (cm)</i>	<i>Modus</i>	<i>Röhrenstrom (mA)</i>	<i>Spannung (kV)</i>	<i>Belichtungszeit (ms)</i>	<i>DAP (mGyXcm2)</i>
5X 5,5	SD	10	85	5000	214
5 X 5,5	Low Dose	10	85	2100	30
11X 10	SD	10	85	5000	781
11X 10	Low Dose	10	85	2100	109

Tabelle 3: Technische Daten Dentsply Sirona Orthophos SL

Des Weiteren besitzt das Orthophos SL ein Cephalometer. Das FRS wurde in Programm C3 angefertigt, das eine Vollformat-Lateralaufnahme bildet von ca. 18 x 23 cm (Sirona Dental Systems GmbH, 2020). Dies und weitere technischen Daten sind Tabelle 4 zu entnehmen.

<i>CEPH</i>	<i>Modus</i>	<i>Röhrenstrom (mA)</i>	<i>Spannung (kV)</i>	<i>Belichtungszeit (ms)</i>	<i>DAP (mGyXcm2)</i>
C3	Standard	14	77	9400	23

Tabelle 4: Technische Daten Dentsply Sirona Orthophos SL FRS



Abb. 16: Dentsply Sirona Orthophos SL

2.4 Konstruktion

Zur Positionierung der Humanpräparate in den DVT-Geräten musste eine entsprechende Konstruktion angefertigt werden. Voraussetzungen hierfür waren, dass das verwendete Material keine Artefakte erzeugt und für die radiologische Strahlung durchlässig ist. Des Weiteren musste die Konstruktion in Form und Größe so beschaffen sein, dass sie in alle drei Geräte passt und deren Bewegungsablauf während der Aufnahme nicht stört. Auf diese Weise konnten Verwicklungsartefakte vermieden werden.

Das Grundgerüst der Konstruktion bildete ein Sockel aus Styropor.

Anfänglich bestand die Idee, die Humanpräparate auf dem Sockel mittels Schrauben in ein angefertigtes Gerüst einzuhängen (Abb. 17). Durch diese definierte Orientierung des Präparates im Gerät sollten Positionierungsfehler vermieden werden. Das Gerüst bestand aus zwei luftgefüllten Plastikstäben, die mit Heißluft in entsprechende Form gebogen wurden. Im oberen Anteil wurden insgesamt vier Ösenschrauben inseriert um

dort, im späteren Schritt, das Präparat zu fixieren. Dementsprechend wurden drei Ösenschrauben in ein Präparat (68/17) inseriert. Zwei dieser Schrauben wurden rechts und links lateral des Os frontale im anterioren Bereich des Musculus temporalis eingebracht und die dritte Schraube zentral des Os parietale. Das Humanpräparat wurde über Seile, die jeweils an den Ösenschrauben des Kopfes und denen des Gerüsts befestigt wurden, positioniert. Bei dem Versuch mit dieser Konstruktion ein DVT anzufertigen, stellten sich jedoch Probleme und Limitierungen dar. So war das Präparat zwar in einer definierten Position, konnte aber nicht geräte- und Field of View-spezifisch eingestellt werden. Des Weiteren war das Gerüst nicht mit allen Kopfumfängen kompatibel. Die Streben stießen z.T. an die Kinnstützen, verhinderten somit die korrekte Einstellung der Humanpräparate, behinderten den Bewegungsablauf der DVT-Geräte und waren als radioopake Strukturen in der DVT-Aufnahme sichtbar. Daher wurde entschieden, das Gerüst zu entfernen.



Abb. 17: anfängliche Umsetzung der Konstruktion und Befestigung der Ösenschrauben im Bereich des Neurocraniums

Es wurde schlussendlich eine Plastikschüssel auf die Styropor-Konstruktion gestellt (Abb. 18). In und durch diese konnten die Humanpräparate eingebracht und körperlich, im Bereich des Halses, unterstützt werden. Weitere Stabilisierung erlangte das Präparat durch die Lagerung auf der Kinnstütze. Die Schüssel kam nicht im Strahlenfeld zu liegen, erzeugte somit auch keinerlei Artefakte.



Abb. 18: finale Konstruktion

2.5 Durchführung

Nach einer Unterweisung an den drei DVT-Geräten wurde zunächst ein Scan-Protokoll erstellt. Diese Excel-Datei führte die Nummern der Humanpräparate, die verwendeten Geräte, die verschiedenen Modi, FOVs und ROIs, als auch die Uhrzeiten der Aufnahmen auf. Anhand dieser Tabelle wurden die DVT-Aufnahmen angefertigt und protokolliert.

Es wurde jeweils ein großvolumiges DVT an den Geräten gefahren und ein kleinvolumiges FOV von 5 x 5 cm bzw. 5 x 5,5 cm im 3. und 4. Quadranten. Beim größeren FOV wurden folgende Einstellungen gewählt: Pax i3D 16 x 10 cm, Pro Max 3D Classic 8 x 8 cm und beim Orthophos SL 11 x 10 cm. Um eine spätere Überlagerung mit

den konventionellen Fernröntgenseitenbildern zu ermöglichen, wurde darauf geachtet, dass Ober- und Unterkiefer vollständig abgebildet wurden.

Unabhängig von Größe und Geschlecht des Humanpräparates wurde die Patientengröße festgelegt. Hier wurde als Standard ein „mittelgroßer Erwachsener“ gewählt. Diese Einstellung konnte an allen Geräten ausgewählt werden. Die Angabe der Patientengröße führt zu herstellerspezifischen Voreinstellungen und hat, je nach Gerät, einen Einfluss auf die verwendete Stromstärke, Belichtungszeit und/oder das FOV.

Die Präparate wurden in den jeweiligen Geräten für die verschiedenen FOVs und ROIs positioniert. Zur korrekten Einstellung und Orientierung eines Kopfes im DVT-Gerät dient ein Lichtvisier (Abb. 19). Die Markierung dieses Lichtvisiers wurde per Filzstift auf die Haut des Humanpräparates übertragen. Anhand dessen konnte die Position eines Präparates (im standardisierten Modus) für die Aufnahme im dosisreduzierten Modus rekonstruiert werden.

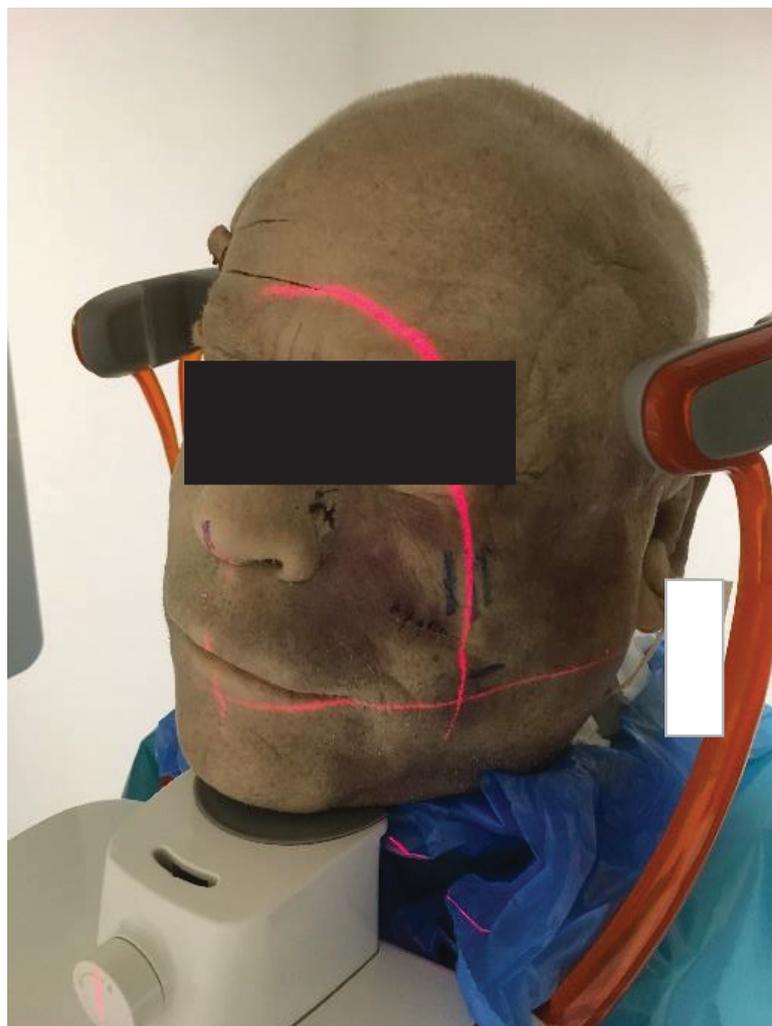


Abb. 19: Positionierung eines Präparates unter Zuhilfenahme des Lichtvisiers

Während der Anfertigung der DVT-Aufnahmen wurde darauf geachtet, dass das DVT-Gerät in seinem Umlauf nicht die Konstruktion berührt.

Alle Aufnahmen wurden für den HS-Modus und den DR-Modus angefertigt.

Jedes Humanpräparat wurde für folgende Einstellungen geröntgt (Tabelle 5):

<i>Modus</i>	<i>FOV</i>	<i>ROI</i>
<i>HS</i>	16 X 10 cm / 8 X 8 cm / 11 X 10 cm	Ober- und Unterkiefer
	5 X 5 cm / 5 X 5,5 cm	3. Quadrant, Prämolarenbereich
	5 X 5 cm / 5 X 5,5 cm	4. Quadrant, Prämolarenbereich
<i>DR</i>	16 X 10 cm / 8 X 8 cm / 11 X 10 cm	Ober- und Unterkiefer
	5 X 5 cm / 5 X 5,5 cm	3. Quadrant, Prämolarenbereich
	5 X 5 cm / 5 X 5,5 cm	4. Quadrant, Prämolarenbereich

Tabelle 5: Modi, FOVs und ROIs Einstellungen für die Humanpräparate

Zwischen den einzelnen DVT-Aufnahmen wurde mindestens drei Minuten pausiert, um eine Schädigung der Röntgenröhre durch Überhitzung zu vermeiden.

Des Weiteren wurden am Orthophos SL für alle Präparate konventionelle FRS angefertigt.

2.6 Auswertung

Die Datensätze der DVT-Aufnahmen wurden in das Softwareprogramm Amira 2019.4.0 (Hersteller: Thermo Fisher Scientific) geladen und vermessen. Amira dient der Visualisierung und Verarbeitung u.a. von 3D-Daten.

In einem Amira-Projekt wurden jeweils die korrespondierenden Datensätze eines Präparates im HS-Modus und DR-Modus eingelesen (Abb. 20). Mit dem Befehl „*register images*“ wurden die DVTs überlagert. Die Anwendung des „*Orthoslice*“ hat die Ansicht des DVTs in den einzelnen Schichten ermöglicht. So konnten sowohl die axialen, sagittalen als auch transversalen Schichten betrachtet werden. Um eine 3D Ansicht zu erstellen musste der Befehl „*volume rendering*“ ausgeführt werden.

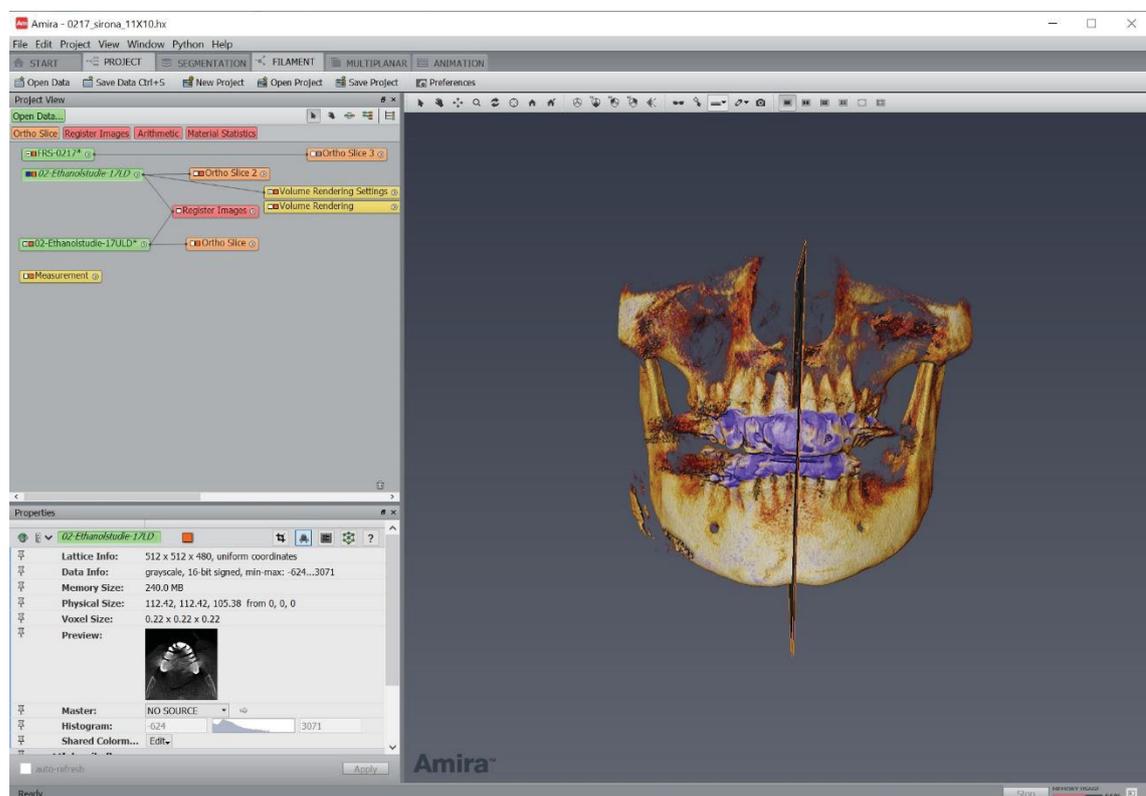


Abb. 20: Screenshot der Überlagerung der DVT und 3D Darstellung mit Amira

Es wurden standardisierte Positionen festgelegt, an denen das Knochenangebot auf korrespondierenden *Orthoslices* sowohl im HS-Modus als auch zum Vergleich im DR-Modus vermessen wurden. Bei den großvolumigen DVT wurden der Gaumen und die Bereiche der Prämolaren im Oberkiefer betrachtet. Es wurden das vertikale Knochenangebot des anterioren Gaumens im Bereich des ersten Prämolaren, die

dortige orale Kortikalis, das horizontale Knochenangebot im Bereich der Zähne 14, 15 und 24, 25 und die orale und bukkale Breite der Kortikalis vermessen. Bei den Aufnahmen in einem FOV von 5 x 5 cm wurden das vertikale und horizontale Knochenangebot in regio 34, 35 und 44, 45, sowie die Breite der oralen und bukkalen Kortikalis und der geringste interproximale Abstand der Unterkiefer-Prämolaren bestimmt.

Des Weiteren wurden die FRS-Aufnahmen, die am Orthophos SL angefertigt wurden, mit den HS- und DR-DVT-Aufnahmen des FOVs 11 x 10 cm überlagert und das vertikale Knochenangebot ausgemessen.

Die statistische Analyse erfolgte mit dem Software Programm R (R version 4.0.3, R Core Team 2020).

Für alle genannten Lokalisationen wurden sowohl Mittelwert als auch Standardabweichung sowie Median berechnet.

Zum Vergleich mehrerer Gruppen wurde der Kruskal Wallis Test (King, B. M., P. J. Rosopa, E.W. and Minimum.2000.) durchgeführt. Im Falle eines signifikanten Ergebnisses wurde der Mann-Whitney U-Test herangezogen, dieser wurde auch für den Vergleich von nur zwei Gruppen verwendet. Im Fall von mehr als zwei Gruppen erfolgte eine p-Wertkorrektur nach der Bonferroni-Methode. Das Signifikanzniveau betrug $p < 0,05$.

3. Ergebnisse

3.1 Vermessung

Im Rahmen des ersten Vermessungs-Durchlaufs wurde mit einem beliebigen Präparat begonnen. Es wurden jeweils die Datensätze des HS- und DR-Modus des jeweiligen Präparates für jedes DVT-Gerät und jedes FOV eingelesen und registriert bzw. übereinander gelagert. Jedes Projekt wurde entsprechend abgespeichert („Präparat_DVT-Gerät_FOV_ROI“).

Die nachfolgenden Abbildungen (Abb. 21 – 25) dienen der exemplarischen Darstellung der einzelnen Vermessungen und den entsprechenden Lokalisationen.

Die Vermessung der vertikalen Höhe des Gaumens im Bereich der T-Zone (Abb. 21) und der Höhe der oralen Kortikalis (Abb. 22) in jener Region wurden in der Sagittalebene durchgeführt.



Abb. 21: Vermessung der vertikalen Knochenhöhe im Bereich des Gaumens



Abb. 22: Vermessung der vertikalen Höhe der oralen Kortikalis im Bereich des Gaumens

Die horizontale Breite des Knochens im Bereich der Prämolaren im Oberkiefer, die Breite der dort befindlichen Kortikalis nach oral und bukkal (Abb. 23), als auch der interradikuläre Abstand der Prämolaren im Unterkiefer (Abb. 24) wurden in der axialen Ebene vermessen. Es wurde der geringste interradikuläre Abstand im oberen Wurzelf Drittel von 34, 35 bzw. 44, 45 vermessen.



Abb. 23: Vermessungen des horizontalen Knochenangebots, der oralen und bukkalen Dicke der Kortikalis regio 14, 15

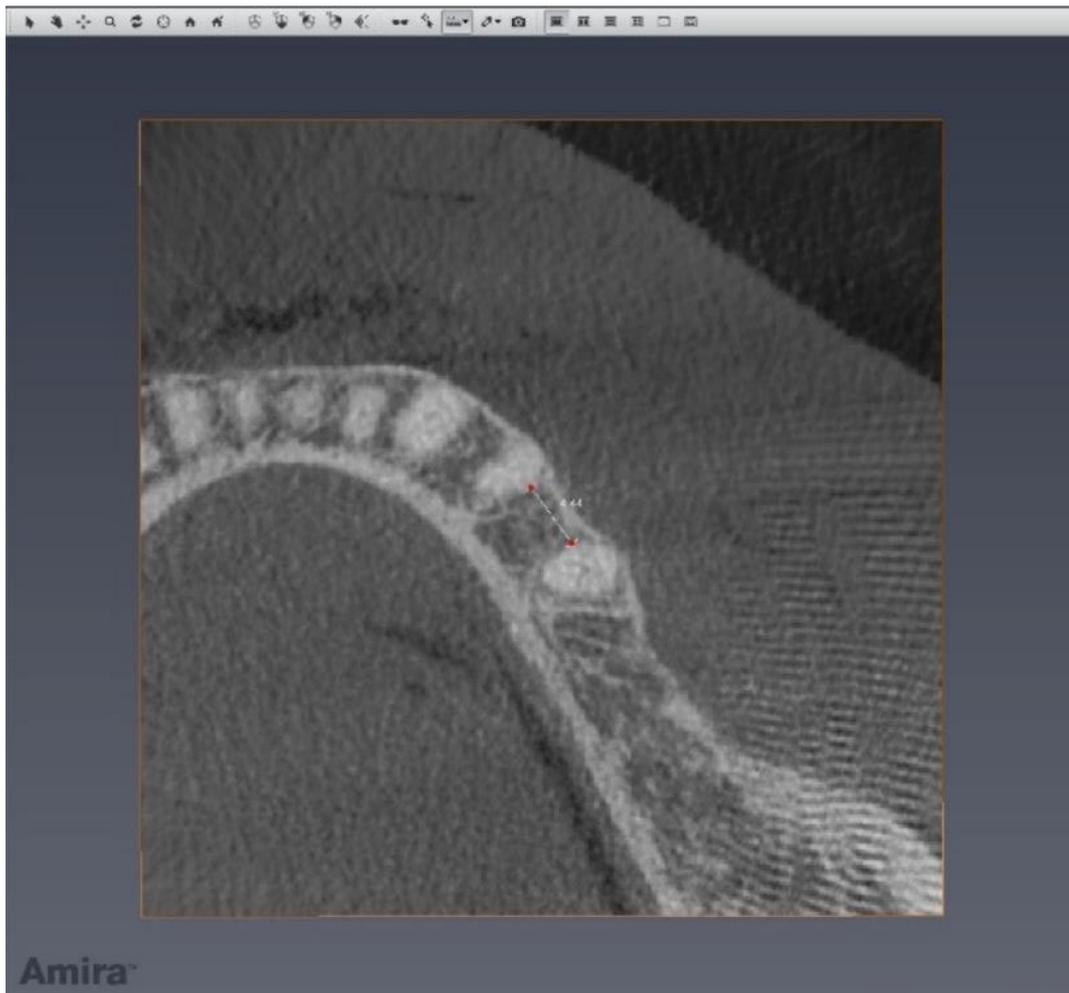


Abb. 24: Vermessung des interradikulären Abstands regio 34, 35

In der koronalen Ansicht wurden das vertikale und horizontale Knochenangebot im Bereich der Unterkiefer-Prämolaren und auch die Breite der oralen und bukkalen Kortikalis in dieser Region bestimmt (Abb. 25). Die Messung wurde jeweils im Bereich mit dem größten Abstand durchgeführt.



Abb. 25: Vermessung des horizontalen und vertikalen Knochenangebots, sowie die Breite der Kortikalis oral und bukkal

Die exakte Schichtebene jeder Lokalisation, in der Messungen stattfanden, wurde notiert. So konnte sichergestellt werden, dass die Vermessungen, die zwei Wochen im Anschluss erfolgten, in derselben Schicht durchgeführt wurden.

Alle Werte wurden durch eine Person erhoben.

3.2 Statistische Auswertung

3.2.1 Auswertung der Modi im Vergleich

Tabelle 6 gibt die Mittelwerte, die Standardabweichungen und den Median der Messungen an den verschiedenen Lokalisationen und den verschiedenen Modi in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes an.

Kiefer	Gerät	Lokalisation	Modus	Mittelwert	SD	Median
OK	Orange	Anteriorer Gaumen, vertikale Höhe	DR	5,54	1,73	6,0
			FRS	5,62	1,66	5,9
			HS	5,75	1,79	6,29
		Anteriorer Gaumen, orale Kortikalis	DR	0,55	0,1	0,55
			HS	0,65	0,12	0,63
		PM, horizontales Knochenangebot	DR	9,03	2,06	8,89
			HS	9,33	2,11	9,2
		PM, orale Kortikalis	DR	0,82	0,27	0,74
			HS	1,0	0,3	0,92
		PM, bukkale Kortikalis	DR	0,56	0,13	0,51
			HS	0,69	0,15	0,69
		Planmeca	Anteriorer Gaumen, vertikale Höhe	DR	5,47	1,84
	FRS			5,62	1,66	5,9
	HS			5,86	1,83	6,31
	Anteriorer Gaumen, orale Kortikalis		DR	0,66	0,2	0,6
			HS	0,78	0,26	0,66
	PM, horizontales Knochenangebot		DR	9,17	1,85	9,14
			HS	9,42	1,71	9,36
	PM, orale Kortikalis		DR	0,82	0,16	0,78
			HS	1,0	0,28	0,87
	PM, bukkale Kortikalis		DR	0,58	0,08	0,56
			HS	0,75	0,13	0,69

	Sirona	Anteriorer Gaumen, vertikale Höhe	DR	6,15	1,23	6,4
			FRS	6,24	0,9	6,56
			HS	6,34	1,24	6,67
		Anteriorer Gaumen, orale Kortikalis	DR	0,62	0,17	0,57
			HS	0,79	0,21	0,76
		PM, horizontales Knochenangebot	DR	9,7	1,41	9,63
			HS	9,97	1,42	9,8
		PM, orale Kortikalis	DR	0,86	0,21	0,79
			HS	1,05	0,29	1,0
UK	Orange 3.Quadrant	PM, horizontales Knochenangebot	DR	15,23	2,75	15,07
			HS	15,29	2,84	15,07
		PM, vertikales Knochenangebot	DR	25,47	6,91	26,2
			HS	25,68	7,1	26,99
		PM, bukkale Kortikalis	DR	3,04	0,6	2,94
			HS	3,13	0,58	2,98
		PM, orale Kortikalis	DR	5,06	1,03	5,5
			HS	5,11	1,08	5,53
		Interradikulärer Abstand	DR	4,15	0,62	4,27
			HS	4,13	0,68	4,27
	Planmeca 3.Quadrant	PM, horizontales Knochenangebot	DR	14,61	2,92	13,27
			HS	14,8	2,9	13,73
		PM, vertikales Knochenangebot	DR	26,14	6,38	28,48
			HS	26,32	6,56	28,58
		PM, bukkale Kortikalis	DR	3,0	0,36	2,88
			HS	3,04	0,37	2,92
		PM, orale Kortikalis	DR	4,73	1,18	4,46
			HS	4,84	1,16	4,58
Interradikulärer Abstand	DR	4,16	1,05	3,78		
	HS	4,14	1,1	3,76		

	Sirona 3.Quadrant	PM, horizontales Knochenangebot	DR	15,31	1,94	16,16
			HS	15,47	2,0	16,44
		PM, vertikales Knochenangebot	DR	30,65	2,8	31,67
			HS	30,87	2,91	31,83
		PM, bukkale Kortikalis	DR	3,51	0,7	3,46
			HS	3,67	0,65	3,53
		PM, orale Kortikalis	DR	4,59	0,69	4,55
			HS	4,71	0,71	4,74
		Interradikulärer Abstand	DR	4,11	0,58	4,3
			HS	3,92	0,54	3,95
	Orange 4.Quadrant	PM, horizontales Knochenangebot	DR	16,5	2,55	15,86
			HS	16,66	2,5	16,02
		PM, vertikales Knochenangebot	DR	24,87	6,22	26,58
			HS	25,0	6,48	27,06
		PM, bukkale Kortikalis	DR	3,76	0,88	3,75
			HS	3,82	0,86	3,79
		PM, orale Kortikalis	DR	4,75	1,27	4,86
			HS	4,69	1,43	5,02
		Interradikulärer Abstand	DR	3,69	0,88	3,42
			HS	3,56	0,86	3,28
	Planmeca 4.Quadrant	PM, horizontales Knochenangebot	DR	14,6	2,33	14,57
			HS	14,73	2,38	14,7
		PM, vertikales Knochenangebot	DR	25,2	6,4	28,09
			HS	25,4	6,63	28,37
		PM, bukkale Kortikalis	DR	3,51	0,55	3,52
			HS	3,61	0,54	3,68
		PM, orale Kortikalis	DR	4,36	0,75	4,52
		HS	4,48	0,8	4,63	
Interradikulärer Abstand		DR	3,86	0,77	3,66	
		HS	3,77	0,83	3,53	
Sirona 4.Quadrant	PM, horizontales Knochenangebot	DR	15,5	2,56	15,1	
		HS	15,6	2,59	15,18	

		PM, vertikales Knochenangebot	DR	28,36	4,5	29,82
			HS	28,43	4,6	29,86
		PM, bukkale Kortikalis	DR	4,22	1,58	3,63
			HS	4,29	1,67	3,69
		PM, orale Kortikalis	DR	3,95	0,76	4,22
			HS	4,1	0,77	4,44
		Interradikulärer Abstand	DR	3,41	0,87	3,38
			HS	3,33	0,89	3,16

Tabelle 6: Modi, Mittelwerte, Standardabweichung und Median in mm für die jeweiligen Präparate und Lokalisationen

Zum Vergleich der drei Modi HS, DR und FRS im Bereich des anterioren Gaumens zur Bestimmung der vertikalen Knochenhöhe wurde der Kruskal Wallis Test durchgeführt (Tabelle 7). Nach der p-Wertkorrektur nach Bonferroni ergab sich das Signifikanzniveau von $p < 0,0167$.

Kiefer	Gerät	Lokalisation	Vergleich	Kruskal Wallis (p-Wert)
OK	Orange	Anteriorer Gaumen	HS, DR, FRS	0,6769
	Planmeca	Anteriorer Gaumen	HS, DR, FRS	0,8473
	Sirona	Anteriorer Gaumen	HS, DR, FRS	0,6086

Tabelle 7: p-Werte nach Anwendung des Kruskal Wallis Tests zum Vergleich der Modi Dr, HS und FRS (* $p < 0,0167$). Die FRS-Messungen wurden jeweils mit dem Sirona-Gerät angefertigt.

Nachfolgende Tabelle (Tabelle 8) führt die p-Werte auf nach Anwendung des Wilcoxon Test auf für Gruppen mit 2 Werten und Gruppen mit > 2 Werten, bei denen der Kruskal Wallis Test signifikant war (hier wurde eine Bonferroni-P-Wert Korrektur angewandt). Es wurden, gerätespezifisch und für jede Lokalisation, die Modi untereinander verglichen.

Kiefer	Gerät	Lokalisation	Vergleich	Wilcoxon Test (p-Wert)
OK	Orange	Anteriorer Gaumen, orale Kortikalis	HS, DR	0,07715

	Planmeca	PM, horizontales Knochenangebot	HS, DR	0,04027*
		PM, orale Kortikalis	HS, DR	0,1257
		PM, bukkale Kortikalis	HS, DR	0,02075 *
		Anteriorer Gaumen, orale Kortikalis	HS, DR	0,1106
		PM, horizontales Knochenangebot	HS, DR	0,4356
		PM, orale Kortikalis	HS, DR	0,05648
	Sirona	PM, bukkale Kortikalis	HS, DR	0,002405**
		Anteriorer Gaumen, orale Kortikalis	HS, DR	0,04419 *
		PM, horizontales Knochenangebot	HS, DR	0,4725
		PM, orale Kortikalis	HS, DR	0,1303
		PM, bukkale Kortikalis	HS, DR	0,01251 *
UK	Orange 3.Quadrant	PM, horizontales Knochenangebot	HS, DR	0,7508
		PM, vertikales Knochenangebot	HS, DR	0,5443
		PM, bukkale Kortikalis	HS, DR	0,3261
		PM, orale Kortikalis	HS, DR	0,5899
		Interradikulärer Abstand	HS, DR	0,8747
	Planmeca	PM, horizontales Knochenangebot	HS, DR	0,3864
		PM, vertikales Knochenangebot	HS, DR	0,3852
		PM, bukkale Kortikalis	HS, DR	0,3862
		PM, orale Kortikalis	HS, DR	0,3554
		Interradikulärer Abstand	HS, DR	1,0
	Sirona	PM, horizontales Knochenangebot	HS, DR	0,2729
		PM, vertikales Knochenangebot	HS, DR	0,4272
		PM, bukkale Kortikalis	HS, DR	0,2475
		PM, orale Kortikalis	HS, DR	0,5204
		Interradikulärer Abstand	HS, DR	0,1258
	Orange 4.Quadrant	PM, horizontales Knochenangebot	HS, DR	0,6707
		PM, vertikales Knochenangebot	HS, DR	0,5634
		PM, bukkale Kortikalis	HS, DR	0,5252
		PM, orale Kortikalis	HS, DR	0,7987
		Interradikulärer Abstand	HS, DR	0,636
Planmeca	PM, horizontales Knochenangebot	HS, DR	0,4095	
	PM, vertikales Knochenangebot	HS, DR	0,2415	

	Sirona	PM, bukkale Kortikalis	HS, DR	0,4022
		PM, orale Kortikalis	HS, DR	0,3406
		Interradikulärer Abstand	HS, DR	0,1949
	Orange	PM, horizontales Knochenangebot	HS, DR	0,6842
		PM, vertikales Knochenangebot	HS, DR	0,7912
		PM, bukkale Kortikalis	HS, DR	0,5199
		PM, orale Kortikalis	HS, DR	0,2475
		Interradikulärer Abstand	HS, DR	0,7522

Tabelle 8: p-Werte für den gerätespezifischen Vergleich der verschiedenen Modi für die jeweiligen Lokalisation; (* p < 0,05, ** p < 0,01, * p < 0,001)**

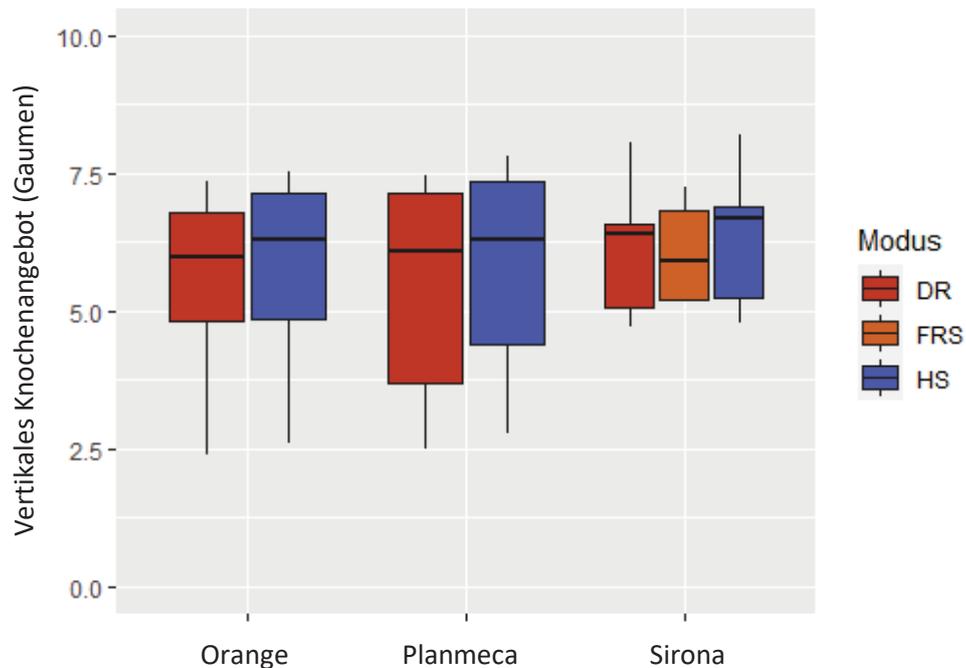


Abb. 26: Häufigkeitsverteilung des vertikalen Knochenangebots in Abhängigkeit des verwendeten DVT-Gerätes

Das vertikale Knochenangebot beträgt im DR-Modus des Orange Gerätes $5,54 \pm 1,73$ mm und im HS-Modus $5,75 \pm 1,79$ mm. Nach Vergleich der Modi mittels Kruskal Wallis Test ergibt sich $p=0,6769$. Sowohl der DR-Modus, als auch der HS-Modus des Orange Gerätes sind mit dem FRS vergleichbar.

Bei dem Vergleich der beiden Modi des Planmeca DVT Gerätes und dem FRS ergibt sich, für die Lokalisation am anterioren Gaumen, $p=0,8473$.

Die Modi DR und HS des Sirona Orthophos SLs sind ebenfalls vergleichbar ($p=0,3636$). Das Gleiche gilt für den DR-, HS-Modus und das FRS ($p=0,6086$).

Die Häufigkeitsverteilung der Messwerte für das vertikale Knochenangebot im Bereich des Gaumens in der T-Zone in den verschiedenen Modi, in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes findet sich in Abb. 26.

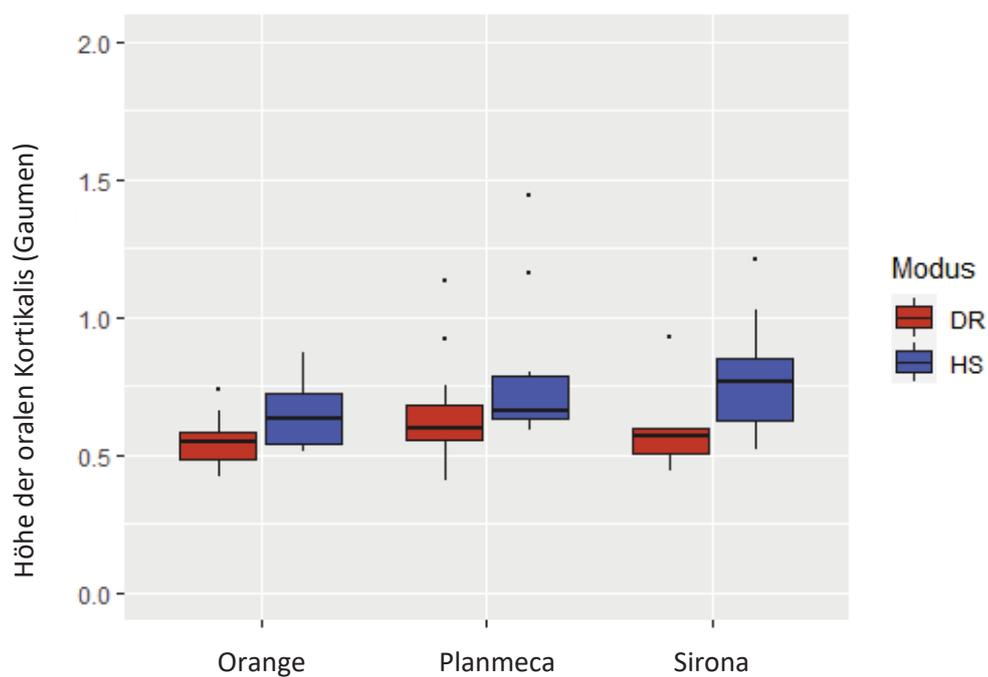


Abb. 27: Häufigkeitsverteilung der Vermessung der oralen Kortikalis in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes

Für die Vermessung der vertikalen Höhe der nach oral gerichteten Kortikalis im Bereich des anterioren Gaumens ergeben sich im DR-Modus folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Orange: $0,55 \pm 0,1$ mm

Planmeca: $0,66 \pm 0,2$ mm

Sirona: $0,62 \pm 0,17$ mm

Im HS-Modus ergeben sich höhere Mittelwerte und Standardabweichungen:

Orange: $0,65 \pm 0,12$ mm

Planmeca: $0,78 \pm 0,26$ mm

Sirona: $0,79 \pm 0,21$ mm

Der Abb. 27 können die entsprechenden Boxplots entnommen werden.

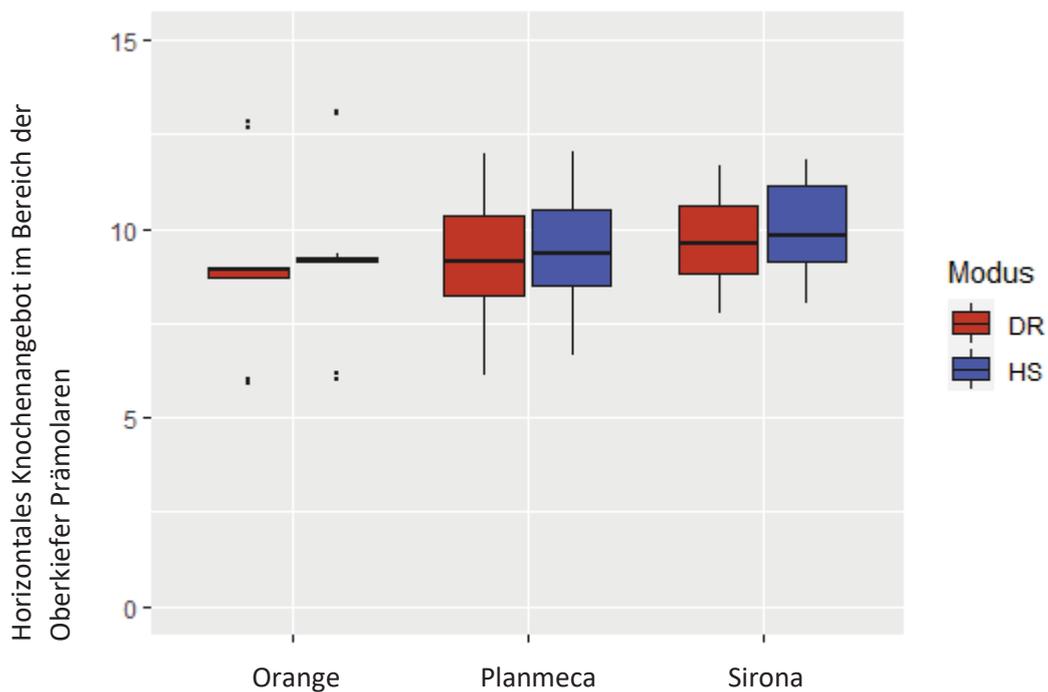


Abb. 28: Häufigkeitsverteilung der Vermessung des horizontalen Knochenangebots im OK Prämolarenbereich in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes

Das horizontale Knochenangebot im Bereich der Oberkiefer-Prämolaren wird bei allen verwendeten DVT-Geräten im DR-Modus im Vergleich zum HS-Modus geringer eingeschätzt (Abb. 28). Für das Orange Pax i3D Green ergibt sich $p=0,0402$, für das Planmeca Pro Max 3D Classic $p=0,4356$. Wendet man den Wilcoxon Test für die Werte des Sirona Orthophos SLs an, so erhält man $p=0,4725$.

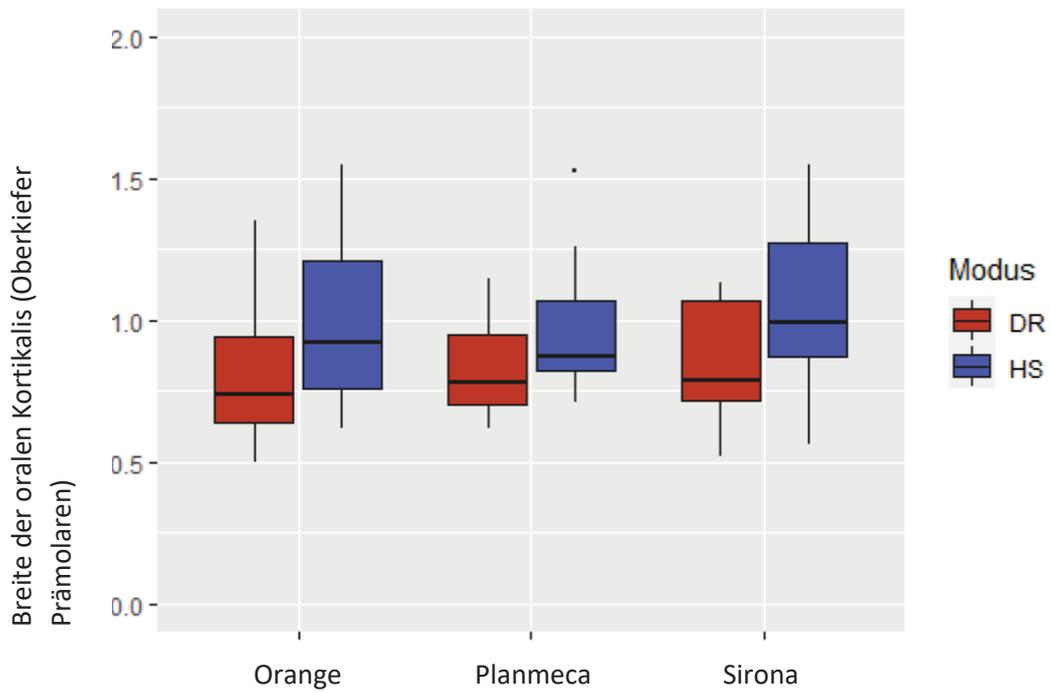


Abb. 29: Häufigkeitsverteilung der Vermessung der Breite der oralen Kortikalis in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes

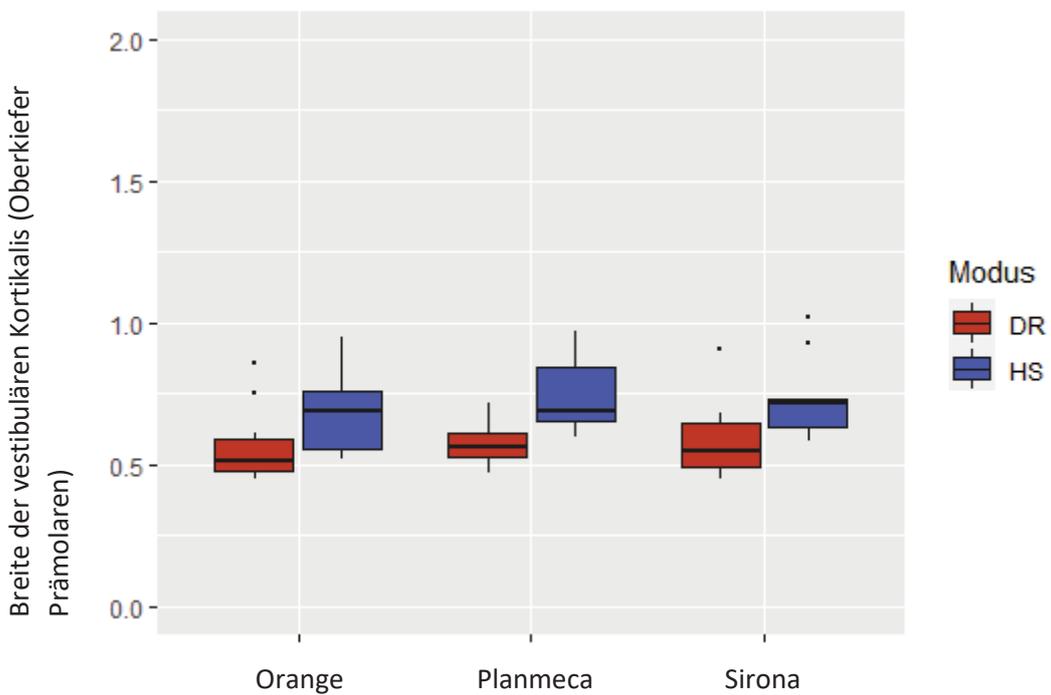


Abb. 30: Häufigkeitsverteilung der Vermessung der Breite der vestibulären Kortikalis in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes

Vergleicht man die Breite der oralen und vestibulären Kortikalis im Bereich der Oberkiefer-Prämolaren, so wird auch hier das Angebot im DR-Modus unterschätzt (Abb. 29, 30).

Während man für das DVT-Gerät von Orange im DR-Modus im Bereich der oralen Kortikalis $0,82 \pm 0,27$ mm misst und vestibulär $0,56 \pm 0,13$ mm, ergeben sich im HS-Modus Werte von $1,0 \pm 0,3$ mm und $0,69 \pm 0,15$ mm. Die Berechnung der entsprechenden p-Werte ergeben für die Lokalisation der oralen Kortikalis $p=0,1257$ und vestibulär $p=0,0207$.

Nach Anwendung des Wilcoxon Test für die oben genannten Lokalisationen bei den DVT-Aufnahmen am Planmeca ergeben sich:

Orale Kortikalis: $p=0,05648$

Vestibuläre Kortikalis: $p=0,002405$

Nachfolgend die p-Werte nach statischer Auswertung für das Orange Pax i3D Green:

Orale Kortikalis: $p=0,1303$

Vestibuläre Kortikalis: $p=0,01251$

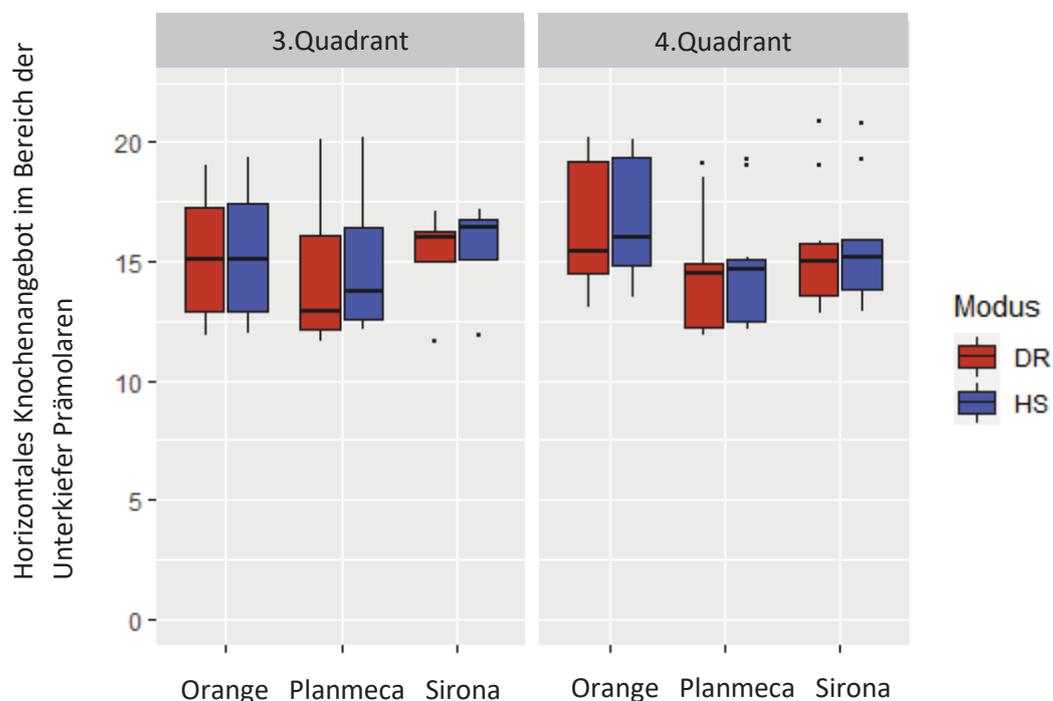


Abb. 31: Häufigkeitsverteilung der Vermessung des horizontalen Knochenangebots UK Prämolaren Bereich in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes

Während das horizontale Knochenangebot zwischen 34 und 35 im DR-Modus für das Planmeca DVT-Gerät $14,61 \pm 2,92$ mm misst, ergibt sich beim Orange ein Mittelwert von $15,23 \pm 2,75$ mm. Bei dem Gerät von Sirona beträgt der Mittelwert $15,31 \pm 1,94$ mm. Für den HS-Modus ergeben sich folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Planmeca: $14,8 \pm 2,9$ mm

Orange: $15,29 \pm 2,84$ mm

Sirona: $15,47 \pm 2,0$ mm

Das Knochenangebot wird auch hier im DR-Modus tendenziell unterschätzt (Abb. 31).

Nach Anwendung des Wilcox Tests erhält man nachfolgende p-Werte:

Planmeca: $p=0,3864$

Orange: $p=0,7508$

Sirona: $p=0,2729$

Auch bei der statistischen Auswertung im Bereich 44, 45 ist kein signifikantes Ergebnis vorhanden.

Planmeca: $p=0,4095$

Orange: $p=0,6707$

Sirona: $p=0,6842$

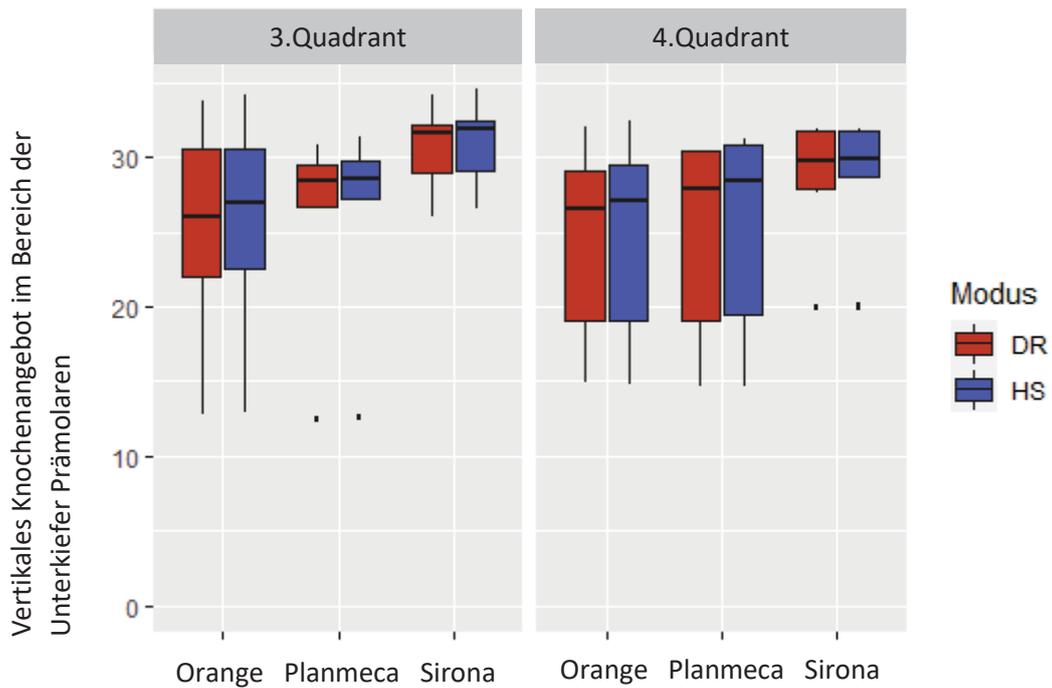


Abb. 32: Häufigkeitsverteilung der Vermessung des vertikalen Knochenangebots im Bereich der UK Prämolaren in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes

Auch bei der Auswertung des vertikalen Knochenangebotes im Bereich der Unterkiefer-Prämolaren im 3. und 4. Quadranten wird dieses im DR-Modus tendenziell geringer dargestellt als im HS-Modus (Abb. 32). Die p-Werte sind allesamt $>0,05$ (Tabelle 9).

Gerät	3. Quadrant	4. Quadrant
Orange	p=0,5443	p=0,5634
Planmeca	p=0,3852	p=0,2415
Sirona	p=0,4272	p=0,7912

Tabelle 9: p-Werte für den gerätespezifischen Vergleich der Modi bei der Vermessung des vertikalen Knochenangebots im UK

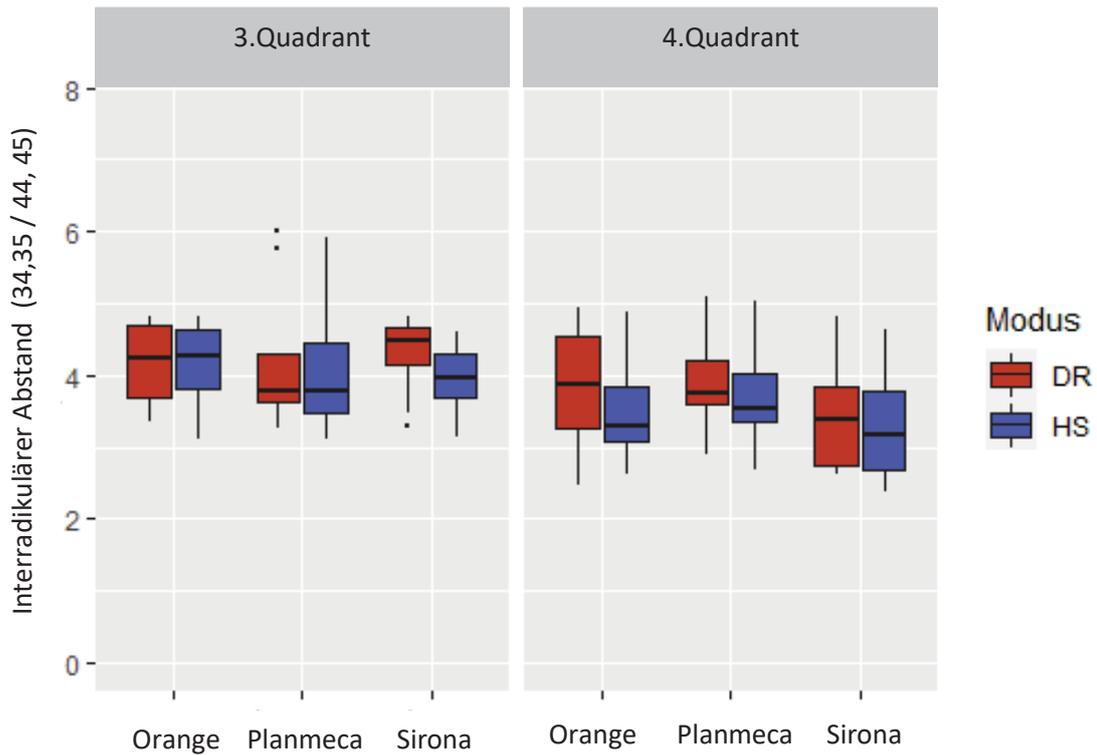


Abb. 33: Häufigkeitsverteilung der Vermessung des interradikulären Abstandes im Bereich der UK Prämolaren in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes

Der interradikuläre Abstand im Bereich der Prämolaren des Unterkiefers wird im DR-Modus, im Vergleich zum HS-Modus, überschätzt (Tabelle 10; Abb. 33). Tabelle 11 sind die entsprechenden p-Werte zu entnehmen.

Gerät	3. Quadrant		4. Quadrant	
	DR	HS	DR	HS
Orange	4,15 ± 0,62mm	4,13 ± 0,68mm	3,69 ± 0,88mm	3,56 ± 0,86mm
Planmeca	4,16 ± 1,05mm	4,14 ± 1,1mm	3,86 ± 0,77mm	3,77 ± 0,83mm
Sirona	4,11 ± 0,58mm	3,92 ± 0,54mm	3,41 ± 0,87mm	3,33 ± 0,89mm

Tabelle 10: Mittelwerte und SD (mm) der interradikulären Vermessungen im UK Prämolarenbereich, pro Gerät angegeben

Gerät	3. Quadrant	4. Quadrant
Orange	p=0,8747	p=0,636
Planmeca	p=1	p=0,1949
Sirona	p=0,1258	p=0,7522

Tabelle 11: p-Werte für den gerätespezifischen Vergleich der Modi bei der Vermessung der interradikulären Abstände

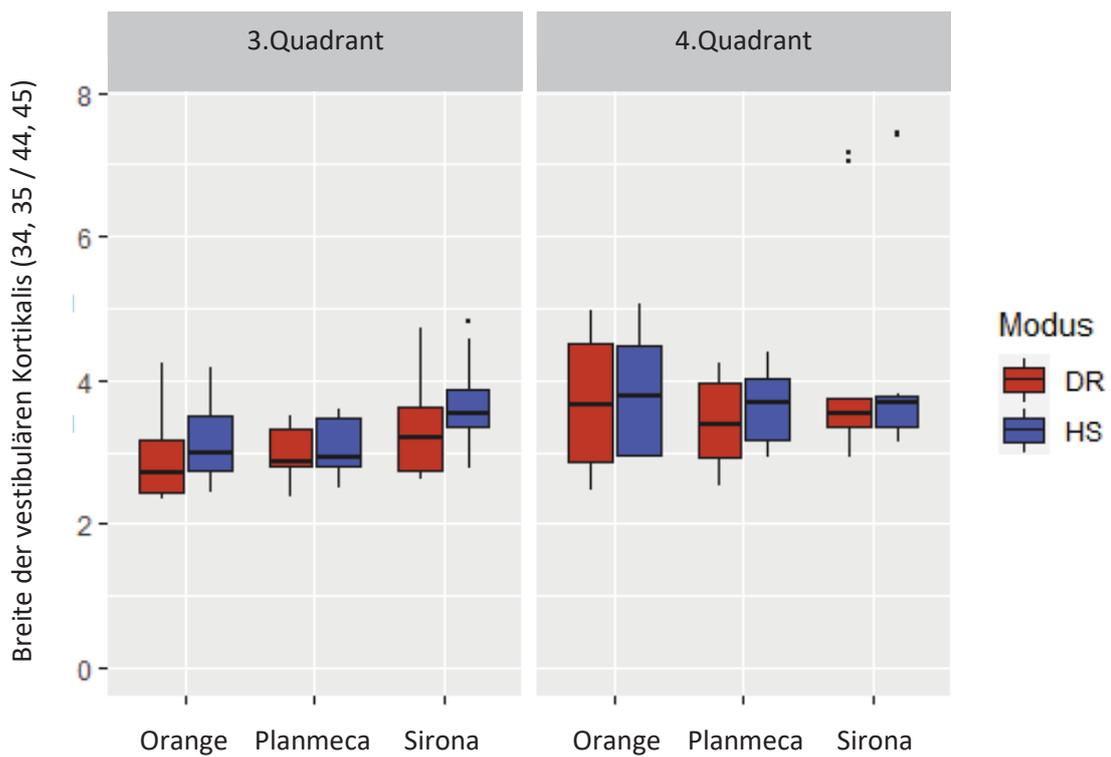


Abb. 34: Häufigkeitsverteilung der Vermessung der Breite der vestibulären Kortikalis in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes

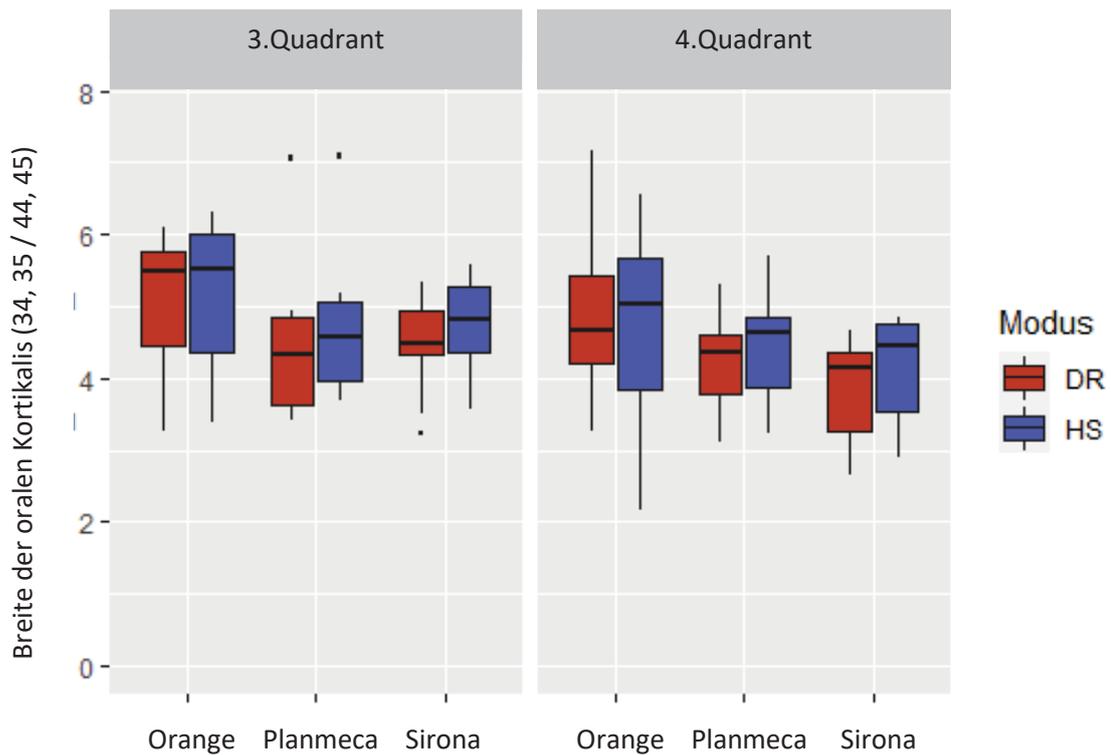


Abb. 35: Häufigkeitsverteilung der Vermessung der Breite der oralen Kortikalis in Abhängigkeit des verwendeten Gerätes

Die Dicke der vestibulären und oralen Kortikalis wird im DR-Modus hingegen wieder unterschätzt (Abb. 34, 35) und die Modi sind vergleichbar (Tabelle 12-13).

Gerät	3. Quadrant	4. Quadrant
Orange	p=0,3261	p=0,5252
Planmeca	p=0,3862	p=0,4022
Sirona	p=0,2475	p=0,5199

Tabelle 12: p-Werte, Vergleich der Modi im Bereich der vestibulären Kortikalis im 3. und 4. Quadranten

<i>Gerät</i>	<i>3. Quadrant</i>	<i>4. Quadrant</i>
<i>Orange</i>	p=0,5899	p=0,7987
<i>Planmeca</i>	p=0,3554	p=0,3406
<i>Sirona</i>	p=0,5204	p=0,2475

Tabelle 13: p-Werte, Vergleich der Modi im Bereich der oralen Kortikalis im 3. und 4. Quadranten

3.2.2 Auswertung der Geräte im Vergleich

Für die statistische Auswertung der Geräte untereinander kam der Wilcoxon signed rank test zur Anwendung. Es zeigt sich, dass es zwischen den Geräten in den verschiedenen Modi keine signifikanten Ergebnisse gibt.

Folgende Tabelle (Tabelle 14) gibt die entsprechenden p-Werte wieder:

<i>Geräte im Vergleich</i>	<i>Modus</i>	<i>p-Wert</i>
<i>Orange, Planmeca</i>	HS	0,9499
	DR	0,7002
<i>Orange, Sirona</i>	HS	0,7337
	DR	0,9403
<i>Sirona, Planmeca</i>	HS	0,836
	DR	0,6323

Tabelle 14: p-Werte zur Auswertung der Geräte untereinander für die verschiedenen Modi

4. Diskussion

4.1 Diskussion von Material und Methoden

Ziel der Arbeit war es zu untersuchen, ob sich der DR-Modus ebenso zur Planung der Insertion von Mini Implantaten eignet, bzw. gleichwertig ist, zur Bildgebung mittels HS-Modus und dem aktuellen Standardverfahren, dem Fernröntgenseitenbild.

In die Arbeit eingeschlossen wurden sechs adulte, Ethanol-fixierte Humanpräparate, die im Idealfall keine metallischen prothetischen Versorgungen in situ besaßen. Durch dieses Kriterium konnte sichergestellt werden, dass es zu möglichst wenig metallischen Artefakten kommen kann. Die somit erreichte bessere Bildqualität der DVT führte auch zu einer exakteren Vermessung und Auswertung. Bei einer Vielzahl der kieferorthopädischen Patienten sind hingegen metallische KFO-Apparaturen intraoral vorhanden. Aufgrund dessen ist bei den DVT-Aufnahmen im Rahmen der kieferorthopädischen Planung vermehrt mit Artefakten dieser Art zu rechnen.

Des Weiteren gilt zu beachten, dass es sich in der Kieferorthopädie meist um pädiatrische Patienten handelt. Aufgrund der abweichenden Körpergröße und -masse werden in der Regel angepasste Kinderprogramme an den DVT-Geräten gefahren. Diesen dienen der weiteren Dosisreduktion. In der stattgefundenen Versuchsreihe kamen, angepasst an die Körperspender, die Einstellungen für eine adulte Person zur Anwendung.

Es sei erwähnt, dass die Möglichkeit, die Aufnahmen an Kindern und Jugendlichen durchzuführen, nicht bestand. Die digitale Volumentomographie in verschiedenen Modi an einem Patienten anzuwenden, um den DR-Modus zu untersuchen, stellt eine nicht vertretbare und unnötige Strahlenbelastung des Patienten dar.

Nach Angaben des Instituts für Anatomie I des Universitätsklinikums Düsseldorf beträgt das Mindestalter von Patienten, die sich als Körperspender zur Verfügung stellen können, 60 Jahre. Es stehen keine pädiatrischen oder jugendlichen Körperspender zur Verfügung. Die radiologische Bildgebung des Kieferwachstums von pädiatrischen und jugendlichen Patienten findet hier keine Berücksichtigung. Aufgrund des physiologischen Knochenabbaus im fortschreitenden Alter kann es im Rahmen der Studie durchschnittlich zu geringeren Knochenangeboten gekommen sein, als wenn die Vermessungen bei jüngeren Patienten durchgeführt worden wären.

Bewegungsartefakte konnten durch die stabile Positionierung des Kopfes vermieden werden. Bei den Patienten, und insbesondere bei sehr jungen Patienten und denen, die eine geringe Compliance aufweisen, kann sich die Stabilisierung, trotz Fixierungshilfen, schwierig gestalten. Dies kann zu Verwacklungsartefakten und somit zu Ungenauigkeiten führen.

Während die Aufnahmen sowohl am Pro Max 3D Classic von Planmeca, als auch bei dem Orthophos SL von Sirona in den verschiedenen Modi hintereinander erfolgen konnten, ohne das Präparat zu bewegen, war es beim Pax i3D Green notwendig, den Körperspender nach jeder einzelnen Aufnahme aus dem Gerät zu bewegen. Die Humanpräparate wurden für jede Aufnahme neu im Gerät positioniert. Um abweichende Positionierungen zu vermeiden bzw. zu minimieren wurde das Lichtkreuz, welches als Orientierung bei der Einstellung des Patienten dient, mittels wasserfestem Filzstift auf den entsprechenden Kopf übertragen (Abb. 36). Anhand dieser Markierung wurde das Präparat neu eingestellt. Zusätzlich wurden die entsprechenden Datensätze, die im HS- und DR-Modus verglichen wurden, mit der Software Amira registriert und überlagert. Kleinere Abweichungen in den Positionierungen konnten so ausgeglichen werden.

Die FRS-Aufnahmen, die zum Vergleich herangezogen wurden, wurden lediglich am FRS-Ausleger des Orthophos SL, Sirona angefertigt. Weder das Pro Max 3D Classic noch das Pax i3D Green verfügen über die technischen Möglichkeiten Fernröntgenseitenbilder zu erstellen.



Abb. 36: Positionierung des Präparates im Pax i3D Green, Übertragung des Lichtvisiers mittels Filzstift

Die Vermessungen erfolgten an zuvor festgelegten Lokalisationen, mit klinischer Relevanz für die Insertionsplanung von kieferorthopädischen Mini-Implantate.

- Anteriorer Gaumen im Bereich der T-Zone
- Der interradikuläre Bereich regio 14 / 15 oder 24 / 25
- Der interradikuläre Bereich regio 34 / 35 und 44 / 45

Weitere Messungen, ohne näheren Bezug zur kieferorthopädischen Befundung und Diagnostik, fanden in folgenden Bereichen statt:

- Vermessung des gesamten Knochenangebots in vertikaler und horizontaler Ausdehnung im Prämolarenbereich des 3. und 4. Quadranten

Bei den überlagerten Datensätzen wurde dieselbe Schichtebene bestimmt.

Die Messungen wurden von einer Person erhoben. Die Reihenfolge der zu vermessenden Präparate wurde zufällig festgelegt. Nach der ersten erfolgten Erhebung der Werte wurden die Messungen nach zwei Wochen wiederholt.

Hätte man dieses Verfahren durch mehrere unabhängige Personen durchführen lassen, so hätte man wahrscheinlich, aufgrund der Vielzahl der Daten, noch genauere Ergebnisse erzielen können.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Mini-Implantate sind inzwischen ein etabliertes Verfahren in der Kieferorthopädie zur skelettalen Verankerung im Rahmen der KFO-Therapie (Kakali et al., 2018, Golshah et al., 2021). Vor der Insertion von kieferorthopädischen Mini-Implantaten ist eine radiologische Bildgebung obligat (Jung et al., 2011, Kim et al., 2014). Anhand des Röntgenbildes werden die Knochenhöhe und -qualität beurteilt, woraufhin Implantatlänge und -durchmesser bestimmt werden können (Möhlhenrich et al., 2021, Golshah et al., 2021). Bei unzureichendem Knochenangebot kommt es, aufgrund fehlender Stabilität des Implantates, zum Verankerungsverlust bis hin zum Verlust des Implantates (Golshah et al., 2021, Wilmes et al., 2006, Wilmes et al., 2008). Darüber hinaus können durch die vorherige radiologische Untersuchung Verletzungen von benachbarten anatomischen Strukturen vermieden werden, wie zum Beispiel des Nasenbodens, von Zahnwurzeln, Zähnen und Nerven (Möhlhenrich et al., 2021).

Bis heute ist die Fernröntgenseitenaufnahme die Röntgenaufnahme, die bei der kieferorthopädischen Analyse und Diagnostik den Goldstandard darstellt (Jung et al., 2011, Möhlhenrich et al., 2021). Die radiologische Untersuchung mittels 2D-Verfahren wie das FRS oder das OPTG dienen der Beurteilung von skelettalen, intermaxillären und dentalen Verhältnissen (Scarfe et al., 2017). Sie werden ebenfalls zur Therapieplanung für die Beurteilung von Wachstum und Entwicklung und die Bewertung von Therapiefortschritten herangezogen.

In der Studie konnte gezeigt werden, dass das vertikale Knochenangebot in der Sagittalebene des Gaumens im FRS im Vergleich zur DVT unterschätzt wird. Dies gilt für die HS-Modi aller verwendeten Geräte. Im DR-Modus wird das vertikale ossäre Angebot jedoch geringer eingeschätzt als im FRS.

Nach Vermessung der Knochenhöhe im Bereich der T-Zone ergeben sich für das Orange DVT-Gerät im DR-Modus Mittelwerte von $5,54 \pm 1,73$ mm und im HS-Modus von $5,75 \pm 1,79$ mm. Die Knochenhöhe wird im HS-Modus tendenziell größer eingeschätzt, es besteht jedoch keine klinische Relevanz ($p=0,3705$). Das FRS misst als Mittelwert $5,62 \pm 1,66$ mm. Auch hier ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zum DR- oder HS-Modus ($p=0,6769$).

Gleiches gilt ebenfalls für die anderen beiden DVT-Geräte. Weder der Vergleich der Modi untereinander ergeben signifikante Ergebnisse (Planmeca: $p=0,488$; Sirona: $p=0,3636$) noch die Vergleiche der beiden Modi und dem FRS (Planmeca: $p=0,8473$; Sirona: $p=0,6086$).

Dass die Gaumenhöhe im Bereich der Medianebene im FRS geringer dargestellt wird als im HS-Modus in der DVT konnten auch Jung et al. in ihrer Studie nachweisen (Jung et al., 2011). Untersucht wurden dort 18 Präparate im Rahmen einer ex vivo Studie. Von den Schädeln wurden sowohl FRS-Aufnahmen als auch CTs und DVTs angefertigt und im Anschluss vermessen. Es wird beschrieben, dass in der lateralen Cephalometrie die Mindesthöhe an Knochen in der Sagittalebene dargestellt werde. Daher sprechen Jung et al. 2011 die Empfehlung aus, dem ALARA Prinzip folgend, dass ein FRS ausreichend sei. Sollte jedoch im Rahmen dieser Aufnahme eine besonders stark reduzierte Knochenhöhe auffallen, so könne dies eine Indikation für eine CT oder eine DVT darstellen.

Während Jung et al. 2011 die Untersuchungen im Standard-Modus durchführten, konnten die Beobachtungen für den DR-Modus in der vorliegenden Arbeit nicht bestätigt werden. Hier lagen die Werte zwar im DR tendenziell unterhalb der Mittelwerte des HS-Modus und auch unterhalb der Werte des FRS, so dass es beim DR-Modus eher zu einer Unterschätzung des Knochenangebots kommt. Hier kam es nicht zu der von Jung et al. 2011 angegebenen Unterschätzung der Knochenhöhe im FRS. Hingegen lagen die Messwerte im HS-Modus tendenziell über denen des FRS. Hierbei ist jedoch anzumerken, dass die Unterschiede zwischen den verschiedenen Modi gering waren und somit klinisch im Regelfall alle Modi eine hinreichende Genauigkeit bieten dürften.

Unter Berücksichtigung der Erkenntnis, dass das Knochenangebot im DR-Modus geringer dargestellt wurde als im FRS, bedarf es weiterer Studien zur Beantwortung der Fragestellung, wann zur genaueren Bestimmung der vertikalen Knochenhöhe eine DVT-Aufnahme im HS-Modus zu bevorzugen ist. Während das DAP für ein FRS am Orthophos SL bei $23 \text{ mGy} \times \text{cm}^2$ liegt und bei einer DVT mit einem FOV von $5 \times 5 \text{ cm}$ im DR-Modus bei einem relativ vergleichbaren Flächendosisprodukt von $30 \text{ mGy} \times \text{cm}^2$,

ergibt sich für den HS-Modus, bei selben FOV, ein DAP von 214 mGy x cm². Der Patient wird somit einer deutlich höheren Strahlenbelastung ausgesetzt. In Hinblick auf das ALADAIP Prinzip scheint somit nur in seltenen Fällen eine Indikation für ein HS-DVT vorzuliegen, denn sofern im DR-Modus ein ausreichendes lokales Knochenangebot identifiziert werden kann, sollte dieses aufgrund der tendenziellen Unterschätzung auch klinisch genügen. Bei der Abwägung, ob ein erneutes FRS oder ein DR-DVT angefertigt werden sollte, ist zu bedenken, dass nur im DVT die lokale Knochenhöhe erfasst werden kann, während es sich bei FRS um eine Projektionsaufnahme handelt. Aufgrund des ähnlichen DAPs und der Tatsache, dass für das DVT eine Durchleuchtung von weniger strahlensensitiven Organen nötig ist (Gehirn, Speicheldrüsen), sollte hier sorgsam abgewogen werden, ob ein 5x5 FOV des Oberkiefers vorteilhaft ist.

Möhlhenrich et al. berichteten 2021, bezugnehmend auf die Untersuchung von Jung et al., in der Diskussion ihrer Studie, dass die Ergebnisse nur bedingt mit klinischen Bedingungen vergleichbar seien (Möhlhenrich et al., 2021). Grund hierfür sei die Verwendung von Schädeln, bei denen die Weichgewebe bereits entfernt gewesen seien. Bei der Anfertigung von FRS-Aufnahmen von Patienten kann es aufgrund des Weichgewebes zu Überlagerungsartefakten kommen. Diese wurden bei Jung et al. nicht berücksichtigt.

In der Studie von Möhlhenrich et al. wurden daher frische Humanpräparate verwendet. Diese waren nicht mittels einer Lösung fixiert gewesen, sondern wurden unmittelbar nach Versterben im tiefgefrorenen Zustand konserviert. Von einer eventuellen Beeinträchtigung der Bildqualität aufgrund der Ethanol-Fixierung, wie sie bei den Humanpräparaten in unserer Studie zur Anwendung gekommen ist, ist jedoch nicht auszugehen, da Lochmüller et al. 2001 zeigen konnten, dass sich die Knochenmineraldichte durch eine Ethanol-Fixierung nicht ändert (Lochmüller et al., 2001). Hingegen kommt es wohl zu Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften von Knochen (Hammer et al., 2014) und auch zu strukturellen Änderungen des Gehirns (Balta et al., 2017), die auch in der vorliegenden Studie insbesondere in den FRS-Aufnahmen erkennbar waren.

Es wurden 30 Kadaverpräparate von Möhlhenrich et al. geröntgt und vermessen (Möhlhenrich et al., 2021). Auch hier wurde die Korrelation zwischen FRS und DVT untersucht. Es wurde zwischen minimalen und maximalen Knochenangebot unterschieden. Der Abstand zwischen der äußeren kortikalen Schicht des oralen Hartgaumens bis zur unteren äußeren Schicht der kortikalen Schicht des Nasenbodens wurde als minimale Höhe definiert. Die maximale Knochenhöhe wurde zwischen der

äußeren kortikalen Schicht des oralen Hartgaumens und der oberen äußeren Schicht der Kortikalis des Nasenbodens gemessen. Die statische Auswertung habe gezeigt, dass das maximale Knochenangebot in der FRS-Aufnahme der Knochenhöhe in der Medianebene der DVT entspreche. Das vertikale Knochenangebot in der DVT sei jedoch ähnlich oder höher als die minimale Knochenhöhe in der FRS, was die Beobachtungen von Jung et al. 2011 untermauert.

Im Rahmen der Studie von Möhlhenrich et al. wurden, wie auch bei Jung et al., lediglich DVT-Aufnahmen im HS-Modus angefertigt. Der Vergleich zwischen FRS- und DVT-Aufnahmen im DR-Modus wurde nicht beleuchtet.

Die T-Zone stellt die favorisierte Lokalisation für die Insertion von Mini-Implantaten dar (Chhatwani et al., 2019, Ludwig et al., 2011, Becker et al., 2019). Grund für die bevorzugte Verwendung des Gaumens sind die dortigen anatomischen Gegebenheiten (Chhatwani et al., 2019, Becker et al., 2019, Wilmes et al., 2016, Wilmes et al., 2015). Die T-Zone weist nicht nur ein ausreichendes Knochenangebot auf, was für die Primärstabilität ausschlaggebend ist, sondern auch die Weichgewebssituation mit keratinisierter Mukosa, ohne Muskelansätze und ohne bewegliche Schleimhaut, bietet optimale Bedingungen, um einem Verlust der Mini-Implantate vorzubeugen (Chhatwani et al., 2019, Golshah et al., 2021, Wilmes et al., 2015). Ein weiterer Vorteil der T-Zone liegt in ihrer guten Zugänglichkeit für den Operateur (Chhatwani et al., 2019).

Kieferorthopädische Mini-Implantate werden jedoch, je nach Indikation, auch in anderen Bereichen des Kiefers, wie zum Beispiel im Alveolarknochen, inseriert (Chhatwani et al., 2019, Golshah et al., 2021, Mohammed et al., 2018).

Bei der interradikulären Positionierung von Mini-Implantaten muss insbesondere der Abstand zwischen den Zahnwurzeln beachtet werden, um eine Schädigung dieser zu verhindern (Golshah et al., 2021). Bei den Vermessungen im dritten und vierten Quadranten konnte durchweg festgestellt werden, dass das interradikuläre Knochenangebot im DR-Modus im Vergleich zum HS-Modus überschätzt wird. Es wird folglich im dosisreduzierten Modus tendenziell weniger Zahnhartsubstanz abgebildet. Obwohl sich die Messungen nicht signifikant unterscheiden, sollte dies bei der Auswahl des Durchmessers der Mini-Implantate dennoch Berücksichtigung finden. Golshah et al. geben in ihrer Studie an, dass zwischen den Wurzeln ein Mindestabstand von > 3 mm vorhanden sein sollte (Golshah et al., 2021).

Wie bereits erwähnt, hängt die Primärstabilität der Mini-Implantate insbesondere von dem kortikalen Knochenangebot ab (Wilmes and Drescher, 2011). Die Vermessungen der oralen und vestibulären Breite der Kortikalis im Oberkiefer-Prämolarenbereich

zeigen, dass das knöcherne Angebot der Kortikalis im DR-Modus unterschätzt wird. Nach der statistischen Auswertung ergeben sich zum Teil p-Werte < 0.05 (vestibuläre Kortikalis: Orange $p=0,02075$; Planmeca $p=0,002405$; Sirona $p=0,01251$). Somit liegen diese unterhalb des festgelegten Signifikanzniveaus.

5. Schlussfolgerung

Nach Durchführung der Studie lässt sich abschließend festhalten, dass sich beim Vergleich der verschiedenen Modi und Röntgenaufnahmen nur geringfügige Unterschiede feststellen ließen. Zwar wird das Knochenangebot im dosisreduzierten Modus tendenziell unterschätzt, jedoch sind in fast allen Fällen der HS-Modus und der DR-Modus vergleichbar ($p > 0,05$). Signifikante Ergebnisse zeigen sich lediglich bei der Vermessung der Kortikalis im Oberkiefer, sowohl im anterioren Gaumen, als auch bei der oralen und vestibulären Kortikalis im Bereich der Prämolaren ($p < 0,05$). Vergleicht man die Mittelwerte der vertikalen Knochenhöhe im Bereich des anterioren Gaumens im FRS mit denen des DR- und HS-Modus, ergibt sich, dass die Werte des FRS zwischen denen der dosisreduzierten Modi und den Standard-Modi liegen. Die Unterschiede sind jedoch eher gering ($p > 0,05$).

Dem ALARA Prinzip folgend sollte die Röntgenaufnahme mit der geringsten Strahlenbelastung Anwendung finden. Da sich keine signifikanten Unterschiede zwischen dem HS- und dem DR-Modus ergeben haben, sollten DVT-Aufnahmen im DR-Modus angefertigt werden. Hierbei sollte jedoch sichergestellt werden, dass die Genauigkeit diagnostisch hinreichend ist (ALADAIP-Prinzip). Dies bedeutet, dass bei Vorliegen eines aktuellen FRS dieses im Regelfall als hinreichend genau betrachtet werden kann. Sofern eine erneute Bildgebung erforderlich ist, ergeben sich Vorteile für das DR-DVT, da dieses eine ähnliche Dosis aufweist wie ein FRS und die Vorteile der 3D-Darstellung mitbringt. Für ein HS-DVT scheint es auf Basis der Daten der vorliegenden Studie zur Vermessung der lokalen Knochenhöhe keine Vorteile zu geben.

Es sollte in jedem Patientenfall individuell entschieden werden, welche radiologische Aufnahme indiziert ist. Insbesondere bei Patienten mit herausfordernden anatomischen Gegebenheiten empfiehlt es sich, eine 3D Aufnahme anzufertigen.

Da es sich bei den in der vorliegenden Arbeit untersuchten Modi der DVT-Geräte um herstellerseitig definierte Parameter handelte (FOV-Größe, Röhrenspannung und Stromstärke sowie Belichtungszeit), sind weitere Arbeiten nötig, um zu evaluieren, ob noch weitere Dosisreduktionen in der 3D-Bildgebung möglich sind.

Ausblickend lässt sich sagen, dass zudem weitere Studien nötig sind, um zu validieren, ob sich ein FRS auch für wachsende Patienten eignet, da die Körperspender der vorliegenden Studie alle im höheren Erwachsenenalter waren. Weiterhin sollte

untersucht werden, wie gut sich DR-DVTs zur Planung kieferorthopädischer Implantate beim Vorliegen verlagerter Zähne und/oder Spaltbildungen eignen.

6. Literaturverzeichnis

- ABDELKARIM, A. 2019. Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics. *Dent J (Basel)*, 7.
- ARBEITSGEM. DER WISS. MED. FACHGESELLSCHAFTEN 2013. s2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie.
- BALTA, J. Y., TWOMEY, M., MOLONEY, F., O'CONNOR, O. J., MURPHY, K. P., CRONIN, M., CRYAN, J. F., MAHER, M. M. & O'MAHONY, S. M. 2017. Assessing radiological images of human cadavers: Is there an effect of different embalming solutions? *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 11, 40-46.
- BAUMGAERTEL, S., RAZAVI, M. R. & HANS, M. G. 2008. Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133, 621-627.
- BECKER, K., PLISKA, A., BUSCH, C., WILMES, B., WOLF, M. & DRESCHER, D. 2018. Efficacy of orthodontic mini implants for en masse retraction in the maxilla: a systematic review and meta-analysis. *Int J Implant Dent*, 4, 35.
- BECKER, K., UNLAND, J., WILMES, B., TARRAF, N. E. & DRESCHER, D. 2019. Is there an ideal insertion angle and position for orthodontic mini-implants in the anterior palate? A CBCT study in humans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 156, 345-354.
- BERENS, A., WIECHMANN, D. & DEMPFF, R. 2006. Mini-and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 67, 450-458.
- BUNDEMINISTERIUM 2017. Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzgesetz - StrlSchG).
- BUNDESMINISTERIUM, D. J. 2018. Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzverordnung - StrlSchV).
- BUNDESZAHNÄRZTEKAMMER. 2014. *Durchführungsempfehlungen für die zahnärztliche Röntgenologie* [Online]. Available: <https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/za/roentgen/ZAEQualitaetssicherungRoentgenologie.pdf> [Accessed].
- BUSSICK, T. J. & MCNAMARA JR, J. A. 2000. Dentoalveolar and skeletal changes associated with the pendulum appliance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117, 333-343.
- CHHATWANI, S., ROSE-ZIERAU, V., HADDAD, B., ALMUZIAN, M., KIRSCHNECK, C. & DANESH, G. 2019. Three-dimensional quantitative assessment of palatal bone height for insertion of orthodontic implants - a retrospective CBCT study. *Head Face Med*, 15, 9.
- COŞKUN, İ. & KAYA, B. 2018. Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics. *Turk J Orthod*, 31, 55-61.
- DIEDRICH, P. & DRESCHER, D. 2000. *Kieferorthopädie I*, Urban & Fischer.
- ENS, S., ULRICI, J., HELL, E. & BUZUG, T. M. Automatic detection of patient motion in cone-beam computed tomography. 2010 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2010. IEEE, 1257-1260.
- FELDMANN, I. & BONDEMARK, L. 2006. Orthodontic anchorage: a systematic review. *The Angle Orthodontist*, 76, 493-501.
- GARIB, D. G., CALIL, L. R., LEAL, C. R. & JANSON, G. 2014. Is there a consensus for CBCT use in Orthodontics? *Dental Press J Orthod*, 19, 136-49.
- GOLSHAH, A., SALAHSHOUR, M. & NIKKERDAR, N. 2021. Interradicular distance and alveolar bone thickness for miniscrew insertion: a CBCT study of Persian adults with different sagittal skeletal patterns. *BMC Oral Health*, 21, 534.

- HAMMER, N., VOIGT, C., WERNER, M., HOFFMANN, F., BENTE, K., KUNZE, H., SCHOLZ, R. & STEINKE, H. 2014. Ethanol and formaldehyde fixation irreversibly alter bones' organic matrix. *J Mech Behav Biomed Mater*, 29, 252-8.
- HECHLER, S. L. 2008. Cone-beam CT: applications in orthodontics. *Dental Clinics of North America*, 52, 809-823.
- HOLBERG, C., STEINHÄUSER, S., GEIS, P. & RUDZKI-JANSON, I. 2005. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 66, 434-444.
- HOLTMANN, H., HACKENBERG, B. & WILHELM, B. 2015. *Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie*, Urban & Fischer Verlag.
- JAJU, P. P. & JAJU, S. P. 2015. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent*, 45, 263.
- JUNG, B. A., WEHRBEIN, H., HEUSER, L. & KUNKEL, M. 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.
- KAKALI, L., ALHARBI, M., PANDIS, N., GKANTIDIS, N. & KLOUKOS, D. 2018. Success of palatal implants or mini-screws placed median or paramedian for the reinforcement of anchorage during orthodontic treatment: a systematic review. *European Journal of Orthodontics*, 41, 9-20.
- KIM, S.-H., CHOI, Y.-S., HWANG, E.-H., CHUNG, K.-R., KOOK, Y.-A. & NELSON, G. 2007. Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *American Journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 131, 82-89.
- KIM, Y. J., LIM, S. H. & GANG, S. N. 2014. Comparison of cephalometric measurements and cone-beam computed tomography-based measurements of palatal bone thickness. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 145, 165-72.
- KLEINERMAN, R. A. 2006. Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children. *Pediatric Radiology*, 36, 121-125.
- LAI, E. H.-H., YAO, C.-C. J., CHANG, J. Z.-C., CHEN, I. & CHEN, Y.-J. 2008. Three-dimensional dental model analysis of treatment outcomes for protrusive maxillary dentition: comparison of headgear, miniscrew, and miniplate skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134, 636-645.
- LEO, M., CERRONI, L., PASQUANTONIO, G., CONDÒ, S. G. & CONDÒ, R. 2016. Temporary anchorage devices (TADs) in orthodontics: review of the factors that influence the clinical success rate of the mini-implants. *Clin Ter*, 167, e70-7.
- LOCHMÜLLER, E. M., KREFTING, N., BÜRKLEIN, D. & ECKSTEIN, F. 2001. Effect of fixation, soft-tissues, and scan projection on bone mineral measurements with dual energy X-ray absorptiometry (DXA). *Calcif Tissue Int*, 68, 140-5.
- LUDWIG, B., GLASL, B., BOWMAN, S. J., WILMES, B., KINZINGER, G. S. & LISSON, J. A. 2011. Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 45, 433-467.
- MOHAMMED, H., WAFAIE, K., RIZK, M. Z., ALMUZIAN, M., SOSLY, R. & BEARN, D. R. 2018. Role of anatomical sites and correlated risk factors on the survival of orthodontic miniscrew implants: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod*, 19, 36.
- MÖHLHENRICH, S. C., KNIHA, K., PETERS, F., CHHATWANI, S., PRESCHER, A., HÖLZLE, F., MODABBER, A. & DANESH, G. 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., PROCACCI, C., TACCONI, A., MARTINI, P. T. & ANDREIS, I. B. 1998. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology*, 8, 1558-1564.

- NIENKEMPER, M., WILMES, B., PAULS, A., YAMAGUCHI, S., LUDWIG, B. & DRESCHER, D. 2014. Treatment efficiency of mini-implant-borne distalization depending on age and second-molar eruption Effizienz miniimplantatgestützter Molarendistalisierung abhängig vom Patientenalter und dem Durchbruch der zweiten Molaren. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*.
- OENNING, A. C., JACOBS, R., PAUWELS, R., STRATIS, A., HEDESIU, M., SALMON, B. & ON BEHALF OF THE DIMITRA RESEARCH GROUP, H. W. D. B. 2018. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatric Radiology*, 48, 308-316.
- OENNING, A. C., PAUWELS, R., STRATIS, A., DE FARIA VASCONCELOS, K., TIJSKENS, E., DE GRAUWE, A., CHAUSSAIN, C., BOSMANS, H., BOGAERTS, R., POLITIS, C., NICOLIELO, L., ZHANG, G., VRANCKX, M., OCKERMAN, A., BAATOUT, S., BELMANS, N., MOREELS, M., HEDESIU, M., VIRAG, P., BACIUT, M., MARCU, M., ALMASAN, O., ROMAN, R., BARBUR, I., DINU, C., ROTARU, H., HURUBEANU, L., ISTOUAN, V., LUCACIU, O., LEUCUTA, D., CRISAN, B., BOGDAN, L., CANDEA, C., BRAN, S., BACIUT, G., JACOBS, R., SALMON, B. & DIMITRA RESEARCH, G. 2019. Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT. *Scientific Reports*, 9, 5521.
- PAUWELS, R., ARAKI, K., SIEWERDSEN, J. H. & THONGVIGITMANEE, S. S. 2015. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol*, 44, 20140224.
- PLANMECA 2020. Planmeca ProMax 3D s & 3D Classic.
- REN, Y. 2009. Mini-implants for direct or indirect orthodontic anchorage. *Evidence-based dentistry*, 10, 113-113.
- SCARFE, W. C., AZEVEDO, B., TOGHYANI, S. & FARMAN, A. G. 2017. Cone Beam Computed Tomographic imaging in orthodontics. *Aust Dent J*, 62 Suppl 1, 33-50.
- SCHULZE, R., HEIL, U., GROSS, D., BRUELLMANN, D. D., DRANISCHNIKOW, E., SCHWANECKE, U. & SCHOEMER, E. 2011. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*, 40, 265-73.
- SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH 2020. Gebrauchsanweisung Orthophos SL 2D / 3D.
- VATECH 2016. Pax-i3D User Manual.
- WALKER, L., ENCISO, R. & MAH, J. 2005. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 128, 418-423.
- WILMES, B. & DRESCHER, D. 2009. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 79, 609-14.
- WILMES, B. & DRESCHER, D. 2011. Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 40, 697-703.
- WILMES, B., DRESCHER, D. & NIENKEMPER, M. 2009a. A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 43, 494-501.
- WILMES, B., LUDWIG, B., VASUDAVAN, S., NIENKEMPER, M. & DRESCHER, D. 2016. The T-zone: median vs. paramedian insertion of palatal mini-implants. *J Clin Orthod*, 50, 543-551.
- WILMES, B., OLTHOFF, G. & DRESCHER, D. 2009b. Comparison of skeletal and conventional anchorage methods in conjunction with pre-operative decompensation of a skeletal class III malocclusion. *J Orofac Orthop*, 70, 297-305.
- WILMES, B., RADEMACHER, C., OLTHOFF, G. & DRESCHER, D. 2006. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*, 67, 162-74.
- WILMES, B., SU, Y. Y. & DRESCHER, D. 2008. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 78, 1065-70.
- WILMES, B., WILLMANN, J., STOCKER, B. & DRESCHER, D. 2015. Mini-Implantate zur kieferorthopädischen Verankerung im anterioren Gaumen, mediane vs. paramediane Insertion. *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie*, 47, 243-248.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich abschließend allen ganz herzlich danken, die mich bei der Entstehung der Dissertation unterstützt, motiviert und gefördert haben.

Ich bedanke mich insbesondere bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Benedict Wilmes, ohne dessen Befürwortung des Themas die Arbeit gar nicht erst möglich gewesen wäre. Auch seine Ratschläge, seine konstruktive Kritik sowie die großartige fachliche Unterstützung waren für die Entstehung der Doktorarbeit von großer Bedeutung. Herzlichen Dank!

Meiner Betreuerin Frau PD Dr. Kathrin Becker gilt außerordentlicher Dank für die hervorragende Unterstützung während der gesamten Zeit der Dissertation, beginnend bei der Idee für das Projekt, bei der Durchführung der Versuche, über die statistische Analyse der Ergebnisse bis hin zur finalen Dissertationsschrift. Ihre Anregungen, Ratschläge sowie ihr ständiges Engagement und ihr fachliches Wissen haben maßgeblich zur Entstehung der Arbeit beigetragen.

Des Weiteren möchte ich mich bei dem gesamten Team des Instituts für Anatomie II des Universitätsklinikum Düsseldorf zur Bereitstellung der Humanpräparate bedanken. Ganz besonderer Dank gilt an dieser Stelle Frau Dr. Beryl Schwarz-Herzke und Frau Prof. Dr. Charlotte von Gall.

Außerdem bedanke ich mich ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. Jürgen Becker. Durch die Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme war es erst möglich die DVT Aufnahmen zu generieren.

Zu guter Letzt:

Für die jahrelange Unterstützung, die fortwährende Motivation sowie den emotionalen Rückhalt während des ganzen Prozesses der Arbeit bedanke ich mich bei meinen Freunden und von ganzem Herzen bei meinen Eltern und meinem Bruder, Christian. Ohne euch drei wäre das alles gar nicht erst möglich gewesen und ich wäre heute nicht da, wo ich stehe. Vielen lieben Dank, dass ihr immer an mich glaubt, mich stets auf meinem Weg begleitet und diesen unterstützt.