

Aus dem Institut MESANTIS 3D DENTAL-RADIOLOGIE Berlin

DISSERTATION

Knochenangebot im Palatum durum zur Gaumennahterweiterung mit Hilfe minischrauben- getragener Dehnschrauben – eine retrospektive Transversalstudie an dentalen Volumentomografien

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Florian Jérôme Andreas Weidmann

aus St. Ingbert

Datum der Promotion: 11.12.2015

Inhaltsverzeichnis

ABSTRAKT	III
ABSTRACT	V
1. EINLEITUNG	1
1.1 ANATOMIE DES GAUMENS	1
1.2 GAUMENNAHTERWEITERUNG IN DER KIEFERORTHOPÄDIE	5
1.2.1 DEHNSCHRAUBEN	6
1.2.2 ENOSSALE VERANKERUNGSSCHIENEN	8
1.3 BILDGEBENDE VERFAHREN IN DER KIEFERORTHOPÄDIE	9
1.3.1 PANORAMASCHICHTAUFNAHMEN UND FERNRÖNTGENSEITENBILDER	9
1.3.2 DENTAL-CT	10
1.3.3 DENTALE VOLUMENTOMOGRAFIE	11
2. FRAGESTELLUNGEN	15
3. MATERIAL UND METHODEN	17
3.1 ALLGEMEINE METHODEN UND MATERIAL	17
3.1.1 PATIENTENGUT	17
3.1.2 DENTALE VOLUMENTOMOGRAMME	18
3.1.3 ANALYSE-SOFTWARE UND BEFUNDUNGSMONITOR	19
3.1.4 STATISTIK	21
3.2 SPEZIELLE METHODEN	25
3.2.1 REPRODUZIERBARKEIT DER MESSUNGEN	25
3.2.2 KNOCHENANGEBOT IN DEN MEDIANEBENEN	36
3.2.3 KNOCHENANGEBOT IN DEN PARAMEDIANEBENEN	37
3.2.4 KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	37
3.2.5 KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM INSERTIONSWINKEL	37
3.2.6 KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM PATIENTENALTER	38
3.2.7 MINDESTKNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER PATIENTENGRUPPE	38
4 ERGEBNISSE	39
4.1 REPRODUZIERBARKEIT DER MESSUNGEN	39
4.2 KNOCHENANGEBOT IN DEN MEDIANEBENEN	39
4.3 KNOCHENANGEBOT IN DEN PARAMEDIANEBENEN	42

4.4	KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	45
4.5	KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM INSERTIONSWINKEL	46
4.6	KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM PATIENTENALTER	51
4.7	MINDESTKNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER PATIENTENGRUPPE	56
5	<u>DISKUSSION</u>	62
5.1	DISKUSSION DER METHODEN	62
5.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	64
5.2.1	REPRODUZIERBARKEIT DER MESSUNGEN	64
5.2.2	KNOCHENANGEBOT IN DEN MEDIANEBENEN	65
5.2.3	KNOCHENANGEBOT IN DEN PARAMEDIANEBENEN	66
5.2.4	KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	70
5.2.5	KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM INSERTIONSWINKEL	71
5.2.6	KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM PATIENTENALTER	71
5.2.7	MINDESTKNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER PATIENTENGRUPPE	72
5.3	SCHLUSSFOLGERUNGEN	73
6	<u>LITERATURVERZEICHNIS</u>	75
7	<u>EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG</u>	88
8	<u>LEBENS LAUF</u>	89
9	<u>DANKSAGUNG</u>	90

Abstrakt

Einleitung

Das Hauptziel dieser Arbeit war es, mit Hilfe von DVT-Aufnahmen, die Knochenregionen im Palatum durum zu ermitteln, die zur Aufnahme von Minischrauben geeignet sind. Verschiedene Knochenmessmethoden und mögliche Insertionsrichtungen von Minischrauben wurden verglichen. Zudem wurden die Vorteile und die diagnostischen Möglichkeiten der modernen dentalen Volumetomografie (DVT) dargestellt.

Methoden

In dieser Studie wurden die DVT-Aufnahmen von 202 Patienten/innen ausgewertet. Diese DICOM-Datensätze entstammen dem Langzeitarchiv des nationalen MESANTIS® 3D DENTAL-RADIOLOGICUM. Das Patientengut wurde in sechs Gruppen - nach Alter und Geschlecht - aufgeschlüsselt. Mit Hilfe der Software *InVivo 5* wurden die DVT-Aufnahmen ausgerichtet, jeweils ein Koordinatensystem konstruiert und die verschiedenen Knochendicken gemessen.

Ergebnisse

Die Messungen waren reproduzierbar. Die Knochendicke nahm von anterior nach posterior ab und von median nach paramedian zu. Zwischen dem weiblichen und männlichen Geschlecht sowie zwischen den verschiedenen Altersgruppen bestanden signifikante Unterschiede. Das Areal von 0 bis 4 mm posterior des Foramen incisivums und 3 bis 9 mm paramedian eignet sich am besten für die Insertion einer Minischraube. Aus einer Änderung des Minischraubeninsertionswinkels um 10° nach lateral resultierte überwiegend ein signifikant größeres Knochenangebot.

Schlussfolgerung

Die gemessenen Knochendicken des Palatum durum unterlagen großen Variationen. Unabhängig von Alter und Geschlecht empfiehlt es sich, beidseitig in einem 4 x 6 mm großen, dorsal des Foramen incisivums gelegenen Areal zu inserieren. Die paramediane Insertion einer Minischraube ab 12 mm posterior des Foramen incisivums ist nicht zu empfehlen. Die Angulation um 10° nach lateral brachte durchschnittlich ein Knochenmehrangebot von 13,4 %. Zudem waren mit modernen DVT-Geräten des MESANTIS® 3D DENTAL-RADIOLOGICUM und geeigneten dosisre-

duzierten Protokollen effektive Dosen von 10 bis 50 μSv realisierbar. Dies entspricht einer verhältnismäßig geringen Strahlenbelastung.

Nach vorliegenden Ergebnissen sollte vor Insertion von Minischrauben eine dreidimensionale Röntgendiagnostik durchaus in Betracht gezogen werden. Moderne DVT-Geräte und Aufnahmeprotokolle, in Verbindung mit einem fachkundigen Behandler, ermöglichten DVT-Aufnahmen mit geringen effektiven Dosen und gleichzeitig hohem Informationsgehalt.

Abstract

Objectives

To assess the suitability of Cone beam computed tomography (CBCT) images to aid in the identification of specific regions of the Palatum durum which are suitable for the insertion of mini-screws. To this end a comparison of several bone measurement methods and a number of mini-screw insertion directions was carried out. In addition, the advantages and diagnostic capabilities of modern CBCT are presented.

Methods

CBCT images of 202 patients were evaluated. The DICOM datasets from the long-term archive of the national 3D X-ray network MENSATIS[®] were utilized. Depending upon age and gender the probands were organized into six subject groups. By employing the “InVivo 5” software, CBCT images were aligned to comply with a coordinate plane, and respective bone thicknesses were measured.

Results

With the above methods, reproducible results were obtained. In average, the bone thickness decreases from anterior to posterior and from median to paramedian. Additionally significant differences between female and male sex as well as between different groups of age were observed. The area from 0 to 4 mm posterior to the *Foramen incisivum* and 3 to 9 mm paramedian suites best for the insertion of miniscrews. A 10° lateral change of the angle for inserting the miniscrew resulted in a significantly increased amount of bone area (13,4 % on average). Moreover, with modern CBCT equipment and appropriated lowdose or ultralowdose protocols effective doses of 30 µSv to 50 µSv or 10 to 30 µSv are practicable.

Conclusion

The bone thickness of the *Palatum durum* exhibited significant variations. Regardless of age and gender, on either side of the median sagittal plane, the use of a 4 x 6 mm area dorsal to the Foramen incisivum was recommended for the location of miniscrews. The paramedian insertion of a miniscrew from 12 mm posterior to the Foramen incisivums was not recommended. At specific coordinates a 10° lateral angulation resulted in an average increase in bone thickness of 13.4 %. Moreover, with modern CBCT equipment and appropriated lowdose or ultralowdose protocols

effective doses of 10 μSv to 50 μSv were practicable. According to the present results, a three-dimensional X-ray diagnosis should be thoroughly considered before an insertion of miniscrews. Modern CBCT-devices and recording protocols in combination with a competent practitioner enabled CBCT images with low effective doses combined with a high informational content.

1. Einleitung

1.1 Anatomie des Gaumens

Der harte Gaumen gehört zum vorderen Drittel der äußeren Schädelbasis und stellt das Dach der Mundhöhle und gleichzeitig den Boden der Nasenhöhle dar. Den menschlichen Gaumen kann man anatomisch in einen weichen (Palatum molle) und einen harten Gaumen (Palatum durum) unterteilen. Der Palatum molle stellt das Gaumensegel dar. Die grundlegende Struktur hierfür ist die Gaumenaponeurose (Aponeurosis palatina). Der Palatum durum besteht aus den Gaumenplatten der Oberkiefer (Processus palatinus maxillae) und den waagrecht gestellten Platten der Gaumenbeine (Laminae horizontales ossis palatini), die den hinteren knöchernen Abschluss des harten Gaumens bilden (siehe Abbildung 1 und Abbildung 2) [Samandari u. Mai 1995]. Aus der Embryonalentwicklung ist zudem das unpaare Os incisivum zu nennen, welches das vordere Viertel des harten Gaumens bildet und aus dem sogenannten primären Gaumen hervorgeht [Ulfig 2005]. Die Bildung des sekundären Gaumens geschieht in der 8. bis 12. Embryonalwoche. Dabei verlässt die Zunge den Nasenraum, die beiden Gaumenplatten richten sich auf und wachsen in der Medianlinie zusammen. Letztendlich entsteht durch die Vereinigung von primärem Gaumen, Nasenseptum und Gaumenplatten der Ductus naso-palatinus bzw. das Foramen incisivum [Schulze 1993].

Wo das Os incisivum mit den beiden Gaumenplatten der Maxilla zusammengewachsen ist, vereinigen sich die beiden Canales incisivi in der Nase und durchstoßen schräg nach ventral den harten Gaumen und bilden so das unpaarige Foramen incisivum. Arteria nasopalatina und Nervus nasopalatinus treten durch dieses Loch hindurch (siehe Abbildung 3). Die Sutura incisiva verläuft beidseits vom Foramen incisivum nach lateral zwischen zweitem Incisivus und Caninus (siehe Abbildung 1) nach kranial zur Nasenhöhle. Diese Sutura stellt die Grenze zwischen Os incisivum und der Maxilla dar. Die Stelle, an der die beiden Gaumenfortsätze der Oberkiefer und die horizontalen Fortsätze der Gaumenbeine verschmelzen, nennt man Sutura palatina mediana. Sie erstreckt sich in sagittaler Richtung von der Spina nasalis anterior bis zur Spina nasalis posterior. Beidseits am lateralen Hinterrand des Gaumenbeins befindet sich das Foramen palatinum majus (siehe Abbildung 1). Dieses stellt die Mündung des Canalis palatinus major dar. Es treten die Arteria palatina major und Nervus palatinus major hindurch. Die Foramina palatina minora

sind meistens zwei kleine, im Gaumenbein hinter dem Foramen palatinum majus gelegene Öffnungen. Sie ermöglichen den Durchtritt der Arteriae palatinae minores und Nervi palatini minores. Die Spina nasalis posterior ist der hintere, unpaare, medial gelegene freie Zipfel des Gaumenbeins, an dem die Nasenscheidewand befestigt ist (siehe Abbildung 1).

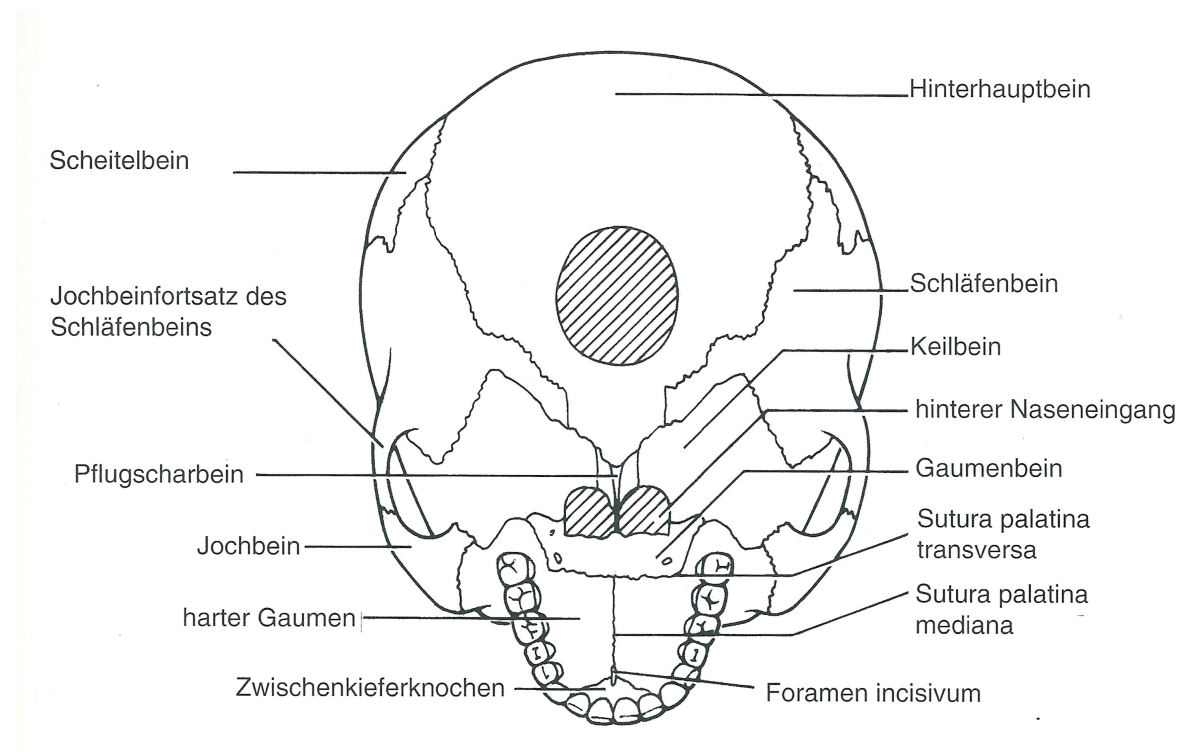


Abbildung 1: Blick von kaudal auf die äußere Schädelbasis. Der Zwischenkieferknochen (Os incisivum), Foramen incisivum, Sutura palatina mediana und transversa, Processi palatini maxillae, Laminae horizontales ossis palatini und die Foramina palatini majores und minores sind zu erkennen. Der harte Gaumen stellt das vordere Drittel der Schädelbasis dar [Samandari u. Mai 1995].

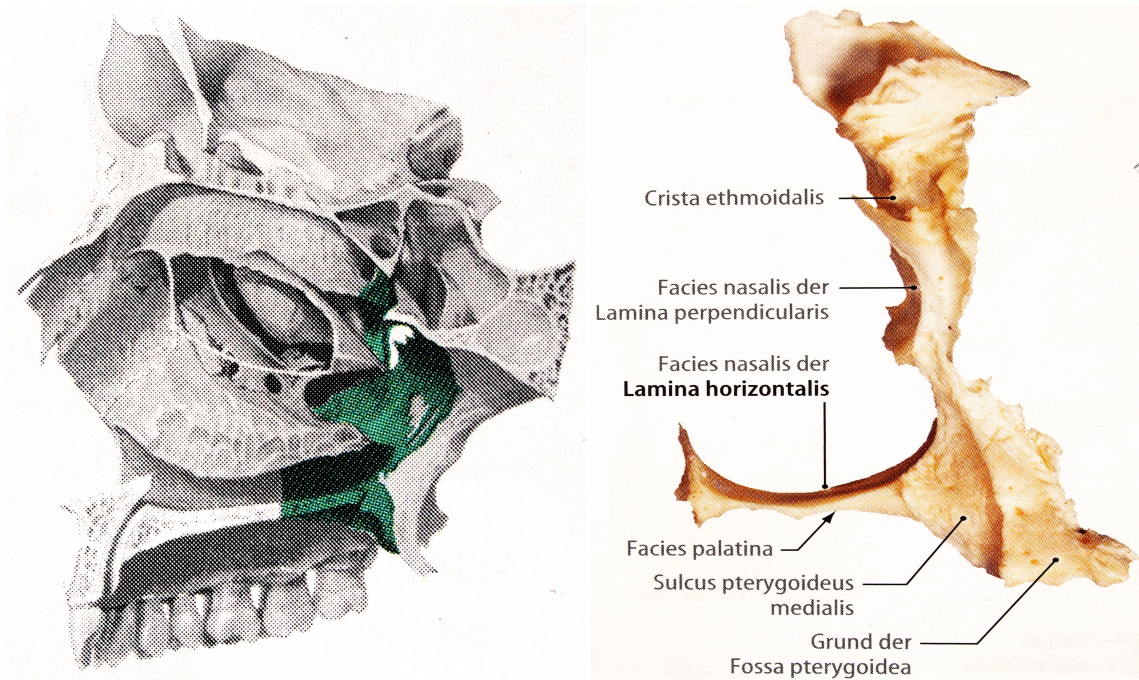


Abbildung 2: Rechte Schädelhälfte, Blick von medial. Rechtes Os palatinum, Blick von dorsal. Die Darstellung zeigt die Lokalisation des Os palatinum im Schädel (links) und seine komplexe Morphologie (rechts) [Tillmann 2005].

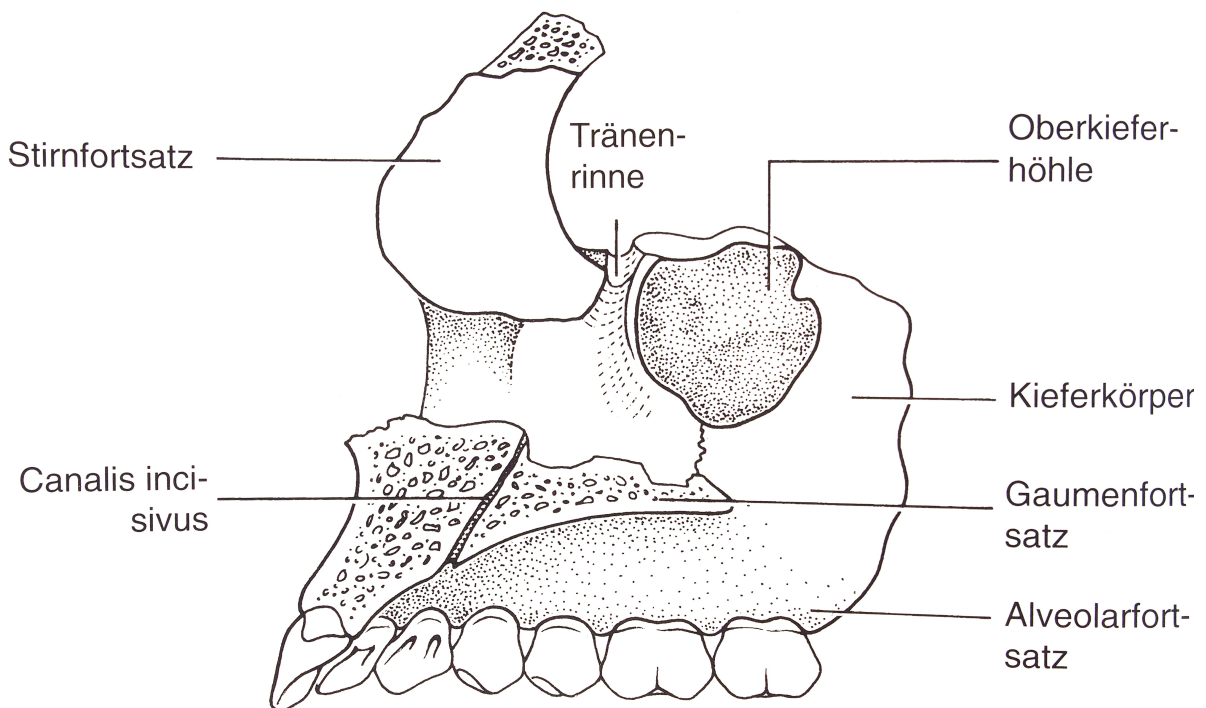


Abbildung 3: Mediansagittalschnitt; Der Verlauf des Canalis incisivus ist ersichtlich. Dieser mündet im Foramen incisivum [Samandari u. Mai 1995].

Die Versorgung des Gaumens mit sauerstoffreichem Blut geschieht über die Arteria facialis, aus der wiederum die Arteria palatina ascendens hervorgeht. Außerdem über die Arteria maxillaris, aus der die Arteria palatina descendens entspringt. Sowie über die Arteria carotis externa, aus der die Arteria pharyngea ascendens hervorgeht. Der venöse Abfluss erfolgt über die Venae palatinae ascendens und descendens in den Plexus pterygoideus.

Der Gaumen samt Gaumenschleimhaut wird innerviert durch den Nervus maxillaris (Trigeminus 2), der die Nervi palatini majores und minores abzweigt. Die Nervi palatini majores und minores führen ebenfalls Äste aus dem 9. Hirnnerv, dem Nervus glossopharyngeus, sowie aus dem Nervus intermedius mit sich. Die im Gaumen vorhandenen Nerven sind sensibler, sensorischer und parasymphathischer Qualität.

Die regionären Lymphknoten sind die Nodi lymphoidei submandibulares. Die überregionalen Lymphknoten sind die Nodi lymphoidei cervicales profundi [Benninghoff 2003, Schiebler 2007].

Es finden sich muköse und sero-muköse Drüsen (Glandulae palatinae) in der Gaumenschleimhaut. Diese Schleimhaut ist mit dem Periost des harten Gaumens unverschieblich verbunden [Lüllmann-Rauch 2006].

Die Knochendicke im Gaumen variiert. Auffällig ist jedoch die Übergangsregion von Palatum durum zum Processus alveolaris der Maxilla. An diesen Stellen könnte durch eine Angulation der Minischraubeninsertionsrichtung ein Knochenmehrangebot resultieren (siehe Abbildung 4).

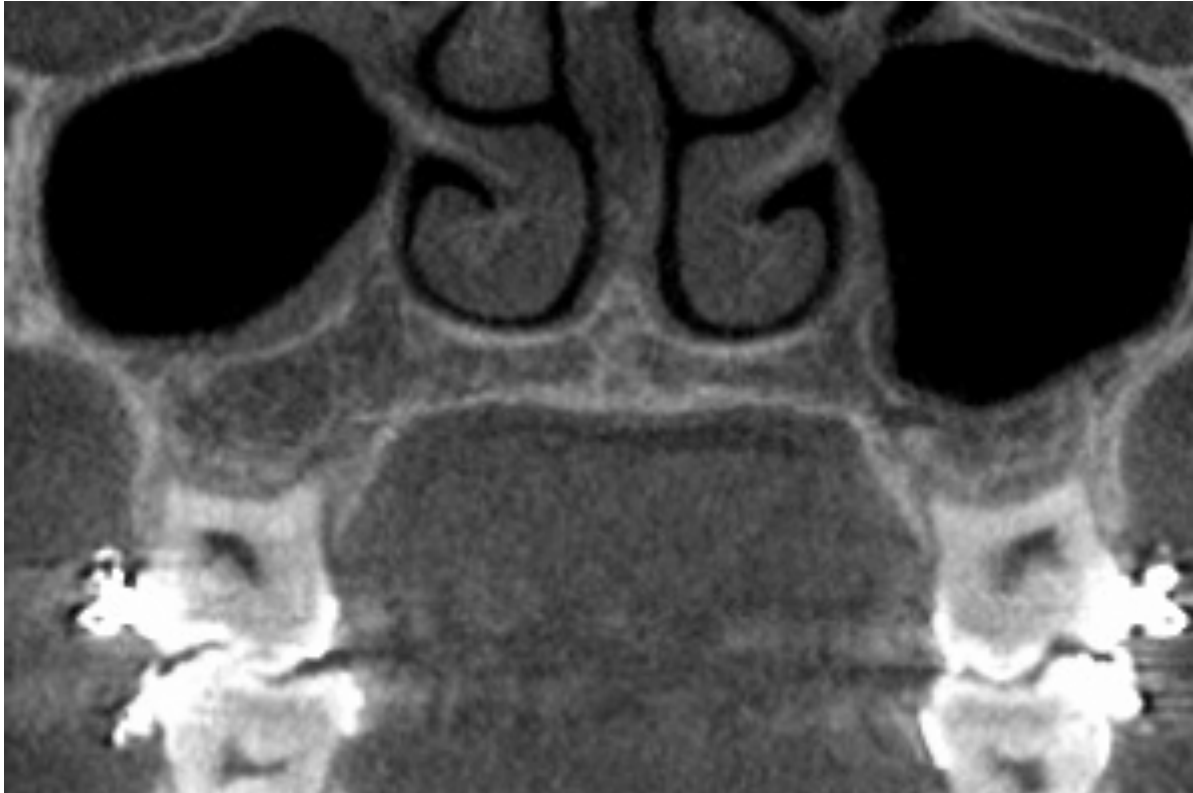


Abbildung 4: Koronalschnitt durch die Maxilla. Abbildung des Palatum durum, des Proc. alveolaris maxillae, des Sinus maxillae, der Molaren und Conchae nasalis. Der Palatum durum stellt das Dach der Mundhöhle und gleichzeitig den Boden der Nasenhöhle dar [Institut MESANTIS 3D-Dentalradiologie Berlin].

1.2 Gaumennahterweiterung in der Kieferorthopädie

Unter der Gaumennahterweiterung (GNE) versteht man die Zerreißung des harten Gaumens in transversaler Richtung im Bereich der Sutura palatina mediana mit Hilfe von Dehnschrauben. Das Periost und die Schleimhaut zerreißen bei dieser Behandlungsmethode nicht. Diese Behandlung ist zum Beispiel bei einem doppelseitigen Kreuzbiss, der meist aus einer transversalen maxillären Unterentwicklung hervorgeht, indiziert [Schulze 1981, Wangsrimongkol et al. 2013]. Die Gaumennahtsprengung dauert nur wenige Tage. „Die GNE führt zu einer schnellen Verbreiterung des oberen Zahnbogens und der apikalen Basis. Darin vor allem wird ihr Vorteil gegenüber der üblichen Zahnbogenverbreiterung gesehen. Denn solange ‚Dehnung‘ als das entscheidende Mittel zur Beseitigung frontaler Engstnde angesehen wird und die hinter der Zahnbogenerweiterung zurückbleibende apikale Basis als Hauptursache der hohen Rckfallneigung, muß diese Doppelwirkung höchst will-

kommen sein, zumal sich das dabei auftretende Trema spontan zu schließen pflegt.“ [vgl. Schulze 1981].

Bei Patienten mit dolichofazialen Gesichtstyp, verbunden mit einem hohen und schmalen Gaumen, findet sich häufig eine behinderte Nasenatmung. Durch eine forcierte Erweiterung der Gaumennaht verbreitert sich das Gaumengewölbe. Dies führt nicht nur zu einer Breitenzunahme im Bereich der apikalen Basis, sondern bewirkt meist auch eine Abflachung des Gaumens [Schopf 2008]. So kommt es bei einer forcierten GNE und der damit verbundenen Breitenzunahme im Cavum nasi meist spontan zu einer Verbesserung der Nasenatmung [Ribeiro 2012, Zeng u. Gao 2013]. Somit verbessert sich die Lebensqualität des Patienten [Katyal et al. 2013].

1.2.1 Dehnschrauben

Kieferorthopädische Dehnschrauben sind Apparaturen, die zu kieferorthopädischen Distractionen verwendet werden. Sie bestehen aus zwei Schraubenblöcken, einer Schraube und Führungsstiften, die eine Verwindung verhindern. Durch Verstellen des Gewindes werden die Schraubenblöcke auseinander bewegt. Mit kieferorthopädischen Dehnschrauben lassen sich feindosierbare Bewegungen durchführen. Die dreidimensionale Ausrichtung der Schraube bestimmt die Bewegungsrichtung der Dehnung. Vorteile der Dehnschrauben sind die stufenlose Dosierbarkeit der Krafteinwirkung. Dies verhindert eine Überlastung der Zähne bzw. der anatomischen Strukturen, die zur Verankerung dienen. Die Schrauben können vom Patienten oder dessen Eltern selbst verstellt werden. Dies macht häufige Kontrollsitzen überflüssig, ohne die Qualität der Behandlung zu gefährden. Somit ist der Behandlungsfortschritt gegeben. Es gibt eine Vielzahl an kieferorthopädischen Schrauben. Im Folgenden werden die „Maxum-Schraube“ und die „Hyra-Schraube“ dargestellt [Schopf 2008]: Die „Maxum-Schraube“ (siehe Abbildung 5) stellt eine stabile Vollgehäuseschraube für umfangreiche Zahnbogenerweiterungen dar. Die „Hyra-Schraube“ (Dentaurum) (siehe Abbildung 6) ist eine Spezialschraube zur forcierten Erweiterung der Gaumennaht mit Hilfe festsitzender Apparaturen oder Platten/Bandkombinationen. Die Dehnschraube „Leone A2620“ von Leodont und die „Palatal Split Screw“ von Forestadent wurden zusammen mit der „Hyra-Dehnschraube“ von Dentaurum in der Studie von Camporesi et al. 2013 auf ihre

mechanischen Eigenschaften getestet. Die drei zu letzt genannten Dehnschrauben sind für eine forcierte Gaumennahterweiterung geeignet [Camporesi et al. 2013].

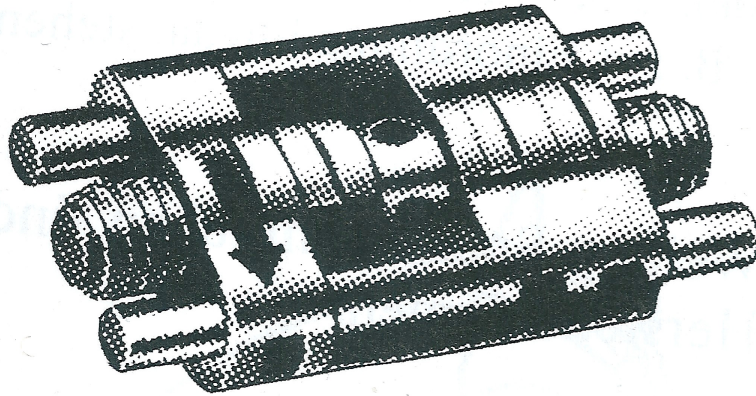


Abbildung 5: Darstellung einer „Maxum-Schraube“. Man erkennt einen Schraubenkörper, das Gewinde, die zwei Führungsstäbe und die Aktivierungsvorrichtung in der Mitte der Dehnschraube [Schopf 2008].

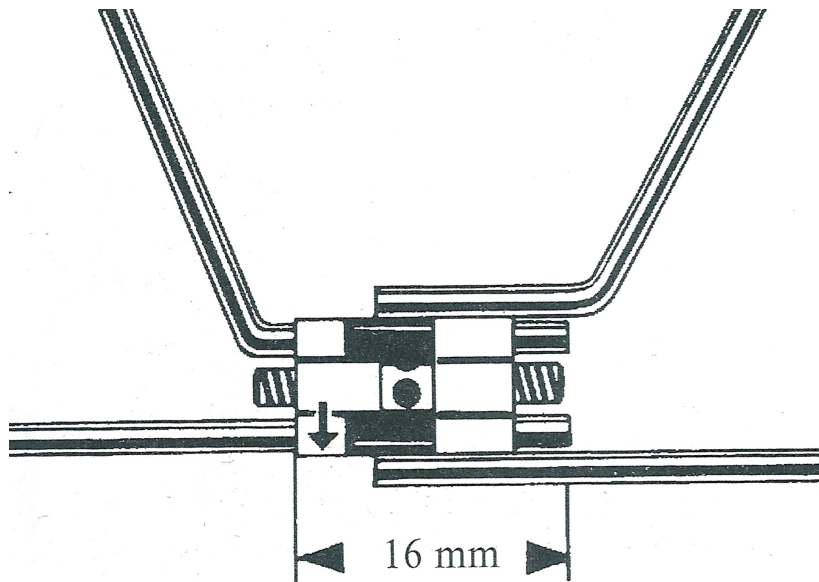


Abbildung 6: Darstellung einer „Hyrax-Schraube“. Man erkennt ein Gewinde und zwei Führungsstäbe, die in die vier Drahtelemente übergehen. Über die vier Drahtfortsätze kann die Dehnschraube an weiteren kieferorthopädischen Behandlungsgeräten befestigt werden (z. B. auf kieferorthopädischen Minischrauben) [Schopf 2008].

1.2.2 Enossale Verankerungsschienen

Verankerung ist ein Ausdruck für die Art einer Kraftverteilung. Die vom Behandlungsgerät ausgehenden Kräfte werden bei dentaler Verankerung von der Dentition aufgenommen und auf die Parodontien weitergeleitet und dort verteilt. Die Kraft überträgt sich natürlich ebenso auf angrenzende Nachbarstrukturen wie Suturen, Kieferbasen und Kiefergelenke [Schulze 1981]. Nach dem „actio gleich reactio-Gesetz“ treten bei jeder kieferorthopädischen Apparatur Kräfte auf, die es zu nutzen oder zu vermeiden gilt [vgl. 3. Newtonsches Gesetz: Wechselwirkungsgesetz].

Den Grundstein der evidenzbasierten Forschung an ossär verankerten, kieferorthopädischen Systemen legten 1978 Sherman, 1983 Creekmore und Eklund, 1988 Turley et al., sowie Shapiro und Kokich [Sherman 1978, Creekmore u. Eklund 1983, Turley et al. 1988, Shapiro u. Kokich 1988]. Enossale Verankerung ist heutzutage ein fester Bestandteil der Kieferorthopädie und wird mit prothetischen Implantaten, Gaumenimplantaten oder kieferorthopädischen Minischrauben realisiert [Gurgel et al. 2013, de Lira Ade et al. 2013, Hong et al. 2013, Lopes et al. 2013, Pithon et al. 2013, Serra et al. 2013]. Aus der enossalen Verankerung resultiert eine maximale Verankerung.

Prothetische Implantate und Gaumenimplantate haben speziell aufgeraute und konditionierte Oberflächen, die eine Osseointegration begünstigen [Giordano et al. 2006, Shalabi et al. 2006]. Minischraubenimplantate (= kieferorthopädische Pins) haben „glatte“ Oberflächen. Das Grundprinzip der kieferorthopädischen Pins ist eine enossale Verankerung ohne oder mit partieller Osseointegration. Eine partielle Osseointegration kieferorthopädischer Minischraubenimplantate ist jedoch nicht von Nachteil, da die Minischrauben so stärkeren Kräften standhalten [Kim et al. 2009]. Die Primärstabilität sollte bei allen Implantaten gegeben sein [Javed et al. 2013]. Minischraubenimplantate können bei Bedarf sofort mechanisch belastet werden, wenn eine hohe Primärstabilität gegeben ist. In der Regel können sie nach erfolgter Therapie, einfacher als Implantate mit konditionierter Oberfläche wieder explantiert werden. Der größte Vorteil der enossalen Verankerung besteht jedoch darin, dass unerwünschte orthopädische Kräfte durch die umgebenden knöchernen Strukturen absorbiert werden und sich nicht auf die Dentition auswirken. Dadurch sind Behandlungsoptionen gegeben, die bei geeigneter Indikation einer rein dentalen Verankerung überlegen sind [Schopf 2008].

Bei der Therapie mit Minischrauben können Komplikationen auftreten. Die Risiken können jedoch stark minimiert werden, wenn der Behandler Kenntnis über die genaue patientenindividuelle Anatomie hat [Kravitz u. Kusnoto 2007]. Deshalb sollte vor Insertion von enossalen Verankerungsapparaturen ein strahlungsarmes dreidimensionales Röntgenbild angefertigt werden, wie es mit modernen DVT-Geräten möglich ist [Ludlow u. Walker 2013].

1.3 Bildgebende Verfahren in der Kieferorthopädie

1.3.1 Panoramaschichtaufnahmen und Fernröntgenseitenbilder

Panoramaschichtaufnahmen (PSA): sind routinemäßige bildgebende Verfahren, die in der Zahnmedizin, in der Kieferorthopädie und in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie angefertigt werden, um Aussagen über Zahnzahl, Lage, Mineralisation, Form und Größe von Zahnkeimen und Wurzeln treffen zu können [Bumann u. Lotzmann 2000, Müssig et al. 2005]. Außerdem werden linkes und rechtes Kiefergelenk, sowie Jochbeine, untere Bereiche der Kieferhöhlen, Nasenseptum, untere Nasenmuschel, Apertura piriformis und der Gaumen dargestellt. Ebenso kann die PSA zur Feststellung von pathologischen Veränderungen im Bereich der Zahnwurzeln, des Kieferknochens und des Parodontiums, ferner zur Kariesdiagnostik und zur Bestimmung des dentalen Alters herangezogen werden [Schopf 1969, Hirschfelder 1994, Düker 2000]. Mit einer PSA ist es nicht möglich, anatomische Strukturen maßstabsgetreu, dreidimensional zu befunden. Sehr kleine Strukturen wie z. B. ein Wurzelkanal werden meist überhaupt nicht dargestellt [Sahman et al. 2014]. Weiterer Nachteil der PSA ist die nicht verwischungsfreie Darstellung auf dem Röntgenfilm. Da sich die Röntgenstrahlen fächerförmig ausbreiten werden Strukturen von divergierenden Strahlen und nicht vom Zentralstrahl getroffen. Diese Strukturen werden vergrößert dargestellt [Al Bourney 1999]. Eine der Realität entsprechende zweidimensionale Lagebeziehung der abgebildeten knöchernen Strukturen ist somit nicht gegeben [Hassfeld 2000].

Behandlungsbedürftige Nebenbefunde werden in der PSA des öfteren erhoben [Freitag et al. 1972, Rottke 1977, Nitsch 1979, Rahn et al. 1991]. Jedoch können ebenso Atrophien des Kieferknochens in der Horizontalen in der PSA unentdeckt bleiben. Deshalb wird hierfür und für präimplantäre Therapieplanung ein dreidimensionales Röntgenbild empfohlen [Schwenzer u. Ehrenfeld 2000]. Somit ist die PSA

für eine exakte OP-Planung nicht geeignet [Ohmae et al. 2001, Bou et al. 2002, Hirsch et al. 2002].

Die effektiven Dosen bei Panoramaschichtaufnahmen werden in der Literatur mit Werten von 4 μSv bis 300 μSv angegeben [Goch 2005, Lemkamp 2006]. Dass manche Autoren die Dosiswerte schätzen und andere Autoren genaue Werte messen, bedingt diese große Spanne. Nach ICRP 2007 (International Commission on Radiological Protection 2007) werden in Abhängigkeit vom Gerätetyp effektive Dosen für die Panoramaschichtaufnahme von 14,2 bis 24,3 μSv gemessen [Ludlow et al. 2008]. Bei analoger Aufnahmetechnik, wie sie in 70% der deutschen Zahnarztpraxen angefertigt werden, können effektive Dosen von 45 bis 54 μSv nachgewiesen werden [Kiefer et al. 2004].

Fernröntgenseitenbilder (FRS): Im Jahr 1931 legten Hofrath (Düsseldorf) und Broadbent (Cleveland) unabhängig von einander den Grundstein für eine systematische röntgenologische Kephalemetrie [Schopf 2008]. FRS sind ebenfalls Teil der kieferorthopädischen Routinediagnostik [Müssig et al. 2005]. Es sind Röntgenaufnahmen in der Norma lateralis, d.h., die Röntgenstrahlen treffen von lateral, senkrecht auf das Profil des Patienten. Man erhält ein Röntgenbild, welches das knöcherne Profil des Patienten darstellt. Durch den relativ großen Abstand von Röntgenröhre und Röntgenfilm (bei gängigen FRS-Geräten 1,5 bis 2 m) und den relativ kleinen Abstand von Patient zum Röntgenfilm entsteht ein nahezu dimensionsechtes zweidimensionales Röntgenbild. Strukturen, die der Strahlenquelle näher sind, werden jedoch vergrößert dargestellt und es kommt unweigerlich zu Überlagerungen von anatomischen Strukturen. Dies führt zu Ungenauigkeiten bei der Knochendickenbestimmung im Gaumen [Kim et al. 2014]. Ein FRS kann analog, digital oder mit Hilfe eines DVT-Gerätes angefertigt werden. Die größte Reliabilität bei der Kephalemetrie ist gegeben, wenn das FRS mit Hilfe von DVT-Geräten entsteht [Navarro et al. 2013]. Gemessene Werte für die effektive Dosis beim FRS liegen bei 5,6 μSv [Ludlow et al. 2008].

1.3.2 Dental-CT

Hounsfield und Cormack entwickelten 1968 das Prinzip der Computertomografie (CT). Ein CT-Gerät besteht aus vier Haupteinheiten: dem Gantry (Abtasteinheit),

dem Patientenlagerungstisch, dem Bedienpult und dem Computer. Mit einem System von Blenden wird ein schmaler, fächerförmiger Röntgenstrahl aus dem Strahlenkegel ausgeblendet. Seine Breite entspricht der gewünschten Dicke der Körperschicht [Reiser et al. 2006]. Mit der Computertomografie ist es möglich, knöcherne Strukturen sehr exakt abzubilden und aus den zweidimensionalen Datensätzen mit Hilfe eines Computers dreidimensionale Röntgenbilder zu rekonstruieren. Dies erlaubt nicht nur eine ungefähre Knochendickenbestimmung in der Vertikalen (vgl. PSA und FRS, Kapitel 1.3.1), sondern eine exakte Bestimmung der Knochendicke in allen drei Raumebenen [Marmulla et al. 2002].

Die effektive Dosis ist bei Computertomografien höher als bei zweidimensionalen, röntgenologischen Routinediagnostiken und ist somit von diesen als auch von der DVT deutlich abzugrenzen [Monsour et al. 2008]. In der Literatur werden diverse Werte für die effektive Dosis von Dental-CT angegeben. Zu unterscheiden ist hier wieder zwischen Schätzungen und tatsächlich gemessenen Werten. Manche Angaben reichen von 150 bis 350 μSv [Schnelle 2001, Ziegler et al. 2002, Düker et al. 2006]. Wiederum andere reichen von 429 μSv bis 1410 μSv für hochmoderne CT-Scanner [Loubele et al. 2009, Ludlow u. Ivanovic 2008, Suomalainen et al. 2009]. Bei älteren CT-Geräten können durchaus Werte für die effektive Dosis von 2000 μSv und 3000 μSv gemessen werden [Ngan et al. 2003].

1.3.3 Dentale Volumentomografie

Die Dentale Volumentomografie (DVT) ist ein digitales, bildgebendes Verfahren, welches erstmals 1996 von der Firma Quantitative Radiology (Verona, Italy) entwickelt und unter dem Namen „New-Tom 9000“ vertrieben wurde [Mozzo et al. 1998]. Die Besonderheit dieses Gerätes ist das kegelförmige (Cone) Röntgenstrahlbündel. Deshalb wird dieses Aufnahmeverfahren auch „Cone Beam Computer Tomography“ (CBCT) genannt [Kau et al. 2010].

Die DVT steht bezüglich der Bild- und Auflösungsqualität und der Hartgewebstdarstellung der CT in nichts nach [Pein et al. 2014]. Sie ist jedoch streng von der CT zu trennen, da die Patienten deutlich weniger durch Röntgenstrahlung belastet werden [Monsour et al. 2008, Roberts et al. 2009]. Die dentale Volumentomografie ist in der zahnmedizinisch-chirurgischen und kieferorthopädischen Praxis seit Jahren unter

anderem für die präimplantologische Diagnostik etabliert [Ekestubbe et al. 1997, Liang et al. 2010, Pertl et al. 2013].

Eine Übersicht der verschiedenen Aufnahmeverfahren und ihrer effektiven Dosen sind in der Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Verschiedene effektive Dosen für verschiedene Aufnahmeverfahren [Düker et al. 2006]. Das Dental-CT weist mit Abstand die größten Werte für die effektive Dosis auf. Die Werte für das Dental-CT können jedoch in Wirklichkeit noch viel höher sein als in dieser Tabelle angegeben.

Aufnahmeverfahren	Effektive Dosis
Panoramaaufnahme (konventionell)	7 – 20 μ Sv
Panaoramaaufnahme (digital)	5 – 15 μ Sv
FRS Schädel	2 μ Sv
Dental-CT	150 – 350 μ Sv
DVT	36 μ Sv

In der Kieferorthopädie gibt es keine Einzelindikation, sondern eine sogenannte „Sammelindikation“. Im Idealfall können mit nur einer Röntgenaufnahme alle für die Diagnose relevanten Fragen beantwortet werden [Mah et al. 2010]. Dies ist mit modernen DVT-Geräten möglich.

Es muss natürlich bei jeder röntgenologischen Untersuchung das ALARA-Prinzip (As Low As Reasonably Achievable) gelten [Farman 2005]. Das heißt, dass die Qualität der Röntgenaufnahme an die Fragestellung angepasst sein muss und gleichzeitig die Strahlenbelastung für den Patienten möglichst niedrig sein soll. Seit 1996 unterliegen die Aufnahmetechniken, die Aufnahmeprotokolle und die DVT-Geräte stetiger Verbesserung, was sich in niedrigeren effektiven Dosen und einem hohen Informationsgehalt der dreidimensionalen Bilder widerspiegelt [Adolphs et al. 2013, Li et al. 2013, Pradella et al. 2013, Dong et al. 2013, Abbas et al. 2013, Leary u. Robar 2014]. Die effektive Dosis hängt vom DVT-Gerät, den Röntgenparametern (Stromstärke [mA] und Stromspannung [kV]), von der Größe des „Field of View“ (FOV) und von der Lokalisation des FOV ab [Silva et al. 2008, Hirsch et al. 2008, Qu et al. 2010, Ludlow u. Walker 2013]. Eine Verkleinerung des FOV ist jedoch nicht in

jedem Fall mit einer Reduktion der effektiven Dosis verbunden. So beträgt z.B. die effektive Dosis für den Gesichtsschädel bei einem FOV von 13 x 16 cm 77 μSv . Bei einer Aufnahme der Maxilla mit einem FOV von 6 x 13 cm beträgt sie ebenfalls 77 μSv [Loubele et al. 2009]. Deshalb kann häufig ein größeres FOV gewählt und gleichzeitig das ALARA-Prinzip erfüllt werden. Dies setzt jedoch genaue gerätespezifische Kenntnisse des Behandlers voraus. Bei den meisten in Deutschland erhältlichen DVT-Geräten, wie z. B. dem „i-Cat platinum“, sind die Größe bzw. das Volumen des FOV und die Röntgenparameter stufenlos einstellbar. DVT-Geräte bei denen dies nicht möglich ist, sind ersteren unterlegen und nicht „State of the Art“. Das DVT-Gerät „Galileos compact“ (Fa. Sirona) besitzt z. B. ein unverstellbares, kugelförmiges FOV mit einem festen Durchmesser von 15 cm. Daraus folgt, dass die effektive Dosis sehr vom verwendeten DVT-Gerät abhängt [Ludlow 2011].

Ludlow beschreibt in seiner Arbeit von 2008, dass die effektiven Dosen bei Anfertigung eines DVTs höher sind als die einzelner digitaler Panoramaschichtaufnahmen, annähernd gleich der effektiven Dosis bei analogen Panoramaschichtaufnahmen und niedriger als Teilaufnahmen des Schädels oder Zahnfilmstaten [Ludlow et al. 2008]. Für Zahnfilmstaten werden Werte zwischen 34,9 μSv und 388 μSv angegeben.

In der Literatur werden für das DVT-Gerät „i-Cat Next Generation“ Werte zwischen 45 μSv und 83 μSv bei mittleren und großen FOV angegeben [Ludlow u. Ivanovic 2008, Pauwels et al. 2010, Davies et al. 2012, Grünheid et al. 2012].

Für das „Accuitomo 3D“ wurden Werte gemessen und nach den Richtlinien der ICRP (International Commission on Radiological Protection) die effektiven Dosen berechnet. Bei kleinen bis mittleren FOVs liegen die Werte zwischen 29 μSv und 63 μSv [Lofthag-Hansen et al. 2008, Suomalainen et al. 2009, Okano et al. 2009, Pauwels et al. 2010].

In der Studie von Ludlow und Walker aus dem Jahr 2013, werden verschiedene Aufnahmeprotokolle beschrieben. Die Werte für die effektiven Dosen betragen bei einem FOV von 13 x 16 cm zwischen 11 μSv und 85 μSv (Erwachsenenphantom) bzw. 18 μSv und 120 μSv (Kinderphantom) [Ludlow u. Walker 2013].

Al-Okshi et al. geben in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2013 für das DVT-Gerät „ProMax 3D“ bei einem FOV von 4 x 5 cm einen effektiven Dosiswert von 10 μSv an [Al-

Okshi et al. 2013]. Die effektiven Dosen für digitale Panoramaschichtaufnahmen liegen in der Studie von Al-Okshi et al. aus dem Jahre 2013 zwischen 8 μSv und 14 μSv .

In einer laufenden Studie von Währisch und Buchholz aus dem Jahr 2014 werden Dosismessungen mit dem modernen DVT-Gerät „MESANTIS line 2“ in Verbindung mit dem Einsatz eines Schilddrüsenschutzes durchgeführt. Selbst für ein relativ großes FOV von 20 x 17 cm ergeben sich Werte für die effektive Dosis von 14,4 μSv ohne Schilddrüsenschutz. Mit Schilddrüsenschutz wird ein Wert von 13,5 μSv gemessen. Dies bedeutet eine Reduktion der effektiven Dosis um weitere 6,59 %. Beschränkt man das FOV auf die Prämolaren und Molaren (FOV von 4 x 5 cm), liegen die Werte zwischen 8,8 μSv und 21,3 μSv . Werden nur die Incisivi betrachtet, so kommt man auf Werte zwischen 7,8 μSv und 20,6 μSv (FOV von 4 x 5 cm) [Währisch u. Buchholz 2014].

Betrachtet man die Ergebnisse von Ludlow und Walker aus dem Jahr 2013 und die neuesten Forschungsergebnisse von Währisch und Buchholz aus dem Jahr 2014, so stellt man fest, dass mit modernster DVT-Technik effektive Dosiswerte unter 20 μSv realisierbar sind. Bei spezieller Indikation, Aufnahmetechnik und Abschirmung der Nachbargewebe sind sogar Werte unter 10 μSv möglich.

Die DVT hat sich in der kieferorthopädischen Praxis zum sinnvollsten bildgebenden Verfahren mit der - auf den Informationsgehalt bezogen - geringsten Strahlenbelastung im Rahmen der Behandlungsplanung entwickelt [Cattaneo u. Melsen 2008, Mah et al. 2010, Merrett et al. 2010]. Mit den zahlreichen Informationen aus nur einem dreidimensionalen Datensatz ist es möglich, den sinnvollsten individuellen Behandlungsplan für den jeweiligen Patienten zu erstellen. Sie erlaubt eine hervorragende dreidimensionale Diagnostik bei vielen zahnärztlich-chirurgischen und kieferorthopädischen Fragestellungen, bei gleichzeitig relativ geringer Strahlenbelastung im Vergleich zur CT und hohem Nutzen für den Patienten [Hassfeld et al. 1998, Bianchi u. Lojano 1998, Arai et al. 1999, Kim et al. 2014].

Mehrere Autoren sprechen davon, dass die DVT als obligatorisches Instrument zur präoperativen Behandlungsplanung angesehen werden sollte und dass die DVT die CT in vielen Fällen substituiert [DGZMK-Leitlinie von 04/2009, Behrbohm et al. 2010, Yifat u. Manor et al. 2010, Baciut et al. 2011, Xu et al. 2011].

2. Fragestellungen

Die forcierte Gaumennahterweiterung, als kieferorthopädische Therapie, ist mit verschiedenen kieferorthopädischen Apparaturen möglich. Am effektivsten gelingt dies jedoch mit minischrauben-getragenen Dehnschrauben. Dieses kieferorthopädische System ist enossal befestigt, um eine maximale Verankerung zu schaffen. Um eine gute Primärstabilität und maximale Verankerung zu erreichen, empfiehlt es sich, möglichst lange Minischrauben zu verwenden.

Die Bestimmung der genauen individuellen Knochendicke im Palatum durum ist präoperativ von entscheidender Bedeutung. Dies ist mit dentalen Volumentomogrammen mit entsprechender Analyse-Software möglich. Die digitale Volumentomografie erlaubt, im Vergleich zu herkömmlichen zahnärztlichen Röntgenfilmen, Panoramaschichtaufnahmen und Fernröntgenseitenaufnahmen alle dargestellten Strukturen im Field of View nicht zweidimensional, sondern dreidimensional zu befunden. Die Lage der an den geplanten Insertionsort angrenzenden anatomischen Strukturen, wie Nerven, Nervenaustrittspunkten, Zahnwurzeln, Arterien, Nasenhöhle sowie Nasennebenhöhlen kann ebenfalls exakt bestimmt werden. Im Vergleich zu Computertomografien, die ebenfalls eine dreidimensionale Darstellung der Gewebe erlauben, ist die effektive Dosis bei DVT-Aufnahmen deutlich geringer (siehe Kapitel 1.3.2 und 1.3.3).

Es stellt sich die Frage, ob mit Hilfe der DVT Regionen im Palatum durum detektiert werden können, die ein größeres Knochenangebot als die ursprünglich zur Insertion vorgesehenen Regionen aufweisen.

Im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung ist es zudem aus forensischer Sicht ratsam, ein DVT anfertigen zu lassen.

Mit der vorliegenden Arbeit sollten insbesondere folgende Hypothesen überprüft werden:

1. Messungen des Knochenangebots im DVT des Palatum durum sind intraindividuell reproduzierbar.
2. Das vertikale Knochenangebot in der Medianebene des Palatum durum, senkrecht zur Okklusionsebene gemessen, nimmt von anterior nach posterior signifikant ab.

3. Das vertikale Knochenangebot in der Paramedianebene des Palatum durum nimmt von median nach paramedian beidseits signifikant ab.
4. Das vertikale Knochenangebot im Palatum durum ist bei männlichen Patienten signifikant größer als bei weiblichen Patienten.
5. Durch eine zusätzliche Angulation einer Minischraube um 10° nach lateral ergibt sich im Vergleich zur rein senkrechten Insertion ein signifikant höheres Knochenangebot.
6. Das vertikale Knochenangebot im Palatum durum, senkrecht zur Okklusionsebene gemessen, ist bei 10- bis 15- jährigen Patienten signifikant kleiner als bei 16- bis 24- jährigen Patienten.
7. Alle kieferorthopädischen Patienten weisen in allen vermessenen Gaumenregionen ein ausreichendes vertikales Knochenangebot für 6 mm, 8 mm und 10 mm lange Verankerungsschrauben auf.

3. Material und Methoden

3.1 Allgemeine Methoden und Material

3.1.1 Patientengut

Alle ermittelten Messwerte lagen den digitalen DICOM-Datensätzen zugrunde, die dem Langzeitarchiv des nationalen 3D-Röntgennetzwerkes MESANTIS® (Standorte: Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München und Wiesbaden) entstammten.

Insgesamt wurden 202 Patienten unterschiedlichen Alters und unterschiedlichen Geschlechts vermessen. Das Patientengut wurde in sechs unterschiedliche Gruppen unterteilt: Komplettes weibliches Patientengut, 10- bis 15- jährige Patientinnen (Durchschnittsalter= 12,9 Jahre), 16 bis 24- jährige Patientinnen (Durchschnittsalter= 19,1 Jahre), komplettes männliches Patientengut, 10- bis 15- jährige Patienten (Durchschnittsalter= 12,3 Jahre), 16 bis 24- jährige Patienten (Durchschnittsalter= 18,8 Jahre) (siehe Tabelle 2).

Tabelle 2: Aufschlüsselung des Patientengutes in sechs Gruppen: Komplettes weibliches Patientengut, 10- bis 15- jährige Patientinnen, 16 bis 24- jährige Patientinnen, komplettes männliches Patientengut 10- bis 15- jährige Patienten, 16 bis 24- jährige Patienten.

	weiblich	männlich	Summe
10-15 jährig	50	51	101
16-24 jährig	51	50	101
Summe	101	101	202

Insgesamt belief sich die Zahl der Probanden auf $n = 202$. Das Verhältnis zwischen männlichen und weiblichen Patienten war 1:1. Darüber hinaus ermöglichte diese Aufteilung neben dem geschlechtsspezifischen Vergleich, den altersspezifischen Vergleich zwischen den 10- bis 15- jährigen und den 16- bis 24- jährigen Probanden.

3.1.2 Dentale Volumentomogramme

Alle in dieser Arbeit analysierten digitalen Volumentomogramme wurden mit dem DVT-Gerät "*i-CAT classic*" oder mit der Sonderedition "MESANTIS[®] line" angefertigt [Imaging Sciences International, Inc., Hatfield, USA] (siehe Abbildung 7 und Tabelle 3). Letzteres stellte eine Sonderedition des „iCAT platinum“ dar. Verwendete Aufnahmeinstellungen:

- Stromspannung: 120 kV
- Stromstärke: 3 - 8 mA
- Graustufen: 14 bit
- Scandauer: 5 - 26,9 s
- Expositionszeit: 4,8 - 9,8 s



Abbildung 7: DVT-Gerät MESANTIS[®] line“

Tabelle 3: Technische Daten der verwendeten DVT-Geräte. Abkürzungen: D= Durchmesser, H= Höhe, B= Breite, kV= Kilovolt, mA= Milliampere

	iCAT classic	MESANTIS® line
Bilddetektor	Flachfeld, amorphes Silizium (ablesbarer Bereich) 23,8 cm × 19,2 cm (B × H)	Flachfeld, amorphes Silizium (erfassbarer Bereich) 23,8 cm × 19,2 cm (B × H)
Voxelgröße	0,3 mm oder 0,25	0,3 mm oder 0,25
Graustufen	12 Bit	14 Bit
Bilderfassung	Einzelrotation um 360° (max.)	Einzelrotation um 360° (max.)
Bilderfassungsdauer	20 oder 10 Sekunden	26,9 oder 8,9 Sekunden
Sichtfeld (Field of View)	16 cm x 13 cm (D × H)	16,50 cm × 13,50 cm (D × H)
Röntgenröhrenspannung	120 kV	120 kV
Stromstärke	3-8 mA	3-7 mA

3.1.3 Analyse-Software und Befundungsmonitor

Bei der verwendeten Analyse-Software handelte es sich um die „3D-Imaging Software Invivo 5.1.6“ [Anatomage Inc. San Jose, Californien]. Die Analyse der DVT-Aufnahmen erfolgte mit Hilfe dieser Software an den Befundungsmonitoren (siehe Tabelle 4) des Institutes für 3D-Dentalradiologie MESANTIS Berlin in einem abgedunkelten Raum.

Tabelle 4: Technische Daten des Befundungsmonitors. Abkürzungen: cd/m²= Cande-
la/Quadratmeter

	EIZO 3 Megapixel RadiForce™ R31 Monitor
Produktionsfirma	Fa. Avnet Technology Solutions Gmbh, Nettetal, Deutschland
DIN	6868-57 für Anwendungskategorie B
Bildpunkte	1536 x 2048
Kontrastverhältnis	400:1
Helligkeit/Leuchtdichte	400cd/m ²

Die Software ermöglichte präoperativ eine dreidimensionale Beurteilung aller röntgenopaken anatomischen Strukturen des Patienten, die im Field of View lagen. Somit konnten für die Implantat- bzw. Pininsertion limitierende Strukturen wie der Sinus maxillaris, das Cavum nasi, Radices der Zähne, Nervverläufe bzw. Nervenaustrittspunkte, anatomische Anomalien oder gegebenenfalls auch pathologische Prozesse erkannt werden. Die Analyse-Software erlaubte es, jede dargestellte Struktur dreidimensional, d.h. in koronaler, sagittaler und axialer Schnittebene zu befunden (siehe Abbildung 8).

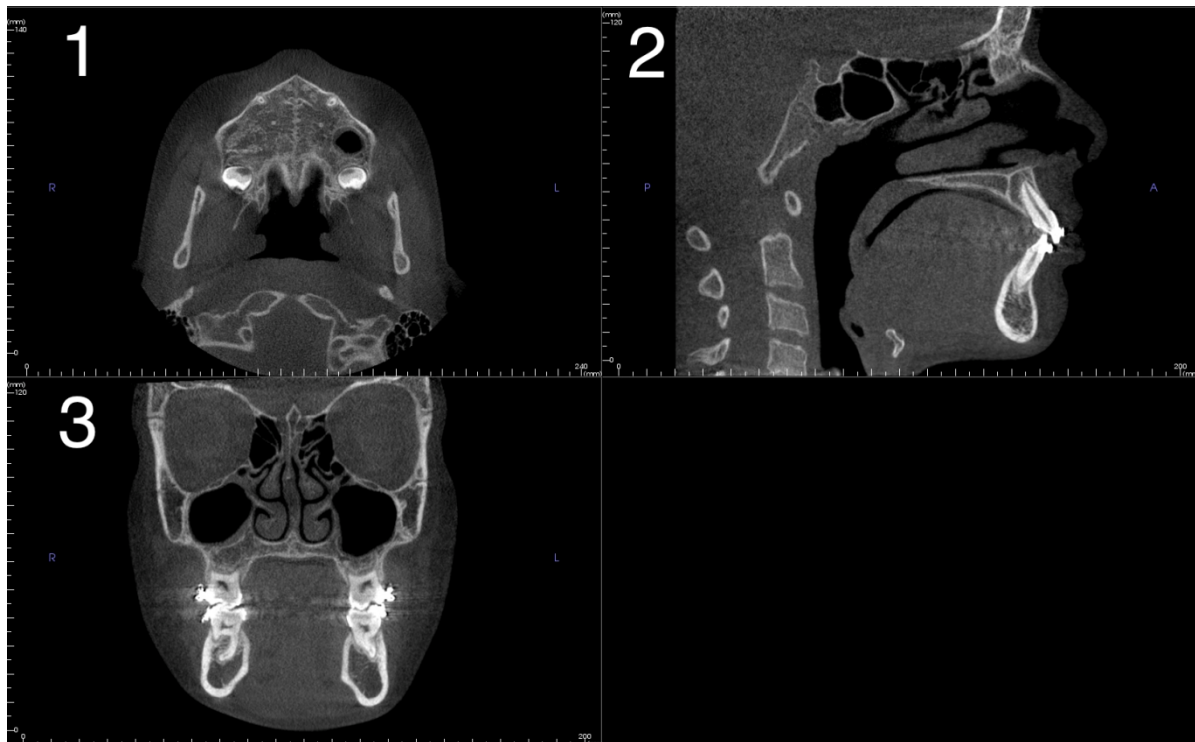


Abbildung 8: Darstellung der drei Schnittebenen. Schnitt Ebene Nummer 1= axiale Schnitt Ebene, Schnitt Ebene Nummer 2= sagittale Schnitt Ebene, Schnitt Ebene Nummer 3= koronale Schnitt Ebene

Bei der Auswertung der erhobenen Messwerte kamen die Programme „SPSS“ und „Microsoft Excel“ zur Anwendung [IBM, SPSS, Predictive Analytics- Software, Armonk, New York, USA und Microsoft, Excel Tabellenkalkulations- Software Version 2008, Redmond, Washington, USA]. Die Niederschrift der Dissertation erfolgte mit dem Programm „Microsoft Word“ [Microsoft, Word Textverarbeitungs- Software Version 2008, Redmond, Washington, USA].

3.1.4 Statistik

3.1.4.1 Deskriptive Statistik

Unter deskriptiver Statistik versteht man statistische Methoden zur Beschreibung und Auswertung von Daten in Form von Graphiken und Tabellen. Dies geschieht durch das Errechnen von Parametern, mit denen Lage (Mittelwerte) und Breite (Streuung) von Verteilungen beschrieben werden können. Mit Hilfe von Boxplots wurde die Lage und die Breite der Messwerte graphisch dargestellt [Wätzig et al. 2010].

3.1.4.2 Methodenfehler und Zuverlässigkeitskoeffizient

Zu Beginn dieser Arbeit war es von grundlegender Bedeutung, Fehler, die während des Messvorganges durch den Analysierenden oder bei der Bestimmung der Messpunkte auftreten können, quantitativ zu erfassen. Hierzu wurde der Methodenfehler bzw. der Zuverlässigkeitskoeffizient bestimmt und eingehend Extramessungen zur Fehlerberechnung durchgeführt. Die Vorgehensweise bei diesen Messungen und den anschließenden Analysemessungen war genau gleich. Sie ist in Kapitel 3.2.1 näher beschrieben. Aus den so gewonnenen Daten konnte nun der Methodenfehler δ nach Dahlberg bestimmt werden, welcher ein Maß für die Fehlervarianz ist [Dahlberg 1940]. Hierbei wurde zunächst für jede der ausgewählten Personen P_k ($1 \leq k \leq K$) und jeden Messpunkt A_j ($1 \leq j \leq J$) der Wert für δ_{kj} berechnet:

$$\delta_{kj} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_{ikj} - \bar{x}_{kj})^2}{n}}$$

δ_{kj} = Methodenfehler für jede ausgewählte Person P_k und jeden Messpunkt A_j

k = Anzahl der ausgewählten Probanden (5)

j = Anzahl der Messkoordinaten (98)

x_{ikj} , ($1 \leq i \leq n$) = wiederholte Messwerte für die Person P_k am Messpunkt A_j

\bar{x}_{kj} = Mittelwert der Messwerte x_{ikj} , ($1 \leq i \leq n$) für die Person P_k am Messpunkt A_j

n = Anzahl der Messwiederholungen (3)

Anschließend wurde der Methodenfehler δ für die gesamte Messreihe zur Fehlerberechnung nach folgender Formel berechnet:

$$\delta = \frac{1}{6KJ} \sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \delta_{kj}$$

Der Methodenfehler beschreibt quantitativ Messfehler, die bei der Identifizierung der Messpunkte auftreten oder aber während des Messvorganges durch den Untersu-

cher erfolgen und damit die Qualität der Ergebnisse beeinträchtigen können [Lochmann 1999]. Strebt der Wert des Methodenfehlers δ gegen 0, sind die Abweichungen der Kontrollmessungen und somit der methodische Fehler, der durch den Untersucher verursacht wird, gering.

Des Weiteren wurde mit Hilfe des errechneten Methodenfehlers δ der Zuverlässigkeitskoeffizient η nach Houston bestimmt [Houston 1983]. Dieser ist ein Maß für die Messgenauigkeit und wurde nach folgender Formel berechnet:

$$\eta = 1 - \frac{\delta^2}{v^2}$$

η =Zuverlässigkeitskoeffizient

δ = Methodenfehler nach Dahlberg

v = Gesamtvarianz der Messungen

Bei einem Wert von 1 lägen exakt gleiche Messwerte vor. Ein errechneter Wert der gegen den Wert 1 strebt bedeutet, dass eine hohe Reproduzierbarkeit gegeben ist bzw. eine hohe Reliabilität (Zuverlässigkeit) vorliegt.

3.1.4.3 Signifikanztests

Zu Anfang der Auswertung wurde stets auf Normalverteilung getestet. Dies geschah mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test. Die Irrtumswahrscheinlichkeit „p“ beschreibt das Signifikanzniveau, welches auf 0,05 festgelegt wurde. Demnach sollte ein Zuverlässigkeitskoeffizient von mindestens 95% erreicht werden. Um signifikante Unterschiede der errechneten Mittelwerte feststellen zu können, kamen bestimmte Signifikanztests zur Anwendung. Diese werden im Folgenden beschrieben:

Kolmogorov-Smirnov-Test

Der Kolmogorov-Smirnov-Test ist ein explorativer statistischer Test, der es erlaubt, die Gleichheit zweier Wahrscheinlichkeitsverteilungen zu überprüfen. Normalverteilung liegt dann vor, wenn eine kontinuierliche Wahrscheinlichkeitsverteilung vorliegt [Wernecke 2004]. Eine Normalverteilung wurde durch p-Werte $> 0,05$ beschrieben. Bei p-Werten $< 0,05$ bestand keine Normalverteilung. Werte die sich asymptotisch

an den Wert 0,05 annähern, wie z.B. 0,0498 bedeuten, dass die Wahrscheinlichkeit ebenfalls nicht normal verteilt ist.

War die Normalverteilungsannahme gegeben, wurde der T-Test angewendet:

T-Test

Der t-Test ist ein statistisches exploratives Verfahren um normal verteilte abhängige und unabhängige Stichproben zu analysieren und signifikante Unterschiede zu detektieren. Das jeweilige Vorgehen ist identisch. Geprüft wird ob eine empirische Mittelwertsdifferenz signifikant ist oder die Ergebnisse auf dem Zufall beruhen. [Rasch et al. 2010].

Ergab der Kolmogorov-Smirnov-Test keine Normalverteilung, wurde der Wilcoxon-Test bei abhängigen Stichproben bzw. der Mann-Whitney-U-Test bei unabhängigen Stichproben angewendet. Beide Tests sind den nichtparametrischen Verfahren zuzuordnen.

Wilcoxon-Test

Der Wilcoxon-Test prüft, ob sich zwei abhängige bzw. verbundene Stichproben in Bezug auf ihre zentrale Tendenz unterscheiden. Wie oben bereits genannt, muss die abhängige Variable nicht normalverteilt sein. Es handelt sich um einen Rangtest, da die Differenzen für jedes Messwertepaar berechnet werden und die Absolutbeträge in eine Rangfolge gebracht werden [Wilcoxon 1945, Rönz u. Strohe 1994].

Mann-Whitney-U-Test

Mit dem Mann-Whitney-U-Test kann man die zentrale Tendenz zweier unabhängiger Stichproben überprüfen. Es wurde festgestellt, ob eine der beiden zugehörigen Grundgesamtheiten nicht nur zufällig die größeren Elemente besitzt [Mann u. Whitney 1947].

Das Signifikanzniveau ebenfalls auf 0,05 festgelegt. Signifikante Abweichungen lagen bei p-Werten $< 0,05$ vor. p-Werte $> 0,05$ weisen auf nicht signifikante Unterschiede hin.

Folgende Abbildung 9 gibt einen Überblick über die Reihenfolge der anzuwendenden Signifikanztests.

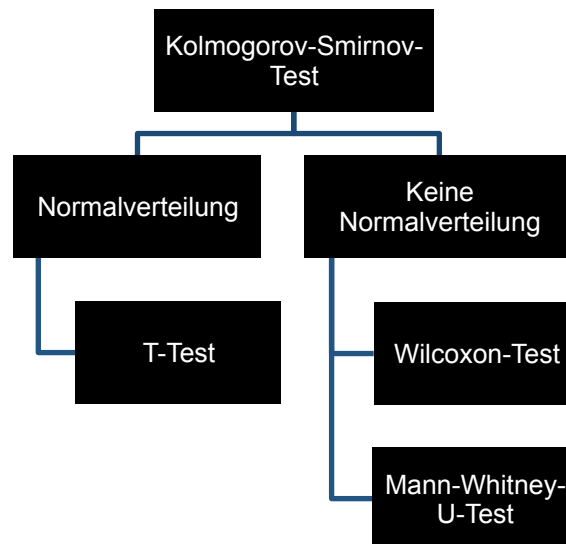


Abbildung 9: Angewendete Signifikanztests im Überblick

3.2 Spezielle Methoden

3.2.1 Reproduzierbarkeit der Messungen

Um reproduzierbare Messwerte zu erhalten, musste ein definiertes Vorgehen bei Ausrichtung der dreidimensionalen Röntgenbilder am Computer festgelegt und zu Beginn jeder Messung durchgeführt werden.

Procedere zur Ausrichtung des dreidimensionalen Röntgenbildes: Die Ebene, die sich zwischen den drei Punkten mesiopalatinale Höckerspitzen von Zahn 16, Zahn 26 und Inzisalkante der oberen ersten Inzisivi aufspannen lässt, stellte die Okklusionsebene dar. Sie musste zu Beginn jeder Messung horizontal ausgerichtet werden. Dies gelang, indem das axiale Schnittbild (siehe Abbildung 10) anfangs nach einer senkrechten Hilfslinie (welche dem sagittalen Schnittbild entspricht; hier in grün dargestellt) parallel zur Sutura palatina mediana ausgerichtet wurde.

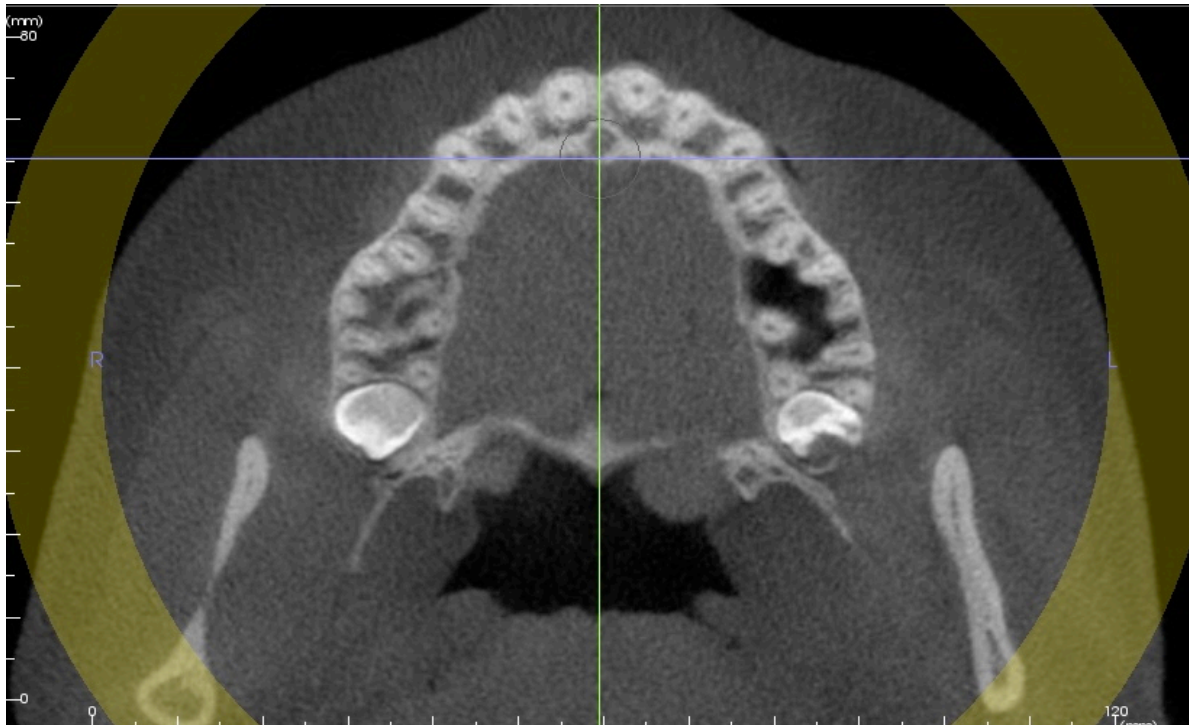


Abbildung 10: Darstellung der ausgerichteten axialen Schnittebene. Diese wird so gedreht, dass die grüne Hilfslinie exakt median-sagittal verläuft.

Anschließend wurde das koronale Schnittbild (siehe Abbildung 11) so ausgerichtet, dass die mesio-palatinalen Höckerspitzen von Zahn 16 und 26 eine horizontale Hilfslinie (hier in orange dargestellt) tangierten.

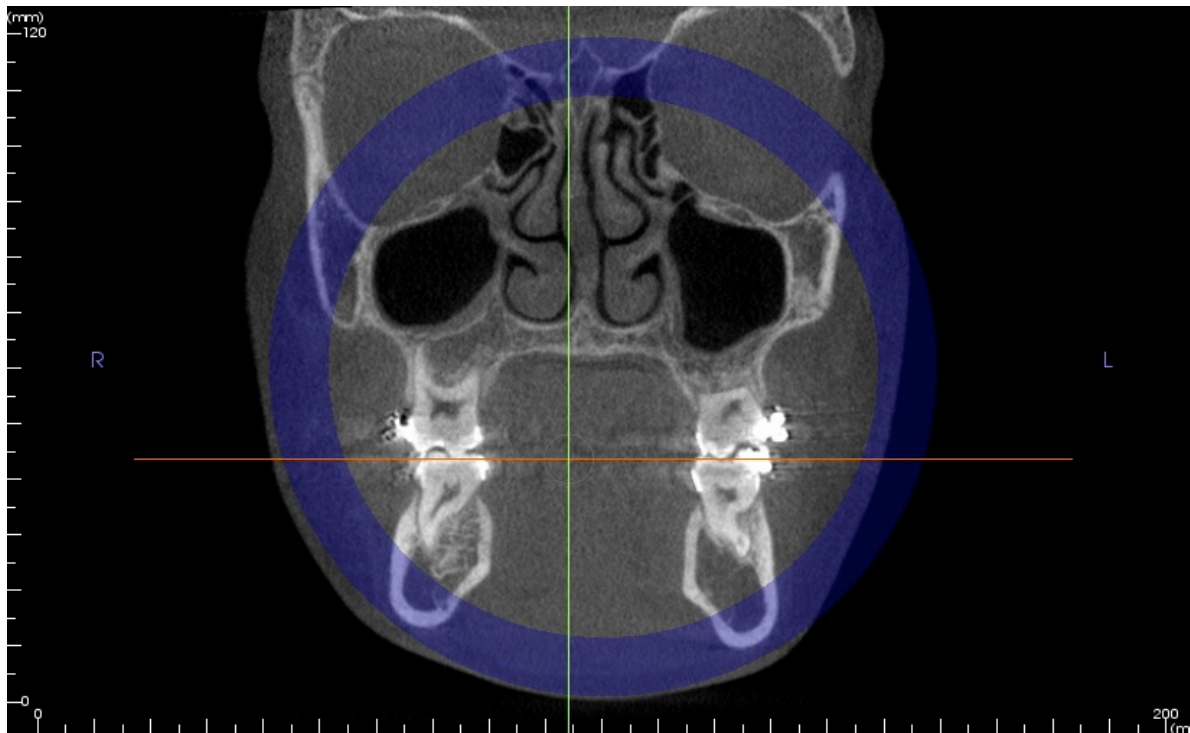


Abbildung 11: Darstellung der ausgerichteten koronalen Schnittebene. Diese wird so gedreht, dass die mesio-palatalen Höckerspitzen der Zähne 16 und 26 die orangene Hilfslinie tangieren.

Nun wurde das sagittale Schnittbild (siehe Abbildung 12) so ausgerichtet, dass die Inzisalkanten der erste oberen Inzisivi ebenfalls die horizontale Hilfslinie (hier in orange dargestellt) tangierten. Handelte es sich um einen Patienten mit unterschiedlich inklinierten oberen ersten Inzisivi, wurde der Inzisivus für die Ausrichtung herangezogen, der am weitesten nach oral inkliniert war.

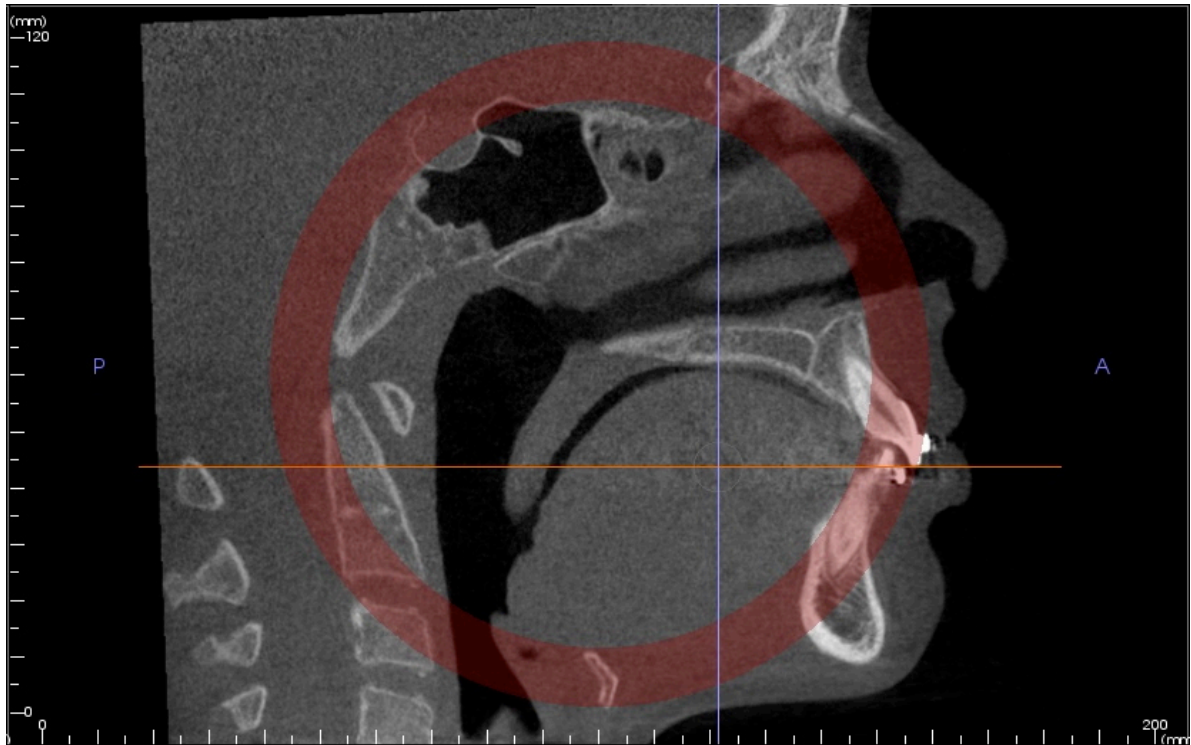


Abbildung 12: Darstellung der ausgerichteten sagittalen Schnittebene. Diese wird so gedreht, dass die Hilfslinie in orange die Inzisalkante der oberen Inzisivi tangiert.

Nach diesem definierten, reproduzierbaren Vorgehen war das dreidimensionale Röntgenbild so ausgerichtet, dass die Okklusionsebene exakt horizontal ausgerichtet war und die Sutura palatina mediana parallel zur sagittalen Schnittebene verlief. Danach war das dreidimensionale Röntgenbild final ausgerichtet (siehe Abbildung 13).

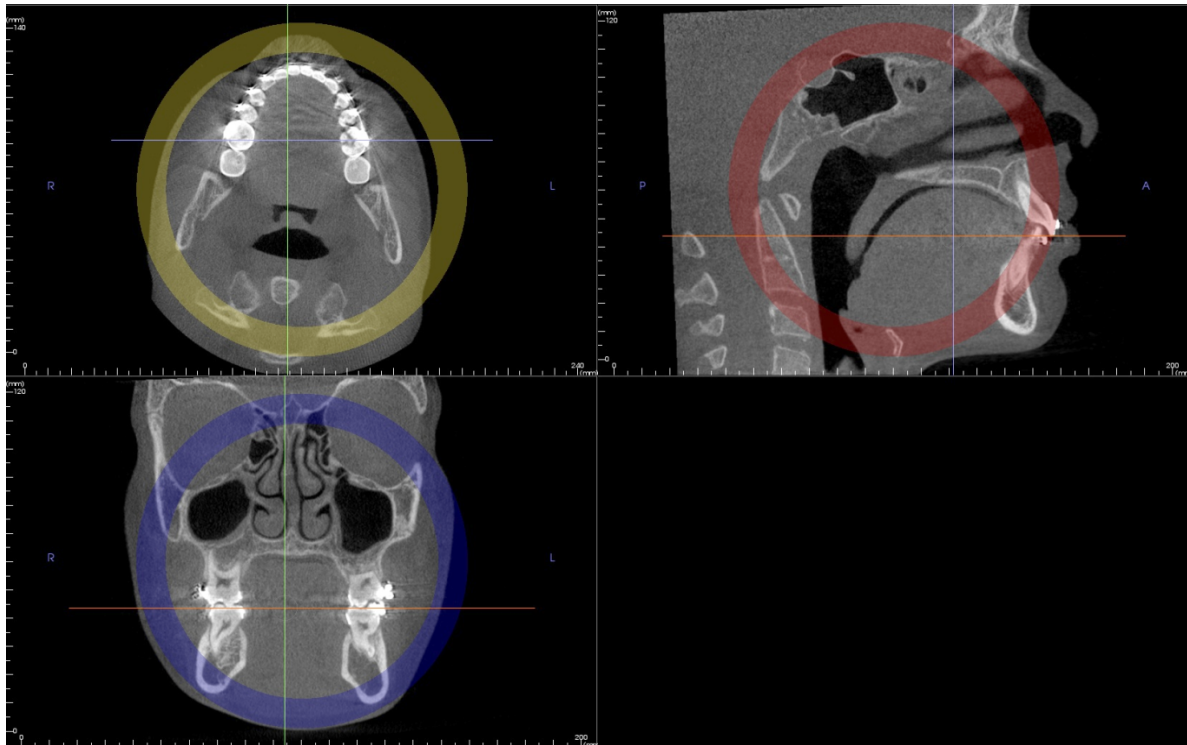


Abbildung 13: Darstellung des axialen, sagittalen und koronalen Schnittbildes. Die Okklusionsebene ist nun exakt horizontal ausgerichtet.

Es war von grundlegender Bedeutung, dass diese Ausrichtung während der Konstruktion des Koordinatensystems und den anschließenden Messungen nicht im Geringsten verändert wurde.

Nun war es erforderlich, ein Koordinatensystem im ausgerichteten dreidimensionalen Röntgenbild zu konstruieren, um die genauen Koordinaten der Messpunkte bestimmen zu können. Dieses war ebenfalls parallel zur orangenen Hilfslinie (siehe Abbildung 14) und zur Okklusionsebene. So war es möglich, exakt senkrecht zur Okklusionsebene die Knochendicke zu messen. Bei der Konstruktion des Koordinatensystems wurde bei jedem Patienten stets gleich vorgegangen.

Procedere zur Konstruktion des Koordinatensystems: Als erstes wurde im sagittalen Schnittbild die dorsalste knöchernerne Begrenzung des Foramen incisivum bestimmt. Dies entsprach dem Schnittpunkt der horizontalen (orange) und senkrechten (blau) Hilfslinie (siehe Abbildung 14).

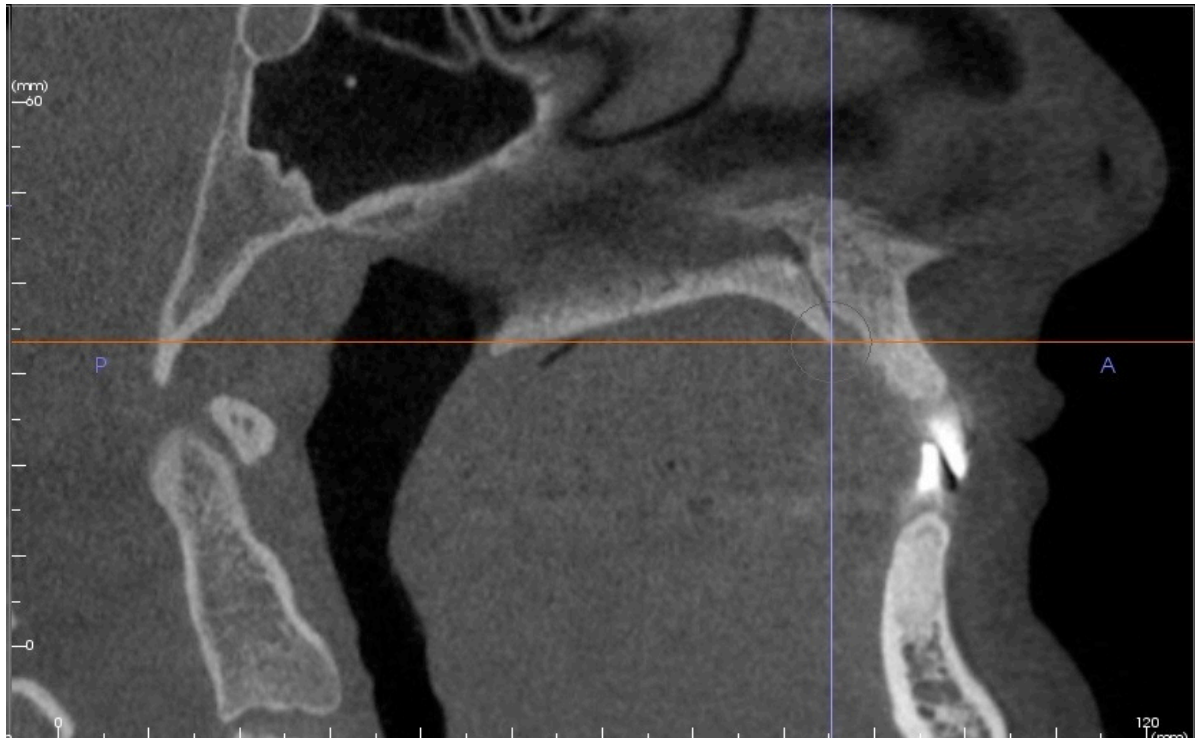


Abbildung 14: Darstellung der sagittalen Schnittebene. Dieses Schnittbild verläuft genau median-sagittal. So kann die dorsalste knöchernen Begrenzung des Foramen incisivum bestimmt werden.

Ausgehend von dieser Koordinate als fixem Bezugspunkt wurde nun im axialen Schnittbild mit Hilfe der Analysesoftware das Koordinatensystem konstruiert. Es wurde so eingezeichnet, dass nach links und rechts paramedian jeweils gleiche Abstände zum Foramen incisivum vorlagen. Die ersten paramedianen Koordinatenpunkte aller senkrecht zur Okklusionsebene stehenden Ebenen wiesen zum Foramen incisivum bzw. zur Sutura palatina mediana einen (Sicherheits-) Abstand von 3 mm auf. Die Abstände der Koordinatenpunkte zueinander betragen in sagittaler als auch in transversaler Richtung stets 2 mm.

Im axialen Schnittbild (siehe Abbildung 15) stellte der Schnittpunkt von blauer und grüner Hilfslinie die dorsalste knöchernen Begrenzung des Foramen incisivum dar (= fixer Bezugspunkt).

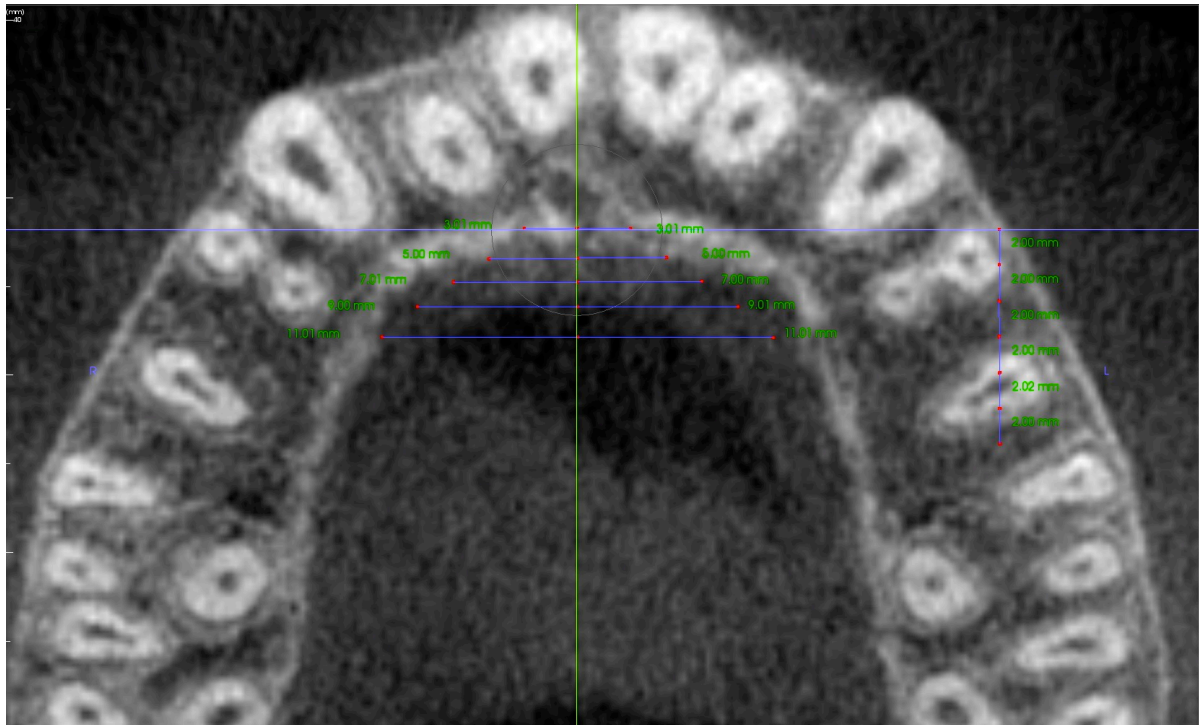


Abbildung 15: Darstellung der axialen Schnittebene. Fertig konstruiertes Koordinatensystem, welches exakt parallel zur Okklusionsebene ist.

Veranschaulichend ließ sich das Vermessungsfeld wie in Abbildung 16 darstellen.

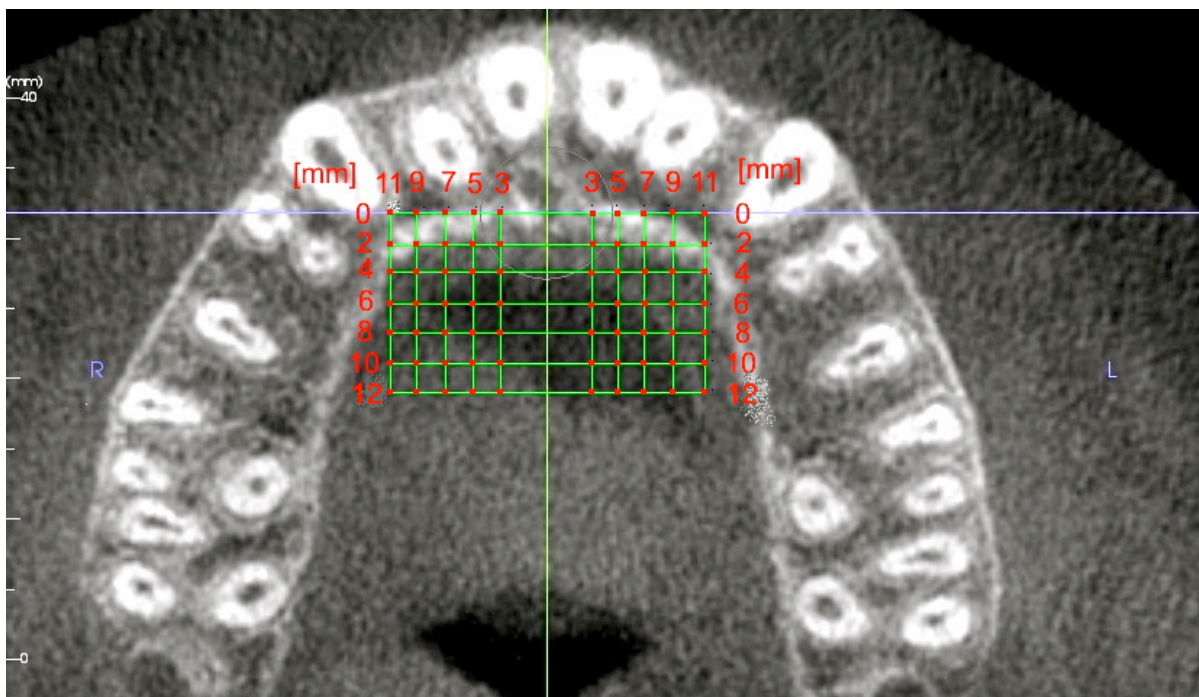


Abbildung 16: Das Koordinatensystem ist veranschaulichend in der axialen Schnittebene dargestellt. Die einzelnen Messkoordinaten (rot markierte Schnittpunkte des Rasters) sind ersichtlich.

Die roten Punkte in Abbildung 16 beschreiben die Koordinaten, an denen senkrecht zur Okklusionsebene die Knochendicke des Gaumens gemessen wurde.

Tabellarisch ließen sich die Koordinatenpunkte für die rechte Patientenseite (siehe Tabelle 5) und für die linke Patientenseite (siehe Tabelle 6) wie folgt darstellen und bezeichnen:

Tabelle 5: Dargestellt sind die einzelnen Messkoordinaten mit zugehöriger Bezeichnung der rechten Patientenseite. Für die rechte Patientenseite ergeben sich 49 Koordinaten.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	F. incisivum
0-11-R-10°	0-11-R	0-9-R-10°	0-9-R	0-7-R	0-5-R	0-3-R	Ebene 0
2-11-R-10°	2-11-R	2-9-R-10°	2-9-R	2-7-R	2-5-R	2-3-R	Ebene 2
4-11-R-10°	4-11-R	4-9-R-10°	4-9-R	4-7-R	4-5-R	4-3-R	Ebene 4
6-11-R-10°	6-11-R	6-9-R-10°	6-9-R	6-7-R	6-5-R	6-3-R	Ebene 6
8-11-R-10°	8-11-R	8-9-R-10°	8-9-R	8-7-R	8-5-R	8-3-R	Ebene 8
10-11-R-10°	10-11-R	10-9-R-10°	10-9-R	10-7-R	10-5-R	10-3-R	Ebene 10
12-11-R-10°	12-11-R	12-9-R-10°	12-9-R	12-7-R	12-5-R	12-3-R	Ebene 12

Tabelle 6: Dargestellt sind die einzelnen Messkoordinaten mit zugehöriger Bezeichnung der linken Patientenseite. Für die linke Patientenseite ergeben sich 49 Koordinaten.

F. incisivum	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
Ebene 0	0-3-L	0-5-L	0-7-L	0-9-L	0-9-L-10°	0-11-L	0-11-L-10°
Ebene 2	2-3-L	2-5-L	2-7-L	2-9-L	2-9-L-10°	2-11-L	2-11-L-10°
Ebene 4	4-3-L	4-5-L	4-7-L	4-9-L	4-9-L-10°	4-11-L	4-11-L-10°
Ebene 6	6-3-L	6-5-L	6-7-L	6-9-L	6-9-L-10°	6-11-L	6-11-L-10°
Ebene 8	8-3-L	8-5-L	8-7-L	8-9-L	8-9-L-10°	8-11-L	8-11-L-10°
Ebene 10	10-3-L	10-5-L	10-7-L	10-9-L	10-9-L-10°	10-11-L	10-11-L-10°
Ebene 12	12-3-L	12-5-L	12-7-L	12-9-L	12-9-L-10°	12-11-L	12-11-L-10°

So ergaben sich pro Patient sieben reproduzierbare, transversale Ebenen (Ebene „0“, „2“, „4“, „6“, „8“, „10“ und „12“), die hintereinander, senkrecht zur Okklusionsebene standen. Diese Ebenen waren einem Transversalschnitt durch den harten Gaumen gleich (siehe Abbildung 17).

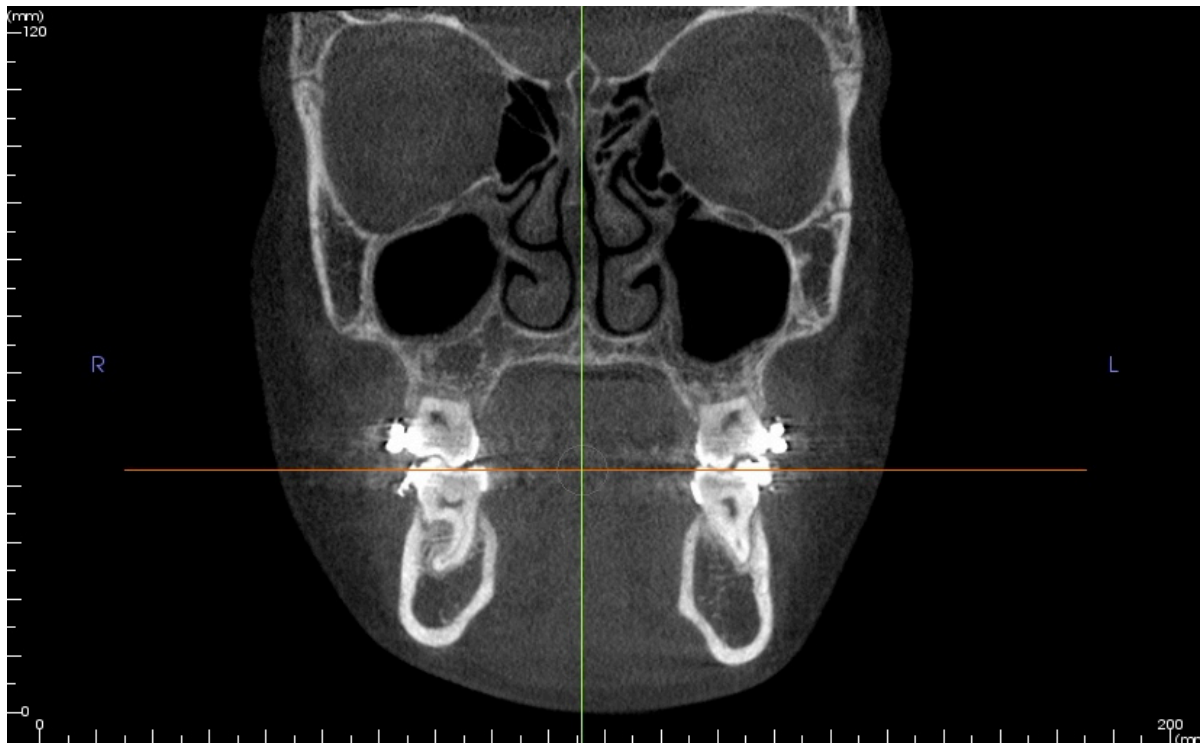


Abbildung 17: Darstellung einer Ebene im koronalen Schnittbild. In dieser Einstellung ist die Knochendicke des Palatum durum senkrecht zur Okklusionsebene zu sehen und somit messbar.

Die erste Zahl der Koordinaten beschreibt die Entfernung zum Foramen incisivum, die zweite Zahl der Koordinate gibt die Distanz zur Sutura palatina mediana an. „8-11-L“ beschreibt z. B. die Koordinate, die 8 mm dorsal der hintersten knöchernen Begrenzung des Foramen incisivums (in median-sagittaler Richtung) und 11 mm pramedian liegt (siehe Abbildung 18). Die Bezeichnung „L“ bzw. „R“ steht für die jeweilige Patientenseite.

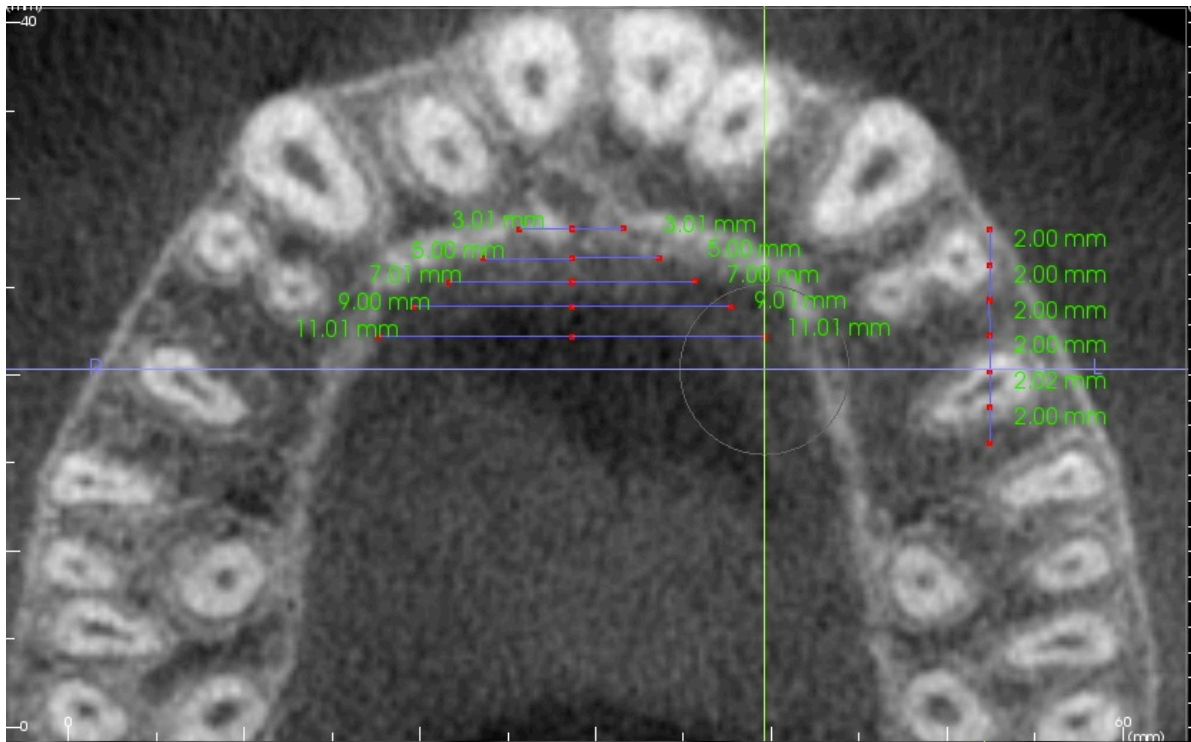


Abbildung 18: Abbildung des Koordinatensystems. Das Fadenkreuz gibt die Lage des aktuellen Messpunktes an.

Die Abbildung 19 zeigt einen vergrößerten, senkrecht zur Okklusionsebene verlaufenden Koronalschnitt. In Abbildung 20 ist der zugehörige Axialschnitt und das zugehörige Koordinatensystem abgebildet.

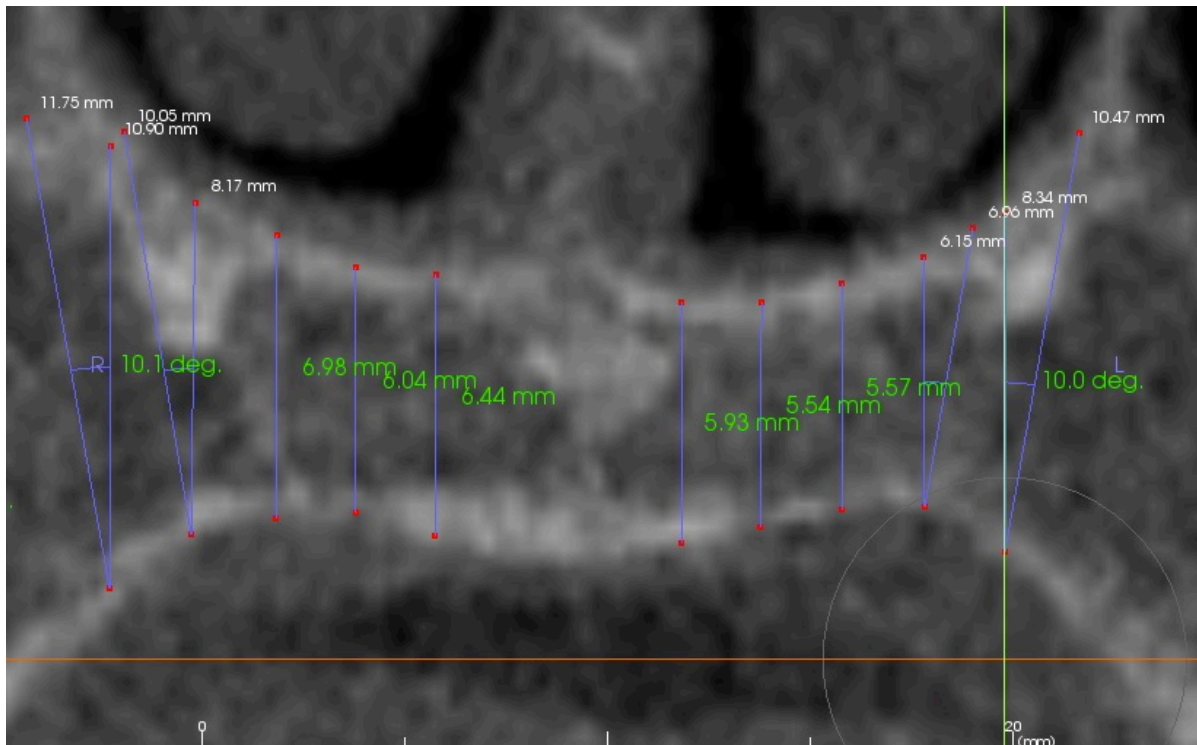


Abbildung 19: Darstellung des koronalen Schnittbildes. 14 verschiedene gemessene Werte der Ebene „8“ sind ersichtlich.

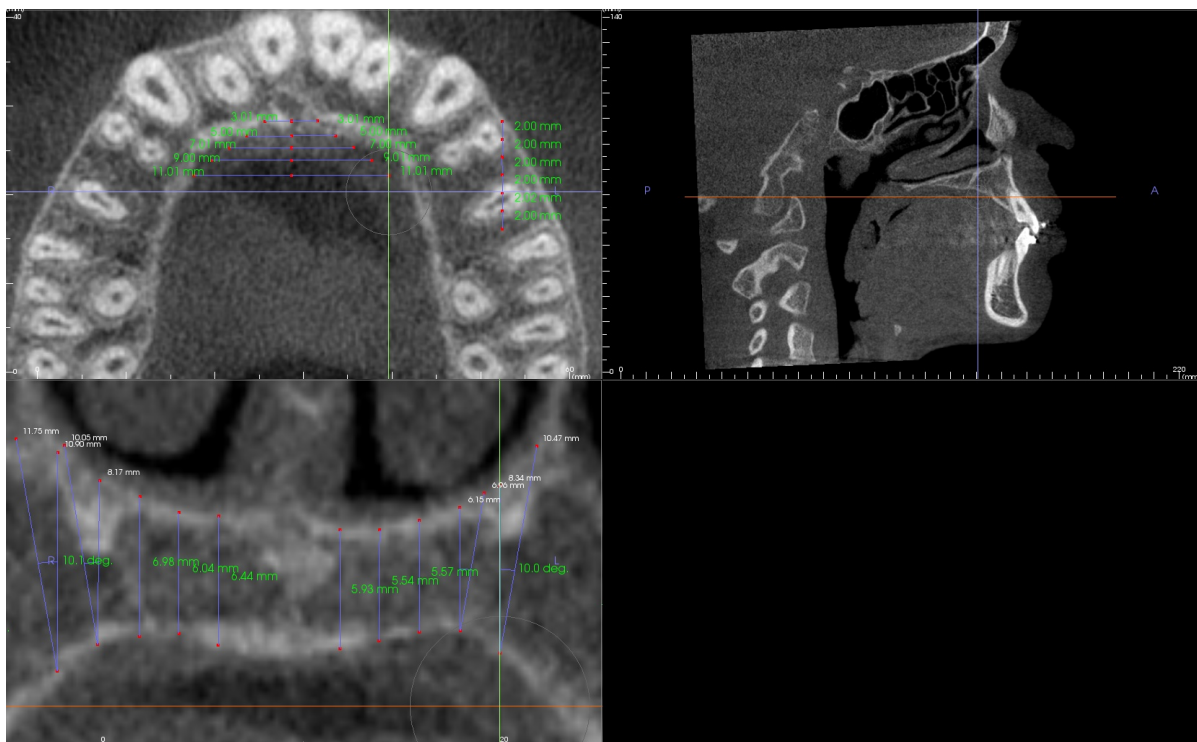


Abbildung 20: Übersicht der 3 Schnittebenen mit konstruiertem Koordinatensystem im axialen Schnittbild und Darstellung der Ebene „8-Fi“ im koronalen Schnittbild

Um die Reproduzierbarkeit der Messungen sicherzustellen, war es zu Beginn der vorliegenden Arbeit erforderlich, mehrere Messvorgänge pro Patient durchzuführen und die erhaltenen Messwerte miteinander zu vergleichen. Die dreidimensionalen Röntgenbilder wurden hierbei genau gleich wie bei den späteren Analysemessungen ausgerichtet. Um den individuellen Messfehler berechnen zu können, wurden insgesamt fünf zufällig ausgewählte Patienten je dreimal vermessen. Dies geschah zu drei unterschiedlichen, erinnerungsfreien Zeitpunkten. Somit erhielt man für jeden der 98 vorher festgelegten, reproduzierbaren Koordinatenpunkte je drei Messwerte. Aus diesen Daten wurde anschließend der Methodenfehler δ nach Dahlberg und der Zuverlässigkeitskoeffizient η nach Houston (siehe Kapitel 3.1.4.2) berechnet [Dahlberg 1940, Houston 1983]. Somit ergaben sich insgesamt 1470 Knochendickenwerte, die zur Berechnung der Reproduzierbarkeit (siehe Kapitel 4.1) dienten. Alle in dieser Arbeit analysierten dreidimensionalen Röntgenbilder wurden stets vor Beginn des Messvorgangs wie oben beschrieben ausgerichtet.

3.2.2 Knochenangebot in den Medianebenen

Es wurden jeweils die gemittelten Messwerte der jeweiligen Koordinaten verglichen, die in sagittaler Richtung exakt hintereinander lagen. So ergaben sich für jede Medianebene sechs Messwertpaare. Folgende Tabelle 7 zeigt am Beispiel der Ebene „11-L“ die zugehörigen sechs Paare.

Tabelle 7: Dargestellt sind die zu analysierenden Paare der Medianebene „11-L“. Jeder Koordinatenmesswert wird mit dem 2 mm weiter dorsal liegenden Koordinatenmesswert verglichen und auf Signifikanz geprüft.

1. Paar	2. Paar	3. Paar	4. Paar	5. Paar	6. Paar
0-11-L	2-11-L	4-11-L	6-11-L	8-11-L	10-11-L
& 2-11-L	& 4-11-L	& 6-11-L	& 8-11-L	& 10-11-L	& 12-11-L

So ergaben sich insgesamt 60 Paare, die auf signifikante Unterschiede bezüglich ihrer gemittelten Messwerte analysiert wurden. Die Nullhypothese zu dieser Fragestellung lautete: „Das Knochenangebot in den Medianebenen nimmt von anterior nach posterior nicht signifikant ab“.

3.2.3 Knochenangebot in den Paramedianebenen

Die Messwerte aller Paramedianebenen konnten im koronalen Schnittbild (siehe Abbildung 19) abgelesen werden. Es gab pro Patientin bzw. Patient insgesamt sieben zu analysierende koronale Schnittebenen (siehe Abbildung 19 und Tabelle 6). Verglichen wurden hier ebenfalls Paare. Es ergaben sich für jede Paramedianebene 8 Paare. Zum Beispiel ergaben sich für die „Ebene 2“ die in Tabelle 8 dargestellten Paare.

Tabelle 8: Dargestellt sind die zu analysierenden Paare der „Ebene 2“. Jeder Koordinatenmesswert wird mit dem 2 mm weiter lateral liegenden Koordinatenmesswert verglichen und auf Signifikanz geprüft.

1. Paar	2. Paar	3. Paar	4. Paar	5. Paar	6. Paar	7. Paar	8. Paar
2-11-R	2-9-R	2-7-R	2-5-R	2-3-L	2-5-L	2-7-L	2-9-L
& 2-9-R	& 2-7-R	& 2-5-R	& 2-3-R	& 2-5-L	& 2-7-L	& 2-9-L	& 2-11-L

Insgesamt ergaben sich so 56 auszuwertende Paare, die auf Signifikanz geprüft wurden. Hier lautete die Nullhypothese: „Das Knochenangebot nimmt von median nach paramedian nicht signifikant zu“.

3.2.4 Knochenangebot in Abhängigkeit vom Geschlecht

Die Nullhypothese lautete: „Im gesamten Vermessungsfeld bestehen keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Knochenangebots zwischen weiblichen und männlichen Probanden“.

Es wurden alle 98 Koordinaten mit den zugehörigen 98 Messwerten aller Patientinnen und Patienten mit Hilfe der Software SPSS und Excel verglichen und ausgewertet. So konnten eventuelle signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich des Knochenangebots im Palatum durum detektiert werden.

3.2.5 Knochenangebot in Abhängigkeit vom Insertionswinkel

Die Besonderheit aller Punkte „9-R“ bzw. „9-L“ und „11-R“ bzw. „11-L“ des gesamten Vermessungsfeldes bestand darin, dass an diesen Stellen zusätzlich zu den

senkrechten (zur Okklusionsebene) Messungen, je eine um 10° (im Bezug auf die Senkrechte zur Okklusionsebene) nach lateral angulierte Messung durchgeführt wurde.

Ziel dieser Messungen war es, Knochenregionen zu detektieren, die auf Grund geringfügiger Variation des Insertionswinkels, ein signifikant größeres Knochenangebot aufweisen. Somit ergaben sich pro Patient 28 zusätzliche Werte, die aus einer um 10° angulierten Messung resultierten. Die Nullhypothese lautete: „Eine Angulation der Messrichtung um 10° nach lateral – bezogen auf die Senkrechte zur Okklusionsebene – ergibt keine signifikant größeren Werte für die Knochendicke“.

3.2.6 Knochenangebot in Abhängigkeit vom Patientenalter

Um herauszufinden, ob das Knochenangebot in Bezug auf das Patientenalter signifikante Unterschiede aufweist, wurden die vier unterschiedlichen Patientengruppen wie folgt miteinander verglichen: Alle Messwerte der 10- bis 15-jährigen Patienten und Patientinnen wurden allen Messwerten der 16- bis 24-jährigen Patienten und Patientinnen gegenübergestellt. Außerdem wurden die Werte der 10- bis 15-jährigen mit den Werten der 16- bis 24-jährigen Patientinnen bzw. Patienten verglichen. Die Nullhypothese lautete: „Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Altersgruppen“.

3.2.7 Mindestknochenangebot in Abhängigkeit von der Patientengruppe

Bei Hypothese 7 sollte untersucht werden, ob einer 6 mm bzw. 8 mm bzw. 10 mm langen Minischraube im gesamten Vermessungsfeld eine ausreichende Knochendicke zur Verfügung steht. Hierzu wurden sämtliche erhobene Messwerte nochmals betrachtet und für jede Patientengruppe einzeln ausgewertet um prozentuale Verteilungen angeben zu können.

4 Ergebnisse

4.1 Reproduzierbarkeit der Messungen

Mit Hilfe der Software „Excel“ und den Formeln von Dahlberg und Houston (siehe Kapitel 3.1.4.2) konnten die folgenden Werte bestimmt werden. Die nachstehende Tabelle 9 zeigt die Ergebnisse für den Methodenfehler δ nach Dahlberg und den Zuverlässigkeitskoeffizient η nach Houston [Dahlberg 1940, Houston 1983]:

Tabelle 9: Dargestellt sind die Ergebnisse der Fehlerberechnung. Methodenfehler δ nach Dahlberg und Zuverlässigkeitskoeffizient η nach Houston.

Methodenfehler δ	0,109
Zuverlässigkeitskoeffizient η	0,99

Das Ergebnis für die Reproduzierbarkeit der Messungen beschrieb einen geringen methodischen Fehler und eine hohe Zuverlässigkeit. Um zuverlässige Aussagen treffen zu können, sollte nach Mitdgård et al. die Fehlervarianz unter 3% liegen [Mitdgård et al. 1974]. In der vorliegenden Arbeit lag der Wert des Zuverlässigkeitskoeffizienten über dem von Mitdgård et al. geforderten Mindestsollwert von 0,97. Eine Reproduzierbarkeit der Messungen war somit gegeben.

4.2 Knochenangebot in den Medianebenen

Bezogen auf das gesamte Patientengut zeigten die hier angewendeten Signifikanztests, dass fast alle verglichenen Mediane der Koordinatenpaare signifikante Unterschiede aufwiesen (p -Werte $< 0,05$, siehe Tabelle 10). Bei 58 von 60 verglichenen Paaren nahm die Knochendicke von anterior nach posterior signifikant ab. Lediglich die beiden Paare „0-11-R - 2-11-R“ (p -Wert= 0,413) und „0-11-L - 2-11-L“ (p -Wert= 0,539) wiesen keine signifikanten Unterschiede bzgl. der Knochendicke auf. Bei diesen beiden Paaren traf die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.2) zu, bei allen anderen Paaren war sie abzulehnen.

Tabelle 10: Mediane der Messwerte aller vermessenen Patientinnen und Patienten; **weiße** Zahlen = keine signifikanten Unterschiede der Knochendicke, schwarze Zahlen= signifikante Unterschiede der Knochendicke, „rot“ = Knochendicken < 6 mm, „gelb“ = Knochendicken ≥ 6 mm, „hellgrün“ = Knochendicken ≥ 8 mm, „dunkelgrün“ = Knochendicken ≥ 10 mm.

11-R	9-R	7-R	5-R	3-R	F. incisivum	3-L	5-L	7-L	9-L	11-L
13,30	12,84	11,31	10,79	9,80	Ebene "0"	9,60	10,76	11,54	13,31	12,62
13,71	11,72	10,25	8,95	7,62	Ebene "2"	7,76	8,71	10,24	11,85	12,83
11,88	9,33	7,63	6,48	5,91	Ebene "4"	6,07	6,57	7,75	9,10	11,16
10,00	7,00	5,46	4,72	4,67	Ebene "6"	4,67	4,85	5,48	6,73	9,55
7,92	5,57	3,91	3,65	4,03	Ebene "8"	3,85	3,74	4,07	4,99	7,73
6,56	4,38	3,15	2,87	3,35	Ebene "10"	3,21	3,02	3,36	4,41	6,53
5,27	3,80	2,56	2,43	2,89	Ebene "12"	2,84	2,50	2,75	3,69	5,58

Für die untersuchten Patientinnen stellte es sich sehr ähnlich dar: Bis auf die vier Paare „0-11-R - 2-11-R“ (p-Wert= 0,133), „2-11-R - 4-11-R“ (p-Wert= 0,157), „0-9-R - 2-9-R“ (p-Wert= 0,921) und „0-11-L - 2-11-L“ (p-Wert= 0,731) waren die Unterschiede bei den Frauen alle signifikant (p-Wert < 0,05, siehe Tabelle 11). Das heißt, bei 56 von 60 Paaren war die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.2) abzulehnen.

Tabelle 11: Mediane der Messwerte aller vermessenen Patientinnen; weiße Zahlen = keine signifikanten Unterschiede der Knochendicke, schwarze Zahlen= signifikante Unterschiede der Knochendicke, „rot“ = Knochendicken < 6 mm, „gelb“ = Knochendicken ≥ 6 mm, „hellgrün“ = Knochendicken ≥ 8 mm, „dunkelgrün“ = Knochendicken ≥ 10 mm.

11-R	9-R	7-R	5-R	3-R	F. incisivum	3-L	5-L	7-L	9-L	11-L
10,78	11,34	9,98	9,62	8,96	Ebene "0"	8,99	9,85	10,31	12,64	11,31
12,35	10,69	8,81	7,82	6,75	Ebene "2"	6,98	7,87	8,71	10,42	12,16
11,46	8,26	6,74	5,64	5,31	Ebene "4"	5,27	5,72	6,84	8,09	10,17
8,94	6,12	4,57	4,06	4,19	Ebene "6"	4,11	4,08	4,60	5,93	8,34

7,25	4,88	3,51	3,21	3,35	Ebene "8"	3,38	3,22	3,46	4,52	7,17
5,58	3,95	2,93	2,54	3,01	Ebene "10"	2,90	2,66	2,79	3,66	6,16
4,85	3,33	2,24	2,30	2,57	Ebene "12"	2,45	2,11	2,41	3,15	4,67

Bei den männlichen Probanden stellte es sich ebenfalls sehr ähnlich dar: lediglich sechs von 60 Paaren „0-11-R - 2-11-R“ (p-Wert= 0,057), „0-7-L - 2-7-L“ (p-Wert= 0,085), „0-9-L - 2-9-L“ (p-Wert= 0,160), „0-11-L - 2-11-L“ (p-Wert= 0,254), „2-11-L - 4-11-L“ (p-Wert= 0,067) und „4-11-L - 6-11-L“ (p-Wert= 0,204) wiesen keine Signifikanz auf (siehe Tabelle 12). Das heißt, bei 54 von 60 Paaren war die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.2) abzulehnen.

Tabelle 12: Mediane der Messwerte aller vermessenen Patienten; **weiße** Zahlen = keine signifikanten Unterschiede der Knochendicke. schwarze Zahlen= signifikante Unterschiede der Knochendicke, „rot“ = Knochendicken < 6 mm, „gelb“ = Knochendicken ≥ 6 mm, „hellgrün“ = Knochendicken ≥ 8 mm, „dunkelgrün“ = Knochendicken ≥ 10 mm.

11-R	9-R	7-R	5-R	3-R	F. incisivum	3-L	5-L	7-L	9-L	11-L
14,75	14,35	12,36	11,77	10,56	Ebene "0"	10,33	11,83	12,40	14,64	13,71
13,81	13,03	11,14	9,46	8,48	Ebene "2"	8,55	9,84	11,29	12,51	13,60
12,44	10,38	8,78	7,27	6,69	Ebene "4"	6,79	7,60	8,84	10,32	12,12
10,50	7,87	6,14	5,43	5,35	Ebene "6"	5,31	5,78	6,31	7,75	11,12
8,53	6,36	4,71	4,31	4,34	Ebene "8"	4,41	4,31	4,86	6,29	8,59
7,02	4,96	3,54	3,57	3,78	Ebene "10"	3,75	3,53	4,05	5,21	7,14
6,46	4,22	3,19	3,04	3,52	Ebene "12"	3,44	3,23	3,56	4,91	6,20

Das Knochenangebot nahm somit in jeder vermessenen Sagittalebene signifikant ab. Lediglich die oben genannten Paare zeigten keine Signifikanz. Nur hier war der anteriore Messwert kleiner als der posteriore. Veranschaulichend ließen sich diese Werte mit Hilfe von Boxplots graphisch darstellen (siehe Abbildung 21).

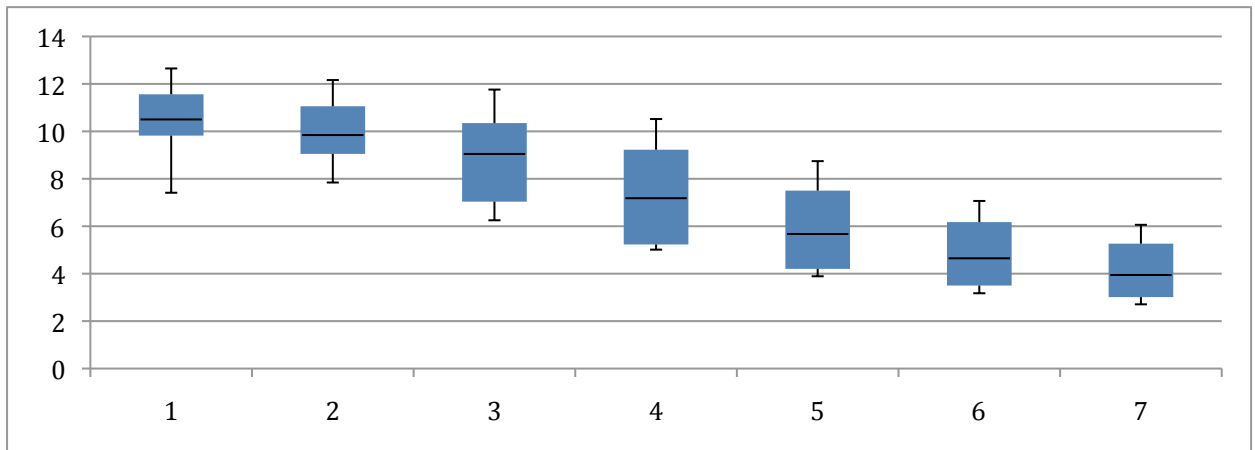


Abbildung 21: Das mediane Knochenangebot des gesamten Patientengutes nimmt von anterior (links) nach posterior (rechts) ab. Eine geringe Streuung im anterioren und posterioren Bereich sowie eine mäßige Streuung der Knochendicke im mittleren Platum durum ist zu erkennen.

Die Grafik veranschaulicht, dass das mediane Knochenangebot von anterior nach posterior abnahm. Ebenfalls ist ersichtlich, dass in den mittleren Ebenen des Vermessungsfeldes größere Schwankungen als im anterioren und posterioren Bereich auftraten, was in Kapitel 5.2.2 diskutiert wird. Bei allen Patientengruppen stellte es sich sehr ähnlich dar. Das Knochenangebot nahm bei allen betrachteten Patientengruppen von anterior nach posterior ab. Die einzige Ausnahme bildete die augenscheinliche Knochendickenzunahme der Ebene „0“ zu Ebene „2“ bei 16- 24- jährigen Patientinnen. Dies wird in Kapitel 5.2.2 diskutiert.

4.3 Knochenangebot in den Paramedianebenen

Die Paramedianebenen stellen Transversalschnitte dar, in denen das Knochenangebot gemessen wurde. Folgende Grafik (siehe Abbildung 22) stellt die gemessenen Werte in Form von Boxplots dar.

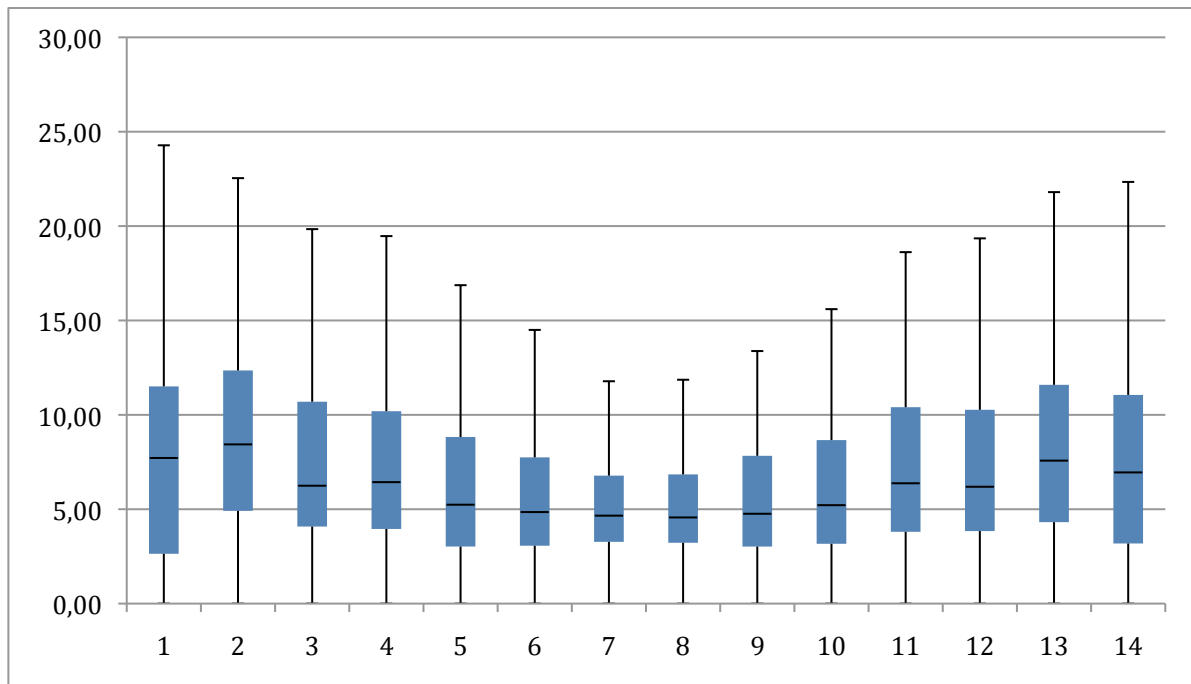


Abbildung 22: Darstellung der Messwerte der Paramedianebenen. Am x-Achsenwert 7,5 liegt die Sutura palatina mediana. Die Werte über den x-Achsenwerten 1, 2, 3, 4, 5, 6 und 7 stellen die Messwerte der Koordinatenpunkte der rechten Patientenseite dar. Die Werte über den x-Achsenwerten 8, 9, 10, 11, 12, 13 und 14 stellen die Koordinatenpunkte der linken Patientenseite dar.

Fast alle oben genannten Messwertpaare (Kapitel 3.2.3) der Paramedianebenen (= Zeilen der folgenden Tabellen) wiesen signifikante Unterschiede auf (p -Wert $< 0,05$). Betrachtete man das gesamte Patientengut, konnte keine Signifikanz bei folgenden fünf Paaren festgestellt werden: „0-11-R / 0-9-R“ (p -Wert= 0,5489), „0-9-L / 0-11-L“ (p -Wert= 0,667), „2-9-L / 2-11-L“ (p -Wert= 0,063), „6-5-R / 6-3-R“ (p -Wert= 0,912) und „6-3-L / 6-5-L“ (p -Wert= 0,696). Das heißt 51 von 56 Messwertpaaren unterschieden sich signifikant. Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.3) traf somit nur für fünf Paare zu, für die verbleibenden 51 Paare war sie abzulehnen.

Tabelle 13: Medianwerte aller Messwerte der Paramedianebenen aller Patientinnen und Patienten. Farblich ist das Ergebnis der Signifikanztests dargestellt: grün= signifikante Unterschiede, rot= keine Signifikanz.

11-R	9-R	7-R	5-R	3-R	F. incisivum	3-L	5-L	7-L	9-L	11-L
13,30	12,84	11,31	10,79	9,80	Ebene "0"	9,60	10,76	11,54	13,31	12,62
13,71	11,72	10,25	8,95	7,62	Ebene "2"	7,76	8,71	10,24	11,85	12,83
11,88	9,33	7,63	6,48	5,91	Ebene "4"	6,07	6,57	7,75	9,10	11,16
10,00	7,00	5,46	4,72	4,67	Ebene "6"	4,67	4,85	5,48	6,73	9,55
7,92	5,57	3,91	3,65	4,03	Ebene "8"	3,85	3,74	4,07	4,99	7,73
6,56	4,38	3,15	2,87	3,35	Ebene "10"	3,21	3,02	3,36	4,41	6,53
5,27	3,80	2,56	2,43	2,89	Ebene "12"	2,84	2,50	2,75	3,69	5,58

Tabelle 14: Medianwerte der Messwerte aller weiblichen Probandinnen. Farblich ist das Ergebnis der Signifikanztests dargestellt: grün= signifikante Unterschiede, rot= keine Signifikanz

11-R	9-R	7-R	5-R	3-R	F. incisivum	3-L	5-L	7-L	9-L	11-L
10,78	11,34	9,98	9,62	8,96	Ebene "0"	8,99	9,85	10,31	12,64	11,31
12,35	10,69	8,81	7,82	6,75	Ebene "2"	6,98	7,87	8,71	10,42	12,16
11,46	8,26	6,74	5,64	5,31	Ebene "4"	5,27	5,72	6,84	8,09	10,17
8,94	6,12	4,57	4,06	4,19	Ebene "6"	4,11	4,08	4,60	5,93	8,34
7,25	4,88	3,51	3,21	3,35	Ebene "8"	3,38	3,22	3,46	4,52	7,17
5,58	3,95	2,93	2,54	3,01	Ebene "10"	2,90	2,66	2,79	3,66	6,16
4,85	3,33	2,24	2,30	2,57	Ebene "12"	2,45	2,11	2,41	3,15	4,67

Tabelle 15: Medianwerte der Messwerte aller männlichen Probanden. Farblich ist das Ergebnis der Signifikanztests dargestellt: grün= signifikante Unterschiede, rot= keine Signifikanz.

Fi-11-R	Fi-9-R	Fi-7-R	Fi-5-R	Fi-3-R	F. incisivum	Fi-3-L	Fi-5-L	Fi-7-L	Fi-9-L	Fi-11-L
14,7	14,35	12,36	11,77	10,5	Ebene "0"	10,33	11,8	12,40	14,64	13,7
13,8	13,03	11,14	9,46	8,48	Ebene "2"	8,55	9,84	11,29	12,51	13,6
12,4	10,38	8,78	7,27	6,69	Ebene "4"	6,79	7,60	8,84	10,32	12,1
10,5	7,87	6,14	5,43	5,35	Ebene "6"	5,31	5,78	6,31	7,75	11,1
8,53	6,36	4,71	4,31	4,34	Ebene "8"	4,41	4,31	4,86	6,29	8,59
7,02	4,96	3,54	3,57	3,78	Ebene "10"	3,75	3,53	4,05	5,21	7,14
6,46	4,22	3,19	3,04	3,52	Ebene "12"	3,44	3,23	3,56	4,91	6,20

Die Koordinaten, die eine Ausnahme darstellten werden in Kapitel 5.2.3 diskutiert.

4.4 Knochenangebot in Abhängigkeit vom Geschlecht

Betrachtete man die Ergebnisse des gesamten Patientenguts, erkannte man, dass alle 98 Messkoordinaten bei Patienten im Mittel größere Messwerte aufwiesen als bei Patientinnen. Lediglich an neun Koordinaten konnten keine signifikanten Unterschiede der Knochendicke ermittelt werden (siehe Tabelle 16). Sieben dieser neun ermittelten Werte resultierten aus Messungen, die um 10° nach lateral anguliert waren. Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.5) traf somit nur an diesen neun Koordinaten zu. Im Vergleich zum weiblichen Geschlecht, stellte sich beim männlichen Geschlecht, an 90 % aller Koordinatenpunkte ein signifikant größeres Knochenangebot dar.

Die Mediane und die arithmetischen Mittelwerte der erhobenen Messwerte waren im Mittel bei männlichen Probanden um 1,62 mm größer als bei weiblichen Probanden (Minimum= 0,43 mm, Maximum= 4,14 mm).

Die Range der gemessenen Knochendicken lag bei Männern zwischen 0,00 mm und 36,27 mm, wobei diese Werte Extremwerte und der obere Grenzwert eine Aus-

nahme darstellten. Der zweitgrößte Wert beträgt 32,10 mm. Beide Maximalwerte resultierten aus Messungen, die um 10° nach lateral anguliert waren.

Die Spannweite der Knochendicke bei Frauen reichte von 0,00 mm bis 32,81 mm. Der zweitgrößte Wert, der beim weiblichen Geschlecht gemessen wurde, beträgt 31,52 mm. Beide Maximalwerte resultierten aus Messungen, die um 10° nach lateral anguliert waren. Die folgende Tabelle 16 stellt das Maximum, den arithmetischen Mittelwert, den Median und den p-Wert für die Koordinaten des Vermessungsfeldes dar, an denen keine signifikanten Unterschiede zwischen Probandinnen und Probanden bestehen.

Tabelle 16: Maximum, arithmetischer Mittelwert, Mediane und p-Werte aller Probandinnen und Probanden. „rot“= p-Werte > 0,05 (p-Werte die auf keine signifikanten Unterschiede hindeuten)

Koord.	Männlich			p-Wert	Weiblich		
	MAX	Arith.Mittel	Median		Median	Arith.Mittel	MAX
0-9-L-10°	31,17	13,32	13,93	0,253	13,50	11,99	28,05
0-11-L-10°	29,19	8,46	6,49	0,060	2,74	6,37	30,22
2-11-R-10°	28,97	10,34	9,02	0,350	9,61	9,23	25,84
2-11-R	22,52	11,80	13,81	0,208	12,35	10,51	23,85
2-9-R-10°	31,44	12,85	13,44	0,062	11,19	11,23	32,81
2-11-L-10°	31,44	10,43	9,40	0,231	7,73	9,30	29,50
4-11-R-10°	31,44	12,51	13,20	0,156	10,22	11,01	29,67
4-11-R	31,44	11,56	12,44	0,414	11,46	10,94	22,67
4-11-L-10°	31,44	12,17	12,06	0,123	10,64	10,64	28,96

4.5 Knochenangebot in Abhängigkeit vom Insertionswinkel

Hier wurde immer der Messwert der nicht angulierten Koordinate mit dem Messwert der zugehörigen angulierten Koordinate verglichen (siehe Abbildung 19). So ergaben sich 28 Paare pro Patientin bzw. Patient. Betrachtete man das gesamte analysierte Patientengut, so wiesen 24 dieser 28 Koordinaten ein größeres, 23 ein signifikant größeres Knochenangebot auf. Die arithmetischen Mittelwerte der Messwerte sowie die dazugehörigen p-Werte sind in Tabelle 17 dargestellt. Zur Veranschaulichung wurden die verschiedenen Werte farblich hervorgehoben: „schwarz“= Mittelwerte und p-Werte, die auf Signifikanz hindeuteten, „gelb“= Koordinaten, an denen eine Variation des Insertionswinkels einen geringeren Messwert ergab, „rot“= p-Werte, die auf nicht signifikante Unterschiede hindeuteten.

Tabelle 17: Dargestellt sind die Messwerte aller Koordinaten, die sich 9 bzw. 11 mm paramedian befinden und die dazugehörigen um 10° nach lateral angulierten Messwerte. Rund 82 % der Messwertpaare weisen signifikante Unterschiede auf.

	Koordinaten	Senkrecht zur Okklusionsebene	p-Wert	Um 10° nach lateral anguliert
"Ebene 0"	0-11-R <-> 0-11-R-10°	10,79	0,000	5,94
	0-9-R <-> 0-9-R-10°	11,30	0,000	12,42
	0-9-L <-> 0-9-L-10°	11,65	0,001	12,65
	0-11-L <-> 0-11-L-10°	10,43	0,000	7,41
"Ebene 2"	2-11-R <-> 2-11-R-10°	11,16	0,133	9,79
	2-9-R <-> 2-9-R-10°	11,11	0,000	12,04
	2-9-L <-> 2-9-L-10°	10,80	0,000	12,16
	2-11-L <-> 2-11-L-10°	10,90	0,166	9,86
"Ebene 4"	4-11-R <-> 4-11-R-10°	11,25	0,009	11,76
	4-9-R <-> 4-9-R-10°	9,03	0,000	10,29
	4-9-L <-> 4-9-L-10°	9,07	0,000	10,03
	4-11-L <-> 4-11-L-10°	10,37	0,000	11,41
"Ebene 6"	6-11-R <-> 4-11-R-10°	9,62	0,000	10,52
	6-9-R <-> 6-9-R-10°	7,20	0,000	8,17
	6-9-L <-> 6-9-L-10°	7,16	0,000	8,47
	6-11-L <-> 6-11-L-10°	9,48	0,000	10,40
"Ebene 8"	8-11-R <-> 8-11-R-10°	7,90	0,000	8,74
	8-9-R <-> 8-9-R-10°	5,68	0,000	6,18
	8-9-L <-> 8-9-L-10°	5,67	0,000	6,31
	8-11-L <-> 8-11-L-10°	7,90	0,000	8,74
"Ebene 10"	10-11-R <-> 10-11-R-10°	6,59	0,000	7,07
	10-9-R <-> 10-9-R-10°	4,59	0,000	4,97

	10-9-L <-> 10-9-L-10°	4,71	0,000	5,16
	10-11-L <-> 10-11-L-10°	6,51	0,000	6,98
"Ebene 12"	12-11-R <-> 12-11-R-10°	5,74	0,089	6,02
	12-9-R <-> 12-9-R-10°	3,92	0,000	4,25
	12-9-L <-> 12-9-L-10°	3,97	0,000	4,34
	12-11-L <-> 12-11-L-10°	5,57	0,000	6,06

So war an 24 von 28 Koordinaten mit einem Knochenmehrangebot bei Angulation der Insertionsrichtung von mindestens 0,28 mm (Koordinate: 12-11-R) bis zu 1,36 mm (Koordinate: 2-9-L) zu rechnen. Dies entspricht einem prozentualen Knochenmehrangebot von 4,9 % (Koordinate: 12-11-R) bis zu 18,2 % (Koordinate: 6-9-L).

Folgende Tabelle 18 führt die Koordinaten auf, bei denen eine Angulation des Messwinkels um 10° nach lateral ein Knochenmehrangebot von mindestens 10 % ergab.

Tabelle 18: Dargestellt sind bestimmte Koordinatenpunkte des Vermessungsfeldes. Werte beziehen sich auf das gesamte analysierte Patientengut. An diesen Koordinatenpunkten ist mit einem Knochenmehrangebot $\geq 10\%$ bei Angulation des Messwinkels um 10° zu rechnen.

Koordinate	Knochenmehrangebot [%]
0-9-R	10,00
2-9-L	12,60
4-9-R	13,95
4-9-L	10,69
4-11-L	10,03
6-9-R	13,47
6-9-L	18,16
8-11-R	10,76
8-9-L	11,29
8-11-L	10,63

Anschließend wurden die folgenden sechs Gruppen separat ausgewertet.

1) Alle Probandinnen:

Betrachtete man die Messwerte aller Probandinnen, so stellte sich an 24 von 28 Koordinatenpaaren ein größeres Knochenangebot, bei 17 dieser 24 Koordinaten-

paare ein signifikant größeres Knochenangebot dar. Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.5) war somit an 17 von 28 Koordinaten abzulehnen.

Für das weibliche Patientengut ergab sich ein Knochenmehrangebot von mindestens 0,07 mm (Koordinate: 4-11-R) bis zu 1,25 mm (Koordinate: 0-9-R). Dies entspricht einem prozentualen Knochenmehrangebot von 0,6 % bis zu 14,2 % (Koordinate: 4-9-R).

2) Alle Probanden:

Betrachtete man die Messwerte aller Probanden, so stellte sich an 24 von 28 Koordinatenpaaren ein größeres Knochenangebot, bei 19 dieser 24 Koordinatenpaare ein signifikant größeres Knochenangebot dar. Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.5) war somit an 19 von 28 Koordinaten abzulehnen.

Für das männliche Patientengut ergab sich ein Knochenmehrangebot von mindestens 0,28 mm bis zu 2,09 mm (Koordinate: 6-9-L). Dies entspricht einem prozentualen Knochenmehrangebot von 4,3 % bis zu 25,7 % (Koordinate: 6-9-L).

3) 10 – 15- jährige Probandinnen:

Betrachtete man die Messwerte der Gruppe „10 – 15- jährige Probandinnen“, so stellte sich an 24 von 28 Koordinatenpaaren ein größeres Knochenangebot, bei 6 dieser 24 Koordinatenpaaren ein signifikant größeres Knochenangebot dar. Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.5) war somit an 6 von 28 Koordinaten abzulehnen.

Für das 10 – 15- jährige, weibliche Patientengut ergab sich ein Knochenmehrangebot von mindestens 0,23 mm bis zu 1,75 mm (Koordinate: 0-9-R). Dies entspricht einem prozentualen Knochenmehrangebot von 3,9 % bis zu 17,9 % (Koordinate: 0-9-R).

4) 10 – 15- jährige Probanden:

Betrachtete man die Messwerte der Gruppe „10 – 15- jährige Probanden“, so stellte sich an 20 von 28 Koordinatenpaaren ein größeres Knochenangebot, bei 8 dieser 20 Koordinatenpaaren ein signifikant größeres Knochenangebot dar. Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.5) war somit an 8 von 28 Koordinaten abzulehnen.

Für das 10 – 15- jährige, männliche Patientengut ergab sich ein Knochenmehrangebot von mindestens 0,28 mm bis zu 3,19 mm (Koordinate: 6-9-L). Dies entspricht einem prozentualen Knochenmehrangebot von 3,8 % bis zu 39,0 % (Koordinate: 6-9-L).

5) 16 – 24- jährige Probandinnen:

Betrachtete man die Messwerte der Gruppe „16 – 24- jährige Probandinnen“, so stellte sich an 23 von 28 Koordinatenpaaren ein größeres Knochenangebot, an 17 dieser 23 Koordinatenpaaren ein signifikant größeres Knochenangebot dar. Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.5) war somit an 17 von 28 Koordinaten abzulehnen.

Für das 16 – 24- jährige, weibliche Patientengut ergab sich ein Knochenmehrangebot von mindestens 0,26 mm bis zu 1,65 mm (Koordinate: 2-9-L). Dies entspricht einem prozentualen Knochenmehrangebot von 8,7 % bis zu 18,0 % (Koordinate: 2-9-L).

6) 16 – 24- jährige Probanden:

Betrachtete man die Messwerte der Gruppe „16 – 24- jährige Probanden“, so stellte sich an 25 von 28 Koordinatenpaaren ein größeres Knochenangebot, an 19 dieser 25 Koordinatenpaaren ein signifikant größeres Knochenangebot dar. Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.5) war somit an 19 von 28 Koordinaten abzulehnen.

Für das 16 – 24- jährige, männliche Patientengut ergab sich ein Knochenmehrangebot von mindestens 0,07 mm bis zu 3,15 mm (Koordinate: 0-9-R). Dies entspricht einem prozentualen Knochenmehrangebot von 1,0 % bis zu 24,8 % (Koordinate: 2-9-L).

Auffällig waren die vier Koordinaten „0-11-R“, „0-11-L“, „2-11-R“ und „2-11-L“. An diesen Koordinatenpunkten scheint eine Angulation des Insertionswinkels um 10° nach lateral in keiner der oben aufgeführten Gruppen einen Sinn zu machen. Ausnahme bildete die Gruppe „16 – 24- jährige Probanden“; hier war bei „2-11-L-10°“ ein größerer Messwert abzulesen. Dieser war jedoch nicht signifikant größer.

Die Angulation ist also an bestimmten Koordinaten durchaus sinnvoll. Zum gleichen Ergebnis kommt auch die Studie von Ludwig et al. aus dem Jahr 2011 [Ludwig et al. 2011].

4.6 Knochenangebot in Abhängigkeit vom Patientenalter

Die Gruppe „10- bis 15- jährige Patienten“ wurde der Gruppe „16- bis 24- jährige Patienten“, die Gruppe „10- bis 15- jährige Patientinnen“ der Gruppe „16- bis 24- jährige Patientinnen“ und die Gruppe „10- bis 15- jährige Patienten“ der Gruppe „16- bis 24- jährigen Patienten“ gegenübergestellt.

1. Komplettes Patientengut: An insgesamt 23 von 98 Koordinaten fanden sich signifikante Unterschiede bzgl. des Knochenangebots. An 66 Koordinaten war das Knochenangebot beim jüngeren Patientengut größer als beim älteren Patientengut. An 19 dieser Koordinaten war die Knochendicke signifikant größer. Lediglich 4 Koordinaten wiesen ein signifikant größeres Knochenangebot beim älteren Patientengut auf. Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.6) war an den oben genannten 23 Koordinaten abzulehnen. An den restlichen 75 traf sie zu (siehe Tabelle 19).

Tabelle 19: Dargestellt sind die p-Werte, die Maxima, die arithmetischen Mittelwerte und die Mediane der Messwerte aller Koordinaten. „rot“= p-Werte, die auf nicht signifikante Unterschiede hindeuten. „weiß“= p-Werte, die auf Signifikanz hinweisen. „gelb“= arithmetische Mittelwerte und Mediane, die beim jüngeren Patientengut größere Werte annehmen als beim älteren Patientengut.

Koordinaten	10- 15- Jährige			p- Wert	16- 24- Jährige		
	Maximum	Arith.Mittel	Median		Median	Arith.Mittel	Maximum
0-Fi-11-R-10°	24,63	4,82	2,41	0,575	0,00	7,07	24,63
0-Fi-11-R	26,05	9,60	9,87	0,071	14,75	11,99	21,90
0-Fi-9-R-10°	36,27	11,18	9,52	0,054	14,74	13,66	27,13
0-Fi-9-R	21,16	10,87	13,39	0,760	12,44	11,72	20,37
0-Fi-7-R	23,55	10,01	11,44	0,789	11,00	24,45	14,72
0-Fi-5-R	19,16	10,33	10,83	0,814	10,74	10,39	19,02

0-Fi-3-R	17,94	9,53	9,79	0,575	9,83	9,81	18,15
0-Fi-3-L	17,52	9,54	9,71	0,878	9,49	9,49	17,43
0-Fi-5-L	19,21	10,22	10,85	0,977	10,57	10,35	18,55
0-Fi-7-L	22,40	10,44	11,86	0,831	11,33	10,69	16,84
0-Fi-9-L	22,42	12,06	14,27	0,114	12,32	11,24	18,95
0-Fi-9-L-10°	31,17	12,27	12,89	0,480	14,17	13,04	28,14
0-Fi-11-L	23,25	9,12	7,00	0,071	13,65	11,75	22,94
0-Fi-11-L-10°	30,22	5,60	3,63	0,003	9,44	9,23	29,19
2-Fi-11-R-10°	27,60	8,09	6,54	0,020	12,47	11,48	28,97
2-Fi-11-R	23,85	10,26	12,27	0,075	14,00	12,05	22,52
2-Fi-9-R-10°	32,81	11,54	11,20	0,307	13,32	12,55	24,45
2-Fi-9-R	22,13	11,42	11,91	0,327	10,99	10,79	17,90
2-Fi-7-R	20,52	10,12	10,68	0,237	9,94	9,53	17,02
2-Fi-5-R	16,09	8,92	9,18	0,586	8,63	8,71	15,73
2-Fi-3-R	15,78	7,67	7,60	0,364	7,64	8,02	15,59
2-Fi-3-L	15,89	7,77	7,79	0,482	7,69	8,04	15,38
2-Fi-5-L	16,97	8,81	8,83	0,543	8,68	8,56	16,70
2-Fi-7-L	19,47	10,22	10,63	0,057	9,91	9,29	16,50
2-Fi-9-L	22,55	11,24	12,18	0,070	11,07	10,36	18,33
2-Fi-9-L-10°	32,10	11,71	11,82	0,351	13,07	12,62	27,38
2-Fi-11-L	23,09	9,62	10,34	0,031	13,54	12,19	21,65
2-Fi-11-L-10°	30,41	7,77	5,35	0,001	13,09	11,95	28,51
4-Fi-11-R-10°	29,67	11,30	10,89	0,385	11,93	12,22	28,62
4-Fi-11-R	22,90	10,90	11,69	0,355	12,44	11,60	23,38
4-Fi-9-R-10°	27,76	10,18	9,60	0,773	10,24	10,41	28,16
4-Fi-9-R	22,64	9,17	9,41	0,610	9,16	8,89	19,22

4-Fi-7-R	16,73	8,01	8,01	0,190	7,29	7,47	16,09
4-Fi-5-R	12,27	6,77	6,54	0,470	6,02	6,51	13,97
4-Fi-3-R	12,12	6,20	5,89	0,747	5,93	6,30	13,59
4-Fi-3-L	13,69	6,30	6,11	0,883	6,05	6,34	14,18
4-Fi-5-L	14,44	6,93	6,78	0,476	6,46	6,68	14,54
4-Fi-7-L	15,87	8,11	7,98	0,182	7,39	7,59	15,82
4-Fi-9-L	19,39	9,19	9,17	0,629	9,06	8,94	19,63
4-Fi-9-L-10°	21,65	9,63	9,50	0,261	10,00	10,43	25,41
4-Fi-11-L	17,34	10,09	11,15	0,405	11,16	10,65	19,23
4-Fi-11-L-10°	28,96	10,24	9,93	0,018	12,43	12,57	26,89
6-Fi-11-R-10°	26,86	10,41	9,98	0,790	11,14	10,63	23,41
6-Fi-11-R	20,58	9,68	10,15	0,855	9,78	9,56	28,63
6-Fi-9-R-10°	21,29	8,40	8,03	0,428	7,41	7,95	20,58
6-Fi-9-R	20,39	7,51	7,64	0,163	6,65	6,89	15,61
6-Fi-7-R	13,23	5,95	5,59	0,167	5,18	5,47	12,87
6-Fi-5-R	10,13	5,13	4,90	0,440	4,39	4,90	11,12
6-Fi-3-R	9,79	4,99	4,67	0,855	4,78	5,04	11,64
6-Fi-3-L	10,41	5,00	4,67	0,756	4,48	5,09	12,45
6-Fi-5-L	10,56	5,18	4,98	0,492	4,48	4,97	12,19
6-Fi-7-L	13,23	6,04	5,84	0,170	5,36	5,56	13,70
6-Fi-9-L	16,57	7,34	7,01	0,386	6,67	6,92	15,74
6-Fi-9-L-10°	99,65	9,16	7,52	0,278	7,44	7,78	21,20
6-Fi-11-L	21,40	10,01	10,12	0,064	8,79	8,95	21,66
6-Fi-11-L-10°	24,94	10,57	10,07	0,685	9,49	10,24	25,83
8-Fi-11-R-10°	23,41	9,37	9,63	0,052	7,52	8,12	21,38
8-Fi-11-R	17,53	8,38	8,59	0,057	7,15	7,42	16,55

8-Fi-9-R-10°	13,37	6,53	6,27	0,115	5,36	5,84	16,61
8-Fi-9-R	16,97	6,13	5,94	0,017	4,75	5,23	12,50
8-Fi-7-R	12,49	4,52	4,25	0,186	3,75	4,11	10,74
8-Fi-5-R	9,27	4,05	3,74	0,208	3,46	3,73	8,54
8-Fi-3-R	8,31	4,18	4,02	0,899	4,03	4,15	9,07
8-Fi-3-L	8,80	4,14	3,91	0,762	3,73	4,07	9,30
8-Fi-5-L	8,22	4,02	3,82	0,429	3,45	3,81	9,30
8-Fi-7-L	11,47	4,61	4,48	0,140	3,77	4,17	10,68
8-Fi-9-L	14,15	5,93	5,46	0,136	4,83	5,40	13,13
8-Fi-9-L-10°	16,10	6,46	5,83	0,501	5,40	6,16	19,06
8-Fi-11-L	18,12	8,25	8,26	0,138	7,15	7,55	15,84
8-Fi-11-L-10°	25,25	9,21	9,37	0,171	7,63	8,28	19,87
10-Fi-11-R-10°	17,66	7,59	7,97	0,054	5,98	6,54	20,02
10-Fi-11-R	17,79	7,15	7,49	0,015	5,58	6,03	13,33
10-Fi-9-R-10°	15,70	5,37	5,08	0,032	3,92	4,57	12,15
10-Fi-9-R	15,51	4,99	4,70	0,016	3,71	4,19	10,52
10-Fi-7-R	10,71	3,70	3,43	0,019	3,00	3,10	8,04
10-Fi-5-R	7,74	3,32	3,10	0,203	2,65	3,03	7,70
10-Fi-3-R	7,05	3,60	3,28	0,694	3,43	3,51	8,97
10-Fi-3-L	8,12	3,53	3,26	0,639	3,08	3,43	7,84
10-Fi-5-L	7,44	3,32	3,19	0,311	2,71	3,09	7,74
10-Fi-7-L	9,26	3,88	3,71	0,049	2,92	3,37	9,12
10-Fi-9-L	11,85	4,97	4,55	0,124	4,24	4,45	12,14
10-Fi-9-L-10°	12,73	5,43	5,00	0,157	4,61	4,90	13,27
10-Fi-11-L	16,26	6,88	6,70	0,098	6,04	6,14	14,14
10-Fi-11-L-10°	21,15	7,53	7,61	0,045	5,82	6,44	16,78

12-Fi-11-R-10°	17,37	6,92	7,33	0,002	4,52	5,16	13,26
12-Fi-11-R	20,33	6,66	6,58	0,000	4,12	4,85	12,19
12-Fi-9-R-10°	13,63	4,93	4,66	0,001	2,90	3,60	10,37
12-Fi-9-R	12,87	4,56	4,10	0,001	2,67	3,32	9,45
12-Fi-7-R	8,99	3,25	2,89	0,009	2,13	2,53	7,11
12-Fi-5-R	7,26	2,97	2,82	0,055	2,21	2,49	6,87
12-Fi-3-R	6,28	3,20	3,05	0,383	2,80	2,98	7,80
12-Fi-3-L	7,62	3,28	3,10	0,027	2,48	2,77	7,12
12-Fi-5-L	6,55	2,97	2,84	0,031	2,16	2,46	7,04
12-Fi-7-L	7,44	3,42	3,05	0,002	2,23	2,63	6,83
12-Fi-9-L	10,66	4,46	4,22	0,006	2,94	3,50	10,89
12-Fi-9-L-10°	11,45	4,90	4,47	0,006	3,26	3,81	12,65
12-Fi-11-L	14,72	6,25	6,07	0,004	4,61	4,93	11,87
12-Fi-11-L-10°	19,28	6,83	6,87	0,009	5,01	5,33	14,31

2. Weibliches Patientengut: Vergleich man die Gruppe „10- 15- jährige Patientinnen“ mit der Gruppe „16- 24- jährige Patientinnen“, stellte man 20 signifikante Unterschiede bzgl. des errechneten arithmetischen Mittelwertes für die Knochendicke fest. An 90 Koordinaten ließen sich für die jüngeren Patientinnen ein größeres, an 20 dieser Koordinaten ein signifikant größeres Knochenangebot errechnen. Keine Koordinate wies einen signifikant größeren Knochendickewert beim älteren weiblichen Patientengut auf.

Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.6) traf somit bei 78 verglichenen Koordinaten zu, bei 20 war sie abzulehnen.

3. Männliches Patientengut: Hier errechneten sich 22 Koordinaten mit signifikantem Unterschied bzgl. des arithmetischen Mittelwertes für die Knochendicke.

Bei 16- 24- jährigen Patienten war an 59 Koordinaten das Knochenangebot größer, an 14 dieser 59 Koordinaten ergab sich ein signifikant größeres Knochenangebot.

Bei 10- 15- jährigen Patienten war an 39 Koordinaten die Knochendicke größer, an 8 dieser 39 Koordinaten war sie signifikant größer.

Die Nullhypothese (siehe Kapitel 3.2.6) traf somit bei 76 verglichenen Koordinaten zu, bei 22 war sie abzulehnen.

4.7 Mindestknochenangebot in Abhängigkeit von der Patientengruppe

Eine 6 bzw. 8 bzw. 10 mm lange Schraube war nicht für jeden Patienten bzw. jede Insertionskoordinate geeignet. Man konnte Aussagen über das Minimum an Knochendicke bei 75 % und 50 % der Patienten einer bestimmten Patientengruppe treffen. Das Patientengut wurde hierbei in drei Gruppen aufgeschlüsselt: komplettes Patientengut, Patientinnen und Patienten.

Nachfolgenden Tabellen 20, 21 und 22 zeigen das Mindestangebot an Knochen- substanz (senkrecht zur Okklusionsebene gemessen) für 75 % der Patienten der jeweiligen Patientengruppe. Die Farbgebung dient der Veranschaulichung: „rot“ = Knochendicken < 6 mm, „gelb“ = Knochendicken ≥ 6 mm, „hellgrün“ = Knochendicken ≥ 8 mm, „dunkelgrün“ = Knochendicken ≥ 10 mm.

Tabelle 20: Dargestellt sind die Ergebnisse für das gesamte Patientengut. Die schwarzen Zahlen sind die Mindestknochendicken an der jeweiligen Koordinate, die bei 75 % der vermessenen Patienten der vorgegebenen Patientengruppe zutreffen.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	n	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
0,00	0,00	4,74	8,08	7,58	8,27	7,40	0	7,60	8,76	8,52	8,70	5,90	0,01	0,00
0,00	5,87	7,32	9,10	7,66	7,07	5,83	2	6,11	6,82	7,97	8,96	7,69	5,16	1,31
6,72	8,49	6,74	6,83	5,88	5,14	4,79	4	4,67	5,17	5,99	6,93	6,96	7,79	6,43
6,60	6,73	5,48	5,22	4,01	3,56	3,74	6	3,71	3,46	3,99	5,21	5,67	7,12	6,64
5,50	5,43	3,77	3,73	2,71	2,63	3,01	8	2,99	2,58	2,81	3,95	4,10	5,73	5,34
4,17	4,16	2,94	2,85	1,97	1,99	2,49	10	2,46	2,03	2,32	2,90	3,20	4,32	4,25
3,18	3,22	2,13	1,97	1,43	1,53	1,91	12	2,06	1,62	1,71	2,14	2,38	3,42	3,46

Tabelle 21: Dargestellt sind die Ergebnisse für alle weiblichen Patientinnen. Die schwarzen Zahlen sind die Mindestknochendicken an der jeweiligen Koordinate, die bei 75 % der vermessenen Patienten der vorgegebenen Patientengruppe zutreffen.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	F.	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
0,00	0,00	1,92	2,57	4,05	7,26	6,63	0	6,58	8,04	7,59	8,68	5,63	0,00	0,00
0,00	2,80	6,77	7,81	6,28	5,88	5,20	2	5,62	5,88	6,79	8,32	7,25	2,59	0,00
6,56	7,62	5,66	6,04	4,99	3,98	4,16	4	4,17	4,34	5,33	6,00	5,65	6,95	6,46
6,28	6,15	4,59	4,36	3,46	3,06	3,20	6	2,97	2,84	3,44	4,48	4,77	6,31	5,99
4,45	4,26	3,19	3,14	2,09	2,09	2,56	8	2,45	2,24	2,36	3,40	3,58	5,22	5,14
3,19	3,38	2,48	2,56	1,62	1,74	2,06	10	2,09	1,71	2,03	2,41	2,67	3,89	4,24
2,85	2,90	1,79	1,80	1,27	1,20	1,57	12	1,79	1,37	1,49	1,87	1,89	3,34	3,22

Tabelle 22: Dargestellt sind die Ergebnisse für alle männlichen Patienten. Die schwarzen Zahlen sind die Mindestknochendicken an der jeweiligen Koordinate, die bei 75 % der vermessenen Patienten der vorgegebenen Patientengruppe zutreffen.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	F.	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
0,00	3,85	5,59	11,2	9,83	9,75	8,79	0	8,78	9,70	10,0	9,46	6,04	4,54	0,00
0,00	7,07	9,36	10,4	9,28	8,22	6,96	2	7,02	7,91	9,08	9,88	8,02	6,29	3,43
6,78	9,35	8,21	8,03	7,00	5,70	5,48	4	5,54	6,03	6,96	7,98	8,36	9,34	6,42
7,50	8,36	6,70	6,25	4,77	4,14	4,38	6	4,39	4,29	4,85	6,30	6,83	8,59	7,73
6,95	5,95	4,61	4,40	3,21	2,98	3,61	8	3,53	3,18	3,54	4,44	5,11	6,43	5,85
5,16	4,75	3,35	3,15	2,37	2,28	3,02	10	2,93	2,49	2,57	3,57	3,68	4,62	4,50
3,98	3,58	2,63	2,43	1,97	1,74	2,58	12	2,46	1,87	2,13	2,91	3,20	4,32	4,10

Nachfolgende Tabellen 23, 24 und 25 zeigen das Mindestangebot an Knochensubstanz (senkrecht zur Okklusionsebene gemessen) für 50 % der Patienten der jewei-

ligen Patientengruppe. Die Farbgebung dient der Veranschaulichung: „rot“ = Knochendicken < 6 mm, „gelb“ = Knochendicken ≥ 6 mm, „hellgrün“ = Knochendicken ≥ 8 mm, „dunkelgrün“ = Knochendicken ≥ 10 mm.

Tabelle 23: Dargestellt sind die Ergebnisse für das gesamte Patientengut. Die schwarzen Zahlen sind die Mindestknochendicken an der jeweiligen Koordinate, die bei 50 % der vermessenen Patienten der vorgegebenen Patientengruppe zutreffen.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	F.	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
2,17	13,30	13,35	12,8	11,3	10,7	9,80	0	9,60	10,7	11,5	13,3	13,62	12,62	5,30
9,21	13,71	12,23	11,7	10,2	8,95	7,62	2	7,76	8,71	10,2	11,8	12,75	12,83	8,88
11,80	11,88	9,92	9,33	7,63	6,48	5,91	4	6,07	6,57	7,75	9,10	9,79	11,16	11,25
10,47	10,00	7,76	7,00	5,46	4,72	4,67	6	4,67	4,85	5,48	6,73	7,47	9,55	9,73
8,57	7,92	5,99	5,57	3,91	3,65	4,03	8	3,85	3,74	4,07	4,99	5,54	7,73	8,50
6,83	6,56	4,73	4,38	3,15	2,87	3,35	10	3,21	3,02	3,36	4,41	4,85	6,53	7,09
5,57	5,27	4,19	3,80	2,56	2,43	2,89	12	2,84	2,50	2,75	3,69	4,02	5,58	5,96

Tabelle 24: Dargestellt sind die Ergebnisse für alle Patientinnen. Die schwarzen Zahlen sind die Mindestknochendicken an der jeweiligen Koordinate, die bei 50 % der vermessenen Patienten der vorgegebenen Patientengruppe zutreffen.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	F.	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
0,00	10,78	11,15	11,34	9,98	9,62	8,96	0	8,99	9,85	10,3	12,6	13,50	11,31	2,74
9,61	12,35	11,19	10,69	8,81	7,82	6,75	2	6,98	7,87	8,71	10,4	11,76	12,16	7,73
10,22	11,46	9,30	8,26	6,74	5,64	5,31	4	5,27	5,72	6,84	8,09	8,56	10,17	10,64
8,51	8,94	7,04	6,12	4,57	4,06	4,19	6	4,11	4,08	4,60	5,93	6,29	8,34	8,28
7,41	7,25	5,14	4,88	3,51	3,21	3,35	8	3,38	3,22	3,46	4,52	4,98	7,17	7,39
5,52	5,58	4,33	3,95	2,93	2,54	3,01	10	2,90	2,66	2,79	3,66	4,07	6,16	6,33
4,84	4,85	3,53	3,33	2,24	2,30	2,57	12	2,45	2,11	2,41	3,15	3,40	4,67	5,07

Tabelle 25: Dargestellt sind die Ergebnisse für alle männlichen Patienten. Die schwarzen Zahlen sind die Mindestknochendicken an der jeweiligen Koordinate, die bei 50 % der vermessenen Patienten der vorgegebenen Patientengruppe zutreffen.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	F.	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
3,82	14,75	15,29	14,35	12,3	11,7	10,5	0	10,3	11,8	12,4	14,6	13,93	13,71	6,49
9,02	13,81	13,44	13,03	11,1	9,46	8,48	2	8,55	9,84	11,2	12,5	13,93	13,60	9,40
13,20	12,44	10,80	10,38	8,78	7,27	6,69	4	6,79	7,60	8,84	10,3	11,33	12,12	12,06
12,11	10,50	8,72	7,87	6,14	5,43	5,35	6	5,31	5,78	6,31	7,75	9,04	11,12	11,67
9,98	8,53	7,00	6,36	4,71	4,31	4,34	8	4,41	4,31	4,86	6,29	7,02	8,59	9,78
7,97	7,02	5,37	4,96	3,54	3,57	3,78	10	3,75	3,53	4,05	5,21	5,60	7,14	7,72
6,46	6,46	4,82	4,22	3,19	3,04	3,52	12	3,44	3,23	3,56	4,91	5,26	6,20	7,14

Weiter ließ sich darstellen, an welcher Koordinate die Knochendicke bei einer bestimmten Prozentzahl von Patienten/innen für eine 6 mm bzw. 8 mm bzw. 10 mm lange Minischraube ausreicht. Zum Beispiel war es möglich, bei 89,6 % aller vermessenen Patienten und Patientinnen an Koordinate „0-3-R“ eine 6 mm lange Minischraube zu inserieren (siehe Tabelle 26).

Die nachfolgende Tabelle 26 zeigt schematisch das komplette Vermessungsfeld. Sie stellt dar, bei wie viel Prozent aller vermessenen Probanden eine Schraube mit der Länge 6 mm an welcher Koordinate inseriert werden könnte, ohne oben genannte Nachbarstrukturen (siehe Kapitel 2) in Mitleidenschaft zu ziehen. Die Werte in der Tabelle sind Prozentwerte. Die Farbgebung dient der Veranschaulichung: „dunkelgrün“ = Koordinaten, an denen mehr als 75 % des Patientengutes eine Knochendicke ≥ 6 mm aufwiesen; „hellgrün“ = Koordinaten, an denen mehr als 50 % des Patientengutes eine Knochendicke ≥ 6 mm aufwiesen; „gelb“ = Koordinaten, an denen mehr als 30 % des Patientengutes eine Knochendicke ≥ 6 mm aufwiesen; „rot“ = Koordinaten, an denen weniger als 30 % des Patientengutes eine Knochendicke ≥ 6 mm aufwiesen.

Tabelle 26: Dargestellt sind Prozentwerte. Diese beziehen sich auf das gesamte Patientengut. Sie beschreiben, bei wie viel Prozent der Patienten das Knochenangebot \geq 6 mm beträgt.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	f.	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
35,1	64,4	70,8	78,7	77,2	92,1	89,6	0	74,8	90,6	84,2	80,7	73,8	64,4	48,0
57,9	74,3	81,2	87,6	88,6	84,2	71,8	2	77,2	84,7	88,6	88,6	79,7	72,8	57,9
77,7	84,7	80,2	82,2	73,3	55,9	46,5	4	51,5	58,9	75,2	83,7	81,7	82,7	76,2
79,7	82,2	70,8	64,9	42,6	29,2	29,2	6	30,2	31,7	42,6	63,9	69,3	84,2	78,2
73,3	68,8	50,0	41,6	21,3	12,9	13,9	8	13,9	12,9	20,8	41,1	45,0	72,8	70,8
57,9	55,4	31,7	26,2	10,9	6,9	7,4	10	7,4	6,9	12,4	29,7	35,1	56,9	56,9
43,3	42,7	23,6	19,7	6,4	3,8	4,5	12	4,5	3,2	6,4	17,2	24,8	39,5	49,7

Nachstehende Farbtabelle bezieht sich auf eine Schraubenlänge von 8 mm. Das Knochenangebot musste mindestens 8 mm betragen; dies war z.B. an Koordinate „2- 3-R“ bei 44,1 % des Patientengutes der Fall.

Tabelle 27: Dargestellt sind Prozentwerte. Diese beziehen sich auf das gesamte Patientengut. Sie beschreiben, bei wie viel Prozent der Patienten das Knochenangebot \geq 8 mm beträgt.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	f.	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
30,7	62,4	67,3	75,7	74,3	78,7	69,3	0	60,4	82,7	77,2	77,7	68,3	61,4	41,1
53,0	69,8	72,3	81,2	72,3	62,4	44,1	2	45,0	60,9	74,3	80,2	73,8	68,8	50,5
66,3	76,2	67,3	64,9	44,6	29,7	18,3	4	20,3	28,2	46,5	62,4	69,3	73,3	63,4
63,9	67,3	47,0	37,6	18,8	8,9	7,4	6	9,4	7,9	17,3	36,6	43,1	66,8	63,4
55,4	49,0	25,7	17,3	5,4	3,0	2,5	8	3,0	2,5	5,4	19,8	26,2	47,5	53,5
40,6	33,7	13,9	10,4	1,0	0,0	0,5	10	0,5	0,0	1,5	10,9	16,3	29,2	38,1
30,6	22,3	7,0	4,5	0,6	0,0	0,0	12	0,0	0,0	0,0	3,2	8,3	20,4	23,6

Nachstehende Farbtabelle bezieht sich auf eine Schraubenlänge von 10 mm. Das Knochenangebot musste mindestens 10 mm betragen; dies war z.B. an Koordinate „2- 3-R“ bei 21,8 % des Patientengutes der Fall.

Tabelle 28: Dargestellt sind Prozentwerte. Diese beziehen sich auf das gesamte Patientengut. Sie beschreiben, bei wie viel Prozent der Patienten das Knochenangebot \geq 10 mm beträgt.

11-R-10°	11-R	9-R-10°	9-R	7-R	5-R	3-R	F.	3-L	5-L	7-L	9-L	9-L-10°	11-L	11-L-10°
27,7	59,4	60,4	67,8	61,4	58,9	47,0	0	36,6	58,4	65,3	69,8	65,3	57,9	34,7
48,0	63,9	64,4	68,3	53,0	30,7	21,8	2	18,3	31,7	52,5	65,8	66,3	63,9	46,0
56,4	65,8	49,5	43,6	21,8	7,9	5,9	4	6,9	9,9	20,8	40,1	47,5	60,9	52,0
51,5	50,5	25,7	16,8	5,9	2,0	3,0	6	3,5	4,0	5,9	15,8	25,7	46,0	49,0
38,6	28,7	12,4	5,9	1,0	0,0	0,0	8	0,0	0,0	1,0	5,9	12,4	24,8	35,6
23,3	15,3	3,0	1,0	0,5	0,0	0,0	10	0,0	0,0	0,0	1,0	4,0	15,8	18,8
13,4	8,3	2,5	0,6	0,0	0,0	0,0	12	0,0	0,0	0,0	1,3	2,5	8,9	11,5

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methoden

Zum Status quo konnten mehrere Studien konstatiert werden, die sich mit Messung der Knochendicke und -dichte und damit verbundener, stabiler Insertion von kieferorthopädischen Minischrauben im Palatum durum beschäftigten [Bernhart et al. 2000, Gahleitner et al. 2004, Gracco et al. 2006, King et al. 2006, King et al. 2007, Kang et al. 2007, Gracco et al. 2008, Baumgaertel 2009, Kim et al. 2009, Lai et al. 2010, Moon et al. 2010, Fayed et al. 2010, Taghizadeh 2010, Qiu et al. 2012]. Jedoch unterschieden sich die genannten Studien von der vorliegenden Arbeit in Fragestellung und Methodik.

Im Folgenden werden die angewendeten Methoden dieser Arbeit sowie deren mögliche Grenzen dargestellt.

Im Rahmen der allgemeinen Methoden konnte festgehalten werden, dass die in der vorliegenden Arbeit analysierte Stichprobengröße 202 DICOM-Datensätze umfasst. Die Datensätze stammten aus dem Langzeitarchiv des nationalen 3D-Röntgennetzwerkes MESANTIS® (Standorte: Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München und Wiesbaden). Alle Datensätze wurden zufällig ausgewählt, ohne den kieferorthopädischen Befund der Probanden zu berücksichtigen. Somit wurde eine repräsentative Stichprobengröße gewählt, um möglichst aussagekräftige Ergebnisse für die Grundgesamtheit aller Patienten zu erhalten. Die DVT-Aufnahmen dieser Patientinnen und Patienten entstanden mit modernen DVT-Geräten des nationalen 3D-Röntgennetzwerkes MESANTIS® und waren zu Beginn der Arbeit schon existent. Somit wurde kein Proband dieser Studie mit zusätzlicher ionisierender Strahlung belastet. Die Analyse-Software „3D-Imaging Software Invivo 5.1.6“ ermöglichte es, das dreidimensionale Röntgenbild beliebig in allen drei Raumebenen auszurichten [Anatomage Inc. San Jose, Californien]. Unter anderem erlaubte sie auch eine stufenlose Kontrast- und Helligkeitseinstellung, so dass die abgebildeten Knochendicken gut erkannt und vermessen werden konnten.

Bei der statistischen Auswertung der Datensätze kamen gängige Statistikttests zur Anwendung. Grundsätzlich wurden alle Messungen von demselben Untersucher durchgeführt. Es bestand jedoch die Möglichkeit, dass durch Messfehler die Ergebnisse hätten verfälscht werden können. Um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse

zu gewährleisten, wurde die Fehlerberechnung (siehe Kapitel 3.1.4.2) mit dem Methodenfehler nach Dahlberg sowie dem Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston gewählt. Kritisch ist jedoch anzumerken, dass Messfehler bereits frühzeitig erkannt und minimiert werden können, wenn die Datensätze des zufällig ausgewählte Patientenkollektivs nicht nur von einem Untersucher vermessen werden, sondern von einem zweiten Untersucher kontrolliert werden. Dieses Verfahren wurde auf Grund der Schwierigkeit der Akquirierung eines zweiten unabhängigen Untersuchers und mangels Zeit jedoch nicht gewählt. Zudem waren die Werte für den Methodenfehler und den Zuverlässigkeitskoeffizienten sehr aussagekräftig.

Zur Überprüfung der Hypothese 2, der Hypothese 3, der Hypothesen 4, der Hypothese 5 und der Hypothese 6 (siehe Kapitel 2) wurde eingangs stets der Kolmogorov-Smirnov-Test angewendet. Dieser diente der Überprüfung der Werte auf Normalverteilung. In der angewendeten Statistik erfuhr der Kolmogorov-Smirnov-Test eine breite Anwendung und konnte als stabil und unauffällig bewertet werden. Um signifikante Unterschiede der Messwerte feststellen zu können, wurden anschließend Signifikanztests durchgeführt. Messwerte, welche Normalverteilung aufwiesen, wurden mit dem sogenannten T-Test (siehe Kapitel 3.1.4.3) ausgewertet. Bei nicht normalverteilten, unabhängigen Stichproben wurde der Mann-Whitney-U-Test (siehe Kapitel 3.1.4.3), bei nicht normalverteilten, abhängigen Stichproben der Wilcoxon-Test (siehe Kapitel 3.1.4.3) angewendet. Bei der Hypothese 7 wurde das Mindestknochenangebot in Abhängigkeit von der Patientengruppe untersucht. Hierzu wurden sämtliche erhobene Messwerte für jede Patientengruppe einzeln ausgewertet und mit Hilfe von prozentualen Verteilungen dargestellt.

Im Bezug auf die in dieser Arbeit angewendeten speziellen Methoden ist anzuführen, dass die Messungen senkrecht zur Okklusionsebene und somit nicht oder nur zufällig senkrecht zur Knochenoberfläche verliefen. Die um 10° nach lateral angulierten Messungen verliefen annähernd senkrecht zum Knochen und ergaben meist ein größeres Knochenangebot. Somit könnte es auch im vorderen Gaumengewölbe von Vorteil sein, senkrecht zu diesem und nicht senkrecht zur Okklusionsebene zu messen. Hierbei müsste natürlich auch besondere Rücksicht auf die besonderen anatomischen Gegebenheiten im vordere Gaumen (z.B. Radices der oberen Incisivi) genommen werden. Um eine Reproduzierbarkeit der Messungen zu gewährleisten, wurde jedoch einheitlich die Okklusionsebene als Bezugsebene gewählt.

Zur Insertion der Minischrauben im Palatum durum wurde in dieser Arbeit ein „Sicherheitsabstand“ von 3 mm paramedian zum Foramen incisivum festgelegt. Dies diente der Schonung des Nervus incisivus im vorderen Vermessungsfeld. Der Sicherheitsabstand von 3 mm paramedian wurde weiter posterior stets beibehalten. Dieser festgelegte Abstand kann diskutiert werden, da sich der Knochen posterior des Foramen incisivums in direkter Nachbarschaft der Sutura palatina mediana oft verdickt darstellte und somit ein geeignetes Areal für eine Insertion von Minischrauben darstellen könnte. Die Sinnhaftigkeit von einer Insertion direkt in die Sutura palatina mediana ist umstritten, da es zu Wachstumsstörungen kommen kann [Henriksen et al. 2003, Wehrbein 2008, Wilmes 2008, Asscherickx et al. 2005, King et al. 2007].

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Reproduzierbarkeit der Messungen

Die Reproduzierbarkeit der Messwerte war gegeben, wenn das dreidimensionale Röntgenbild mit der in Kapitel 3.1.3 genannten Software vermessen und stets zu Anfang jedem Messvorgangs definiert ausgerichtet wurde (siehe Kapitel 3.2.1).

Die errechneten Werte für den Methodenfehler δ ($= 0,11$) und den Zuverlässigkeitskoeffizienten η ($= 0,99$) ließen auf einen geringen Messfehler und eine hohe Zuverlässigkeit der Messungen schließen. Objektivität und Reliabilität der Untersuchung waren somit gegeben. Die Reproduzierbarkeit der Messungen ist möglich. Auch andere Autoren sprechen ebenfalls von einer hohen Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von DVT-Vermessungen. Hierzu wurde von den Autoren – anders als in der vorliegenden Arbeit - das statistische Verfahren der Intraclass-Correlation gewählt, welches die Übereinstimmung der Messergebnisse bei mehreren Untersuchern und/oder mehreren Beobachtungszeiträumen quantifiziert. Vor allem für Messungen der Knochendicke liegen die Messergebnisse deutlich über einem Intraclass-Correlation-Coefficient - Wert (ICC-Wert) von 0,9 [Wang et al. 2011, Fang et al. 2012]. Der Korrelationskoeffizient kann Werte zwischen -1 und +1 annehmen, wobei hohe ICC-Werte eine geringe Varianz zwischen den Einschätzungswerten aufzeigen. Liang et al. kamen in ihrer Studie aus dem Jahr 2013 zu ähnlichen Ergebnissen für die Reproduzierbarkeit an DVT-Aufnahmen. Bei 36 von 49 Messungen wird ein ICC-Wert von über 0,9 angegeben. Für 11 von 49 wurde ein ICC zwischen

0,8 und 0,9 und nur für 2 Messungen ein ICC unter 0,8 angegeben [Liang et al. 2013]. Das heißt, über 95 % der Messungen liegen deutlich über einem ICC-Wert von 0,8. Somit war in den genannten Untersuchungen, ähnlich wie in der vorliegenden Arbeit, eine hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen gegeben.

5.2.2 Knochenangebot in den Medianebenen

Die vorliegende Arbeit bestätigte die in Kapitel 2 formulierte Hypothese 2. Bei allen Patientengruppen nahm das Knochenangebot von anterior nach posterior ab. Diverse Studien der letzten Jahre bestätigen dieses Ergebnis [Kang et al. 2007, Gracco et al. 2008, Stockmann et al. 2009, Baumgaertel 2009, Taghizadeh 2010].

Es wurden bei 156 Patienten je 98 Koordinatenpunkte und bei 46 Patienten je 84 Koordinatenpunkte am Palatum durum vermessen, die in ihrer Summe einer Quantität von 19152 Messwerten an vorher festgelegten, reproduzierbaren Koordinaten entsprechen. Nach der Vermessung und Auswertung von 15288 Messpunkten (156 Patienten) stellte sich heraus, dass 8 von 10 Medianwerten in der „Ebene 12“ (siehe Kapitel 3.2.1) kleiner 4 mm waren. An lediglich 2 von 10 Messkoordinaten ergaben sich Medianwerte über 5 mm (12-11-R= 5,27 mm bzw. 12-11-L= 5,58 mm). Deshalb wurde auf die Vermessung der „Ebene 12“ bei den restlichen 46 Patienten verzichtet.

Die Ausnahmepaare (Ebene „0“ zu Ebene „2“ bei 16- 24- jährigen Patientinnen, siehe Kapitel 4.2), bei denen der anteriore Messwert kleiner war als der posteriore, liegen im vorderen Gaumen. Diese Ausnahmen lassen sich durch die besonderen anatomischen Gegebenheiten im vorderen Palatum durum erklären. Die Inklination der oberen Incisivi und die damit verbundene Angulation der Radices nach dorsal limitierten das Knochenangebot im vorderen Gaumen (Oberkiefer Schneidezahninklination= Winkel zwischen Zahnachse und der Geraden A-Po, Normwerte= 28°).

Winsauer et al. beschrieben 2014, dass in antero- posteriorer Richtung eine ausreichende Knochenstärke für die Insertion von orthopädischen Minischrauben nahe der Sutura palatina mediana gefunden wurde. Nur im vorderen Palatum durum war eine adäquate Knochendicke auch paramedian festzustellen [Winsauer et al. 2014].

Dies konnte durch die vorliegende Arbeit nur zum Teil bestätigt werden (siehe Tabelle 10).

5.2.3 Knochenangebot in den Paramedianebenen

Die Hypothese 3 („Das vertikale Knochenangebot in der Paramedianebene des Palatum durum nimmt von median nach paramedian beidseits signifikant ab“) konnte nicht bestätigt werden.

Die Unterschiede der Knochendicken von median nach paramedian stellten sich in allen Paramedianebenen unabhängig von Alter, Geschlecht und Patientenseite sehr ähnlich dar. Die vorliegende Arbeit zeigte, dass das Knochenangebot beidseits 3 mm, 5 mm und 7 mm paramedian in der jeweiligen sagittalen Ebene eher gleich bleibt als abnimmt. 9 mm und 11 mm paramedian nahm die Knochendicke sogar leicht zu (siehe Abbildung 23).

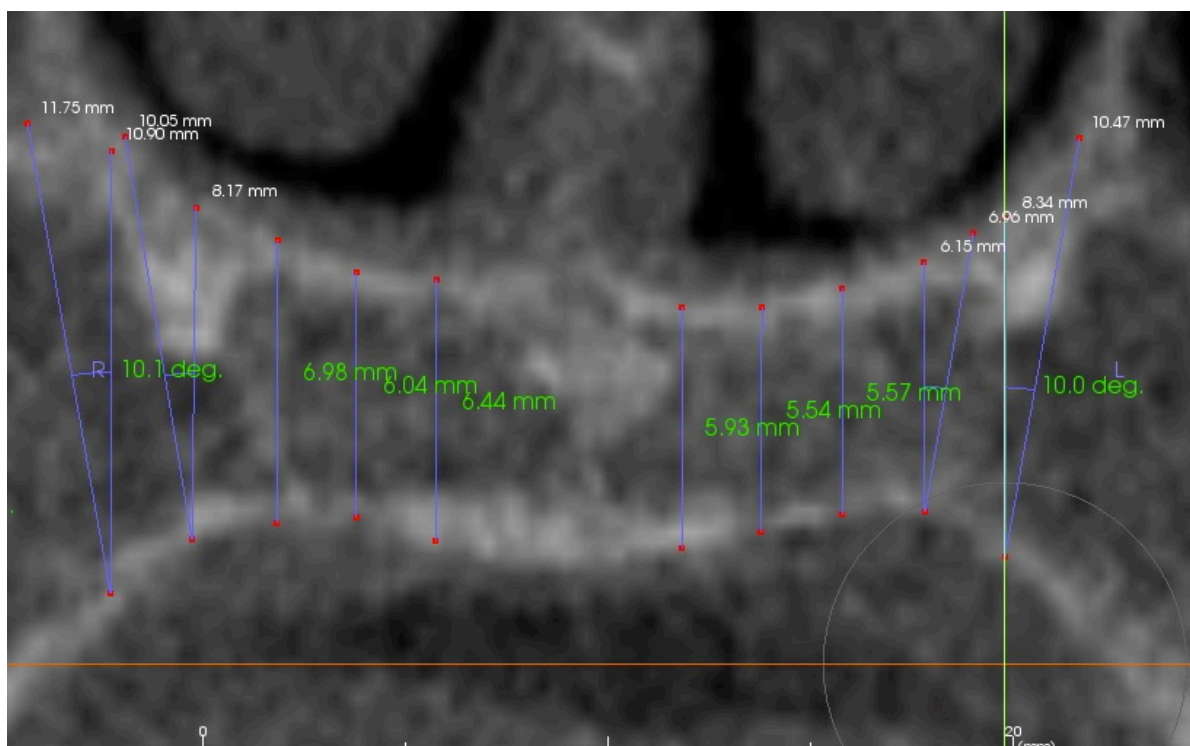


Abbildung 23: Darstellung des koronalen Schnittbildes. Es ist ein leichter Anstieg der Knochendicke von median nach paramedian erkennbar.

Es bestanden zudem keine signifikanten Differenzen zwischen linker und rechter Patientenseite [Gracco et al. 2008, Taghizadeh 2010].

Das größte gemessene Knochenangebot, in dieser Arbeit wurde an den Koordinaten 0-11-R und 0-9-L festgestellt. Es ist jedoch zu beachten, dass die „Ebene 0“ für eine Insertion, trotz großer Messwerte, auf Grund der sehr engen Lagebeziehung zu den Wurzeln der Dentes incisivi und canini nur eingeschränkt zu empfehlen ist.

An den Messkoordinaten 2-11-R und 2-11-L sind die zweitgrößten und an 2-9-R und 2-9-L die drittgrößten Medianwerte aufgetreten (siehe Tabelle 10). Gefolgt von den Koordinaten 4-11-R, -L und 6-11-R, -L.

Das Areal von 0 mm bis 6 mm dorsal des Foramen incisivum und 7 mm bis 11 mm paramedian zeigte die höchsten Medianwerte auf. Dieser Teil des Vermessungsfeldes ähnelt stark der von Winsauer et al. 2014 erwähnten „Footprint-Like area“ (siehe Abbildung 24). Abhängig von den anatomischen Gegebenheiten des einzelnen Individuums stimmte die, ebenfalls von Winsauer et al. 2014 genannte Koordinate „M4“, mit den Koordinaten 4-9 oder 4-11 oder 6-9 oder 6-11 überein [Winsauer et al. 2014]. Die Koordinate „M4“ ist definiert als der Punkt, der die Senkrechte von palatinaler Höckerspitze des ersten oberen Prämolaren auf die Sutura palatina mediana halbiert (siehe Abbildung 25).

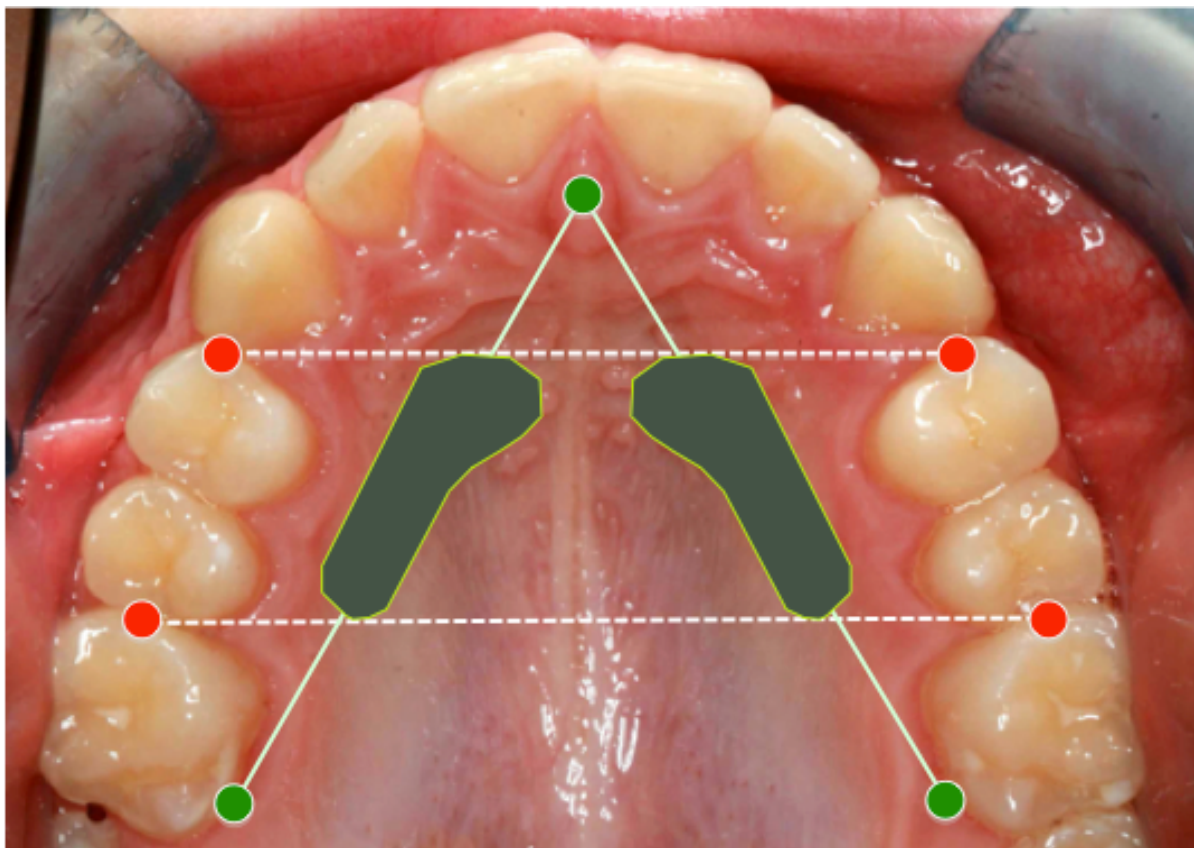


Abbildung 24: Die sogenannte „Footprint-like area“ nach Winsauer et al. 2012

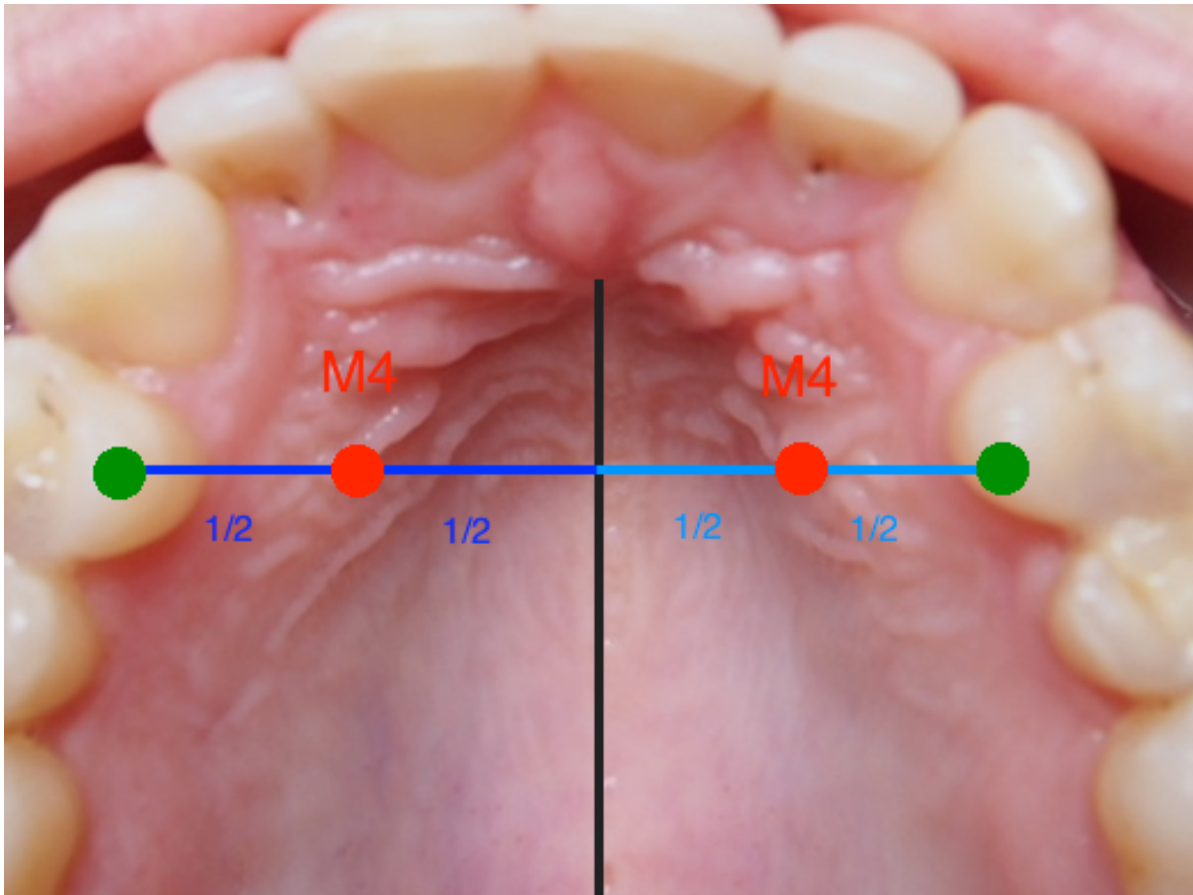


Abbildung 25: Punkt „M4“ nach Winsauer et al. 2012

Die vorliegende Arbeit widerlegte somit die Angaben von Gracco et al. 2008, Gahleitner et al. 2004, Bernhart et al. 2000, Kyung 2004, King et al. 2007 und Lai et al. 2010 bezüglich der Koordinate mit dem größten Knochenangebot (siehe Tabelle 29) [Gracco et al. 2008, Gahleitner et al. 2004, Bernhart et al. 2000, Kyung 2004, King et al. 2007, Lai et al. 2010]. Dies könnte zum einen an der angewendeten Messmethodik liegen. Zum anderen haben einige Autoren den knöchernen Gaumen nicht weiter als 6 mm paramedian vermessen [Gracco et al. 2008, Gahleitner et al. 2004, Kyung 2004].

Es zeigte sich, dass 9 bis 11 mm paramedian größere Knochendicken zu erwarten sind als 3 bis 5 mm paramedian. Somit konnte die von Taghizadeh 2010 genannte Koordinate bestätigt werden (siehe Tabelle 29) [Taghizadeh 2010].

Tabelle 29: Vergleichstabelle. Abzulesen sind die verschiedenen Vorgehensweisen, Messmethoden und die verschiedenen gemessenen Knochendicken der einzelnen Autoren

Referenz	Gracco et al. 2008	Gahleitner et al. 2004	Bernhart et al. 2000	Kyung 2004	King et al. 2007	Lai et al. 2010	Taghizadeh 2010	Weidmann 2015
Verhältnis männlich/weiblich	28:54, 18:20, 34:38	11:21	4:18	13:12	59:124	11:23	40:40	50:51, 51:50
Durchschnittsalter	keine Angaben	26	keine Angaben	24	15	24	11	16 Jahre (w), 15,5 Jahre (m)
Altersspanne (Range)	10-15, 15-20, 20-44	12-49	13-48	keine Angaben	10-19	18-35	8-28	10-15, 16-24
Methode	CBCT	CT	CT	CT	CT	CBCT	CBCT	CBCT
Koordinaten/Messungen	20 pro Seite	12 pro Seite	32 pro Seite	24 pro Seite	„9 interessante Regionen“	20 pro Seite	12 pro Seite	49 pro Seite
Intervall ML (mm)	0, 3, 6	0, 6	3, 6, 9	0, 3, 6	3, 6, 9	0, 3, 6, 9, 12	3, 6, 9	3, 5, 7, 9, 11
Intervall AP (mm)	4, 8, 16, 24	3, 6, 9, 12	keine Angaben	6 transversale Linien	4, 8, 12	keine Angaben	3, 6, 9, 12	0, 2, 4, 6, 8, 10, 12
Software	Newtom 3G, Image Works, Elmsford, NY 10523 USA	Easy Vision work	Philips, Best, NL	nicht in englischer Sprache angegeben	Merge Healthcare, Milwaukee, Wis	keine Angaben	Simplant, Materialise, Leuven Belgium	3D-Imaging Software Invivo 5.1.6
Punkte mit maximalem Knochenan-	4:6	6:6	3:3	3:6	4:3	3:6	3:9	2:11, (2:9)

gebot (AP:ML)								
Maximale Knochenhöhe (mm)	10,3 10,0 10,2	6,6	7,9	8,2(m); 6,6(w)	7,5(m); 6,4(w)	8,7	9,9	13,8, (13,0)

5.2.4 Knochenangebot in Abhängigkeit vom Geschlecht

Die Hypothese 4 (siehe Kapitel 2) konnte für 90 % der Messkoordinaten bestätigt werden. An diesen Koordinaten ergab sich in der vorliegenden Studie beim männlichen Geschlecht ein Knochenmehrangebot von 29,24 % beziehungsweise 1,62 mm (Medianwert).

King et al. 2006, sprachen von einem signifikant größeren Knochenangebot an 66 % der Messkoordinaten. Hierbei war die Knochendicke bei den Probanden um 1,22 mm (arithmetisches Mittel) größer [King et al. 2006].

Kang et al. 2007 und Fayed et al. 2010 sprachen von einem signifikanten Knochendickenunterschied zu Gunsten des männlichen Geschlechts [Kang et al. 2007, Fayed et al. 2010]. Auch die Knochendichte wurde beim männlichen Geschlecht als größer beschrieben [Moon et al. 2010].

Taghizadeh 2010 sprach von 0,99 mm (Medianwert) Knochenmehrangebot beim männlichen Patientengut [Taghizadeh 2010].

Weitere vergleichbare Studien, die sich mit der Knochendicke im Palatum durum beschäftigten, kamen nicht zum gleichen Ergebnis. Es wird von einem tendenziellen Knochenmehrangebot bei männlichen Patienten bzw. keiner Signifikanz zwischen Probandinnen und Probanden gesprochen [Kyung 2004, Gracco et al. 2008].

Die Analyse unterschiedlicher Altersgruppen, die unterschiedlichen statistischen Methoden und die verschiedenen Messmethoden der einzelnen Studien könnten zu diesen differierenden Ergebnissen der einzelnen Studien beigetragen haben.

5.2.5 Knochenangebot in Abhängigkeit vom Insertionswinkel

Die Hypothese 5 (siehe Kapitel 2) konnte größtenteils bestätigt werden. Im Vergleich zur rein senkrecht zur Okklusionsebene verlaufenden Messung, resultiert aus der angulierten Messung 10° nach lateral ein signifikant größeres Knochenangebot an 82 % der analysierten Koordinaten.

Vor allem im mittleren und hinteren Vermessungsfeld bedingte eine Angulation um 10° nach lateral ein Knochenmehrangebot (siehe Tabelle 17 und Tabelle 18).

Verglich man die Medianwerte, die aus der Angulation resultierten, ergab sich ein Knochenmehrangebot von 4,9 % bis zu 18,16 % (bezogen auf das gesamte Patientengut). Im Einzelfall konnte der Knochendickenunterschied deutlich größer als 18,16 % sein.

Wenn weit paramedian eine Minischraube eingebracht werden sollte, ist es somit sinnvoll, den Insertionswinkel dem Verlauf des Gaumengewölbes bzw. der Knochenoberfläche anzupassen und möglichst senkrecht zu dieser zu inserieren. Dies muss selbstverständlich unter Berücksichtigung der Verläufe der Zahnwurzeln und anderer anatomischer Nachbarstrukturen geschehen.

5.2.6 Knochenangebot in Abhängigkeit vom Patientenalter

Die Hypothese 6 (siehe Kapitel 2) konnte nicht bestätigt werden. Die Ergebnisse zeigten, dass lediglich 4 Koordinaten ein signifikant größeres Knochenangebot beim älteren Patientengut aufweisen (siehe Kapitel 4.6). Bei allen übrigen Messkoordinaten war das Knochenangebot beim älteren Patientengut nicht signifikant größer oder sogar kleiner. Die Studie von Taghizadeh aus dem Jahr 2010 kam ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die vertikale Knochenhöhe des Gaumens mit fortschreitendem Alter eher abnimmt als zunimmt [Taghizadeh 2010]. Eine mögliche Begründung für dieses Ergebnis könnte im Prozess des Breitenwachstums des Oberkiefers liegen. Der harte Gaumen nimmt während der Entwicklung des Individuums zwar in seiner horizontalen Ausdehnung zu, unter dem Einfluss der Entwicklung von Nasen- und Nasennebenhöhlen, die sich im Laufe der Reifung vergrößern, streckt sich jedoch der Gaumen und könnte sich dadurch ausdünnen.

Es könnten natürlich auch zufällig Patientinnen und Patienten ausgewählt worden sein, bei denen die Jüngeren eine überdurchschnittlich dicke Knochensubstanz und

die Älteren eine außerordentlich dünne Knochensubstanz aufweisen. Da jedoch alle 202 Datensätze zufällig ausgewählt wurden, um möglichst aussagekräftige Ergebnisse für die Grundgesamtheit aller Patienten zu erhalten und Taghizadeh 2010 zu vergleichbaren Ergebnissen kam, ist dies als eher unwahrscheinlich zu bewerten.

Diese Ergebnisse führen zur Schlussfolgerung, dass eine kieferorthopädische Therapie mit Minischrauben in einem frühen jugendlichen Alter von Vorteil ist, da mit größerem Knochenangebot gerechnet werden kann. Dieses Ergebnis soll jedoch von einer Behandlung mit ossären Verankerungen im fortgeschrittenen Alter keinesfalls abraten. Für eine nicht chirurgische, rein durch Dehnung herbeigeführte Verbreiterung des Oberkiefers, ist jedoch die zunehmende Verknöcherung der Sutura palatina mediana sicherlich limitierend. Der Zeitpunkt einer Obliteration der Sutura palatina mediana kann jedoch sehr variabel sein [Knaup et al. 2004, Schlegel et al. 2002].

5.2.7 Mindestknochenangebot in Abhängigkeit von der Patientengruppe

Keiner der analysierten Patientinnen und Patienten wies ein ausreichendes vertikales Knochenangebot von mindestens 6 mm an allen Koordinaten des Vermesungsfeldes auf.

Aus den Farbtabelle des Kapitels 4.7 kann man das Mindestknochenangebot ablesen, welches für 75 % bzw. für 50 % der Patienten der jeweiligen Patientengruppe zutraf (siehe Tabelle 20, Tabelle 21, Tabelle 22, Tabelle 23, Tabelle 24 und Tabelle 25). Somit lässt sich die Knochendicke im Palatum durum in bestimmten Arealen mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit vorhersagen. Die beschriebenen Knochenareale hatten, unabhängig von Alter und Geschlecht, Ähnlichkeit mit den von Winsauer et al. 2014 beschriebenen „Footprint-Like areas“ (siehe Abbildung 24). Außerdem wurde in der Studie von Winsauer et al. 2014 das Knochenareal mit der Ausdehnung 3 bis 4 mm dorsal des Foramen incisivums und 3 bis 9 mm lateral der Sutura palatina mediana genannt. Diese Knochenregion ist besonders für eine Insertion einer Minischraube geeignet [Winsauer et al. 2014]. In der vorliegenden Arbeit erstreckte sich das Areal mit dem größten Knochenangebot, unabhängig von Alter und Geschlecht, in vergleichbaren Dimensionen: 2 bis 4 mm dorsal des Foramen incisivums und 3 bis 11 mm paramedian (Medianwerte). Weiter dorsal fand

sich nur im lateralen Vermessungsfeld (7 bis 11 mm paramedian) ausreichende Knochensubstanz (siehe Tabelle 10, Tabelle 11 und Tabelle 12).

Die größten Knochenvolumina sind somit beim männlichen Geschlecht zu erwarten. Es wurde nicht zwischen den Altersgruppen „10-15-Jährige“ und „16-24-Jährige“ unterschieden.

In Tabelle 26, Tabelle 27 und Tabelle 28 sind Prozentzahlen dargestellt, die sich auf das gesamte Patientengut beziehen. Sie beschreiben, an welcher Koordinate wie viel Prozent der Patienten/innen eine Knochendicke von mindestens 6 mm, bzw. 8 mm bzw. 10 mm aufwiesen. Auch hier stellten sich Areale dar, die mit den oben genannten „Footprint-like areas“ Ähnlichkeit hatten.

Letztendlich konnte keine allgemeingültige Aussage getroffen werden, die für alle Patientinnen und Patienten dieser Studie gleichermaßen gelten könnte. Die Ermittlung der tatsächlichen, patientenindividuellen Knochendicken kann nur mit geeigneten bildgebenden Verfahren geschehen.

5.3 Schlussfolgerungen

Mit modernen DVT-Geräten und geschultem Personal bzw. fachkundigem Behandlern ist es heutzutage möglich, die effektive Dosis bei DVT-Aufnahmen sehr gering zu halten. Trotzdem geben diese Aufnahmen eine Fülle von Informationen, die chirurgische und kieferorthopädische Therapieplanungen auf eine höhere Sicherheitsstufe heben. In der vorliegenden Arbeit konnte bewiesen werden, dass bei entsprechender DVT-Diagnostik therapierelevante Regionen präoperativ beurteilt und exakt vermessen werden können.

Mögliche Koordinaten mit geringem Risiko bei Insertion von Minischrauben ließen sich im Rahmen dieser Arbeit in folgenden Arealen finden:

- 1) Auf Höhe der dorsalen knöchernen Begrenzung des Foramen incisivum („Ebene 0“), beidseits 3 mm bis 9 mm paramedian.
- 2) 2 mm dorsal der dorsalen knöchernen Begrenzung des Foramen incisivum („Ebene 2“), beidseits 3 mm bis 11 mm paramedian.
- 3) 4 mm dorsal der dorsalen knöchernen Begrenzung des Foramen incisivum („Ebene 4“), beidseits 3 mm bis 11 mm paramedian.

- 4) 6 mm dorsal der dorsalen knöchernen Begrenzung des Foramen incisivums („Ebene 6“), beidseits 9 mm bis 11 mm paramedian.
- 5) 8 mm dorsal der dorsalen knöchernen Begrenzung des Foramen incisivums („Ebene 8“), 11 mm paramedian.
- 6) 10 mm dorsal der dorsalen knöchernen Begrenzung des Foramen incisivums („Ebene 10“), 11 mm paramedian.

Wie in der Arbeit von Kim 2011 beschrieben, könnten vier dieser sechs Areale gleichzeitig genutzt werden, um eine Dehnschraube auf vier Minischrauben zu fixieren [Kim 2011]. Hieraus resultiert eine maximale Verankerung und es wird eine schnelle Gaumennahterweiterung ermöglicht.

In Abbildung 26 sind verschiedene Areale farblich dargestellt. Die Farbe **rot** beschreibt Knochendicken < 6 mm. **Gelb** dargestellt ist Knochen mit 6 bis 8 mm Höhe. Ein Knochenangebot von 8 bis 10 mm ist **hellgrün**; ein Knochenangebot > 10 mm ist **dunkelgrün** gekennzeichnet. Die Werte beziehen sich auf das komplette Patientengut.

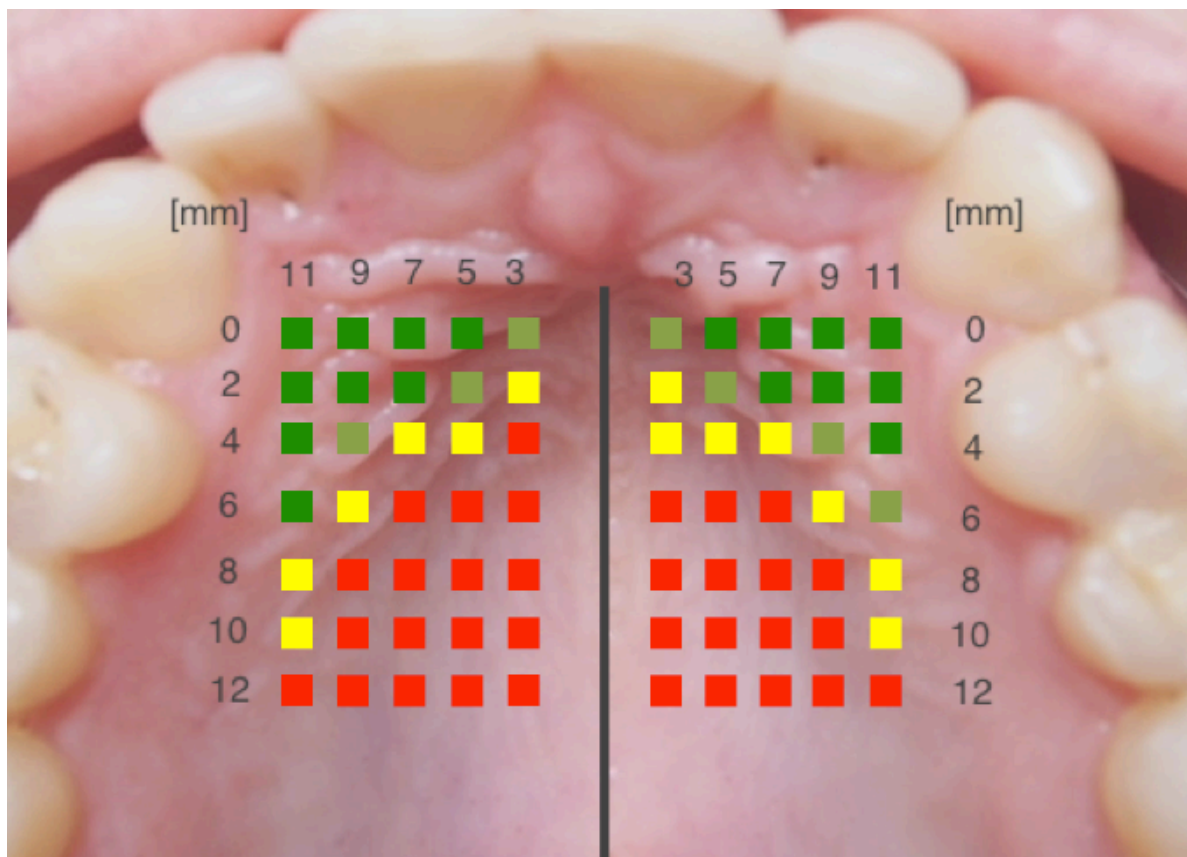


Abbildung 26: Areale die zur Aufnahme einer Minischraube geeignet sind.

6 Literaturverzeichnis

1. Abbas S, Lee T, Shin S, Lee R, Cho S: Effects of sparse sampling schemes on image quality in low-dose CT. *Med Phys*. 2013 Nov;40(11):111915. doi: 10.1118/1.4825096.
2. Adolphs N, Liu W, Keeve E, Hoffmeister B: Craniomaxillofacial surgery planning based on 3D models derived from Cone-Beam CT data. *Comput Aided Surg*. 2013;18(5-6):101-8. doi: 10.3109/10929088.2013.796002. Epub 2013 May 10.
3. Al Bournay M: Verwendung des Fernröntgenseitenbildes des Kopfes und des Orthopantomogramms zur metrischen Analyse des Schädels in der Kieferorthopädie. Eine vergleichende Studie in Poliklinik für Kieferorthopädie. Justus-Liebig- Universität: Gießen. 1999
4. Al-Okshi A, Nilsson M, Petersson A, Wiese M, Lindh C: Using GafChromic film to estimate the effective dose from dental cone beam CT and panoramic radiography. Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Faculty of Odontology, Malmö University, Malmö, Sweden. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(7):20120343.
5. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K: Development of a compact computed tomographed apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*. 1999;28:245-248.
6. Asscherickx K1, Hanssens JL, Wehrbein H, Sabzevar MM: Orthodontic anchorage implants inserted in the median palatal suture and normal transverse maxillary growth in growing dogs: a biometric and radiographic study. *Angle Orthod*. 2005 Sep;75(5):826-31.
7. Baciut M, Hedesiu M, Bran S, Jacobs R, Nackaerts O, Baciut G: Pre- and postoperative assessment of sinus grafting procedures using cone-beam computed tomography compared with panoramic radiographs. *Int Oral Implants Res*. 2012 Jan 6.
8. Baumgaertel S: Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009; 136: 104 – 108.
9. Behrbohm H: Die Problematik der Rhinosinusitis in der Implantologie. *Implantaologie* 2010;7;14-16.

10. Benninghoff A: Anatomie. München: Urban & Fischer, 16. Auflage, 2003;1: 594-595
11. Bernhart T, Vollgruber A, Gahleitner A, Dörtbudak O, Haas R: Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clinical Oral Implant Research* 2000; 11: 595 – 601.
12. Bianchi SD, Lojcono A: 2D and 3D images generated by cone beam computed tomography (CBCT) for dentomaxillofacial investigations. *Elsevier Science* 1998;792-797.
13. Bou SC, Jacobs R, Flygare L, Quirynen M, van Steenberghe D: Perioperative validation of localisation of the mental foramen. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002; 31(1):39-43.
14. Bumann A, Lotzmann U: Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien. Georg Thieme Verlag: Stuttgart, New York, 2000
15. Camporesi M, Franchi L, Doldo T, Defraia E: Evaluation of mechanical properties of three different screws for rapid maxillary expansion. *Biomed Eng Online.* 2013 Dec 11;12(1):128.
16. Cattaneo PM, Melsen B: The use of cone-beam computed tomography in an orthodontic department in between research and daily clinic. *World J Orthod* 2008, 9: 269-282.
17. Creekmore TD, Eklund MK: The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983 Apr;17(4):266-9.
18. Dahlberg G: Statistical methods for medical and biological students. Interscience Publications, New York, 1940.
19. Davies J, Johnson B, Drage N: Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Jan;41(1):30-6.
20. Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK): DGZMK-Leitlinie Dentale Volumetomographie, 04/2009.
21. de Lira Ade L, Prado S, Araújo MT, Sant'Anna EF, Ruellas AC: Distal movement of upper permanent molars using midpalatal mini-implant. *Dental Press J Orthod.* 2013 Mar 15;18(2):18.e1-5.
22. Dong X, Petrongolo M, Niu T, Zhu L: Low-Dose and Scatter-Free Cone-Beam CT Imaging Using a Stationary Beam Blocker in a Single Scan: Phantom Studies. *Comput Math Methods Med.* 2013;2013:637614. doi: 10.1155/2013/637614. Epub 2013 Nov 20.

23. Ekestubbe A, Grondahl K, Grondahl HG: The use of tomography for dental implant planing. *Dentomaxillofacial Radiol.* 1997;26:15-20.
24. Düker J.: Röntgendiagnostik mit der Panoramaschichtaufnahme. Heidelberg: Hüthig 2000.
25. Düker J: Praxisleitfaden zahnärztliche Radiologie: Für den Zahnarzt und sein Team. München: Urban & Fischer 2006; S. 25-26.
26. Fang D, Jiang H, Lin Z: [Evaluation of the accuracy of alveolar bone height measurement in vitro by cone beam computed tomography], *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2012 Dec;30(6):603-6.
27. Farman AG: *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005 Oct;100(4):395-7.
28. Fayed MM, Pazera P, Katsaros C. Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. *Angle Orthod.* 2010;80:939-951.
29. Freitag V, Seidel W: Über die Häufigkeit von Nebenbefunden auf Panorama-Schicht- Aufnahmen. *Dtsch Zahnärztl Z,* 1972;27: 993.
30. Gahleitner A, Podesser B, Schick S, Watzek G, Imhof H: Dental CT and orthodontic implants: imaging technique and assessment of available bone volume in the hard palate. *European Journal of Radiology* 2004; 51: 257 – 262.
31. Giordano C, Sandrini E, Busini V, Chiesa R, Fumagalli G, Giavaresi G, Fini M, Giardino R, Cigada A: A new chemical etching process to improve endosseous implant osseointegration: in vitro evaluation on human osteoblast-like cells. *Int J Artif Organs.* 2006 Aug;29(8):772-80.
32. Goch I. Vergleich metrischer Genauigkeit von Computertomographie, digitaler Volumentomographie und Orthopantomographie in der modernen Implantologie. Inauguraldissertation der Heinrich Heine Universität Düsseldorf 2005.
33. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G: Quantitative evaluation with CBCT of palatal bone thickness in growing patients. *Prog Orthod.* 2006; 7:164-174.
34. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G: Quantitative conebeam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic

- miniscrew placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008; 134: 361 – 369.
35. Grünheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE: Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012 Apr;141(4):436-43.
 36. Gurgel Jde A, Pinzan-Vercelino CR, Bramante FS, Rivera AP: Distalization of maxillary molars using a lever arm and mini-implant. *Orthodontics (Chic.)*. 2013;14(1):e140-9. doi: 10.11607/ortho.604.
 37. Hassfeld S, Streib S, Stahl H, Stratmann U, Fehrentz D, Zöller J: Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantären Diagnostik. *Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie* 1998;2:188-193.
 38. Hassfeld S, Brief J, Stein W et al.: Navigationsverfahren in der Implantologie – Stand der Technik und Perspektiven. *Implantologie* 2000 8:373–390.
 39. Henriksen B, Bavitz B, Kelly B, Harn SD: Evaluation of bone thickness in the anterior hard palate relative to midsagittal orthodontic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Jul-Aug;18(4):578-81.
 40. Hirsch E, Visser H, Graf H-L: Präimplantologische Röntgendiagnostik – Informationsbedarf versus Strahlenbelastung. *Quint Impl.* 2002;10(3):291-302.
 41. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA: Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:268-273.
 42. Hirschfelder U: Radiologische Übersichtsdarstellung des Gebisses: Dental-CT versus Orthopantomographie. *Fortschr Kieferorthop* 1994;55:14-20.
 43. Hong RK, Lim SM, Heo JM, Baek SH: Orthodontic treatment of gummy smile by maxillary total intrusion with a midpalatal absolute anchorage system. *Korean J Orthod.* 2013 Jun;43(3):147-58. doi: 10.4041/kjod.2013.43.3.147. Epub 2013 Jun 24.
 44. Houston WJB: The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 83 (5): S. 382-90, 1983
 45. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE: Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* 2013 Dec;5(4):162-167. Epub 2013 Dec 20.

46. Kang S, Lee SJ, Ahn SJ, Heo MS, Kim TW: Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Apr;131(4):74-81.
47. Katyal V, Pamula Y, Daynes CN, Martin J, Dreyer CW, Kennedy D, Sampson WJ: Craniofacial and upper airway morphology in pediatric sleep-disordered breathing and changes in quality of life with rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013 Dec;144(6):860-71.
48. Kau CH, Richmond S: Three- dimensional imaging for orthodontic and maxillofacial surgery. Wiley- Blackwill 2010;29- 72.
49. Kiefer H, Lambrecht JT, Roth J.: Dose exposure from analog and digital full mouth radiography and panoramic radiography. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2004;114(7):687-93.
50. Kim SH, Kook YA, Jeong DM, Lee W, Chung KR, Nelson G: Clinical application of accelerated osteogenic orthodontics and partially osseointegrated mini-implants for minor tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Sep;136(3):431-9. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.08.025.
51. Kim GT, Kim SH, Choi YS, et al. Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136:628.e1-628.e10.
52. Kim KB: Einfache Methode zur maxillären Expansion, *Wissenschaft und Praxis* Nr.11, 2011
53. Kim YJ, Lim SH, Gang SN: Comparison of cephalometric measurements and cone-beam computed tomography-based measurements of palatal bone thickness. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014 Feb;145(2):165-72. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.10.009.
54. King KS, Lam EW, Faulkner MG, Heo G, Major PW. Predictive factors of vertical bone depth in the paramedian palate of adolescents. *Angle Orthod.* 2006;76:745-751.
55. King KS, Lam EW, Faulkner MG, Heo G, Major PW: Vertical bone volume in the paramedian palate of adolescents: a computed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Dec;132(6):783-8.

56. Knaup B, Yildizhan F, Wehrbein H: Age-related changes in the midpalatal suture. A histomorphometric study. *Journal of Orofacial Orthopedics* 2004; 65: 467-474
57. Kravitz ND, Kusnoto B: Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Apr;131(4 Suppl):S43-51.
58. Kyung S H: A study on the bone thickness of midpalatal suture area for miniscrew insertion. *Korean Journal of Orthodontics* 2004; 34: 63 – 70
59. Lai R F, Zou H, Kong W D, Lin W: Applied anatomic site study of palatal anchorage implants using cone beam computed tomography. *International Journal of Oral Science* 2010; 2 : 98 – 104.
60. Leary D, Robar JL: CBCT with specification of imaging dose and CNR by anatomical volume of interest. *Med Phys.* 2014 Jan;41(1):011909. doi: 10.1118/1.4855835.
61. Lemkamp M, Filippi A, Berndt D. Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomografie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2006(6);645-650.
62. Li H, Liu B, Yin FF: Generation of virtual monochromatic CBCT from dual kV/MV beam projections. *Med Phys.* 2013 Dec;40(12):121910. doi: 10.1118/1.4824324.
63. Liang SR, Gao WM, Bai YX, Yin WJ, Zhang N: [Repeatability of three-dimensional measurements based on cone-beam CT images], *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2013 Apr;48(4):248-52.
64. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Souza PC, Martens W, Shahbazian M, Alonso A, Lambrichts I: A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol.* 2010 Aug;75(2):265-9.
65. Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, Pauwels R, Jacobs R: A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol.* 2010 Aug;75(2):270-4.
66. Lochmann U: Metrische Kriterien für Taurodontismus. Eine Studie auf der Basis von OPG Röntgenauswertungen. Medizinische Dissertation, Philipps-Universität Marburg, 1999.

67. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Gröndahl K: Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:72-79.
68. Lopes KB, Dominguez GC, Biasi C, Rossi JL: Flexural strength of mini-implants developed for Herbst appliance skeletal anchorage. A study in Minipigs br1 cadavers. *Dental Press J Orthod*. 2013 Nov-Dec;18(6):124-9.
69. Loubelle M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R: Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol*. 2009 Sep;71(3):461-8. doi: 10.1016/j.ejrad.2008.06.002. Epub 2008 Jul 18.
70. Ludlow JB, Ivanovic M: Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008 Jul;106(1):106-14.
71. Ludlow JB, Ivanovic M: Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008 Jul;106(1):106-14.
72. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC: Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc*. 2008 Sep;139(9):1237-43.
73. Ludlow JB: A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011 Feb;40(2): 115-22.
74. Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ, Wilmes B, Kinzinger GS, Lisson JA: Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *J Clin Orthod*. 2011 Aug;45(8):433-41; quiz 467.
75. Ludlow JB, Walker C: Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Dec;144(6):802-17. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.07.013.
76. Lüllmann-Rauch R: Taschenlehrbuch Histologie, Thieme , 2. Auflage 2006; 343

77. Mann H, Whitney D: On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other. *Annals of mathematical Statistics* 18: S. 50 – 60. doi: 10.1214/aoms//1177730491
78. Marmulla R, Brief J, Heurich et al.: Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie. *Z Zahnärztl Implantol.* 2002;18(3):152-158.
79. Mah JK, Huang JC, Choo H: Practical applications of cone-beam computed tomography in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 2010 Oct;141 Suppl 3:7S-13S.
80. Merrett SJ, Drage NA, Durning P: Cone beam computed tomography: a useful tool in orthodontic diagnosis and treatment planning. *J Orthod.* 2009 Sep;36(3):202-10.
81. Mitdgård J, Björk G, Linder-Aronson S: Reproducibility of Cephalometric Landmarks and Errors of Measurements of Cephalometric Cranial Distances. *Angle Orthod* 44 (1): S. 56-61, 1974.
82. Monsour PA, Dudhia R: Implant radiography and radiology. *Aust Dent J.* 2008 Jun;53 Suppl 1:11-25.
83. Moon S H, Park S H, Lim W H, Chun Y S: Palatal bone density in adult subjects: implications for mini-implant placement. *The Angle Orthodontics* 2010; 80: 137 – 144.
84. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998;8:1558-1564.
85. Müssig E, Wörtche R, Lux CJ: Indications for digital volume tomography in orthodontics. *J Orofac Orthop.* 2005 May; 66(3):241-9.
86. Navarro Rde L, Oltramari-Navarro PV, Fernandes TM, Oral and Maxillofacial Surgery Division, Saint Francis Hospital, Cambé, PR, Brazil.: Comparison of manual, digital and lateral CBCT cephalometric analyses. *J Appl Oral Sci.* 2013 Mar-Apr; 21(2):167-76.
87. Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA: Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Discipline of Orthodontics, The University of Sydney, Surry Hills, NSW, Australia. Aust Orthod J.* 2003 Nov;19(2):67-75.
88. Nitsch JP: Der routinemäßige Einsatz des Orthopantomographen als Diagnostikum in der zahnärztlichen Praxis. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1979;34:231.

89. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki K-I, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y : A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119: 489-497.
90. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, Seki K, Araki K: Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:79-85.
91. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K; SEDENTEXCT Project Consortium: Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012 Feb;81(2):267-71.
92. Pein MK, Brandt S, Plontke SK, Kösling S: Visualization of subtle temporal bone structures : Comparison of cone beam CT and MDCT. *Radiologe.* 2014 Jan 26. [Epub ahead of print]
93. Pertl L, Gashi-Cenkoglu B, Reichmann J, Jakse N, Pertl C: Preoperative assessment of the mandibular canal in implant surgery: comparison of rotational panoramic radiography (OPG), computed tomography (CT) and cone beam computed tomography (CBCT) for preoperative assessment in implant surgery. *Eur J Oral Implantol.* 2013 Spring;6(1):73-80.
94. Pithon MM, Figueiredo DS, Oliveira DD: Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013 Mar;71(3):479-86. doi: 10.1016/j.joms.2012.10.002. Epub 2012 Dec 28.
95. Pradella F, Baldinotti C, Vitale G, Butti J, Pinchi V: Age estimation based on a 3D CBCT study of the pulp cavity and hard tissues of the teeth for forensic purposes. *J Forensic Odontostomatol.* 2013 Oct 1;31 Suppl 1:81-2.
96. Qiu L, Haruyama N, Suzuki S, et al. Accuracy of orthodontic miniscrew implantation guided by stereolithographic surgical stent based on cone-beam CT-derived 3D images. *Angle Orthod.* 2012;82:284-293.
97. Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC: Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110:770-6.
98. Rahn R, Kreile E, Gharemani M: Die Häufigkeit von Zufallsbefunden auf Panorama- Schichtaufnahmen. *Zahnärztl Mitt,* 1991.81:434-36.

99. Rasch B, Friese M, Hofmann WJ, Naumann E: Quantitative Methoden 1. Einführung in die Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler, 2010, S. 43 - 60
100. Reiser, Kuhn, Drews: Duale Reihe - Radiologie, 2. überarbeitete Auflage, 2006, S. 79
101. Ribeiro AN, de Paiva JB, Rino-Neto J, Illipronti-Filho E, Trivino T, Fantini SM: Upper airway expansion after rapid maxillary expansion evaluated with cone beam computed tomography. *Angle Orthod.* 2012 May;82(3):458-63.
102. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW: Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *The British Journal of Radiology* 2009;82:35-40.
103. Rönz B, Strohe HG: Lexikon Statistik. Gabler-Verlag, Wiesbaden 1994
104. Rottke B: Die gegenwärtige Situation der Röntgenologie in zahnärztlicher Praxis und Wissenschaft. *Quintessenz* 1977;28:189.
105. Sahman H, Sekerci AE, Sisman Y, Payveren M: Assessment of the visibility and characteristics of the mandibular incisive canal: cone beam computed tomography versus panoramic radiography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jan-Feb;29(1):71-8. doi: 10.11607/jomi.3304.
106. Samandari F, Mai JK: Curriculum Funktionelle Anatomie für Zahnmediziner, 1995, S. 75 ff
107. Schwenzler N, Ehrenfeld M: Band 1, Allgemeine Chirurgie. Thieme Verlag 2000: Stuttgart, New York
108. Schiebler T H, Korf H-W: Anatomie. Steinkopff, 10. Auflage 2007; 616
109. Schlegel K A, Kinner F, Schlegel K D: The anatomic basis for palatal implants in orthodontics. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery* 2002; 17: 133-139
110. Schnelle C: Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen-Volumen-Tomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie. Inauguraldissertation der Heinrich Heine Universität Düsseldorf 2001.
111. Schopf P: Die Panorama- Röntgenaufnahme des Orthopantomographen als Hilfsmittel der kieferorthopädischen Befunderhebung. *Dtsch Zahnärztebl* 1969:23,40

112. Schopf P: Curriculum Kieferorthopädie, Band 1, 4. überarbeitete Auflage 2008; 180, 230, 231, 233, 357 ff, 361
113. Schopf P: Curriculum Kieferorthopädie, Band 2, 4. überarbeitete Auflage 2008, S. 509, 510 f
114. Schulze C: Lehrbuch der Kieferorthopädie, Band 2, 2. Auflage, 1981; 39, 40, 247, 249
115. Schulze C: Lehrbuch der Kieferorthopädie, Band 3, 2. Auflage, 1993; 58-59
116. Serra G, Morais L, Elias CN, Semenova IP, Valiev R, Salimgareeva G, Pithon M, Lacerda R: Nanostructured severe plastic deformation processed titanium for orthodontic mini-implants. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013 Oct;33(7):4197-202. doi: 10.1016/j.msec.2013.06.012. Epub 2013 Jun 18.
117. Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA, Creugers NH: Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *J Dent Res.* 2006 Jun;85(6):496-500.
118. Shapiro PA, Kokich, VG: Uses of implants in orthodontics. *Dent Clin North Am.* 1988;32:539-50.
119. Sherman AJ: Bone reaction to orthodontic forces on vitreous carbon dental implants. *Am J Orthod.* 1978 Jul;74(1):79-87.
120. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E: Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(5):640 e1-5.
121. Stockmann P et al.: Which region of the median palate is a suitable location of temporary orthodontic anchorage devices? A histomorphometric study on human cadavers aged 15-20 years. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar;20(3):306-312.
122. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M: Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:367-378.
123. Taghizadeh N: Mediane und paramediane Bestimmung der Knochendicke des Palatum durum bei Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen mittels

- digitaler Volumetomographie. Institut für 3D-Dentalradiologie - MESANTIS Berlin. 2010.
124. Tillmann B: Atlas der Anatomie, Springer- Verlag Berlin Heidelberg 2005; 36
 125. Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, Poon LC: Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod.* 1988 Apr;58(2):151-62.
 126. Ulfing N: Kurzlehrbuch der Embryologie, 2005, S. 73
 127. Wang Y1, He S, Yu L, Li J, Chen S: Accuracy of volumetric measurement of teeth in vivo based on cone beam computer tomography. *Orthod Craniofac Res.* 2011 Nov;14(4):206-12. doi: 10.1111/j.1601-6343.2011.01525.x.
 128. Wangsrirongkol T, Manosudprasit M, Pisek P, Leelasinjaroen P: Correction of complete maxillary crossbite with severe crowding using Hyrax expansion and fixed appliance. *J Med Assoc Thai.* 2013 Sep;96 Suppl 4:S149-56.
 129. Währisch K, Buchholz M: Persönliche Mitteilung aus dem Institut für 3D-radiologie MESANTIS Berlin. 2014
 130. Wätzig H, Mehnert W, Bühler W: Mathematik und Statistik kompakt. Grundlagen und Anwendungen in Pharmazie und Medizin. Stuttgart, S. 102, 2010
 131. Wehrbein H: Anatomic site evaluation of the palatal bone for temporary orthodontic anchorage devices. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Jul;19(7):653-6. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01535.x. Epub 2008 May 19.
 132. Wernecke KD: Medizinische Biometrie - Planung und Auswertung medizinischer Studien. Berlin, 2004.
 133. Wilcoxon F: Individual Comparisons by Ranking Methods. *Biometrics Bulletin* 1: S. 80 - 83
 134. Wilmes B, Drescher D: A miniscrew system with interchangeable abutments. *J Clin Orthod.* 2008 Oct;42(10):574-80; quiz 595.
 135. Winsauer H, Vlachojannis C, Bumann A, Vlachojannis J, Chrubasik S: Paramedian vertical palatal bone height for mini-implant insertion: a systematic review. *Eur J Orthod.* 2014 Oct;36(5):541-9. doi: 10.1093/ejo/cjs068. Epub 2012 Dec 4.

136. Xu M, Yang F, Wang RF: Cone-beam CT analysis of human maxillary sinus: anatomical considerations for sinus augmentation and implant insertion. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2011 Apr;20(2):187-90.
137. Yifat Manor, Ofer Mardinger, Ilan Bietlitum: Late signs and symptoms of maxillary sinusitis after sinus augmentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:1-4.
138. Zeng J, Gao X.: A prospective CBCT study of upper airway changes after rapid maxillary expansion. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2013 Nov;77(11):1805-10.
139. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S: Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofacial Radiology* 2002; 3:126-130.

7 Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Florian Jérôme Andreas Weidmann, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Knochenangebot im Palatum durum zur Gaumennahterweiterung mit Hilfe minischrauben-getragener Dehnschrauben – eine retrospektive Transversalstudie an dentalen Volumentomografien“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

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

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

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

Berlin, den

Florian Jérôme Andreas Weidmann

8 Lebenslauf

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

9 Danksagung

Besonders möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. Axel Bumann für die Überlassung des Promotionsthemas, das mir entgegengebrachte Vertrauen, die freundliche und unkomplizierte Betreuung von Anfang bis zur Vollendung der Promotionsarbeit bedanken.

Ebenfalls möchte ich mich beim gesamten MESANTIS[®]-Team bedanken, welches mir bei technischen Fragen immer mit Rat und Tat zur Seite stand und es mir ermöglichte, meine zahlreichen Messvorgänge in einer angenehmen Atmosphäre durchführen zu können.

Ferner möchte ich mich bei Herrn Dr. Ulrich Gauger und Herrn Dr. Joseph Kühner für die Beratung und die Kontrolle, der von mir durchgeführten statistischen Auswertung bedanken.

Außerdem möchte ich mich bei meinen lieben Eltern bedanken, die mir diesen Werdegang ermöglicht haben. Ein besonderer Dank gilt auch meinen Freunden, meiner liebevollen Frau und meinem Sohn, die mich immer seelisch und moralisch unterstützt haben und mich immer wieder Glück empfinden lassen.