

Aus der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin
Abteilung für Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie

DISSERTATION

**Mediane und paramediane Bestimmung der Knochendicke
des Palatum durum bei Kindern, Jugendlichen und
Erwachsenen mittels digitaler Volumentomographie**

- Eine klinisch retrospektive Transversalstudie -

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Zahnärztin Nina Taghizadeh aus Berlin

Gutachter: 1. Prof. Dr. R. J. Radlanski
2. Prof. Dr. A. Bumann
3. Prof. Dr. S. Kopp

Datum der Promotion: 03.09.2010

Meinen Eltern

1. EINLEITUNG	7
1.1. BEGRIFFSDEFINITIONEN	8
1.2. ANATOMIE DES GAUMENS	11
1.3. HISTORIE VON IMPLANTATEN IN DER KIEFERORTHOPÄDIE	13
1.3.1. GAUMENIMPLANTATE	13
1.3.2. ORTHODONTISCHE VERANKERUNGSPINS	15
1.4. DIGITALE VOLUMENTECHNOLOGIE	15
2. FRAGESTELLUNG	19
3. MATERIAL UND METHODE	20
3.1. ALLGEMEINE METHODEN	20
3.1.1. PATIENTENGUT	20
3.1.2. DVT-AUFNAHMEN	21
3.1.3. AUSWERTUNGSSOFTWARE	22
3.1.4. STATISTISCHE AUSWERTUNG	25
3.2. SPEZIELLE METHODEN	27
3.2.1. VERGLEICH VERSCHIEDENER MESSMETHODEN	27
3.2.2. MEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES	31
3.2.3. PARAMEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES	32
3.2.4. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	40
3.2.5. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER	40

4. ERGEBNISSE	41
4.1. VERGLEICH VERSCHIEDENER MESSMETHODEN	41
4.2. MEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALLEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES	42
4.3. PARAMEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALLEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES	46
4.4. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	57
4.5. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER	60
5. DISKUSSION	65
5.1. VERGLEICH VERSCHIEDENER MESSMETHODEN	65
5.2. MEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALLEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES	67
5.3. PARAMEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALLEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES	67
5.4. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	69
5.5. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER	70
6. ZUSAMMENFASSUNG	72
6.1. ZUSAMMENFASSUNG	72
6.2. SUMMARY	73

7. ANHANG	76
7.1. LITERATURVERZEICHNIS	76
7.2. ABBILDUNGSVERZEICHNIS	85
7.3. TABELLENVERZEICHNIS	87
7.4. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	88
7.5. DANKSAGUNG	90
7.6. CURRICULUM VITAE	91
7.7. EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG	92

1. EINLEITUNG

Eine der größten Einschränkungen in der kieferorthopädischen Praxis besteht in der alveolären Verankerung. Eingeführt wurde der Begriff der kieferorthopädischen Verankerung von *Angle* [1]. 1907 beschreibt er in „Treatment of malocclusion of teeth“, dass jede eingesetzte orthodontische Kraft, die eine Zahnbewegung induzieren soll, reziprok wirkt und sich Wirkung und Gegenwirkung im Gleichgewicht halten. Er kommt so *Newtons* Vorstellungen nach, der mit seinem Gesetz über die Kraftverhältnisse im statischen Gleichgewicht postuliert, dass $actio = reactio$ gilt, indem die Summe aller innerhalb des Gleichgewichts auftretenden Kräfte gleich null ist. Folglich muss der Widerstand der Verankerung größer sein als derjenige des zu bewegenden Zahnes [1]. Eine rein alveoläre Verankerung kann diese Kraft oft nicht abfangen, und der mögliche Umfang der Zahnbewegung ist unter diesen Umständen eingeschränkt. Bei nicht maximal ausgenutzter Verankerung kann die nicht abgefangene Kraft Gewebeirritationen hervorrufen. So kann eine desmodontale Überbelastung zu Wurzelresorptionen führen. Konventionelle Geräte wie der Headgear haben neben der ästhetischen Beeinträchtigung für den Patienten auch den Nachteil, dass sie bei nicht eingehaltenem korrektem Tragemodus Jiggling-Effekte an den Ankerzähnen hervorrufen können. Als Ursache hierfür ist der Wechsel zwischen rein desmodontaler Belastung und der Kombination Desmodont/Headgear zu sehen, der nach *Diedrich* [15] zu einer Hyalinisierung des Desmodontalspaltes führen kann.

Getreu *Angles* Vorstellung, dass „die idealste Verankerung natürlich eine unbewegliche Basis wäre“ [1], wurde das Ankylosierungsprinzip des dentalen Implantates genutzt. Parodontale Reaktionen der Verankerungszähne werden so umgangen.

Mit dem Verständnis des Begriffes der Verankerung nach *Diedrich* [15], welches das Abfangen oder den kontrollierten Einsatz reaktiver Kräfte und Momente in den drei Ebenen des Raumes beinhaltet, stehen mit osseointegrierten Implantaten in der Kieferorthopädie verlässliche Verankerungselemente zur Verfügung. Sie stellen einen Gegenpol für die angreifenden kieferorthopädischen Kräfte dar, gewährleisten ausreichend Stabilität und werden den ästhetischen Anforderungen der Patienten gerecht. Ein für den Behandler durchaus erwünschter Nebeneffekt ist die nicht mehr im bisherigen Maße benötigte Compliance des Patienten, wie sie bei der Variante Headgear notwendig ist.

Gaumenimplantate wurden zur kieferorthopädischen Behandlung von skelettalen und dentalen Dysgnathien eingeführt und finden vor allem in der Erwachsenenbehandlung Verwendung [19]. Gerade auch bei Einzelstand von Zähnen bieten sie eine gute Möglichkeit der ansonsten schwierig zu realisierenden orthodontischen Verankerung. Im Oberkiefer wird dafür ein spezielles Gaumenimplantat in oder neben der Sutura mediana inseriert. Von diesem aus werden Prämolaren und Molaren über einen starren Transpalatinalbogen fixiert.

Aufgrund des geringen Knochenangebots in dieser Region ist eine präzise präoperative Studie der anatomischen Gegebenheiten zwingend erforderlich. In diesem Zusammenhang ist die radiologische Diagnostik obligat. Konventionelle Aufnahmen, wie Aufbiss- oder Schädelaufnahmen, liefern lediglich Summationsbilder der abgebildeten Region und sind folglich in ihrer Detailgenauigkeit wenig aussagekräftig [88]. Eine Verbesserung der Detaildarstellung wird mit der konventionellen Röntgentomographie erreicht. Verfahrensbedingt sind aber auch bei dieser Methode die Bildqualität sowie die Darstellbarkeit bestimmter Regionen limitiert. Höchste Aufnahmequalität wird von neueren Verfahren erreicht, welche die interessierende Region in horizontaler, sagittaler und transversaler Richtung erfassen und anschließend dreidimensional in beliebigen Schichten wiedergeben können.

Die digitale Volumentechnologie hat sich als Methode zur exakten räumlichen Analyse von Gewebebeschaffenheit und -dimension durchgesetzt. Sie wird in der Chirurgie, Orthodontie und Implantologie zunehmend in der Diagnostik, präoperativen Planung und postoperativen Beurteilung eingesetzt und hält ihren Einzug in die moderne zahnärztliche Praxis.

1.1. BEGRIFFSDEFINITIONEN

Computertomographie (CT):

Bei diesem computergestützten röntgendiagnostischen Verfahren wird der in der Mitte des Gerätes liegende Patient von einer Röntgenröhre umkreist, die einen Strahlenkegel emittiert. Von diesem wird ein eng kollimiertes Fächerstrahlbündel eingeblendet, das eine dünne Schicht des zu untersuchenden Gebietes durchläuft [32, 33]. Der Patient wird schichtweise gescannt, wobei für jede Schicht aus jeder Richtung ein

Absorptionsprofil aufgezeichnet wird. Pro Winkelgrad erfolgen 2 bis 4 Messungen über einen vollen Kreiswinkel von 360 Grad; bei neueren Geräten sind es lediglich 180 Winkelpositionen. Der der Röntgenröhre gegenüber liegende Detektor besteht aus einer Zeile eindimensionaler Halbleiterelementpixel, die die auftreffenden Röntgenphotonen messen. Seit 1998 existieren jedoch auch Multidetektor-Computertomographen (MDCT) mit 4 bis 320 Detektorreihen. Diese Technologie führt ihrerseits zu einer Verkürzung der Expositionszeit oder zu einer positiven Beeinflussung der Ortsauflösung [55].

Die auf die Detektoren eintreffenden Röntgenstrahlen erzeugen elektrische Signale, aus deren Amplituden der angeschlossene Computer die Absorption aller Strukturen an jedem untersuchten Punkt innerhalb des Fields of View berechnen kann.

Die errechneten Schwächungswerte jedes einzelnen Gewebes werden in Form von Hounsfield-Einheiten (HE) [43] relativ zu dem von Wasser angegeben. Wasser bekommt den Wert 0, Luft den Wert -1000. Röntgendichte Strukturen erhalten so hohe Werte (kalzifizierter Knochen liegt bei etwa 500 HE) und weniger röntgendichte Strukturen (Fett liegt bei etwa -90 HE) niedrige [58].

Bei der bildlichen Wiedergabe, dem Computertomogramm, werden diese normierten Schwächungswerte nun als Graustufen auf dem Monitor abgebildet. Sie entsprechen der jeweilig unterschiedlichen Strahlenabsorption der Gewebe und erlauben so eine quantitative Auswertung des Schnittbildes.

Das rekonstruierte Querschnittsbild besteht aus einzelnen Pixeln, wobei ein Pixel definiert ist als ein einzeln berechneter Bildpunkt. Da die untersuchte Schicht aufgrund ihrer Dicke sogar ein Volumen darstellt, entspricht jeder Matrixpunkt des CT-Scans auch einem Voxel.

Die Computertomographie liefert primär zweidimensionale Bilder. Mit denen im Rechner gespeicherten Rohdaten einer Vielzahl gescannter Schichten werden axiale Rekonstruktionen errechnet. Aus diesen Primärrekonstruktionen lassen sich Sekundärrekonstruktionen beliebiger Schichten sowie nach Stapelung dieser ein dreidimensionaler Datensatz anfertigen [63, 67]. Letztendlich sind Darstellungen von axialen, koronaren und sagittalen Körperschichten sowie dreidimensionale Reformationen möglich [29, 58].

Nachteilig an der CT sind die lange Expositionszeit mit damit einhergehender hoher Strahlenbelastung [17, 66], die aus der großen Anzahl notwendiger Messungen resultiert, sowie die Anfälligkeit hinsichtlich Artefakten durch metallische Fremdkörper,

welche als fehlende Messwerte imponieren und somit zu Ungenauigkeiten in der späteren Berechnung führen.

Digitale Volumentomographie (DVT):

Im Gegensatz zur Schichtabtastung bei der Computertomographie wird bei der DVT das Volumen des gesamten Aufnahmebereichs durch ein dreidimensionales kegelförmiges Strahlenbündel (engl. Cone-Beam Computed Tomography, CBCT) mit einem einzelnen Umlauf erfasst [27, 51, 66]. Es ergibt sich eine Verkürzung der Expositionszeit und folglich eine Strahlendosisreduktion von etwa 76% im Vergleich zur CT, wobei die Qualität der klinischen Auswertbarkeit nicht vermindert ist [83]. Für das Newtom 9000 der Firma QR, Verona, Italien, liegt die angegebene effektive Dosis bei 56,5 μSv [47], für das Gerät Accuitomo der Firma Morita, Koyoto, Japan, wird ein Wert von 7,4 μSv angegeben. Dieser ist mit einer konventionellen PSA vergleichbar. Abhängig vom Gerätetyp sind mit der digitalen Volumentechnologie Strahlendosisreduktionen von 1/100 bis 1/400 zu einer konventionellen CT erreichbar [3, 44]. Andere Autoren konstatieren eine Strahlendosisreduktion von bis zu 98% im Vergleich zu konventionellen CT-Systemen [2, 39].

Während der einmaligen Rotation der Sender-Detektoren-Einheit um den Kopf des Patienten werden in Intervallen von je einem Grad insgesamt 360 Einzelprojektionen ausgeführt. Neueste Geräte benötigen hierfür eine Umlaufzeit von 36s, wobei die reine Expositionszeit bei 5,2 Sekunden liegt [62]. In der Cone-beam Technik arbeitet die Röntgenröhre mit mittelharter Strahlung. Die Bilderfassung erfolgt mittels eines CCD-Chips. In Abhängigkeit von der Schichtdicke (0,3, 1 und 3 mm) wird die primäre Rekonstruktion der Rohdaten anhand eines Planungstomogramms festgelegt, die in ihrer vertikalen Lage und dem Winkel zur Frankfurter Horizontalen frei wählbar ist. Aus dem gewonnenen Rohdatensatz lassen sich beliebige axiale Rekonstruktionen herstellen. Ober- und Unterkiefer sind bei Bedarf voneinander unabhängig zu rekonstruieren. Aus diesen axialen Schnitten lassen sich sagittale, koronale, paraaxiale und dreidimensionale Darstellungen ableiten [52, 53].

Nach *Mozzo et al.* zeigt die digitale Volumentechnologie Anwendungspotential in der Traumatologie, Implantologie und der dreidimensionalen Rekonstruktion mit akzeptablem Strahlenrisiko [53].

Direkte Verankerung:

Kraftsystem zwischen Gaumenimplantat und den zu bewegenden Zähnen [10, 50].

Indirekte Verankerung:

Verbindung zwischen Gaumenimplantat und Verankerungszähnen zur Aufnahme orthodontischer Drähte [10, 50].

Gaumenimplantat:

Osseointegriertes Implantat mit Palatum durum als Insertionsort. Gaumenimplantate leiten sich aus der konventionellen Implantologie ab. Sie weisen eine geringere Länge auf und bestehen in der Regel aus Titan. In der Orthodontie wird an das Implantatabutment über eine Aufbaukappe eine direkte (z.B. Pendulumapparatur) oder indirekte Verankerung (z.B. Transpalatinalbügel) geschaffen. Die Fixierung dieser Elemente an die Aufbaukappe erfolgt über geeignete labortechnische Verfahren [10, 50].

1.2. ANATOMIE DES GAUMENS

Anatomisch lässt sich der Gaumen in einen weichen, Palatum molle, und einen harten Gaumen, Palatum durum, einteilen [73]. Das Palatum durum stellt die vorderen zwei Drittel des Gaumens und bildet das Dach der Cavitas oris und den Boden der Cavitas nasalis.

Die knöcherne Grundlage des Palatum durum wird von drei Knochen gebildet: vorne von den paarigen Gaumenfortsätzen der Maxilla, Processus palatini maxillae, zwischen die sich als Träger der Schneidezähne das Os incisivum bzw. intermaxillare einschiebt, das bei Erwachsenen knöchern zusammengewachsen ist. Nach dorsal schließt es mit den zwei waagrecht stehenden Platten des Os palatinum, Laminae horizontales ossis palatini, ab. So bildet das Gaumenbein das hintere Drittel des Palatum durum [25, 35].

Durchzogen wird der knöcherne Gaumen von drei Nähten. Zum einen von der Sutura palatina mediana, die median-sagittal in der Schädelmitte von der Spina nasalis anterior bis zur Spina nasalis posterior verläuft und ventral die Procc. alveolares, medial die

Procc. palatinii sowie dorsal die Laminae horizontales ossis palatini miteinander verbindet. Die Sutura palatina transversa schneidet die Sutura palatina mediana jeweils lateral auf Höhe der ersten Molaren, biegt vor dem Alveolarfortsatz nach dorsal ab und zieht um den Tuber maxillae herum. Sie verbindet die Gaumenfortsätze des Oberkiefers mit den horizontalen Platten der Gaumenbeine. Die Sutura incisiva zieht vom Foramen incisivum jeweils lateral vom seitlichem Schneidezahn und Eckzahn zur Nasenhöhle und verbindet dabei die Procc. palatinii mit den Zwischenkiefern bzw. mit dem Os incisivum.

Im dorsalen Teil, im Bereich des Proc. pyramidalis des Os palatinum, lassen sich Foramina palatina minora erkennen sowie leicht ventral von ihnen das große Foramen palatinum majus als Durchtritt für die Nn. palatini major et minores und Blutgefäße [42]. Bedeckt ist das Palatum durum mit einer derben, fest mit dem Periost verwachsenen Schleimhaut. Nach ventral sind quer stehende Falten, Rugae palatinae ausgebildet. Rachenwärts geht der harte Gaumen in den weichen Gaumen, Palatum molle bzw. das Gaumensegel, Velum palatinum, über, welches nach dorsal in die Uvula palatina ausläuft. Lateral davon ziehen die paarig angeordneten Gaumenbögen divergierend nach kaudal [35].

In die derbe bindegewebige Aponeurosis palatina, die eine Fortsetzung des Periosts darstellt und die Grundlage des Gaumensegels bildet, strahlen Sehnen von einem unpaaren und vier paarigen Muskeln ein: M. uvulae, M. levator veli palatini, M. tensor veli palatini, M. palatoglossus und M. palatopharyngeus [35, 64, 73].

In der Schleimhaut des Gaumens einschließlich der Uvula kommen zahlreiche muköse bzw. auf der pharyngealen Seite des Gaumensegels sero-muköse Drüsen, Gll. palatinae vor.

Die arterielle Versorgung des Gaumens wird gesichert über die A. palatina ascendens aus der A. facialis, der A. palatina descendens aus der A. maxillaris sowie der A. pharyngea ascendens aus der A. carotis externa. Die venöse Drainage erfolgt über die Vv. palatinae ascendens und descendens in den Plexus pterygoideus. Die sensorische und sensible Innervation der Gaumenschleimhaut erfolgt durch die Nn. palatini major et minores aus dem N. maxillaris (N. V2) und Äste des N. glossopharyngeus (N. IX) sowie des N. intermedius (N. VII). Diese Leitungsbahnen erreichen den Gaumen durch den Canalis palatinus und die Foramina palatina des Palatum durum. Regionäre Lymphknoten sind die Nodi lymphoidei submandibulares. Überregionale Lymphknoten sind die Nodi lymphoidei cervicales profundi [6, 64].

1.3. HISTORIE VON IMPLANTATEN IN DER KIEFERORTHOPÄDIE

1.3.1. GAUMENIMPLANTATE

Gainsforth und *Highley* versuchten 1945 als Erste eine intraorale Verankerungsmöglichkeit mithilfe der bereits aus der Chirurgie bekannten Vitalliumschrauben (Kobalt-Chrom-Molybdän) zu schaffen [23]. In einer tierexperimentellen Studie an Hunden untersuchten sie an derer Unterkiefer die körperliche Bewegung von Molaren mit Vitalliumschrauben als Verankerungselement. Nach 16 bis 31 Tagen orthodontischer Belastung fielen diese jedoch aus.

Linkow retrahierte 1969 Oberkieferfrontzähne über Gummizüge, die an enossalen Blattimplantaten befestigt waren. Angaben zur Langzeitstabilität der Implantate liegen jedoch nicht vor [45].

1978 wurden in einer weiteren tierexperimentellen Studie sechs Implantate aus gläsernem Karbon von *Sherman* in die Kieferknochen von Hunden eingebracht. Nach orthodontischer Belastung blieben zwei von ihnen stabil [68].

1983 inserierten *Creekmore* und *Eklund* in einem klinischen Experiment Schraubenimplantate aus Vitallium unterhalb der anterioren Spina nasalis im supraapikalen anterioren Bereich, um Frontzähne zu intrudieren. Klinisch relevant wurde das Implantat aufgrund seiner Größe und des ungünstigen Insertionsortes im Bereich der Mucosa vestibularis nicht [13].

Ebenfalls 1983 inserierten *Gray et al.* in Kaninchenfemuren zylinderförmige keramikbeschichtete und reine Vitallium-Implantate. Nach einer Testzeit von 28 Tagen und Belastungen von 0,6 N, 1,2 N und 1,8 N, blieben diese zwar positionsstabil, eine Osseointegration blieb jedoch aufgrund bindegewebiger Ummantelung der Implantate aus [26].

In Studien von 1984 und 1989 gelang es *Roberts* nachzuweisen, dass bei orthodontisch belasteten osseointegrierten Titanimplantaten ein festes knöchernes Interface aufgebaut wird und die Implantate bei kontinuierlicher Belastung stabil im Knochen bleiben [60, 61]. In der Untersuchung von 1989 versuchten *Roberts et al.* den Verlust erster Molaren ausschließlich von distal über retromolar inserierte Implantate zu kompensieren [61]. Auch dieser Insertionsort erwies sich als suboptimal, da er schwer zugänglich war und ein geringes Platzangebot aufwies.

Triaca et al. gelang es 1992 Implantate median-sagittal im Bereich des anterioren Gaumens einzusetzen. Zwar ist das vertikale Knochenangebot in diesem Bereich nicht besonders groß, doch ist der Knochen in dieser Region sehr kompakt - ein maßgeblicher Aspekt für die Realisierung der Primärstabilität. Der einfache operative Zugang ist ein bedeutsamer Vorteil für den Kliniker [71].

Eine Vielzahl von Implantatsystemen befindet sich seit den 90er Jahren im klinischen Einsatz. *Wehrbein* entwickelte 1996 das Orthosystem-Implantat zur Insertion im anterioren Gaumen. Über einen Transpalatinalbogen dient es der indirekten Verankerung [77].

Wegen des geringen Knochenangebots in der Region des anterioren Gaumens finden hier nur kürzere Implantate mit einer Länge von 4 bis 6mm Verwendung [80]. Zahlreiche Studien weisen die Positionsstabilität dieser verkürzten Implantate bei orthodontischer Belastung nach [8, 23, 24, 71, 75, 76, 78, 81].

Ein zur Zeit weit verbreitetes orthodontisches Verankerungssystem ist das Orthosystem-Implantat der Firma Straumann (Ortho-System, Fa. Straumann, CH) [77]. Es wird aus reinem Titan hergestellt, hat einen Durchmesser von 3,3 mm und ist in zwei unterschiedlichen Längen erhältlich: 4 und 6 mm.

Nach Fritz et al. ist eine Implantatlänge von 4 mm für den Anwendungsbereich im Gaumen ausreichend [20].



Abb. 1: Orthosystem-Implantat (Fa. Straumann)

1.3.2. ORTHODONTISCHE VERANKERUNGSPINS

Folgende Nachteile, die osseointegrierte Implantate mit sich bringen, führten zur Weiterentwicklung der in der Kieferchirurgie zur Fixation von Osteosyntheseplatten verwendeten Schrauben:

- aufgrund der Größe limitierter Insertionsort (Gaumen, Retromolarregion, zahnlose Kieferabschnitte)
- relativ großer Aufwand zum Inserieren und Entfernen
- Kraftapplikation erst nach Einheilphase (3 bis 6 Monate) möglich
- Vergleichsweise hohe Kosten
- Mögliche Sprachbehinderung bei Gaumenimplantaten

Minischrauben sind im Gegensatz zu osseointegrierten Implantaten schmaler im Durchmesser und besitzen eine glatte Oberfläche. Sie bestehen größtenteils aus Titanlegierungen und können nach Insertion direkt belastet werden.

1997 setzte *Kanomi* erstmals eine chirurgische Minischraube (\varnothing 1,2 mm, Länge: 6 mm) zur direkten Verankerung ein, wobei er diese nicht sofort belastete, sondern die Einheilphase und Osseointegration abwartete [38].

In ihrer Studie von 2001 applizierten *Ohmae* et al. nach sechs Wochen Kräfte von 150 Gramm [54].

Deguchi et al. warteten nur drei Wochen ab und setzten Kräfte von 200 bis 300 Gramm ein (2003) [14].

Costa und *Mehlsen* waren die ersten, die die Minischrauben direkt nach ihrer Insertion belasteten (2004). Sie stellten fest, dass es zu deren Verlust kommen kann, wenn Kräftesysteme entstehen, die ein Drehmoment entgegen der Eindrehrichtung erzeugen [5, 11].

1.4. DIGITALE VOLUMENTECHNOLOGIE

Conrad Röntgen legte 1895 mit seiner Entdeckung der später nach ihm benannten Strahlen den Grundstein zahlreicher moderner Diagnoseverfahren [72]. 1968 wurde die Computertomographie von dem englischen Elektroingenieur Sir Godfrey N. Hounsfield

ins Leben gerufen. 1971 rekonstruierte er im Rahmen eines Feldversuches das erste CT-Schnittbild. 1973 wurde der erste CT-Scanner in den USA in der Mayo Klinik in Rochester installiert [69] Hounsfield erhielt dafür zusammen mit dem Amerikaner Allan M. Cormack 1979 den Nobelpreis für Medizin [46].

Seit Etablierung kommerzieller Computertomographen im Jahre 1972 ist es möglich, anatomische Gegebenheiten in ihrer Ausdehnung und ihrem Verlauf in allen drei Ebenen des Raumes nachvollziehen zu können [36].

Nicht zu vernachlässigen ist jedoch die hohe Strahlenexposition, die auf das Gewebe bei dieser Art der Diagnostik wirkt. In der Literatur lassen sich Werte von 15-30 mSv [16, 68, 83, 49] finden. Im Vergleich werden für die PSA Expositionswerte von 0,004 bis 0,3 mSv angegeben [25, 44, 84]. Als präoperative Basisdiagnostik ist die PSA anerkannt und eignet sich ebenso zur postoperativen Kontrolle der Implantatspositionierung [44]; zur OP-Planung ist sie jedoch aufgrund der eingeschränkten Darstellung der Ausdehnung der limitierenden Nachbarstrukturen in den meisten Fällen nicht ausreichend. Einstellungsfehler können zu Bildunschärfe, -verzerrungen und –vergrößerungen führen, die ihrerseits Fehlinterpretationen wie z.B. bei der Abstandsmessung nach sich ziehen können [9, 31, 54].

Die digitale Volumentechnologie verschafft eine dreidimensionale Vorstellung des Operationsgebietes. Dieses Verfahren wurde 1997 mit dem Gerät „NewTom DVT 9000“ der Firma Quantitive Radiology (Verona, Italien) eingeführt [53]. Im Vergleich zur CT erreicht es mit etwa 3,6 mSv [16] eine Strahlendosisreduktion von bis zu 76% [69] und kommt somit in ihrer Strahlendosis etwa vier konventionellen PSA gleich [16]. *Coppenrath et al.* konstatieren 2008, dass die digitale Volumentomografie mit einem Drittel der Strahlenbelastung eines CTs auskommt [12].

1999 haben *Möbes et al.* Untersuchungen zum Vergleich der maximalen Strahlenemission bei der Orthopantomographie, der Computertomographie und der digitalen Volumentomographie mit Hilfe von Thermoluminiszenzdosimetern vorgenommen. Für die CT ergab sich ein Maximalwert von 23 mSv, für die DVT ein Wert von 4,2 mSv und für das konventionelle OPTG wurde ein Maximalwert von 0,65 mSv gemessen [51].

Mit 23 mSv [65, 83] bzw. 21 mSv [49] ist die Strahlenbelastung bei einer CT-Untersuchung etwa um den Faktor 4 höher als die eines DVT-Untersuchs [16]. Auch die Umlaufzeit reduziert sich, am Beispiel des Gerätes Newtom 9000 gezeigt, von etwa 40-100 Sekunden (Dental-CT mit 20 - 50 Scans) auf 36 Sekunden, wobei die reine

Expositionszeit bei durchschnittlich 5,2 Sekunden liegt [65]. Dieser Umstand trägt zu größerer Akzeptanz seitens des Patienten bei [7].

1997 stellen *Ekesestubbe et al.* in ihren Studien die gute Qualität der digitalen Volumentomographie in der dentalen präimplantären Diagnostik mit gleich guten Ergebnissen wie bei der Computertomographie heraus [18].

Qualitativ steht die DVT der CT in der Hartgewebstdarstellung nicht nach. Die Weichteildarstellung ist geringfügig vermindert, dafür wiederum sind Metallartefakte geringer. Ein weiterer Vorteil der digitalen Volumentomographie ist die von einem Radiologen unabhängige und somit durch den Behandler selbst mögliche Durchführung.

Geometrische Einschränkungen und Gerätegröße limitieren das Field of View bei der DVT. Für den in seiner Ausdehnung relativ kleinen zahnmedizinisch bedeutsamen Bereich des orofazialen Systems ergibt sich hieraus jedoch kein Nachteil. Nachvollziehbar ist daher die überaus schnelle Integration und Etablierung der Volumentomographie in der zahnmedizinischen Röntgendiagnostik [53].

Mit ihren vielseitigen Einsatzmöglichkeiten, ihrer vergleichsweise geringen Strahlenbelastung bei hohem diagnostischen Gewinn im gesamten Kopf-Halsbereich, ihren verminderten Anschaffungs- und Betriebskosten sowie der einfachen Handhabung, die sogar durch den Behandler selbst möglich ist, stellt die digitale Volumentomographie im gesamten Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich ein ideales diagnostisches Instrument in der zahnärztlich-chirurgischen und kieferorthopädischen Praxis dar [3, 7, 21, 28].

1. EINLEITUNG

bildgebendes Verfahren	effektive Dosis [μSv]
Panoramaaufnahme (konventionell)	7 – 20
Panoramaaufnahme (digital)	5 – 15
CT	150 – 350
DVT	36

Tab. 1: Übersicht der Strahlenexposition der bildgebenden Verfahren [16]

Die effektive Dosis einer CT liegt deutlich über der einer DVT.

bildgebendes Verfahren	entspricht
4 ZF	1 PSA
4 PSA	1 DVT
4 DVT	1 CT

Tab. 2: Vereinfachte Viererregel zur Strahlenexposition [16]

Die Strahlenbelastung einer CT ist um den Faktor 4 größer als bei einer DVT.

2. FRAGESTELLUNG

Gaumenimplantate zur skelettalen Verankerung haben das kieferorthopädische Behandlungsspektrum grundlegend erweitert. Aufgrund des variierenden Knochenangebots an verschiedenen Messpunkten im Bereich des harten Gaumens und der Limitation durch den Canalis incisivus, ist eine genaue präoperative Untersuchung der anatomischen Gegebenheiten obligat. Es gilt, die für eine Insertion eines Verankerungspins in Frage kommenden Regionen in allen drei Ebenen des Raumes zu erfassen. Höchste Aufnahmequalität in der zahnärztlichen, kieferorthopädischen und kieferchirurgischen Diagnostik bei gleichzeitig stark reduzierter effektiver Strahlendosis wird heutzutage mittels DVT-Geräten erreicht.

Ziel dieser Studie ist es, anhand von digitalen Volumentomographien und einer speziellen Software (SimPlant®, Fa. Materialise), die paramediane und mediane Knochendicke bei Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen zu bestimmen. Dabei sollten verschiedene Patientengruppen miteinander verglichen werden. Folgende Hypothesen sollten mit dieser Arbeit überprüft werden:

1. Das Knochenangebot im vorderen Gaumen ist in hohem Maße von der Art der Messmethodik abhängig.
2. Das Knochenangebot im vorderen Gaumen nimmt median von anterior nach posterior ab.
3. Das Knochenangebot im vorderen Gaumen ist median größer als paramedian.
4. Das Knochenangebot im vorderen Gaumen ist abhängig vom Geschlecht des Patienten.
5. Das Knochenangebot im vorderen Gaumen ist unabhängig vom Alter der Patienten.

3. MATERIAL UND METHODE

3.1. ALLGEMEINE METHODEN

3.1.1. PATIENTENGUT

Verwendete Patientendaten entstammen der Kieferorthopädischen Praxis „Ihre Kieferorthopäden in Berlin“, Prof. Dr. Axel Bumann und Dr. Kerstin Wiemer.

Ziel der Arbeit war es, die Knochendicke an verschiedenen Punkten im Palatum durum anhand von DVT-Bildern mittels SimPlant®-Software bei 190 Patienten unterschiedlichen Alters zu vermessen. Die Altersuntergrenze lag bei 8, die Obergrenze bei 50 Jahren. Das Patientengut lässt sich aufschlüsseln in weibliche und männliche Patienten. Weiterhin wurde in drei Altersgruppen aufgeteilt:

- Altersgruppe 1: 8 - 12 Jahre
- Altersgruppe 2: 13 - 18 Jahre
- Altersgruppe 3: 19 - 50 Jahre

Die Verteilung der Stichprobe erfolgte bewusst. Es wurde jeweils die gleiche Anzahl von weiblichen wie männlichen Patienten je Altersgruppe vermessen. Ziel war es, die einzelnen Studiengruppen miteinander vergleichbarer zu machen.

Alter	weiblich	männlich	Gesamt
8-12	40	40	80
13-18	40	40	80
19-65	15	15	30
Gesamt	95	95	190

Tab. 3: Übersicht zur Verteilung der Stichprobe (n = 190)

Das Geschlechterverhältnis betrug 1:1

3.1.2. DVT-AUFNAHMEN

Die DVT-Bilder wurden von MESANTIS® mit Hilfe des i-CAT®-Systems angefertigt. Das i-CAT® erfasst Daten zur 3D-Schädelrekonstruktion, bei einer Scanzeit von nur 8,5 Sekunden. Die systemeigene Software rekonstruiert diese zeitnah zu einem Schnittbild in unter 30 Sekunden [85].

Das i-CAT-System® der Firma IMAGING SCIENCES INTERNATIONAL, INC. besteht aus dem Fächerstrahl-Volumentomographen und dem Panorama-Dentalbildgebungssystem. Zum System gehört ein On-Board-Computer, der vor dem Starten der Software auf dem Desktopcomputer hochgefahren sein muss [34].

i-CAT-System®: effektive Patientendosis:

Angaben über die effektive Patientendosis bei einer Untersuchung mit dem i-CAT-System® sind der folgenden Tabelle zu entnehmen. Alle Dosen sind als effektive Dosen in µSv angegeben. Sie werden als Dosen mit und ohne Speicheldrüsen aufgeführt, je nachdem ob die auf die Speicheldrüse abgegebene Dosis bei der Berechnung der effektiven Dosis berücksichtigt wurde. Die Dosis mit Speicheldrüse repräsentiert das tatsächliche Risiko vermutlich besser [34].

Untersuchung	effektive Dosis (ohne Speicheldrüse)	effektive Dosis (mit Speicheldrüse)
Scanzeit 20 Sekunden _[47]	68,7 µSv	101,5 µSv
Hintergrundstrahlung _[82]	3 mSV/Jahr, ~ 8 µSv/Tag	3 mSV/Jahr, ~ 8 µSv/Tag

Tab. 4: effektive Patientendosis i-CAT-System®

Bei einer Scanzeit von 20 Sekunden liegt die Dosis (ohne Speicheldrüse) bei 68,7 µSv [34, 47, 82]

3.1.3. AUSWERTUNGSSOFTWARE

Die Rekonstruktionen der Schnittbilder aus den Rohdatensätzen sowie sämtliche Messungen erfolgten mittels SimPlant Master[®] Version 11.0 (Materialise Dental[®] NV, Leuven, Belgium).

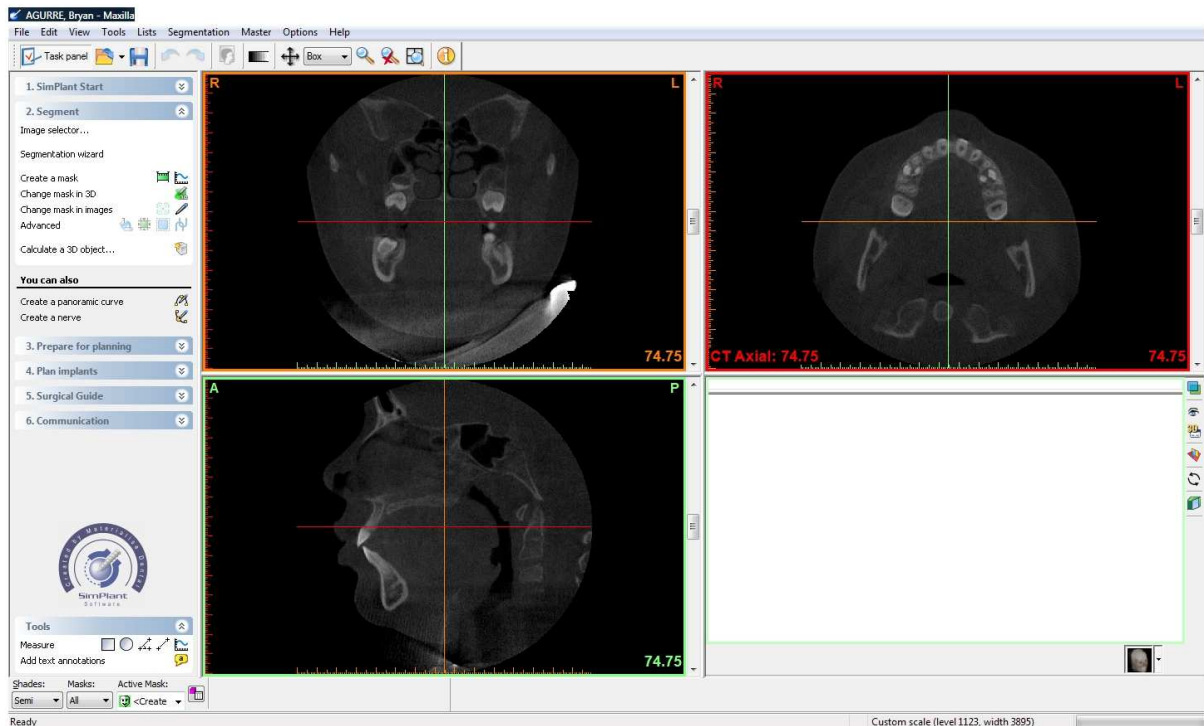


Abb. 2: Überblick: von rechts oben nach links unten: axial, koronal, sagittal in SimPlant[®]

SimPlant[®] ist eine dreidimensionale Planungssoftware, die in der Oralchirurgie als Hilfestellung für implantologische Eingriffe genutzt werden kann [86]. Das Programm bietet ein hohes Maß an Präzision bei der Visualisierung der Patientenanatomie, die dem Behandler eine hinreichend realitätsgetreue Operationsplanung erleichtert. Präoperativ ist es möglich, sich umfangreiche Kenntnisse über die Anatomie sowie auch von Pathologien des Patienten anzueignen. Ziel ist ein minimal invasiver und folglich gewebeschonender operativer Eingriff. Instrumente zur Abstandsmessung, Knochendichtemessung, Messung der vertikalen Knochenhöhe, das Erstellen einer Panoramakurve, die Darstellung von limitierenden Strukturen und die Visualisierung der Ausdehnung dieser in allen drei Raumdimensionen wie Nervverlauf oder die

Ausdehnung des Canalis incisivus ermöglichen bereits präoperativ eine nach anatomischen und klinischen Gesichtspunkten bestimmte ideale Implantatpositionierung.

SimPlant® ist in folgenden Bereichen einsetzbar [86]:

- Klassifizierung der Knochendichte
- Messung der Knochendicke
- Abschätzung des Zeitraumes vor Freilegung und Belastung
- unblutige Messung der Knochendichte nach augmentativen Techniken
- präoperative Auswahl der geeigneten Operationstechnik
- forensische Absicherung
- Diagnostik postimplantologischer Komplikationen
- Früherkennung anatomischer Variationen (z.B. Doppelanlage des N. mandibularis, Knochenlakunen etc.), die im zweidimensionalen OPTG nicht immer erkennbar sind
- Kiefergelenksdiagnostik
- Parodontologie
- Osteodensitometrie
- Endodontie

In vorliegender Studie diente SimPlant® zur Evaluierung der Knochendicke im harten Gaumen und somit zur Auswahl des idealen Ortes zur Insertion palatinaler Implantate. Nach Auswertung der Messdaten konnten bei männlichen und weiblichen Patienten unterschiedlichen Alters die Regionen größter vertikaler Knochenhöhe beschrieben werden.

Technische Anwendung:

Voraussetzung für eine SimPlant®-Planung sind die Scandaten, die mittels Dental-CT oder DVT gewonnen werden. Diese Patientendaten werden auf einem Datenträger chiffriert und gesichert. Nach Dekodierung und Konvertierung der Daten in das DICOM-Format werden diese beispielsweise auf einer CD abgelegt oder per Fernübertragung direkt an den Behandler gesendet und können nun von einem gewöhnlichen Computer eingelesen und bearbeitet werden.

SimPlant® editiert die aufgerufenen Datensätze, wobei auch eine Trennung von Ober- und Unterkiefer möglich ist, und bietet anschließend eine Darstellung des Kiefers in der gewünschten Ebene. Es sind axiale, sagittale, koronale Rekonstruktionen einstellbar. Eine 3-D-Ansicht des Kiefers wird vom Programm eigens berechnet und kann mit der Maus in alle Richtungen gedreht werden. Dem Behandler selbst ist es mit dieser Software möglich, beliebige Schnittbilder zu erzeugen. In Schnittabständen von 1mm oder kleiner kann er durch den Kiefer fahren, wobei an beliebiger Stelle Vertikalschnitte erzeugt werden können. Des Weiteren lassen sich Nervenverläufe verfolgen, Panoramakurven erstellen, verschiedene Messungen durchführen, um operative Eingriffe zu planen und diese anschließend zu simulieren. Jederzeit ist die durchgeführte Planung maßstabsgetreu ausdrückbar.

Technische Voraussetzungen:

Grundvoraussetzung seitens des Radiologen ist die Erzeugung hochaufgelöster dünner CT- oder DVT-Schichten. Der Rechner des Behandlers sollte über MS Windows™ verfügen.

Folgende Mindestausstattung sollte vorhanden sein [86]:

- Rechner der Pentium-Klasse
- Arbeitsspeicher min. 8 MB
- Festplatte mit min. 120 MB Freiraum
- VGA-Grafikkarte (1 MB) mit entsprechendem Monitor (ab 15 Zoll)
- Drucker, falls Ausdrücke benötigt werden

- WIN NT4.0, WIN2000, WIN XP, WIN Vista
- SimPlant[®]-Software

3.1.4. STATISTISCHE AUSWERTUNG

Insgesamt wurden pro Patient Knochendickemessungen an 40 unterschiedlichen Punkten im harten Gaumen durchgeführt. Bei einer Patientenanzahl von $n = 190$ ergeben sich 7600 Messungen. Die explorative Datenanalyse der Messergebnisse erfolgte mit den Programmen SPSS (SPSS incTM, Version IBM SPSS statistics 18, 2008) und R (The R Foundation for Statistical ComputingTM, Version 2.10.1, 2009) für Windows.

Für die deskriptive Statistik wurden aus den vorliegenden 7600 Messergebnissen die jeweiligen Mediane, Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima, Maxima, Spannweiten, Varianzen sowie Ober- und Untergrenzen der Konfidenzintervalle für jede der drei Altersgruppen berechnet. Anschließend wurden diese zum Einen nach Geschlecht in eine männliche und eine weibliche Untergruppe, zum Anderen in drei Altersgruppen aufgeschlüsselt, in denen männliche und weibliche Patienten jeweils zusammengefasst wurden.

Für die anschließende Überprüfung der in Kapitel 2 formulierten Hypothesen musste eingehend ein Signifikanzniveau festgelegt werden.

Das Signifikanzniveau gibt an, mit welcher Irrtumswahrscheinlichkeit die Nullhypothese, dass *kein* Zusammenhang zwischen den Variablen besteht, abgelehnt werden kann. Bei einem Signifikanzniveau von 0,000 wird demnach die Nullhypothese mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0 % nicht angenommen und die Alternativhypothese mit einer Wahrscheinlichkeit von 100% angenommen. Die Signifikanzniveaus sollten höchstens 5% oder 1% betragen, um verlässliche Ergebnisse zu erreichen.

Für die vorliegende Studie wurde das Signifikanzniveau mit 5 % (Irrtumswahrscheinlichkeit für den Fehler 1. Art $\alpha \leq 5 \% \leq 0,05$) festgelegt. Eine Ausnahme bildet 3.2.3., hier wurde ein Signifikanzniveau von 10 % vorgegeben.

Da die einzelnen zu testenden Variablen nicht normalverteilt waren, wurden nicht parametrische Tests durchgeführt.

Mit folgenden statistischen Methoden wurden die in Kapitel 2 aufgestellten Hypothesen untersucht:

Wilcoxon-Test:

Bei dem Wilcoxon-Test handelt es sich um einen vom Verteilungstyp unabhängigen und damit nicht parametrischen statistischen Test. Er prüft, ob sich zwei abhängige Stichproben in Bezug auf ihre zentrale Tendenz unterscheiden. Er berechnet die Differenzen für jedes Messwertepaar und bringt die Absolutbeträge in eine Rangfolge.

Mann-Whitney-U-Test:

Hierbei handelt es sich um ein nonparametrisches Verfahren, das die zentrale Tendenz zweier unabhängiger Stichproben vergleicht. Der Mann-Whitney-U-Test prüft, ob eine der beiden zugehörigen Grundgesamtheiten nicht nur zufällig die größeren Elemente besitzt.

Kruskal-Wallis-Test:

Der Kruskal-Wallis-Test ist ein verteilungsfreies Prüfverfahren für den gleichzeitigen Vergleich von mehr als zwei unabhängigen Stichproben hinsichtlich ihrer zentralen Tendenz.

Er unterscheidet sich vom Mann-Whitney-U-Test, in dem er für den Vergleich von mehr als zwei Gruppen angewendet werden kann.

Als Nullhypothese wird angenommen, dass die Verteilungen aller Stichproben identisch sind und insbesondere gleichen Mittelwert bzw. Median besitzen. Die Alternativhypothese behauptet, dass zumindest zwei Verteilungen hinsichtlich ihrer Lage unterschiedlich sind.

p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm:

Die p-Wert-Korrektur überprüft die individuellen Hypothesen eines multiplen Tests und wird somit nach einem Test angewendet, der mehr als zwei Stichproben miteinander vergleicht. In dieser Studie diente die p-Wert-Korrektur der Überprüfung der Ergebnisse des für Hypothese 5 angewendeten Kruskal-Wallis-Tests.

Die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte mittels „Kurvendiagrammen“ und „Box-Plots“. Extremwerte wurden als Kreise dargestellt.

Zum Vergleich der Messergebnisse untereinander wurden die jeweiligen Mediane herangezogen. Der Median halbiert jeweils eine Verteilung und hat daher gegenüber dem arithmetischen Mittel den Vorteil robuster gegenüber Extremwerten zu sein.

3.2. SPEZIELLE METHODEN

3.2.1. VERGLEICH VERSCHIEDENER MESSMETHODEN

Die Knochendicke wurde sowohl median als auch paramedian gemessen. Eingangs wurde eine median-sagittale Rekonstruktion gewählt. Hierfür wurde die axiale Rekonstruktion zentriert, um von dieser ausgehend einen median-sagittalen und letztendlich einen koronaren Schnitt zu erhalten (s. Abb. 3, 4 und 5).

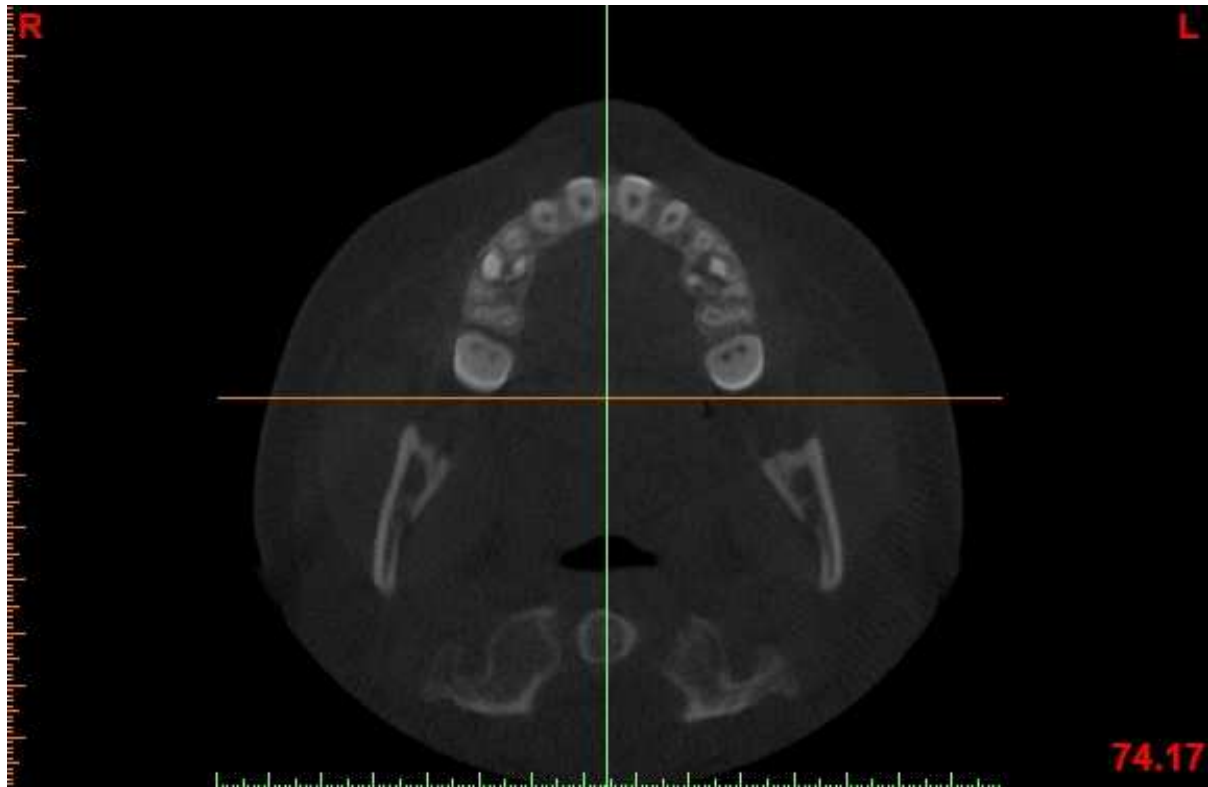


Abb. 3: axiale Rekonstruktion in SimPlant®

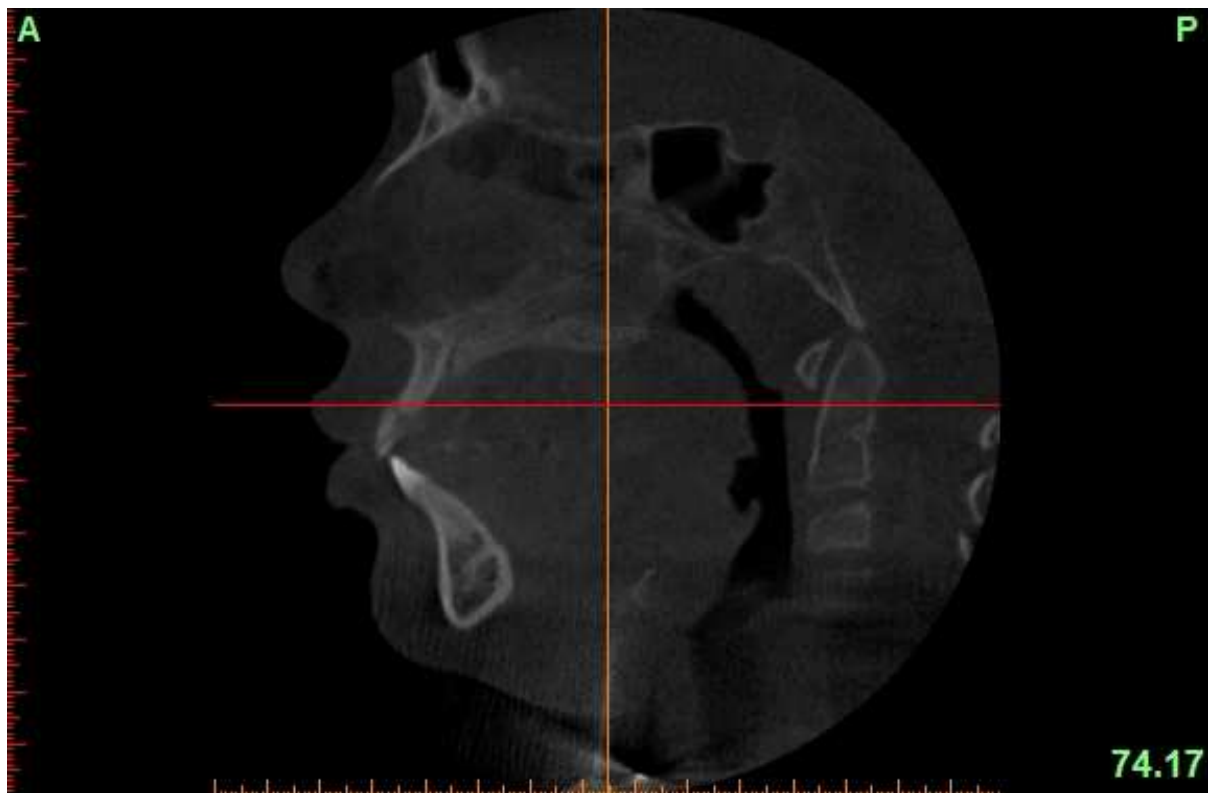


Abb. 4: median-Sagittale Rekonstruktion in SimPlant®

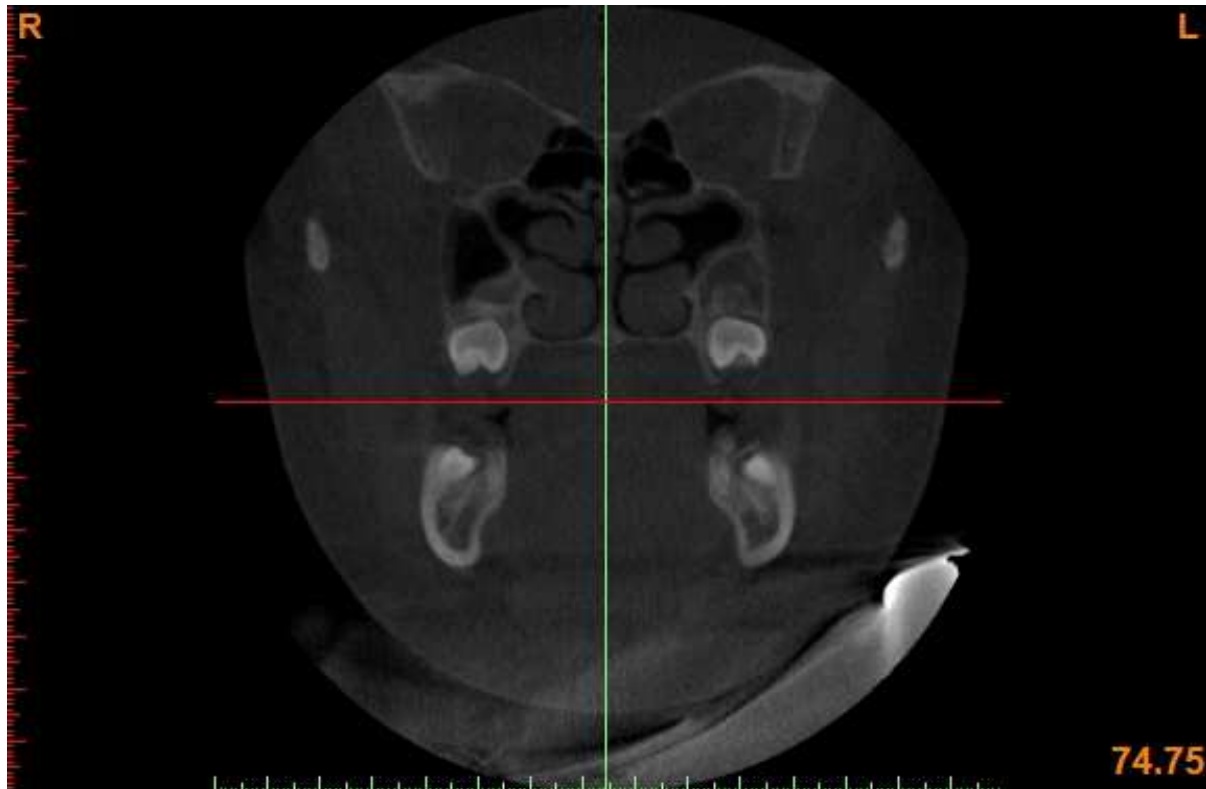


Abb. 5: koronare Rekonstruktion in SimPlant®

Als Bezugsebene für alle medianen und den überwiegenden Teil der paramedianen Messungen wurde die Spina-Ebene gewählt. Sie ist definiert als eine Ebene, die begrenzt ist durch einen anterioren Punkt, die Spina nasalis anterior (SPA), und einen posterioren, die Spina nasalis posterior (SPP). Die so entstandene Linie lässt sich definieren als Strecke SP.

An diese sagittale Referenzlinie lässt sich eine zweite anlegen. Beginnend von dem hinteren Rand des Foramen incisivum (FI) zur Spina nasalis posterior (SPP) ergibt sich eine gedachte Linie FP. Diese Linie FP liegt in einer horizontalen Ebene, zu der perpendicular die Knochendicke gemessen wurde (s. Abb. 6)

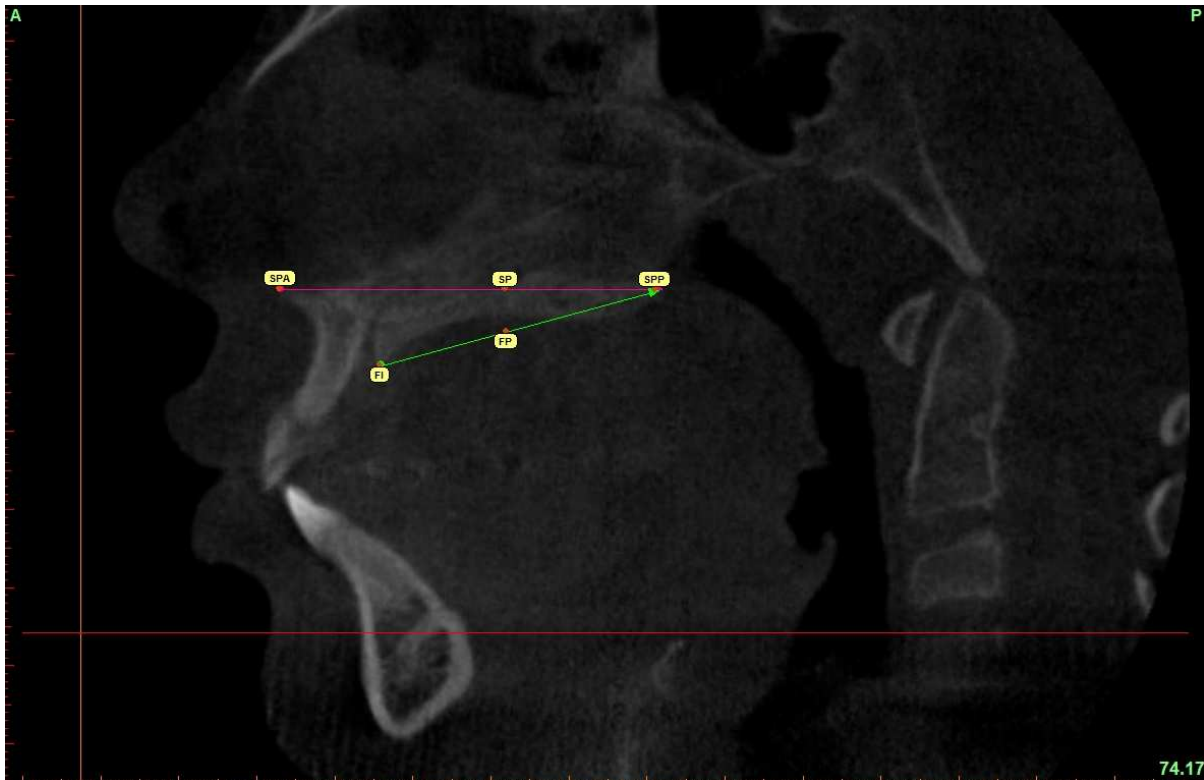


Abb. 6: median-sagittale Rekonstruktion; SPA, SP, SPP, FI, FP in SimPlant®

Eine zweite Bezugsebene bildet FP selbst. Sie ist demzufolge definiert als eine Ebene, die ventral durch den Punkt FI und dorsal durch den Punkt SPP begrenzt ist. Für die Messungen, die sich auf FP beziehen sollten, musste die median-sagittale Rekonstruktion so eingestellt werden, dass FP parallel zur Referenzlinie des SimPlant®-Programms verlief (s. Abb. 11).

Für die paramedianen Untersuchungen des anterioren harten Gaumens (bis einschließlich 3 mm post. FI) wurden sowohl SP als auch FP als Bezugsebenen gewählt. (Näheres s. 3.2.3.). Aufgrund der sich hieraus ergebenden unterschiedlichen Winkel in denen zur Knochenoberfläche gemessen wurde, wurden voneinander abweichende Messergebnisse erwartet (Vergleich Abb. 7 und 12).

Auf Höhe des FI wurden ausschließlich paramediane Messungen im 90-Grad-Winkel zu FP durchgeführt. Es ergaben sich die Messpunkte: FI 3L, FI 6L, FI 9L und FI 3R, FI 6R, FI 9R. (s. Abb. 13).

3 mm post. FI wurde sowohl paramedian als auch median gemessen. Es wurde zusätzlich SP als Bezugsebene herangezogen. Folgende Messpunkte ergaben sich für

die Bezugsebene FP: AP 3-3L, AP 3-6L, AP 3-9L und AP 3-3R, AP 3-6R, AP 3-9R. Bezogen auf SP ergaben sich: AP 3, ML 3-3L, ML 3-6L, ML 3-9L und ML 3-3R, ML 3-6R, ML 3-9R.

6, 9 und 12 mm post. des FI wurde ausschließlich im rechten Winkel zu SP gemessen (ausführliche Darstellung der Messmethodik s. 3.2.3.).

Der Vergleich der Mediane der zwei verschiedenartigen paramedianen Messungen (zum einen FP und zum anderen SP als Bezugsebene) erfolgten mit dem Wilcoxon-Test. Die für den jeweiligen Messpunktvergleich aufgestellte Nullhypothese lautete „Der Median der Differenzen zwischen AP [Messpunkt] und ML [Messpunkt] ist gleich 0“.

3.2.2. MEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES

Zur Beurteilung der Knochendicke im medianen Bereich des Palatums wurden 3 mm posterior des Punktes FI, im Abstand von je 3mm, vier Punkte auf der Linie FP festgelegt. Es ergeben sich die anteroposterioren Messpunkte AP 3, AP 6, AP 9 und AP 12 (s. Abb. 7). Zur Messung der vertikalen Knochendicke an jedem einzelnen dieser Messpunkte, wurde der jeweilige Messpunkt in der median-sagittalen Rekonstruktion angewählt und an dieser Stelle ein Schnitt erzeugt, um eine koronare Rekonstruktion des Messbereichs zu erhalten. (s. Abb. 8).

Für die letztendliche Knochendickemessung wurde ein Abstandsmessinstrument des SimPlant[®]-Programms eingesetzt. Am gewünschten Messort wurde der unterste Punkt der Außenkortikalis des Palatum durum markiert. Von diesem aus wurde die von der Software bereitgestellte Abstandsmesslinie nach kranial zum obersten Punkt gezogen. Der Messabstand in mm wurde von dem Programm automatisch angezeigt (s. Abb. 8). Im selbigen Fenster erfolgten nun die paramedianen Messungen (s. 3.2.3.)



Abb. 7: median-sagittale Rekonstruktion; Messpunkte AP3 – AP12; SimPlant®

Zur Überprüfung der in Kapitel 2 formulierten Hypothese „Das Knochenangebot im vorderen Gaumen nimmt median von anterior nach posterior ab“ wurden folgende Nullhypothesen mit dem Wilcoxon-Test getestet:

1. „AP 3 > AP 6“
2. „AP 6 > AP 9“
3. „AP 9 > AP 12“

3.2.3. PARAMEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES

Zur Untersuchung der Knochendicke im paramedianen Bereich des Palatums wurden perpendicular zur Linie FP verlaufende Linien beidseitig nach lateral gezogen und auf ihnen im Abstand von 3 mm je drei Messpunkte festgelegt. Diese mediolateralen Punkte (ML) definieren sich für die rechte Seite wie folgt: ML 3-3R, ML 3-6R und ML 3-

3. MATERIAL UND METHODE

9R; ML 6-3R, ML 6-6R und ML 6-9R; ML 9-3R, ML 9-6R und ML 9-9R sowie ML12-3R, ML 12-6R und ML 12-9R. Die Messpunkte der linken Kieferseite sind äquivalent hierzu jedoch mit einem „L“ anstelle eines „R“ versehen (ML 3-3L, ML 3-6L und ML 3-9L; ML 6-3L, ML 6-6L und ML 6-9L; ML 9-3L, ML 9-6L und ML 9-9L sowie ML12-3L, ML 12-6L und ML 12-9L).

Der eigentliche Messvorgang mittels SimPlant® wurde bereits in 3.2.2. beschrieben und verhält sich analog zu dem der medianen Messungen.

In der koronaren Rekonstruktion wurden ausgehend von dem jeweiligen medianen Punkt des Messbereichs (AP 3, AP 6, AP 9 bzw. AP 12) die lateralen Messpunkte bestimmt. Hierfür diente eine von dem Programm bereitgestellte Millimeter-Skala am unteren Rand des Programm-Fensters.

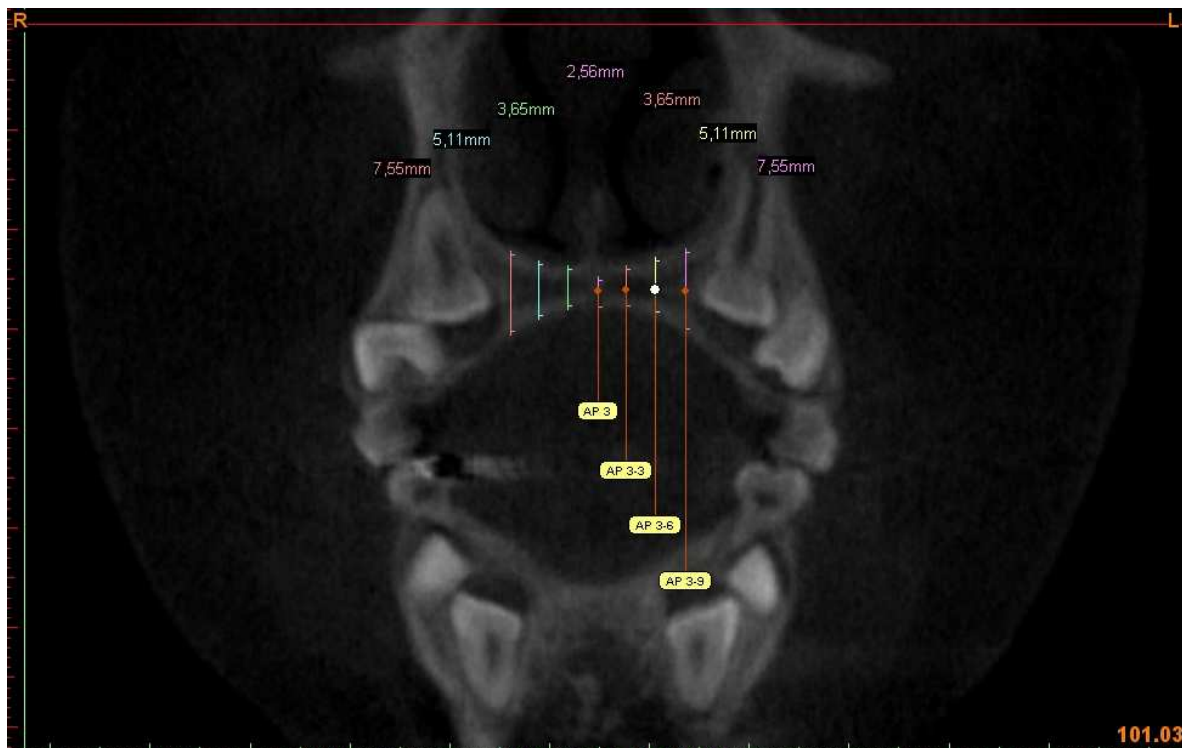


Abb. 8: koronare Rekonstruktion mit medianen und paramedianen Messungen
3mm posterior von FI in SimPlant®

Bis hierhin ergibt sich in der Aufsicht ein Raster mit insgesamt 28 Koordinaten. 4 in anteroposteriorer und 24 in mediolateraler Richtung (s. Abb. 9).

			FI			
ML 3-9L	ML 3-6L	ML 3-3L	AP 3	ML 3-3R	ML 3-6R	ML 3-9R
ML 6-9L	ML 6-6L	ML 3-3L	AP 6	ML 6-3R	ML 6-6R	ML 6—9R
ML 9-9L	ML 9-6L	ML 9-3L	AP 9	ML 9-3R	ML 9-6R	ML 9-9R
ML 12-9L	ML 12-6L	ML 12-3L	AP 12	ML 12-3R	ML 12-6R	ML 12-9R

Abb. 9: Übersicht der auf SP bezogenen Messpunkte (der rot markierte Punkt FI dient der räumlichen Orientierung und stellt keinen eigenen Messpunkt dar)

Zur Überprüfung der in Kapitel 2 aufgestellten Hypothese „Das Knochenangebot im vorderen Gaumen ist median größer als paramedian“ wurden die medianen Medianwerte der einzelnen 4 Schichten (3, 6, 9, 12 mm post. des FI) jeweils mit den dazugehörigen 6 paramedianen Medianwerten mittels Wilcoxon-Test verglichen. Das Signifikanzniveau wurde für diese Untersuchung auf 10 % festgelegt.

Die Nullhypothesen lauteten wie folgt:

1. “AP 3 < ML 3-3, 6, 9 L/R”
2. “AP 6 < ML 6-3, 6, 9 L/R”
3. “AP 9 > ML 9-3, 6, 9 L/R”
4. “AP 12 > ML 12-3, 6, 9 L/R”

Zur genaueren Untersuchung des anterioren Bereiches des Palatum durum wurde dieser anschließend weiter vermessen. Hierzu wurde die Schicht in sagittaler Ansicht so eingestellt, dass die Knochendicke im 90-Grad-Winkel zur Knochenoberfläche gemessen werden konnte. Die Linie FP musste hierzu parallel zur horizontalen Referenzlinie des SimPlant® Programms liegen (s. 3.2.1. und Abb. 10 und 11).

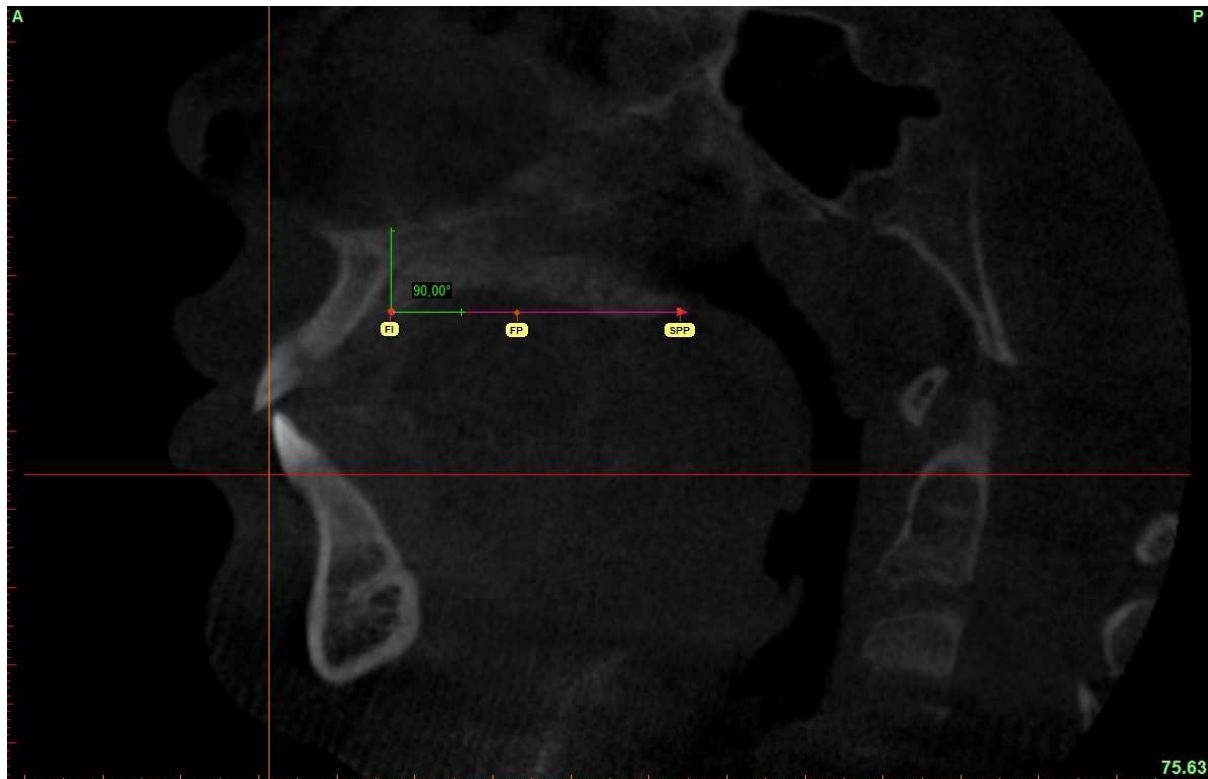


Abb. 10: median-sagittale Rekonstruktion; zur Messung der FI-Punkte und der Punkte AP 3-9L - AP 3-9R, Knochenoberfläche parallel zur Referenzlinie in SimPlant®

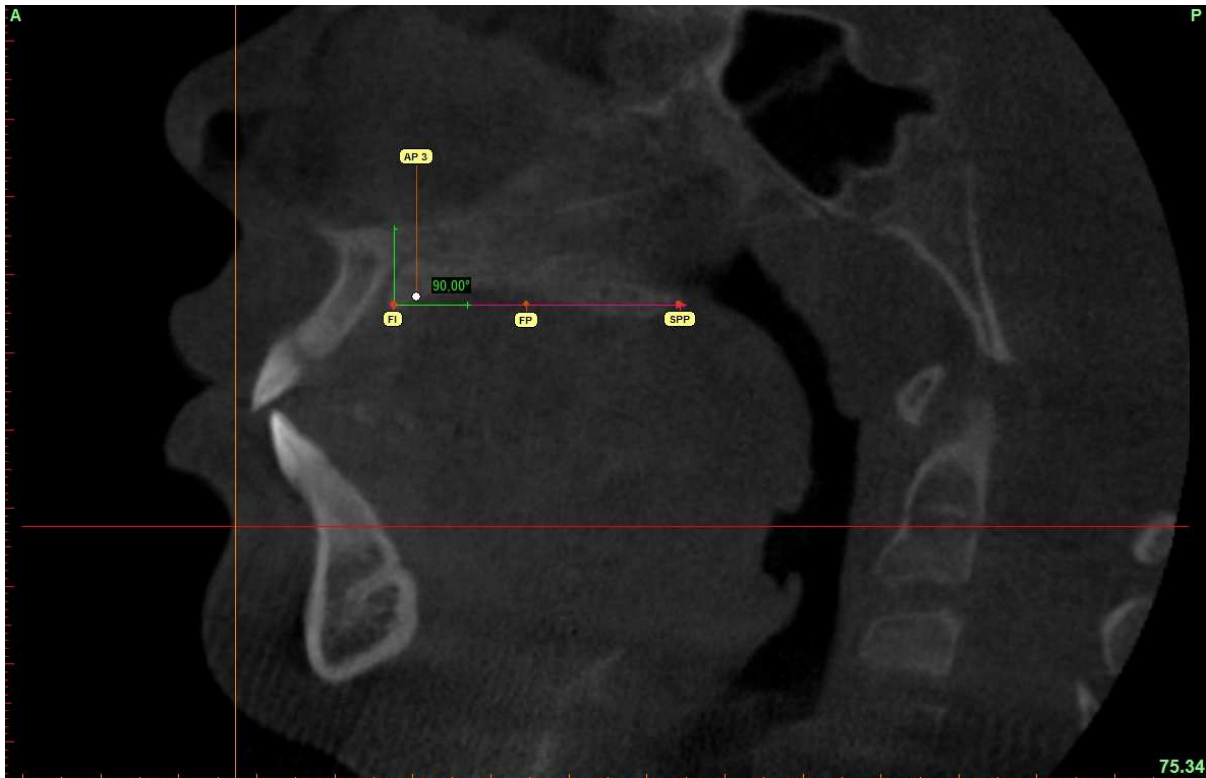


Abb. 11: median-sagittale Rekonstruktion; AP 3: 3mm posterior von FI, Messung 90 Grad zu FP in SimPlant®

Es wurde zunächst lateral von FI an FI 3L, FI 6L, FI 9L und FI 3R, FI 6R, FI 9R (s. Abb. 12) und schließlich auch die Knochendicke auf der Höhe von AP 3 rechtwinklig zur Knochenoberfläche respektive FP gemessen: AP 3-3L, AP 3-6L, AP 3-9L, AP 3-3R, AP 3-6R, AP 3-9R. (s. Abb. 13).

Demzufolge muss letztendlich unterschieden werden zwischen Ergebnissen der Messungen im rechten Winkel zu SP und derer im rechten Winkel zu FP (s. 3.2.1.). Die Ergebnisse hierzu werden in Kapitel 4.1. abgehandelt, da sie der Überprüfung der Hypothese „Die Knochendicke im vorderen Gaumen ist in hohem Maße abhängig von der Messmethodik“ dienen.

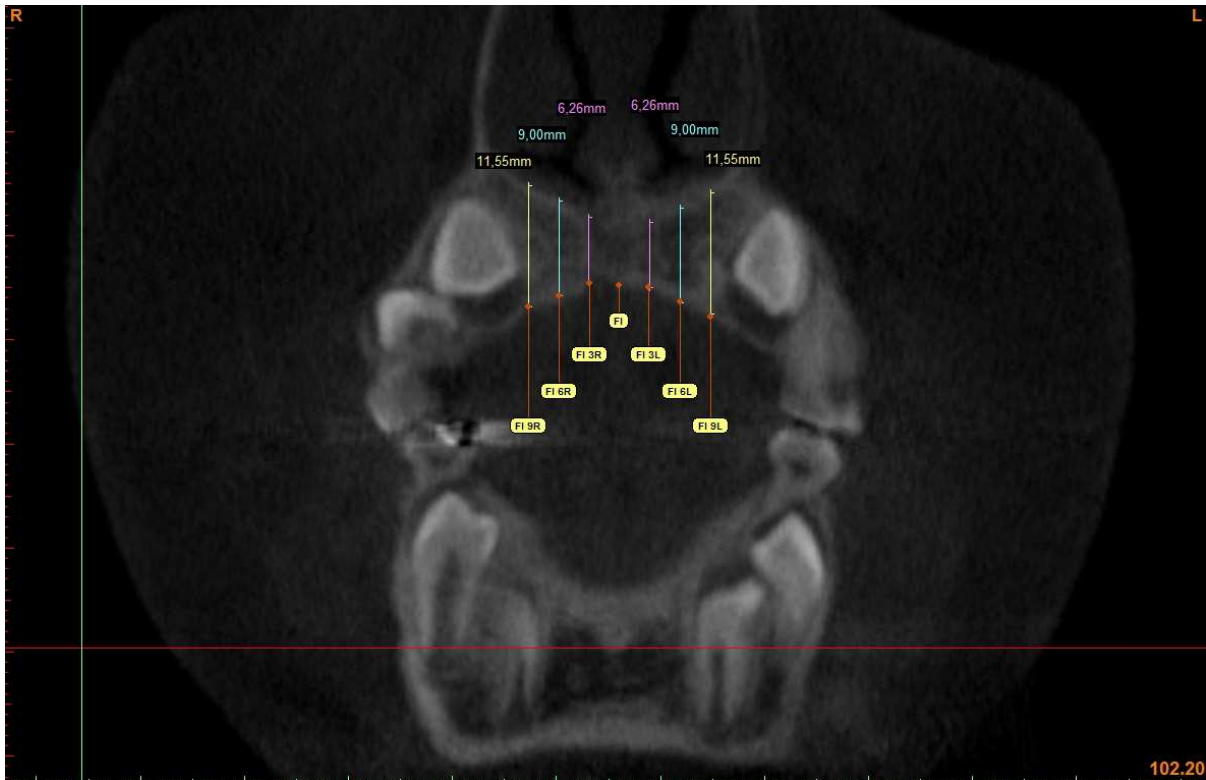


Abb. 12: koronare Rekonstruktion; Messung der FI-Punkte, Knochenoberfläche parallel zur Referenzlinie in SimPlant®

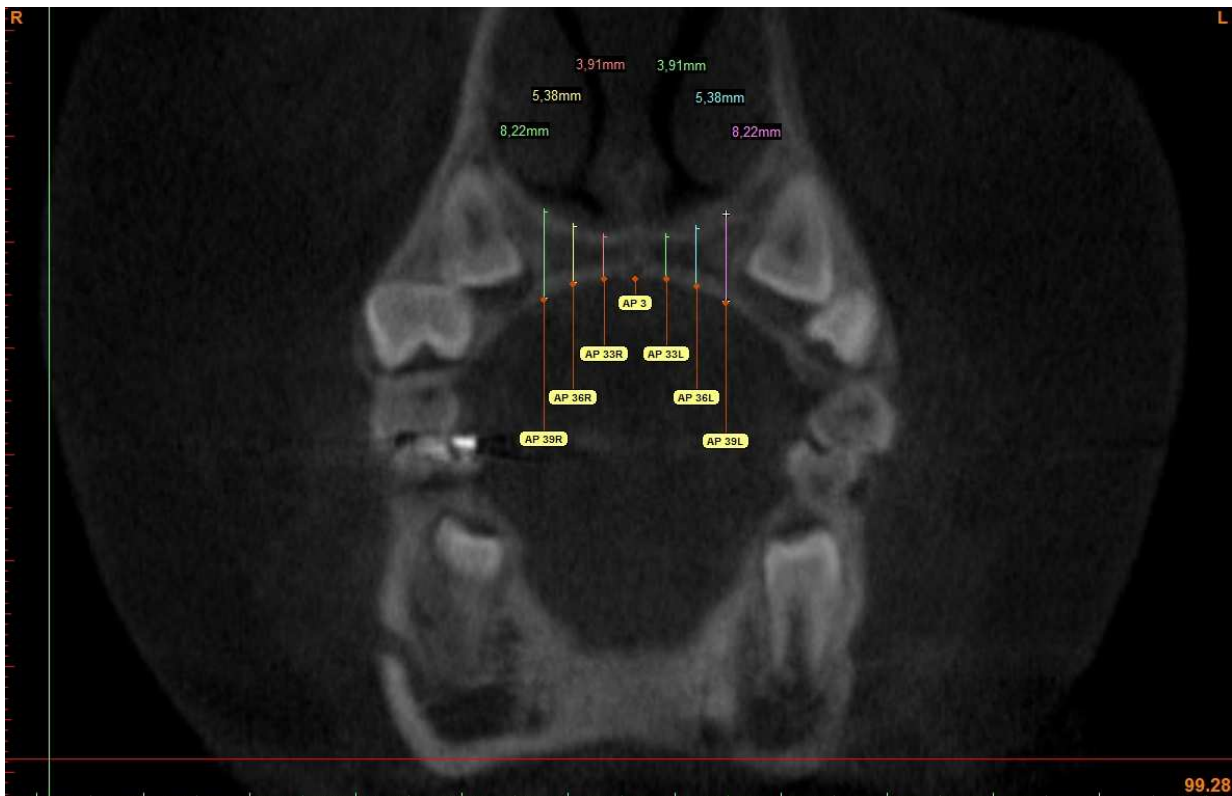


Abb. 13: koronare Rekonstruktion; Messung der Punkte AP 3-3 – AP 3-9, Messung 90 Grad zu FP in SimPlant®

3. MATERIAL UND METHODE

Hierdurch ergeben sich zwölf zusätzliche Messpunkte, so dass sich insgesamt 40 Messpunkte pro Patient ergeben. Der vollständige Datensatz ergibt bei 190 Probanden ein Volumen von insgesamt 7600 Messpunkten.

FI 9L	FI 6L	FI 3L	FI (FP)	FI 3R	FI 6R	FI 9R
AP 3-9L	AP 3-6L	AP 3-3L	AP 3 (FP)	AP 3-3R	AP 3-6R	AP 3-9R
ML 3-9L	ML 3-6L	ML 3-3L	AP 3 (SP)	ML 3-3R	ML 3-6R	ML 3-9R
ML 6-9L	ML 6-6L	ML 3-3L	AP 6 (SP)	ML 6-3R	ML 6-6R	ML 6--9R
ML 9-9L	ML 9-6L	ML 9-3L	AP 9 (SP)	ML 9-3R	ML 9-6R	ML 9-9R
ML 12-9L	ML 12-6L	ML 12-3L	AP12 (SP)	ML 12-3R	ML 12-6R	ML 12-9R

Abb. 14: Übersicht der Verteilung der auf FP sowie SP bezogenen Messpunkte
(die rot markierten Punkte, dienen lediglich der räumlichen Orientierung und stellen keine eigenen Messpunkte dar)

3. MATERIAL UND METHODE

Messpunkt	
Messung	90 Grad zu FP
FI 9 L	9 mm lat. links von FI
FI 6 L	6 mm lat. links von FI
FI 3 L	3 mm lat. links von FI
FI	
FI 3 R	3 mm lat. rechts von FI
FI 6 R	6 mm lat. rechts von FI
FI 9 R	9 mm lat. rechts von FI
AP 3-9 L	3 mm post. FI und 9 mm lat. links
AP 3-6 L	3 mm post. FI und 6 mm lat. links
AP 3-3 L	3 mm post. FI und 3 mm lat. links
AP 3	
AP 3-3 R	3 mm post. FI und 3 mm lat. rechts
AP 3-6 R	3 mm post. FI und 6 mm lat. rechts
AP 3-9 R	3 mm post. FI und 9 mm lat. rechts
Messung	90 Grad zu SP
ML 3-9 L	3 mm post. FI und 9 mm lat. links
ML 3-6 L	3 mm post. FI und 6 mm lat. links
ML 3-3 L	3 mm post. FI und 3 mm lat. links
AP 3	3 mm post. FI
ML 3-3 R	3 mm post. FI und 3 mm lat. rechts
ML 3-6 R	3 mm post. FI und 6 mm lat. rechts
ML 3-9 R	3 mm post. FI und 9 mm lat. rechts
ML 6-9 L	6 mm post. FI und 9 mm lat. links
ML 6-6 L	6 mm post. FI und 6 mm lat. links
ML 6-3 L	6 mm post. FI und 3 mm lat. links
AP 6	6 mm post. FI
ML 6-3 R	6 mm post. FI und 3 mm lat. rechts
ML 6-6 R	6 mm post. FI und 6 mm lat. rechts
ML 6-9 R	6 mm post. FI und 9 mm lat. rechts
ML 9-9 L	9 mm post. FI und 9 mm lat. links
ML 9-6 L	9 mm post. FI und 6 mm lat. links
ML 9-3 L	9 mm post. FI und 3 mm lat. links
AP 9	9 mm post. FI
ML 9-3 R	9 mm post. FI und 3 mm lat. rechts
ML 9-6 R	9 mm post. FI und 6 mm lat. rechts
ML 9-9 R	9 mm post. FI und 9 mm lat. rechts
ML 12-9 L	12 mm post. FI und 9 mm lat. links
ML 12-6 L	12 mm post. FI und 6 mm lat. links
ML 12-3 L	12 mm post. FI und 3 mm lat. links
AP 12	12 mm post. FI
ML 12-3 R	12 mm post. FI und 3 mm lat. rechts
ML 12-6 R	12 mm post. FI und 6 mm lat. rechts
ML 12-9 R	12 mm post. FI und 9 mm lat. rechts

Tab. 5: Beschreibung der Messpunkte und derer genauen Lokalisation

3.2.4. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT

Die Messmethodik verhält sich analog zu dem in den Unterpunkten 3.2.1., 3.2.2. und 3.2.3. beschriebenen Prinzip. Weiterhin wurden die Messergebnisse nach Geschlecht sortiert und den drei verschiedenen Altersgruppen zugeordnet.

Die in Kapitel 2 aufgestellte Hypothese „Die Knochendicke im vorderen Gaumen ist abhängig von dem Geschlecht des Patienten“ wurde mit dem Mann-Whitney-U-Test überprüft. Die Nullhypothese lautete: „Die Verteilung der Mediane ist in den Kategorien Männer und Frauen identisch“.

3.2.5. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER

Die Messmethodik ist konvergent zu der unter 3.2.1., 3.2.2. und 3.2.3. dargestellten. Für die Untersuchung der Knochenabhängigkeit in Abhängigkeit vom Alter wurden die unter 4.2.1, 4.2.2 und 4.2.3 beschriebenen Messergebnisse herangezogen. Es wurden jeweils die Mittelwerte für die drei vorgegebenen Altersgruppen bestimmt.

Die in Kapitel 2 aufgestellte Hypothese „Die Knochendicke im vorderen Gaumen ist unabhängig vom Alter des Patienten wurde mit dem Kruskal-Wallis-Test überprüft. Mit ihm wurde die Nullhypothese „Die Verteilung der Mediane ist in allen Altersklassen identisch“ getestet.

Zur genaueren Analyse der Ergebnisse dieses Tests wurde die p-Wert-Korrektur nach Benferroni-Holm für jene Messorte durchgeführt, an denen es nach Prüfung mit dem Kruskal-Wallis-Test statistisch signifikante Unterschiede zwischen den drei Altersklassen gab. Die p-Wert Korrektur diente der Verifizierung der zuvor mittels des Kruskal-Wallis-Tests erhaltenen Ergebnisse. Lag die Irrtumswahrscheinlichkeit auch hier bei $< 5\%$ konnte die Annahme bestätigt werden. Weiterhin zeigte der Test zwischen welchen Altersgruppen genau statistisch signifikante Unterschiede vorlagen.

4. ERGEBNISSE

4.1. VERGLEICH VERSCHIEDENER MESSMETHODEN

Bei den Messungen, die sich auf FP beziehen, konnten größere Werte nachgewiesen werden als bei denen, die sich auf SP beziehen.

Messpunkte mit der Bezugsebene FP lieferten Werte zwischen 9,13 und 11,44 mm; jene mit der Bezugsebene SP Werte zwischen 5,92 und 10,68 mm (s. Tab. 6). Im Durchschnitt differierten die Messwtergebnisse von FP und SP zwischen 0,18 (ML 3-9R / AP 3-9R m) und 3,69 mm (ML 3-3L / AP 3-3L w). Die Messpunkte, die sich auf FP beziehen liefern größere Werte. Somit ist bestätigt, dass das Knochenangebot im hohen Maße von der Art der Messmethodik abhängig ist.

Der Wilcoxon-Test lehnt die Nullhypothese „Der Median der Differenzen zwischen AP [Messpunkt] und ML [Messpunkt] ist gleich 0“ für jeden Messpunkt ab. Die Irrtumswahrscheinlichkeit beträgt für jeden der sechs Messpunktvergleiche 0 % (s. Tab. 6). Die Mediane der auf SP und FP bezogenen Ergebnisse differieren demnach stark voneinander.

Messpunkte bezogen auf SP	w	m	m-w	p-Wert*	m-w	m	w	Messpunkte bezogen auf FP
ML 3-9L	9,25	10,45	1,2	,000	1,34	11,44	10,1	AP 3-9L
ML 3-6L	6,82	8,37	1,55	,000	1,15	10,04	8,89	AP 3-6L
ML 3-3L	5,68	7,2	1,52	,000	0,49	9,86	9,37	AP 3-3L
ML 3-3R	5,48	7,18	1,7	,000	0,73	9,86	9,13	AP 3-3R
ML 3-6R	6,59	8,34	1,75	,000	0,69	9,94	9,25	AP 3-6R
ML 3-9R	9,74	10,84	1,1	,000	0,8	11,02	10,22	AP 3-9R

Tab. 6: Mediane der paramedianen Werte in der Schnittebene 3 mm post. FI, bezogen auf SP und FP; männliche, weibliche Patienten und die Differenz m-w [mm]

* Messung mittels Wilcoxon-Test (Irrtumswahrscheinlichkeiten: 0%)

Auf FP bezogene Knochendickemessungen ergaben größere Werte.

4.2. MEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES

Die ermittelten Mediane für das mediane Knochenangebot lagen zwischen 3,77 und 6,67 mm. Zu unterscheiden ist zwischen einer Sortierung der Messwerte nach Geschlecht bzw. nach Alter.

Einheitlich gilt nach Betrachtung der Messergebnisse, dass das mediane Knochenangebot von anterior nach posterior abnimmt (s. Tab. 7 und Abb. 15).

Zur statistischen Verifizierung diente der Wilcoxon-Test:

AP 3 > AP 6: Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0% kann davon ausgegangen werden, dass AP 3 > AP 6 ist.

AP 6 > AP 9: Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0% kann davon ausgegangen werden, dass AP 6 > AP 9 ist.

AP 9 > AP 12: Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1,6% kann davon ausgegangen werden, dass AP 9 > AP 12 ist.

Messpunkt	m+w	p-Wert*	m+w	Messpunkt
AP 3	6,01	,000	5,4	AP 6
AP 6	5,4	,000	4,51	AP 9
AP 9	4,51	,016	4,17	AP 12

Tab. 7: Übersicht der p-Werte zwischen den einzelnen AP-Messpunkten, Medianwerte für männliche und weibliche Patienten zusammengefasst [mm]
 * Messung mittels Wilcoxon-Test (Irrtumswahrscheinlichkeiten: 0 und 1,6%)
 Das mediane Knochenangebot nahm von anterior nach posterior ab.

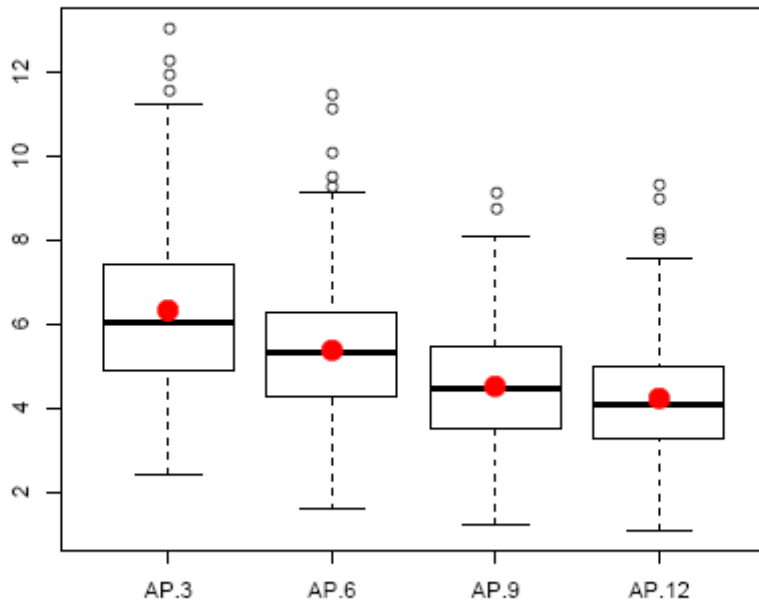


Abb. 15: Abnahme der Knochendicke in der Medianebene von anterior nach posterior

Sortierung nach Geschlecht:

Bei Betrachtung der Messwerte der Geschlechter getrennt voneinander ergab sich für Männer mit 6,67 mm am Messpunkt AP 3 ein größerer Wert als für Frauen, bei denen ein Medianwert von 5,36 mm ermittelt wurde (s. Tab. 8). Männer haben demnach in der Sagittalen 3 mm posterior des FI ein im Durchschnitt um 1,31 mm größeres vertikales Knochenangebot als Frauen.

Bei Männern nahm das Knochenangebot von AP 3 nach AP 12 im Durchschnitt um 2,09 mm ab (AP 3: 6,67 mm > AP 6: 5,97 mm > AP 9: 4,99 mm > AP 12: 4,58 mm).

Frauen zeigten in der Medianebene einen Knochenhöhenverlust von 1,59 mm (AP 3: 5,36 mm > AP 6: 4,84 mm > AP 9: 4,03 mm > AP 12: 3,77 mm).

Messpunkt	m	w	m-w
AP 3	6,67	5,36	1,31
AP 6	5,97	4,84	1,13
AP 9	4,99	4,03	0,96
AP 12	4,58	3,77	0,81

Tab. 8: Übersicht der medianen Medianwerte der männlichen und weiblichen Patienten sowie der Differenz m-w [mm]
Männer hatten ein größeres medianes Knochenangebot als Frauen.

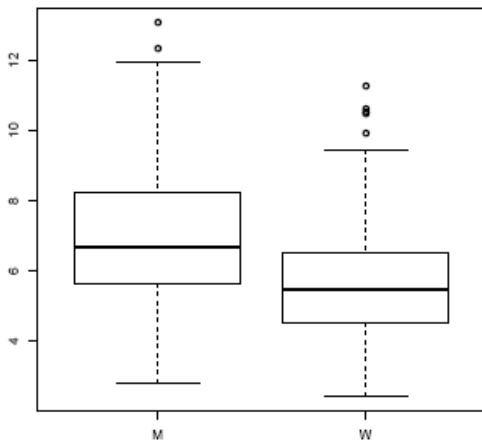


Abb .16: Ebene AP 3, nach Geschlecht

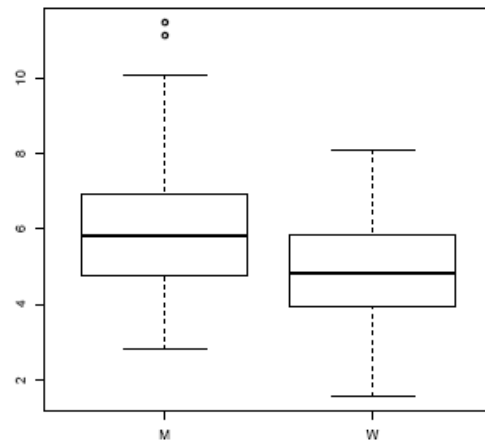


Abb. 17: Ebene AP 6, nach Geschlecht

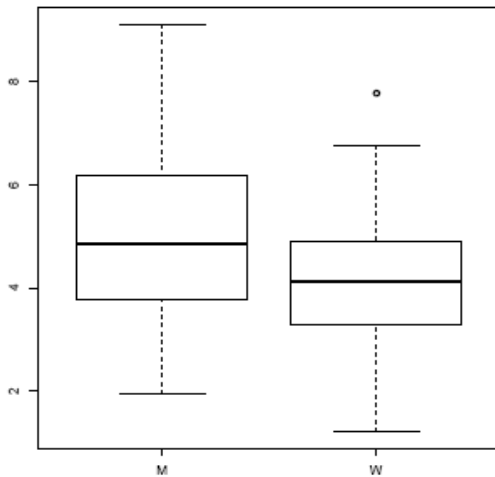


Abb. 18: Ebene AP 9, nach Geschlecht

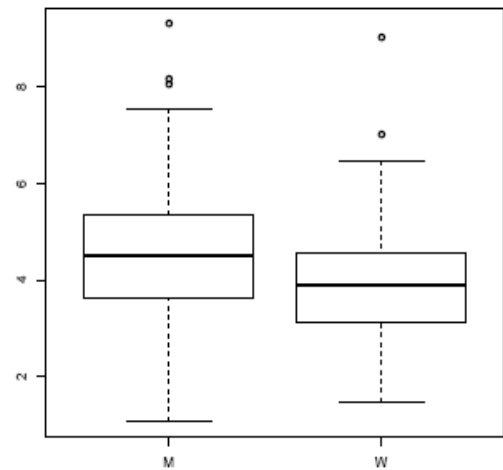


Abb.19: Ebene AP 12, nach Geschlecht

Abb. 16 – 19: In der Medianebene hatten Männer stets ein größeres Knochenangebot als Frauen.

Sortierung nach Alter:

Ein Vergleich der drei verschiedenen Altersgruppen miteinander führte zu dem Ergebnis, dass sich die höchsten Messwerte in der Altersgruppe 2 fanden (Altersgruppe 2 > Altersgruppe 1 > Altersgruppe 3).

3 mm posterior des Foramen incisivum lag die vertikale Knochenhöhe des Palatum durum bei Männern und Frauen im Alter von 13-18 Jahren im Durchschnitt bei 6,14 mm. Bei AP 6 wurden 5,72 mm, bei AP 9 4,74 mm und bei AP 12 4,12 mm festgestellt (s. Tab. 9).

Die Altersgruppe 1 lieferte kleinere Messwerte als Altersgruppe 2. Am Messpunkt AP 3 ergab sich ein Wert von 5,92 mm (Differenz zu Gruppe 1: 0,22 mm). Die Differenzen zu Gruppe 2 lagen insgesamt zwischen 0,14 (AP 12) und 0,5 mm (AP 9) (s. Tab. 9).

Die geringsten Werte waren stets bei Altersgruppe 3 zu messen. An AP 3 konnte ein Median von 5,66 mm verzeichnet werden. Es ergibt sich eine Differenz von 0,48 mm zu Altersgruppe 2 für den Punkt des höchsten Knochenangebots in der Medianen (AP 3).

Im Vergleich zu Gruppe 2 lagen die Unterschiede zwischen 0,19 (AP 12) und 1 mm (AP 6) (s. Tab. 9).

Messpunkt	Altersgruppe 1	Altersgruppe 2	Altersgruppe 3
AP 3	5,92	6,14	5,66
AP 6	5,36	5,72	4,72
AP 9	4,24	4,74	4,02
AP 12	3,98	4,12	3,93

Tab. 9: Übersicht der medianen Medianwerte [mm] der Altersgruppen 1-3; männlich und weiblich jeweils zusammengefasst
Altersgruppe 2 zeigte die höchsten Werte für die vertikale Knochenhöhe.

4.3. PARAMEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES

Für die Untersuchung der in Kapitel 2 formulierten Hypothese „Das Knochenangebot im vorderen Gaumen ist median größer als paramedian“ durften nur diejenigen Werte miteinander verglichen werden, die einen äquivalenten Vergleich zuließen. Es eigneten sich ausschließlich die paramedianen Punkte, die in gleicher Schicht auch einen medianen Bezugspunkt hatten (s. Abb. 20).

4, ERGEBNISSE

Schicht 3 mm post. FI	ML 3-9L	ML 3-6L	ML 3-3L	AP 3	ML 3-3R	ML 3-6R	ML 6-6R
Schicht 6 mm post. FI	ML 6-9L	ML 6-6L	ML 6-3L	AP 6	ML 6-3R	ML 6-6R	ML 6-9R
Schicht 9 mm post. FI	ML 9-9L	ML 9-6L	ML 6-3L	AP 9	ML 9-3R	ML 9-6R	ML 9-9R
Schicht 12 mm post. FI	ML 12-9L	ML 12-6L	ML 12-3L	AP 12	ML 12-3R	ML 12-6R	ML 12-9R

Abb. 20: Darstellung der medianen und paramedianen Messpunkte, die im äquivalenten Vergleich zueinander stehen

Bei Analyse der in Abb. 20 aufgeführten Messwerte, ließ sich die eingangs in Kapitel 2 formulierte Hypothese „Das Knochenangebot im vorderen Gaumen ist median größer als paramedian“ für die Gesamtheit dieser Punkte bestätigen. Insgesamt lag der Mittelwert der 24 paramedianen Mediane mit 5,16 mm (= Summe aus den Medianen ML 3-9L bis ML 12-9R) geringfügig unter dem der 4 medianen Werte (5,25 mm = Summe aus den Medianen AP 3 bis AP 12).

Betrachtete man jedoch die 4 Schichten (3, 6, 9 und 12 mm post. des FI) unabhängig voneinander, so stellte sich heraus, dass die beiden ventralen Schichten 3 und 6 mm post. des FI paramedian größere Werte aufzeigten als median. Bei den dorsalen Schichten 9 und 12 mm post. des FI war das Verhältnis umgekehrt. Hier waren median größere Werte festzustellen als paramedian.

Schicht 3 mm post. des FI:

In der Region 3 mm posterior des FI nahm die Knochendicke in der Transversalen von median nach lateral zu (s. Abb. 21).

Der Median des vertikalen Knochenangebots lag bei Frauen und Männern am medianen Punkt AP 3 im Durchschnitt bei 6,01 mm. Lateral dessen konnten aufsteigend größere Werte gemessen werden (s. Tab. 10 und Abb. 21).

Der Median für AP 6 wurde mittels Wilcoxon-Test jeweils mit den sechs paramedianen Messpunkten der Schicht verglichen (Nullhypothese: AP 3 < ML 3-3,6,9L/R).

medianer Messpunkt	m+w	p-Wert*	m+w	paramedianer Messpunkt
AP 3	6,01	0,000	9,85	ML 3-9L
		0,000	7,59	ML 3-6L
		0,023	6,44	ML 3-3L
		0,028	6,33	ML 3-3R
		0,000	7,46	ML 3-6R
		0,000	10,29	ML 3-9R

Tab. 10: Mediane m+w zusammengefasst [mm] auf Höhe AP 3;

* Messung mittels Wilcoxon-Test (Irrtumswahrscheinlichkeiten: 0 – 2,8%)

Das paramediane Knochenangebot war stets größer als das mediane.

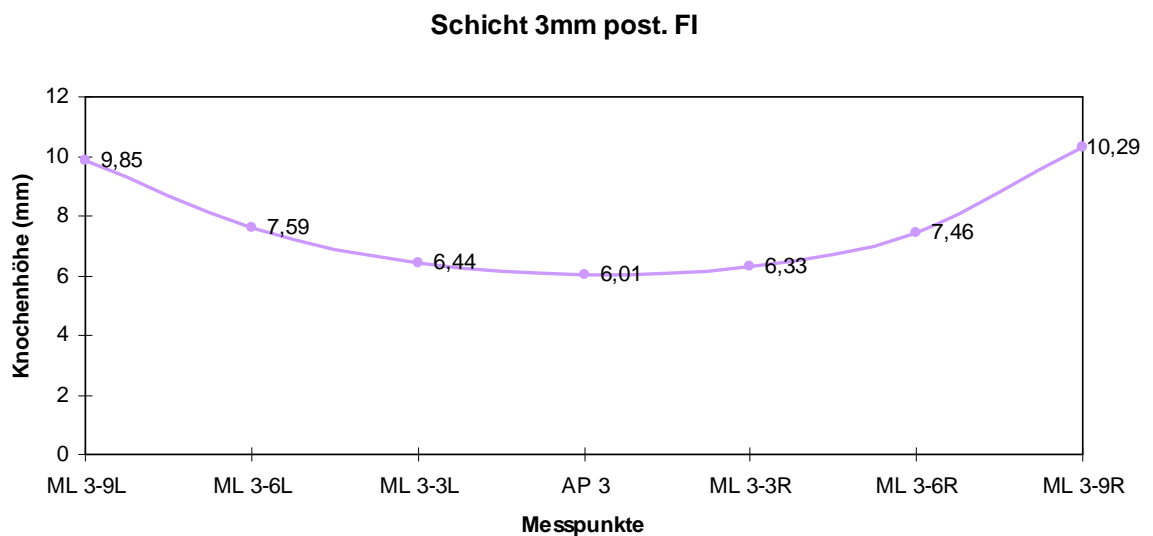


Abb. 21: mediane und paramediane Mediane auf Höhe AP 3 (3 mm post. FI)

Das paramediane Knochenangebot war stets größer als das mediane.

Bei männlichen Patienten lag der paramediane Wert mit 8,73 mm um 2,06 mm höher als der mediane (AP 3: 6,67 mm). Bei weiblichen Patienten war der Wert mit 7,26 mm um 1,9 mm größer als der mediane (AP 3: 5,36 mm) (s. Tab. 28 und 29). Im Durchschnitt ergab sich demnach für alle Patienten (m+w, Alter 8-50) für den paramedianen Bereich ein Median, der im arithmetischen Mittel um 2,03 mm größer war als der für den Bereich entlang der Sutura palatina mediana.

Schicht 6 mm post. des FI:

Auf Höhe der Transversalen 6 mm posterior des FI war das größte Knochenangebot ebenfalls 9 mm paramedian festzustellen (ML 6-9L: 6,1 mm; ML 6-9R: 6,27 mm). Die zwei weiteren paramedianen Messungen ML 6-6 und ML 6-9 ergaben jedoch Werte (ML 6-6: 4,72 mm; ML 6-3: 4,82 mm) die kleiner waren als der, der am medianen Punkt AP 6 (5,67 mm) gemessen wurde (s. Tab. 11 und Abb. 22).

Der Median für AP 6 wurde mittels Wilcoxon-Test jeweils mit den sechs paramedianen Messpunkten der Schicht verglichen (Nullhypothese: AP 6 < ML 6-3,6,9L/R). Das mediane Knochenangebot (AP 6) war im Vergleich zum paramedianen Angebot 9 mm lateral (ML 6-9L/R) kleiner ($p = 0,000$). Im Vergleich zu den anderen paramedianen Messpunkten 3 und 6 mm lateral der Medianebene (ML 6-3L/R und ML 6-6 L/R) war es größer ($p = 1,000$).

medianer Messpunkt	m+w	p-Wert*	m+w	paramedianer Messpunkt
AP 6	5,67	0,000	6,1	ML 6-9L
		1,000	4,3	ML 6-6L
		1,000	4,38	ML 6-3L
		1,000	4,47	ML 6-3R
		1,000	4,15	ML 6-6R
		0,000	6,27	ML 6-9R

Tab. 11: Mediane m+w zusammengefasst [mm] auf Höhe AP 6;

* Messung mittels Wilcoxon-Test (Irrtumswahrscheinlichkeiten: 0 und 10%)
 6 mm post. des FI war das mediane Knochenangebot kleiner als das 9 mm paramedian gemessene. Im Vergleich zu den Messpunkten 3 und 6 mm paramedian war es jedoch größer.

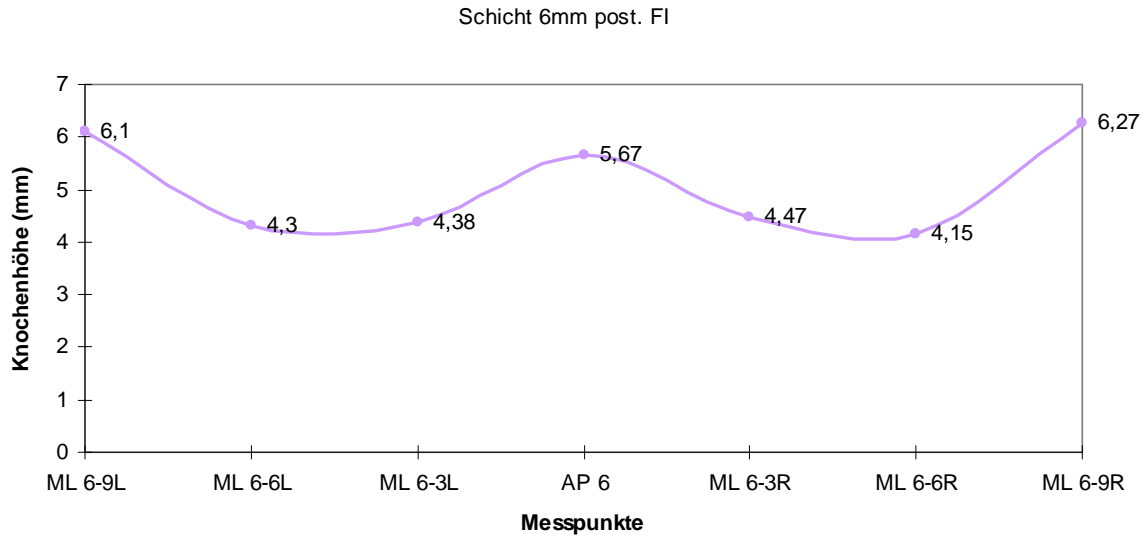


Abb. 22: mediane und paramediane Mediane auf Höhe AP 6 (6 mm post. FI)

Das mediane Knochenangebot war größer als das 3 und 6 mm paramedian, jedoch kleiner als das 9 mm paramedian.

Die medianen Werte waren jedoch größer als der jeweilig dazugehörige gemittelte paramediane Wert aus allen 6 paramedianen Messergebnissen. Bei Männern ergab sich für den paramedianen Bereich ein Mittelwert von 5,64 mm, wobei bei AP 6 ein Wert von 5,97 mm gemessen wurde. Es ergab sich eine Differenz von 0,33 mm.

Schicht 9 mm post. des FI:

Ab dieser Schicht konnte das größte vertikale Knochenangebot median verzeichnet werden. Nach lateral nahm die Knochendicke ab um dann wieder anzusteigen (s. Tab. 12 und Abb. 23).

Der Median für AP 9 wurde mittels Wilcoxon-Test jeweils mit den sechs paramedianen Messpunkten der Schicht verglichen (Nullhypothese: AP 9 > ML 9-3,6,9L/R). Das Signifikanzniveau wurde für diese Untersuchung auf 10 % angehoben. Verglichen mit den paramedianen Punkten war das mediane Knochenangebot statistisch signifikant größer als das paramediane (AP > ML 9-9L: $p = 0,087$; AP 9 > ML 9-6L: $p = 0,000$; AP 9 > ML 9-3L: $p = 0,000$, AP 9 > ML 9-3R: $p = 0,000$; AP 9 > ML 9-6R: $p = 0,000$; AP 9 > ML 9-9R: $p = 0,047$).

4, ERGEBNISSE

medianer Messpunkt	m+w	p-Wert*	m+w	paramedianer Messpunkt
AP 9	4,51	0,087	4,01	ML 9-9L
		0,000	2,85	ML 9-6L
		0,000	3,02	ML 9-3L
		0,000	3,26	ML 9-3R
		0,000	2,91	ML 9-6R
		0,047	4,17	ML 9-9R

Tab. 12: Mediane m+w zusammengefasst [mm] auf Höhe AP 9

* Messung mittels Wilcoxon-Test (Irrtumswahrscheinlichkeiten: 0 – 8,7%)
 Das Knochenangebot war median größer als paramedian.

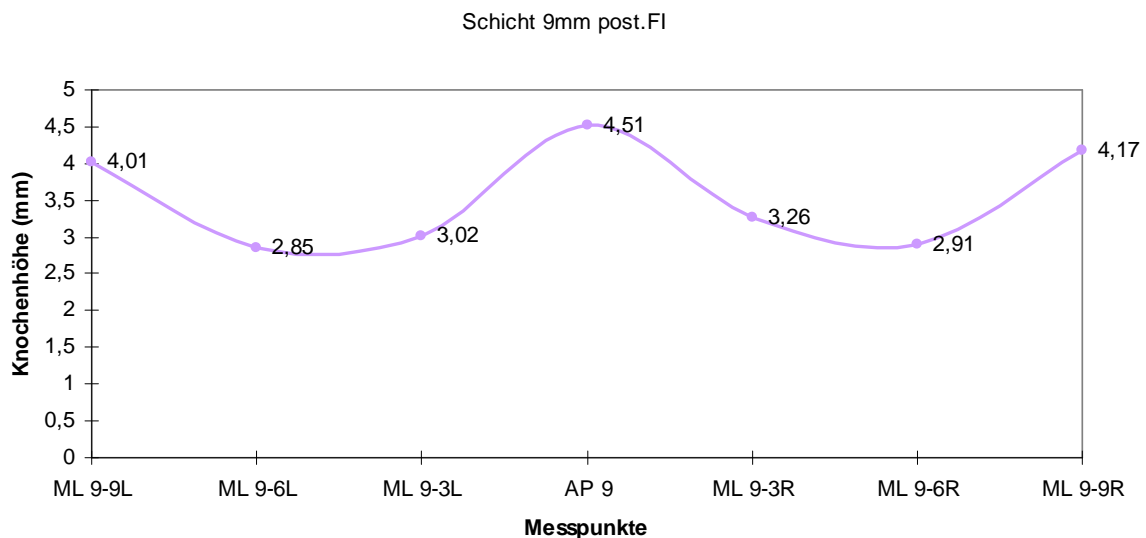


Abb. 23: mediane und paramediane Mediane auf Höhe AP 9 (9 mm post. FI)

Das Knochenangebot war median größer als paramedian.

Auf Höhe von AP 9, wurde bei männlichen Patienten ein Mittelwert der paramedianen Messergebnisse von 3,75 mm berechnet. Der mediane Punkt AP 9 (4,99 mm) unterschied sich mit 1,24 mm von dem paramedianen Mittelwert aus allen 6 paramedianen Ergebnissen.

Schicht 12 mm post. des F1:

Die Werte verhalten sich analog zu denen in der vorigen Schicht (s. Tab. 13 und Abb. 24).

Der Median für AP 9 wurde mittels Wilcoxon-Test jeweils mit den sechs paramedianen Messpunkten der Schicht verglichen (Nullhypothese: AP 12 > ML 12-3,6,9L/R). Die Irrtumswahrscheinlichkeiten lagen stets bei 0 % ($p = 0,000$).

medianer Messpunkt	m+w	p-Wert*	m+w	Paramedianer Messpunkt
AP 12	4,17	0,000	3,01	ML 12-9L
		0,000	2,29	ML 12-6L
		0,000	2,96	ML 12-3L
		0,000	2,86	ML 12-3R
		0,000	2,3	ML 12-6R
		0,000	3,17	ML 12-9R

Tab. 13: Mediane m+w zusammengefasst [mm] auf Höhe AP 12

* Messung mittels Wilcoxon-Test bei verbundenen Stichproben
Median war das Knochenangebot stets größer als paramedian.

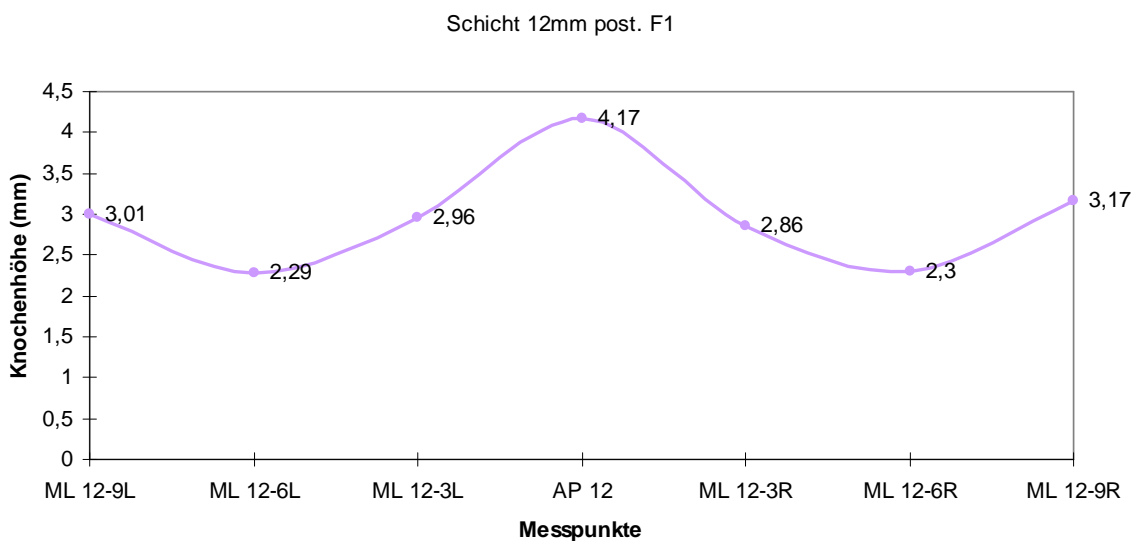


Abb. 24: mediane und paramediane Mediane auf Höhe AP 12 (12 mm post. F1)

Median war das Knochenangebot stets größer als paramedian.

Die Spannweite der paramedianen und der medianen Messergebnisse lag in dieser Schicht am weitesten auseinander. Paramedian wurden 2,87 mm ermittelt; median 4,58 mm (Differenz: 1,91 mm).

Abschließend kann festgestellt werden, dass das paramediane Knochenangebot in Abhängigkeit von der sagittalen Lokalisation des Messpunktes sukzessive abnimmt. Die Spannweiten zwischen medianen und paramedianen Werten für die Knochendicke im harten Gaumen nahmen dementsprechend zu.

Das Verhältnis von medianem zu paramedianem Knochenangebot, kehrte sich ab der dritten Schnittebene (9 mm post. des FI) zu Gunsten der medianen Region.

Bei expliziter Suche nach dem Ort der größten Knochenhöhe in jeder einzelnen Schicht ist festzustellen, dass sich dieser in den Schichten 3 und 6 mm dorsal des FI nicht median befindet, sondern jeweils am weitesten lateral gelegenen Punkt (ML 3-9L/R sowie ML 6-9L/R). Der Ort der größten Knochendicke lag auf Höhe des 1. Prämolaren, 9 mm lateral der Medianebene (ML 3-9L/R).

In den übrigen Schichten 9 sowie 12 mm posterior des FI ließ sich das größte vertikale Knochenangebot median verzeichnen (AP 9: 4,51 mm; AP 12: 4,17 mm), gefolgt von dem Messpunkt jeweils 9 mm lateral dessen (ML 9-9L/R: 4,01 und 4,17 mm; ML 12-9L/R: 3,01 und 3,17 mm). 6 mm lateral der Medianen ergaben sich auf Höhe von 9 und 12 mm posterior FI, wie auch schon bei ML 6-6, die niedrigsten Werte (ML 9-6L/R: 2,85 und 2,91 mm; ML 12-6L/R: 2,29 und 2,31 mm).

Bei separater Begutachtung der paramedianen Messpunktergebnisse ergab sich, dass das vertikale Knochenangebot von anterior nach posterior in der Sagittalen abnahm. Höchste Werte ergaben sich stets 3 mm posterior des FI, niedrigste 12 mm posterior des FI. Die paramedianen Werte wurden für die rechte und linke Seite gemittelt.

3 mm lateral der Sutura palatina mediana zeigten sich folgende paramediane Werte: ML 3-3: 6,38 mm; ML 6-3: 4,38 mm; ML 9-3: 3,14 mm; ML 12-3: 2,91 mm.

6 mm lateral der Sutura: ML 3-6: 7,52 mm; ML 6-6: 4,22 mm; ML 9-6: 2,88 mm; ML 12-6: 2,29 mm.

9 mm paramedian der Sutura mediana: ML 3-9: 10,07 mm; ML 6-9: 6,18 mm; ML 9-9: 4,09 mm; ML 12-9: 3,09 mm.

Zusammenfassend lässt sich jedoch festhalten, dass die jeweils höchsten Werte für die vertikale Knochendicke im vorderen Gaumen sowohl bei Männern als auch bei Frauen paramedian gemessen wurden (s. Abb. 28 und 29). Direkt paramedian des FI wurden für Männer Werte von 10,08 bis 11,2 mm errechnet (s. Abb. 26). Für Frauen ergaben sich Mediane zwischen 8,93 und 10,35 mm (s. Abb. 27).

Die größten Werte konnten jeweils 3 mm lateral rechts und links des FI ermittelt werden (s. Abb. 26 und 27).

Bereits in der transversalen Schnittebene 3 mm post. des FI war der Knochen paramedian deutlich geringer als direkt lateral des FI. Hier ergaben sich 3 mm und 6 mm lateral des FI Knochendicken von 7,18 und 8,37 mm für Männer (s. Abb. 28) sowie 5,48 und 6,82 mm für Frauen (s. Abb. 29). Hervorzuheben ist der Punkt ML 3-9L/R an dieser Stelle. Hier wurden ähnliche Werte wie direkt paramedian des FI gemessen: 10,64 mm (Männer) und 9,49 mm (Frauen).

Beim Vergleich der auf FP bezogenen Messpunkte wird deutlich (s. Abb. 25), dass die Werte direkt paramedian des FI von medial nach lateral fielen ($FI\ 3L/R > FI\ 6L/R > FI\ 9R/L$), wobei die paramedianen Werte in der Schnittebene 3 mm post. des FI von in umgekehrter Richtung fielen ($AP\ 3-3L/R < AP\ 3-6L/R < AP\ 3-9L/R$).

Weiterhin ist aus der Abbildung 25 ersichtlich, dass die Mediane der Messorte, die auf Ebene des FI liegen größer waren als die ein Intervall weiter dorsal befindlichen ($FI\ 3, 6, 9L/R > AP\ 3-3, 3-6, 3-9L/R$).

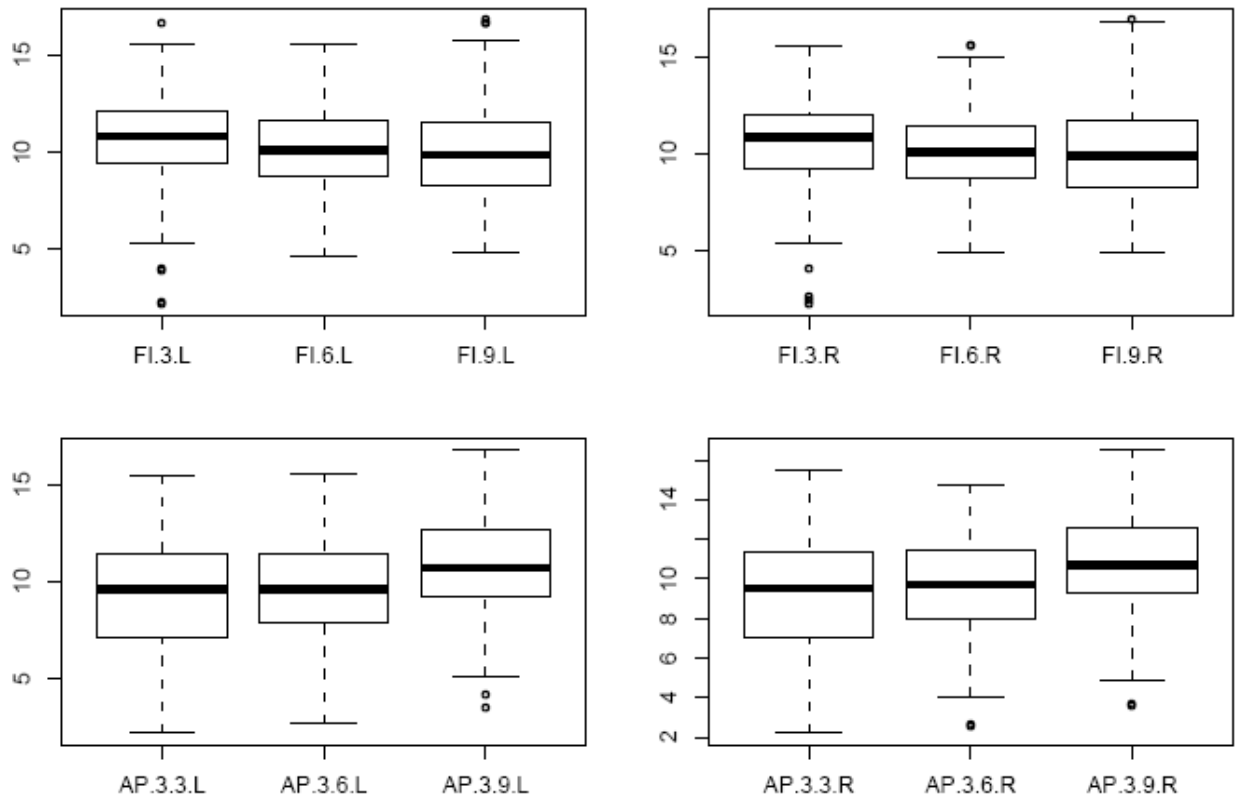


Abb. 25: Vergleich der auf FP bezogenen Messpunkte.

Obere Reihe: paramediane Messpunkte auf Höhe des FI.

Das Knochenangebot nahm von median nach paramedian ab.

Untere Reihe: paramediane Messpunkte in der Ebene 3 mm post. des FI.

Das Knochenangebot nahm von median nach paramedian zu.

	9	6	3	0	3	6	9	
0	10,14	10,5	11,2	FI	11,08	10,62	10,08	0
3	11,44	10,04	9,86	AP 3	9,86	9,94	11,02	3

Abb. 26: männliche Patienten; Vergleich der Mediane [mm] auf

Höhe FI und AP 3 bezogen auf FP

Hohe Messwerte sind dunkelblau unterlegt, niedrige hellblau.

Auf Höhe des FI nahm das Knochenangebot von medial nach lateral ab.

3 mm post. des FI verhielt es sich umgekehrt: Das Knochenangebot nahm von medial nach lateral zu.

	9	6	3	0	3	6	9	
0	8,93	9,27	10,35	FI	10,23	9,25	9,5	0
3	10,1	8,89	9,37	AP 3	9,13	9,25	10,22	3

Abb. 27: weibliche Patienten; Vergleich der Mediane [mm] auf

Höhe FI und AP 3 bezogen auf FP

Hohe Messwerte sind dunkelblau unterlegt, niedrige hellblau.

Auf Höhe des FI nahm das Knochenangebot von medial nach lateral ab.

3 mm post. des FI verhielt es sich umgekehrt: Das Knochenangebot nahm von medial nach lateral zu.

4.4. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT

Die ermittelten Mediane für die Kategorie Männer und Frauen zeigten in der Mehrheit keine Kongruenz. Männer und Frauen hatten an 36 von 40 untersuchten Punkten ein unterschiedlich hohes Angebot an vertikaler Knochenhöhe. Lediglich im dorsalen paramedianen Bereich an den 4 Messpunkten ML 12-9L/R, ML 12-6 L/R lag die Irrtumswahrscheinlichkeit bei $> 5\%$. Der Mann-Whitney-U-Test lieferte bei Untersuchung auf die Nullhypothese „Die Verteilung ist in den Kategorien Männer und Frauen identisch“ folgende p-Werte: ML 12-9L = 0,114; ML 12-6L = 0,86; ML 12-9R = 0,204 und ML 12-6R = 0,69. Demnach wird die Nullhypothese für diese Messpunkte angenommen. An diesen 5 Punkten ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen Männern und Frauen. Alle anderen gemessenen Punkte zeigten signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen ($p < 0,05$), d.h. die Nullhypothese wird mit einer niedrigen Irrtumswahrscheinlichkeit abgelehnt (s. Tab. 14).

Bei Betrachtung der Mediane der FI-Punkte stellte sich heraus, dass Männer im Palatum durum im Mittel 1,01 mm (Min: 0,58 mm; Max: 1,37 mm) mehr Knochen in der Vertikalen haben als Frauen.

Im Gesamtdurchschnitt der Mediane erreichten Männer einen Wert von 6,873 mm; Frauen 5,875 mm. Insgesamt lag die durchschnittliche vertikale Knochendicke bei 6,37 mm.

Unter Einbezug aller 40 Messpunkte ergab sich, dass Männer im Gegensatz zu Frauen im Durchschnitt ein um etwa 0,99 mm (0,998 mm) größeres Knochenangebot im vorderen Gaumen haben.

Bei den untersuchten männlichen Patienten lag die Spannweite der Knochendicken insgesamt zwischen 0,61 (ML 12-9R) und 18,26 mm (ML 3-9L). Bei den Frauen war die untere Grenze mit 0,6 mm (ML 12-6L/R) nahezu identisch. Die obere Grenze lag mit 16,92 mm (FI 9R) 1,34 mm unter der der Männer.

4, ERGEBNISSE

Messpunkt	Median	SD	Min	Max	p-Wert*	Max	Min	SD	Median	Messpunkt
FI 9L	10,14	2,61	5,48	16,68	0,012	16,68	4,87	2,14	8,93	FI 9L
FI 6L	10,5	2,24	5,23	14,97	0,003	15,58	4,63	1,91	9,27	FI 6L
FI 3L	11,2	2,37	4,02	16,66	0,013	15,46	2,19	2,30	10,35	FI 3L
FI 3R	11,08	2,42	4,02	15,08	0,010	14,49	2,19	2,33	10,23	FI 3R
FI 6R	10,62	2,17	4,99	14,97	0,001	15,58	4,87	2,00	9,25	FI 6R
FI 9R	10,08	2,60	5,48	16,07	0,019	16,92	4,87	2,17	9,5	FI 9R
AP 3-9L	11,44	2,66	4,14	16,46	0,013	16,8	3,53	2,27	10,1	AP 3-9L
AP 3-6L	10,04	2,44	2,68	14,3	0,012	14,00	2,68	2,32	8,89	AP 3-6L
AP 3-3L	9,86	3,24	2,31	15,46	0,017	13,31	2,19	2,82	9,37	AP 3-3L
AP 3-3R	9,86	3,26	2,31	15,46	0,020	13,31	2,19	2,83	9,13	AP 3-3R
AP 3-6R	9,94	2,46	4,02	14,15	0,050	14,00	2,56	2,3	9,25	AP 3-6R
AP 3-9R	11,02	2,53	4,87	15,7	0,046	16,56	2,53	2,23	10,22	AP 3-9R
ML 3-9L	10,45	2,98	3,04	18,26	0,005	16,5	3,77	2,85	9,25	ML 3-9L
ML 3-6L	8,37	2,55	2,18	15,12	0,001	12,6	3,17	2,24	6,82	ML 3-6L
ML 3-3L	7,2	2,27	3,14	13,2	0,000	10,47	2,92	1,89	5,68	ML 3-3L
AP 3	6,67	2,05	3,29	13,06	0,000	10,59	2,43	1,68	5,36	AP 3
ML 3-3R	7,18	2,26	2,9	13,52	0,000	11,08	2,92	1,91	5,48	ML 3-3R
ML 3-6R	8,34	2,5	2,9	14,7	0,006	10,98	3,17	2,27	6,59	ML 3-6R
ML 3-9R	10,84	3,05	4,14	18,26	0,009	14,61	3,65	2,7	9,74	ML 3-9R
ML 6-9L	6,85	2,47	1,58	13,39	0,006	12,42	1,34	2,39	5,36	ML 6-9L
ML 6-6L	4,99	2,0	1,1	10,79	0,001	8,43	1,21	1,74	3,61	ML 6-6L
ML 6-3L	4,87	1,81	1,34	10,76	0,000	7,91	0,97	1,45	3,9	ML 6-3L
AP 6	5,97	1,75	2,8	11,47	0,000	7,98	1,58	1,48	4,84	AP 6
ML 6-3R	5,04	1,86	1,58	10,96	0,000	3,9	2,17	0,97	3,91	ML 6-3R
ML 6-6R	5,19	2,04	1,22	10,64	0,005	8,16	1,33	1,8	3,12	ML 6-6R
ML 6-9R	6,94	2,56	1,41	3,27	0,014	10,59	1,46	2,26	5,6	ML 6-9R
ML 9-9L	4,5	2,02	1,1	10,47	0,005	11,47	0,61	1,98	3,53	ML 9-9L
ML 9-6L	3,16	1,59	0,65	8,33	0,012	7,5	0,74	1,38	2,54	ML 9-6L
ML 9-3L	3,49	2,43	1,22	8,49	0,003	6,45	1,1	1,19	3,04	ML 9-3L
AP 9	4,99	1,59	1,95	9,12	0,000	7,18	0,97	1,27	4,03	AP 9
ML 9-3R	3,53	1,55	1,22	8,49	0,001	7,18	0,97	1,22	2,99	ML 9-3R
ML 9-6R	3,17	1,61	0,81	7,62	0,018	6,89	0,74	1,43	2,66	ML 9-6R
ML 9-9R	4,69	2,03	1,34	11,08	0,170	9,25	0,85	1,97	3,65	ML 9-9R

4, ERGEBNISSE

ML 12-9L	3,23	1,8	0,85	8,52	0,114	8,02	0,61	1,52	2,8	ML 12-9L
ML 12-6L	2,52	1,44	0,72	7,23	0,086	5,45	0,6	1,15	2,06	ML 12-6L
ML 12-3L	3,29	1,45	0,97	7,39	0,100	5,84	0,85	1,1	2,63	ML 12-3L
AP 12	4,58	1,5	1,73	9,31	0,003	9,01	1,49	1,25	3,77	AP 12
ML 12-3R	3,17	1,41	0,81	7,66	0,005	7,06	0,85	1,16	2,56	ML 12-3R
ML12-6R	2,52	1,41	0,68	7,54	0,069	6,94	0,6	1,23	2,09	ML12-6R
ML 12-9R	3,43	1,72	0,61	8,4	0,204	7,67	0,74	1,56	2,92	ML 12-9R

Tab. 14: Mediane [mm] männlicher und weiblicher Patienten (8-50 J.) im Vergleich

*Messung mittels Mann-Whithney-U-Test

(rot: Irrtumswahrscheinlichkeit > 5%; gelb: Extremwerte)

An 36 von 40 Punkten war das Knochenangebot bei Männern statistisch signifikant größer als bei Frauen.

Die Spannweite für die vertikale Knochenhöhe lag insgesamt zwischen 0,6 und 18,26 mm.

	9	6	3	0	3	6	9	
0	10,14	10,5	11,2	FI	11,08	10,62	10,08	0
3	10,45	8,37	7,2	6,67	7,18	8,34	10,84	3
6	6,85	4,99	4,87	5,97	5,04	5,19	6,94	6
9	4,5	3,16	3,49	4,99	3,53	3,17	4,69	9
12	3,23	2,52	2,39	4,58	3,17	2,52	3,43	12

Abb. 28: Mediane [mm] männliche Patienten 8-50 Jahre

Hohe Messwerte sind dunkelblau unterlegt, niedrige hellblau.

Höchste Messwerte waren auf Höhe des FI zu messen (Bezugsebene: FP)

3 mm lateral des FI war das Knochenangebot am größten. In der Schicht 3 mm post. des FI war das Knochenangebot 9 mm lateral der Medianebene am größten (Bezugsebene: SP).

	9	6	3	0	3	6	9	
0	8,93	9,27	10,35	FI	10,23	9,25	9,5	0
3	9,25	6,82	5,68	5,36	5,48	6,59	9,74	3
6	5,36	3,61	3,9	4,84	3,91	3,12	5,6	6
9	3,53	2,54	3,04	4,03	2,99	2,66	3,65	9
12	2,8	2,06	2,63	3,77	2,56	2,09	2,92	12

Abb. 29: Mediane [mm] weibliche Patienten 8-50 Jahre

Hohe Messwerte sind dunkelblau unterlegt, niedrige hellblau.

Höchste Messwerte waren auf Höhe des FI zu messen (Bezugsebene: FP)

3 mm lateral des FI war das Knochenangebot am größten. In der Schicht 3 mm post. des FI war das Knochenangebot 9 mm lateral der Medianebene am größten (Bezugsebene: SP).

4.5. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER

Es bestand kein linearer oder nicht linearer Zusammenhang zwischen Messpunkt und Alter. Betrachtete man aber die einzelnen Altersgruppen 1, 2 und 3, kam man zu dem Ergebnis, dass die Ergebnisse an 6 (FI 9L+R, FI 6L+R, AP 3-9L+R) von 40 Messpunkten statistisch signifikant zwischen den drei miteinander verglichenen Altersgruppen differierten (s. Tab. 16). Die Mediane der drei Altersgruppen wurden mittels Kruskal-Wallis-Test miteinander verglichen. Für die rot markierten Werte wurde die Nullhypothese „Die Verteilung ist in allen Altersklassen identisch“ abgelehnt. Die Irrtumswahrscheinlichkeiten lagen hier zwischen 0,7 und 1,2 % (s. Tab. 16).

Die betreffenden Messorte liegen im anterioren Bereich auf Höhe des Foramen incisivum und in der Schnittebene 3 mm dorsal dessen. Sie betreffen ausschließlich Messpunkte, die im 90-Grad-Winkel zu FP gemessen wurden. Jenseits dieser Schicht

unterscheiden sich die errechneten Mediane der drei Altersgruppen nicht signifikant voneinander (s. Tab. 16).

Eine klinisch relevante Korrelation zwischen Alter und Knochenhöhe war nicht festzustellen.

Wie aus unten stehender Tabelle (Tab. 15) ersichtlich, lieferte Altersgruppe 2 bei Betrachtung der Mittelwerte der Mediane den höchsten Wert (6,55 mm), gefolgt von Gruppe 2 (6,41 mm). Altersgruppe 3 wies den niedrigsten Wert auf (5,99 mm).

Altersgruppe 2 > Altersgruppe 1 > Altersgruppe 3

Altersgruppe 1	Altersgruppe 2	Altersgruppe 3
6,41	6,55	5,99

Tab. 15: Mittelwerte der Mediane [mm] nach einzelnen Altersgruppen

Das Knochenangebot war bei Jugendlichen am größten, gefolgt von der Gruppe der Kinder. Erwachsene lieferten das niedrigste Messergebnis.

4, ERGEBNISSE

Messpunkt	p-Wert *	Altersgruppe 1	Altersgruppe 2	Altersgruppe 3
FI 9L	0,007	10,29	9,18	9,75
FI 6L	0,005	10,41	9,86	9,59
FI 3L	0,228	11,02	10,71	10,37
FI 3R	0,196	11,02	10,65	10,37
FI 6R	0,010	10,28	9,5	9,59
FI 9R	0,012	10,68	9,68	9,75
AP 3-9L	0,03	10,84	10,48	10,22
AP 3-6L	0,083	9,74	9,34	9,37
AP 3-3L	0,861	9,74	9,5	9,28
AP 3-3R	0,629	9,74	9,5	8,65
AP 3-6R	0,174	9,74	9,74	9,12
AP 3-9R	0,002	10,9	10,53	9,43
ML 3-9L	0,109	9,74	10,35	8,65
ML 3-6L	0,396	7,1	7,88	7,06
ML 3-3L	0,629	5,97	6,73	5,82
AP 3	0,352	5,92	6,14	5,66
ML 3-3R	0,295	5,84	7,06	5,86
ML 3-6R	0,088	7,32	8,31	7,23
ML 3-9R	0,054	10,29	10,53	9,12
ML 6-9L	0,378	6,27	6,27	5,5
ML 6-6L	0,622	4,14	4,75	4,24
ML 6-3L	0,601	4,16	4,77	4,06
AP 6	0,304	5,36	5,72	4,72
ML 6-3R	0,304	4,12	5,05	4,09
ML 6-6R	0,318	4	4,93	4,56
ML 6-9R	0,187	6,21	6,75	5,82
ML 9-9L	0,706	4,26	4,14	4,09
ML 9-6L	0,555	2,92	3,15	2,92
ML 9-3L	0,54	3,29	3,52	2,9
AP 9	0,306	4,24	4,74	4,02
ML 9-3R	0,218	3,17	3,7	2,99
ML 9-6R	0,34	2,79	3,15	2,73
ML 9-9R	0,597	4,32	4,5	4,09
ML 12-9L	0,373	3,1	2,92	2,67
ML 12-6L	0,895	2,43	2,33	2,06
ML 12-3L	0,656	2,8	3,14	2,56
AP 12	0,348	3,98	4,12	3,93
ML 12-3R	0,721	2,73	3,1	2,56
ML 12-6R	0,865	2,3	2,44	1,89
ML 12-9R	0,486	3,23	3,29	2,56

Tab. 16: Gesamtübersicht der Mediane [mm] nach einzelnen Altersgruppen;

Übersicht der p-Werte zur Überprüfung der Nullhypothese „Die Verteilung ist in allen Altersklassen identisch“

* Messung mittels Kruskal-Wallis-Test (rot: Irrtumswahrscheinlichkeit < 5%)

An 6 Punkten gab es statistisch signifikante Unterschiede der Knochendicke zwischen den einzelnen Altersklassen.

Um herauszufinden, ob die gefundenen Unterschiede tatsächlich statistisch signifikant waren und zwischen welchen Altersklassen genau der Unterschied lag, wurden nach Berechnung der p-Werte mittels des Kruskal-Wallis-Tests die drei zusammenhängenden Altersgruppen paarweise miteinander verglichen. Hierzu diente die p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm (s. Tab. 17):

FI 9L		8-12	13-18
	13-18	0,010	-
	19-50	0,055	0,915
FI 6L		8-12	13-18
	13-18	0,0092	-
	19-50	0,0347	0,8746
FI 9R		8-12	13-18
	13-18	0,024	-
	19-50	0,043	0,91
FI 6R		8-12	13-18
	13-18	0,025	-
	19-50	0,035	0,779
AP 3-9L		8-12	13-18
	13-18	0,069	-
	19-50	0,064	0,487
AP 3-9R		8-12	13-18
	13-18	0,0143	-
	19-50	0,0043	0,2351

Tab. 17: p-Werte; Mittelwertkorrektur nach Bonferroni-Holm

(rot: Irrtumswahrscheinlichkeit < 5%)

Für 5 Punkte konnte ein statistisch signifikanter Unterschied der Knochendicken zwischen den einzelnen Altersklassen verifiziert werden.

Nachweislich lagen die statistisch signifikanten Unterschiede für den Punkt FI 9L zwischen der Altersgruppe 1 und 2 ($p = 0,010$).

Für den Punkt FI 6L lag der Unterschied zum einem zwischen Altersgruppe 1 und 2 ($p = 0,0092$) sowie zwischen Gruppe 1 und 3 ($p = 0,0347$).

Für FI 9R lagen die Unterschiede ebenso zwischen Gruppe 1 und 2 ($p = 0,024$) sowie zwischen Gruppe 1 und 3 ($p = 0,043$).

FI 6R zeigt äquivalent hierzu Unterschiede zwischen Gruppe 1 und 2 ($p = 0,025$) sowie zwischen Gruppe 1 und 3 ($p = 0,035$).

Für den Punkt AP 3-9L ergaben sich Irrtumswahrscheinlichkeiten von $> 5\%$ für den Vergleich aller Altersklassen miteinander. Hieraus ergibt sich, dass sich die einzelnen Altersklassen im einzelnen Vergleich miteinander nicht statistisch signifikant unterscheiden, d.h. die Nullhypothese ist angenommen.

Für den Punkt AP 3-9R lagen die Unterschiede wieder zwischen Altersgruppe 1 und 2 ($p = 0,0143$) und Altersgruppe 1 und 3 ($p = 0,0043$).

Zusammenfassend ergibt sich bei Betrachtung der Mittelwertkorrekturen nach Bonferroni-Holm und der dazugehörigen Tabelle 17, dass die Knochenhöhen an 5 Punkten bei Kindern im Durchschnitt statistisch signifikant größer waren als die der jugendlichen und erwachsenen Patienten.

5. DISKUSSION

5.1. VERGLEICH VERSCHIEDENER MESSMETHODEN

Zur Ermittlung der Knochendicke im Palatum durum eignen sich DVT- und CT-Aufnahmen der zu untersuchenden Patienten, Untersuchungen an humanen Schädeln, die entweder wiederum mittels radiologischer Diagnostik vermessen werden können oder aber auch nach Dekalzifizierung histomorphometrische Untersuchungen zulassen [4, 37, 70, 74].

In vorliegender Studie wurde das vertikale palatinale Knochenangebot mittels DVT und spezieller Auswertungssoftware an 190 Patienten im Alter von 8-50 Jahren bei einem Geschlechterverhältnis von 1:1 bestimmt. Pro Patient wurde an 40 unterschiedlichen Punkten gemessen. In Abständen von je 3mm wurde von dem Foramen incisivum aus in anteroposteriorer sowie mediolateraler Richtung gemessen. Insgesamt ergaben sich 7600 Messpunkte. Als Vorteil dieser Methode sind die einfache Durchführung und Beschaffung des Studienguts sowie die kontrastreiche Darstellbarkeit der Knochenstruktur zu sehen. Weiterhin ist die Strahlenexposition im Vergleich zur CT um den Faktor 4 geringer [16].

2003 untersuchten *Henriksen et al.* 25 menschliche Schädel mittels CT-Technologie. In den Canalis incisivus wurde zuvor Guttapercha injiziert. Median im Palatum durum wurde die vertikale Knochenhöhe bis zur unteren Begrenzung des radioopaken Canalis incisivus gemessen. Diese Messungen ergaben, dass im Durchschnitt 8.6 +/- 1.3 mm Knochendicke für die Insertion eines Gaumenimplantats in der Medianebene zur Verfügung steht [30].

Gahleitner et al. nahmen 2004 Messungen an dentalen CTs von 32 Probanden im Alter von 12 bis 49 Jahren vor. Sie fanden heraus, dass der Knochen im Gaumen Höhen zwischen 5,01 und 16,9 mm aufweist, wobei die höchste durchschnittliche Knochendicke mit 6,17mm 6mm dorsal des FI zu erwarten ist [22].

2006 untersuchten *King et al.* 183 DVTs von Probanden im Alter von 10 bis 19 Jahren. Ihre Messungen erfolgten 4, 8 und 12 mm dorsal des Foramen incisivum, wobei nach lateral in Intervallen von 3, 6 und 9 mm gemessen wurde [40].

Ebenfalls 2006 fanden *Piovella, Fratti und Massoni* in ihrer Studie von 52 DVTs von Probanden zwischen 10 und 15 Jahren heraus, dass sich der Punkt des höchsten Knochenangebots im harten Gaumen 4 mm posterior des FI und jeweils 6 mm lateral

nach links respektive rechts davon befindet. Für ihre Messungen wählten sie Abstände von 0, 3 und 6mm lateral der Sutura palatina mediana [57].

Kang S. et al. untersuchten 2007 in ihrer Studie „Knochendicke des Gaumens für die orthodontische Mini-Implantat-Verankerung bei Erwachsenen“ 18 CT-Aufnahmen erwachsener Probanden im Alter von 18 bis 35 Jahren. Mediolateral erfolgten ihre Messungen in Intervallen von 2mm und anteroposterior, entlang der Sutura palatina mediana, in Intervallen von 3mm. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass das Knochenangebot in der Mitte des Gaumens im Bereich von 1mm um die Sutura palatina mediana am größten ist und dass die Knochendicke von anterior nach posterior sowie nach lateral abnimmt [37].

Auch sind DVT-Messungen an Schädeln in Erwägung zu ziehen, wie es *Baumgaertel S.* in seiner Studie „Quantitative Erhebung palatinaler Knochendicke und kortikale Knochendicke für die Platzierung von Mini-Implantaten bei Erwachsenen“ von 2009 gezeigt hat. Er untersuchte 30 Schädel, indem er koronare Schnitte erzeugte und die Knochendicke an vier unterschiedlichen Ebenen an insgesamt 34 Punkten im Gaumen bestimmte. Er kam zu dem Ergebnis, dass die Insertion von GI, aufgrund höchst gemessener Werte für die vertikale Knochenhöhe, auf Höhe der ersten bzw. zweiten Prämolaren erfolgen sollte [4].

Stockmann P. et al. haben in ihrer Studie von 2009, Versuche an zehn dekalzifizierten humanen Kadavern, Alter 15-20, durchgeführt. Sie führten an zehn anteroposterioren transversalen Proben der palatinalen Region histomorphometrische Untersuchungen durch, welche ergaben, dass das höchste Knochenangebot auf Höhe des ersten Prämolaren festzustellen ist. Des weiteren kamen auch sie zu dem Ergebnis, dass die Knochendicke von anterior nach posterior abnimmt [70].

2009 untersuchte *Wehrbein H.* 22 palatinale Gewebelöcke (19 männlich, 3 weiblich), die Autopsien, Alter 18-63, entstammten, ebenfalls histomorphometrisch. Die Proben wurden dem medianem Palatum, zum einem der anterioren Region 7mm dorsal des Foramen incisivum und zum anderen im Molarenbereich entnommen [74].

Je nach Untersuchungsmethode haben die Studien unterschiedliche Werte für die Knochenhöhe im vorderen Gaumen zum Ergebnis. In den Kernaussagen stimmen die Studien jedoch größtenteils überein.

Die vorliegende Studie beweist die in 2. dargelegte Hypothese „Das Knochenangebot ist in hohem Maße von der Art der Messmethodik abhängig“, indem sie die Messung an gleichem Ort mit jedoch voneinander differierenden Bezugsebenen respektive Winkeln zur Knochenoberfläche vergleicht und voneinander abweichende Ergebnisse herausstellt.

5.2. MEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES

Die vorliegende Studie bestätigt die eingangs formulierte Hypothese der Abnahme der Messwerte in der Medianebene in anteroposteriorer Richtung (s. 4.2.).

Kang S. et al. kamen 2007 ebenfalls zu dem Ergebnis, dass das Knochenangebot im vorderen Gaumen von anterior nach posterior abnimmt [28].

Auch *Stockmann P. et al.* belegen diese Hypothese mit ihrer Studie von 2009 [26].

5.3. PARAMEDIANES KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SAGITTALEN LOKALISATION DES MESSPUNKTES

Das paramediane Knochenangebot muss im Verhältnis zum medianen differenziert beurteilt werden.

Es ist zum einen das gesamtheitliche paramediane Knochenangebot mit dem der Medianebene zu vergleichen; zum anderen muss gesondert beurteilt werden, in welcher Region sich der Ort des tatsächlich höchsten Knochenangebots findet.

Beide Herangehensweisen führten zu einem unterschiedlichen Ergebnis. Es ließ sich keine Kernaussage treffen, die übereinstimmend für beide galt.

In der Summe war das mediane Knochenangebot größer als das paramediane (Summation der paramedianen bzw. der medianen Mediane).

Suchte man jedoch gezielt nach dem Punkt des insgesamt höchsten Knochenangebots, ließ sich dieser paramedian finden (ML 3-9).

Galeithner et al. konstatierten 2004, dass sich der Ort der größten Knochendicke im harten Gaumen auf der Medianen 6 mm dorsal des Foramen incisivum befindet und im Durchschnitt 6,17 mm misst [22].

Im Vergleich zu der Studie von *Galeithner et al.* wurde in vorliegender Studie 6 mm post. des FI (AP 6) ein Mittelwert von 5,2 mm registriert (Männer: 6,04 mm, Frauen: 4,37 mm, M+F: 5,2 mm).

Ein direkter Vergleich der Messwerte beider Studien ist jedoch laut bestätigter Hypothese 1 (s. 4.1.) nicht möglich, da die Ergebnisse von der Messmethodik abhängig sind und letztere in beiden Erhebungen unterschiedlich war.

Mit 6,25 mm im Durchschnitt (Männer: 6,99 mm, Frauen: 5,51 mm), erwies sich der Punkt 3 mm post. des FI (AP 3) als Ort des größten Knochenangebots auf der Medianen. Der Median an diesem Punkt betrug im Gesamtdurchschnitt für Männer und Frauen 6,1 mm.

Vorliegende Studie legte den Ort der größten Knochendicke auf den paramedianen Punkt ML 3-9 fest und widerlegte damit das von *Galeithner et al.* herausgestellte Ergebnis.

Zu ähnlichem Ergebnis kamen *Piovella, Fratti und Massoni* im Jahr 2006. Sie fanden heraus, dass sich die Region des höchsten Knochens im harten Gaumen 4 mm post. FI und 6 mm nach lateral befindet. Damit deckt sich die These, dass der Ort des größten Knochenangebots im vorderen Gaumen paramedian liegt [57]. Verantwortlich für das dennoch von vorliegender Studie geringfügig abweichende Ergebnis, kann die Messpunktauswahl gemacht werden.

Interessant wäre an dieser Stelle der genaue Vergleich mit einer übereinstimmenden Methodik im Sinne gleich gewählter Messpunkte, Winkel und Bezugsebenen. *Piovella et al.* hatten nur bis einschließlich 6 mm lateral der Medianebene gemessen, somit lag der in vorliegender Studie bestehende Punkt des größten Knochenangebots (ML 3-9) nicht in ihrem Untersuchungsbereich.

5.4. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT

Verschiedene Studien belegen, dass das vertikale Knochenangebot mit dem Geschlecht korreliert. Bei Männern ist es größer als bei Frauen.

Laut vorliegender Studie haben männliche Patienten im Durchschnitt ein um 0,99 mm größeres Knochenangebot im vorderen Gaumen als Frauen (Vergleich der Mediane).

King et al. kamen nach ihrer Studie von 2006 zu dem Resultat, dass männliche Probanden im Durchschnitt ein um 1,22 mm größeres Knochenangebot haben als weibliche Probanden (Vergleich der Mittelwerte) [40]. Es ist an dieser Stelle darauf hinzuweisen, dass das Durchschnittsalter niedriger als in vorliegender Studie angesetzt war. Das Probandengut bestand aus 10-19 Jährigen, wohingegen in vorliegender Untersuchung Patienten zwischen 8 und 50 Jahren vermessen wurden. Wie aus 4.5. bekannt, sind die kleinsten Messwerte in Altersgruppe 3 (Patienten > 19 Jahre) zu finden. Dies kann als Ursache für einen im Vergleich zur Studie von *King et al.* niedrigeren Gesamtdurchschnitt für die vertikale Knochendicke im vorderen Gaumen gesehen werden. Des Weiteren ist nicht zu vernachlässigen, dass in beiden Studien unterschiedliche statistische Werte herangezogen wurden, um Messergebnisse miteinander vergleichbar zu machen. *King et al.* arbeiteten mit dem arithmetischen Mittel; vorliegende Studie bediente sich dem Median. Da der Median eine Verteilung halbiert und so nicht übermäßig von statistischen Ausreißern verfälscht wird, gibt er realistischere Ergebnisse wieder als der Mittelwert.

Kang S. et al. fanden in ihrer Studie von 2007 ebenfalls heraus, dass sich das Knochenangebot je nach Geschlecht signifikant unterscheidet. [37].

Wenn von einer, wie 2003 von *Fritz et al.* beschrieben, im Gaumen ausreichenden Implantatlänge von 4 mm ausgegangen wird [20], wäre laut errechneter Mediane (s. Abb. 28 und 29) theoretisch eine Implantatspositionierung bei Männern entlang der Sutura palatina mediana bis einschließlich 12 mm post. des FI (AP 12) möglich (s. Abb. 28).

Aufgrund der insgesamt niedrigeren vertikalen Knochenhöhe bei Frauen (s. Abb. 29) sollte eine Implantatsinserierung theoretisch nur bis einschließlich AP 6 erwogen werden.

Zu Bedenken ist jedoch, dass die ermittelten Ergebnisse der Knochenhöhenmessung lediglich erste Anhaltspunkte für eine Implantatplanung bieten können. Es besteht eine immens große Variabilität zwischen den untersuchten Patienten. So bestehen große Spannweiten der Minima und Maxima (6 mm bis 18,26 mm) der Knochenhöhen im vorderen Gaumen in den einzelnen untersuchten Klassen. Bei der Festlegung der Implantatsposition nimmt das Geschlecht entscheidenden Einfluss. Es muss auch hier bedacht werden, dass die Spannweiten innerhalb der Geschlechterklassen laut Studie bis zu 3,65 mm (s. Tab. 14; ML 3-9R m: 18,26 mm, ML 3-9R w: 14,61 mm) betragen. Ferner müssen Gründe, die in dieser Studie vernachlässigt wurden, wie ethnische Herkunft, Körpergröße und Gesundheitszustand des Patienten in das Beurteilungsspektrum miteinbezogen werden, um genauere Vorhersagen bezüglich des vertikalen Knochenangebots im Palatum durum treffen zu können.

Von großem Interesse wäre, ob das Knochenangebot nicht vielmehr mit der Körpergröße als mit dem Geschlecht korreliert, ausgehend von der Überlegung, dass Männer eine größere Körpergröße aufweisen als gleichaltrige Frauen. Würde man Frauen und Männer gleicher Körpergröße miteinander hinsichtlich ihrer vertikalen Knochendicke im vorderen Gaumen vergleichen, würde eine Studie vermutlich einander sehr ähnelnde Messwerte herausstellen.

Vor einer tatsächlichen OP-Planung ist die genaue röntgenologische Diagnostik der anatomischen Verhältnisse in allen drei Ebenen des Raumes und die Kenntnis über mögliche Pathologien des Patienten von höchster Relevanz.

5.5. KNOCHENANGEBOT IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER

Die Studie ergab in der Gesamtheit keinen signifikanten linearen oder nicht linearen Zusammenhang zwischen Knochenhöhe im vorderen Gaumen und Alter des Patienten. Das bestätigt die Studie von *King et al.* die 2006 zu dem gleichen Ergebnis kam [40]. Lediglich im anterioren Bereich in Bezug auf die Referenzlinie FP, konnte für fünf Messpunkte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Altersklassen festgestellt werden (s. Tab. 15). Es war festzustellen, dass die Knochenhöhen an diesen fünf Punkten bei Kindern im Durchschnitt größer waren als

die der jugendlichen und erwachsenen Patienten. Diese Unterschiede sind klinisch jedoch vernachlässigbar, da sie numerisch auch nicht stärker voneinander abwichen als einige jener Messpunkte, bei denen Irrtumswahrscheinlichkeiten $> 5\%$ festgestellt wurden.

6. ZUSAMMENFASSUNG

6.1. ZUSAMMENFASSUNG

Gaumenimplantate zur orthodontischen Verankerung sind seit den 1990er Jahren im klinischen Einsatz. Aufgrund der relativ geringen vertikalen Knochenhöhe im Palatum durum und zur Veranschaulichung limitierender Strukturen, wie beispielsweise dem Canalis incisivus, ist präoperativ eine umfangreiche röntgenologische Diagnostik des Operationsgebietes obligat. Seit 1998 steht die digitale Volumentechologie zur detailgetreuen Wiedergabe der anatomischen Verhältnisse des Patienten zur Verfügung. Im Vergleich zur CT ist die Strahlendosis um bis zu 98% reduziert.

In vorliegender Studie wurde das vertikale Knochenangebot im vorderen Gaumen mittels digitaler Volumentechologie an 190 weiblichen sowie männlichen Patienten im Alter von 8-50 Jahren quantitativ evaluiert. Die DVT-Scans wurden mittels SimPlant®-Software rekonstruiert und vermessen. Es wurden 4 mediane sowie 36 paramediane Messpunkte in Intervallen von je 3 mm, beginnend dorsal des Foramen incisivum festgelegt. Es wurden zwei unterschiedliche Bezugsebenen herangezogen.

Zur Auswertung wurden die Patienten in drei Altersgruppen Kinder, Jugendliche und Erwachsene (Gruppe 1: 8-12 J., Gruppe 2: 13-18 J., Gruppe 3: 19-50 J.) und nach Geschlecht klassifiziert. Die Statistische Auswertung erfolgte mit SPSS™ und R™ über den Wilcoxon-, Mann-Whitney-U- und Kruskal-Wallis-Test sowie p-Wert-Korrekturen nach Bonferroni-Holm.

Grundlegende Erkenntnisse der Studie waren, dass das Knochenangebot im harten Gaumen entlang der Sutura palatina mediana von anterior nach posterior sowie von paramedian nach median abnimmt. Weiterhin korreliert das Knochenangebot mit dem Geschlecht. Männer hatten ein im Durchschnitt 0,99 mm größeres Knochenangebot als Frauen. Das Alter nimmt einen geringen Einfluss auf die Knochenhöhe. Bei Patienten der Altersgruppe 3 nahm die vertikale Knochenhöhe im Durchschnitt wieder ab; ein linearer oder nicht linearer Zusammenhang konnte jedoch nicht bestätigt werden. Eine klinisch relevante Korrelation war demnach nicht festzustellen. Laut Studie nimmt die Messmethodik Einfluss auf das Ergebnis. Je nach Bezugsebene und dem folglich unterschiedlichen Winkel zur Knochenoberfläche des Gaumens wurden unterschiedliche Werte registriert. Die errechneten Mediane differierten zwischen 0,18 und 3,69 mm an den miteinander vergleichbaren Punkten. Insgesamt lag die

durchschnittliche vertikale Knochendicke bei 6,37 mm (Männer: 6,87 mm; Frauen: 5,87 mm), wobei das Minimum bei 0,6 und das Maximum bei 18,26 mm lag. Mediolaterale Messergebnisse rechts und links des gleichen Gaumens unterschieden sich nicht voneinander. Auffällig war, dass das Knochenangebot in den Schichten 3 und 6 mm posterior des Foramen incisivum (FI) median geringer war als paramedian. 9 und 12 mm posterior des FI änderte sich das Verhältnis zu Gunsten der Medianebene. Der Bereich der größten vertikalen Knochendicke im vorderen Gaumen lag auf Höhe des 1. Prämolaren, 9 mm lateral der Medianebene.

Die Studie zeigt, dass eine ausgeprägte Variabilität des vertikalen Knochenangebots im vorderen Gaumen besteht. Die durchschnittlichen Messwerte differierten stark je nach Geschlecht bzw. in geringem Umfang auch nach Alter der Patienten. Die numerischen Studienergebnisse geben ausschließlich erste Anhaltspunkte für die Auswahl einer möglichen Implantatposition. Keinesfalls ersetzen sie die genaueste Abklärung der jeweilig individuellen Patientensituation.

Vor jeder Implantatinsertion gilt es, neben einer präoperativen röntgenologischen Untersuchung des Operationsgebietes, Faktoren wie das Geschlecht und die ethnische Herkunft des Patienten zu berücksichtigen und mögliche Pathologien abzuklären. Das Alter hat klinisch keine Relevanz.

Aufgrund ihrer Strahlendosisreduktion im Vergleich zur CT, der einfachen Handhabung und der detailgetreuen und kontrastreichen Wiedergabe anatomischer Strukturen hat sich die DVT als hervorragendes Mittel zur radiologischen Diagnostik in der Kieferchirurgie und der Orthodontie herausgestellt.

6.2. SUMMARY

Palatal implants for orthodontic anchorage are in clinical practice since the nineties of the last century. Due to the comparatively restricted vertical bone depth of the anterior region of the hard palate and for visualisation of limiting anatomical structures, like the incisive canal for instance, extensive radiological evaluation of this area is mandatory.

Since 1998, Digital Volumetric Tomography (DVT) has been a tool for getting precise preoperative information about the patient's individual anatomy. In comparison to the CT, the radiation dose is reduced up to 98%.

In this study, the quantity of bone in the anterior hard palate has been evaluated by DVT in 190 female and male patients (age range: 8-50 years).

SimPlant[®]-Software served for the reconstruction and measuring of the radiographic scans. Bone thickness was quantified at 4 median and 36 paramedian spots in 3 mm intervals starting posterior to the incisive foramen considering two different reference levels. For the analysis, the patients were classified according to their age as children, teenagers and adults (group 1: 8-12 years, group 2: 13-18 years, group 3: 19-50 years) and their gender.

The statistical calculations were performed by SPSS[™] and R[™], using the Wilcoxon-, Mann-Whitney-U-, Kruskal-Wallis-Test and Bonferroni-Holm corrections.

The results of the study show that the bone heights tend to decrease gradually from anterior to posterior along the mid-palatal suture and from lateral to medial in the paramedian region. Furthermore, the amount of bone correlates with gender. Male subjects had a greater mean bone thickness, showing an average of 0,99 mm more vertical bone depth than females. Age showed no statistically significant correlation with bone thickness. In patients of group 3, readings for vertical bone depth in the hard palate seemed to be lower, but there was no statistically significant correlation.

This study demonstrated that the methods of measurements may affect the results considerably. Depending on the reference line and accordingly the different angle to the bone`s surface, varying values were registered. The calculated medians ranged between 0,18 and 3,69 mm. The overall mean bone height was 6,37 mm (men: 6,87 mm, women: 5,87 mm), ranging from 0,6 to 18,26 mm. There was no significant difference between the left and the right side of the palate.

Notably, a lower amount of bone thickness in the median plane in comparison to the paramedian bone height was observed 3 and 6 mm dorsally from the incisive foramen. 9 and 12 mm posterior to the incisive foramen the amount of bone height changed in favour of the median plane. The maximum of bone thickness was found at the level of the first premolar, 9 mm from the median plane.

In this study, the variability of vertical bone thickness in the anterior hard palate has been evaluated. The mean values varied with the gender, and to a minor extent, the age of the patients. The numerical results of this study exclusively indicate an orientation of a possible position for palatal implants. On no account do they replace the examination of the patients' individual situation. Prior to the insertion of each implant, it

is imperative, besides the preoperative radiographic diagnostic by DVT, to take factors like gender and ethnical origin into account. Potential pathologies should also be clarified in advance. Age has no clinical relevance.

Due to the reduced radiation dose in comparison to CT, the easy handling, as well as the excellent visualization of the area of interest, DVT has proven to be an outstanding tool for the three-dimensional radiological evaluation of anatomical structures in orthodontics and oral surgery.

7. ANHANG

7.1. LITERATURVERZEICHNIS

1. Angle EH. *Treatment of malocclusion of teeth*. 7th ed. Philadelphia, PA: SS White Dental Manufacturing Comp; 1907.
2. Arai Y, Honda K, Iwae K et al. Practical model "3DX" of limited cone-beam X-ray CT for dental use. *Elsevier Science. International Congress Series* 2001; 1230:713-718.
3. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographed apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*. 1999;28:245-248.
4. Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(1):104-108.
5. Berens A, Wiechmann D, Rüdiger J. Erfolgsraten von Mini- und Mikroschrauben zur skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie. *Inf Orthod Kieferorthop*. 2005;37:283-287.
6. Benninghoff A. *Anatomie. München: Urban & Fischer, 16. Auflage* 2003;1:594-595.
7. Bianchi SD, Lojacono A. 2D and 3D images generated by cone beam computed tomography (CBCT) for dentomaxillofacial investigations. *Elsevier Science* 1998;792-797.
8. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;107:251-258.

9. 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.
10. Bumann A, Wiemer K, Mah J. Tomas eine praxisgerechte Lösung zur temporären kieferorthopädischen Verankerung. *Kieferorthopädie* 2006;20:223-232.
11. Chung K-R, Kim S-H, Kook Y-A. The C-Orthodontic Micro-Implantat. *J Clin Orthod.* 2004;38:478-486.
12. Coppenrath et al. Cross-sectional imaging in dentomaxillofacial diagnostics: dose comparison of dental MSCT and NewTom 9000 DVT. *Rofo.* 2008;180(5):340-396.
13. Creekmore TD and Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983;17:266.
14. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts, WE, Garetto LP. The Use of Small Titanium Screws. *J Dent Res.* 2003;82:377-381.
15. Diedrich P. Verschiedene orthodontische Verankerungssysteme. *Fortsch Kieferorthop.* 1993;54:156-171.
16. Düker J. Praxisleitfaden zahnärztliche Radiologie: Für den Zahnarzt und sein Team. *München: Urban & Fischer* 2006;25-26.
17. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Lambrecht JT, Schneeberger P, Buser D. Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci.* 1996;104:503-510.
18. Ekestubbe A, Grondahl K, Grondahl HG. The use of tomography for dental implant planing. *Dentomaxillofacial Radiol.* 1997;26:15-20.

19. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:84-94.
20. Fritz U, Diedrich P, Kinzinger G, Al-Said M. The anchorage quality of mini-implants towards translatory and extrusive forces. *J Orofac Orthop.* 2003;64:293-304.
21. Fuhrmann R, Klein HM, Wehrbein H, Günther RW, Dietrich P. Hochauflösende Computertomographie facialear und oraler Knochendehiszenzen. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1994;48:242-246.
22. Gahleitner A, Podesser B, Schick S, Watzek G, Imhof H. Dental CT and orthodontic implants: Imaging technique and assessment of available bone volume in the hard palate. *Eur J Radiol.* 2004;51(3):257-262.
23. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthop Oral Surg.* 1945;31:406-417.
24. Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf P, Niecklisch M, Harzer W. An Evaluation of resonance frequency analysis for the determination of primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin Oral Impl Res.* 2005;16:425-431.
25. Goch I. Vergleich metrischer Genauigkeit von Computertomographie, digitaler Volumentomographie und Orthopantomographie in der modernen Implantologie. *Inauguraldissertation der Heinrich Heine Universität Düsseldorf* 2005.
26. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod.* 1983;83:311-317.
27. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95:371-377.

28. 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.
29. Hausamen J-E, Becker J, Neukam FW. Curriculum Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. *Berlin: Quintessenz* 2003;3.
30. Henriksen B, Bavitz B, Kelly B, Ham SD. Evaluation of bone thickness in the anterior hard palate relative to misgaittal orthodontic implants. *Int j Oral Maxillofac Implants* 2003 Jul-Aug;18(4):578-580.
31. Hirsch E, Visser H, Graf H-L. Präimplantologische Röntgendiagnostik – Informationsbedarf versus Strahlenbelastung. *Quint Impl.* 2002;10(3):291-302.
32. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol.* 1973 Dec;46(552):1016-1022.
33. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. *Br J Radiol.* 1995 Nov;68(815):166-172.
34. Imaging Sciences International, Inc. Fächerstrahl-Volumentomographie und Panorama-Dentalbildgebungssystem. *i-CAT-Betriebsanleitung* 2006.
35. Kahle W. Taschenatlas Anatomie. *Thieme* 2009; 146.
36. Kalendar WA. Computertomographie; Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. *Publicis, MCD Verlag* 2000.
37. 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.
38. Kanomi R. Mini-Implant for Orthodontic Anchorage. *J Clin Orthod.* 1997;31:763-767.

39. Kiefer H, Lambrecht T, Roth J. Strahlenexposition von analogen und digitalen Zahnstatten und Panoramaschichtaufnahmen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2004;114:687-693.
40. 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 Sep;76(5):745-751.
41. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biochemical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):401-412.
42. Kohlbach W. Deskriptive Anatomie der Zähne und des kraniofazialen Systems. Berlin: *Quintessenz* 2007;1:140.
43. Laubenberger T, Laubenberger J. Technik der medizinischen Radiologie. 7 ed. 1999;345-348.
44. Lemkamp M, Filippi A, Berndt D. Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomografie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2006(6);645-650.
45. Lin J, Liou E. A New Bone Screw for Orthodontic Anchorage. *J Clin Orthod.* 2003;37:676-681.
46. Lübbert U. Angewandte Messtechnik in der Medizin. *Vorlesung für Physiker im 6. Semester, Institut für Physik, Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald* 2005;12-14.
47. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: Newtom cone beam CT and Orthophus Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003;32:229-234.

48. Ludlow JB, Brooks SL, Davies-Ludlow LE, Howerton B. Dosimetry of 3 CBCT units for oral and maxillofacial radiology. *Vorgetragen bei der IADMFR-Konferenz in Kapstadt, Südafrika* Mai 2005.
49. Marmulla R, Brief J, Heurich et al. Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie. *Z Zahnärztl Implantol.* 2002;18(3):152-158.
50. Melsen B. Miniimplants: Where are we? *J Clin Orthod.* 2005;39:539-547.
51. Möbes O, Becker J, Pawelzik J, Jacobs K. Anwendungsmöglichkeiten der digitalen Volumetomographie in der implantologischen Diagnostik. *Zahnärztl Implantol.* 1999;15:229-233.
52. Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M. Strahlenexposition bei der digitalen Volumetomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2000;55:335-339.
53. 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.
54. 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.
55. Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schopf UJ, Bruning R, Reiser MF. Technische Grundlagen und Anwendung der Mehrschicht CT. *Radiologe* 1999;39:923-931.
56. Pasler FA, Visser H. Taschenatlas der zahnärztlichen Radiologie. *Thieme.* 2003;250.

57. Piovella C, Fratti F, Massoni G. Quantitative evaluation with CBCT of palatal bone thickness in growing patients. *Prog Orthod.* 2006;7(2):164-174.
58. Pschryembel W. Pschryembel. *de Gruyter, 259. Auflage* 2002;311.
59. Reichart PA, Hausamen JE, Becker J, Curriculum Zahnärztliche Chirurgie. Bd. 1-3. *Berlin: Quintessenz* 2002.
60. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;86: 95-111.
61. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopaedic anchorage. *Angle Orthod.* 1989;59:247-255.
62. Rother U-J. Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn- Mund- und Kieferheilkunde. *Elsevier, Urban & Fischer* 2006:47.
63. Scherer P, Neugebauer J, Ritter L, et al. Indikationen für die 3 . dimensionale Bildgebung in der Zahnheilkunde. *ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt* Mai 2007;116:219-238.
64. Schiebler T H, Korf H-W. Anatomie. *Steinkopff, 10. Auflage* 2007;616.
65. Schnelle C. Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen-Volumen-Tomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie. *Inauguraldissertation der Heinrich Heine Universität Düsseldorf* 2001.
66. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33:83-86.

67. Schulze D, Heiland M, Rother U, et al. Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie im Bereich des Gesichtsschädels. *Berlin: Quintessenz* 2005;56(1):51-56.
68. Shapiro, PA; Kokich, VG. Uses of implants in orthodontics. *Dent Clin North Am.* 1989;32:539-550.
69. Stockburger WT. CT imaging, then and now: a 30-year review of the economics of computed tomography. *Radiol Manage.* 2004;26(6):20-2,24-7;quiz 28-30.
70. 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.
71. Triaca A, Antonini M, Wintermantel E. Ein neues Titan Flachschaubenanimplantat zur orthodontischen Verankerung am anterioren Gaumem. *Inf Orthod Kieferorthop.* 1992;24:251-257.
72. Van Tiggelen R. Since 1895, orthopaedic surgery needs X-ray imaging: a historical overview from discovery to computed tomography. *JBR-BTR* 2001;84(5):204-213.
73. Waldeyer A. Anatomie des Menschen. *De Gruyter* 2002;17:299.
74. Wehrbein H. Bone quality in the midpalate for temporary anchorage devices. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Jan;20(1):45-49.
75. Wehrbein H: Enossale Titanimplantate als orthodontische Verankerungselemente. Experimentelle Untersuchungen und klinische Anwendungen. *Fortschr Kieferorthop.* 1994;55: 236-250.
76. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: a prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:678-685.

77. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiller U, Diedrich P. The Orthosystem - a new system for orthodontic anchorage in the palate. *Orofac Orthop.* 1996;57:142-153.
78. Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M. Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. *Clin Oral Impl Res.* 1997;8:131-141.
79. Wehrbein H, Hövel P, Kinzinger G, Stefan B. Belastungsdeflexionsverhalten von an orthodontischen Gaumenimplantaten fixierten Transpalatinalbügel. *J Orofac Orthop.* 2004;65:312-320.
80. Wehrbein H, Merz B, Diedrich P. Palatal bone support for orthodontic implant anchorage – a clinical and radiological study. *Eur J Orthod.* 1999;21:65-70.
81. Wehrbein H, Yildirim M, Diedrich P. Osteodynamik um orthodontisch belastete kurze maxilläre Implantate. Eine experimentelle Pilotstudie. *J Orofac Orthop.* 1999;60:409-415.
82. White SC, Pharoah MJ. Oral radiology : Principles and interpretation. *Mosby* 2004;5.
83. 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.
84. <http://www.bfs.de/bfs/druck/strahlenthemen/STTH-Roentgen.pdf>
85. http://www.imagingciences.com/pro_iCAT.htm
86. <http://www.materialise.com/materialise/view/de/131410-SimPlant.html>

7.2. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1	Orthosystem-Implantat (Fa. Straumann)	14
Abbildung 2	Überblick: von rechts oben nach links unten: axial, koronal, sagittal in SimPlant®	22
Abbildung 3	axiale Rekonstruktion in SimPlant®	28
Abbildung 4	median-sagittale Rekonstruktion in SimPlant®	28
Abbildung 5	koronare Rekonstruktion in SimPlant®	29
Abbildung 6	median-sagittale Rekonstruktion; SPA, SP, SPP, FI, FP in SimPlant®	30
Abbildung 7	median-Sagittale Rekonstruktion; Messpunkte AP3 – AP12; SimPlant®	32
Abbildung 8	koronare Rekonstruktion mit medianen und paramedianen Messungen 3mm posterior von FI in SimPlant®	33
Abbildung 9	Übersicht der auf SP bezogenen Messpunkte	34
Abbildung 10	median-sagittale Rekonstruktion; zur Messung der FI-Punkte und der Punkte AP 3-9L - AP 3-9R, Knochenoberfläche parallel zur Referenzlinie in SimPlant®	35
Abbildung 11	median-sagittale Rekonstruktion; AP 3: 3mm posterior von FI, Messung 90 Grad zu FP in SimPlant®	36
Abbildung 12	koronare Rekonstruktion; Messung der FI-Punkte, Knochenoberfläche parallel zur Referenzlinie in SimPlant®	37
Abbildung 13	koronare Rekonstruktion; Messung der Punkte AP 3-3 – AP 3-9, Messung 90 Grad zu FP in SimPlant®	37
Abbildung 14	Übersicht der Verteilung der auf FP sowie SP bezogenen Messpunkte	38
Abbildung 15	Abnahme der Knochendicke von anterior nach posterior in der Medianebene	43
Abbildung 16	Knochendicke, Ebene AP 3, nach Geschlecht	44
Abbildung 17	Knochendicke, Ebene AP 6, nach Geschlecht	44
Abbildung 18	Knochendicke, Ebene AP 9, nach Geschlecht	44
Abbildung 19	Knochendicke, Ebene AP 12, nach Geschlecht	44

Abbildung 20	Darstellung der medianen und paramedianen Messpunkte, die im äquivalenten Vergleich zueinander stehen	46
Abbildung 21	mediane und paramediane Mediane auf Höhe AP 3	48
Abbildung 22	mediane und paramediane Mediane auf Höhe AP 6	49
Abbildung 23	mediane und paramediane Mediane auf Höhe AP 9	50
Abbildung 24	mediane und paramediane Mediane auf Höhe AP 12	51
Abbildung 25	Vergleich der auf FP bezogenen Messpunkte	54
Abbildung 26	männliche Patienten; Vergleich der Mediane [mm] auf Höhe FI und AP 3 bezogen auf FP	54
Abbildung 27	weibliche Patienten; Vergleich der Mediane [mm] auf Höhe FI und AP 3 bezogen auf FP	55
Abbildung 28	Mediane [mm] männliche Patienten 8-50 Jahre	57
Abbildung 29	Mediane [mm] weibliche Patienten 8-50 Jahre	58

7.3. TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1	Übersicht der Strahlenexposition der bildgebenden Verfahren	17
Tabelle 2	vereinfachte Viererregel zur Strahlenexposition	18
Tabelle 3	Übersicht über die Verteilung der Stichprobe	20
Tabelle 4	effektive Patientendosis i-CAT-System [®]	21
Tabelle 5	Beschreibung der Messpunkte und derer genauen Lokalisation	39
Tabelle 6	Mediane der paramedianen Werte in der Schnittebene 3 mm post. des FI	41
Tabelle 7	Übersicht der p-Werte zwischen den einzelnen AP-Messpunkten	42
Tabelle 8	Übersicht der medianen Medianwerte	44
Tabelle 9	Übersicht der medianen Medianwerte der Altersgruppen 1-3	45
Tabelle 10	Mediane m+w zusammengefasst [mm] auf Höhe AP 3	47
Tabelle 11	Mediane m+w zusammengefasst [mm] auf Höhe AP 6	49
Tabelle 12	Mediane m+w zusammengefasst [mm] auf Höhe AP 9	50
Tabelle 13	Mediane m+w zusammengefasst [mm] auf Höhe AP 12	51
Tabelle 14	Mediane [mm] männlicher und weiblicher Patienten (8-50 J.) im Vergleich	56-57
Tabelle 15	Mittelwerte der Mediane [mm] nach einzelnen Altersgruppen	59
Tabelle 16	Gesamtübersicht der Mediane [mm] nach einzelnen Altersgruppen	60
Tabelle 17	p-Wertkorrektur nach Bonferroni-Holm	61

7.4. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.	Abbildung
ant.	anterior
AP	Messpunkt in anteroposteriorer Richtung auf der Sutura palatina mediana
bsp.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
CBCT	Cone-Beam Computed Tomography
CCD	charge coupled device
CT	Computertomographie
DVT	digitale Volumentomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FI	Foramen Incisivum
FP	Verbindungsline zwischen Foramen incisivum und der Spina nasalis posterior
GI	Gaumenimplantat
J.	Jahre
kV	Kilovolt
lat.	lateral
mA	Milliampere
Max	Maximum
MDCT	Multidetektor-Computertomographie
Min	Minimum
ML	Messpunkt in mediolateraler Richtung auf der Transversalen ausgehend von der Sutura palatina mediana
mm	Millimeter
mSv	Millisievert
OPTG	Orthopantomographie
post.	posterior
PSA	Panoramaschichtaufnahme
s.	siehe
SD	Standardabweichung
SP	Verbindungsline zwischen der Spina nasalia anterior und Spina nasalis posterior

SPA	Spina nasalis anterior
SPP	Spina nasalis posterior
Tab.	Tabelle
z.B.	zum Beispiel
3D	dreidimensional
μSv	Mikrosievert

7.5. DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Axel Bumann für die Überlassung des Promotionsthemas, das entgegengebrachte Vertrauen und die zielführende, unkomplizierte Betreuung während der gesamten Arbeit.

Herrn Professor Dr. Radlanski, Direktor der Abteilung für Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, danke ich für die mögliche Promotion an der Charité Universitätsmedizin Berlin.

Für die stets freundliche Unterstützung danke ich Herrn Bert van Roie der Firma Materialise Dental, der die SimPlant® Software zur Verfügung gestellt hat und bei Fragen großzügiges Verständnis zeigte.

Weiterer Dank gilt Herrn Sebastian Sohst der Firma Mesantis, der die DVT-Scans aufgearbeitet und zur Verfügung gestellt hat.

Mein herzlichster Dank gilt meiner Familie, die mich wohlwollend und verständnisvoll während der gesamten Zeit unterstützt hat.

7.6. CURRICULUM VITAE

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

7.7. EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

„Ich, Nina Taghizadeh, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Mediane und paramediane Bestimmung der Knochendicke des Palatum durum bei Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen mittels digitaler Volumetomographie“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum: 17. März 2010

Unterschrift: