Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (CC3)
Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin

DISSERTATION

Knochendichteprofile an der Oberfläche von tomas®-Pin im Oberkiefer in Abhängigkeit von der Angulation und der Lokalisation

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Sabina Birkner

aus Hindenburg

Gutachter: 1. Prof. Dr. Dr. R. J. Radlanski

2. Prof. Dr. Dr. B. Hoffmeister

3. Prof. Dr. Dr. R. Fuhrmann

Datum der Promotion: 03.06.2012

Für Mami

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 7
1.1 Morphologie des Alveolar- und Kieferknochens im Oberkiefer 7
1.2 Skelettale Verankerung in der Kieferorthopädie 9
1.2.1 Faktoren für die Erfolgsraten von Minischrauben 12
1.2.2 tomas®-Pin für die skelettale Verankerung 14
1.2.3 Knochendichte 18
1.3 Digitale Volumentechnologie 21
1.4 Fragestellung 24

2 Material und Methoden 25
2.1 Allgemeine Methoden 25
2.1.1 Probanden 25
2.1.2 Beschreibung der Stichprobe 25
2.1.3 Messmethodik 26
2.2 Spezifische Methoden 27
2.2.1 Knochendichte in Abhängigkeit von der Lokalisation am Kiefer 27
2.2.2 Knochendichteunterschiede bei der Angulationsänderung der Pins 32
2.2.3 Knochendichte in Abhängigkeit vom Patientenalter 35
2.2.4 Knochendichte in Abhängigkeit vom Geschlecht 35
2.2.5 Knochendichte in Abhängigkeit von der Kieferseite 35
2.3 Statistische Methoden 35

3 Ergebnisse 37
3.1 Knochendichte in Abhängigkeit von der Lokalisation am Kiefer 37
3.2 Knochendichteunterschiede bei der Angulationsänderung der Pins 40
3.3 Knochendichte in Abhängigkeit vom Patientenalter 49
3.4 Knochendichte in Abhängigkeit vom Geschlecht 50
3.5 Knochendichte in Abhängigkeit von der Kieferseite 54
3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse 60

4 Diskussion 62
4.1 Material und Methoden 62
4.1.1 Allgemeine Methoden 62
4.1.2 Spezifische Methoden 65
4.2 Ergebnisse 72
4.2.1 Knochendichte in Abhängigkeit von der Lokalisation am Kiefer 72
4.2.2 Knochendichteunterschiede bei der Angulationsänderung der Pins 75
4.2.3 Knochendichte in Abhängigkeit vom Patientenalter 77
4.2.4 Knochendichte in Abhängigkeit vom Geschlecht 77
4.2.5 Knochendichte in Abhängigkeit von der Kieferseite 78

5 Schlussfolgerung 79

6 Zusammenfassungen 82
6.1 Zusammenfassung 82
6.2 Summary 83

7 Literaturverzeichnis 85

8 Abkürzungsverzeichniss 100

9 Anhang 101
9.1 Lebenslauf 101
9.2 Danksagung 102
9.3 Eidesstattliche Erklärung 103

1 Einleitung

1.1 Morphologie des Alveolar- und Kieferknochens im Oberkiefer

Der Processus alveolaris, der auch der Alveolarfortsatz genannt wird, ist der knöcherner Anteil des Oberkiefers, in dem die Zahnwurzeln der Zähne verankert sind. Es handelt sich hierbei um eine zahnabhängige Struktur. Alveolarfortsätze entwickeln sich während der Bildung und Durchbruch der Zähne und bilden sich unmittelbar nach ihrem Verlust zurück [105].

Bereits in der 6. bis 7. Embryonalwoche treten beim Menschen die ersten Verknöcherungen im Unterkiefer auf. Im Oberkiefer beginnt die Verknöcherung etwas später mit einem Zentrum im Bereich der Eckzahnanlage. Die Maxilla entsteht auf der Basis bindegewebiger Verknöcherung. Die Knochenbildung beginnt lateral von der Nasenkapsel in der 6. Woche nach der Ovulation, wenn auch die Zahnknospen sichtbar werden. Die Ossifikation setzt sich nach vorn in die Schneidezahn- und nach hinten in die Molarenregion fort. Zur Zeit der Geburt befinden sich in jedem Kiefer 10 Alveolen für die Milchzahnkeime sowie 2 Zahnfächer für den ersten permanenten Molar. Einen Alveolarfortsatz gibt es aber noch nicht, dieser bildet sich erst mit der Eruption der Zähne aus, während der Zementbildung [96, 105].

Nachdem die in den Alveolen eingebetteten Zahnkeime herangereift sind, führt ihr expansives Wachstum zur Resorption und Apposition von Knochengewebe. Nach mehreren Veränderungen entsteht schließlich der Alveolarfortsatz. Seine endgültige Größe und Form erreicht er aber erst nach dem Durchbruch der bleibenden Zähne.

Der Alveolarknochen besteht zu etwa 67-70% seines Trockengewichtes aus anorganischen Material. Die 22-33% sind aus organischem Material gebildet und etwa 8% füllt Wasser aus [94].

Der anorganische Anteil wird zu 60% aus Kalziumphosphatkristallen vom Typ des Hydroxylapatits gebaut und zu 40% aus amorphen Kalziumphosphat. Das organische Material besteht zu über 90% aus Kollagen [105].

Der Alveolarknochen im Oberkiefer ist ein Teil des Alveolarfortsatzes (Processus alveolaris). Der Alveolarfortsatz besteht aus:

- einer äußeren, von Periost bedeckten Knochenplatte - der Kortikalis,
- einer inneren Knochenplatte - dem Alveolarknochen oder Lamina cribriformis und
- der zwischen den beiden Knochenplatten befindlicher Spongiosa [105].

Die äußeren, kompakten Kortikalisschichten gehen am Eingang der Alveole in die

Lamina cribriformis über [95]. Sie ist etwa 0,1 mm bis 0,4 mm dick und fein perforiert. Die Foramina verbinden das Desmodont mit den Knochenmarksräumen und werden von Blut- und Lymphgefäßen sowie Nervenfasern durchzogen. Im Röntgenbild erscheint sie als eine opake Linie und wird als Lamina dura bezeichnet [41]. Diese optische Erscheinung entsteht nur durch einen Überlappungseffekt der Alveolarknochenplatten. In Wirklichkeit ist dieser Anteil des Alveolarknochens gleich stark mineralisiert wie der umgebende Knochen [41,105].

Zahlreiche Untersuchungen haben ergeben, dass sowohl die Verteilung und Dichte der Spongiosa als auch die Kompaktaarchitektur der funktionellen Beanspruchung unterliegen. Eine Tatsache, die für die Funktionskieferorthopädie, aber auch für die Kieferorthopädie und Implantologie, von grundsätzlicher Bedeutung ist. Generell ist die Kompakta im Oberkiefer schwächer als im Unterkiefer. Im anterioren Bereich des Oberkiefers ist der Knochen sehr dünn und besteht nur aus Kompakta und Lamina dura. Der Seitenzahnbereich des Alveolarknochens ist reicher an Spongiosa [96].
Die Struktur des Alveolarknochens entspricht generell derjenigen anderer Knochen. Sie besteht aus Haverschen Systemen (Osteonen) und den interstitiellen Lamellen. Die Kortikalis ist im Oberkiefer stellenweise schwächer ausgebildet als die im Unterkiefer und kann je nach Stellung der Zähne und Lokalisation im Kiefer sehr stark variieren. Im oralen Bereich ist sie grundsätzlich dicker als im vestibulären [104]. Die Spongiosa besteht aus netzförmigen Knochenbälkchen und Knochenmarksräumen, die meistens mit Fettmark gefüllt sind. Alveolarfortsätze der Maxilla weisen mehr Spongiosa auf als die der Mandibula. Bei starker Ausdehnung der Kieferhöhle ist nur wenig Spongiosa über der Alveole vorhanden. Die oberen Prämolaren- und Molarenwurzeln stehen in enger topographischer Beziehung zum Boden der Kieferhöhle. Diese Distanz verengt sich weiter im Laufe des Alterns und es passiert nicht selten, dass die Wurzeln der Zähne mehr und mehr im den Sinus maxillaris hineinragen [105].
Knochenbälkchen der Maxilla sind im vestibulären Bereich der Alveolarfortsätze meist horizontal angeordnet. Im Bereich der interdentalen Septen verlaufen die Knochenbälkchen eher vertikal. Man unterscheidet grob-, mittel-, und feinkalibrige Knochenbälkchen die entsprechend grob-, mittel-, und feinmaschige Spongiosa bilden [90, 104]. Daher bleibt die Volumendichte des Knochens über die verschiedenen Spongiosatypen konstant. Die Spongiosabälkchen sind entlang der Trajektorien angeordnet, die wiederum sehr stark von der Zahnstellung im Kieferbogen abhängig sind und sich mit dieser auch ändern [105].

Die Form und Struktur des Alveolarfortsatzes wird von mehreren Faktoren bestimmt: der Durchbruchsrichtung, Stellung, Form und Größe der einzelnen Zähne. Die vestibulären Alveolarränder sind im Bereich des gesamten Oberkiefers (außer im Bereich der 3. Molaren) girlandenförmig ausgezogen. Der Alveolarknochenkamm folgt vestibulär und palatinal dem Verlauf der Schmelz-Zement-Grenze des Zahnes und liegt normalerweise etwa 1- 2 mm apikal dieser Grenze. Die Form der interdentalen Septen ist pyramidal zwischen anterioren Zähnen und zwischen posterioren Zähnen in bukkooraler Richtung flach ausgezogen. Unterhalb des Kontaktpunktbereiches folgt der Kamm der interdentalen Septen ebenfalls dem Verlauf der Schmelz-Zement-Grenze der benachbarten Zähne [104, 105].

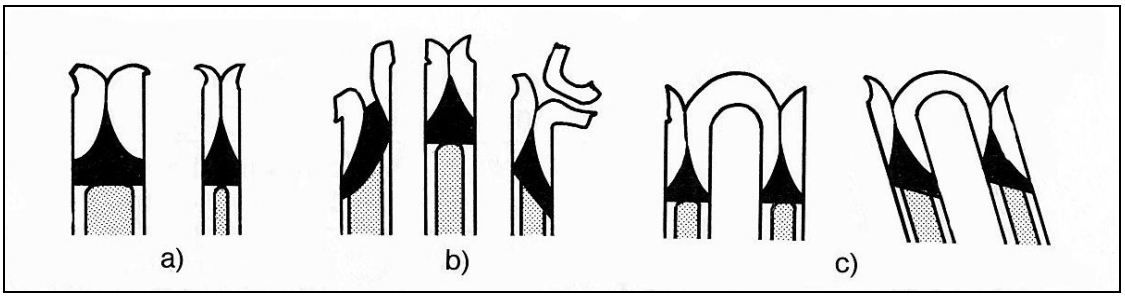


Abb.1: Darstellung der unterschiedlichen Gestaltung der interdentalen Gingiva und des Alveolarknochens (interdentale Septen) in Abhängigkeit von:

(a) Schmelzkontur und Breite des Interdentalraumes

(b) Zahndurchbruchstand

(c) Zahnstellung

1.2 Skelettale Verankerung in der Kieferorthopädie

Definitionsgemäß versteht man unter Verankerung „alle Maßnahmen, die geeignet sind, eine unerwünschte Rückwirkung von Kräften zu vermeiden“ [109].

Viele kieferorthopädische Bewegungen brauchen neben Raum und Zeit auch eine Verankerung. Eine stabile und damit gute Verankerung zu finden, ist bei jeder kieferorthopädischen Behandlung eine zentrale Frage. In der Literatur ist der relative anteriore Verankerungsverlust dokumentiert und beträgt je nach Apparatur zwischen 24% und 65% der absoluten Bewegung [56].

Schon jahrzehntelang versuchte man Implantate auch zur skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie zu benutzen und erst die Erfolge in der zahnärztlichen

Implantologie gaben einen großen Impuls für die kieferorthopädische Verankerung [76]. Die ersten Experimente wurden schon im Jahr 1945 von *Gainsforth et al.* durchgeführt [37]. Viel später benutzte *Roberts* dentale Implantate für die kieferorthopädische Bewegung [98]. Dazwischen folgten mehrere Untersuchungen und experimentelle Studien mit unterschiedlichen Implantatdesigns und Formen [26, 42, 63, 110, 112, 123, 124]. Erst ab Mitte der 90er Jahre traten, die als Minischrauben bezeichnete Implantate, als Methode der Wahl in der Multibandbehandlung auf, um einen Verankerungsverlust zu vermeiden [39, 40, 127, 128, 129].
Die zurzeit auf dem Markt befindlichen Verankerungsmaterialien lassen sich in zwei große Gruppen einteilen: Implantate und Minischrauben. Definitionsgemäß handelt es sich aber bei allen Formen der skelettalen Verankerung, also auch bei den Minischrauben, um ein Implantat, weil: „ein Implantat ein im Körper eingepflanztes künstliches Material ist, welches permanent oder zumindest für einen längeren Zeitraum dort verbleiben soll“ [69].

Wo bei Implantaten eine Osseointegration zu beobachten ist [1, 11, 12, 17, 117], finden wir bei den Minischrauben nur eine knöcherne Anlagerung an die alloplastische Oberfläche. Ihre Verankerung im Knochen basiert auf einer mechanischen Stabilisierung [15, 23]. Eine bindegewebige Zwischenschicht und ein funktioneller Verbund sind bei den Minischrauben nicht zu beobachten, was in diesem Fall nicht von Nachteil ist, weil sie am Ende der erfolgreichen Behandlung generell aus dem Knochen entfernt werden müssen. Durch den fehlenden Knochenverbund ist das einfach und meist problemlos ohne Lokalanästhesie durchzuführen.
Eine weitere Aufteilung lässt sich auch unter den Minischrauben machen. Sie werden in reine Minischrauben, die wiederum nach der Form des Kopfes unterschieden werden und in Minischrauben mit Miniplatten unterteilt [14].
Es gibt mittlerweile weltweit mehrere Fabrikate auf dem kieferorthopädischen Markt, deren Kopf mit dem Kreuzschlitz versehen ist: Aarhus®-Schraube [25, 77], Spider®-Screw [73, 74], Lomas®-Schraube [62], Dual-Top®-Schraube [13], D.O.S. Screw®, Ancotec®, Ortho Easy®, Infinitas®, ST Anchor® Screw, TRI-O Implant® und auch der tomas®-Pin [14].

Abb. 2: Darstellung der unterschiedlichen Minischrauben und deren Kopfvarianten (Abbildung: [69]).

Bei den Schrauben kann der Schaft zylindrisch oder konisch ausgeführt sein. Länge und Durchmesser (1,2 mm bis 2,7 mm) variieren bei den einzelnen Produkten sehr stark [54, 73, 74, 76]. Minischrauben sind die einzigen Verankerungselemente, die wegen ihrer geringen Größe auch interradikulär angewandt werden können. Ihr Durchmesser sollte also die 1,6 mm möglichst nicht über-, aber auch nicht unterschreiten. Bei geringem Durchmesser steigt die Gefahr, dass die Schrauben sich verbiegen, oder vor allem während der Entfernung brechen [76, 132]. Die Schaftlänge variiert bei dem verschieden Produkten zwischen 4 mm und 17 mm. Klinische Erfahrungen haben gezeigt, dass nur Schrauben der Länge 6, 8 und 10 mm nötig sind [70].

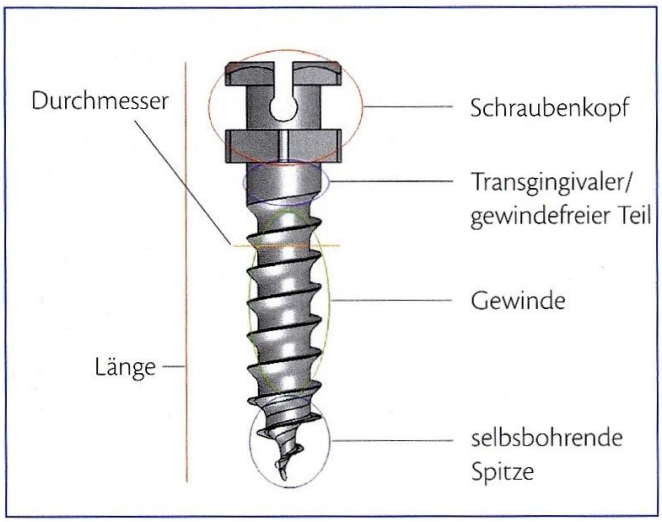


Abb. 3: Aufbau einer Minischraube (Abbildung: [69]).

Es gibt zwei Gewindearten: das selbstschneidende (self-tapping) und das selbstbohrende (self-drilling) [132]. Erstere erfordern eine zur Länge und zum Durchmesser der Schraube sowie zur Knochenqualität korrespondierende Vorbohrung (Pilotbohrung). Die Spitze dieser Schraubenart ist stumpf und die Flanken abgerundet. Bei der selbstbohrenden Schraube sind die Gewindeflanken stark verjüngt und die Spitze scharfkantig. Sie schneidet sich problemlos durch den Knochen. Allerdings sind dieser Methode, in Abhängigkeit von dem Durchmesser der Schraube und der Dicke und Härte der Kompakta, Grenzen gesetzt. Das bei dieser Methode verdrängte Knochenvolumen ist relativ hoch, was zu Spannungen im Knochen führt und als Folge noch Tage nach dem Eingriff von dem Patienten gespürt wird [69, 71].
Weltweit werden zurzeit etwa 30 verschiedene Systeme von Minischrauben angeboten. Die Wahl zwischen denen ist jedem Behandler selbst überlassen, allerdings sind laut *Mah et al.* und *Ludwig et al.* alle klinischen Indikationen im Prinzip durch drei Schraubenvariationen abzudecken: 6, 8 und 10 mm Länge mit einem Durchmesser von 1,6 mm und einem Kopf mit Kreuzslot [70, 72].

Nach Abschluss des Kieferwachstums besteht auch die Möglichkeit, konventionelle Implantate in eine Position zu setzen, die für die spätere prothetische Versorgung günstig ist. Solche Implantate dienen dann dazu, mittels orthodontischer Kraftanwendung Zähne oder Zahngruppen gezielt zu bewegen. Sie können danach in die prothetische Versorgung einbezogen werden.

1.2.1 Faktoren für die Erfolgsraten von Minischrauben

Innerhalb der letzten Jahre hat die Nachfrage Erwachsener nach der kieferorthopädischen Behandlung stark zugenommen. Häufig sind aber bei diesen Patienten die herkömmlichen Verankerungsmöglichkeiten aufgrund der beeinträchtigten Ästhetik, reduzierten Zahnzahl und parodontaler Läsionen nicht durchführbar oder werden von den Patienten nicht akzeptiert [13]. Die skelettale Verankerung mit Minischrauben erweitert nicht nur das Behandlungsspektrum, sondern ermöglicht auch eine Korrektur ohne Einschränkung und macht diese völlig unabhängig von der Patientenmitarbeit [33].
Miniimplantate sind aufgrund ihrer geringen Größe weniger anspruchsvoll und lassen sich an vielen Stellen im Kiefer meist nur unter Oberflächenanästhesie einsetzen [79, 71]. Sie können auch sofort oder kurz nach der Insertion belastet werden, so dass keine Verzögerung der Behandlung entsteht [13, 25, 29, 54, 77, 79, 89].

Anforderungen an die orthodontischen Minischrauben sind nicht mit denen für die dentalen Implantate gleich zu setzen und die Erfolgsraten sind auch nicht annähernd zu vergleichen. In der konventionellen Implantologie wurden sehr hohe Erfolgsraten zwischen 90-95% notiert [1]. Die in der Literatur dokumentierten Angaben zur Häufigkeit von Verlusten von Minischrauben schwanken stark zwischen 0% und 40%. Die meisten Autoren geben eine Verlustrate von Minischrauben zwischen 10% und 25% an [86].
Folgende Risikofaktoren für einen Schraubenverlust wurden in einigen Studien und klinischen Untersuchungen nachgewiesen oder mehrfach diskutiert:

- Qualität und Quantität des umliegenden Knochens:
  - Dichte, Kortikalisstärke [16, 47, 50, 80, 93]
- Insertionsort [86, 92, 93, 119] und Angulation der Minischraube im Kiefer
- Aufbau des umliegenden Weichgewebes [69, 70, 71]:
  - Gingiva propria
  - Schleimhautdicke
  - Bandansätze [49]
- Kontakt zur Zahnwurzel eines Zahnes [8, 55, 71]
- Art und Größe der Belastung [25, 55, 64, 77, 78, 80], Habits
- Entzündungen hervorgerufen durch schlechte Mundhygiene, Infektionen oder Rauchen [6, 7, 15, 49, 74, 77, 80, 91]
- Aufbau, Durchmesser und Länge der Minischrauben [59, 80, 92]
- Primärstabilität und Mobilität [34, 50, 91]
- Eingriff:
  - Schädigung des Knochens
  - Schädigung der Nerven oder Gefäße [53, 133]
  - Schleimhauttrauma [71]
  - Erfahrung des Operateurs [60]
  - Kieferhöhlen- und Nasenbodenperforation [24]
- Grunderkrankungen mit Einfluss auf das Immunsystem oder den Knochenstoffwechsel [27, 75, 83]
- Alter und Geschlecht [20, 59, 80, 91]

Viele Faktoren können sich auch überschneiden und zu unterschiedlichen Zeitpunkten den Erfolg der Behandlungsmethode beeinflussen. In welchem Ausmaß die erwähnten Faktoren den Einfluss auf die Verlustraten ausüben, ist allerdings noch weitgehend unbekannt [9, 21, 80, 132]

1.2.2 tomas®-Pin für die skelettale Verankerung

Auf dem Markt befindet sich eine große Auswahl von unterschiedlichen Schrauben zur skelettalen Verankerung. Weltweit gibt es mehr als 30 verschiedene Fabrikate und das Angebot wächst weiter. Für den Einsteiger ist es oft sehr schwer einen Überblick zu bekommen und das für sich und den Patienten geeignete Modell zu wählen.

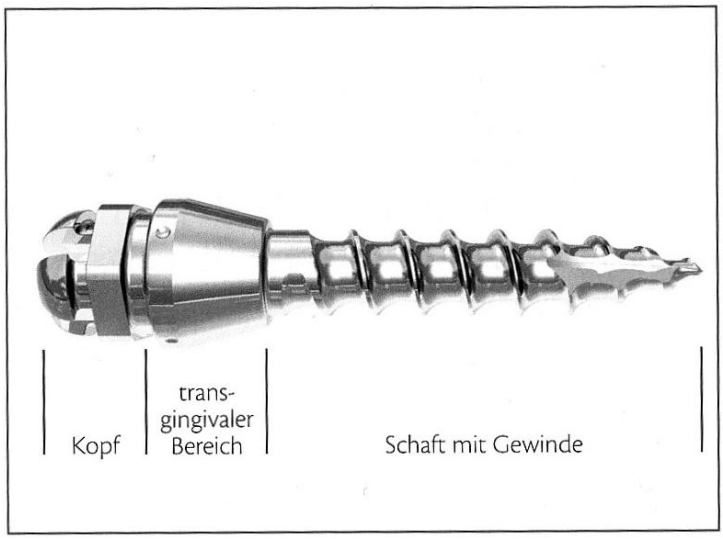


Abb. 4: tomas®-Pin (Abbildung: Dentaurum - Turnstraße 31, 75228 Ispringen, Deutschland).

Der tomas®-Pin (temporary orthodontic micro anchorage system) wurde zur enossalen Insertion im Kiefer entwickelt. Er ermöglicht eine temporäre absolute Verankerung und wird nur für die Zeit der kieferorthopädischen Behandlung in situ belassen. Nach der erfolgten Zahnbewegung kann er problemlos wieder aus dem Knochen herausgedreht werden.

Dieser Pin war der erste am Markt der auch steril ausgeliefert wurde.

Er besteht aus drei wesentlichen Bausteinen: dem Schaft mit Gewinde, dem transmucosalen Anteil und dem Kopf. Minischrauben werden aus einer Titanlegierung oder aus reinem Titan hergestellt. Der tomas®-Pin wird aus einer Titanlegierung Grade 5 nach ASTM (Americas Society for Testing Materials) hergestellt. Dieses Material ist sehr gut dokumentiert und findet wegen seiner hohen Biokompatibilität und Gewebeverträglichkeit eine breite Anwendung in der gesamten Implantologie. In Gegenwart von Luft und Gewebeflüssigkeiten bildet Titan eine passivierende Oxidschicht aus Titanoxid (Passivschicht). Diese ist für das biologische

Reaktionsverhalten verantwortlich. Die spezielle Oberflächenbehandlung des tomas®-Pins verzögert dessen Osseointegration und erleichtert somit das Entfernen nach der Behandlung.

tomas®-Pins gehören zu reinen Schrauben, deren Kopf mit einem Kreuzschlitz mit .022er Bracketschlitz versehen ist. In der kieferorthopädischen Praxis eignen sie sich am besten, da sie universell genutzt werden können und für die erfolgreiche Behandlung praktisch keine Indikationseinschränkung besteht. Der Kopf des Pins kann mit verschiedenen kieferorthopädischen Apparaturen verbunden werden, um gewünschte Zahnbewegung zu unterstützen. Am Kopf können dann sowohl Vierkantdrähte oder runde Drähte, aber auch Federn und elastische Ketten befestigt werden. Die Fixierung der Elemente erfolgt mit lichthärtenden Adhäsiven. Zusätzlich haben die Pins den großen Vorteil, dass man mit dem Kreuzschlitzsystem eine dreidimensionale Kontrolle erzielt [76].

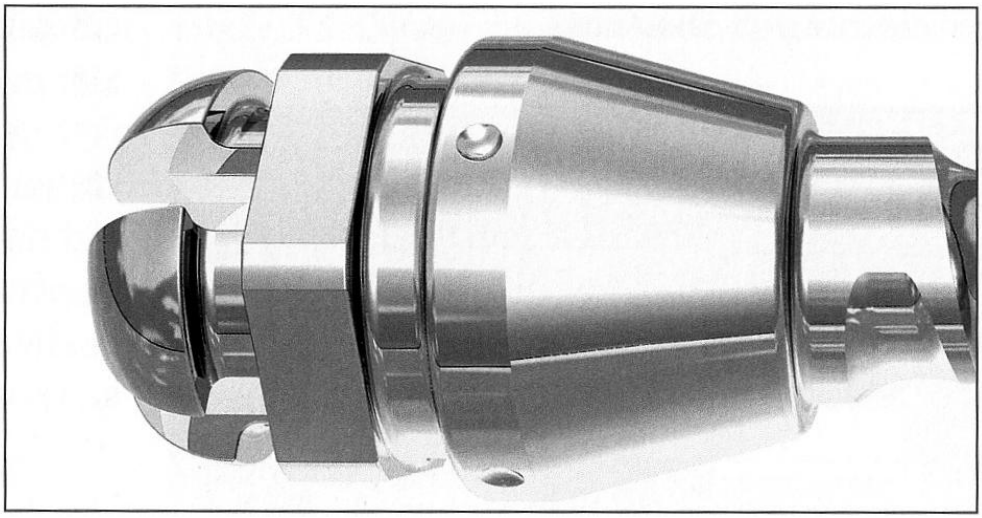


Abb. 5: Kopf des tomas®-Pins mit .022er Kreuzslot (Abbildung: Dentaurum - Turnstraße 31, 75228 Ispringen, Deutschland).

Der tomas®-Pin wird in drei unterschiedlichen Längen angeboten: 10 mm, 8 mm und auch in 6 mm. Somit ist der gesamte klinische Bedarf ausreichend abgedeckt. Als optische Unterstützung und Unterscheidungsmerkmal dient die farbliche Kodierung der Verpackung.

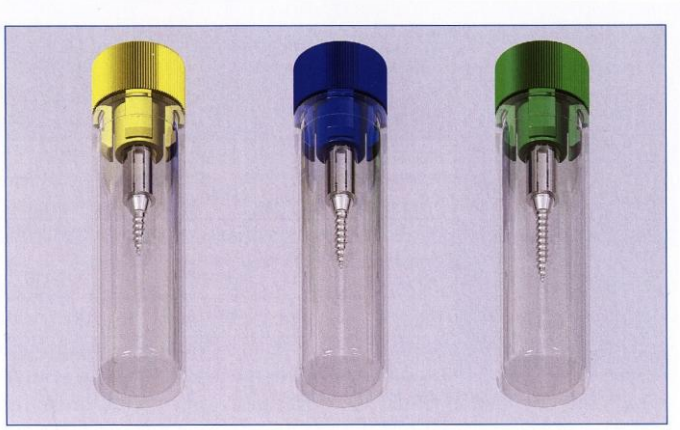


Abb. 6: tomas®-Pins: sterile Verpackung und Farbkode für die Länge (Abbildung: Dentaurum - Turnstraße 31, 75228 Ispringen, Deutschland).

tomas®-Pins haben einen Kopf mit einem Durchmesser und einer Höhe von 2,3 mm und gehören derzeit zu den Pins mit dem kleinsten Kreuzschlitzkopf. Am Rand des Kopfes befindet sich ein 0,4 mm hoher und 0,2 mm tiefer Unterschnitt.
Der Kragen ist hochglanzpoliert und verjüngt sich zwischen Kopf und Gewinde von 2,8 mm auf 2,0 mm Durchmesser. Die Gingiva propria wird dadurch auf jeder Seite um 0,4 mm komprimiert. Der Kragen, auch Gingivahals genannt, hat eine Höhe von 2,0 mm und ist der sensibelste Teil, weil er der Gingiva propria eng anliegt. Die maschinelle Politur im epithelialen Bereich soll eine dichte Adaptation der Gingiva ermöglichen und die Irritationen vermeiden.

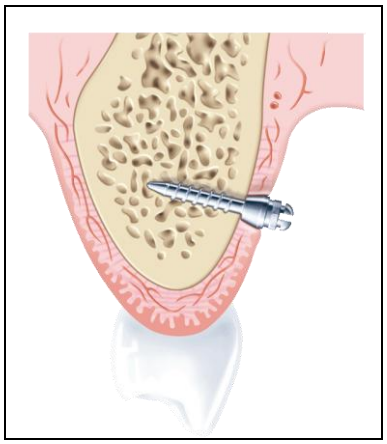


Abb. 7: Gute Abdichtung der Gingiva durch die konische Gestaltung des transgingivalen Anteils der Schraube (Abbildung: Dentaurum - Turnstraße 31, 75228 Ispringen,Deutschland).

Durch die Perforation der Gingiva entsteht eine potenzielle Eintrittspforte für Mikroorganismen. Wenn sie in das periimplantäre Weich- und Hartgewebe eindringen, können Entzündungen auftreten, die in Folge zum Schraubenverlust führen können.
Durch die Kegelform des Halses wird ein korkenähnlicher Verschluss gebildet und gleichzeitig eine Blutungsreduzierung erzielt. Der im Knochen fixierte Anteil des Pins hat einen Außendurchmesser von 1,6 mm, wovon 1,2 mm der Kerndurchmesser und 0,4 mm das Gewinde einnimmt. An der Spitze beträgt der Durchmesser 0,5 mm.
Die konisch geformte Schraube ist in zwei Gewindevarianten erhältlich: selbstschneidend (self-tapping) und selbstbohrend (self-drilling).
Die Minischrauben sollen keinen direkten funktionellen Verbund mit der Knochenoberfläche eingehen, damit sie nach der erfolgreichen kieferorthopädischen Behandlung problemlos wieder entfernt werden können. Um das zu gewährleisten, ist die Titanoberfläche poliert und es erfolgt nur eine knöcherne Anlagerung an die alloplastische Oberfläche. Das reicht aus, um eine gute Stabilität und mechanische Retention zu erzeugen. Das Gewinde des tomas®-Pins ist so konstruiert, dass der am Pin anliegende Knochen kaum „Stress“ erfährt, was eine entscheidende Grundlage für die sichere Verankerung im Kiefer ist. Minischrauben sind aber nicht immer absolut verankert. Sie können sich auch gering „durch den Knochen“ bewegen, jedoch erfüllen sie dabei trotzdem ihre Verankerungsaufgabe.
Einer erfolgreichen Behandlung mit dem tomas®-System ist eine exakte präoperative Planung vorausgesetzt. Die Modellanalyse und die Panoramaschichtaufnahme ermöglichen die Beziehung der Nachbarzähne und die Lage der Zahnwurzeln auszuwerten. Die Auswahl des Insertionsortes [76] erfolgt unter Berücksichtigung der diagnostischen Befunde (Röntgenbild und Modelle) sowie des Behandlungsziels und der sich daraus ergebenden kieferorthopädischen Apparatur.

Da lediglich die Schleimhaut und das Periost schmerzempfindlich sind, reicht eine Oberflächenanästhesie für eine schmerzfreie Insertion der Minischrauben aus. Durch die Lokal- oder Leitungsanästhesie wird auch die Schmerzsensation der tiefer liegenden Anteile, wie Parodont, ausgeschaltet. Das hat den Nachteil, dass der Patient nicht spürt, wenn der Bohrer oder die Schraube in das Desmodont eindringt, was eine sofortige Korrektur erlauben würde.
Der Pin muss so inseriert werden, dass der Kopf im Bereich der befestigten Gingiva platziert wird [76]. Eine Positionierung im Bereich der beweglichen Schleimhaut und in der Nähe zu Bändern, kann zu Reizung und Entzündung der Gingiva führen oder im

schlimmsten Fall zum Verlust des Pins. Die Positionierungsrichtung muss ebenso überlegt gewählt werden, damit keine Verletzung von Nachbarstrukturen wie Zahnwurzeln, Nerven und Gefäßen riskiert wird. Der tomas®-Pin kann nach seiner Insertion sofort belastet werden (0,5 N bis 2 N) [76].
[Produktbezogene Informationen stammen vom Hersteller: Dentaurum]

1.2.3 Knochendichte

Definitionsgemäß versteht man unter der Knochendichte „ein Verhältnis der mineralisierten Knochensubstanz zu einem definierten Knochenvolumen.“ Sie unterliegt zahlreichen hormonellen Einflüssen und nimmt zunächst im Laufe des Lebens bei Kindern und Jugendlichen kontinuierlich zu. In einem Alter zwischen 25 und 30 Jahren erreicht sie ihren Maximalwert, der auch als „peak bone mass“ bezeichnet wird. Dieser Wert liegt bei Männern um etwa 30% höher als bei Frauen. Nach dem 30sten Lebensjahr wird bei jedem Menschen die Knochenmasse kontinuierlich abgebaut und bei Frauen kommt es zusätzlich nach der Menopause zu einem sehr schnellen Verlust an Knochenmasse. Man spricht dann von "high turnover". Männer verlieren in diesem Zeitraum, bei ohnehin höheren Ausgangs-werten, deutlich weniger an Knochendichte.
Computertomographie und digitale Volumentomographie eignen sich sehr gut für die Knochendichtemessung. Der Erfinder des CT (Computertomograph), Godfrey Hounsfield, hat zur Darstellung der verschiedenen Gewebe die ursprüngliche Absorption von Strahlung genutzt.
Die CT- Bilder, ebenso wie die cbct- Bilder (cone beam computer tomography), sind eine Pixeldarstellung des linearen Röntgendurchlässigkeitskoeffizienten von Geweben. Jeder Pixel des berechneten Schichtbildes repräsentiert einen Röntgenschwächungswert m, der nach dem Inaugurator in so genannten Hounsfield-Units (HU) angegeben wird. Für diese Entdeckung bekam Godfrey Hounsfield, 1979 den Nobelpreis in Medizin.
Die Skala, welche auf der Auswertung von bislang 500 Patienten basiert, wird auch nach Godfrey Hounsfield benannt. Dabei wurde definiert:
1. Luft entspricht dem Wert – 1024 HU und Wasser 0 HU
2. der höchst gemessene Wert ist 4000 HU

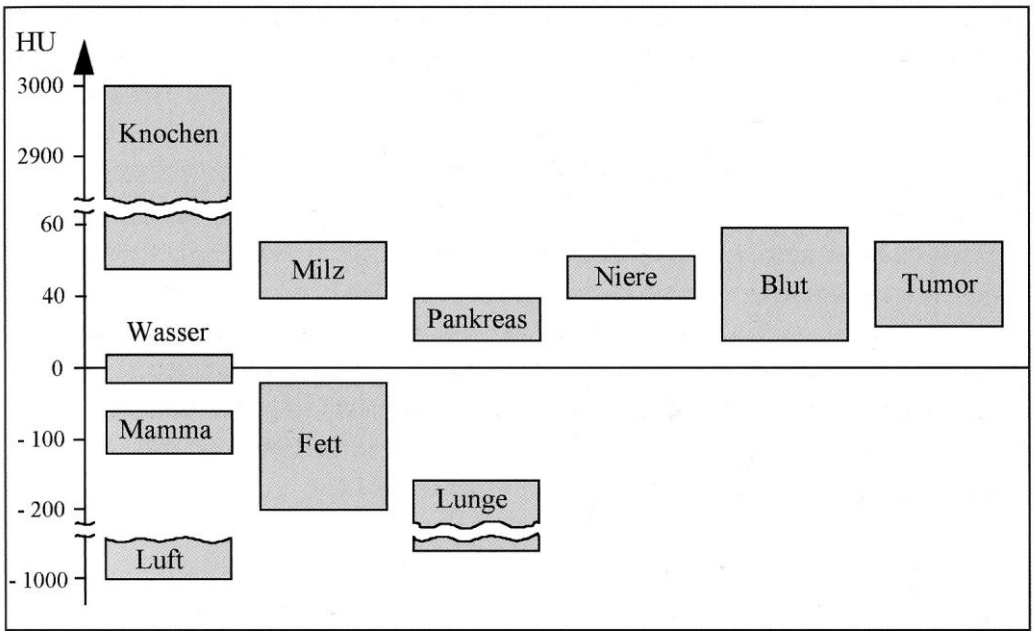


Abb. 8: Röntgenschwächungswerte verschiedener Körpersubstanzen und -gewebe in Hounsfield-Units (Abbildung: [136]).

Die Pixelwerte werden graphisch anhand von Grauwerten dargestellt, die linear zwischen Schwarz und Weiß liegen. Für jeden Bildpunkt einer Schichtaufnahme werden 12 Bit benötigt, um die rund 4000 möglichen Graustufen auflösen zu können.
Entsprechend der, in der implantologischen Diagnostik üblichen Knochendichteangaben, wurden die Werte im Vergleich zu Messung und klinischen Befund in Klassifizierungs- Gruppen aufgeteilt:

Knochendichtetypen nach Misch:

- D1 grau (1300 +/- 600) HE
- D2 blau (500 +/- 200) HE
- D3 grün (250 +/- 100) HE
- D4 gelb (100 +/- 50) HE
- Zahndentin 1800 +/- 500 HE
- Zahnschmelz 2700 +/- 400 HE
- Metalle über 4000 HE außerhalb des Messbereiches
- Titan 3071 HE

Die für diese Studie verwendete Implantatplanungssoftware SimPlant® (Fa. Materialise, Leuven, Belgien) gibt eine eigene Skalierung vor. Nach Misch ist laut SimPlant® die Knochendichte wie folgt der Tabelle zu entnehmen:

1. Knochendichtetypen nach Misch (laut SimPlant®/ Fa. Materialise):

- D1 grau > 1251 HE
- D2 blau 851 – 1250 HE
- D3 grün 351 – 850 HE
- D4 gelb 150 – 350 HE

2. Knochendichtetypen nach Lekholm & Zarb

- D1 grau > 851 HE
- D2 blau 701 - 850 HE
- D3 grün 501 - 700 HE
- D4 gelb 1 – 500 HE
- D5 rot < 0

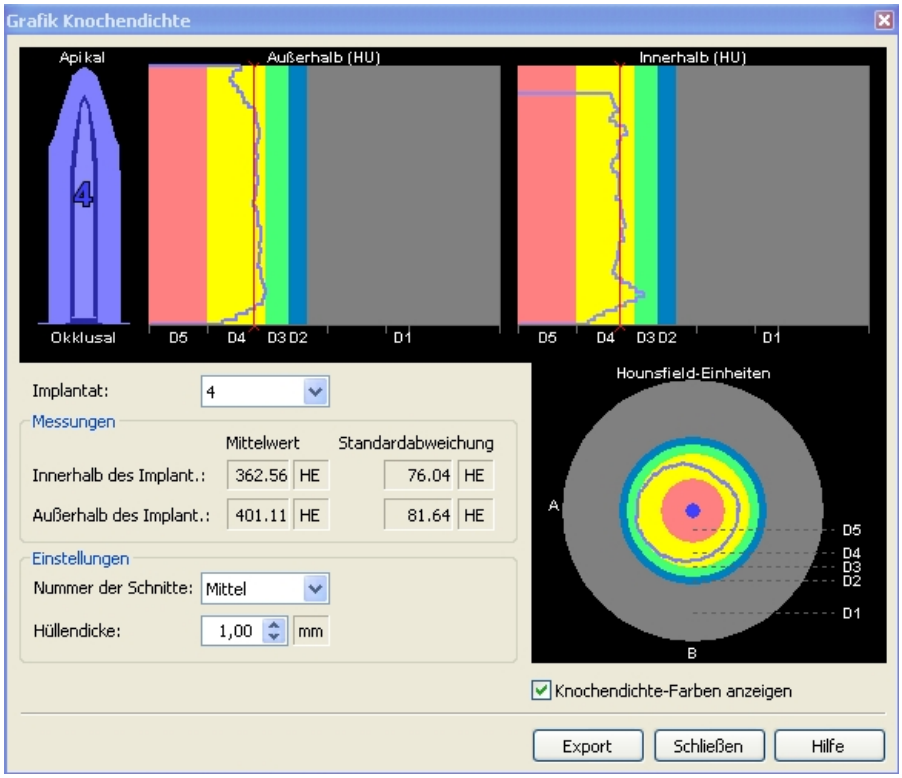


Abb. 9: Mögliche grafische und metrische Darstellung der Knochendichte für eine ausgewählte Minischraube (Abbildung: SimPlant®/ Fa. Materialise, Leuven, Belgien).

Der trabekuläre Knochen befindet sich in dem Bereich 100- 300 HU, der kortikale Knochen mit höherer Knochendichte liegt über dem 300er HU Wert.

1.3 Digitale Volumentechnologie

Die seit 1998 in die Zahnheilkunde eingeführte digitale Volumentomographie (DVT) bietet die gleichen Rekonstruktionsmöglichkeiten für die Hartgewebsdiagnostik wie die Spiraltechnik in der Computertomographie, ist aber mit einer deutlich geringeren Strahlenexposition verbunden [2, 82, 84]. Sie ermöglicht eine vergleichbare Darstellung der Hartgewebe (Knochen), wobei eine Weichgewebsdiagnostik bei dieser Technik entfällt. Ein 3-D-Röntgensystem kann die Implantattherapie stark vereinfachen und erhöht somit auch die Sicherheit während der Behandlung. Die DVT basiert auf zweidimensionalen Röntgenaufnahmen, aus deren Vielzahl ein dreidimensionaler Bilddatensatz rekonstruiert wird.

Bei der digitalen Volumentomographie (DVT) wird im Gegensatz zur Computertomographie (CT) das gesamte Volumen des aufzunehmenden Bereiches durch ein kegelförmiges Strahlenbündel (Cone-Beam-Technik) in einem einzigen Umlauf um den Patienten akquiriert [136]. Dabei werden je nach System aus bis zu 360 Winkelpositionen Durchleuchtungsaufnahmen von einem digitalen Detektor aufgezeichnet. Die Röntgenröhre und der Bildverstärker, bei neueren Geräten mit angeschlossener CCD-Kamera, sind um 180° versetzt an einem beweglichen Arm montiert. Während des Umlaufens wird ausgehend von einer Schädel p.a.-Einstellung an definierten Winkelpositionen mit dem kegelförmigen Röntgenstrahl die Röntgenprojektion eines rotationssymmetrischen, zylinderförmigen Volumens angefertigt. Dessen Durchmesser ist stets vom Gerätetyp abhängig. Die Zahl der Aufnahmen ist bei jedem Hersteller unterschiedlich und liegt zwischen 200 und 600. Die vom Bildverstärker erfassten Bilder werden online über die CCD-Kamera digitalisiert und zur Speicherung an den Steuerrechner weitergeleitet. Dieser so gewonnene Rohdatensatz wird im Anschluss primär als eine Serie axialer Schichten rekonstruiert (Primärrekonstruktion), aus denen wiederum sekundär Rekonstruktionen beliebiger Ansichten bzw. dreidimensionaler Darstellungen möglich sind.

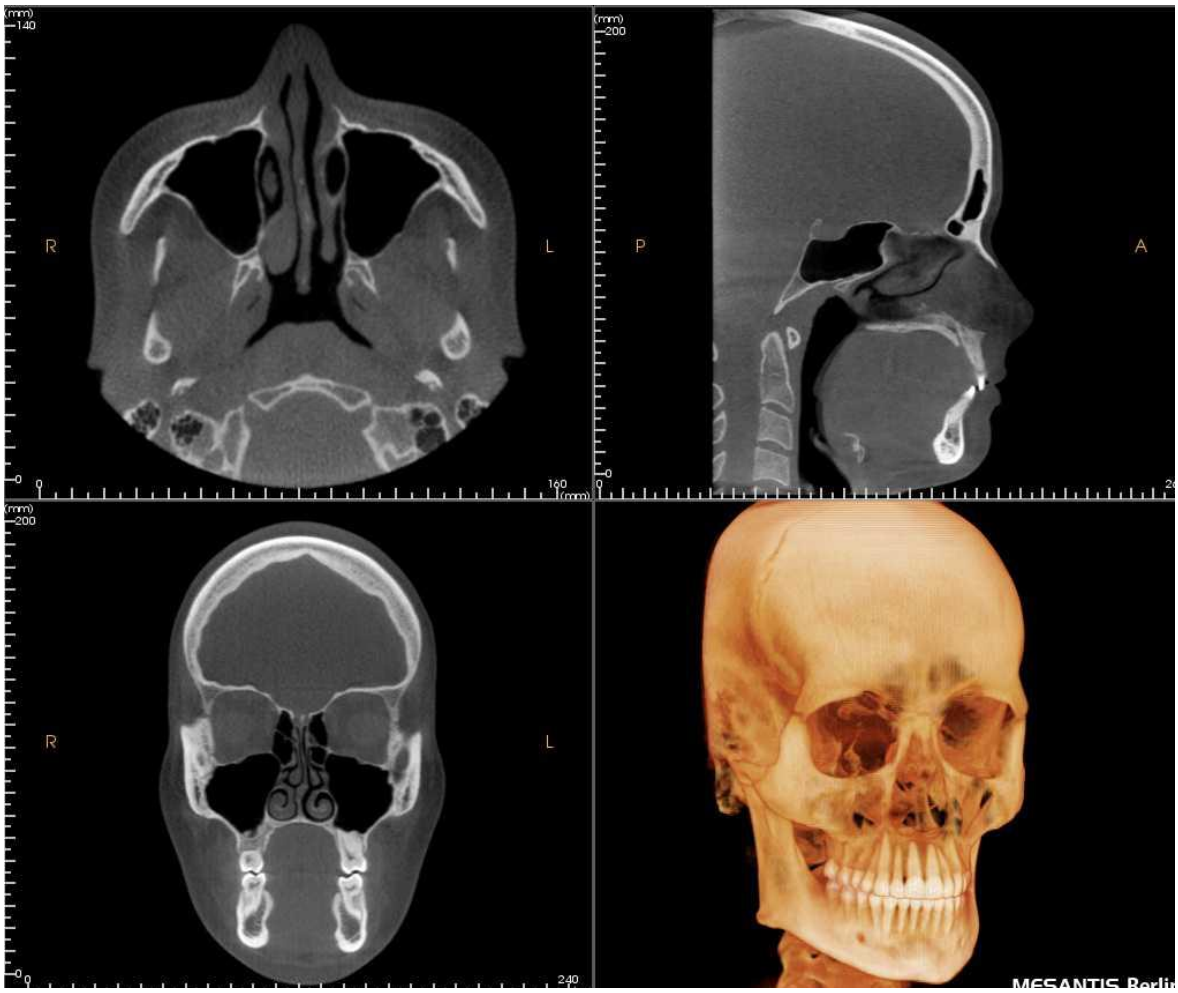


Abb. 10: Oben: Axiale und sagittale, unten: koronale/ transversale und dreidimensionale Rekonstruktion (Abbildung: Fa. Mesantis- Georgenstraße 25, 10117 Berlin).

Die Röhrenstromstärke variiert unter klinischen Bedingungen, laut Hersteller-angaben, je nach Knochenvolumen und -dichte zwischen 0,8 und 1,5 mA. Die Röhrenspannung beträgt konstant 110 kV. Die durchschnittliche Strahlenbelastung liegt bei 6 msV pro Aufnahme.

Die erreichbare Dosisreduktion wird durch die so genannte „smart-beam-Technik“ erzielt. Das Gerät misst hierbei selbstständig die kleinste ausreichende Strahlenexposition zur adäquaten Durchleuchtung des Objektes. Die Schnittabstände sind auch wählbar und variieren zwischen 0,125 bis 2 mm.

Eine Untersuchung beim DVT dauert ist je nach Gerätetyp sehr unterschiedlich, wobei die effektive Expositionszeit unter 20 Sekunden liegt [136].

Nach *Mozzo et al.* beträgt die Strahlendosis nur etwa ein Sechstel einer herkömmlichen Computertomographie [84]. Die Untersuchungen von *Möbes et al.* zeigen, dass die

effektive Dosis bei der digitalen Volumentomographie im Bereich von Niedrigdosis-CT-Scans liegt [82]. *Ludlow et al.* gaben an, dass die Strahlenbelastung von einer DVT-Aufnahme der von vier bis 20 Panoramaschichtaufnahmen oder ein bis zwei Flügen von Frankfurt nach New York entspricht [67].

Gegenüber der Computertomographie weist die digitale Volumentomographie eine erheblich geringere Strahlenbelastung auf, ohne Qualitätseinbußen im Sinne von klinischer Auswertbarkeit zu verursachen [135]. Die digitale Volumentomographie kann zudem unmittelbar durch den Behandler benutzt werden, da sie gemäß Röntgenverordnung in der zahnärztlichen Praxis unabhängig vom Radiologen betrieben werden darf. Die klinischen Anwendungen und die durchgeführten Untersuchungen zeigen das Anwendungspotential der digitalen Volumentomographie in der Traumatologie, Implantologie, Kieferorthopädie und der dreidimensionalen Rekonstruktion mit einem akzeptablen Strahlenrisiko [84].

Durch kürzere Expositionszeiten ist die Volumentomographie außerdem schneller bei der Bearbeitung und kostengünstiger als die konventionelle Computertomographie [10]. Das Risiko bei der Implantation konnte zwischen 50-60% reduziert werden [31]. Im Vergleich zur Computertomographie sind die Metallartefakte geringer und die Hartgewebe werden gleichwertig dargestellt. Es muss jedoch die geringere Fähigkeit der Weichteildarstellung, wegen der Strahlenqualität und Rauschanteile, erwähnt werden [114]. Die Anschaffungskosten sind bei der digitalen Volumentomographie auch erheblich niedriger als bei der konventionellen Computertomographie.

Der Patient wird mit einem Bleiumhang, der eng um den Hals liegt und bis unter die Gonaden reicht, ausgestattet. Sitzend auf dem Untersuchungsstuhl oder in Rückenlage auf der Patientenliege, wird er mittels Lasermarkierung entsprechend der gewünschten Fragestellung positioniert. Man sollte auf eine bequeme Lagerung achten, um Bewegungsartefakte zu verhindern [136]. Es besteht die Möglichkeit, mit so genannten Prescans (Röntgenübersichtstopogramm) die Positionierung des Patienten zu überprüfen und gegebenenfalls zu korrigieren. Eine Automatik bestimmt zu diesem Zeitpunkt die Belichtungsparameter. Weiter folgt der eigentliche Aufnahmevorgang. Dabei wird alle 0,2 Sekunden eine Röntgenaufnahme angefertigt, digitalisiert und am Ende des Aufnahmevorganges gespeichert. Der Patient kann danach die Aufnahmeeinrichtung verlassen.

Zieglers Studien zur digitalen Volumentomographie zeigen, dass der routinemäßige Gebrauch auch in Bezug auf die Strahlenbelastung akzeptabel ist. Auf Grund der einfachen und soliden Handhabung mit dem hohen Potential an

Anwendungsmöglichkeiten, gehört die digitale Volumentomographie mit in den klinischen Alltag [81, 135].

1.4 Fragestellung

Die Verwendung von kieferorthopädischen Verankerungspins zur skelettalen Verankerung, hat die Therapiemöglichkeiten in der Kieferorthopädie grundlegend erweitert. Allerdings ist die Verlustrate mit 10% bis 30% immer noch relativ groß. Dies kann daran liegen, dass Verankerungspins möglicherweise auch in ungünstiger Lage oder in ungünstigen Knochenregionen eingesetzt werden. Daher sind fundierte Kenntnisse über die bestmögliche Lokalisation, die Knochendichte und die Angulation zur Knochenoberfläche eine zwingende Voraussetzung für die Anwendung am Patienten.

Ziel dieser Studie ist es, mit Hilfe von DVT-Aufnahmen und einer spezifischen Software (SimPlant®/ Fa. Materialise), die Knochendichte an der Oberfläche von im Oberkiefer gesetzten tomas®-Pins, in Abhängigkeit von der Lokalisation im Kiefer und der Angulation zum Kieferknochen zu messen. Es sollten dabei auch verschiedene Probandengruppen miteinander verglichen werden. Mit dieser Arbeit sollten insbesondere folgende Hypothesen überprüft werden:

1. Die Knochendichte im Alveolarfortsatz des Oberkiefers ist abhängig von der jeweiligen Lokalisation (Eckzahn-, Prämolaren-, bzw. Molarenbereich).
2. Die Knochendichte an der Oberfläche eines tomas®-Pins variiert nicht bei unterschiedlicher Angulation des Pins zur Oberfläche des Alveolarknochens.
3. Die Knochendichte an der Oberfläche eines tomas®-Pins ist abhängig vom Alter des Patienten.
4. Die Knochendichte an der Oberfläche eines tomas®-Pins ist abhängig vom Geschlecht des Patienten.
5. Die Knochendichte an der Oberfläche eines tomas®-Pins zeigt keine signifikanten Unterschiede in Abhängigkeit von der untersuchten Kieferseite.

2 Material und Methoden

2.1 Allgemeine Methoden

2.1.1 Probanden

Bei dieser Arbeit wurden Volumentomographiebilder von insgesamt 87 Patienten benutzt, die im Rahmen einer früheren kieferorthopädischen Behandlung angefertigt und untersucht wurden.

Das Datenmaterial stammt aus dem Archiv des Advanced Dental Imaging Instituts und umfasst den Zeitraum von August bis Dezember 2005.

Es wurden nur Volumentomographiebilder von vollbezahnten Personen untersucht (28 Zähne angelegt, Weisheitszähne ausgenommen).

Das Alter der Patienten lag zwischen 11 und 18 Jahren.

Zusätzliche Auswahlkriterien waren:

- keine verlagerten Zähne
- keine retinierten Zähne
- alle bleibenden Zähne bis 6-er vollständig durchgebrochen
- keine knöchernen pathologischen Veränderungen

Das Patientengut wurde in zwei Altersgruppen aufgeteilt:

- 11 bis 14 Jahren
- 15 bis 18 Jahren

Die Geschlechtsverteilung der ersten Gruppe lag bei 31 Frauen und 23 Männern, der zweiten Gruppe bei 17 Frauen und 16 Männern.

2.1.2 Beschreibung der Stichprobe

Es wurden insgesamt 87 Volumentomographiebilder untersucht. Das Durchschnittsalter der Patienten betrug 14,2 Jahre. Die Patienten wurden in zwei Gruppen eingeteilt.

Der ersten Gruppe wurden Volumentomographiebilder zugeordnet, die von Patienten zwischen dem 11 und 14 Lebensjahr stammten. Die Patientenanzahl der ersten Gruppe betrug 54 und das Durchschnittsalter 13,1 Jahre.

Die zweite Gruppe von 33 Volumentomographiebildern, erhielt Daten von Patienten zwischen dem 15 und 18 Lebensjahr. Ihr Durchschnittsalter lag bei 16,1 Jahren. Jeder, von einem Patienten stammende Datensatz wurde einzeln und individuell untersucht

und bewertet.

Auf jedem der Volumentomographiebilder wurden mit Hilfe einer Implantatplanungssoftware SimPlant®, in drei unterschiedlichen Winkeln zur Knochenoberfläche (60°, 75°, 90°) und 4 mm (±0,15mm) von der Schmelz-Zement-Grenze entfernt, sechs Minischrauben (tomas®-Pins) im Oberkiefer eingesetzt.

Die Länge der Schrauben betrug 8 mm.

Insgesamt wurden bei jedem Patientenbild 18 Minischrauben inseriert.

Die Lokalisation für die virtuelle Planung entsprach folgenden Positionen:

- Regio 16 - 15 und 26 - 25
- Regio 15 - 14 und 25 - 24
- Regio 14 - 13 und 24 – 23

2.1.3 Messmethodik

SimPlant® Software (Fa. Materialise GmbH Technologielaan 15, 3001 Leuven, Belgien) wurde für die zahnärztliche Planung vor allem im Bereich der Implantologie entwickelt. Es ist ein hervorragendes Instrument, welches dem Zahnarzt eine erfolgreiche Behandlungsplanung und Behandlung ermöglicht. Die Software ist relativ einfach zu bedienen und nicht nur für professionelle EDV- Anwender (Elektronische Datenverarbeitung) geeignet.

Für die Studie war vor allem die korrekte Implantatinsertion wichtig. Dazu bietet das Programm mehrere Ansichten wie zum Beispiel axiale, sagittale und koronale Bilder. Die Ansichten der Schnittebenen und der Panoramaaufnahme, sowie interaktive Bilder, sind auch verfügbar.

In der Implantatbibliothek der Software befindet sich eine große Sammlung der herkömmlichen Implantate unterschiedlicher Hersteller. Zusätzlich kann die Implantatliste eingegrenzt werden, oder um einige andere erweitert werden. So kann man eine zusätzliche Favoritenliste erstellen.

Um eine bessere Bilddarstellung zu erreichen, können die Graustufen beliebig verändert werden. Durch die Kontrastverstärkung lassen sich die anatomischen Strukturen besser lokalisieren. SimPlant® stellt die CT- Bilder mit bis zu 256 Graustufen dar.

SimPlant® erlaubt eine präzise Messung von Strecken, Winkeln, Dichte und ermöglicht somit eine genaue Implantatplanung.

Für die Untersuchung war nicht nur eine akkurate Winkel- und Streckenmessung

wichtig, sondern auch eine zielgenaue Aussage zu der Knochendichte.
SimPlant® verfügt über eine anatomische Knochenqualitätsmessung. Die Dichte des Knochens kann an jeder Stelle gemessen werden, an der das Implantat eingesetzt wird. Sie wird innerhalb und außerhalb eines Implantates angezeigt und in Hounsfield Einheiten angegeben. SimPlant® kann auch die Dichte des Knochens vollkommen neu berechnen, sobald das virtuelle Implantat bewegt oder gedreht wird.
Im Dialogfenster zeigen sich gleichzeitig zwei Ansichtsrichtungen für die Knochenqualität:

- entlang der Implantatachse
- senkrecht zur Implantatachse

Zusätzlich können diese auch in Farbkode visualisiert werden. Alle zur Knochendichte ermittelten Daten können in ein Text- oder Tabellendokument exportiert werden.
[Produktbezogene Informationen stammen vom Hersteller: Materialise]

2.2 Spezifische Methoden

2.2.1 Knochendichte in Abhängigkeit von der Lokalisation am Kiefer

Für das Durchführen des Versuches mussten folgende Vorbereitungen getroffen werden.
Zuerst mussten alle digitalen Volumentomographiebilder für die Weiterverarbeitung und Planung in ein SimPlant®- Projekt importiert werden.
Dazu bietet das Programm unmittelbar nach dem Start einen Begrüßungsbildschirm mit entsprechenden Auswahloptionen.
Die digitalen Volumentomographiebilder wurden danach aus dem entsprechenden Speicherort ausgewählt. Nach dem Anklicken wählte man im zweiten Schritt die umzuwandelnden Untersuchungen. Standardmäßig waren alle Untersuchungen ausgewählt.
Das virtuelle Einsetzen der tomas®-Pins mittels SimPlant® Software in die digitalen Volumentomographiebilder wurde wie folgt durchgeführt.
Anfangs wurde der tomas®- Pin zur Implantatbibliothek der Software zugeführt.
Die Lokalisation der Pins wurde bei der Planung der Studie fest definiert. Die Pins sollten im Oberkiefer an drei unterschiedlichen Stellen platziert werden:

- zwischen den beiden Prämolaren,
- zwischen dem ersten Molar und dem zweiten Prämolar,
- zwischen dem ersten Prämolar und dem Eckzahn.

In einer koronalen/ transversalen Ansicht wurde zuerst die Implantateintrittsstelle definiert. 4 mm (± 0,15 mm) von der Schmelz-Zement-Grenze entfernt und in apikaler Richtung gemessen wurde entlang des knöchernen Limbus alveolaris ein Punkt markiert.

Abb. 11: Abmessen der Strecke von 4 mm (± 0,15 mm) in apikaler Richtung ab der Schmelz-Zement-Grenze, koronale/ transversale Ansicht (Abbildung: Bildschirmfoto SimPlant®).

Als nächstes wurde von diesem Punkt aus entlang des Limbus alveolaris ein 90° (±0,15°) Winkel zur Knochenoberfläche gemessen.

Abb. 12: Abmessen eines 90° (± 0,15°) Winkels zur Knochenoberfläche, koronale/ transversale Ansicht (Abbildung: Bildschirmfoto SimPlant®).

Entlang der gelegten Achse wurde mittels eines Cursors die Funktion „Implantat erstellen“ gewählt und die Minischraube platziert. Zur Erstellung des Implantats muss man stets zwei Punkte wählen. Nur diese zwei Mausklicks sind nötig, um sofort die Position, Orientierung und Länge des Implantats zu definieren.

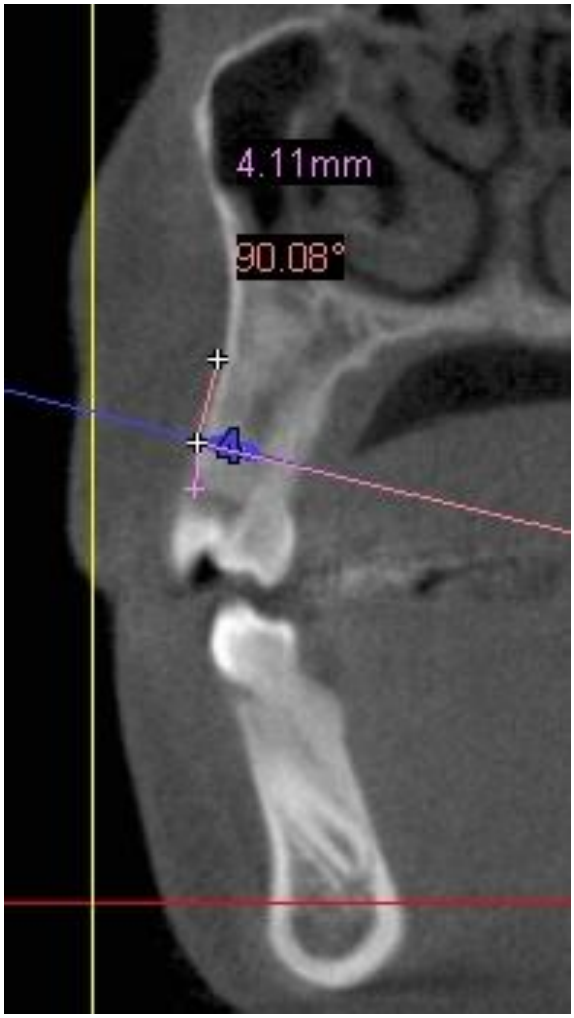


Abb. 13: Virtuelles Einsetzten des tomas®-Pins an der markierten Stelle, koronale/ transversale Ansicht (Abbildung: Bildschirmfoto SimPlant®).

Um eine gute Positionierung und die richtige Lokalisation der Minischraube zwischen den Zahnwurzeln besser beurteilen zu können, kann die Ansicht auf das CT Axial umgeschaltet werden.

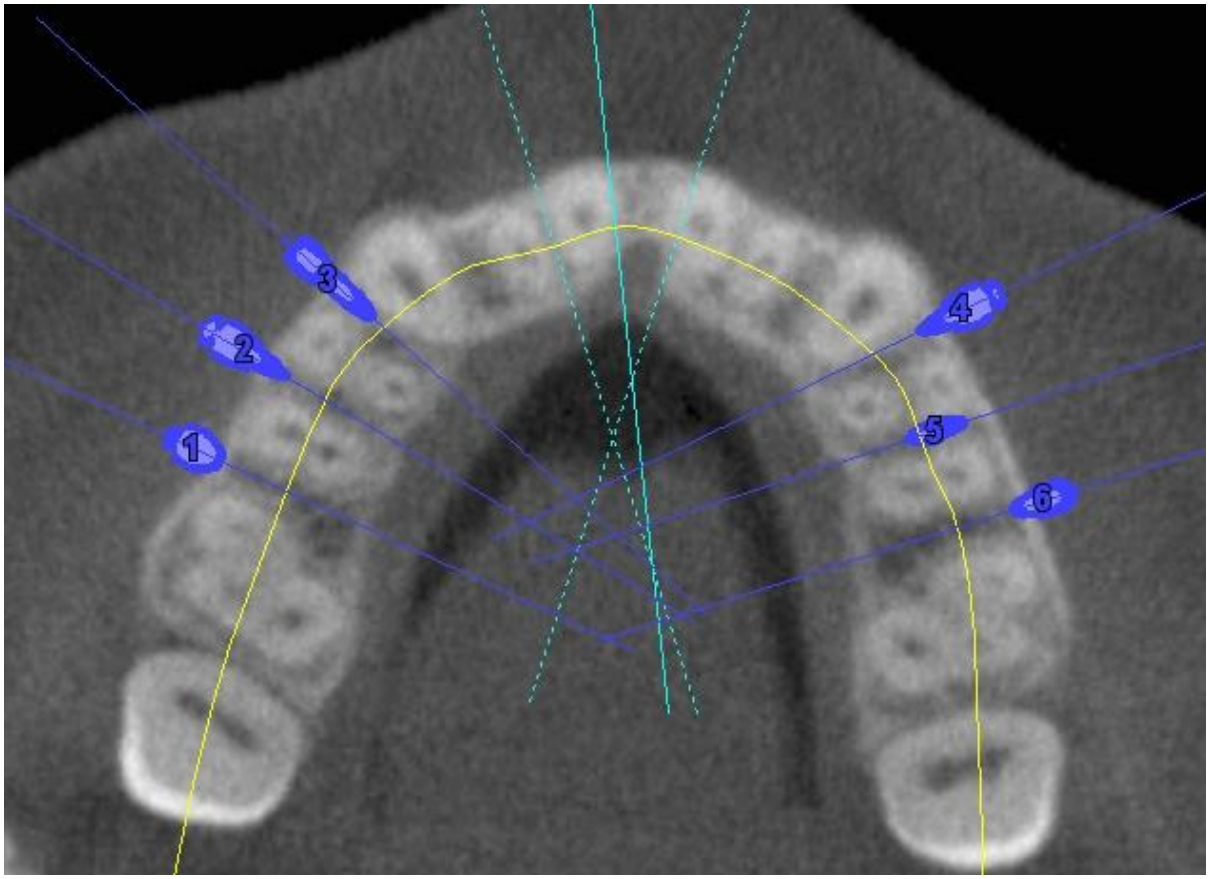


Abb. 14: Interradikuläre Positionierung aller Schrauben- axiale Ansicht von der Maxilla (Abbildung: Bildschirmfoto SimPlant®).

Hier kann jede Minischraube in ihrem Verlauf zwischen den Wurzeln der angrenzenden Zähne ausgerichtet werden. Die anderen Parameter können dadurch nicht verändert werden.

Nach dem Erstellen eines Implantats oder einer Minischraube wird automatisch die Funktion „Knochendichte um das Implantat“ angezeigt. Nach dem Anklicken sind die Messwerte der Tabelle und der graphischen Darstellung sofort ablesbar. Die Daten können nun problemlos per Mausklick in ein neues Dokument exportiert werden.

Abb. 15: Metrische Darstellung der Knochendichte für eine ausgewählte Minischraube (Abbildung: Bildschirmfoto SimPlant®).

Alle 87 digitalen Volumentomographiebilder wurden nach dieser Anleitung vermessen und ausgewertet. Als Ausgangsposition für das Implantat wurde bei allen Messungen 90° (± 0,15°) Winkel zum Alveolarknochen eingenommen. Die Ergebnisse der Knochendichtemessung wurden an den drei Lokalisationen miteinander verglichen.

2.2.2 Knochendichteunterschiede bei der Angulationsänderung der Pins

Die in 90° (± 0,15°) Winkel richtig positionierten Minischrauben wurden nach dem Ablesen der Knochendichtemesswerte an selbiger Stelle, durch Veränderung des Winkels in entsprechend 75° (± 0,15°) und letztendlich in 60° (± 0,15°) zur Knochenoberfläche versetzt.

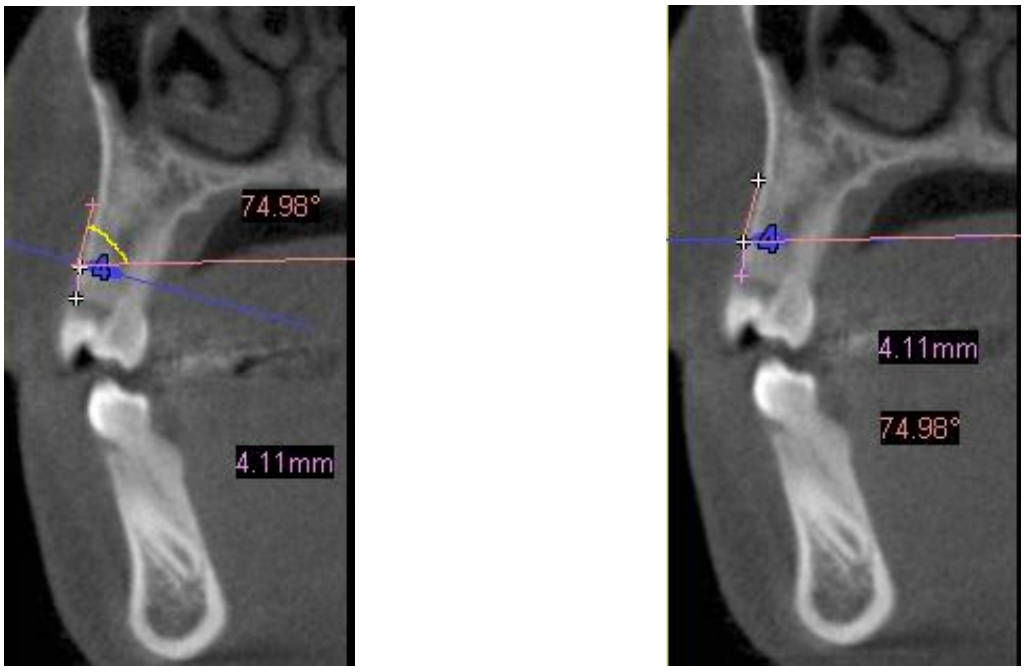


Abb. 16: Veränderung des Winkels auf 75° (± 0,15°) zur Knochenoberfläche (links) und Versetzen der Minischraube in die neue Position (rechts), koronale/ transversale Ansicht (Abbildungen: Bildschirmfoto SimPlant®).

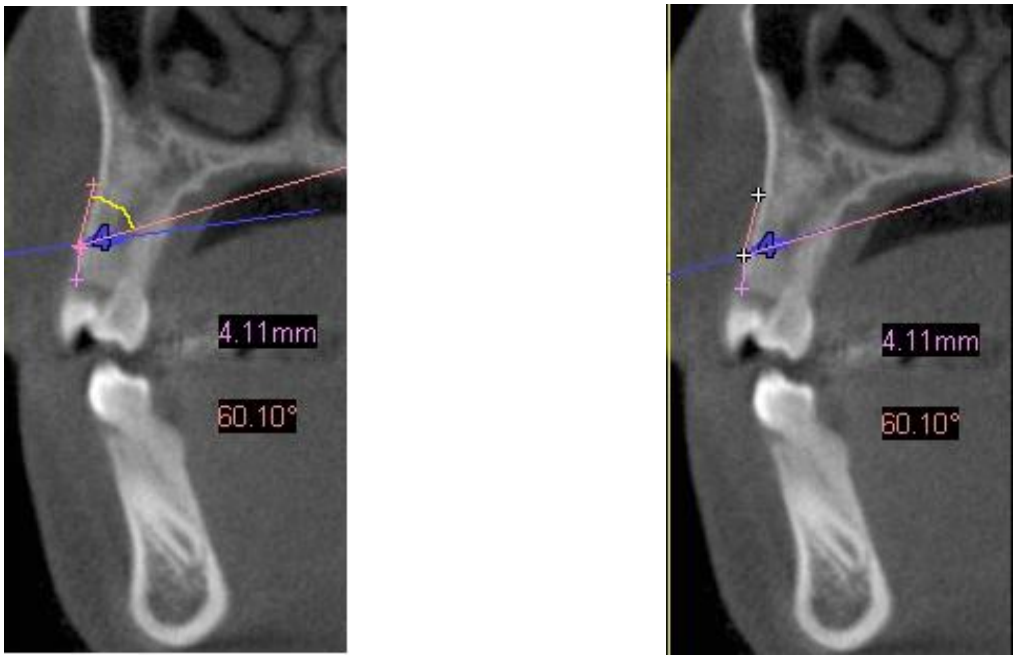


Abb. 17: Veränderung des Winkels auf 60° (± 0,15°) zur Knochenoberfläche (links) und Versetzen der Minischraube in die neue Position (rechts), koronale/ transversale Ansicht (Abbildungen: Bildschirmfoto SimPlant®).

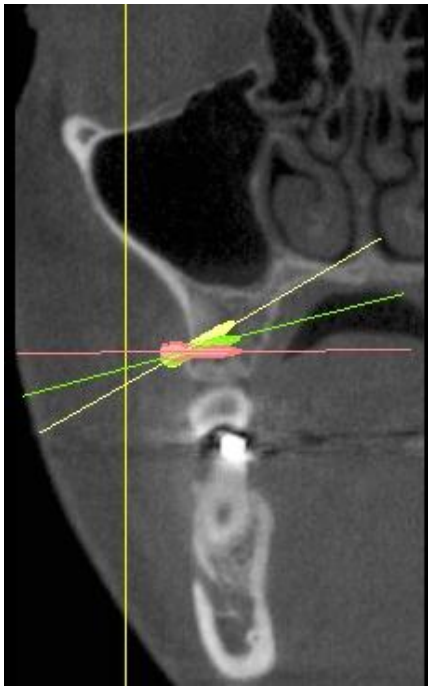


Abb. 18: Drei Anwinklungen (90°, 75°, 60°) der Minischraube zur Knochenoberfläche. Koronale Ansicht (Abbildung: Bildschirmfoto SimPlant®).

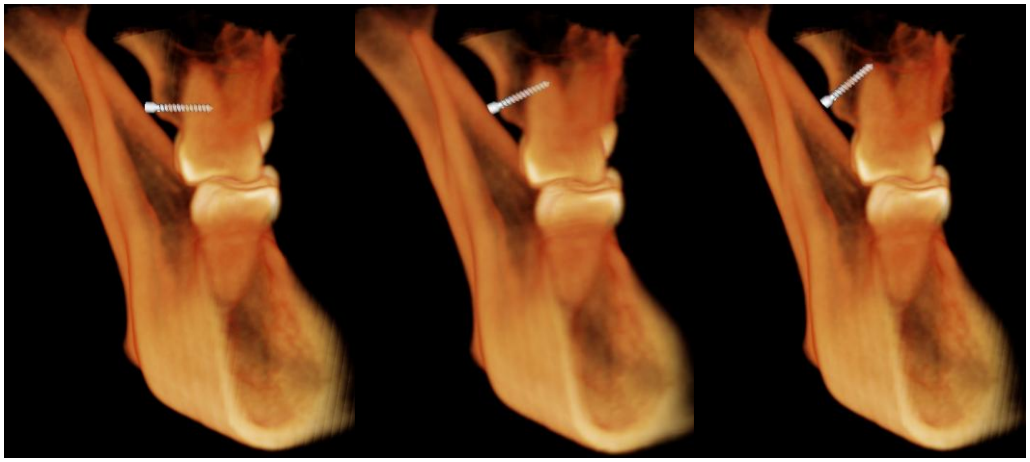


Abb. 19: Drei Anwinklungen (90°, 75°, 60°) der Minischraube zur Knochenoberfläche. Dreidimensionale Rekonstruktion (Abbildung: Fa. Mesantis).

Bei allen 87 digitalen Volumentomographiebilder wurden die Minischrauben nach dieser Anleitung in einem 90°, 75°, 60° Winkel zum Alveolarknochen platziert. Die Ergebnisse der Knochendichtemessung für die jeweiligen Angulationen wurden miteinander verglichen.

2.2.3 Knochendichte in Abhängigkeit vom Patientenalter

Für diesen Teil der Untersuchung wurden alle 87 Probandenbilder ausgewählt. Die Volumentomographiebilder wurden in zwei Altersgruppen aufgeteilt:

Gruppe 1 versammelte 54 Patienten zwischen dem 11 und 14 Lebensjahr. In der zweiten Gruppe wurden 33 digitale Volumentomographiebilder verwendet. Der Patientenalter lag hier zwischen dem 15 und 18 Lebensjahr.

Die Messungen wurden für beide Patientengruppen, unabhängig vom Patientenalter gleichermaßen durchgeführt und ausgewertet. Der genaue Versuchsverlauf wurde im Kapitel 2.2.1 und 2.2.2 beschrieben.

Die Ergebnisse der Knochendichtemessung wurden in beiden Altersgruppen ausgewertet und miteinander verglichen.

2.2.4 Knochendichte in Abhängigkeit vom Geschlecht

In diesem Teil der Studie wurden sowohl die männlichen als auch die weiblichen Probandenbilder identisch vermessen und ausgewertet. Die insgesamt 87 digitalen Volumentomographiebilder stammten von 48 weiblichen und 39 männlichen Patienten. Der Versuchsverlauf wurde identisch für beide Geschlechtsgruppen durchgeführt und im Kapitel 2.2.1 und 2.2.2 genau beschrieben.

Die Ergebnisse der Knochendichtemessung wurden für die beiden Geschlechter ausgewertet und miteinander verglichen.

2.2.5 Knochendichte in Abhängigkeit von der Kieferseite

Bei allen 87 Probanden wurden sowohl die rechte als auch die linke Kieferseite untersucht. Die Minipins wurden rechts und links nach der gleichen Anleitung inseriert. Der Versuchsverlauf wurde im Kapitel 2.2.1 und 2.2.2 beschrieben.

Die Ergebnisse der Knochendichtemessung wurden für die beiden Kieferseiten ausgewertet und miteinander verglichen.

2.3 Statistische Methoden

In dieser Arbeit wurden 87 digitale Volumentomographiebilder (DVT) untersucht. In jedem DVT wurden an 6 Stellen im Oberkiefer, in 3 unterschiedlichen Anwinklungen zur Knochenoberfläche, virtuell die tomas®-Pins inseriert. Die Minischraube wurde also an 1566 Positionen gesetzt, woraus genau so viele Einzelmesswerte für die Knochendichte resultierten. Für alle Messwerte an den unterschiedlichen Lokalisationen und Angulationen der Minischraube wurden für die beschreibende Statistik der Medianwert,

das Minimum, das Maximum sowie die Standardabweichung und der Variationskoeffizient bestimmt. Vorher wurden die Patientenwerte mit dem Nalimov-Test darauf überprüft, ob sich unter den einzelnen Messwerten Ausreißer befinden [87].
Im Shapiro-Wilk-Test wurden die Werte darauf getestet, ob eine Normalverteilung vorliegt [111]. Für die vergleichende Statistik wurde mit dem Levene-Test überprüft, ob sich die Varianzen der Gruppen unterscheiden [61].
Die Varianzanalyse untersucht den Einfluss, den eine oder mehrere unabhängige Variablen (Faktoren) auf eine oder mehrere abhängige Variablen haben. Sie ist ein Analyseverfahren, bei dem die Berechnung der Irrtumswahrscheinlichkeit p im Mittelpunkt steht [101].
Der paarweise Vergleich der einzelnen Gruppen wurde mit dem T- Test nach Welch mit einer α-Fehler Korrektur nach Bonferroni-Holm durchgeführt [46, 130]. Das Signifikanzniveau wurde mit α 0,05 gewählt. Das heißt, wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit p eines Faktors kleiner als 0,05 ist, ist dieser Faktor signifikant. Je kleiner der p-Wert ist, umso größer die Signifikanz.
Das bedeutet, dass wenn ein p- Wert als Ergebnis von statistischen Vergleichen größer 0,05 ist, sind die Werte der vergleichenden Gruppen statistisch als gleich anzusehen. p-Werte ≤ 0,05 bedeuten einen signifikanten Unterschied [99, 100].
Für die graphische Darstellung der Ergebnisse der univarianten Statistik wurden Box-Whisker-Plots gewählt. Ein Box-Plot ist in vier Quartile aufgeteilt. Jedes Quartil beinhaltet 25% der beobachteten Werte. Mit dieser Darstellung können auch die Minimum-, Maximum- und Medianwerte aufgeführt werden [120].

3 Ergebnisse

3.1 Knochendichte in Abhängigkeit von der Lokalisation am Kiefer

MÄNNLICH

Die Abb. 3.1-1 zeigt Box-Whisker-Plots der bei allen männlichen Probanden ermittelten Werte für die Knochendichte, an drei unterschiedlichen Lokalisationen im Oberkiefer. In diesem Vergleich wurde nicht nach den übrigen Faktoren Alter, Angulation oder Seite aufgeschlüsselt.

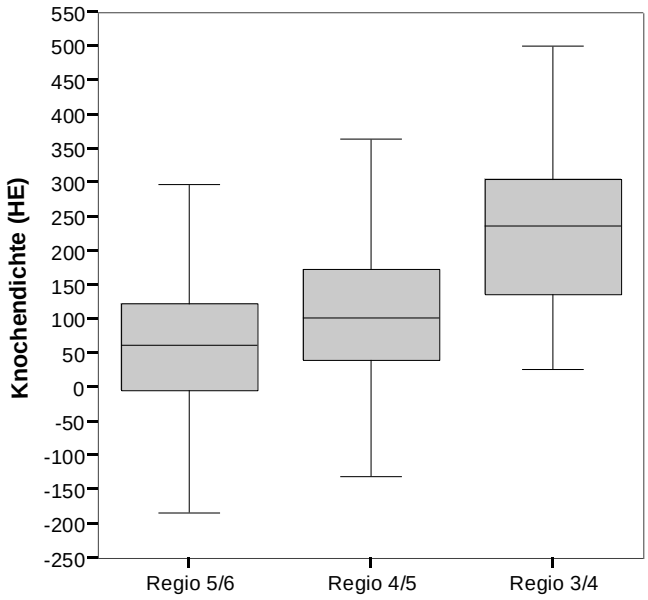


Abb. 3.1-1: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte (HE) bei allen Jungen. Aufteilung nach der Lokalisation im Oberkieferknochen.

Knochendichte (HE)

Lokalisation	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
Regio 5/6	78	63,6	61,8	-183,9	298,2	100,16	10032,74
Regio 4/5	78	114,8	101,6	-130,4	364,1	108,63	11801,12
Regio 3/4	78	225,9	237,1	26,5	501,0	108,46	11765,60

Tabelle 3.1-1: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Jungen. Aufteilung nach der Lokalisation im Oberkieferknochen.

In diesem Vergleich wurde ein signifikanter Unterschied (p=0,000) zwischen den 3 Gruppen festgestellt. Auch hier wurde die Aussage von den Mittelwerten gestützt. Sie lagen in Regio 5/6 bei 63,6 HE, in Regio 4/5 bei 114,8 HE und in Regio 3/4 bei 225,9 HE.

WEIBLICH

Die Abb. 3.1-2 zeigt Box-Whisker-Plots die analog der Abb. 3.1-1 hier für alle weiblichen Probanden (48 Mädchen) ermittelten Werte für die Knochendichte in Abhängigkeit von der Lokalisation im Oberkiefer.

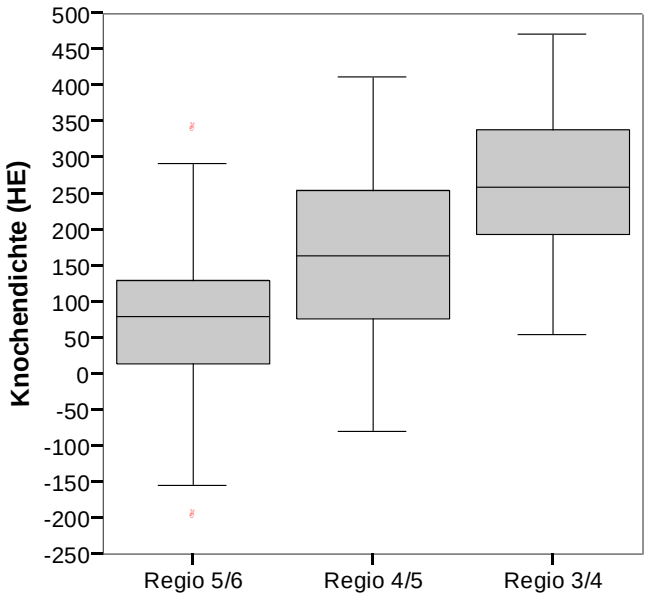


Abb. 3.1-2: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei allen Mädchen. Aufteilung nach der Lokalisation im Oberkieferknochen.

Knochendichte (HE)

Lokalisation	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
Regio 5/6	98	78,7	79,4	-202,1	335,7	98,43	9688,43
Regio 4/5	98	159,8	164,0	-79,3	412,4	112,19	12586,59
Regio 3/4	98	264,2	258,9	54,1	471,4	96,21	9256,89

Tabelle 3.1-2: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Mädchen. Aufteilung nach der Lokalisation im Oberkieferknochen.

In diesem Fall wurde genau so wie in der Abb. 3.1-1 auch ein signifikanter Unterschied in der Knochendichte zwischen den untersuchten Lokalisationen im Oberkiefer ermittelt (p=0,000).

Analog zu den Box-Plots verhalten sich die Mittelwerte für die Knochendichte an den drei Lokalisationen: Regio 5/6 = 78,7 HE, Regio 4/5 = 159,8 HE, Regio 3/4 = 264,2 HE.

ALTER

Die Abb. 3.1-3 zeigt Box-Whisker-Plots der für beide Altersgruppen an unterschiedlichen Lokalisationen festgelegten Werte für die Knochendichte.

Die Zusammenstellung der Gruppen und Lokalisationen erlaubt einen direkten Vergleich der Knochendichte innerhalb einer Gruppe als auch im Altersgruppenvergleich.

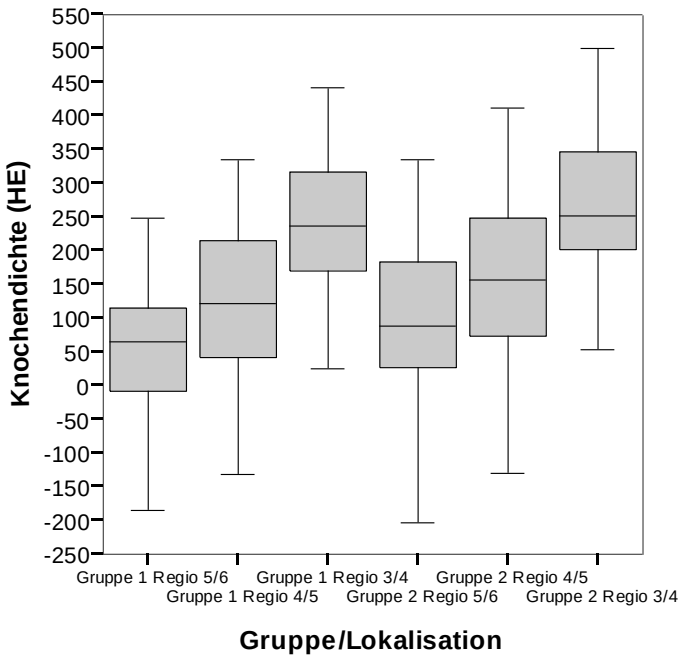


Abb. 3.1-3: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte. Aufteilung nach der Altersgruppe und Lokalisation im Oberkieferknochen.

Knochendichte (HE)

Gruppe/Lokalisation	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
Gruppe 1 Regio 5/6	110	54,9	65,2	-183,9	249,1	90,69	8225,91
Gruppe 1 Regio 4/5	110	126,3	121,8	-130,4	335,1	110,43	12196,43
Gruppe 1 Regio 3/4	110	233,6	237,6	26,5	441,5	96,55	9322,74
Gruppe 2 Regio 5/6	66	100,7	88,6	-202,1	335,7	106,62	11369,17
Gruppe 2 Regio 4/5	66	162,4	158,0	-128,6	412,4	113,31	12839,97
Gruppe 2 Regio 3/4	66	270,1	252,1	53,7	501,0	110,70	12255,19

Tabelle 3.1-3: Ergebnisse der Knochendichtemessung (HE). Aufteilung nach der Altersgruppe und Lokalisation im Kieferknochen.

Auch in diesem Vergleich wurden signifikante Unterschiede in der Knochendichte zwischen den unterschiedlichen Gruppen und Lokalisationen festgestellt (ANOVA p=0,000).
Mit Hilfe eines Post-Hoc-Test mit einer α-Fehler Korrektur nach Bonferroni, konnten die einzelnen Gruppen und Lokalisationen verglichen werden.
Die Analyse ergab bei α=0,05 keine signifikanten Unterschiede zwischen der Knochendichte der:

- Gruppe 1 Regio 5/6 im Vergleich zu Gruppe 2 Regio 5/6
- Gruppe 1 Regio 4/5 im Vergleich zu Gruppe 2 Regio 5/6
- Gruppe 1 Regio 4/5 im Vergleich zu Gruppe 2 Regio 4/5
- Gruppe 1 Regio 3/4 im Vergleich zu Gruppe 2 Regio 3/4

Die Mittelwerte für die Knochendichte an den unterschiedlichen Lokalisationen in den zwei Gruppen betrugen:

- Gruppe1 Regio 5/6 54,9 HE
- Gruppe1 Regio 4/5 126,3 HE
- Gruppe1 Regio 3/4 233,6 HE
- Gruppe2 Regio 5/6 100,7 HE
- Gruppe2 Regio 4/5 162,4 HE
- Gruppe2 Regio 3/4 270,1 HE

3.2 Knochendichteunterschiede bei der Angulationsänderung der Pins

Die Abbildung 3.2-1 zeigt Box-Whisker-Plots der bei allen Probanden beider Gruppen ermittelten Werte für die Knochendichte.

Hierbei wurden die Faktoren Lokalisation, Geschlecht, Alter und Seitenunterschiede ignoriert und nur die Angulation zur Knochenoberfläche in Betracht gezogen.

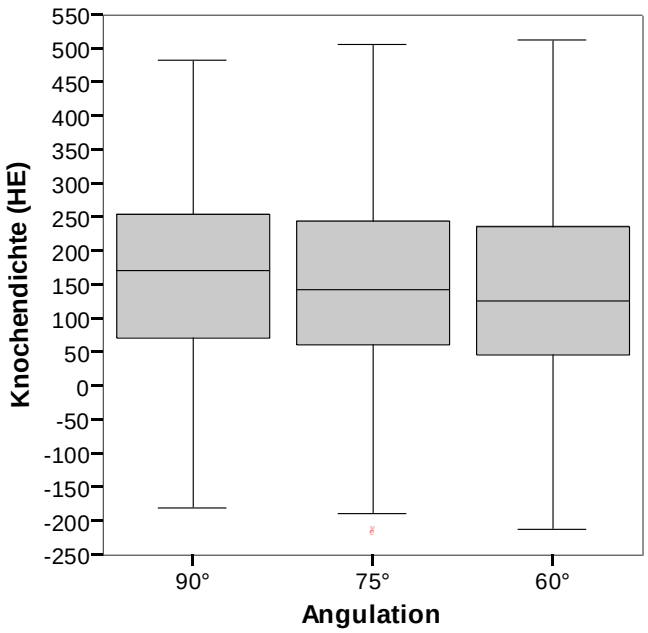


Abb. 3.2-1: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei allen Probanden. Aufteilung nach Angulation zum Kieferknochen.

Knochendichte (HE)

Angulation	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviatior	Variance
90°	528	168,7	171,2	-179,5	483,4	123,39	15226,71
75°	527	149,9	143,0	-222,1	507,1	130,87	17128,07
60°	528	140,0	126,0	-211,5	512,6	135,59	18385,99

Tabelle 3.2-1: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Probanden. Aufteilung nach Angulation zum Kieferknochen.

Bei dem Post-Hoc-Test nach Bonferroni sind zwischen 90° Angulation und 60° Angulation zur Knochenoberfläche signifikante Unterschiede festgestellt worden (p=0,001)

Die Mittelwerte betrugen bei:

- 90° Angulation 168,7 HE
- 75° Angulation 149,9 HE

- 60° Angulation 140,0 HE

MÄNNLICH

Die Abbildung 3.2-2 zeigt Box-Whisker-Plots der bei allen männlichen Probanden ermittelten Werte für die Knochendichte bei unterschiedlichen Angulationen zur Knochenoberfläche (60°, 75°, 90°).

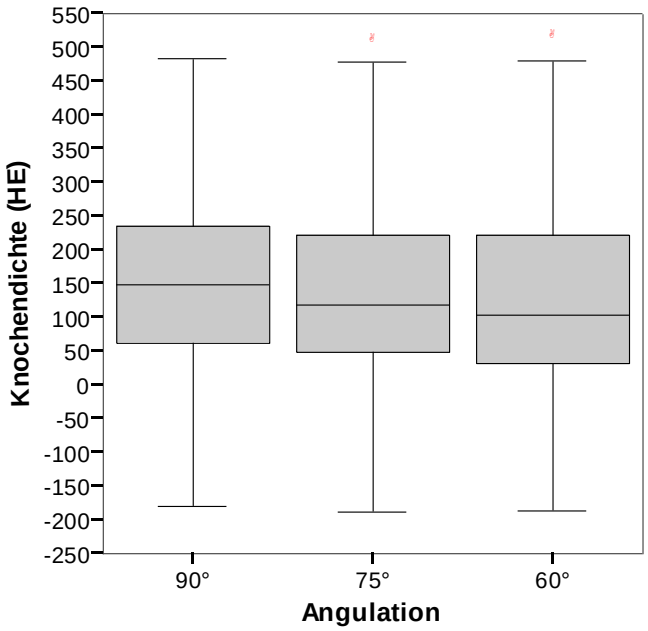


Abb. 3.2-2: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei Jungen. Aufteilung nach Angulation zum Kieferknochen.

Knochendichte (HE)

Angulation	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviatior	Variance
90°	234	152,3	148,4	-179,5	483,4	121,54	14773,69
75°	234	131,0	118,7	-188,2	507,1	129,27	16711,93
60°	234	121,1	102,9	-186,6	512,6	132,39	17527,22

Tabelle 3.2-2: Ergebnisse der Knochendichtemessung (HE) bei Jungen. Aufteilung nach der Angulation zum Kieferknochen.

Die ANOVA Varianzanalyse ergab bei p=0,026 signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen.

Bei dem Post-Hoc-Test nach Bonferroni und α=0,05, konnten signifikante Unterschiede

zwischen 60° und 90° Angulation festgestellt werden (p=0,025).
Der Mittelwert für die Knochendichte bei der 90° Angulation lag bei 152,3 HE, für die 75° Angulation bei 131,0 HE und bei 60° Angulation bei 121,1 HE.

WEIBLICH

Die Abbildung 3.2-3 zeigt Box-Whisker-Plots der bei allen weiblichen Probanden ermittelten Werte für die Knochendichte bei unterschiedlichen Angulationen zur Knochenoberfläche (60°, 75°, 90°).

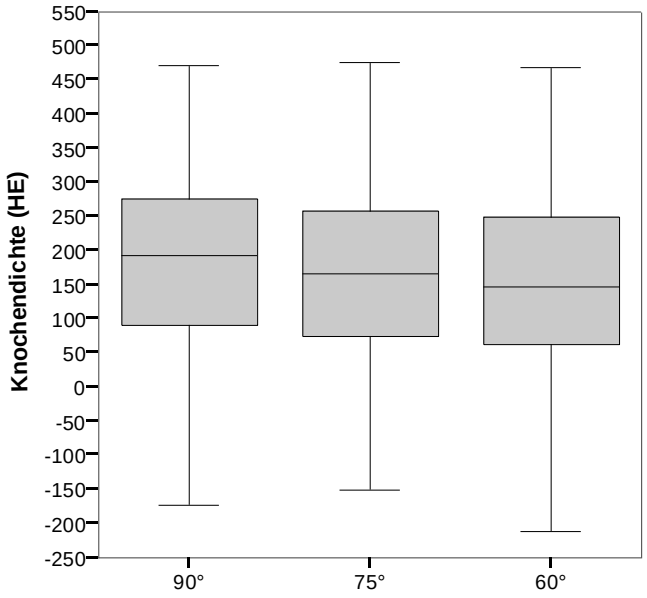


Abb. 3.2-3: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei Mädchen. Aufteilung nach der Angulation zum Kieferknochen

Knochendichte (HE)

Angulation	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviatior	Variance
90°	294	181,7	191,9	-172,8	471,3	123,50	15253,54
75°	293	165,1	166,2	-222,1	475,2	130,38	16999,82
60°	294	155,1	146,1	-211,4	467,7	136,44	18617,08

Tabelle 3.2-3: Ergebnisse der Knochendichtemessung (HE) bei den Mädchen. Aufteilung nach der Angulation zum Kieferknochen.

Die ANOVA Varianzanalyse ergab bei p=0,044 signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen.
Bei dem Post-Hoc-Test nach Bonferroni und α=0,05, konnten signifikante Unterschiede zwischen 60° und 90° Angulation festgestellt werden (p=0,040).
Der Mittelwert für die Knochendichte bei der 90° Angulation lag bei 181,7 HE, für die 75° Angulation bei 165,1 HE und bei 60° Angulation bei 155,1 HE.

ALTER

Die Abbildung 3.2-4 zeigt Box-Whisker-Plots der bei den Probanden beider Gruppen ermittelten Werte für die Knochendichte bei unterschiedlichen Angulationen zur Knochenoberfläche (60°, 75°, 90°).

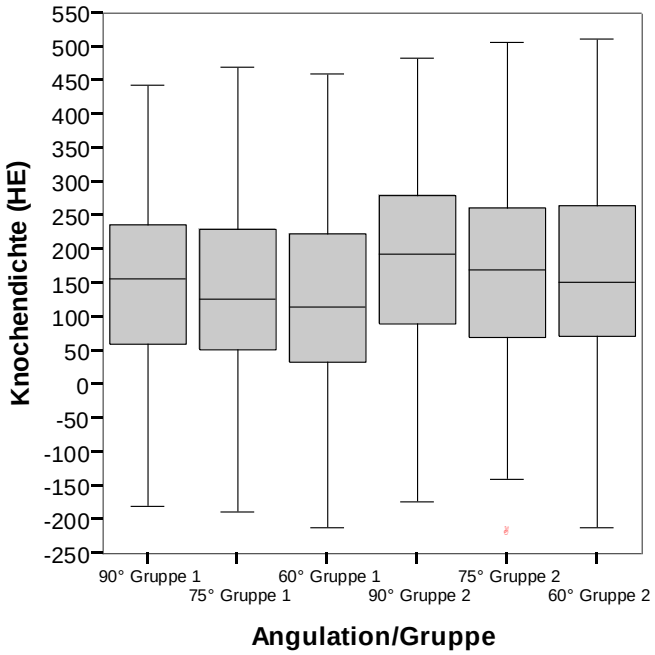


Abb. 3.2-4: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte. Aufteilung nach der Angulation zum Kieferknochen und der Altersgruppe.

Knochendichte (HE)

Angulation/Gruppe	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
90° Gruppe 1	330	155,7	157,5	-179,5	444,5	119,71	14332,65
75° Gruppe 1	329	135,2	127,5	-188,2	470,5	126,71	16056,76
60° Gruppe 1	330	123,0	115,4	-211,5	460,9	132,59	17581,26
90° Gruppe 2	198	190,3	193,1	-172,9	483,4	126,66	16044,17
75° Gruppe 2	198	174,4	169,6	-222,1	507,1	134,28	18031,58
60° Gruppe 2	198	168,4	151,6	-211,3	512,6	136,11	18528,41

Tabelle 3.2-4: Ergebnisse der Knochendichtemessung. Aufteilung nach der Angulation zum Kieferknochen und der Altersgruppe.

Hier wurden die Probanden der ersten Gruppe mit unterschiedlichen Angulationen, der zweiten Gruppe mit den drei verschiedenen Angulationen gegenübergestellt. In diesem Vergleich wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festgestellt (p=0,000).

Bei der α-Fehler–Korrektur nach Bonferroni konnte bei α=0,05 ein signifikanter Unterschied zwischen folgenden Gruppen und Angulationen festgestellt werden:

Gruppe 1 bei der 90° Angulation im Vergleich zu Gruppe 1 bei der 60° Angulation (p=0,017)

Gruppe 1 bei der 90° Angulation im Vergleich zu Gruppe 2 bei der 90° Angulation (p=0,042)

Gruppe 1 bei der 75° Angulation im Vergleich zu Gruppe 2 bei der 90° Angulation (p=0,000)

Gruppe 1 bei der 75° Angulation im Vergleich zu Gruppe 2 bei der 75° Angulation (p=0,011)

Gruppe 1 bei der 60° Angulation im Vergleich zu Gruppe 1 bei der 90° Angulation (p=0,017)

Gruppe 1 bei der 60° Angulation im Vergleich zu Gruppe 2 bei der 90° Angulation (p=0,000)

Gruppe 1 bei der 60° Angulation im Vergleich zu Gruppe 2 bei der 75° Angulation (p=0,000)

Gruppe 1 bei der 60° Angulation im Vergleich zu Gruppe 2 bei der 60° Angulation (p=0,001)

Die Mittelwerte betrugen in der:

- Gruppe 1 bei der 90° Angulation 155,7 HE
- Gruppe 1 bei der 75° Angulation 135,2 HE
- Gruppe 1 bei der 60° Angulation 123,0 HE
- Gruppe 2 bei der 90° Angulation 190,3 HE
- Gruppe 2 bei der 75° Angulation 174,4 HE
- Gruppe 2 bei der 60° Angulation 168,4 HE

GRUPPE 1

In der Abbildung 3-2.5 sehen wir Box-Whisker-Plots der bei allen Probanden der Gruppe 1 ermittelten Werte für die Knochendichte bei unterschiedlichen Angulationen zur Knochenoberfläche.

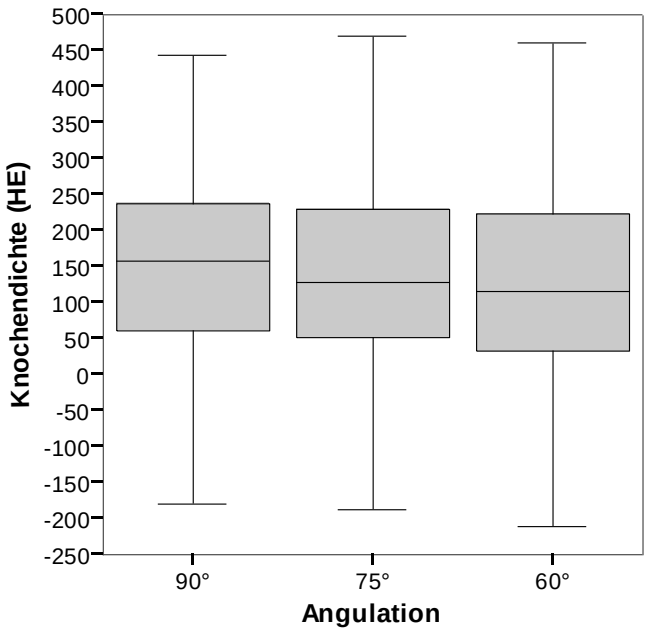


Abb. 3.2-5: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte in der Gruppe 1. Aufteilung nach Angulation zum Kieferknochen.

Knochendichte (HE)

Angulation	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviatior	Variance
90°	330	155,7	157,5	-179,5	444,5	119,71	14332,65
75°	329	135,2	127,5	-188,2	470,5	126,71	16056,76
60°	330	123,0	115,4	-211,5	460,9	132,59	17581,26

Tabelle 3.2-5: Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Gruppe 1. Aufteilung nach Angulation zum Kieferknochen.

Hierbei wurde nur die Angulation zur Knochenoberfläche als entscheidender Faktor betrachtet.

Auch in diesem Vergleich wurden signifikante Unterschiede in der Knochendichte zwischen den unterschiedlichen Angulationen innerhalb einer Gruppe festgestellt (p=0,004).

Mit Hilfe eines Post-Hoc-Test mit α-Fehler-Korrektur nach Bonferroni, konnten die Knochendichten bei drei Angulationen innerhalb einer Gruppe verglichen werden.

Die Analyse ergab, bei α=0,05, signifikante Unterschiede zwischen 60° und 90° Angulation (p=0,003).

Der Mittelwert für die Knochendichte lag bei:

- 90° Angulation bei 157,5 HE
- 75° Angulation bei 135,2 HE
- 60° Angulation bei 123,0 HE

GRUPPE 2

Analog zur Gruppe 1 wurden der Versuch und der Vergleich in der Gruppe 2 durchgeführt.

Abbildung 3.2-6 zeigt die Box-Whisker-Plots der bei allen Probanden der Gruppe 2 ermittelten Werte für die Knochendichte bei drei unterschiedlichen Angulationen zur Knochenoberfläche.

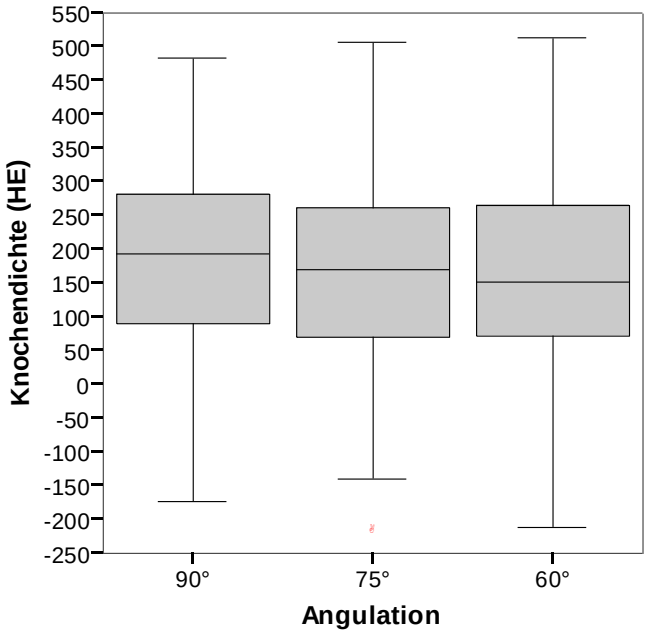


Abb. 3.2-6: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte in der Gruppe 2. Aufteilung nach Angulation zum Kieferknochen.

Knochendichte (HE)

Angulation	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
90°	198	190,3	193,1	-172.9	483,4	126,66	16044,17
75°	198	174,4	169,6	-222,1	507,1	134,28	18031,58
60°	198	168,4	151,6	-211,3	512,6	136,11	18528,41

Tabelle 3.2-6: Ergebnisse der Knochendichtemessung in der Gruppe 2. Aufteilung nach Angulation zum Kieferknochen.

Die ANOVA Varianzanalyse ergab bei p=0,235 keine signifikanten Unterschiede.
Bei dem Post-Hoc-Test nach Bonferroni und α=0,05, konnten signifikante Unterschiede zwischen 60° und 90° Angulation festgestellt werden.
Der Mittelwert für die Knochendichte bei der 90° Angulation lag bei 190,3 HE, für die 75° Angulation bei 174,4 HE und bei 60° Angulation bei 168,4 HE.

3.3 Knochendichte in Abhängigkeit vom Patientenalter

Die Abb. 3.3-1 zeigt Box-Whisker-Plots der bei beiden Altersgruppen ermittelten Werte für die Knochendichte. Hierbei wurden, ähnlich wie bei dem vorangegangenen Vergleich, die Datensätze der männlichen Untersuchungsgruppe und der weiblichen Untersuchungsgruppe der jeweiligen Altersgruppe zusammengefasst und als eine Stichprobe betrachtet. Es wurden gemäß der Fragestellung dieses Vergleichs die Gruppe 1 (11.-14. Lebensjahr) der Gruppe 2 (15.-18. Lebensjahr) gegenübergestellt.

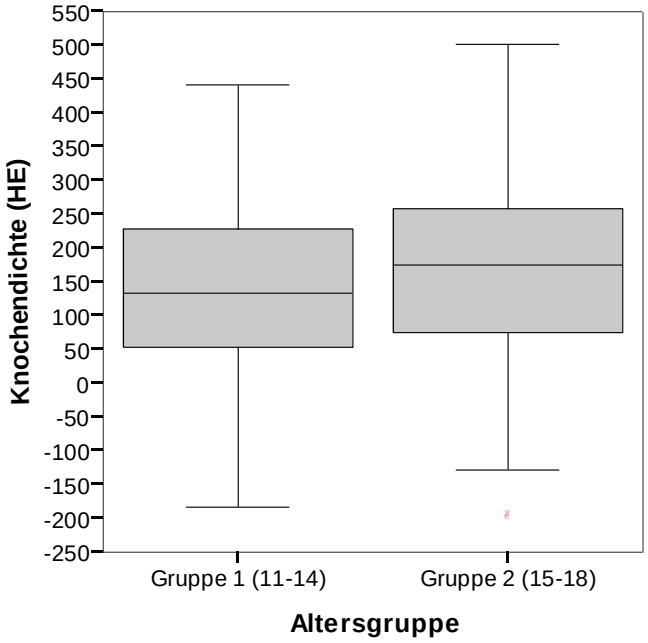


Abb. 3.3-1: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei allen Probanden. Gruppenvergleich (Altersgruppenvergleich).

Knochendichte (HE)

Altersgruppe	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
Gruppe 1 (11-14)	330	138,2	133,8	-183,9	441,5	123,55	15266,07
Gruppe 2 (15-18)	198	177,7	174,5	-202,1	501,0	130,21	16956,13

Tabelle 3.3-1: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Probanden. Aufteilung nach der Altersgruppe.

Es wurden auch hier signifikante Unterschiede in der Knochendichte zwischen den untersuchten Gruppen festgestellt (p=0,001). Die Medianwerte für die Knochendichte liegen bei der Gruppe 1 bei 133,8 HE und bei der Gruppe 2 bei 174,5 HE.

3.4 Knochendichte in Abhängigkeit vom Geschlecht

Die Abbildung 3.4-1 zeigt Box-Whisker-Plots der bei männlichen und weiblichen Probanden ermittelten Werte für die Knochendichte. Hierbei wurden sämtliche Messwerte der männlichen Untersuchungsgruppe sämtlichen Messwerten der weiblichen Untersuchungsgruppe als zu vergleichende Stichproben betrachtet und einander gegenübergestellt. Es wurde demnach keine weitere Aufschlüsselung nach Lokalisation, Angulation vorgenommen und auch nicht zwischen rechts und links unterschieden.

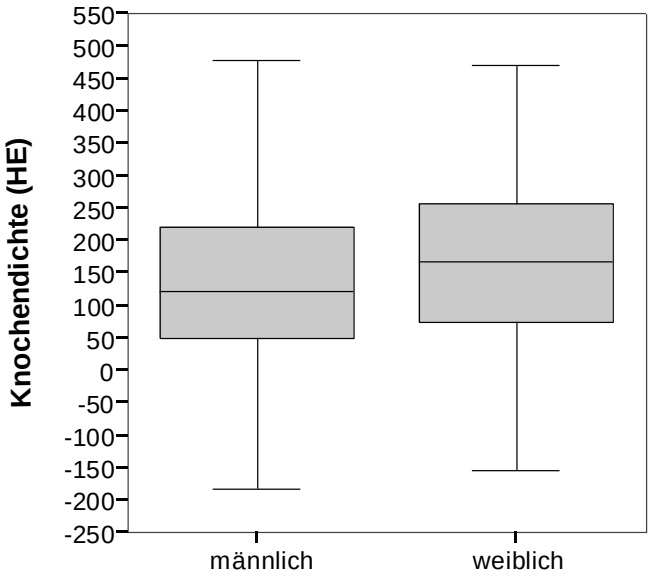


Abb. 3.4-1: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei allen Probanden. Aufteilung nach Geschlecht der Probanden.

In diesem Vergleich wurde ein signifikanter Unterschied (p=0,003) zwischen den beiden Gruppen festgestellt.

Knochendichte (HE)

Geschlecht	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
männlich	234	134,8	122,7	-182,4	501,0	125,33	15708,56
weiblich	294	167,6	168,7	-202,1	471,4	127,38	16226,30

Tabelle 3.4-1: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Probanden. Aufteilung nach Geschlecht der Probanden.

In dem praktischen Teil des Versuches wurden insgesamt 48 weibliche Probanden und 39 männliche Probanden untersucht. Der Medianwert für die Knochendichte lag bei männlichen Probanden allgemein bei 122,7 HE und bei weiblichen Probanden bei 168,7 HE.

MÄNNLICH

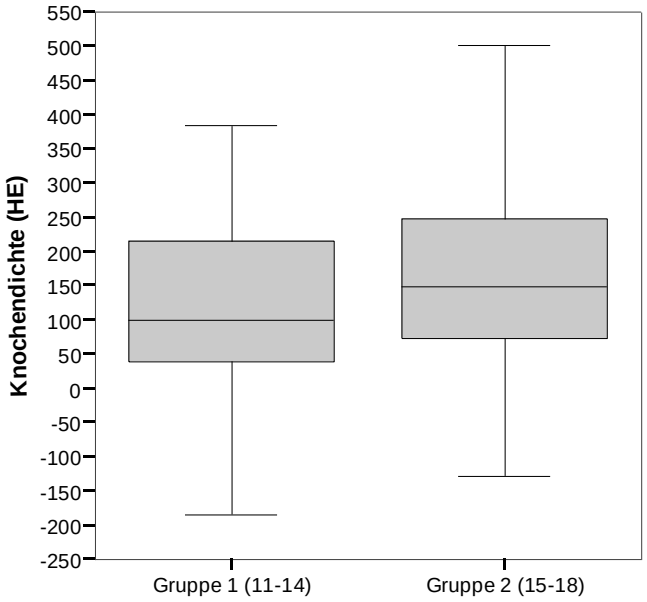


Abb. 3.4-2: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte (HE) bei allen Jungen. Aufteilung nach der Altersgruppe.

Knochendichte (HE)

Altersgruppe	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
Gruppe 1 (11-14)	138	114,6	100,8	-183,9	384,5	118,11	13950,64
Gruppe 2 (15-18)	96	163,8	149,1	-128,6	501,0	130,30	16978,99

Tabelle 3.4-2: Ergebnisse der Knochendichtemessung (HE) bei allen Jungen. Aufteilung nach der Altersgruppe.

Es wurden auch hier signifikante Unterschiede in der Knochendichte zwischen den untersuchten Gruppen festgestellt (p=0,003)
Die Medianwerte für die Knochendichte liegen bei der Gruppe 1 bei 100,8 HE und bei der Gruppe 2 bei 149,1 HE.

WEIBLICH

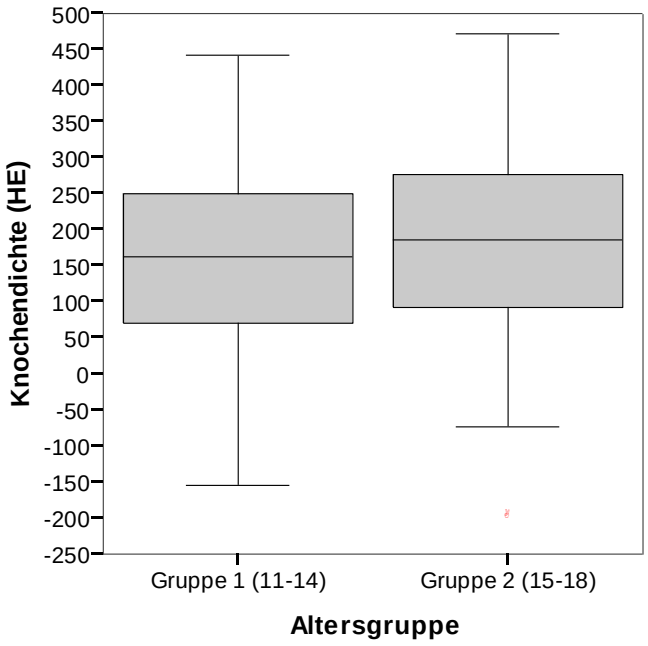


Abb. 3.4-3: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei allen Mädchen. Aufteilung nach der Altersgruppe.

Knochendichte (HE)

Altersgruppe	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
Gruppe 1 (11-14)	192	155,2	161,8	-154,5	441,5	124,88	15595,52
Gruppe 2 (15-18)	102	190,9	186,5	-202,1	471,4	129,39	16742,74

Tabelle 3.4-3: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Mädchen. Aufteilung nach der Altersgruppe.

Es wurden auch hier signifikante Unterschiede in der Knochendichte zwischen den untersuchten Gruppen festgestellt (p=0,022).
Die Medianwerte für die Knochendichte liegen bei der Gruppe 1 bei 161,8 HE und bei der Gruppe 2 bei 186,5 HE.

ALTER

Die Abb. 3.4-4 und 3.4-5 zeigen Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei männlichen und weiblichen Probanden innerhalb einer Altersgruppe.
Die Datensätze wurden hier komplett verwendet ohne weitere Unterteilung nach

Lokalisation, Angulation und Seitenunterschiede.

GRUPPE 1

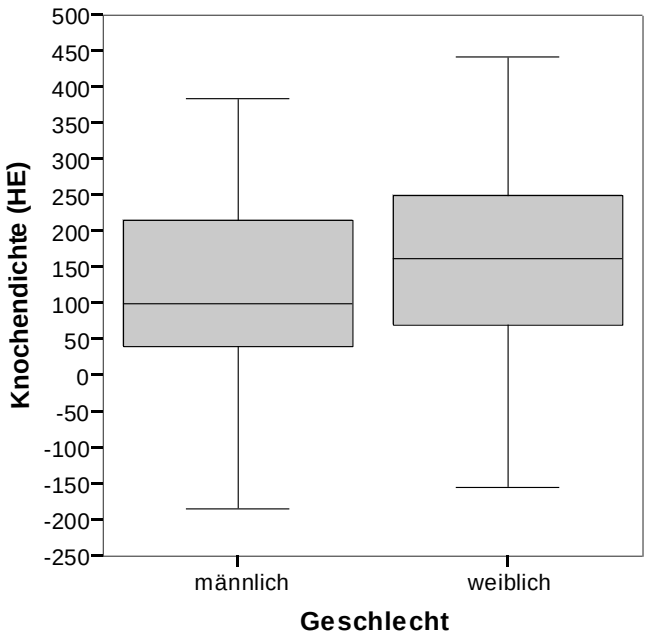


Abb. 3.4-4: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei allen Probanden der Gruppe 1. Aufteilung nach Geschlecht.

In der Gruppe 1 hat sich der Faktor Geschlecht als hoch signifikant erwiesen (p=0,003).

Knochendichte (HE)

Geschlecht	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
männlich	138	114,6	100,8	-183,9	384,5	118,11	13950,64
weiblich	192	155,2	161,8	-154,5	441,5	124,88	15595,52

Tabelle 3.4-4: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Probanden der Gruppe 1. Aufteilung nach Geschlecht.

Medianwerte betrugen bei den männlichen Probanden 100,8 HE und bei den weiblichen 161,8 HE.

GRUPPE 2

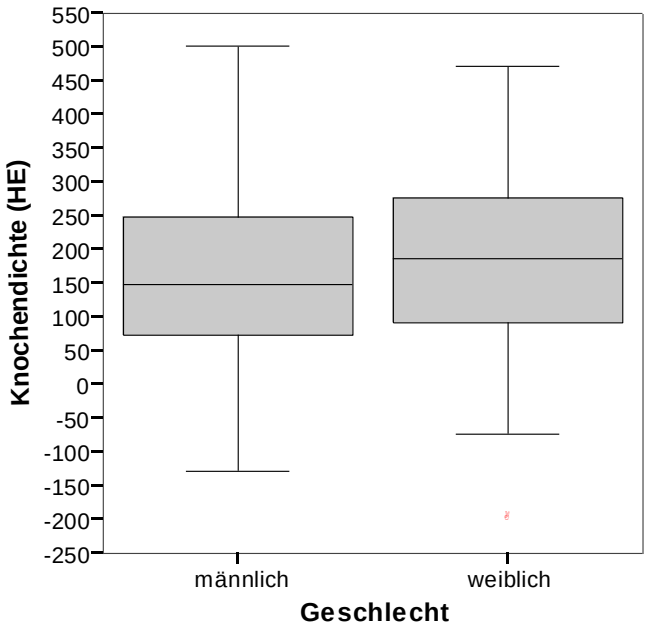


Abb. 3.4-5: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei allen Probanden der Gruppe 2. Aufteilung nach Geschlecht.

In der Gruppe 2 hat sich der Faktor Geschlecht als nicht signifikant erwiesen (p=0,144).

Knochendichte (HE)

Geschlecht	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
männlich	96	163,8	149,1	-128,6	501,0	130,30	16978,99
weiblich	102	190,9	186,5	-202,1	471,4	129,39	16742,74

Tabelle 3.4-5: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Probanden der Gruppe 2. Aufteilung nach Geschlecht.

Mittelwerte für die Knochendichte betrugen bei den männlichen Probanden 163,75 HE und bei den weiblichen 190,86 HE.

3.5 Knochendichte in Abhängigkeit von der Kieferseite

Die Abbildung 3.5-1 zeigt die Box-Whisker-Plots der bei allen Probanden ermittelten Werte für die Knochendichte.

Hierbei wurden alle Stichproben der rechten Oberkieferseite den Stichproben der linken

Oberkieferseite gegenübergestellt.

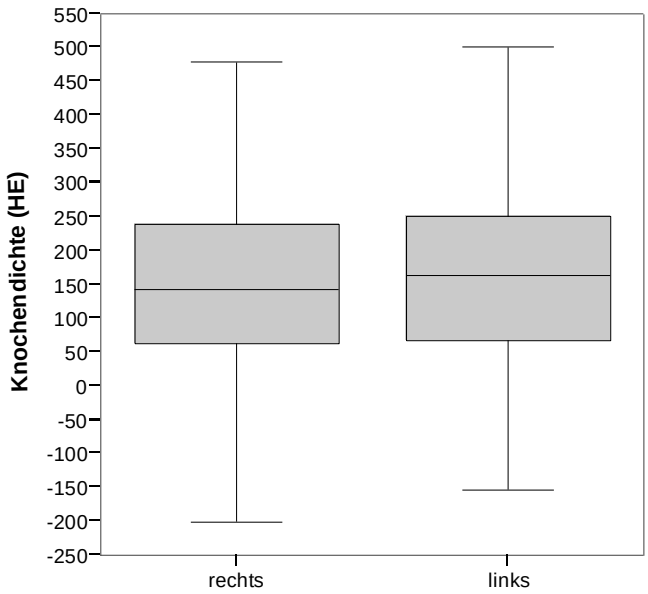


Abb. 3.5-1: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte (HE) bei allen Probanden. Aufteilung in die rechte und linke Kieferseite.

In diesem Vergleich wurde kein signifikanter Unterschied in der Knochendichte zwischen den beiden Seiten festgestellt (p=0,193).

Knochendichte (HE)

Quadrant	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
rechts	264	145,8	142,9	-202,1	478,4	123,78	15322,27
links	264	160,3	162,5	-154,4	501,0	130,78	17104,48

Tabelle 3.5-1: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Probanden. Aufteilung in rechte und linke Kieferseite.

Der Medianwert für die Knochendichte im rechten Oberkiefer lag bei 142,9 HE, im linken Oberkiefer bei 162,5 HE.

LOKALISATION

Die Abbildung 3.5-2 zeigt Box-Whisker-Plots der bei allen Probanden ermittelten Werte für die Knochendichte.

Hierbei wurde zusätzlich der Lokalisations- Faktor und sein Einfluss auf die Knochendichte rechts und links im Oberkiefer untersucht.

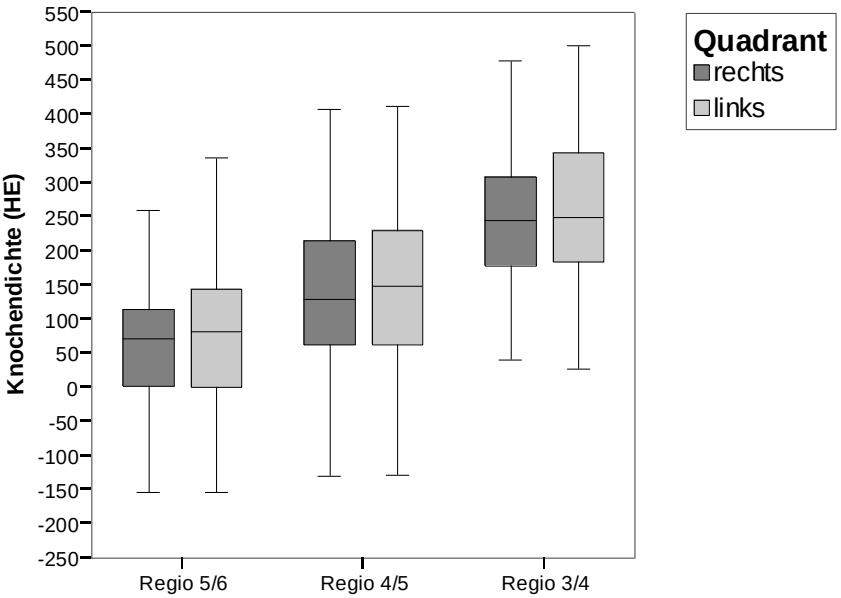


Abb. 3.5-2: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei allen Probanden. Aufteilung in rechte und linke Kieferseite und Lokalisation im Kiefer.

Die ANOVA- Varianzanalyse ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen rechts und links im Regio 5/6 (p=0,400), Regio 4/5 (p=0,533) und Regio 4/3 (p=0,198).

Knochendichte (HE)

Lokalisation	Quadrant	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
Regio 5/6	rechts	88	65,7	70,5	-202,1	297,5	96,40	9293,91
	links	88	78,3	81,7	-154,4	335,7	102,08	10420,49
Regio 4/5	rechts	88	134,6	129,6	-130,4	407,1	108,47	11765,73
	links	88	145,2	147,9	-128,6	412,4	116,91	13670,07
Regio 3/4	rechts	88	237,2	244,3	40,6	478,4	100,94	10190,30
	links	88	257,3	249,6	26,5	501,0	105,23	11073,68

Tabelle 3.5-2: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Probanden. Aufteilung in rechte und linke Kieferseite und Lokalisation im Kiefer.

Die Medianwerte für die Knochendichte im rechten Oberkiefer lagen in Regio 5/6 bei 70,5 HE, in Regio 4/5 bei 129,6 HE und in Regio 4/3 bei 244,3 HE.
Die Medianwerte für die Knochendichte im linken Oberkiefer lagen in Regio 5/6 bei 81,7 HE, in Regio 4/5 bei 147,9 HE und in Regio 4/3 bei 249,6 HE.

ANGULATION

Die Abbildung 3.5-3 zeigt Box-Whisker-Plots der bei allen Probanden ermittelten Werte für die Knochendichte im Oberkiefer.
Hierbei wurde zusätzlich der Einfluss der Angulation der Schraube zur Knochenoberfläche auf die Knochendichte rechts und links im Oberkiefer ausgewertet.

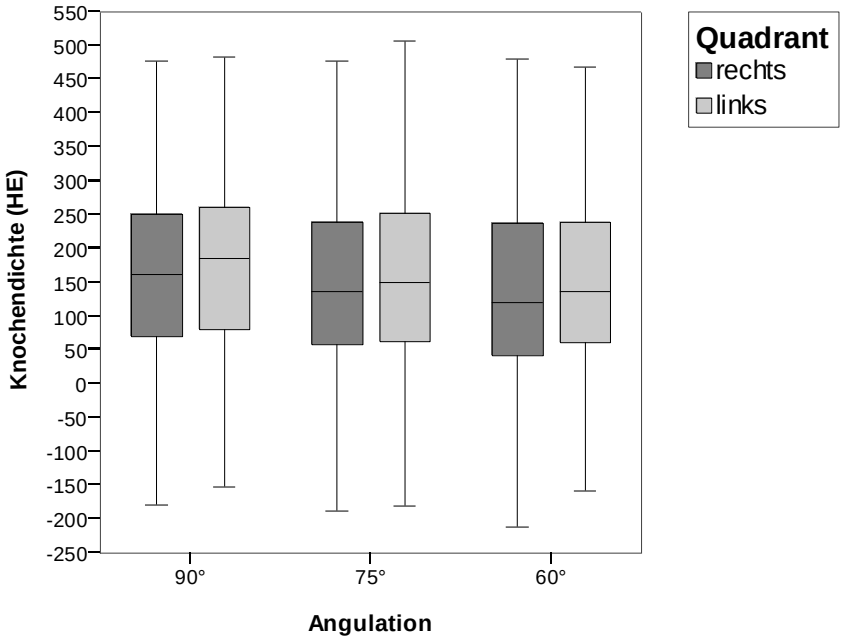


Abb. 3.5-3: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte bei allen Probanden. Aufteilung in rechte und linke Kieferseite und Angulation der Schraube zur Knochenoberfläche.

Die ANOVA- Varianzanalyse ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen rechts und links bei der 90° Angulation (p=0,165), 75° Angulation (p=0,205) und 60° Angulation (p=0,206).

Knochendichte (HE)

Angulation	Quadrant	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviatior	Variance
90°	rechts	264	161,2	162,0	-179,5	477,3	120,30	14473,98
	links	264	176,2	185,3	-152,2	483,4	126,19	15925,47
75°	rechts	263	142,7	136,4	-222,1	478,0	126,54	16013,75
	links	264	157,1	150,1	-179,8	507,1	134,90	18198,47
60°	rechts	264	132,5	120,2	-211,3	480,1	131,24	17223,94
	links	264	147,5	136,4	-211,5	512,6	139,66	19505,83

Tabelle 3.5-3: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Probanden. Aufteilung in rechte und linke Kieferseite und Angulation der Schraube zur Knochenoberfläche.

Die Medianwerte für die Knochendichte im rechten Oberkiefer lagen bei:

- 90° 162,0 HE
- 75° 136,4 HE
- 60° 120,2 HE

Die Medianwerte für die Knochendichte im linken Oberkiefer lagen bei:

- 90° 185,3 HE
- 75° 150,1 HE
- 60° 136,4 HE

GESCHLECHT

Die Abbildung 3.5-4 zeigt Box-Whisker-Plots der bei allen Probanden ermittelten Werte für die Knochendichte im Oberkiefer.

Hierbei wurde zusätzlich der Einfluss des Geschlechtes auf die Knochendichte rechts und links im Oberkiefer überprüft.

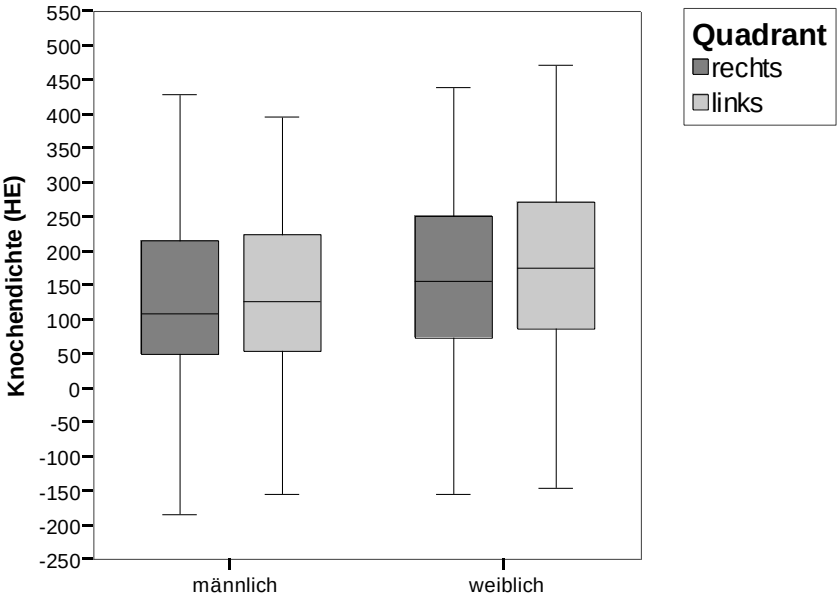


Abb. 3.5-4: Box-Whisker-Plots für die Knochendichte (HE) bei allen Probanden. Aufteilung in rechte und linke Kieferseite sowie Geschlecht.

Die ANOVA-Varianzanalyse ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen rechts und links, sowohl bei den männlichen Probanden (p=0,610), als auch bei den weiblichen Probanden (p=0,196).

Knochendichte (HE)

Geschlecht	Quadrant	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std. Deviation	Variance
männlich	rechts	117	130,6	108,7	-183,9	478,4	123,36	15219,28
	links	117	139,0	126,9	-154,4	501,0	127,69	16305,79
weiblich	rechts	147	158,0	156,6	-202,1	438,9	123,18	15174,26
	links	147	177,2	176,3	-146,4	471,4	131,16	17202,94

Tabelle 3.5-4: Ergebnisse der Knochendichtemessung bei allen Probanden. Aufteilung in rechte und linke Kieferseite sowie Geschlecht der Probanden.

Der Medianwert betrug für die männlichen Probanden:

- rechts 108,7 HE
- links 126,9 HE

Der Medianwert betrug für die weiblichen Probanden:

- rechts 156,6 HE
- links 176,3 HE

3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Anhand dieser Studie konnten folgende Aussagen gemacht werden:

1) Auswirkung der Lokalisation auf die Knochendichte an der Oberfläche eines tomas®-Pins im Oberkiefer
   - im anterioren Bereich (Regio 3/4) konnten die höchsten Werte gemessen werden
   - im posterioren Bereich (Regio 5/6) konnten die niedrigsten Werte gemessen werden
   - zwischen den anterioren und posterioren Kieferbereich konnten signifikante Unterschiede festgestellt werden

2) Auswirkung der Angulation auf die Knochendichte an der Oberfläche eines tomas®-Pins im Oberkiefer
   - bei der 90° Angulation des Pins zur Knochenoberfläche wurden die höchsten Knochendichtewerte an seiner Oberfläche notiert
   - bei der 60° Angulation des Pins zur Knochenoberfläche wurden die niedrigsten Knochendichtewerte an seiner Oberfläche notiert
   - es lag immer ein signifikanter Unterschied zwischen den Knochendichtewerten gemessen bei der 90° und 60° Angulation zur Knochenoberfläche vor

3) Auswirkung des Alters der Patienten (Gruppenvergleich) auf die Knochendichte an der Oberfläche eines tomas®-Pins im Oberkiefer
   - die höheren Knochendichtewerte wurden bei der Gruppe 2 notiert
   - es konnten signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Altersklassen festgestellt werden

4) Auswirkung des Geschlechtes auf die Knochendichte an der Oberfläche eines tomas®-Pins im Oberkiefer
   - allgemein konnten signifikant höhere Knochendichtewerte bei den weiblichen Probanden festgestellt werden
   - in der Gruppe der jüngeren Probanden waren die Unterschiede hoch signifikant

- in der Gruppe mit den älteren Probanden konnten keine signifikanten Unterschiede in der Knochendichte zwischen den beiden Geschlechtern festgestellt werden

5) Auswirkung der Kieferseite auf die Knochendichte an der Oberfläche eines tomas®-Pins im Oberkiefer
   - zwischen der rechten und linken Kieferhälfte konnten keine signifikanten Knochendichteunterschiede festgestellt werden

4 Diskussion

4.1 Material und Methoden

4.1.1 Allgemeine Methoden

Probanden und Beschreibung der Stichprobe

Die Untersuchung hatte als Ziel, unter Konstanzsetzung möglichst vieler Faktoren, die Knochendichte an bestimmten Stellen im Oberkiefer zu ermitteln.

Zurzeit gibt es unterschiedliche Verfahren um die Knochendichte festzustellen. *Thomsen et al.* und *Trisi et al.* haben die Knochendichtemessungen anhand von Knochenbiopsien und histomorphologischen Untersuchungen durchgeführt [115, 118]. *Devlin et al.* benutzten eine Osteodensitometrie [30], *Hans et al.* versuchten die Dichte des Knochens mittels Ultraschall (QUS) zu messen [43] und *Jäger et al.* mittels digitaler Microradiographie [52].

Alle diese Methoden zeigten zuverlässige Messungen und Ergebnisse, sind aber für den täglichen Gebrauch in der Chirurgie/Kieferchirurgie, Implantologie und Kieferorthopädie, wegen der recht komplizierten Durchführbarkeit eher nicht zu empfehlen.

Schwarz et al. benutzten 1987 einen Computertomographiescanner (CT) für die präoperative Beurteilung des Patientenknochens und die spätere Implantatsetzung [107, 108]. Allerdings wurde auch diese Maßnahme nur für die Knochendichtemessung wegen der sehr hohen Strahlendosis von vielen kritisiert. Es existiert unter den Kollegen immer noch die sehr verbreitete Meinung, dass die digitale Volumentomographie eine enorme Strahlenbelastung für den Patienten darstellt. Die Strahlenbelastung eines DVT wird in der Literatur jedoch unter der eines Computertomographen angegeben.

Mozzo et al. haben die Strahlenbelastung eines CT und DVT verglichen und fand heraus, dass die Strahlendosis eines DVT bis zu sechsmal geringer ist als beim CT [84]. *Cohnen et al.* stellten sogar in seiner Studie fest, dass die effektive Strahlendosis eines DVT gegenüber einem dentalen CT um das Fünffache reduziert ist [22].

Hirsch et al. verzeichneten eine drei- bis fünffache Strahlenreduktion eines DVT gegenüber einem Spiral- CT [45]. Ähnliche Werte wurden auch an der Universität Heidelberg in der Abteilung für Mund-, Kiefer und Gesichtschirurgie gemessen, wo das DVT eine zwei- bis dreifach geringere effektive Strahlendosis als ein CT zeigte [134].

Ebenso verhielten sich die Werte bei den Untersuchungen von *Schulze* et al [106].

Bei einem Vergleich der Strahlenexposition zwischen einem DVT und einer PSA

(Panoramaschichtaufnahme) sind *Cohnen et al.* [22] und *Ludlow et al.* [66] auch zu interessanten Ergebnissen gekommen. *Ludlow et al.* fanden in ihrer Untersuchung eine 3 bis 7 fach höhere effektive Strahlendosis für das DVT [66] und *Cohnen et al.* sogar eine zehnfach höhere effektive Strahlendosis gegenüber der PSA [22].

Mehrere Studien belegen die Genauigkeit der cbct- Untersuchungsmethode (cone beam computer tomography = digitale Volumentomagraphie) [3, 68].
Loubele et al. benutzten für die Beurteilung der Knochenqualität und Knochenquantität drei unterschiedliche tomographische Verfahren: DVT, Spiraltomographie und multi-slice spiral CT (MSCT). Die Ergebnisse eines DVT ergaben eine sehr gute Detailwiedergabe der Knochenstruktur, sowie die genaue Möglichkeit für Messungen von Strecken [65]. In der Studie von *Veyre-Goulet et al.* wurden die Ergebnisse von Loubele bestätigt. Die Autoren stellten noch mal fest, dass die DVT ein hervorragendes Medium für genaue Streckenmessungen und Messungen der Knochendimension ist [125]. Auch *Möbes et al.* waren der Meinung, dass die DVT eine hervorragende Darstellung der Kortikalis und Spongiosa ermöglicht. Insbesondere die Kieferhöhle und die Kieferform waren bei diesen Aufnahmen sehr gut zu beurteilen [81]. Bei einem Vergleich zwischen einem DVT und CT stellten *Hashimoto et al.* auch fest, dass die digitale Volumentomographie einen vielfältigen Einsatz für die dentale Diagnostik bietet [44]. *Fan et al.* verglichen die DVT- Bilder mit den PSA- Bildern. Sie stellten fest, dass die Genauigkeit und die präzise Darstellung der Strukturen, bei DVT deutlich von den PSA- Bildern abweichen [32].

In dieser Studie wurden zur Feststellung der Knochendichte an unterschiedlichen Stellen im Oberkiefer digitale Volumentomographiebilder benutzt. Verglichen mit anderen am Anfang beschriebenen Methoden zur Knochendichteanalyse eignet sich die DVT am besten und ist mit geringstem Zeitaufwand durchzuführen.
Sicherlich sollte die Benutzung dieser bildgebenden Methode nicht für jede Diagnosestellung oder –sicherung nötig sein, allerdings ist sie ein hervorragendes Instrument für die Bearbeitung nicht nur einer interessanten Fragestellung.

Messmethodik
In der vorliegenden Studie wurden mittels der Implantatplanungssoftware SimPlant® der Firma Materialise (Leuven, Belgien), Minischrauben- tomas®-Pins der Firma Dentaurum (Ispringen, Deutschland) - virtuell in die DVT- Bilder platziert. Die Verwendung von

DVT- oder CT- Bildern in Verbindung mit SimPlant®, zur Ermittlung der Knochendichte und Knochendimension, wird in Untersuchungen häufig beschrieben [65, 81, 88, 116].
Norton et al. haben versucht die Knochendichte mittels einer extensiven Analyse von computertomographischen Schnittaufnahmen mit der SimPlant®-Software zu ermitteln. Sie benutzten 32 CT- Aufnahmen von Maxilla und Mandibula und untersuchten die Knochendichte in den anterioren und posterioren Bereichen. Basierend auf der Hounsfield-Skala, konnten sie die Dichte des Knochens in ausgewählten Bereichen ermitteln. Laut der Studie gab es eine enge Korrelation zwischen dem Wert der Knochendichte und der subjektiven Beurteilung der Knochenqualität (p= 0,002) [88].
Todisco et al. benutzten in ihrer Studie zur Ermittlung der Knochendichte im Alveolarknochenbereich auch die SimPlant®-Software [116]. Die Ergebnisse waren für die korrespondierenden Regionen im Oberkiefer zweifach geringer als im Unterkiefer.
Seitdem die digitale Volumentomographie in der Zahnmedizin immer mehr eine tragende Rolle einnimmt, ist auch die Ermittlung der Knochendichte mittels dieser Methode für viele Praktiker von größter Bedeutung. Insbesondere im Oberkiefer ist wegen der vielen möglichen Nebenbefunde die digitale Diagnostik in Kombination mit entsprechender Software wie SimPlant® sehr hilfreich [51].
In der Studie von *Todisco et al.* stellten sich die Autoren die Frage, wie groß ist die Korrelation zwischen der histologischen Untersuchung der Knochendichte anhand von entnommenen Biopsie- Proben und Ergebnissen von CT-Bildern unter Benutzung der SimPlant®-Software. Es wurden 23 Patienten, welche sich vor einer Implantation befanden, in die Studie einbezogen [116]. Die beiden in einem Vergleich untersuchten Methoden zur Ermittlung der Knochendichte haben sich als hoch signifikant erwiesen.
Mittels einer SimPlant®-Software wurden in der hier vorliegenden Studie, in die digitalen Volumentomographiebilder, virtuelle Minischrauben (tomas®-Pins) gesetzt. Die Implantatplanungssoftware SimPlant® ermöglichet dem Behandler heutzutage eine genaue Lokalisation der Insertionsstelle und ein präzises Einsetzen der Implantate. Diese Methode wird schon seit längerer Zeit von vielen renommierten Chirurgen favorisiert. Sie ermöglicht eine unkomplizierte Behandlung. Sie wurde in der Literatur schon oft beschrieben und 1998 von *Kraut* das erste Mal präsentiert [57, 88]. SimPlant® wurde seitdem in mehreren Studien zur Planung dentaler Implantate [116] sowie als diagnostisches Mittel für die Knochendichtemessung [88,116] eingesetzt.
Da mit Hilfe eines digitalen Volumentomographiebildes die anatomischen Bereiche in mehreren Ansichten beurteilbar sind, ist ein sehr genaues Vorplanen des Eingriffs möglich. Das ermöglicht dem Zahnarzt ein komfortables und stressfreies Arbeiten am

Patienten. In der Implantatprothetik und –chirurgie wird die Software schon seit längerer Zeit benutzt. Dort ist die Beurteilung des Implantatlagers und des vorhandenen Knochenangebotes von größter Wichtigkeit. Die computergestützte Planung erlaubt auch in sehr komplizierten Fällen die bestmögliche Positionierung der Implantate [102]. Die praktische Vorgehensweise mit diesem „Instrument“ wurde genau beschrieben [113].

Das fundierte Wissen über die anatomischen Strukturen (Knochen, Weichteile, Nerven), sowie das korrekte Benutzen der diagnostischen Mittel und deren Interpretation, sind das Geheimnis des Behandlungserfolges.

4.1.2 Spezifische Methoden

Ein ausreichendes Knochenangebot ist auch in der Kieferorthopädie immer von größter Bedeutung. Für die skelettale Verankerung, in Form von hier im Versuch benutzten tomas®-Pins, benötigt man nicht nur ein genügendes Knochenlager, sondern auch eine sichere Positionierungsstelle, um genug Platz für die Schrauben zu haben ohne die Nachbarstrukturen zu verletzen [36] und vorzeitiges Herausfallen des Pins zu provozieren [9, 14, 15, 21, 35].

Es gibt auf dem Markt mehrere Minischrauben in unterschiedlichen Längen und Durchmessern [13, 14, 25, 62, 73, 74, 77]. Das Angebot ist groß und für fast jede klinische Situation findet man die entsprechende Schraube.

Es ist aber sehr wichtig, nicht nur die Zonen mit ausreichender Knochensubstanz, also Quantität zu wählen, sondern vor allem auch die Qualität des Knochens zu betrachten. Nur dann ist es möglich, erfolgreich die Minischrauben zu setzen und für die Verankerung zu benutzen. *Cha et al.* haben auch in Ihrer letzten Studie erwiesen, dass die Knochendichte ein wichtiger Parameter für die Stabilität der Minischrauben im Alveolarknochen darstellt [18,19].

Poggio et al. haben in ihrer Studie die „sicheren Zonen“ für die interradikuläre Insertion von Minipins erarbeitet. Mit einem digitalem Volumentomographen (DVT; NewTom System T) wurden die Aufnahmen gemacht und anschließend untersucht. Es wurden im Oberkiefer und im Unterkiefer die „sicheren Zonen“ ermittelt. Sie stellten fest, dass der bukkale maxilläre Interradikulärraum zwischen dem ersten Molaren und zweiten Prämolaren (5 - 8 mm vom Alveolarkamm), als sicherste Zone betrachtet werden kann. Dort haben *Poggio et al*. das größte mesio-distale Knochenangebot messen können. Anhand ihrer Untersuchung konnten sie zeigen, dass sich auf der bukkalen Seite zwischen dem ersten und zweiten Prämolaren, als auch zwischen dem ersten

Prämolaren und dem Eckzahn, ebenso ein großes mesio-distale Knochenangebot befand. In der bukko-palatinalen Dimension war die Knochendimension am größten zwischen dem ersten und zweiten Molaren im Oberkiefer (14,3 mm SD 1,1 in 5 mm vom Alveolarkamm entfernt) [93].

Ähnliche Ergebnisse resultierten bei der Studie von *Hu K.S. et al.* [48]. Die Autoren stellten ebenso fest, dass die sicherste Zone für das setzen von Minischrauben in der Maxilla zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molaren, in einer Entfernung von 6 bis 8 mm von der Schmelz-Zement-Grenze besteht [48]. Ähnlich wie bei *Poggio et al.,* fanden die Autoren *Hu K.S. et al.* in ihrer Studie das größte mesio-distale Knochenangebot in der Maxilla zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molaren. In der bukko-palatinalen Dimension der Maxilla war die Knochendimension in Höhe der Schmelz-Zement-Grenze am größten zwischen dem ersten Prämolaren und dem Eckzahn (7-10 mm) und am niedrigsten zwischen den ersten und zweiten Molaren (4 mm) [48].

Poggio et al. beobachteten, dass in der Maxilla in einer Entfernung von 11 mm von dem Alveolarknochen, die oft große Kieferhöhlenausdehnung, ein Problem für das sichere Setzen von Minischrauben darstellen kann. Daher rieten sie dazu, die Pins nicht weiter als 8 mm von dem Alveolarkamm entfernt zu platzieren [93].

Costa et al. berichteten über minimale Komplikationen, die eventuell nach einer Sinusperforation mit kieferorthopädischen Minischrauben auftreten können. Es könnte also unter Umständen wichtiger sein, eine gute Retention der Schraube im Knochen zu erreichen, ohne Rücksicht auf die Verletzungsgefahr der Kieferhöhle zu nehmen [25]. Auch andere Autoren stellten fest, dass kleine Perforationen (<2 mm) des Sinusbodens alleine und ohne weitere Komplikationen ausheilen [4, 95, 97].

Die interaktive Implantatplanungssoftware SimPlant® erlaubt eine sehr genaue Vermessung der digitalen Volumentomographiebilder und ein exaktes Implantieren.

Die anatomischen Gegebenheiten jedes einzelnen Patienten können allerdings oft das Inserieren einer Minischraube an einer bestimmten Stelle erschweren oder manchmal auch völlig unmöglich machen.

Die für diese Studie benutzen Patientenbilder wurden zuerst genau untersucht, ob bei jedem Patienten an vorher definierten Stellen die Möglichkeit für das Implantieren, nicht durch mehrere Faktoren eingeschränkt ist.

Die tomas®-Pins wurden bei allen Patientenbildern 4 mm von der Schmelz-Zement-Grenze inseriert. Oft ist die Distanz zwischen den Wurzeln durch gekippte, gedrehte

oder verlagerte Zähne sehr eingeengt. Das Einsetzen der Minischraube an dieser Position würde „klinisch“ die Wurzeln der Zähne verletzen und die Ergebnisse dieser Studie negativ beeinflussen.

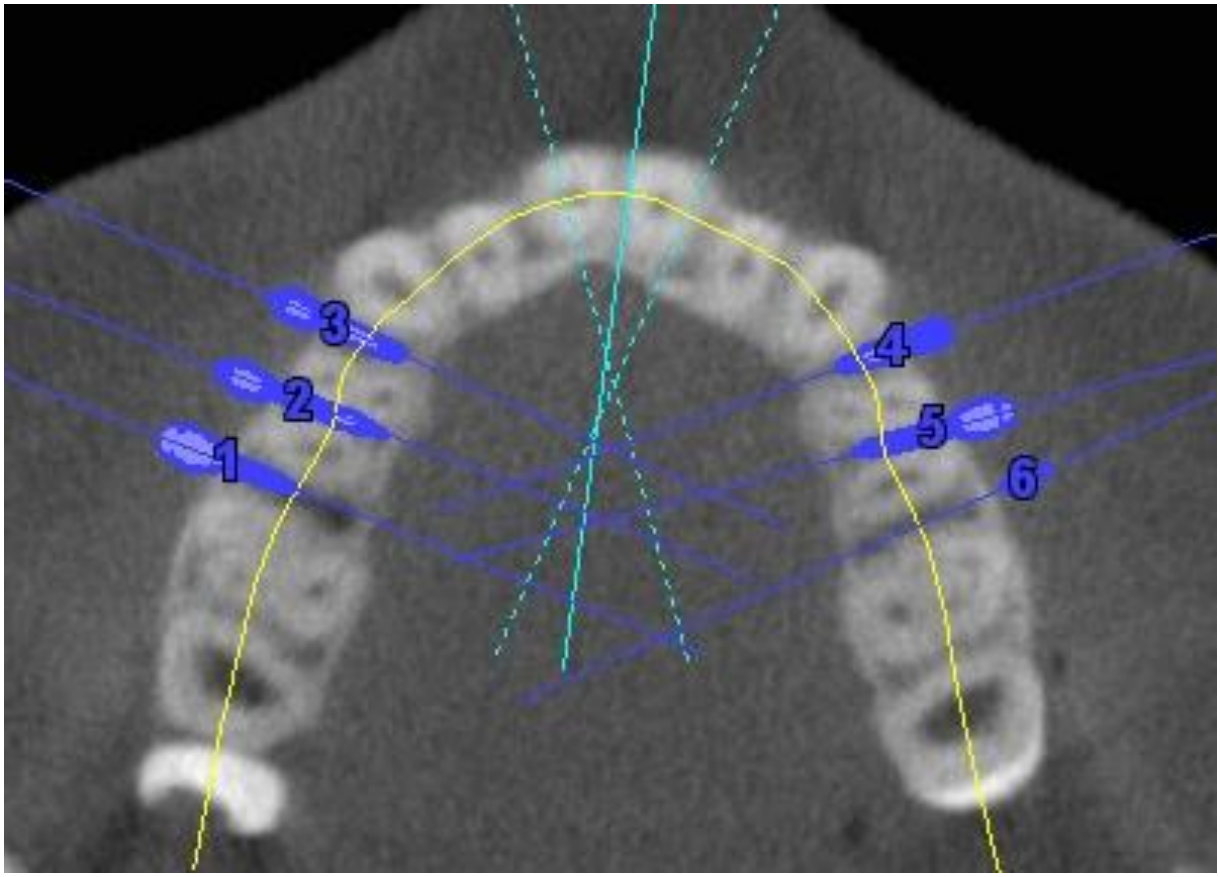


Abb. 20: Axiale Ansicht des Oberkiefers mit interradikulärer Positionierung der tomas®-Pins. Sichtbare Einengung des Interradikulärraumes für Minipins 2 und 5 (Abbildung: Bildschirmfoto SimPlant®).

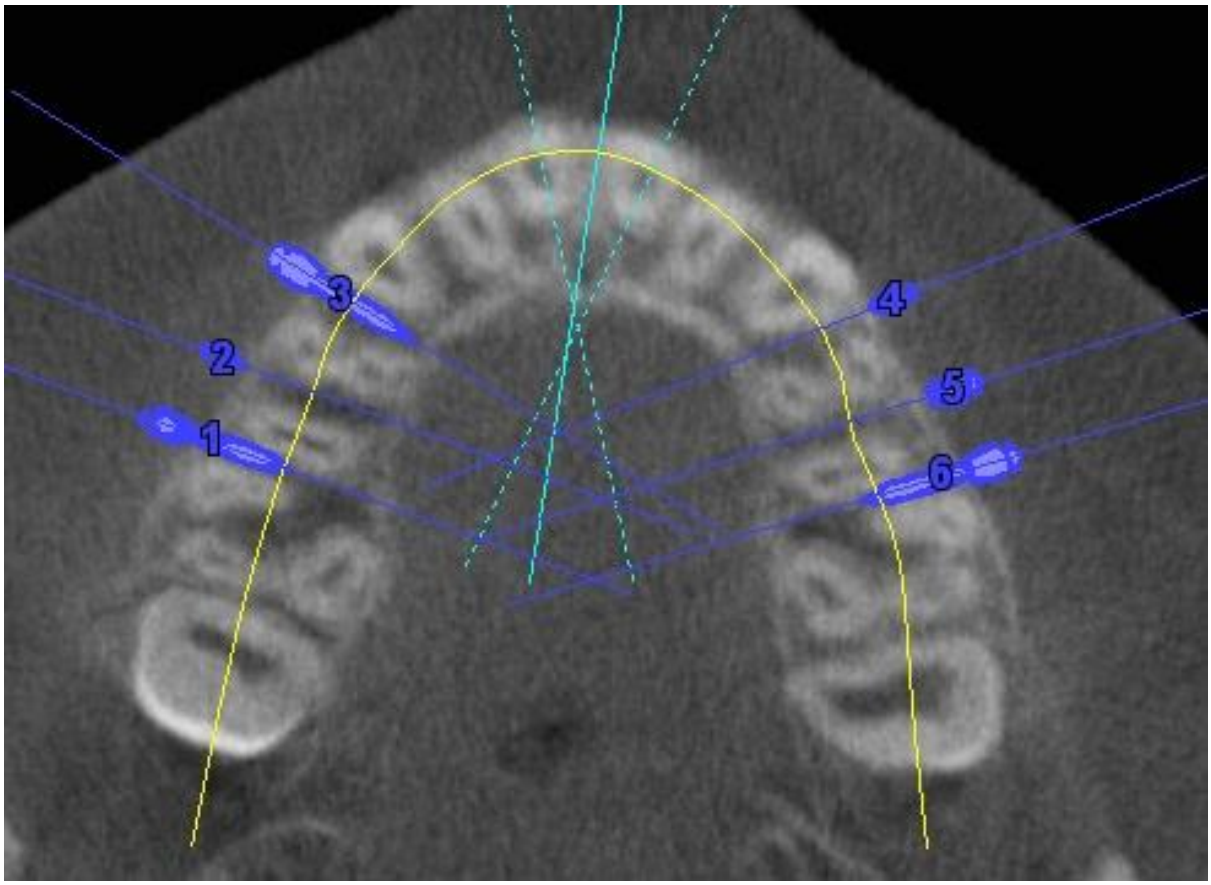


Abb. 21: Axiale Ansicht des Oberkiefers mit interradikulärer Positionierung der tomas®-Pins. Sichtbare Einengung des Interradikulärraumes für Minipins 1 und 6 (Abbildung: Bildschirmfoto SimPlant®).

Im posterioren Bereich des Oberkiefers ist die Kieferhöhle oft ein störender Faktor beim Implantieren. Ihre großflächige Ausdehnung sollte auch beim Einsetzten der kieferorthopädischen Minischrauben berücksichtigt werden.

Die tomas®-Pins gibt es in 3 unterschiedlichen Längen: 6, 8, 10 mm. Für das Durchführen des praktischen Teils dieser Arbeit wurden bei allen Patienten die 8 mm Pins verwendet. Im posterioren Bereich des Kiefers sollte im klinischen Fall die genaue und für jeden Patienten einzeln angepasste Länge der Minischraube ausgewählt werden. So besteht kein Risiko einer Kieferhöhlenperforation.

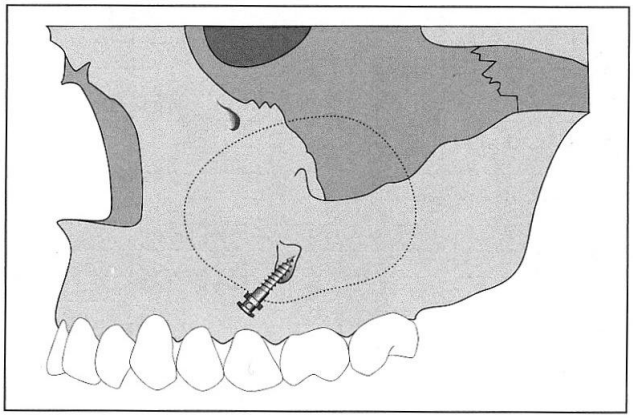
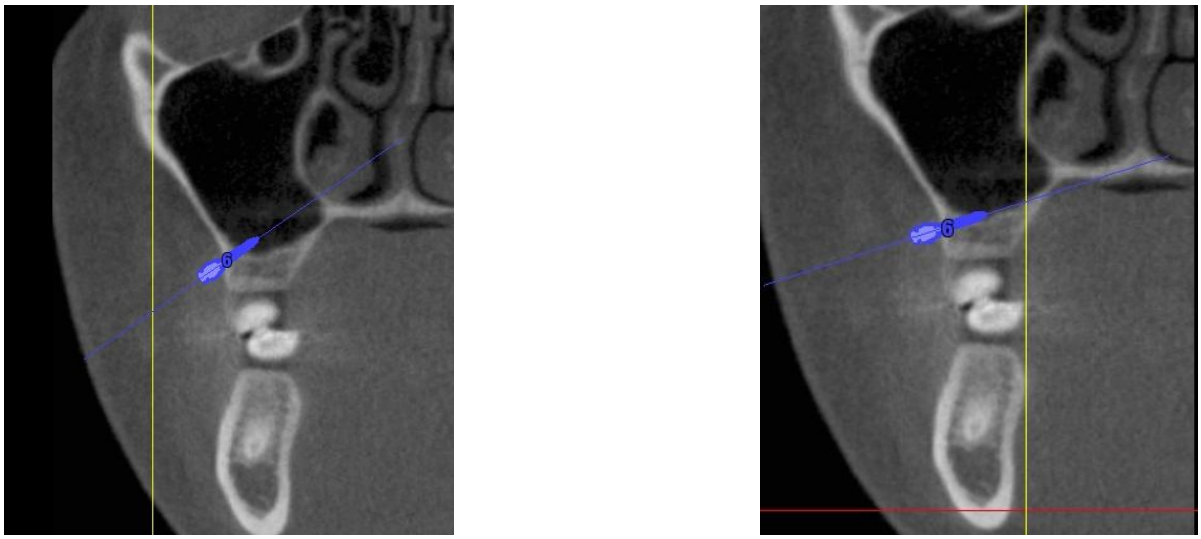


Abb. 22: Perforation des Sinus Maxillaris. Pinposition distal des zweiten Prämolaren (Abbildung: [69]).

Zusätzlich konnte hier zwischen dem ersten Molar und dem zweiten Prämolar eine größere Gefahr für Kieferhöhlenperforation bei 60° Winkel zur Knochenoberfläche beobachtet werden.



a) b)

Abb. 23: Perforation des Sinus Maxillaris in der transversalen Ansicht. Pinposition distal des zweiten Prämolaren:
a) bei der 60°- Pin-Angulation zur Knochenoberfläche
b) bei der 75°- Pin-Angulation zur Knochenoberfläche
(Abbildungen: Bildschirmfoto SimPlant®).

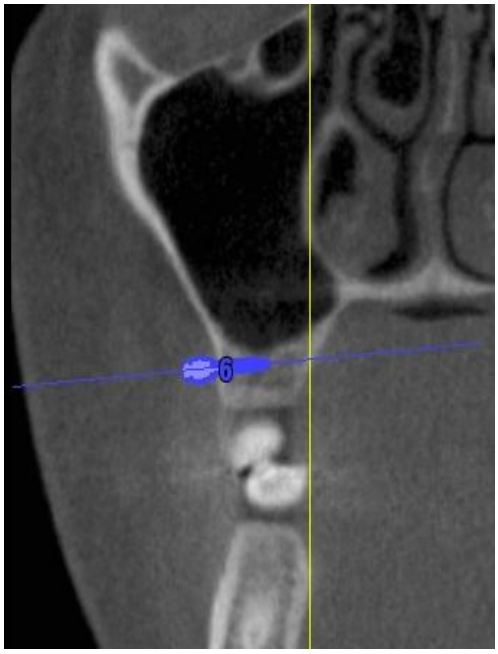


Abb. 24: Keine Perforation des Sinus maxillaris bei der 90°-Angulation zur Knochenoberfläche. Pinposition distal des zweiten Prämolaren. Transversale Ansicht (Abbildungen: Bildschirmfoto SimPlant®).

Carano et al. rieten dazu die Minischrauben die hoch in der Maxilla eingesetzt werden sollten, eher in einem 90° Winkel zur Knochenoberfläche zu positionieren. So wollten sie die Gefahr einer Kieferhöhlenperforation minimieren. Die Schrauben, deren Kopf im mukogingivalen Bereich lag, sollten in einem Winkel von 30° bis 40° Winkel zur Knochenoberfläche verlaufen [16].

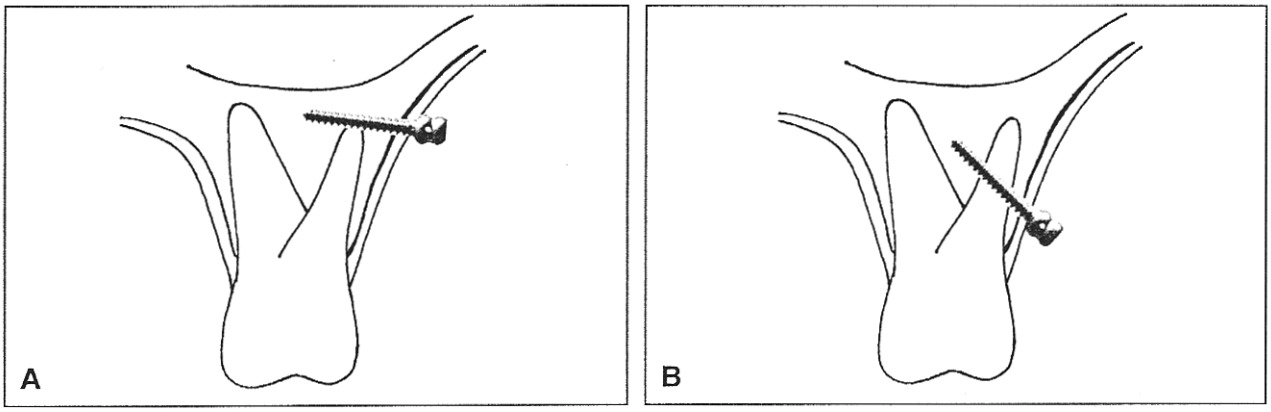
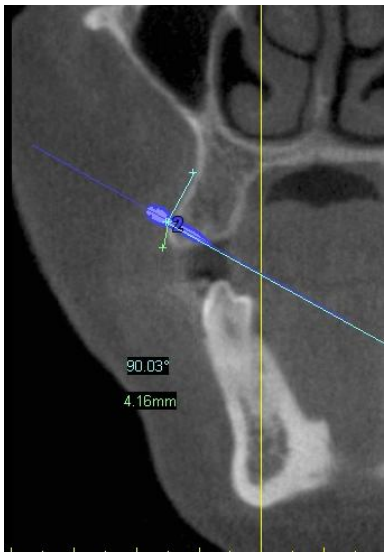
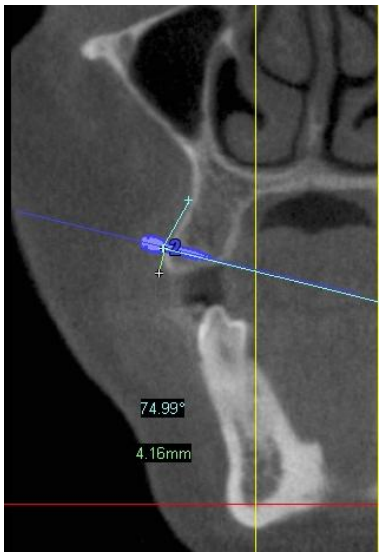


Abb. 25: A: 90° Winkel zur Knochenoberfläche bei apikaler Positionierung des Pins. B: 30-40° Winkel zur Knochenoberfläche bei zervikaler Positionierung des Pins [16].

Auch die Breite des Kieferknochens im Oberkiefer, vor allem im anterioren Bereich zwischen dem ersten Prämolar und dem Eckzahn, erwies sich in den Voruntersuchungen der hier vorliegenden Studie oft als zu schmal, um Minischrauben der Länge 8 und 10 mm platzieren zu können.
Dazu bietet die transversale Ansicht der Bilder eine gute Beurteilung hinsichtlich der Knochenform. Diese spielt auch eine wichtige Rolle bei der Auswahl der Anwinklung der Schraube zur Knochenoberfläche. Mit Hilfe der digitalen Volumentomographiebilder und der Implantat Planungssoftware SimPlant®, kann die Planung des Eingriffes sicher und genau erfolgen.



a)



b)

Abb. 26: Knochenform und Auswahl der Angulation von tomas®-Pin zur Knochenoberfläche. (Abbildungen: Bildschirmfoto SimPlant®).
a) 90°-Angulation: hier ungünstig. Die Schraube geht durch beide Kortikalisschichten hindurch und kommt palatinal aus dem Knochen wieder heraus.
b) 75°-Angulation: bessere Positionierung der Schraube im Knochen im Vergleich zum Bild a.

Um die Studie standardisiert durchführen zu können, wurden alle hier erwähnten Probleme und Störfaktoren im Vorfeld berücksichtigt, um ein einheitliches Patientengut zu erzielen und genaue Ergebnisse zu erzeugen.

Schnelle et al. haben 60 Panoramaschichtaufnahmen untersucht um herauszufinden, wo interradikulär am weitesten koronalwärts das beste Knochenangebot für das Einsetzen von Minischrauben vorhanden ist.
Sie fanden heraus, dass sich ein adäquates Knochenlager ab der apikalen Wurzellänge der Zähne befindet. Diese Region ist meist von der beweglichen Mukosa bedeckt [103].
Müssen also die Minischrauben aus Platzgründen in der Region der beweglichen Mukosa eingeschraubt werden, kommt es nicht selten zu Schleimhautirritationen, welche als Folge einen Schraubenverlust nach sich ziehen können [54, 103].

Auf Grund dessen, wurden in dieser Studie die tomas®-Pins in einer Entfernung von 4 mm von der Schmelz-Zement-Grenze gesetzt. Dort ist fast immer noch mit einer befestigten Gingiva zu rechnen. Zwar ist laut *Poggio et al.* auf dieser Höhe des Alveolarknochens eine kleinere interradikuläre mesio-distale Distanz zu verzeichnen [93], wofür aber der tomas®-Pin mit seinem Durchmesser von 1,6 mm eine gute Lösung bietet.
Es gibt heutzutage keinerlei Studien, die Auskunft darüber geben, wie der Abstand einer Minischraube zu einer Zahnwurzel sein sollte, damit sowohl der Ausschluss von parodontalen Schäden am Zahn, als auch die Stabilität der Schraube sicher zu stellen sind [93].
Bei der Benutzung der tomas®-Pins sollte zwischen den Zahnwurzeln ein Mindestabstand von 2,6 mm vorhanden sein, um jeweils 0,5 mm Abstand zu den Wurzeln zu haben. Somit können Verletzungen der Wurzel und Infektionen im Wurzelkanalbereich vermieden werden [36].
Einige Autoren sind jedoch der Meinung, dass auch wenn die benachbarte Zahnhartsubstanz beim Einsetzen des Pins beschädigt wird, das verletzte Areal durch körpereigene Mechanismen mit parodontalem Gewebe ausgekleidet werden kann [5, 58].

4.2 Ergebnisse

4.2.1 Knochendichte in Abhängigkeit von der Lokalisation am Kiefer

Eines der wesentlichen Probleme und Fragen, die sich der Behandler vor dem Einsetzen von Minischrauben stellt, ist die Wahl des geeigneten Insertionsortes. Die richtige Lokalisation des Pins kann oft für die Behandlungsplanung von größter Bedeutung sein. Die Schraube sollte stabil und am richtigen Ort positioniert sein, um die

geplante Bewegung der Zähne zu ermöglichen.
Melsen schrieb, dass auch die Wahl des geeigneten Minipins von der Lokalisation abhängig ist. Für einen eher spongiösen Knochen sollten eher längere Schrauben gewählt werden und in Regionen wo die Kortikalis gut ausgeprägt und dick ist, kann die Länge des Pins reduziert werden [76]. Andere Autoren haben dazu abweichende Ansichten. Sie behaupten, dass die Länge der Schraube keinen Einfluss auf die Erfolgsquote der Minipins hat [59, 80, 92].
In dieser Studie wurden 8 mm lange tomas®-Pins benutzt. Minischrauben dieser Dimension werden von vielen Kieferorthopäden als der „goldene Mittelwert“ angesehen.

Die Maxilla bietet eine große Auswahl für Implantationsstellen wie: Spina nasalis anterior, Crista zygomaticoalveolaris, Retromolarraum, der harte Gaumen und der Alveolarknochen. Die beiden letzteren haben sich als Implantationsorte für die kieferorthopädische Minischrauben sehr gut bewährt. In welchem Bereich der Pin gesetzt wird, entscheidet allerdings oft die Art und das Ausmaß der Bewegung die erbracht werden muss.
Die Frage, ob der Knochen an der Positionierungsstelle in der Lage ist der entstehenden Kraft den entsprechenden Widerstand zu leisten, damit es nicht zum vorzeitigen Verlust der Schraube kommt, sollte sich der Kieferorthopäde/Chirurg vor der Durchführung der Behandlung schon im Rahmen der Planung stellen. In dieser Studie wurden als einige der Fragestellungen die Lokalisation und die Knochendichte angegeben.
Die Prognose für eine gute Stabilität ist eher schlecht in Bereichen wo die Kortikalis dünner als 0,5 mm ist und die Spongiosa eine geringe Knochendichte aufweist [76]. Viele Autoren sind der Meinung, dass der Insertionsort keine Rolle für die Erfolgsquote von Minischrauben spielt [85, 93]. Andererseits ist die Knochendichte stark von der Region des Kiefers abhängig und diese, als auch die Dicke der Kortikalis werden wiederum als entscheidende Einflussfaktoren angegeben [47, 79, 80].
In diesen Untersuchungen haben wir festgestellt, dass die Knochendichte je nach Lokalisationsstelle im Oberkiefer sehr stark variiert. Die tomas®-Pins wurden im Versuch im Oberkiefer virtuell an sechs verschiedenen Stellen eingesetzt. Jeweils drei Interradikulärräume, rechts und links in der Maxilla, wurden für die Insertion der Pins ausgewählt.
In der Studie von *Norton et al.* haben die Autoren zur Ermittlung der Knochendichte in der Maxilla und Mandibula einen CT-Scanner und die SimPlant®-Software benutzt. Die

Ergebnisse zeigten sowohl eine enge Korrelation zwischen der Höhe der gemessenen Knochendichte und der Region im Kiefer (P<0,001), als auch zwischen dem Wert der Knochendichte und der subjektiven Beurteilung der Knochenqualität (P=0,002). Vergleichbar zur vorliegenden Studie wurden auch dort viel größere Werte im anterioren (696,1 HU) als im posterioren (417,3 HU) Bereich des Oberkiefers gemessen [88].

Turkyilmaz et al. konnten in ihren Studien statistisch belegen, dass zwischen den anterioren und posterioren Bereich der Maxilla auch große Abweichungen in der Knochendichte zu verzeichnen sind (P<0,001) [121, 122]. Auch die Studie von *Park et al.* zeigte ähnliche Ergebnisse. Zwar haben die Autoren keine DVT-Bilder sondern CT-Daten verwendet, allerdings konnten die wieder nachweisen und statistisch hinterlegen, dass die Region zwischen den Eckzahn und den ersten Prämolar im Oberkiefer die beste Knochendichtewerte aufweist [92].

Melsen vertritt die Ansicht, dass die Schrauben möglichst auf der Höhe der befestigten Gingiva positioniert werden sollten, um die Schleimhautirritationen zu vermeiden [76]. Auch *Cheng et al.* waren der Meinung, dass ein Einsetzten der Minischrauben in einer nicht keratinisierten Gingiva signifikant zu einem Implantatverlust führt [21].

Um in dieser Studie reproduzierbare und in der Hinsicht aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, wurde interradikulär eine Stelle in einer Entfernung von 4 mm von dem Alveolarkamm als sicherer Bereich ausgesucht. Dort ist im Oberkiefer zwischen dem ersten Molaren und dem Eckzahn mit einer befestigten Gingiva zu rechnen.

Sowohl der Verlauf der mukogingivalen Grenzlinie und die Stellung der Zähne müssen bei der Insertion der Schrauben beachtet werden [69]. Somit ergibt sich schon eine begrenzte Auswahl an Insertionsstellen und -möglichkeiten.

Poggio et al. beschrieben in ihrer Studie die so genannte „safe zone“ für die Positionierung der Minischrauben. Sie stellten fest, dass im bukkalen Bereich des Oberkieferalveolarknochens, zwischen dem ersten Molaren und zweiten Prämolaren, zwischen dem ersten und zweiten Prämolaren und zwischen dem ersten Prämolaren und dem Eckzahn, die Schrauben sicher inseriert werden können. Als bester Abstand von dem Alveolarkamm wurde von ihm ein Bereich zwischen 5 und 11 mm angegeben [93]. Je weiter wir uns apikal und anterior in der Maxilla befinden, desto sicherer stellten sie die Lokalisation.

Basierend auf den Beobachtungen von *Poggio et al.* wurden die Insertionsstellen für diese Studie ausgesucht um auch die noch offen stehende Frage zur Knochenqualität

in diesen Bereichen zu beantworten.
Als sehr interessant erwies sich bei der Ergebnisbearbeitung die Feststellung, dass die anteriore Region des Oberkieferknochens, auch unter dem Aspekt der Knochendichte, als der beste Bereich angesehen werden kann.

Die Knochendichtewerte, die mittels hier vorliegender Studie ermittelt wurden, waren in Regio zwischen dem Eckzahn und dem ersten Prämolaren unabhängig von der Fragestellung (Alter, Seite, Geschlecht, Angulation) am höchsten.

4.2.2 Knochendichteunterschiede bei der Angulationsänderung der Pins

Durch die Veränderung des Insertionswinkels zur Knochenoberfläche, verändert man gleichzeitig den Kontakt mit der Kortikalis. Dieser wird bei stärkeren Anwinklungen großflächiger. Anhand dieser Information könnte man behaupten, dass die Knochendichteparameter an der Oberfläche des Pins größer werden und somit auch seine Stabilität verbessert wird.
Deguchi et al. haben mit Hilfe eines Computertomographiescanners die Dicke der Kortikalisschicht untersucht. Sie fanden heraus, dass es durch die Anwinklung der Schraube beim Inserieren, zu einem größeren Kontakt mit der Kortikalisschicht des Knochens kommt [28].
Park et al. haben in der Studie nach Ursachen und Faktoren für die Erfolgsquote von kieferorthopädischen Minischrauben gesucht. Dafür platzierten sie bei 87 Patienten Minischrauben mit unterschiedlicher Länge, Durchmesser und Design. In der Maxilla inserierten sie die Pins in einem 30-40° Winkel zu der Längsachse der Zähne. Sie wollten damit, ohne die Länge der Schrauben verändern zu müssen, den Kontakt zu den Nachbarwurzeln der Zähne reduzieren. *Park et al.* nahmen an, dass die längere Schraube stabiler ist und durch die Anwinklung zur Knochenoberfläche mehr Knochenkontakt zu erwarten ist als bei einem senkrecht platzierten Pin. Sie fanden heraus, dass der Insertionswinkel keinen signifikanten Einfluss auf die Erfolgsrate der Minischrauben hat. Allerdings notierten sie trotzdem höhere Verluste bei den senkrecht gesetzten Pins (85,2% Erfolgsquote), als bei denen mit 30°-40° Angulation (95,2% Erfolgsquote) [92].
Melsen schrieb, dass die Minipins in der Maxilla in ihrer apikalen Richtung angewinkelt werden sollten [76].
Bumann gab an, dass sich aus der orovestibulären Seite des alveolären Knochens sowohl die Länge des tomas®-Pins als auch der Insertionswinkel ergeben. Er riet die

Vorbohrung vorzugsweise in einem Winkel von 90° zur Kortikalisoberfläche zu machen, schloss aber nicht aus, dass in Einzelfällen eine Angulation von 30° nach kranial zur Knochenoberfläche im Oberkiefer sinnvoll ist [15]. Auch hier sollte man bedenken, dass bei starker Anwinklung der Schraube zur Knochenoberfläche eine größere Wahrscheinlichkeit der Kieferhöhlenperforation auftreten kann.
Poggio et al. fanden auch heraus, dass in der distalen Region der Maxilla im Bereich der Molaren, die Minischrauben mit Vorsicht gesetzt werden sollten. Es sei darauf zu achten, 8 bis 11 mm oberhalb des Alveolarkammes besser keine Minipins mehr zu inserieren [93]. Auch wenn der Sinus stark pneumatisiert ist oder der Alveolarfortsatz fortgeschrittene Resorptionen aufweist, sollte man beim Inserieren der Schrauben darauf achten, um eventuelle Komplikationen zu vermeiden [71]. Allerdings sind Perforationen der Kieferhöhle mit nachfolgenden entzündlichen Veränderungen in der Literatur bisher nur für dentale Implantate beschrieben worden [38].
Durch die Angulation der Schraube senkrecht zur Knochenoberfläche oder Zahnachse, wird die engste interradikuläre Stelle früher erreicht als beim angewinkelten Inserieren. *Poggio et al.* empfehlen die Schrauben nicht tiefer als 6 bis 8 mm zu setzen und bemerkten, dass bei einer Anwinklung von 30-40° zur Zahnachse die Möglichkeit besteht, längere Pins in der gegebenen Knochentiefe zu platzieren [93].

Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass die besten Werte für die Knochendichte, gemessen an der Oberfläche von tomas®-Pins, bei einer Angulation der Schraube von 90° zur Knochenoberfläche entstehen. Die Interpretation der Ergebnisse ist an dieser Stelle in vielerlei Richtungen möglich. Man könnte annehmen, dass die unerwarteten Ergebnisse damit zusammenhängen, dass in dieser Studie die Knochendichte der Kompakta und Spongiosa nicht differenziert begutachtet wurden, sondern ein Mittelwert für die Knochendichte in beiden Knochenanteilen am gesamten Verlauf der Minischraube ermittelt wurde. Das macht auch vor allem deshalb Sinn, weil die Minischrauben in beiden Schichten des Alveolarknochens verlaufen und deren Stabilität also nicht nur von der Dicke und Dichte einer dieser Schichten abhängt. Andererseits wäre es auch möglich zu behaupten, dass durch die senkrechte Platzierung des tomas®-Pins, fast eine bikortikale skelettale Verankerung erreicht werden konnte und dadurch signifikant höhere Ergebnisse als bei der 60° Angulation erzielt wurden.

4.2.3 Knochendichte in Abhängigkeit vom Patientenalter

Es wurden keine vergleichbaren Studien durchgeführt, die eine Knochendichtemessung mittels eines cbct (cone beam computer tomography = digitale Volumentomagraphie) in Abhängigkeit von dem Alter und Geschlecht untersuchten.

In der Studie von *Deguchi et al.* wurde lediglich die Kortikalisdicke gemessen, also ein Vergleich in Bezug auf die Knochenquantität genommen. Die Untersuchung wurde an den digitalen Volumentomographiebildern durchgeführt und ergab, dass sowohl das Alter der Patienten als auch das Geschlecht keine Relevanz zur Kortikalisdicke zeigen [28]. Daraus könnte man schlussfolgernd sagen, dass die Knochendichte nicht wesentlich abhängig vom Alter oder Geschlecht der Patienten ist.

Turkyilmaz et al. haben unter anderem auch die Knochendichte im Oberkiefer mit Hilfe von Computertomographiebildern gemessen. Sie konnten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den älteren und jüngeren Patienten beobachten. Allerdings befanden sich ihre Probanden in etwas anderen Altersklassen als in dieser Studie. Bei der Gruppe der Älteren (60 ± 6 Jahre), waren die Ergebnisse der Knochenmessung höher als bei der Gruppe der Jüngeren (39 ± 8 Jahre) [122].

In der Studie von *Wang et al.*, die allerdings an Hunden durchgeführt wurde, fanden die Autoren signifikant höhere Knochendichtewerte bei der Gruppe der älteren Probanden [126].

In dieser Studie haben wir allgemein signifikante Unterschiede zwischen den Altersgruppen beobachten können. Das Alter hat hier für die Knochendichtemessungen eine hohe Signifikanz und die Werte waren bei der Gruppe mit den älteren Patienten höher als bei den Jüngeren. Das ist unter Umständen auf die stärkeren Mineralisationen des Knochens bei Patienten im Alter zwischen 15 und 18 Lebensjahren, im Vergleich zu denen im Alter zwischen 11 und 14 Jahren, zurückzuführen.

4.2.4 Knochendichte in Abhängigkeit vom Geschlecht

In dieser Studie haben wir allgemein signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern beobachten können. Die Gruppe der weiblichen Probanden hatte allgemein höhere Knochendichtewerte zu notieren. Bei der alleinigen Betrachtung der Gruppe der älteren Probanden (sowohl männlich als weiblich), waren allerdings keine statistisch deutlichen Unterschiede in der Knochendichte zu verzeichnen.

Turkyilmaz et al. haben unter anderem auch die Knochendichte im Oberkiefer mit Hilfe von Computertomographiebildern gemessen. Sie konnten signifikante Unterschiede

zwischen den männlichen und weiblichen Probanden (P< 0,001) beobachten. Die weiblichen Probanden zeigten im Vergleich mit den männlichen signifikant niedrigere Knochendichtewerte. Die Probanden befanden sich im deutlich höheren Alter (53 ± 14 Jahre), als die in der hier vorliegenden Studie. Die Unterschiede in der Knochendichte zwischen den Geschlechtern haben *Turkyilmaz et al.* mit den hormonellen Unterschieden in Verbindung gebracht [122].

4.2.5 Knochendichte in Abhängigkeit von der Kieferseite

Park et al. fanden heraus, dass die linke Seite der Maxilla eine deutlich höhere Erfolgsquote für das längere Verweilen der Minischrauben im Kiefer verspricht.

In hier vorliegender Studie konnten für die Knochendichte auf beiden Kieferseiten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Park et al waren dagegen der Meinung, dass eine ungenügende Mundhygiene und –Pflege der rechten Kieferseite eher bei den Rechtshändlern zu beobachten ist und somit auch bei dem größten Teil der Bevölkerung. Schlechte Mundhygiene und bakterielle Infektionen können die Verlustquote der Pins stark beeinflussen [92]. Diese Feststellung hatte allerdings keine Relevanz zu den Knochendichtewerten und den damit verbundenen Verlustraten.

Andere Autoren konnten bei der Knochendichtemessung im rechten und linken Kiefer keine signifikanten Unterschiede feststellen. Es wurden keine vergleichbaren Studien durchgeführt, die die Knochendichte des Alveolarknochens in Abhängigkeit von der Kieferseite untersuchten.

5 Schlussfolgerung

Im Wesentlichen bestimmen vor allem drei Faktoren die Primärstabilität von Implantaten:

- Knochenqualität
- Insertionsmodalitäten
- Implantatdesign [131].

In dieser Studie wurde gezeigt, dass sowohl die Knochenqualität, als auch die unterschiedlichen Insertionsmodalitäten entscheidend sind und beim Einsetzen von Minischrauben beachtet werden sollten.

Die Knochendichte im Oberkiefer ist von unterschiedlichen Parametern abhängig.
Anhand dieser Studie konnte deutlich nachgewiesen werden, dass sowohl die Lokalisation der Pins als auch Veränderung der Angulation zur Knochenoberfläche eine wichtige Rolle für die Knochendichtemessung spielen.

Die Lokalisation, als erster und wichtigster Parameter, ist ein entscheidendes Kriterium für die Stabilität der Pins. Die Ergebnisse zeigten, dass im anterioren Bereich des Kiefers eine deutlich höhere Knochendichte zu verzeichnen war als im Bereich der ersten Molaren. Zudem gab es keine Unterschiede zwischen der rechten und linken Kieferhälfte.
Die beste Qualität des Alveolarknochens ist zwischen dem Eckzahn und dem ersten Prämolar notiert worden, allerdings ist in dieser Region des Oberkiefers mit geringeren Platzverhältnissen zu rechnen. Sollte also die Schraube aus Therapiegründen dort platziert werden, muss die Dimension der Schraube auf das vorhandene Platzangebot abgestimmt sein. Ein zusätzliches Angulieren des Pins ist nur aus einem Grund ratsam: man minimiert damit die Verletzungsgefahr der Zahnwurzel.
In den distalen Regionen des Oberkiefers, konnten niedrigere Knochendichtewerte notiert werden. In diesem Versuch war die Knochenqualität zwischen den ersten Molaren und dem zweiten Prämolaren am schlechtesten und die Werte am niedrigsten. Durch die oft größere Ausdehnung der Kieferhöhle steigt hier die Gefahr einer Sinusbodenperforation. Eine Verkleinerung des Insertionswinkels ist also auch hier durch die anatomischen Gegebenheiten nicht unbedingt zu empfehlen.
Der Abstand von 4 mm (± 0,15 mm) von der Schmelz-Zement-Grenze ist optimal

gewählt worden weil:

- wir uns noch in dem Bereich der attached Gingiva befinden, was die Stabilität der Schraube sichert und die Schleimhautirritationen vermeiden lässt
- auch wenn längere Schrauben aus Stabilitätsgründen im distalen Kieferknochen benutzt werden müssen, die Schädigung des Sinus maxillaris als sehr gering einzuschätzen ist
- auch kurze Schrauben, welche anguliert in apikaler Richtung verlaufen, nicht oder sehr selten den Sinus maxillaris perforieren oder schädigen können.

Die Anwinklung der Schraube zur Knochenoberfläche ist ein wichtiger Faktor, der keineswegs unterschätzt werden sollte. Dabei sind unbedingt mehrere Punkte zu beachten:

- in einem 90°-Winkel zur Knochenoberfläche wurden an der Oberfläche von tomas®-Pins die höchsten Knochendichtewerte abgelesen
- durch die Anwinklung der Minischraube zur Knochenoberfläche kann es schneller zu einer Kieferhöhlenperforation kommen
- durch die Verkleinerung des Insertionswinkels können, bei kleinen orovestibulären interradikulären Distanzen, auch längere Schrauben benutzt werden die die Stabilität der Pins auch erhöhen
- bei einem Insertionswinkel von 60° zur Knochenoberfläche wurden an derselben Stelle signifikant niedrigere Werte für die Knochendichte gemessen, als bei der 90° Angulation

Sowohl das Geschlecht der Probanden als auch deren Alter haben allgemein auch einen signifikanten Einfluss auf die Knochendichte genommen.
Bei den weiblichen Probanden wurden im Allgemeinen immer höhere Knochendichtewerte gemessen als bei den männlichen. Allerdings sind die Unterschiede nur in der jüngeren Probandengruppe als signifikant unterschiedlich eingestuft worden.
Beim Vergleich der Altersgruppen wurden auch allgemein signifikante Unterschiede in der Knochendichte festgestellt. Die Gruppe der älteren Probanden erbrachte deutlich höhere Messergebnisse als die Gruppe der Jüngeren. Das mag unter Umständen mit den unterschiedlichen Mineralisationen des Knochens in diesen Altersklassen zusammenhängen.
Da Alter und Geschlecht der Patienten leider nicht von dem Behandler beeinflusst

werden können, sollten die Ergebnisse zu diesem Teil der Untersuchung nur dazu dienen, das „Arbeitsfeld“ richtig einschätzen zu können.

6 Zusammenfassungen

6.1 Zusammenfassung

Der Einsatz von Minischrauben hat in den letzen Jahren die therapeutischen Möglichkeiten in der Kieferorthopädie grundlegend erweitert. Sie sind seit langer Zeit ein fester Bestandteil der kieferorthopädischen Therapie und werden zur kortikalen Verankerung verwendet. Eine gute Kenntnis über die Knochenmorphologie, Knochendimension und -qualität ist somit für eine Behandlungsplanung mit Minischrauben unerlässlich.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, die Knochendichte an den unterschiedlichen Stellen im Oberkieferalveolarknochen zu messen.
Mit Hilfe von 87 digitalen Volumentomographiebildern und SimPlant®, einer Implantat Planungs-Software (Fa. Materialise GmbH Technologielaan 15, 3001 Leuven, Belgien), wurden in einem Versuch (virtuell), in jeden DVT- Bild sechs 8 mm lange tomas®-Pins in den oberen Alveolarkieferknochen der Bilder inseriert. 54 Bilder stammten von Patienten in einem Alter zwischen 11 und 14 Jahren (Gruppe 1; ≈ 13,1 Jahre) und 33 Bilder von Patienten zwischen dem 15 und 18 Lebensjahr (Gruppe 2; ≈ 16,1 Jahren).
Bei jedem der virtuellen Probanden wurden insgesamt 18 tomas®-Pins inseriert.
Die gesetzten Pins wurden in einer Entfernung von 4 mm (± 0,15 mm) von der Schmelz-Zement-Grenze, an drei unterschiedlichen Stellen im Kiefer sowohl rechts als auch links inserriert und im nächsten Schritt variabel anguliert (90°, 75° und 60°). Die Lokalisation der Pins entsprach den Bereichen:

- zwischen dem ersten Molaren und dem zweiten Prämolaren
- zwischen dem ersten und zweiten Prämolaren und
- zwischen dem ersten Prämolaren und dem Eckzahn

Die Knochendichte konnte bei jeder Angulation der Schraube dem Programm entnommen werden. Die Ergebnisse haben gezeigt:
Die Knochendichte an der Oberfläche von tomas®-Pins im Oberkiefer ist abhängig von der Lokalisation des Pins (mesial oder distal im Kiefer). Zwischen dem ersten Prämolaren und dem Eckzahn sind die höchsten Werte für die Knochendichte gemessen worden.
Die beste Anwinklung des tomas®-Pins zur Knochenoberfläche, in Bezug auf die Knochenqualität ist bei einem 90°-Winkel beobachtet worden. Es konnten signifikante Unterschiede der Knochendichtemessung zwischen den 60° und 90° Angulation notiert

werden.

Weitere Parameter wie Geschlecht und Alter, haben sich in einigen Teilen der Untersuchung auch als signifikant erwiesen. Allerdings sind diese für den Behandler eher von untergeordneter Wichtigkeit. Die Kieferseite hat keinen signifikanten Einfluss auf die Knochendichtemessung genommen.

Das Ziel der Untersuchung - die Knochendichtemessung in Abhängigkeit von unterschiedlichen Faktoren - haben wir anhand dieser Studie erreichen können.

Da schon früher andere Autoren bewiesen haben, dass die Messung der Knochendichte mit Hilfe eines digitalen Volumentomographen keine signifikanten Messunterschiede zu anderen gängigen Methoden zeigt, ist die digitale Volumentomographie in Kombination mit der SimPlant®-Software eine sichere unkomplizierte und genaue Alternative. Im Rahmen dieser Methodik kann nicht nur die genaue Knochendichtemessung vorgenommen werden, sondern auch eine exzellente Planung erfolgen.

6.2 Summary

The use of microscrews has broadend the treatment options in orthodontics significantly. They have become a standard tool in modern orthodontic therapy and are used for cortical retention. A good knowledge of bone-morphology, -dimension and -quality are crucial when planning orthodontic therapy with microscrews.

The goal of this study was to measure the density of the bone at different locations in the alveolar ridge of the maxilla. With the help of 87 cone-beam computed tomography images and SimPlant®, an implant positioning and planning software, 6 tomas®-pins with a length of 8 mm were placed virtually into the alveolar bone of the maxilla of each of the images. 54 images were from patients aged 11 to 14 years (group 1 = 13,1 years) and 33 images were from patients aged 15 to 18 years (group 2 = 16,1 years).

In each of the virtual patients 18 tomas®-pins were inserted in total. The pins were positioned with a distance of 4 mm (+/- 0,15 mm) from the cement-enamel-junction at three different locations and were placed on the left and right sides respectively. In a following step the pins were angulated in 90°, 75° and 60°.

The locations of the pins were as follows:

- between the second premolar and the first molar
- between the first and second premolar
- between the first premolar and the canine

The bone-density of every angulated pin could be calculated by the SimPlant® program. The results show:
The bone-density at the surface of tomas®-pins in the maxilla depends on the position in the alveolar bone. The highest values of bone-density were found between the canine and the first premolar.
The best angulation of the pins was found to be at a 90° angle to the surface of the alveolar bone. Significant differences in bone-density values were found between the 90° and 60° angled pins. Other parameters like gender and age of the patients were also found to be significant, yet these are of minor importance to the practitioner. Differences between pin placement on either the right or left side were not significant.

The goal of the study – to evaluate bone-density depending on different factors – was reached. In the past other authors have shown that bone-density measurements could be achieved successfully using cone-beam computed tomography images and the SimPlant® program and that these did not show significant differences in the measured values. Therefore the described method does not only allow a precise measurement of the bone-density but allows for excellent planning of cortical screw placement.

7 Literaturverzeichnis

1. Albrektsson, T.; Branemark, P. I.; Hansson, H. A.; Lindstrom, J., *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man.* Acta Orthop Scand 1981, 52: 155-170.

2. Arai, Y.; Tammisalo, E.; Iwai, K.; Hashimoto, K.; Shinoda, K., *Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use.* Dentomaxillofac Radiol 1999, 28: 245-248.

3. Aranyarachkul, P.; Caruso, J.;Gantes, B.; Schulz, E.; Riggs, M.; Dus, I.; Yamada, J. M.; Crigger, M., *Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography.* Int J Oral Maxillofac Implants 2005, 20: 416-424.

4. Ardekian, L.; Oved-Peleg, E.; Mactei, E. E.; Peled, M., *The clinical significance of sinus membrane perforation during augmentation of the Maxillary sinus.* J Oral Maxillofac Surg 2006, 64: 277-282.

5. Asscherickx, K.; Vannet, B. V.; Wehrbein, H.; Sabzevar, M. M., *Root repair after injury from mini-screw.* Clin Oral Implants Res 2005, 16: 575-578.

6. Bain, C.A., *Smoking and implant failure--benefits of a smoking cessation protocol.* Int J Oral Maxillofac Implants 1996, 11: 756-759.

7. Bain, C. A.; Moy, P. K., *The association between the failure of dental implants and cigarette smoking.* Int J Oral Maxillofac Implants 1993, 8: 609-15.

8. Berens, A.; Wiechmann, D., *Mini- und Mikroschrauben als skelettale Verankerung in der Kieferorthopädie. Optimierung des klinischen Vorgehens.* Kieferorthopädie 2006, 3: 167-174.

9. Berens, A.; Wiechmann, D.; Rüdiger, J., *Elfolgsraten von Mini- und Mikroschrauben zur skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie.* Inf Orthod Kieferorthop 2005, 37: 283-287.

10. Bianchi, S.D.; Lojacono, A., *2D and 3D images generated by Cone beam Computed Tomography (CBCT) for dentomaxillofacial investigations*. CAR ’98. Elsevier Science 1998, 792-797.

11. Bränemark, P. I.; Adell, R.; Breine, U.; Hansson, B. O.; Lindstrom, J.; Ohlsson, A., *Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies.* Scand J Plast Reconstr Surg 1969, 3: 81-100.

12. Bränemark, P.I.; Hansson, B.O.; Adell, R.; Breine, U.; Lindström, I.; Hallen, O.; Ohmann, A., *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulos jaw*. 1977, Stockholm: Almquist and Wiksell.

13. Büchter, A.; Wiechmann, D.; Gaertner, C.; Meyer, U.; Wiesmann H-P.; Joos, U., *Knochenregenerationsprozesse bei sofortbelasteten Mikroimplantaten.* Inf Orthod Kieferorthop 2005, 37: 274-281.

14. Bumann, A.; Mah, J, *The Temporary Orthodontic Mini Anchorage System. In: Cope JB (ed). Temporary anchorage devices in orthodontics. Dallas: Under Dog Media, in press.*

15. Bumann, A.; Wiemer, K.; Mah, J., *tomas- eine praxisgerechte Lösung zur temporären kieferorthopädischen Verankerung.* Kieferorthopädie 2006, 3: 223-232.

16. Carano, A.; Velo, S.; Leone, P.; Siciliani, G., *Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System.* J Clin Orthod 2005, 39: 9-24; quiz 29-30.

17. Carlsson, L.; Rostlund, T.; Albrektsson, B.; Albrektsson, T.; Branemark, P. I., *Osseointegration of titanium implants.* Acta Orthop Scand 1986, 57: 285-289.

18. Cha Bong-Kuen; Lee Nam-Ki; Choi Nam-Ki; Jost-Brinkmann Paul-Georg, *Skelettale Verankerung - Patientenbeispiele.* Kieferorthopädie 2006, 20: 175-185.

19. Cha, J. Y.; Kil, J. K.; Yoon, T. M.; Hwang, C. J., *Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010, 137: 73-79.

20. Chen, Y. J.; Chang, H. H.; Huang, C. Y.; Hung, H. C.; Lai, E. H.; Yao, C. C., *A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skelettal anchorage systems.* Clin Oral Implants Res 2007, 18: 768-775.

21. Cheng, S. J.; Tseng, I. Y.; Lee, J. J., Kok, S. H., *A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage.* Int J Oral Maxillofac Implants 2004, 19: 100-106.

22. Cohnen, M.; Kemper, J.; Mobes, O.; Pawelzik, J.; Modder, U., *Radiation dose in dental radiology.* Eur Radiol 2002, 12: 634-637.

23. Cope, JB, *Temprary anchorage devices in orthodontics: A pardigm shift.* Semin Orthod 2005, 11: 3-9.

24. Costa, A.; Pasta, G; Bergamaschi, G., *Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices.* Semin Orthod 2005, 11: 10-15.

25. Costa, A., Raffainl, M.; Melsen, B., *Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report.* Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 1998. 13: 201-209.

26. Creekmore, T.D.; Eklund, M.K., *The possibility of skelettal anchorage.* J Clin Orthod 1983, 17: 266-269.

27. Dajani, A. S.; Taubert, K. A.; Wilson, W.; Bolger, A. F., Bayer, A.; Ferrieri, P.; Gewitz, M. H.; Shulman, S. T.; Nouri, S., Newburger, J. W.; Hutto, C.; Pallasch, T. J.; Gage, T. W.; Levison, M. E., Peter, G.; Zuccaro, G., Jr., *Prevention of bacterial endocarditis: recommendations by the American Heart Association.* J Am Dent Assoc 1997, 128: 1142-1151.

28. Deguchi, T.; Nasu, M.; Murakami, K.; Yabuuchi, T.; Kamioka, H.; Takano-Yamamoto, T., *Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006, 129: 721 e7-12.

29. Deguchi, T.; Takano-Yamamoto, T.; Kanomi, R.; Hartsfield, J. K., Jr.; Roberts, W. E.; Garetto, L. P., *The use of small titanium screws for orthodontic anchorage.* J Dent Res 2003, 82: 377-381.

30. Devlin, H., Horner, K.; Ledgerton, D., *A comparison of Maxillary and mandibular bone mineral densities.* J Prosthet Dent 1998, 79: 323-327.

31. Dula, K.; Mini, R.; van der Stelt, P. F.; Lambrecht, J. T.; 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.

32. Fan, L. F.; Pan, X. G.; Pu, Y. P.; Lai, H. C., *Diagnostic value of dental implants in the posterior Maxilla using cone beam computed tomography.* Shanghai Kou Qiang Yi Xue 2008, 17: 548-551.

33. Freudenthaler, J. W.; Haas, R.; Bantleon, H. P., *Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications.* Clin Oral Implants Res 2001, 12: 358-363.

34. 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.

35. Fritz, U.; Ehmer, A.; Diedrich, P., *Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences.* J Orofac Orthop 2004, 65: 410-418.

36. Fuss, Z.; Tsesis, I.; Lin, S., *Root resorption--diagnosis, classification and treatment choices based on stimulation factors.* Dent Traumatol 2003, 19: 175-182.

37. Gainsforth, BL; Higley, LB, *A study of orthodontic anchorage possibility in basal bone.* Am J Orthod Oral Surg 1945, 31: 406-417.

38. Galindo, P.; Sanchez-Fernandez, E.; Avila, G.; Cutando, A., Fernandez, J. E., *Migration of implants into the Maxillary sinus: two clinical cases.* Int J Oral Maxillofac Implants 2005, 20: 291-295.

39. Glatzmaier, J.; Wehrbein, H.; Diedrich, P., *[The development of a resorbable implant system for orthodontic anchorage. The BIOS implant system. Bioresorbable implant anchor for orthodontic systems].* Fortschr Kieferorthop 1995, 56: 175-181.

40. Glatzmaier, J.; Wehrbein, H.; Diedrich, P., *Biodegradable implants for orthodontic anchorage. A preliminary biomechanical study.* Eur J Orthod 1996, 18: 465-469.

41. Goldman, H.M., J.S. Millsap, and H.S. Brenman, *Origin of registration of the architectural pattern, the lamina dura, and the alveolar crest in the dental radiograph.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1957, 10: 749-758.

42. Gray, J. B.; Steen, M. E.; King, G. J.; Clark, A. E., *Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage.* Am J Orthod 1983, 83: 311-317.

43. Hans, D.; Fuerst, T.; Uffmann, M., *Bone density and quality measurement using ultrasound.* Curr Opin Rheumatol 1996, 8: 370-375.

44. Hashimoto, K.; Kawashima, S.; Araki, M.; Iwai, K.; Sawada, K.; Akiyama, Y., *Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT.* J Oral Sci 2006, 48: 27-34.

45. Hirsch, E.; Graf, H.-L.; Hemprich, A., *DVT - Digitale Volumentomographie - Die dritte Dimension der zahnärztlich-chirurgischen Röntgendiagnostik*. ZMK 2000, 11: 754 -758.

46. Holm, S., *A simple sequentially rejective multiple test procedure.* Scand J Stat 1979: 65-70.

47. Homolka, P.; Beer, A., Birkfellner, W., Nowotny, R.; Gahleitner, A., Tschabitscher, M., Bergmann, H., *Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study.* Radiology 2002, 224: 247-252.

48. Hu, K. S.; Kang, M. K.; Kim, T. W., Kim, K. H.; Kim, H. J., *Relationships between dental roots and surrounding tissues for orthodontic miniscrew installation.* Angle Orthod 2009, 79: 37-45.

49. Huang, L. H.; Shotwell, J. L., Wang, H. L., *Dental implants for orthodontic anchorage.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005, 127: 713-722.

50. Huja, S. S.; Litsky, A. S.; Beck, F. M.; Johnson, K. A.; Larsen, P. E., *Pull-out strength of monocortical screws placed in the Maxillae and mandibles of dogs.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005, 127: 307-13.

51. Jacobs, K., *Präimplantologische Diagnostik- oder woher weiß der Zahnarzt, ob der Knochen gut genug für Implantate ist?* Implantologie- Journal 1997. 1.

52. Jäger, A.; Radlanski, R. J.; Taufall, D.; Klein, C.; Steinhofel, N.; Doler, W., *Quantitative determination of alveolar bone density using digital image analysis of microradiographs.* Anat Anz 1990, 170: 171-179.

53. Kalpidis, C. D.; Setayesh, R. M., *Hemorrhaging associated with endosseous implant placement in the anterior mandible: a review of the literature.* J Periodontol 2004, 75: 631-645.

54. Kanomi, R., *Mini-implant for orthodontic anchorage.* J Clin Orthod 1997, 31: 763-767.

55. Kim, J. Y; lee, J. Y; Park, Y. G., *Stability of a miniscrew penetrating a dental root and its impact on the paradental tissues of the beagle dog.* World J Orthod 2005, 6(Supplement): 168-169.

56. Kim, S.; Herring, S.; Wang, I. C.; Alcalde, R.; Mak, V.; Fu, I.; Huang, G., *A comparison of miniplates and teeth for orthodontic anchorage.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008, 133: 189 e1-9.

57. Kraut, R.A., *Interactive CT diagnostics, planning and preparation for dental implants.* Implant Dent 1998, 7: 19-25.

58. Kube, A., *Zur Frage der Regenerationspotentials der Zahnhartsubstanzen.* Berlin: Zahnmed Diss 2003.

59. Kuroda, S.; Sugawara, Y.; Deguchi, T.; Kyung, H. M.; Takano-Yamamoto, T., *Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007, 131: 9-15.

60. Kyung, H. M.; Park, H. S.; Bae, S. M.; Sung, J. H.; Kim, I. B., *Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage.* J Clin Orthod 2003, 37: 321-328; quiz 314.

61. Levene, H., *Robust test for equality of variances*, in *Contributions to Probability and Statistics: Essays in Honor of Harold Hotelling*, I. Olkin, et al., Editors. Stanford University Press: Palo Alto (CA) 1960, 278-292.

62. Lin, J. C.; Liou, E. J., *A new bone screw for orthodontic anchorage.* J Clin Orthod 2003, 37: 676-681.

63. Linkow, L.I., *The endosseous blade implant and its use in orthodontics.* Int J Orthod 1969, 7: 149-154.

64. Liou, E. J.; Pai, B. C.; Lin, J. C., *Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces?* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004, 126: 42-47.

65. Loubele, M.; Guerrero, M. E.; Jacobs, R., Suetens, P., van Steenberghe, D., *A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT.* Int J Oral Maxillofac Implants 2007, 22: 446-454.

66. Ludlow, J. B.; Davies-Ludlow, L. E.; Brooks, S. L., *Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit.* Dentomaxillofac Radiol 2003, 32: 229-234.

67. Ludlow, J. B.; Davies-Ludlow, L. E.; Brooks, S. L.; Howerton, W. B., *Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT.* Dentomaxillofac Radiol 2006, 35: 219-226.

68. Ludlow, J. B.; Laster, W. S.; See, M.; Bailey, L. J.; Hershey, H. G., *Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007, 103: 534-542.

69. Ludwig, B.; Böhm, B., Glasl, B.; Landes, C.; Lietz, T.; Schopf, P.; Wilmes, B., *Mini- Implantate in der Kieferorthopädie. Innovative Verankerungskonzepte.* Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, 2007.

70. Ludwig, B.; Glasl, B.; Lietz, T., *Kleiner Aufwand- großer Nutzen.* zm 2007, 97: 588-594.

71. Ludwig, B.; Özkan, V.; Glasl, B.; Lietz, T., *Aspekte zum Risikopotenzial kortikaler kieferorthopädischer Verankerungselemente.* Kieferorthopädie 2006, 20: 209-221.

72. Mah, J.; Bergstrand, F., *Temporary anchorage devices: a status report.* J Clin Orthod 2005, 39: 132-136; discussion 136; quiz 153.

73. Maino, B. G.; Bednar, J.; Pagin, P.; Mura, P., *The spider screw for skelettal anchorage.* J Clin Orthod 2003, 37: 90-97.

74. Maino, B. G.; Maino, G.; Mura, P., *Spider Screw: skelettal anchorage system.* Prog Orthod 2005, 6: 70-81.

75. Martin, M. V.; Butterworth, M. L.; Longman, L. P., *Infective endocarditis and the dental practitioner: a review of 53 cases involving litigation.* Br Dent J 1997, 182: 465-468.

76. Melsen, B., *Mini-implants: Where are we?* J Clin Orthod 2005, 39: 539-547; quiz 531-532.

77. Melsen, B.; Costa, A., *Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage.* Clin Orthod Res 2000, 3: 23-28.

78. Melsen, B.; Lang, N. P., *Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants.* Clin Oral Implants Res 2001, 12: 144-152.

79. Miyamoto, I.; Tsuboi, Y.; Wada, E.; Suwa, H.; Iizuka, T., *Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study.* Bone 2005, 37: 776-780.

80. Miyawaki, S.; Koyama, I.; Inoue, M.; Mishima, K.; Sugahara, T.; Takano-Yamamoto, T., *Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003, 124: 373-378.

81. Möbes, O.; Becker, J.; Pawelzik, J; Jacobs, K, *Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumen- Tomographie in der implantologischen Diagnostik.* Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie 1999, 15: 229- 233.

82. Möbes, O.; Becker, J.; Schnelle, C.; Ewen, K.; Kemper, J.; Cohnen, M., *Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie.* Deusche Zahnärztliche Zeitschrift 2000, 55: 336- 339.

83. Moy, P. K.; Medina, D.; Shetty, V.; Aghaloo, T. L., *Dental implant failure rates and associated risk factors.* Int J Oral Maxillofac Implants 2005, 20: 569-577.

84. Mozzo, P.; Procacci, C.; Tacconi, A.; Martini, P. T.; Andreis, I. A., *A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results.* Eur Radiol 1998, 8: 1558-1564.

85. Müller- Hartwich, R; Jost-Brinkmann, Paul-Georg; Präger, T., *Failure rate of microscrews used for orthodontic anchorage.* World J Orthod 2005, 6: 288(suppl).

86. Müller- Hartwich, R; Präger, T.; Park, Jin-A; Jost-Brinkmann, Paul-Georg, *Kieferorthopädische Verankerung mit Minischrauben- Auswahl geeigneter Insertionsorte und Mechaniken.* Kieferorthopädie 2006, 20: 195- 202.

87. Noack, S., *Statistische Auswertung von Meß- und Versuchsdaten mit Taschenrechner und Tischcomputer*. Berlin, New York: Walter de Gruyter. 1980, 373-382.

88. Norton, M. R.; Gamble, C., *Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan.* Clin Oral Implants Res 2001, 12: 79-84.

89. Ohmae, M.; Saito, S.; Morohashi, T.; Seki, K.; Qu, H.; Kanomi, R.; Yamasaki, K. I.; Okano, T.; Yamada, S.; Shibasaki, Y., *A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001, 119: 489-497.

90. Parfitt, G.J., *An investigation of the normal variations in alveolar bone trabeculation.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1962, 15: 1453-1463.

91. Park, H. S.; Jeong, S. H.; Kwon, O. W., *Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006, 130: 18-25.

92. Park, H. S.; Lee, Y. J.; Jeong, S. H.; Kwon, T. G., *Density of the alveolar and basal bones of the Maxilla and the mandible.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008, 133: 30-37.

93. Poggio, P. M.; Incorvati, C.; Velo, S.; Carano, A., *"Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the Maxillary and mandibular arch.* Angle Orthod 2006, 76: 191-197.

94. Quelch, K. J.; Melick, R. A.; Bingham, P. J.; Mercuri, S. M., *Chemical composition of human bone.* Arch Oral Biol 1983, 28: 665-674.

95. Raghoebar, G. M.; Batenburg, R. H.; Timmenga, N. M.; Vissink, A.; Reintsema, H., *Morbidity and complications of bone grafting of the floor of the Maxillary sinus for the placement of endosseous implants.* Mund Kiefer Gesichtschir 1999, 3 Suppl 1: 65-69.

96. Regensburg, J.v., *Mundbiologie.* 1994.

97. Reiser, G. M.; Rabinovitz, Z.; Bruno, J.; Damoulis, P. D.; Griffin, T. J., *Evaluation of Maxillary sinus membrane response following elevation with the crestal osteotome technique in human cadavers.* Int J Oral Maxillofac Implants 2001, 16: 833-840.

98. Roberts, W.E., *Bone dynamics of osseointegration, ankylosis, and tooth movement.* J Indiana Dent Assoc 1999, 78: 24-32.

99. Sachs, L., *Statistische Methoden, 5. Auflage*. Berlin: Springer, 1982.

100. Sachs, L., *Angewandte Statistik*. Berlin-Heidelberg-New York: Springer, 2004.

101. Scheffé, H., *The analysis of variance*. New York: Wiley, 1963.

102. Schlieper, J.; Brinkmann, B.; Metz, H. J., *CT-computer-template-assisted planning of implant and magnet position in epi-prosthetic management of facial defects.* Mund Kiefer Gesichtschir 2001, 5: 22-27.

103. Schnelle, M. A.; Beck, F. M.; Jaynes, R. M.; Huja, S. S., *A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews.* Angle Orthod 2004, 74: 832-837.

104. Schroeder, H.E., *The Periodontium. Handbook of Microscopic Anatomy.* 1986.

105. Schroeder, H.E., *Orale Strukturbiologie.* 1992.

106. 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.

107. Schwarz, M. S.; Rothman, S. L.; Rhodes, M. L.; Chafetz, N., *Computed tomography: Part II. Preoperative assessment of the Maxilla for endosseous implant surgery.* Int J Oral Maxillofac Implants 1987, 2: 143-148.

108. Schwarz, M. S.; Rothman, S. L.; Rhodes, M. L.; Chafetz, N.*Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery.* Int J Oral Maxillofac Implants 1987, 2: 137-141.

109. Sergl, H.-G., *Festsitzende Apparaturen in der Kieferorthopädie unter besonderer Berücksichtigung der Edgewise-Technik.* Carl Hanser-Verlag München Wien, 1990.

110. Shapiro, P.A.; Kokich, V.G., *Uses of implants in orthodontics.* Dent Clin North Am 1988, 32: 539-550.

111. Shapiro, S.S.; Wilk, M.B., *An analysis of variance test for normality (complete samples).* Biometrika 1965, 52: 591-611.

112. Sherman, A.J., *Bone reaction to orthodontic forces on vitreous carbon dental implants.* Am J Orthod 1978, 74: 79-87.

113. Stiesch- Scholz, M.; Eisenburger, M., *Aktuelle Versorgungsmöglichkeiten in der Implantatprothetik.* Quintessenz 2006, 57: 1343-1353.

114. Thiel, H.J.; Hassfeld, S., *Cone-Beam CT: Digitale Volumentomographie für den Zahn- und Kieferbereich, in Schnittbilddiagnostik in der MKG Medizin und Zahnmedizin.* Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2001: 59-62.

115. Thomsen, J. S.; Ebbesen, E. N.; Mosekilde, L., *Relationships between static histomorphometry and bone strength measurements in human iliac crest bone biopsies.* Bone 1998, 22: 153-163.

116. Todisco, M.; Trisi, P., *Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related.* Int J Oral Maxillofac Implants 2005, 20: 898-904.

117. Triplett, R. G.; Frohberg, U.; Sykaras, N.; Woody, R. D., *Implant materials, design, and surface topographies: their influence on osseointegration of dental implants.* J Long Term Eff Med Implants 2003, 13: 485-501.

118. Trisi, P.; Rao, W., *Bone classification: clinical-histomorphometric comparison.* Clin Oral Implants Res 1999; 10: 1-7.

119. Tseng, Y. C.; Hsieh, C. H.; Chen, C. H.; Shen, Y. S.; Huang, I. Y.; Chen, C. M., *The application of mini-implants for orthodontic anchorage.* Int J Oral Maxillofac Surg 2006; 35: 704-707.

120. Tukey, J.W., *Exploratory data analysis*. 1977, Reading, MA: Addison-Wesley Publishing Co.

121. Turkyilmaz, I.; Tozum, T. F.; Tumer, C., *Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography.* J Oral Rehabil 2007, 34: 267-272.

122. Turkyilmaz, I.; Tozum, T. F.; Tumer, C.; Ozbek, E. N., *Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement.* J Oral Rehabil 2006, 33: 881-888.

123. Turley, P. K.; Kean, C.; Schur, J.; Stefanac, J.; Gray, J.; Hennes, J.; Poon, L. C., *Orthodontic force application to titanium endosseous implants.* Angle Orthod 1988, 58: 151-162.

124. Turley, P. K.; Shapiro, P. A.; Moffett, B. C., *The loading of bioglass-coated aluminium oxide implants to produce sutural expansion of the Maxillary complex in the pigtail monkey (Macaca nemestrina).* Arch Oral Biol 1980, 25: 459-469.

125. Veyre-Goulet, S.; Fortin, T.; Thierry, A., *Accuracy of Linear Measurement Provided by Cone Beam Computed Tomography to Assess Bone Quantity in the Posterior Maxilla: A Human Cadaver Study.* Clin Implant Dent Relat Res 2008, 10: 226-230.

126. Wang, Z.; Zhao, Z.; Xue, J.; Song, J.; Deng, F.; Yang, P., *Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis.* Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010, 137: 100-107.

127. Wehrbein, H.; Glatzmaier, J.; Mundwiller, U.; Diedrich, P., *The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate.* J Orofac Orthop 1996, 57: 142-153.

128. Wehrbein, H.; Glatzmaier, J.; Yildirim, M., *Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the Maxilla. An experimental study in the dog.* Clin Oral Implants Res 1997; 8: 131-141.

129. Wehrbein, H.; Merz, B. R.; Diedrich, P.; Glatzmaier, J., *The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem.* Clin Oral Implants Res 1996, 7: 410-416.

130. Welch, B.L., *On the comparison of several mean values An alternative approach.* Biometrika 1951, 38: 330-336.

131. Wilmes, B.; Drescher, D., *Verankerung mit Miniimplantaten bei präprothetischer kieferorthopädischer Therapie.* Kieferorthopädie 2006; 20: 203-208.

132. Wilmes, B.; Rademacher, C.; Olthoff, G.; Drescher, D., *Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-implants.* J Orofac Orthop 2006, 67: 162-174.

133. Worthington, P., *Injury to the inferior alveolar nerve during implant placement: a formula for protection of the patient and clinician.* Int J Oral Maxillofac Implants 2004, 19: 731-734.

134. Wörtche, R., *Klinische Anwendung und Strahlenbelastung der digitalen Volumentomographie zur radiologischen Diagnostik im Kiefer- Gesichtsbereich.* Heidelberg: Med Diss, 2003.

135. Ziegler, C. M.; Woertche, R.; Brief, J.; Hassfeld, S., *Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery.* Dentomaxillofac Radiol 2002, 31: 126-130.

136. Zöller, J.E., *Digitale Volumentomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung.* Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2007.

8 Abkürzungsverzeichnis

CBCT- cone beam computer tomography = digitale Volumentomagraphie

CT- computer tomography/ Computertomographie

DVT- digitale Volumentomographie

EDV- elektronische Datenverarbeitung

HU- Hounsfield Units/ Housfield Einheiten

PSA- Panoramaschichtaufnahme

9 Anhang

9.1 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht

9.2 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Dr. R. J. Radlanski für die freundliche und motivierende Betreuung.

Mein ganz herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. A. Bumann, der für die Entstehung und Idee der Arbeit entscheidend war.

Bei Herrn Dr. L. Wehnert bedanke ich mich herzlichst für seine hervorragende statistische Betreuung.

Ich danke meiner Schwester Magdalena, nicht nur für Ihre tatkräftige Unterstützung bei EDV- technischen Fragen sondern auch dafür, dass sie immer für mich da ist und ich mich voll und ganz auf sie verlassen kann.

Ganz besonderen Dank richte ich an Meik, der mir jederzeit Halt gab und alles Erdenkliche tat, um mich zu motivieren, um durchzuhalten und um „unwichtige Sachen“ von mir fernzuhalten. Ich weiß, dass ich ihn zu weilen sehr strapaziert und vieles unbewusst von ihm vorausgesetzt habe, was nicht immer selbstverständlich war. Nichts desto trotz - er war stets für mich da. Ich möchte mich hiermit bei ihm für seine Geduld, Liebe und viele Stunden Korrekturlesen ganz herzlich bedanken.

An dieser Stelle möchte ich auch meiner Mutter von ganzem Herzen für Ihre finanzielle und moralische Unterstützung sowohl während meines Studiums und Ausbildung, als auch bei der Arbeit an der Dissertation danken. Ohne sie wäre ich nicht da wo ich jetzt angekommen bin. Für ihren liebevollen Beistand und die wertvollen Ratschläge in allen Lebenslagen bin ich ihr für immer unendlich dankbar. Daher möchte ich diese Arbeit ihr widmen. Ich danke Dir Mami!

9.3 Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Sabina Birkner erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: Knochendichteprofile an der Oberfläche von tomas®-Pin im Oberkiefer in Abhängigkeit von der Angulation und der Lokalisation“ - 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.“

04.07.2011