

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

# Stabilität von orthodontischen Mini-Implantaten bei verschiedenen Insertionstiefen

Dissertation

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

vorgelegt von  
Natascha Santel  
2023

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

Gez.:

Dekan: Prof. Dr. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Priv.- Doz. Dr. Manuel Nienkemper

Zweitgutachter: Prof. Dr. Jürgen Becker

*Für meine Familie*

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Publikation

Nienkemper, M., Santel, N., Höhnscheid, R., Drescher, D., Orthodontic mini-implant stability at different insertion depths, Journal of Orofacial Orthopedics. 2016; 77(4):296-303.

## Zusammenfassung

In der Kieferorthopädie hat die Verankerung durch Mini-Implantate die verfügbaren Therapieoptionen bedeutend erweitert. Als skelettaler Anker für orthodontische Kräfte haben Mini-Implantate, zum Beispiel im Bereich der Compliance, deutliche Vorteile. Ebenso ermöglichen sie durch ihre suffiziente Stabilität auch die Applikation mehrerer Kräfte gleichzeitig und damit andere Zahnbewegungen als eine rein desmodontale Verankerung.

Mini-Implantate werden häufig unmittelbar nach der Insertion belastet. Dadurch hat die primäre Stabilität direkt nach Insertion, unabhängig vom Einheilverhalten, eine große Bedeutung für den Erfolg der kieferorthopädischen Therapie.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Stabilität von Mini-Implantaten in Bezug auf die Einsetztiefe ermittelt. Gleichzeitig erfolgte eine Untersuchung der Sensitivität verschiedener Messmethoden zur Determinierung der Primärstabilität.

Hierfür wurde das Implantat Benefit der Firma PSM Medical Solutions (Tuttlingen, Deutschland) verwendet und robotergestützt in verschiedenen Tiefen von 4, 5, 6, 7 und 8 mm in den frisch präparierten Beckenknochen des Halleschen Landschweins inseriert, das alle Knochenkonfigurationen bezüglich der Kompaktadicke des menschlichen Kiefers abbildet. Es wurden das maximale Drehmoment, der Periotest und die Resonanzfrequenzanalyse (RFA) für jede Insertionstiefe in zwei horizontalen Achsen bestimmt.

Die Werte für die RFA stiegen mit zunehmender Insertionstiefe nahezu linear an ( $6,95 \pm 2,85$  bei der Tiefe von 4 mm auf  $34,63 \pm 5,51$  bei 8 mm) und fielen für den Periotest fast linear ab ( $13,24 \pm 4,03$  auf  $-2,89 \pm 1,87$ ). Die Änderungen waren für die RFA und den Periotest bei jedem Millimeterschritt der Insertion hoch signifikant ( $p < 0,0001$ ). Die maximalen Drehmomentwerte stiegen von 4 auf 5 mm Insertionstiefe von  $153,67 \pm 69,32$  auf  $261 \pm 103,73$  Nmm ( $p < 0,0001$ ) an und änderten sich von da an nicht mehr signifikant. Die RFA und der Periotest zeigten eine hohe Korrelation ( $r = -0,907$ ).

Die Insertionstiefe scheint somit einen signifikanten Einfluss auf die Stabilität der Mini-Implantate in einem linearen Zusammenhang zu haben. Im Gegensatz zum maximalen Drehmoment scheinen die RFA und der Periotest besser dazu geeignet zu sein, die Stabilität der Mini-Implantate in Bezug auf den Parameter der Insertionstiefe zu ermitteln.

## Summary

The anchorage with mini-implants has enormously enlarged the therapeutic options in modern orthodontic treatment. Due to their function as an anchor for orthodontic forces they provide tremendous benefits for the compliance of the patients and offer the opportunity to apply multiple loads in different directions compared to the anchorage of the biological teeth.

Nowadays mini-implants are in common immediately loaded with an orthodontic force directly after the insertion. This is on the other side the biggest disadvantage because the mini-implant can loosen and get lost. To minimize this failure rate lots of effort was put in to research to make the anchorage of mini-implants more reliable.

In this study the stability of mini-implants was evaluated according to the depth of insertion. Simultaneously the sensitivity of several methods of determination for the primary stability was investigated.

Therefore the implant "Benefit" (PSM Medical Solutions, Tuttlingen, Germany) was screwed in different insertion depth of 4, 5, 6, 7, and 8 mm in the freshly prepared pelvic bone of Swabian Hall pigs. This bone model offers all kind of bone configurations relating to the thickness of the compacta that occur in the human jaw. The torque, Periotest and resonance frequency analysis (RFA) was measured for each depth of insertion in two horizontal axis.

The values for RFA rised almost linear with deeper insertion depths ( $6,95 \pm 2,85$  at 4 mm to  $34,63 \pm 5,51$  at 8 mm) and decreased for the Periotest again almost linear ( $13,24 \pm 4,03$  auf  $-2,89 \pm 1,87$ ). The changes for RFA and Periotest are with every millimeter step of deeper insertion highly significant ( $p < 0,0001$ ). The values for the torque measurement increased from the insertion depth 4 to 5 mm from  $153,67 \pm 69,32$  to  $261 \pm 103,73$  Nmm ( $p < 0,0001$ ). From then on no more significant changes were observed. Periotest and RFA showed a high correlation ( $r = -0,907$ ).

Hence the insertion depth has a significant impact for the stability of mini-implants and the relation appears to be linear. In contrast to torque the measurement of RFA and Periotest are appropriate to determine the stability of mini-implants depended to the insertion depth.

## Abkürzungsverzeichnis

A & D	ANOVA und Duncan Post hoc Test
CI	Konfidenzintervall
DM	Drehmoment
FN	Normalkraft
FR	Reibungskraft
F & W	Friedmann und Wilcoxon Test
ISQ	Implantat-Stabilitätsquotient
MIT	maximales Eindrehmoment
Periotest	Periotest®
PTV	Periotest® Wert
R	Korrelationskoeffizient
R <sup>2</sup>	Regressionskoeffizient
RFA	Resonanzfrequenzanalyse
SD	Standardabweichung
U	Reibungskoeffizient

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Theoretischer Hintergrund .....</b>	<b>3</b>
2.1	Verankerung.....	3
2.2	Verankerungsqualität.....	4
2.3	Extraorale Verankerung .....	4
2.4	Intraorale Verankerung .....	5
2.4.1	Skelettale Verankerung .....	6
2.5	Mini-Implantate .....	7
2.6	Primärstabilität.....	9
2.7	Stabilitätsmessmethoden .....	11
2.7.1	Eindrehmoment .....	11
2.7.2	Periotest .....	11
2.7.3	Resonanzfrequenzanalyse.....	12
2.8	Ziele der Arbeit.....	15
<b>3</b>	<b>Material und Methode.....</b>	<b>17</b>
3.1	Implantatkörper.....	17
3.2	Prüfkörper .....	17
3.3	Pilotbohrung .....	19
3.4	Versuchsdurchführung .....	19
3.4.1	Implantatinsertion .....	19
3.4.2	Drehmomentmessung .....	21
3.4.3	Resonanzfrequenzanalyse.....	23
3.4.4	Periotest® .....	24
3.5	Statistik und Analysen .....	25

<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>27</b>
<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>33</b>
5.1	Validität des Versuchaufbaus.....	33
5.2	Messung der Stabilität .....	34
5.3	Faktoren für die Stabilität von Mini-Implantaten .....	36
5.4	Empfehlungen für die klinische Anwendung.....	37
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerungen .....</b>	<b>39</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>40</b>

# 1 Einleitung

In der Kieferorthopädie ist der Aspekt der Verankerung auch heute noch ein bedeutendes Kriterium für den Therapieerfolg von Zahnfehlstellungen und Kieferdeformitäten. Wie in Newtons drittem Axiom „actio = reactio“ beschrieben, wirken auf Abstützungselemente die gleichen Kräfte wie auf einen therapeutisch zu bewegendem Zahn [1]. So kann es bei einer rein desmodontalen Verankerung zu unerwünschten Nebenwirkungen wie zum Beispiel einer Aufwanderung oder einer Intrusion der Abstützungszähne kommen. Auch die im 19. Jahrhundert entwickelten extraoralen Verankerungselemente bringen, unter anderem durch eine geringe Akzeptanz, einige Nachteile mit sich. Zudem stellt die zunehmende Anzahl von erwachsenen Patienten, die eine orthodontische Therapie erhalten, die moderne Kieferorthopädie vor große Herausforderungen. Eine suffiziente Verankerung der notwendigen Kräfte wird auch durch Parodontopathien oder eine reduzierte Zahnzahl erheblich erschwert [2].

Aus diesem Grund hat sich die skelettale Verankerung von kieferorthopädisch applizierten Kräften in den letzten Jahren zunehmend durchgesetzt. Neben chirurgischen Miniplatten oder dentalen Implantaten bieten speziell die Mini-Implantate einen maßgeblichen Vorteil im Vergleich zur herkömmlichen parodontalen oder extraoralen Verankerung [3]. Aufgrund ihrer vergleichsweise geringen Kosten, der minimalen chirurgischen Invasivität und kleinen Dimensionen haben sie sich in der modernen Kieferorthopädie etabliert [4, 5, 6, 7]. Mit einer Vielzahl unterschiedlich einsetzbarer Mechaniken ermöglichen sie neue Therapieoptionen und können auch für mehrere Behandlungsaufgaben gleichzeitig genutzt werden [8, 9, 10].

Auf der Gegenseite zu den neu gewonnenen Möglichkeiten steht allerdings eine Fehlerrate durch Implantat Verlust, die in der Literatur mit Werten von 10-30 Prozent beziffert wird [6, 11, 12, 13]. In Untersuchungen geben Schatzle und Stanford die Verlustrate mit identischen 16,4 Prozent an [14, 15].

Für die Überlebenswahrscheinlichkeit und den Therapieerfolg scheint eine ausreichende Primärstabilität nach der Insertion des Mini-Implantats von großer Bedeutung zu sein. Als Hinweis auf eine ausreichende Primärstabilität wird oft das maximale Eindrehmoment herangezogen. Als erfolgversprechende Werte gelten in

der Literatur Momente zwischen 5-10 Ncm für Implantate mit einem Durchmesser von 1,6 mm [16, 17, 18, 19]. Ein zu hohes maximales Drehmoment kann dagegen zu einer Fraktur von Mini-Implantaten führen. Dies kann zusätzlich zum Therapiemisserfolg je nach Insertionsort und -tiefe in Abhängigkeit zur Höhe der Fraktur am Implantat bei der notwendigen Explantation zu Schädigungen benachbarter, anatomischer Strukturen führen [20, 21, 22]. Das maximale Drehmoment bei der Insertion von Mini-Implantaten stellt somit bekannterweise einen wichtigen Faktor für den Therapieerfolg dar. Trotz dieser Kenntnis und den daraus folgenden Insertionsprotokollen kommt es in der Praxis aber zu den oben beschriebenen Misserfolgsraten [14, 15].

Das Ziel der vorliegenden Studie war es daher, neben dem maximalen Eindrehmoment die Messmethoden Periotest und Resonanzfrequenzanalyse, die eine präzisere Aussage zur Stabilität der Mini-Implantate ermöglichen, zu untersuchen, um die Erfolgsprognose der kieferorthopädischen Therapie mittels skelettaler Verankerung zu erhöhen. Außerdem wurden diese drei Methoden in der vorliegenden Arbeit angewandt, um den Einfluss der Insertionstiefe für die Stabilität von Mini-Implantaten, unabhängig zur Knochenqualität, zu ermitteln und um Erkenntnisse über die Sensitivität der Messmethoden auf verschiedene Insertionstiefen zu evaluieren.

## 2 Theoretischer Hintergrund

### 2.1 Verankerung

Die Verankerung von orthodontischen Kräften ist in der Kieferorthopädie ein bedeutender Faktor und die Kontrolle dieser ist für eine erfolgreiche Behandlung von Zahnfehlstellungen unumgänglich. Der Terminus wurde erstmals von Angle im Jahre 1907 in der Kieferorthopädie eingeführt und wie folgt beschrieben: „Die Bewegung eines oder mehrerer Zähne in eine der verschiedenen Richtungen ist durch die Anwendung einer Kraft möglich, die in Übereinstimmung mit den Gesetzen der Mechanik und Dynamik erfolgt. Nach den wohlbekannten Gesetzen der Physik halten Wirkung und Gegenwirkung das Gleichgewicht und sind einander gegengesetzt: daraus folgt, dass der Widerstand der Verankerung größer als der des zu bewegendes Zahnes sein muss“ [23].

In der weiteren Entwicklung des Faches postulierte Ottofy die Verankerung als „Basis, gegen die orthodontische Kräfte oder Reaktionen aus orthodontischen Kräften appliziert werden“ [24] und von Diedrich wird die Verankerung als „das Abfangen oder der kontrollierte Einsatz aller reaktiven Kräfte und Momente“ definiert [2]. Insgesamt fallen unter den Begriff der Verankerung sämtliche reaktiven Kräfte, die von einem Zahn, einer Zahnguppe oder einer anatomischen Einheit aufgebracht werden, wenn sie als Träger einer Kraft zur Bewegung anderer Zähne dienen sollen. Eine suffiziente Verankerung sollte immer das Ziel haben, unerwünschte Bewegungen zu vermeiden und erwünschte zu maximieren. „Die ideale Verankerung wäre natürlich eine unbewegliche Basis“ postulierte daher bereits Angle im 19. Jahrhundert [23]. Diese gewünschte absolute Verankerung gibt es in der Natur jedoch nicht. Einwirkende Kräfte lösen Reaktionen im menschlichen Gewebe aus. Somit kann immer nur von einer relativen Verankerung gesprochen werden [25]. In der kieferorthopädischen Therapie können intra- und intermaxilläre oder auch von der Bezahnung unabhängige Möglichkeiten erwogen werden, um eine optimale Verankerung zu erreichen.

## 2.2 Verankerungsqualität

Die Qualität der Verankerung wird bestimmt durch die Höhe des Widerstandes, die im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung von einer Abstützungseinheit aufgebracht werden kann. Um die reaktiven Kräfte und Momente bei einer stationären Verankerung aufnehmen oder im Sinne einer reziproken Verankerung kontrolliert nutzen zu können, bedarf es in jedem kieferorthopädischen Behandlungsfall einer umfangreichen Analyse der individuellen Verankerungssituation bevor eine orthodontische Zahnbewegung initiiert werden kann [2, 26].

## 2.3 Extraorale Verankerung

Kloehn beschrieb im Jahr 1947 mit dem *Headgear* ein kieferorthopädisches Behandlungsgerät und zeigte damit eine neue Methode, um auftretende Kräfte extraoral verankern zu können [27]. Dabei wird eine Verbindung einer kieferorthopädischen Apparatur über einen inneren und äußeren Bogen mit dem extraoralen Anteil gebildet, um eine nach anterior gerichtete Kraft auf die Oberkieferzähne zu applizieren. Bei den meisten verfügbaren Varianten sind die Hauptkomponenten, bestehend aus extraoralem Zug, Gesichtsbogen und Befestigung des inneren Bogens an Bändern der oberen ersten Molaren, im Wesentlichen gleich. Je nach Verankerungsort lassen sich unterschiedliche Zahnbewegungen, verbunden mit obligatorischen Nebeneffekten, realisieren. So kann etwa die Verwendung des okzipitalen *Headgears* durch die kraniale Verankerung zu einer Intrusion der oberen Molaren führen [28].

Um Einfluss auf das Wachstum des Gesichtsschädels zu nehmen, stellte Delaire 1976 eine orthopädische Maske vor, die bei einer skelettal bedingten Angle-Klasse 3 eingesetzt werden kann. Sie besteht aus extraoralen Zügen in postero-anteriorer Richtung mit einer Abstützung an Stirn und Kinn. Ziel ist es, die Maxilla zu protrahieren und den Zahnbogen nach anterior zu verschieben, wobei der Therapieerfolg maßgeblich von der Verknöcherung der Suturen und damit vom Alter der Patienten bedingt wird [26]. Bei asymmetrischen Befunden ist der *Headgear* durch seine beidseitige Kraftapplikation kontraindiziert.

Extraorale kieferorthopädische Geräte haben jedoch aufgrund der äußerlichen Sichtbarkeit beim Patienten häufig eine geringe Compliance und können, zum

Beispiel im Falle des *Headgears*, zudem Schmerzen beim Tragen der Apparatur verursachen. Besonders bei erwachsenen Patienten werden extraorale Geräte selten als Verankerungshilfe akzeptiert [29, 30].

## 2.4 Intraorale Verankerung

Größere Akzeptanz bei den Patienten erfahren die intraoralen Verankerungsgeräte. In der transversalen Ebene dient zum Beispiel der Transpalatinal- bzw. Lingualbogen der intraoralen Verankerung, wobei ein ca. 0,9 mm dicker Stahlbogen, eingebracht in die Oberkiefer- und Unterkiefermolarenschlösser, die Zähne miteinander verbindet. Diese Verankerung wirkt in ihrer passiven Variante transversalen Bewegungen, Kippungen und Rotationen entgegen und hält somit die Molaren Distanz konstant. In der aktiven Form kann der Transpalatinal- bzw. Lingualbogen sowohl zur Expansion und Kompression des Zahnbogens als auch zur Rotation und zum Torquen der Ankerzähne verwendet werden. Der Lingualbogen im Unterkiefer nutzt die Abstützung an den Frontzähnen, um einer Mesialisierung der Molaren zu umgehen [31].

Ein weiteres intraorales Gerät zur Molaren Verankerung im Oberkiefer stellt die Quadhelix-Apparatur dar. Sie besteht ebenfalls aus einer ca. 0,9 mm starken Drahtkonstruktion mit vier runden, palatinal liegenden Schlaufen und wird an Schlössern der oberen Sechsjahresmolarenbändern fixiert. Bei Bedarf kann durch Aktivierung auch eine Expansion des Oberkieferbogens realisiert werden. Nachteilig muss hier die eingeschränkte Mundhygienesituation für den Patienten vermerkt werden [31].

Der Lipbumper bedient sich dem Muskeltonus der orofazialen Muskulatur, um den starren Bogen in den unteren Molarenbändern zu fixieren. Durch den dauerhaften Lippendruck werden die ersten Molaren somit in Position gehalten. Dieses eigentlich herausnehmbare Gerät zur orthodontischen Verankerung kann bei fehlender Patientencompliance auch mit Hilfe von Ligaturen fest an den unteren Molaren eingebunden werden. Ebenfalls fest eingebunden ist auch die Nance Apparatur. Eine Kunststoffpelotte, die sich am vorderen Gaumen abstützt, wird mit den Bändern an den Molaren verbunden und wirkt somit einer Mesialisierung der Molaren entgegen [31].

Wie bereits beschrieben, können eigene Zähne zur Verankerung genutzt werden. Dies geschieht in Abhängigkeit zur Verankerungsqualität der herangezogenen Zähne oder Zahngruppen. Je nach orthodontisch erforderlicher Kraft kann eine Therapie in der Kieferorthopädie oftmals über eine ausschließlich dentale Verankerung durchgeführt werden. Eine gravierende Rolle spielt hierbei die Wurzeloberfläche der zu verankernden Einheit. Wichtige Faktoren sind Wurzellänge und -querschnitt, die Achsneigung, das Attachmentniveau und die Zahnform. Auch die Höhe, Struktur und die Qualität des Alveolarfortsatzes dürfen nicht vernachlässigt werden. Tritt jedoch eine Kippung, Wanderung oder Veränderung der vertikalen Position der als Abstützung genutzten Zähne ein, so spricht man von einem Verankerungsverlust. Eine Unterscheidung hinsichtlich einer minimalen, moderaten oder maximalen Verankerungsqualität wird in Bezug auf den Umfang, in welchem sich die als Verankerungseinheit genutzten Zähne bewegen dürfen, getroffen [32, 33].

Sind die biologischen Verankerungsqualitäten der Zähne für eine rein desmodontale Verankerung unzureichend, droht ein Verankerungsverlust und es sollten zur Vermeidung unerwünschter Nebenwirkungen zusätzliche intra- und/oder extraorale Verankerungshilfen hinzugezogen werden [26, 2]. In der Regel reicht beispielsweise eine ausschließlich dentale Verankerung für eine Mesialisierung der Seitenzähne bei Aplasie der oberen, seitlichen Inzisiven nicht aus. Um einen Verankerungsverlust beim kieferorthopädischen Lückenschluss zu vermeiden, müssen neben der dentogenen Abstützung weitere Möglichkeiten der Verankerung, die den Kraftanforderungen standhalten, genutzt werden. Hier bietet sich in der modernen Kieferorthopädie die skelettale Verankerung an.

### **2.4.1 Skelettale Verankerung**

Auf der Suche nach einer complianceunabhängigen Verankerungsalternative untersuchten Gainsforth und Higley bereits 1945 Vitallium-Schrauben am Hundeknochen [34]. Nach der Insertion hielten die Schrauben den applizierten Zugkräften nur maximal einen Monat stand, bevor sie ihren knöchernen Halt durch bindegewebige Umbauvorgänge verloren. Dieser Versuch zur skelettalen Verankerung blieb somit erfolglos. Im Jahr 1983 griffen Creekmore und Eklund diesen Forschungsansatz erneut auf und inserierten eine Vitallium-Schraube bei einer Patientin unterhalb der Spina nasalis anterior [36]. Während der einjährigen

Behandlungszeit verwendeten sie zur Intrusion der oberen Frontzähne eine Gummikette. Die Behandlung konnte ohne Komplikationen oder Implantatverlust erfolgreich beendet werden. Die Vitallium-Schrauben aus der Unfallchirurgie bestanden aus einer Metalllegierung mit überwiegendem Anteil an Kobalt, Chrom und Molybdän. Branemark entdeckte zuvor als Pionier die Vorteile des reinen Metalls Titan, für das er eine erfolgreiche Osseointegration bei dentalen Implantaten nachwies. Diese Implantate wurden ab 1969 überwiegend in der zahnärztlichen Prothetik eingesetzt [36]. Im Jahre 1988 stellten sowohl Smalley et al. als auch Turley et al. in tierexperimentellen Studien am Affen und Hund fest, dass Titanimplantate außerdem zur orthodontischen Verankerung geeignet sind [37, 38]. In einer weiteren tierexperimentellen Studie untersuchte Roberts die horizontale Krafteinwirkung auf Titanimplantate über einen Zeitraum von ein bis zwei Monaten. Eine Feder wurde 6-12 Wochen nach Einbringung zwischen zwei inserierte Implantate mit einer Kraftbelastung von 100 g eingesetzt. Von den 20 Schrauben zeigte nur ein Implantat eine Lockerung, die restlichen Implantate hielten der Belastung stand und blieben starr im Knochen verankert [39]. Sechs Jahre nach seiner tierexperimentellen Studie inserierte Roberts 1990 dentale Implantate in der retromolaren Region eines Patienten, um eine Molarenmesialisierung von 10-12 mm zu realisieren. Hierbei wurden die Implantate über einen Zeitraum von drei Jahren zur Verankerung genutzt und blieben während der gesamten Therapie ortsstabil [40]. Die Funktionalität, Beständigkeit und Langlebigkeit der dentalen Titanimplantate ermöglichte eine kontinuierliche und stabile skelettale Verankerung. Die Vorteile dieser complianceunabhängigen Verankerungsmöglichkeit veranlassten Triaca dazu, Implantate median-sagittal im anterioren Gaumen zu inserieren. Dies ist eine Region mit geringem vertikalem Knochenangebot, dafür bietet sie aber eine sehr feste Kompakta und eine gute chirurgische Erreichbarkeit [41].

## **2.5 Mini-Implantate**

Die ersten orthodontischen Mini-Implantate, die speziell an die Bedürfnisse der kieferorthopädischen Therapie angepasst wurden, sind von Kanomi entwickelt worden [7]. Gemeinsam mit der Firma Straumann präsentierte Wehrbein 1996 ein

neu entwickeltes Implantat System zur Verankerung im os palatinum unter dem Namen Orthosystem® [42]. Diese Titanschrauben wurden in der ersten klinischen Studie sechs Patienten mit einer Angle Klasse II und Distalokklusion von 7-8 mm im anterioren Gaumenbereich erfolgreich zur Behandlung inseriert. Der Einsatz von complianceabhängigen Verankerungsalternativen wie *Headgear* oder Gummizügen war während der zwölfmonatigen Behandlungszeit nicht erforderlich. Zudem konnten weder eine Implantatbeweglichkeit, ein Implantatverlust noch ein Mesialdrift der Seitenzähne beobachtet werden [43]. Die Anforderungen an ein kieferorthopädisches Mini-Implantat unterscheiden sich im Vergleich zu denen eines herkömmlichen dentalen Implantats. Durch geringere Krafteinwirkung ist eine kleinere Dimensionierung des Durchmessers realisierbar. Ergo wird eine größere Flexibilität für potentielle Insertionsgebiete ermöglicht. Während die konventionellen, dentalen Implantate überwiegend im zahnlosen Alveolarkamm eingebracht werden, ist eine Insertion von durchmesserreduzierten Implantaten in weiteren Bereichen, zum Beispiel interradikulär oder palatinal, durchführbar. Weitere Vorteile sind die einfache und minimalinvasive Insertion sowie die unkomplizierte Explantation, für die eine zu starke Osseointegration unerwünscht ist, da diese zu einer Fraktur der Mini-Implantate führen könnte. Konträr soll aber die Primärstabilität ausreichend hoch sein, um eine sofortige Belastung mit orthodontischen Kräften zu gewährleisten [3, 44]. Celenza und Hochmann schlussfolgerten, dass die bisher bekannten Verankerungsgeräte im Vergleich zur skelettalen Verankerung mit Implantaten umständlich, unbequem, unkonventionell und auch hygienisch unzureichend sind [45]. Sie befürworten daher eine Vereinfachung der kieferorthopädischen Therapie durch den Einsatz der Mini-Implantate aufgrund ihrer Complianceunabhängigkeit und der somit häufig gegebenen Verkürzung der Behandlungszeit. Die Erfolgsquote bei orthodontischen Mini-Implantaten wird in der Literatur mit 80-100 Prozent angegeben. [46]

In der Literatur finden sich für Mini-Implantate zahlreiche Synonyme. Dabei sind „Mini-Schrauben“, „Mini-Pins“ oder „Mikroschrauben“ die am häufigsten verwendeten Begriffe für diese Art der skelettalen Verankerung. Die Gemeinsamkeit beschreibt Cope 2005 als „temporary anchorage devices“, da die Verankerungsbasis nach erfolgter Therapie wieder entfernt wird [47]. Die Einteilung der Mini-Implantate kann durch Unterschiede in Form, Länge, Gewindedurchmesser bzw. -form oder Einheilungsart erfolgen. Die Unterteilung in „Mini“ und „Mikro“

bezieht sich auf den Durchmesser. Alle kleineren Implantate unter 1,9 mm werden der Kategorie „Mikro“ zugeordnet [48].

## **2.6 Primärstabilität**

Unmittelbar nach der Insertion von Implantaten im Knochen erfolgt der Halt über die Makroretention und wird als Primärstabilität bezeichnet. Durch Verdrängung und Verdichtung des umliegenden Knochens ergibt sich eine mechanisch bedingte Klemmpassung des Implantats [48]. Für eine erfolgreiche Implantation ist eine ausreichende Primärstabilität von essenzieller Bedeutung. Sie stellt die Basis für eine langfristige Osseointegration dar und führt folglich zu einer langen Verweildauer und Funktionsfähigkeit des Implantats [49]. Verschiedene Parameter wie das Implantatdesign, die Knochenqualität und die Insertionsmodalitäten wie der Winkel und die Tiefe beeinflussen dabei die Qualität der Primärstabilität und minimieren die Verlustrate [50, 20]. Nach der Einheilphase des Implantats entwickelt sich durch die ossäre Integration die Sekundärstabilität. Dabei finden Umbauvorgänge am Implantat umgebenden Knochen statt. Der entstandene Lamellenknochen beeinflusst mit seiner Qualität und Quantität die Sekundärstabilität und somit die Osseointegration [48]. Die Stabilität für dentale Implantate im Knochen während der Einheilzeit ist in Abb. 1 dargestellt. Diese werden im Regelfall nach dem Erreichen der Sekundärstabilität belastet.

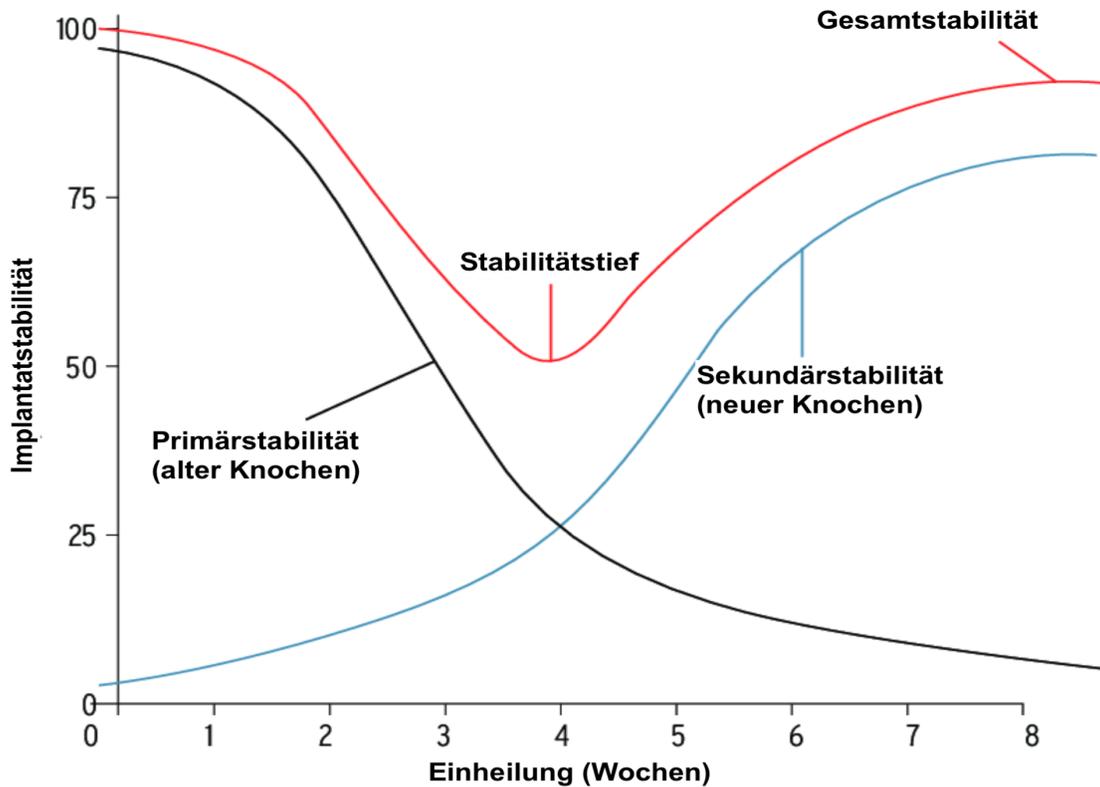


Abb. 1: Graphische Darstellung der Implantatstabilität im Knochen während der Einheilzeit.  
 Ursprüngliche Graphik nach S. Raghavendra, M. Wood, TD Taylor abgewandelt. [51]

Der Erfolg eines Implantats ist bedingt durch eine gute Primärstabilität zum Zeitpunkt der Implantation, eine ausreichende Osseointegration während der Einheilphase sowie eine dauerhafte, funktionelle Belastbarkeit als Verankerungseinheit. Eine erhöhte Mobilität oder Knochenresorptionen führen wiederum zum Implantatverlust, der aufgrund eines nicht ausreichenden Kontakts zwischen Knochen und Implantat einen Therapiemisserfolg darstellt. Die Prognose eines Verlustes ist von großer klinischer Relevanz und kann durch unterschiedliche Messmethoden ermittelt werden. Daher wurden Versuche unternommen, um den Knochen-Implantat-Kontakt mittels radiologischer Untersuchungen zur Knochenmenge oder -dichte zu bestimmen [52, 53]. Es zeigte sich jedoch, dass diese Messungen nicht gut reproduzierbar sind und standardisierte Verfahren schwer einzurichten waren. Aus diesem Grund wurden weitere Methoden, wie die Bestimmung der Primärstabilität durch den Periotest oder die Resonanzfrequenzanalyse, zur Stabilitätsmessung entwickelt [54, 55]. Wilmes et al. fanden heraus, dass die Stabilität von orthodontischen Mini-Implantaten unter anderem vom Implantatdurchmesser, der Schraubenart und der Vorbereitung des Implantatlagers abhängig ist. Auch der

Insertionswinkel hat einen Einfluss auf die Stabilität der Implantate [20, 50]. Gerade die Primärstabilität hat eine große Bedeutung für die gewünschte sofortige Belastung der Implantate, da zu diesem Zeitpunkt die maximale Stabilität für Mini-Implantate erreicht ist. Im Gegensatz zu dentalen Implantaten kommt es absolut gesehen nicht zu einer Zunahme der Stabilität durch die Sekundärstabilität. Daher wurde von Nienkemper et al. in 2013 ein Verfahren entwickelt, wie man das gut geeignete Messsystem der Resonanzfrequenzanalyse auch mit kieferorthopädischen Mini-Implantaten anwenden kann [56].

## **2.7 Stabilitätsmessmethoden**

### **2.7.1 Eindrehmoment**

Zur Messung der Implantatstabilität stehen verschiedene Methoden zur Verfügung, wobei die Messung des maximalen Eindrehmoments während der Insertion den am weitesten verbreiteten Ansatz darstellt. Für dentale, konventionelle Implantate wurde ein Zusammenhang zwischen der Knochendichte im Computertomogramm und dem maximalen Eindrehmoment des Implantats nachgewiesen und es zeigte sich, dass eine hohe Knochendichte ebenfalls zu einem höheren Drehmoment führt [57]. Wilmes et al. konnten nachweisen, dass auch das maximale Eindrehmoment kieferorthopädischer Mini-Implantate und damit die Primärstabilität je nach Knochenqualität, Implantat Design und Präparation der Implantatkavität stark variieren [58]. Aus diesem Grund werden chirurgische Motoren in der klinischen Praxis eingesetzt, die das maximale Eindrehmoment bei der Insertion kontrollieren. Es konnte gezeigt werden, dass Drehmomente von bis zu 80 Ncm eine Osseointegration nicht verhinderten [59].

In klinischen Studien und Laborexperimenten kommen häufig präzise Drehmomentsensoren gemeinsam mit Bohrrobotern zum Einsatz, um eine gute Reproduzierbarkeit und Genauigkeit während der Insertion von Implantaten zu gewährleisten [50].

### **2.7.2 Periotest**

Um aussagekräftige, reproduzierbare Werte über die Stabilität von Zähnen zu erhalten, wurde von Schulte et al. im Jahr 1983 der Periotest vorgestellt, welcher die

Dämpfungseigenschaften von Zähnen im Parodontium misst und somit Rückschlüsse auf ihre Beweglichkeit im Knochen erlaubt. Durch eine Kraftapplikation auf den Zahn findet dabei in der Alveole, bedingt durch das parodontale Ligament, eine Ausscherung des Zahnes mit nachfolgender Rückstellung statt [60]. In weiteren Überlegungen zur Anwendung des Periotests konnte von Brägger et al. dreizehn Jahre später gezeigt werden, dass die Messmethode auch reproduzierbare Aussagen zur Stabilitätskontrolle von Implantaten erlaubt [61]. Bei seiner Anwendung perkutiert ein elektronisch angetriebener und überwachter Stößel das Messobjekt insgesamt 16-mal innerhalb von vier Sekunden. Die Kontaktzeit mit dem Implantat wird registriert und ist umso größer, je stärker die Beweglichkeit des Implantats im Knochen ist, was in einem höheren Periotestwert (PTV) resultiert. Die Werteskala erstreckt sich von -8 bis +50, dabei kennzeichnen negative Werte eine größere Stabilität [54, 62]. Chavez berichtete 1993, dass klinisch erfolgreiche Implantationen durch PTVs von -6 bis -2 gekennzeichnet sind [63], da stabile Implantate einen schnellen Rückstoß des Stößels bewirken und daraus eine kurze Kontaktzeit mit dem Messobjekt erfolgt. Motiviert durch den erfolgreichen Einsatz in der dentalen Implantologie wurde der Periotest auch zur Messung der Stabilität von kieferorthopädischen Mini-Implantaten verwendet [64]. Bei der Anwendung des Periotests sollten unter anderem die richtige Angulation des Handstückes, der Abstand zum Zahn oder Implantat und auch der korrekte Auftreffpunkt des Stößels zum Messobjekt beachtet werden. Eine Missachtung dieser klinischen Variablen führt laut Meredith zu Einschränkungen in der Diagnostik bei den Messungen der Implantatstabilität [65]. Becker et al. konnten in einer retrospektiven Studie von 2007 zeigen, dass der Periotest zwar sensitiv, aber mit 39 % nicht spezifisch ist, wenn es um die Diagnose eines frühen Implantatverlustes geht. Die Falsch-Positiv-Rate erschien demnach zu hoch, sodass der klinische Einsatz des Periotests als Vorhersage eines Implantatversagens als kritisch zu beurteilen wäre [66].

### **2.7.3 Resonanzfrequenzanalyse**

Eine weitere noninvasive Methode zur Bestimmung der Implantatstabilität ist die Resonanzfrequenzanalyse (RFA) nach Osstell®. Swain zeigte in einem *in vitro* Vergleich des Periotests mit einem neuen System, dass durch eine Messung der

Resonanzfrequenz nach erfolgter Schlagbeschleunigung genauere Ergebnisse zur Stabilitätsüberprüfung erreicht werden könnten [67]. Dabei wird dem Mini-Implantat ein Messkörper, ein Transducer, auch Wandler oder SmartPeg genannt, aufgeschraubt, dessen Piezoelemente mit Frequenzen von 5000-15000 Hz in Schwingung versetzt werden. Das Messgerät zeichnet die vom Implantat-Knochen-Interface ausgehende Resonanzfrequenz aus der Ansatzrichtung des Handstücks auf. Eine Messung aus mehreren Winkeln oder Achsen ist somit möglich. Die Messzahl für das Schwingungsverhalten wird als Implantat-Stabilitätsquotient (ISQ) dokumentiert und hat Werte von 1 bei 3.500 Hz (niedrige Stabilität) bis 100 bei 8.500 Hz (hohe Stabilität) bei konventionellen, dentalen Implantaten [68]. In einer Studie mit orthodontischen Mini-Implantaten wurden ISQ-Werte von durchschnittlich  $35,4 \pm 2,67$  gemessen [59]. Die kontaktlose Messmethode wird sowohl *in vivo* als auch *in vitro* verwendet, da die Ergebnisse der Untersuchungen eine Korrelation dieser beiden Anwendungsgebiete aufzeigten [54]. Dabei wird die RFA von mehreren Faktoren beeinflusst; zum einen vom Design des Transducers zum anderen von der Fixierung der Implantatkomponenten, bestehend aus Implantat, Abutment und Transducer, sowie deren Kontaktfläche zum Gewebe und dem umgebenden Knochen, dem sogenannten Implantat-Knochen-Interface. Ein weiterer Aspekt ist die effektive Gesamtlänge der Implantatkomponenten über dem marginalen Knochenniveau. Diese setzt sich zusammen aus der fixen Größe des Transducers, der variablen Länge des teilweise benötigten Abutments und dem Abstand zwischen dieser Vorrichtung und dem umgebenden Knochen [69]. Als weiteren Einflussfaktor auf die RFA nennt Kang et al. die Knochenqualität [70]. In seiner Studie untersuchte er die Primärstabilität von verschiedenen Implantaten, die oberhalb des marginalen Knochenniveaus inseriert wurden. Dabei verglich er die ISQ-Werte der RFA von unterschiedlichen Implantaten miteinander, um zu ermitteln, ob das Implantat Design die Primärstabilität bei bestimmten effektiven Implantatlängen beeinflusst. Die Ergebnisse veranschaulichten, dass sowohl das Implantat Design als auch die Knochenqualität der Klasse drei und vier signifikante Auswirkungen für die Primärstabilität von supracrestal inserierten Implantaten haben. Nienkemper et al. konnte mit einer Studie erstmals zeigen, dass die RFA auch als Stabilitätsmessmethode für kieferorthopädische Mini-Implantate geeignet ist. In dieser Untersuchung besaßen die verwendeten Mini-Implantate ein industriell gefertigtes Innengewinde am Implantat Kopf zur Aufnahme von vorgefertigten

Abutments für verschiedene Suprakonstruktionen. Der SmartPeg oder auch Transducer von Osstell® wurde in Kooperation mit der Feinmechanik Werkstatt der Uni Düsseldorf modifiziert, sodass eine starre Verbindung zwischen SmartPeg und dem verwendeten Mini-Implantat möglich war. Trotz der signifikanten Unterschiede in Länge und Durchmesser zwischen dentalen und kieferorthopädischen Implantaten zeigte sich, dass die RFA mit den bestehenden Frequenzbereichen für Mini-Implantate anwendbar ist und eine Aussage über die Stabilität getroffen werden kann [56].

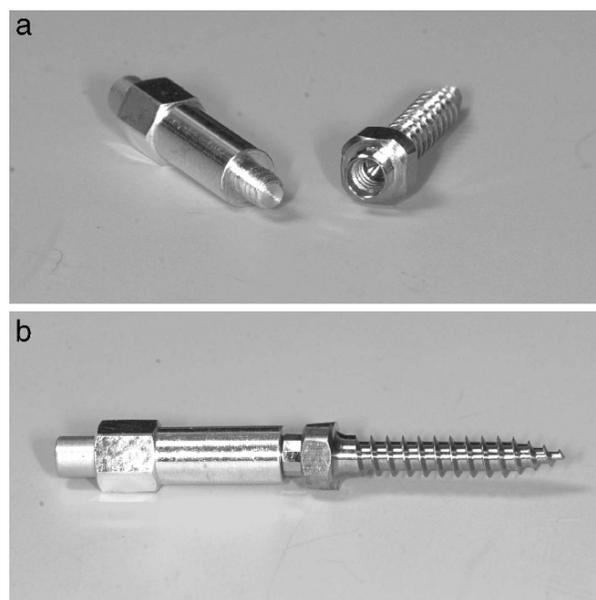


Abb. 2: a: SmartPeg Typ 1 und ein Mini-Implantat mit einem Innengewinde. b: Eine Stabile Verbindung zwischen dem Mini-Implantat und dem SmartPeg zur präzisen Messung der Resonanzfrequenzanalyse [56].

## 2.8 Ziele der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss der Insertionstiefe auf die Stabilität orthodontischer Mini-Implantate zu untersuchen und die Sensitivität verschiedener Stabilitätsmessmethoden in Hinblick auf den Parameter Insertionstiefe zu ermitteln.

Die Stabilität und Verankerungsqualität von Zähnen oder Implantaten hat in der Kieferorthopädie aber auch in der allgemeinen Zahnheilkunde eine große Bedeutung. Aus biomechanischer Sicht erscheint es offensichtlich, dass die Implantatstabilität mit der Insertionstiefe steigt, bedingt durch die größer werdende Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat. Kieferorthopädische Implantate werden normalerweise durch eine konstante Seitenkraft belastet. Geringere Insertionstiefen erzeugen hingegen einen längeren Hebelarm, der die Scherkraft erhöht und in Verbindung mit der kleineren Knochen-Implantat-Kontaktfläche zu höheren Druckspannungen führt, die für die Langzeitstabilität des Implantats kontraproduktiv sein können [71].

Obwohl diese biomechanischen Überlegungen darauf hindeuten, dass die Insertionstiefe die Implantatstabilität signifikant beeinflussen sollte, liegen derzeit keine genauen Informationen darüber vor, wie Stabilität und Insertionstiefe bei Mini-Implantaten miteinander verknüpft sind.

Das Hauptziel der vorliegenden Arbeit ist es somit, die Primärstabilität von 82 orthodontischen Mini-Implantaten (2x9 mm) hinsichtlich der Insertionstiefen von 4, 5, 6, 7 und 8 mm im *in vitro* Versuch zu untersuchen und zu vergleichen. Dabei sollte die Sensitivität der Stabilitätsmessmethoden maximales Eindrehmoment, Periotest und Resonanzfrequenzanalyse überprüft und Erkenntnisse hinsichtlich einer möglichen Korrelation der Messmethoden gewonnen werden.

Zusammengefasst sollen folgende Fragestellungen in dieser Arbeit untersucht werden:

- 1) Wie ändert sich die Primärstabilität bei Zunahme der Insertionstiefe?
- 2) Wie sensitiv reagieren die Stabilitätsmessmethoden auf die unterschiedlichen Insertionstiefen?

- 3) Besteht ein Unterschied bezüglich der Quer- oder Längsrichtung der oberflächlichen Knochenfasern?
- 4) Besteht eine Korrelation zwischen den verschiedenen Stabilitätsmessmethoden?
- 5) Können die verwendeten Messmethoden mit hoher Reliabilität im klinischen Einsatz verwendet werden?

## **3 Material und Methode**

### **3.1 Implantatkörper**

Bei dem in den Versuchsreihen verwendeten Implantat handelt es sich um ein nahezu zylindrisches Mini-Implantat der Firma PSM Medical Solutions, Benefit (Tuttlingen, Deutschland) mit einem Gewindedurchmesser von 2 mm und einer Länge von 9 mm. Das Implantat ist selbstbohrend und das Gewinde ist so konfiguriert, dass eine Umdrehung eines Implantats um 360 Grad zu einer Insertion von 1 mm führt. Der Implantatkern hat eine Dicke von 1,35 mm und das Implantat verjüngt sich um 0,1 mm auf der Länge von 9 mm.

### **3.2 Prüfkörper**

Die Knochengmente für die Prüfkörper stammten vom frischen Beckenknochen des Landschweins der Rasse Schwäbisch Hallische. Die etwa 120 kg schweren und achtzehn Monate alten Landschweine vom Niederrhein zeichnen sich durch einen kräftigen Muskelbau aus. Der Beckenknochen wird als Prüfkörper bevorzugt, da dieser mit 0,5-3 mm eine vergleichbare Kompaktadicke zum menschlichen Ober- und Unterkieferknochen aufweist. Die Knochenblöcke wurden direkt nach der Schlachtung des Tieres präpariert und noch am gleichen Tag für die Untersuchungen verwendet, um eine Veränderung des Knochens durch Umbauprozesse oder fehlende Durchblutung weitgehend auszuschließen und die mechanischen Eigenschaften zu erhalten. Eine längere Lagerung, Einfrieren oder Einbettung des Beckenknochens wurde aus demselben Grund vermieden. Dieses Vorgehen zeigte sich schon für die zuvor durchgeführten Untersuchungen als geeignet [70, 56].



Abb. 3: Beckenknochen vom Landschwein.

Diese Knochensegmente wurden mit einer Handsäge in ca. 6 x 3 cm große Knochenblöcke angepasst. Um die Implantationsorte zu determinieren wurden 15-20 Punkte, jeweils fünf Punkte pro Reihe, auf den Knochenblöcken markiert. Diese Markierungen innerhalb eines Prüfkörpers wurden fortlaufend am Anfang jeder Reihe nummeriert (1-15/20) und wiesen einen Abstand von fünf Millimetern auf. Hierbei wurde auf den Verlauf der Knochenmaserung geachtet, wobei die Kompaktadicke innerhalb einer Reihe zunahm.



Abb. 4. Verwendetes Insertionsraster mit den Vorbohr- und Implantationsstellen.  
Der Prüfkörper ist starr in der Haltevorrichtung fixiert.

### 3.3 Pilotbohrung

Zur Erleichterung der nachfolgenden manuellen Insertion der Mini-Implantate wurden zunächst Vorbohrungen mit Hilfe einer Tischbohrmaschine (Optimum B 14 T, Rexon, Europe GmbH Deutschland) senkrecht mit ca. 900 Umdrehungen pro Minute an den Markierungen am Knochenblock durchgeführt. Dabei wurde die Vorbohrung bis zu einer Tiefe von 3 mm mit einem Durchmesser von 1,5 mm vorgenommen.



Abb. 5: Tischbohrmaschine Optimum B 14 T zur manuellen Vorbohrung.

### 3.4 Versuchsdurchführung

#### 3.4.1 Implantatinsertion

Die selbstbohrenden Mini-Implantate konnten anschließend mit Schraubendrehern per Hand 4 mm tief senkrecht zur Oberfläche in den Prüfkörper inseriert werden. Zur Gewährleistung der exakten Insertionstiefe dienten eigens im Labor hergestellte Abstandshalter. Diese weisen eine definierte Größe von 1, 2, 3, 4 sowie 5 mm auf und sind U-förmig. Der innere Durchmesser ist für das Implantatgewinde durchgängig, nicht aber für die

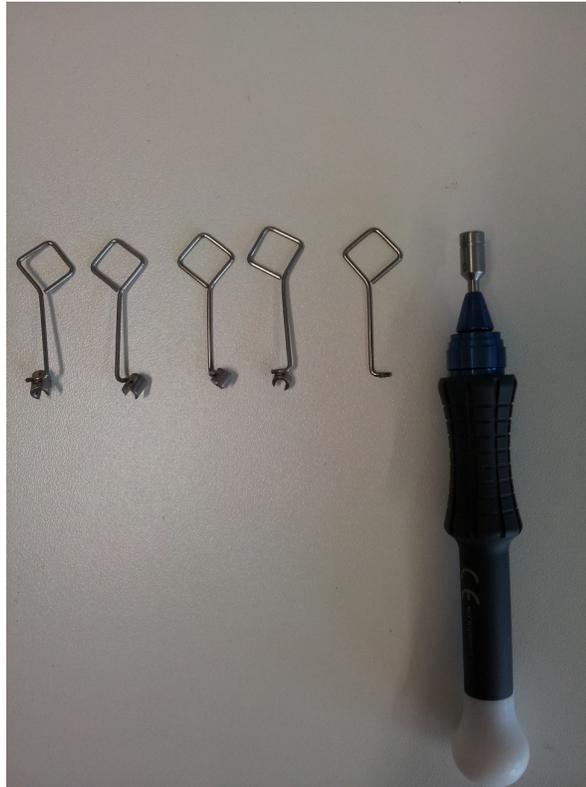


Abb. 6: Abstandshalter zur manuellen Insertion in den Größen 5 mm bis 1 mm und Handschraubendreher.



Abb. 7: Knochenblock mit 15 inserierten PMS-Mini-Implantaten.

Implantatschulter, sodass durch diesen determinierten Halt die jeweils gewünschte Insertionstiefe nicht überschritten werden konnte. Nach der Durchführung der Messungen mit der geringsten Insertionstiefe von 4 mm wurden die Implantate mit dem nächstkleineren Abstandshalter um einen Millimeter manuell weiter in den Knochen geschraubt. Mit der erreichten Insertionstiefe erfolgten wiederum die weiteren Messungen. Dieses Procedere wurde wiederholt, bis das Implantat vollständig bis zur Implantatschulter im Prüfkörper inseriert war.

### **3.4.2 Drehmomentmessung**

Nach dem manuellen Eindrehen mit dem Abstandshalter folgte die maschinelle Insertion mit Hilfe eines Roboter-Systems, das eine präzise Vorgehensweise ermöglicht.

Der Roboter Stäubli RX 60 ist über den Roboterarm mit einem Winkelaufnehmer (Fritz Kübler GmbH, Typ: 8502021415000) verbunden, der mit einem definierten Adapter für das PSM-Mini-Implantat versehen ist. Dieser Adapter ermöglicht eine rotationsgesicherte Fixierung der im Knochenblock inserierten Mini-Implantate. Der Präzisionsroboter wurde zudem mit einem Drehmomentsensor (Burster, Typ: 86255001) und einer eigens im Labor angefertigten Haltevorrichtung für den Prüfkörper ausgestattet.

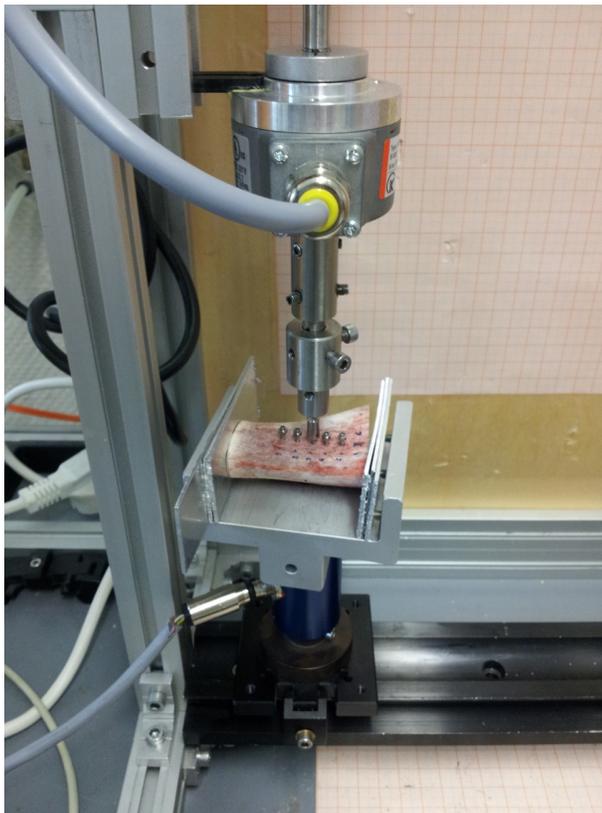
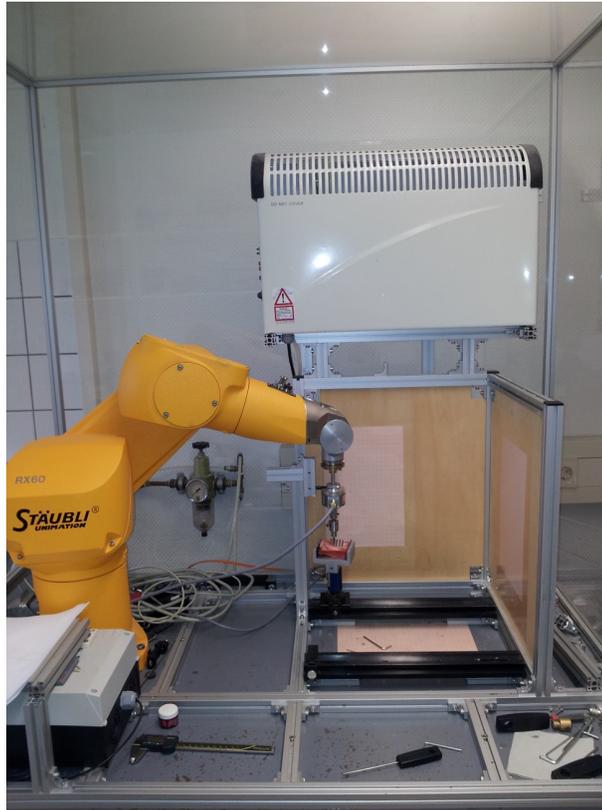


Abb. 8: Aufbau des Präzisionsroboters Staubli RX 60.

In dieser Haltevorrichtung wurden die Knochenblöcke starr fixiert und so gelagert, dass der Winkelaufnehmer spannungsfrei auf dem jeweiligen Mini-Implantat verschraubt werden konnte. Bei der maschinellen Insertion erfolgte eine Rotation um 180 Grad, was bei einer Gewindesteigung von einem Millimeter zu einer Insertionstiefe des Mini-Implantats in den Knochenblock von 0,5 mm führte. Bei dieser Vorgehensweise wurde das maximale Drehmoment vom Drehmomentsensor des Roboters erfasst und mittels einer Computersoftware für Biomechanik namens *Robotic Measurement System (RMS)* erfasst. Zur Steuerung der Software wurde ein Pytonskript, das Textdateien entstehen lässt, verwendet.

Durch die zunehmenden Kompaktadicken innerhalb eines Prüfkörpers und den damit verbundenen erhöhten Eindrehmomenten ab etwa 500-600 Nmm kam es gelegentlich zur Fraktur einzelner Mini-Implantate während der Implantation. Dies war im Diagramm durch den raschen Abfall des maximalen Eindrehmoments zu erkennen. Die frakturierten Mini-Implantate wurden bei der Auswertung nicht berücksichtigt und als fehlende Daten behandelt.

### **3.4.3 Resonanzfrequenzanalyse**

Es folgte die Messung der Primärstabilität mit der kontaktlosen Resonanzfrequenzanalyse (RFA) nach Osstell®. Dabei wird dem Mini-Implantat ein Messkörper, ein sogenannter Transducer aufgeschraubt, dessen Piezoelemente mit Frequenzen von 5000-15000 Hz in Schwingung versetzt werden. Das Messgerät zeichnet die vom Implantat-Knochen-Interface ausgehende Resonanzfrequenz des Knochens auf. Diese wurde sowohl in Quer- als auch in Längsrichtung zur Knochenfaser ermittelt. Die Messzahl für das Schwingungsverhalten wird als Implantat-Stabilitätsquotient (ISQ) dokumentiert. Die Messskala reicht von null (niedrige Primärstabilität) bis 100 (hohe Primärstabilität). Um eine RFA für die verwendeten Mini-Implantate ermöglichen zu können, wurde von der Feinwerkstatt der Universitätsklinik Düsseldorf in Zusammenarbeit mit Osstell® ein Transducer erstellt, der sich in das Innengewinde der Mini-Implantate eindrehen lässt. Dieser wurde vor jeder Messung mit einem Drehmoment von 4-6 Ncm befestigt.



Abb. 9: Darstellung der Resonanzfrequenzanalyse nach Osstell®.

#### 3.4.4 Periotest®

Die Messung mit dem Periotest S® (Medizintechnik Gulden e. K., Modautal, Deutschland) erfolgte gemäß der Bedienungsanleitung. Hierfür wurde der Stößel im Abstand von 2 mm zum Kopf des Mini-Implantats gehalten. Die Bearbeitung der gesammelten Daten der Messreihen von Eindrehmoment, Resonanzfrequenzanalyse und Periotest® wurde tabellarisch mit dem Programm Microsoft Excel® (Version 16.49, Microsoft Corporation, Redmond, Washington USA) vorgenommen.

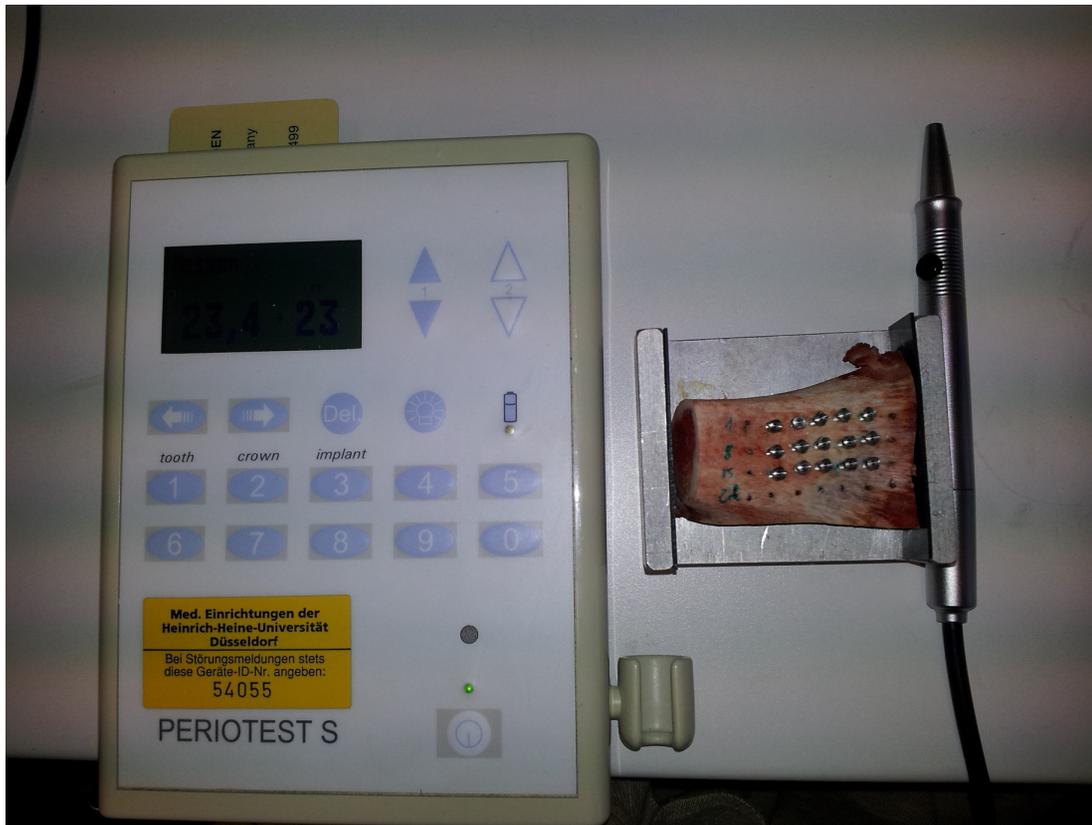


Abb. 10: Darstellung des Periostat®.

### 3.5 Statistik und Analysen

Zur Bewertung und Einordnung der Messungen erfolgten verschiedene Berechnungen und statistische Untersuchungen. Initial wurden für alle Messungen des maximalen Drehmoments, des Periostests® und der Resonanzfrequenzanalyse die Mittelwerte ermittelt, um einen Vergleich der Messungen zu ermöglichen. Die anschließende Kalkulation der Standardabweichungen zeigt die mögliche Streuung der Messergebnisse.

Für die Resonanzfrequenzanalyse und den Periostat® wurden die Gesamtwerte der Messungen quer und längs der Knochenfaser bestimmt. Dies erfolgte für jedes Implantat zu jeder einzelnen Insertionstiefe aus den quer und längs zu den oberflächlichen Knochenfasern gemessenen Werten. Somit wird die Streuung, zum Beispiel durch unterschiedliche Knochenblöcke an unterschiedlichen Tagen, ausgeglichen. Ebenfalls wurden die 95 %-Konfidenzintervalle, welche zu 95% den wahren Wert der vorliegenden Stichprobe enthalten, für jeden Schritt der Insertion berechnet. Um das Vorliegen einer Normalverteilung zu untersuchen, wurde ein initialer Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Der Test ist ein Signifikanztest, der die

Hypothese überprüft, dass die zugrunde liegende Grundgesamtheit einer Stichprobe normalverteilt sei. Zum Vergleich der Messergebnisse aus dem Periotest® und der RFA längs und transversal zu den oberflächlichen Knochenfasern erfolgte ein Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test.

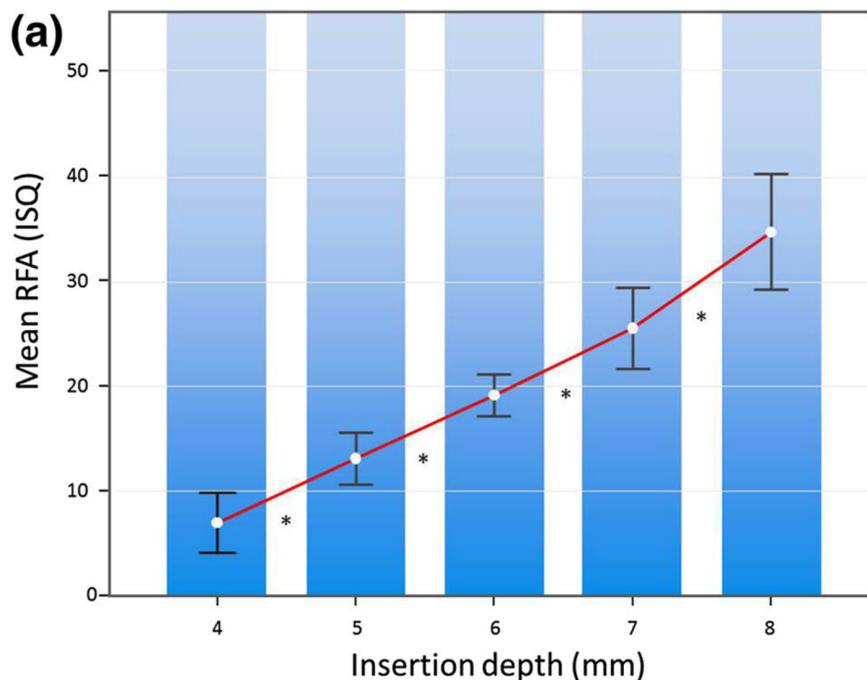
Die Messwerte von RFA und Periotest® bezüglich der Stabilität der Mini-Implantate bei verschiedenen Insertionstiefen wurden mittels Friedmann-Test auf signifikante Unterschiede untersucht. Dies ist ein statistischer Test zur Untersuchung von drei oder mehr gepaarten Stichproben auf Gleichheit des Lageparameters. Danach folgte ein Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test, bei dem paarweise die einzelnen Insertionstiefen verglichen wurden.

Die Werte des maximalen Drehmoments für die Insertion der Mini-Implantate wurden einer Streuungsanalyse (ANOVA) und einem Duncan-Post-hoc-Test unterzogen. Hierdurch werden signifikante Unterschiede der Mittelwerte von Gruppen bestimmt.

Im nächsten Schritt erfolgte ein Vergleich für die drei Methoden der Stabilitätsmessung von Implantaten mittels eines Pearson-Korrelationstests. Der Korrelationstest ist ein Maß für den Grad des linearen Zusammenhangs zwischen zwei mindestens intervallskalierten Merkmalen. Wenn der ermittelte Korrelationskoeffizient signifikant ist, berechtigt der Korrelationskoeffizient zwischen x- und y- Achse zur Aussage, dass ein statistischer Zusammenhang zwischen den beiden Achsen besteht. Um abschließend eine Vorhersage für die ausgewerteten Ergebnisse machen zu können, wurde eine Regressionsanalyse durchgeführt. Die statistischen Berechnungen erfolgten vollständig mit einem Programm zur Berechnung von Statistiken (SPSS®, v. 22; IBM, Armonk, NY, USA).

## 4 Ergebnisse

Die Daten der Resonanzfrequenzanalyse (angegeben in ISQ) wiesen bezüglich der Ausrichtung quer oder längs zur Knochenfaser keine signifikanten Unterschiede auf. Die Werte der Resonanzfrequenzanalyse nahmen von  $6,95 \pm 2,85$  bei vier Millimetern Insertionstiefe auf  $34,63 \pm 5,51$  bei einer Einsetztiefe von acht Millimetern zu (Abb. 11 a). Die Werte änderten sich signifikant mit jedem zusätzlichen Millimeter der Insertion. Eine Überschneidung der 95 %-Konfidenzintervalle für RFA und Periotest war dabei nicht feststellbar (Tabellen 1, 2). Wie in Abbildung 11 b) ersichtlich ist, verringerten sich die Periotest-Ergebnisse (angegeben in PTV) von  $13,24 \pm 4,03$  auf  $-2,89 \pm 1,87$ , was wiederum auf eine progressive Erhöhung der Implantatstabilität mit zunehmender Insertionstiefe hinweist. Wie die Werte der Resonanzfrequenzanalyse änderten sich auch die Periotest-Werte signifikant mit jedem zusätzlichen Millimeter der Insertion und zeigten keine Überschneidung der 95 %-Konfidenzintervalle (Tabellen 1, 2). Die Veränderungen der Primärstabilität, gezeigt durch die zwei Messmethoden, waren von jeder Insertionstiefe bis zur nächsten weitestgehend konstant.



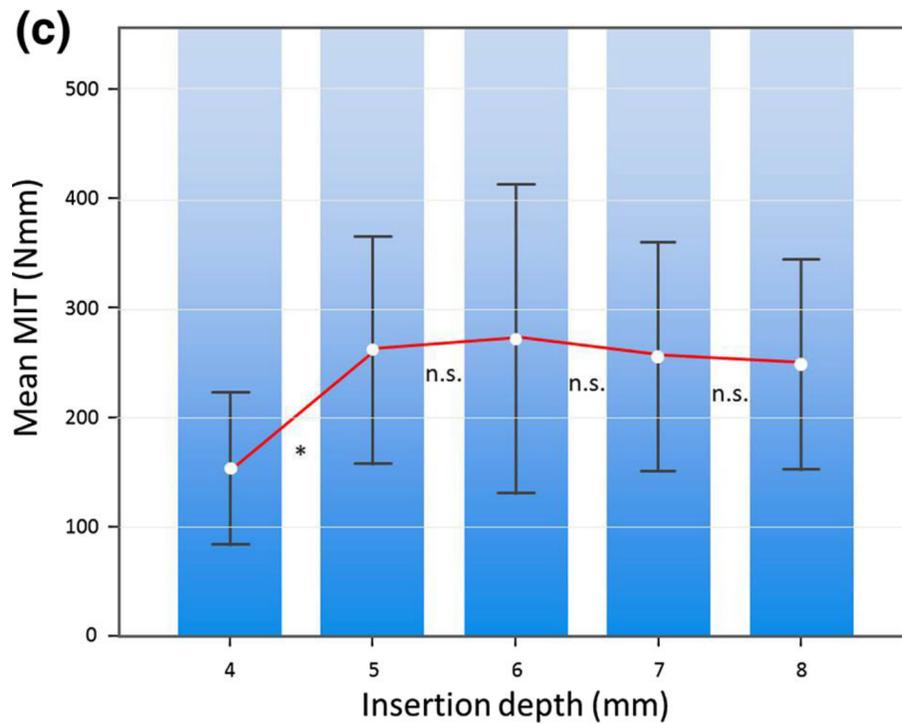
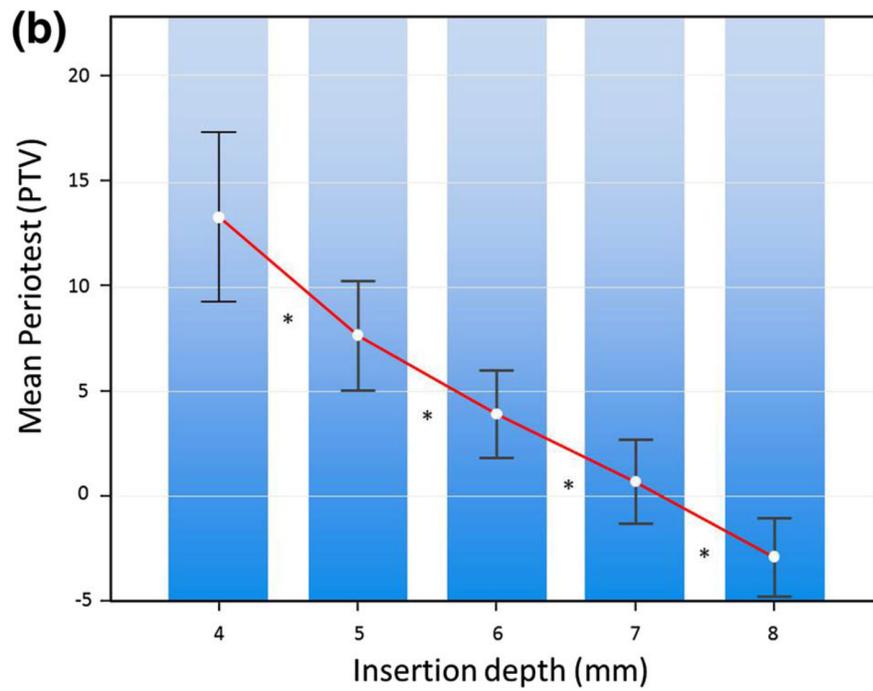


Abb. 11: Plot der Durchschnittswerte und Standardabweichung gegen die Insertionstiefe. Jeder Graph stellt die Werte dar, die mit einer der drei Methoden zur Messung der Implantatstabilität generiert wurden, einschließlich a) Resonanzfrequenzanalyse (RFA), b) Periotest und c) maximales Eindrehmoment (MIT). Signifikante Änderungen ( $p < 0,0001$ ) von einer Insertionsstufe zur nächsten sind mit Sternchen (\*), nichtsignifikante ( $p > 0,05$ ) mit n. s. gekennzeichnet.

Insertion depth	Resonance frequency analysis (ISQ)		Periotest (PTV)		Maximum insertion torque (Nmm)	
	Mean ± SD	95 % CI	Mean ± SD	95 % CI	Mean ± SD	95 % CI
4 mm	6.95 ± 2.85	6.32–7.57	13.24 ± 4.03	12.36 to 14.13	153.67 ± 69.32	138.44–168.90
5 mm	13.09 ± 2.47	12.54–13.63	7.63 ± 2.61	7.06 to 8.21	261.80 ± 103.73	239.01–284.60
6 mm	19.10 ± 1.99	18.66–19.53	3.90 ± 2.08	3.45 to 4.36	271.76 ± 140.85	240.81–302.70
7 mm	25.49 ± 3.86	24.64–26.34	0.68 ± 1.99	0.25 to 1.12	255.50 ± 104.37	232.57–278.43
8 mm	34.63 ± 5.51	33.42–35.84	–2.89 ± 1.87	–3.29 to –2.49	248.78 ± 95.88	227.71–269.85

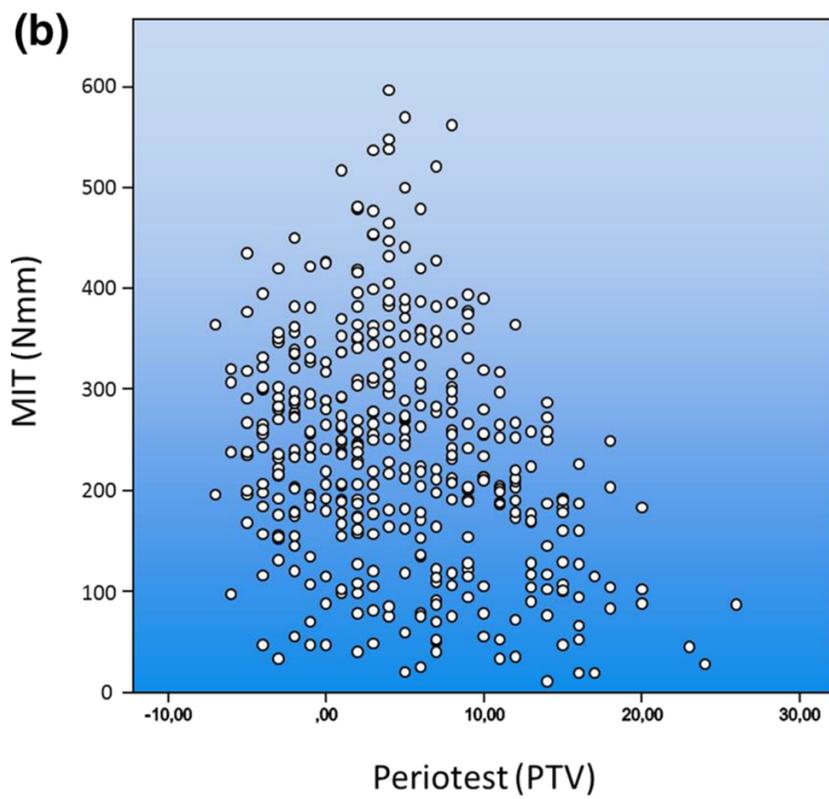
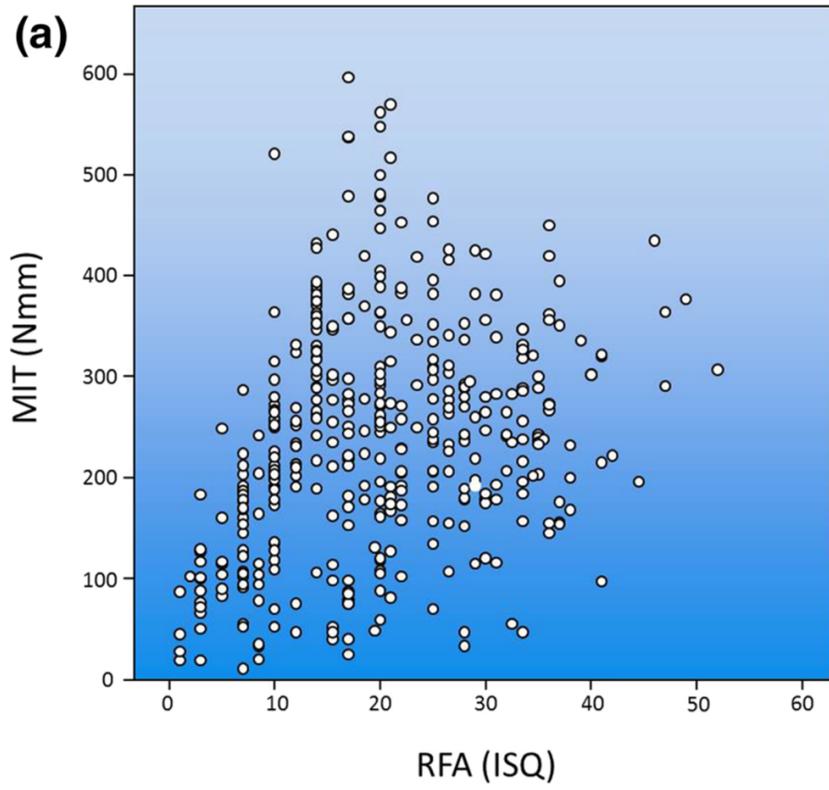
CI confidence interval, ISQ implant stability quotient, PTV Periotest value

Tabelle 1: Die drei Methoden zur Messung der Stabilität von Mini-Implantaten. Stabilitätswerte in Relation zur Insertionstiefe.

Insertion steps (depth)	Resonance frequency analysis (ISQ)			Periotest (PTV)			Maximum insertion torque (Nmm)		
	Δ	Tests	p value	Δ	Tests	p value	Δ	Tests	p value
4–5 mm	6.14	F&W	<0.0001 *	–5.61	F&W	<0.0001 *	108.13	A&D	<0.0001 *
5–6 mm	6.01	F&W	<0.0001 *	–3.73	F&W	<0.0001 *	9.96	A&D	>0.05 n.s.
6–7 mm	6.39	F&W	<0.0001 *	–3.22	F&W	<0.0001 *	–16.26	A&D	>0.05 n.s.
7–8 mm	9.14	F&W	<0.0001 *	–3.57	F&W	<0.0001 *	–6.72	A&D	>0.05 n.s.

Tabelle 2: Die drei Methoden zur Messung der Stabilität von Mini-Implantaten. Unterschiede (Δ Delta) der Stabilitätswerte zwischen den einzelnen Insertionstiefen.

Die Werte für das maximale Drehmoment der Insertion, angegeben in Nmm, zeigten im Vergleich mit der Resonanzfrequenzanalyse und dem Periotest ein anderes Muster. Die Insertion auf die anfängliche Tiefe von vier Millimetern ergab einen Mittelwert für das Drehmoment von 153,67 ± 69,32 Nmm (Tabelle 1; Abb. 11c), der bei einer Insertionstiefe von fünf Millimetern um 108,13 Nmm auf 261 ± 103,73 Nmm signifikant ansteigt (Tabelle 2). Für die weiteren Insertionstiefen wurden jedoch keine wesentlichen Änderungen bei den Eindrehmomentwerten beobachtet. Nach einem leichten Anstieg von fünf auf sechs Millimetern nahmen sie während der letzten zwei Insertionsschritte bis zu dem Wert 248,78 ± 95,88 Nmm bei acht Millimetern ab.



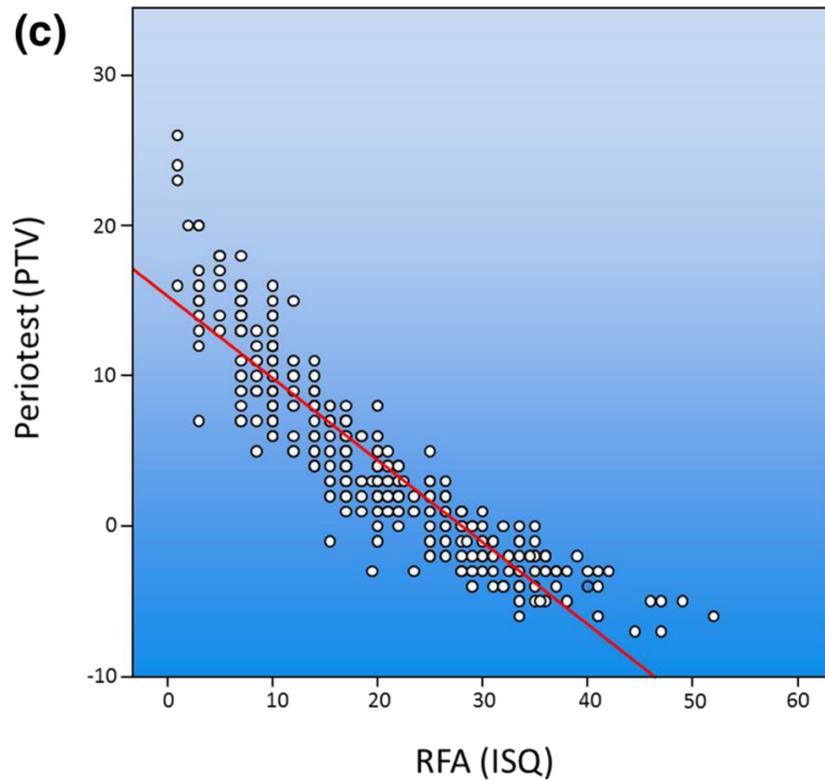


Abb. 12: Korrelation zwischen den Methoden. Jeder Graph illustriert ein Pattern zwischen zwei Stabilitätsmessmethoden, einschließlich der Korrelation des a) maximalen Eindrehmoments (MIT) mit RFA; b) MIT mit Periotest; c) RFA mit Periotest, letzterer mit einer Regressionsgeraden.

Der durchgeführte Pearson-Korrelationstest bestätigt dieses Bild. Wie in Tabelle 3 und in Abbildung 12 a und b gezeigt, korrelierten die Werte für das maximale Eindrehmoment nicht eng mit denen der Resonanzfrequenzanalyse ( $r = 0,301$ ) oder des Periotests ( $r = -0,283$ ). In Abbildung 12c wird jedoch gezeigt, dass eine starke negative Korrelation zwischen der Resonanzfrequenzanalyse und dem Periotest ( $r = -0,907$ ;  $p / 0,0001$ ) besteht. Die für die Regressionsgeraden in diesem Zusammenhang verwendete Gleichung ergibt „ $y = -0,55 * x + 15,34$ “.

	<i>r</i>	<i>r</i> <sup>2</sup>	<i>p</i>
Resonance frequency analysis			
Periotest	-0.907	0.823	<0.0001
Resonance frequency analysis			
Maximum insertion torque	0.301	0.091	<0.0001
Periotest			
Maximum insertion torque	-0.283	0.08	<0.0001

Tabelle 3: Die drei Methoden zur Messung der Mini-Implantatstabilität. Berechnung der Pearson-Korrelationskoeffizienten (*r*) und Regressionskoeffizient (*r*<sup>2</sup>).

## 5 Diskussion

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der Insertionstiefe auf die Stabilität orthodontischer Mini-Implantate zu untersuchen und die Sensitivität verschiedener Stabilitätsmessmethoden im Hinblick auf den Parameter Insertionstiefe zu ermitteln. Die vorliegende Arbeit konnte zeigen, dass ein linearer Zusammenhang zwischen Insertionstiefe und Implantatstabilität besteht. Bezüglich der Resonanzfrequenzanalyse-Werte wurden für die Messung in Quer- oder Längsrichtung der oberflächigen Knochenfasern keine Unterschiede ermittelt. Es wurde erstmalig dargestellt, dass eine Korrelation zwischen den Stabilitätsmessmethoden Resonanzfrequenzanalyse und Periotest für kieferorthopädische Mini-Implantate existiert. Eine Korrelation bezüglich des maximalen Eindrehmoments konnte nicht nachgewiesen werden. Ab einer Insertionstiefe von 5 mm resultierte eine tiefere Insertion der Implantate nicht in einem weiter gesteigerten Eindrehmoment.

### 5.1 Validität des Versuchsaufbaus

Das in dieser Studie verwendete Knochenmodell erwies sich in vergleichbaren Studien als geeignet [70]. Die Datenlage zeigt, dass das gewählte Knochenmodell zuverlässig nahezu alle Knochenkonfigurationen bezüglich der vorhandenen Kortikalisstärke abbildet, die im menschlichen Ober- und Unterkiefer vorzufinden sind. Dies ist von großer Bedeutung, da eine Variation der Implantatstabilität zwischen benachbarten Implantaten nach Meinung von Schulte et al. durch Unterschiede in der lokalen Knochenzusammensetzung hervorgerufen werden kann [72]. Das gewählte Modell muss folglich alle *in vivo* vorliegenden Kortikalisstärken umfassen, um eine klinische Relevanz zu rechtfertigen. In der vorliegenden Studie wurde daher untersucht, wie sich die Implantatstabilität im Hinblick auf den Parameter Insertionstiefe über den gesamten Bereich der beim Menschen vorkommenden kortikalen Knochendicke hinweg unterscheidet. Die Mini-Implantate wurden zu diesem Zweck, wie bereits beschrieben, über die Knochenproben mit einer kortikalen Stärke von 0,45 bis 2,65 mm verteilt [14]. Hierdurch werden auch die zu erwartenden hohen Standardabweichungen der gemessenen Werte erklärt. Mehrere Studien haben die Bedeutung der initialen, direkten Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat bestätigt [73, 74, 75]. Von besonderer Relevanz ist jedoch

der Kontakt mit dem kortikalen Knochen [76, 79]. Bei gleichen Insertionstiefen korrelieren die Ergebnisse der Resonanzfrequenzanalyse mit denen der kortikalen Knochendicke [56]. Die vorliegenden Ergebnisse sind aussagekräftig, da die Implantate schrittweise tiefer inseriert wurden, sodass für jedes einzelne Implantat Stabilitätswerte bei unterschiedlichen Insertionstiefen mit der gleichen Kortikalisstärke vorliegen. Die 95 %-Konfidenzintervalle, die sich bei zwei der drei Methoden nicht überschneiden, deuten darauf hin, dass die Anzahl der Mini-Implantate für repräsentative Ergebnisse ausreichend war.

Das Messprotokoll war bei jedem Millimeterschritt der Implantatinsertion identisch, sodass eine gute Vergleichbarkeit der Stabilitätswertmethoden gewährleistet werden konnte. Die Messung des maximalen Eindrehmoments zu Beginn jeder Messreihe sorgte für eine adäquate Primärstabilität und bot somit eine gute Ausgangssituation für die Erhebung der sich anschließenden Messungen. Der Einsatz eines Präzisionsroboters mit Drehmomentsensor ermöglichte zudem die reproduzierbare Bestimmung des maximalen Eindrehmoments während der Implantatinsertion. Durch die *in vitro* Konfiguration konnte die Periotest-Sonde gemäß der Empfehlung des Herstellers präzise abgewinkelt werden, um genauere Messungen zu ermöglichen. Auch die Messungen der Resonanzfrequenzanalyse wurden zuvor für Kopplungsstabilität, Reproduzierbarkeit und Plausibilität beschrieben [59].

## 5.2 Messung der Stabilität

Sowohl bei der Resonanzfrequenzanalyse als auch bei der Periotest-Methode wurden lineare Zusammenhänge zwischen Insertionstiefe und Stabilität beobachtet. Darüber hinaus zeigte sich eine hohe Korrelation zwischen diesen beiden Methoden ( $r = -0,901$ ). Ein Grund für dieses Ergebnis könnte die senkrechte Orientierung der beiden Messmethoden relativ zur Implantatachse gewesen sein. Der Begriff der Stabilität ist nicht eindeutig determinierbar. Die beiden lateralen Messmethoden Periotest und Resonanzfrequenzanalyse messen aber die Stabilität in der Ebene, in der auch meistens die Kraft auf ein orthodontisches Implantat ausgeübt wird. Die ermittelten Stabilitätswerte könnten folglich von hoher klinischer Relevanz für diese Art der Belastung sein. Angesichts der lateralen Krafteinwirkung auf kieferorthopädische Implantate hängt ihr klinischer Erfolg stark von der

Hebelwirkung ab, das heißt vom Abstand zwischen dem Kraftangriffspunkt und dem Widerstandszentrum [71]. Daher erscheint es plausibel, dass die Implantatstabilität als eine Funktion im Sinne des Widerstandes gegen eine lateral einwirkende Kraft stark von der Insertionstiefe abhängt. Eine enge Korrelation zwischen der Resonanzfrequenzanalyse und dem Periotest bei der Messung der Stabilität von zahnärztlichen und kieferorthopädischen Implantaten wurde bereits beschrieben [56]. Darüber hinaus gilt die Resonanzfrequenzanalyse derzeit als Goldstandard für die klinische Beurteilung der Implantatstabilität, insbesondere bei zahnärztlichen Implantaten [81]. Diese besitzen ein Innengewinde, weshalb das Resonanzanalyse-System über eine Schraubkupplung verfügt. Das Problem für die Anwendung bei orthodontischen Mini-Implantaten bestand bisher in der Verbindung zwischen dem Implantat und dem SmartPeg. Diese Verbindung sollte für die Reproduzierbarkeit besonders stabil und wiederholgenau sein. Daher wurde in der Feinmechanik Werkstatt der Universität Düsseldorf in Zusammenarbeit mit Osstell® das SmartPeg so modifiziert, dass eine Anwendung mit den hier verwendeten orthodontischen Implantaten möglich wurde, so wie bereits in einer Arbeit von Nienkemper et al. beschrieben [56]. Die Periotest-Werte erwiesen sich ebenfalls als sehr prognostisch für einen Implantatverlust [79]. Insbesondere *in vitro* sind die Ergebnisse signifikant, wie Noguero et al. in ihrer retrospektiven Studie beschreiben, da eine akkurate Angulation des Periotest Handstücks für eine genaue Messung unerlässlich ist. Oh et al. kamen zu dem Ergebnis, dass Periotest und Resonanzfrequenzanalyse, beides nichtinvasive diagnostische Verfahren, nützlich und vergleichbar zuverlässig sind sowie eine starke Assoziation miteinander für die Bewertung der Stabilität von Implantaten zeigen [80].

Im Gegensatz zur Resonanzfrequenzanalyse und dem Periotest, bei denen bis zur endgültigen Insertionstiefe von 8 mm eine stetige Zunahme der Implantatstabilität beobachtet wurde, zeigten die Ergebnisse des maximalen Eindrehmoments nach einer Insertionstiefe von 5 mm keine weiteren signifikanten Veränderungen. Während andere Studien von kontinuierlichen Erhöhungen des maximalen Eindrehmoments bei der Insertion berichten [81], fielen hingegen hier die Messwerte während der letzten zwei Insertionstiefen (von 6-7 mm und 7-8 mm) sogar leicht ab. Eine mögliche Erklärung dafür könnte im Reibungsgesetz  $FR \leq u \times FN$  des französischen Physikers Guillaume Amontons (1663-1705) zu finden sein. Die Reibung, auch Friktion genannt, ist eine physikalische Kraft und beschreibt den

Widerstand einer Bewegung zwischen den Kontaktflächen von zwei Objekten, wie zum Beispiel den Festkörpern Implantat und Knochen in der vorliegenden Studie. Die Reibungskraft (FR) nimmt fast linear mit der applizierten Normalkraft (FN) zu, ist jedoch unabhängig von den Berührungsflächen der reibenden Körper. Der Reibungskoeffizient ( $\mu$ ) ist abhängig von der Oberflächenbeschaffenheit der Festkörper und ergibt sich rechnerisch aus dem Verhältnis Reibungskraft FR und Normalkraft FN [82]. Die Abnahme des Eindrehmoments oder auch der Reibungskraft während der letzten beiden Insertionsschritte kann auf eine Abnahme der Normalkraft zurückgeführt werden. Das selbstbohrende Mini-Implantat verursacht während der Insertion in den anfänglichen Millimetern des kortikalen Knochens mit seiner zylindrischen Form eine leichte Erweiterung des Knochenlagers in tieferen Ebenen. Diese kortikale Dehnung bedingt eine Druckabnahme des Knochens auf das Implantat, was mit einer reduzierten Normalkraft einhergeht. Dies bedeutet, dass die Reibungskraft und damit das Eindrehmoment nicht weiter mit der Kontaktfläche zunehmen, wenn das Implantat tiefer inseriert wird. Ebenfalls gilt es bei einer einsetzenden Drehung des Implantats die Haftreibung zu überwinden. Nach der erfolgten initialen Bewegungsaufnahme ändert sich in Folge der weiteren Drehung die Reibung in eine Gleitreibung, die eine schwächere Kraft und somit ein geringeres Drehmoment benötigt. Vor dem Hintergrund dieser Variablen ist es plausibel, dass die Messmethode des maximalen Eindrehmoments für die Stabilität weniger sensitiv auf die Insertionstiefe reagiert.

### **5.3 Faktoren für die Stabilität von Mini-Implantaten**

Zahlreiche Studien haben sich ebenfalls mit der Untersuchung der Stabilität orthodontischer Mini-Implantate befasst und zeigen verschiedene Faktoren, die mit der Stabilität korrelieren [83, 20, 81]. Aufgrund einer therapeutisch erstrebenswerten, sofortigen Belastung der Verankerungselemente durch kieferorthopädische Apparaturen gewinnt die suffiziente primäre Stabilität zunehmend an Bedeutung [83]. Diese wird durch die Qualität und Quantität des umgebenden Knochens an der Implantationsstelle [84, 8], das Design des Mini-Implantates [86] und die Insertionstechnik determiniert. Die Überprüfung der kortikalen Eigenschaften im Insertionsgebiet ist klinisch ohne erweiterte diagnostische Maßnahmen wie zum Beispiel die dentale Volumetomographie nicht

einfach durchführbar. Allerdings konnte in verschiedenen Arbeiten gezeigt werden, dass sich bestimmte Insertionsregionen, wie etwa der vordere Gaumen besonders eignen, um eine hohe Stabilität zu erreichen [70, 87].

Das Implantat Design und die Insertionstechnik bieten sich als mögliche Variablen an, um auf die Stabilität einzuwirken. Die in der vorliegenden Studie verwendeten selbstbohrenden Mini-Implantate benötigen meistens keine Vorbohrung, sodass die Primärstabilität durch Knochenkondensation und Klemmpassung verstärkt wird. Lim et al. beschreiben in ihrer Studie am künstlichen Knochenblock eine Zunahme des Implantat-Knochen-Kontakts durch eine Vergrößerung von Implantatdurchmesser und -länge [88].

Ab einer Länge von 9 mm konnte dies aber nicht mehr bestätigt werden. Nienkemper et al. zeigen keinen signifikanten Unterschied in der Stabilität im Vergleich von Implantaten mit einer Länge von neun und elf Millimetern im palatinalen Bereich [89]. *In vitro* und *in vivo* Studien haben gezeigt, dass, bei gleichen Insertionstiefen, Implantate mit größerer Gesamtlänge keine mit der Resonanzfrequenzanalyse gemessene höhere Stabilität oder Widerstände gegen laterale Kräfte aufweisen [88]. Darüber hinaus fanden Chatzigianni et al. keine Korrelation zwischen Gesamtlänge und Translationsbewegung von Implantaten bei Anwendung einer lateralen Kraft im klinisch relevanten Bereich [90]. Pan et al. stellten die Hypothese auf, dass der Widerstand gegen seitliche Kräfte vom Verhältnis der Insertionstiefe zur Gesamtlänge des Implantats abhängt [91]. Die Ergebnisse dieser Studie und die in der Literatur angegebenen Daten legen nahe, dass die Resistenz gegenüber lateralen Kräften signifikant durch das Verhältnis von supraossärer Implantatlänge zu kortikaler Knochendicke bestimmt wird.

## **5.4 Empfehlungen für die klinische Anwendung**

Frühere Studien haben gezeigt, dass in Bereichen höherer Knochenqualität, wie im gesamten Unterkiefer und medianen Anteilen des Oberkiefer-Alveolarfortsatzes sowie des Gaumens, bei selbstbohrenden Mini-Implantaten das höchste Drehmoment erzielt werden kann, was sogar bis zur Fraktur des Implantates führen konnte. Das maximale Drehmoment war lange Zeit der vorherrschende Parameter für die Bewertung der Primärstabilität und damit für das Risiko eines Implantatverlusts [20, 81]. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass in der

klinischen Praxis die Methoden der Resonanzfrequenzanalyse und des Periotests besser geeignet für die Stabilitätsmessung von kieferorthopädischen Mini-Implantaten erscheinen und damit eine präzisere Prognose zum Erfolg einer orthodontischen Therapie ermöglichen. Aufgrund der Resultate dieser Studie könnte eine Sofortbelastung von Mini-Implantaten ohne Stabilitätsverlust sicherer erreicht werden. Da alle Implantate dieser Studie dieselbe Länge aufwiesen, konnte gezeigt werden, dass eine direkte inverse Beziehung zwischen der Eindrehtiefe und extraossärem Implantatanteil besteht. Eine höhere extraossäre Länge scheint neben der kortikalen Knochendicke einen Einfluss auf die Stabilität der Mini-Implantate zu haben.

Als wichtigste klinische Implikation sollte die Auswahl der Insertionsstellen für die Mini-Implantate erfolgen, die zusätzlich zu der Anforderung einer hohen Knochenqualität durch eine dünne Schleimhautschicht gekennzeichnet sein sollten, um die Länge des biomechanisch relevanten supraossären Implantatsegments zu minimieren.

## 6 Schlussfolgerungen

1. Die vorliegende Arbeit gibt einen guten Überblick über den Einfluss der Insertionstiefe auf die Stabilität orthodontischer Mini-Implantate. Es resultieren Empfehlungen zu verschiedenen Parametern, die bei der Insertion zu beachten sind.
2. Unter Verwendung des vorliegenden Versuchsaufbaus wurde ein linearer Zusammenhang zwischen der Implantatstabilität und der Insertionstiefe für die Messmethoden Resonanzfrequenzanalyse und Periotest beschrieben.
3. Es resultieren keine signifikanten Unterschiede in der Längs- und Querrichtung der oberflächlichen Knochenfasern bei der Messmethode Resonanzfrequenzanalyse. Zwischen der Resonanzfrequenzanalyse und dem Periotest zeigte sich eine hohe Korrelation für die Messung der Implantatstabilität.
4. Die Werte des maximalen Eindrehmoments zeigten ab einer Insertionstiefe von 5 mm keine signifikanten Veränderungen, um die Stabilität der Mini-Implantate beurteilen zu können.
5. Für den klinischen Gebrauch scheinen die Resonanzfrequenzanalyse und der Periotest als Stabilitätsmessmethoden besser geeignet zu sein als das maximale Eindrehmoment. Die Resonanzfrequenzanalyse und der Periotest verwenden eine laterale Belastung, die mit der Biomechanik der klinischen Anwendung übereinstimmt. Die Tatsache, dass ihre Werte die effektiven Kippmomente widerspiegeln, erklärt ihre hohe Empfindlichkeit in Bezug auf die Insertionstiefe im Verhältnis zur supraossären Länge.
6. Da alle Implantate in der vorliegenden Studie in der Länge identisch waren, gab es eine direkte inverse Beziehung zwischen der Insertionstiefe und der supraossären Implantatlänge. Daraus kann gefolgert werden, dass die supraossäre Implantatlänge, neben der kortikalen Knochendicke, ein Schlüsselfaktor für die Implantatstabilität ist. Daraus folgt, dass in der klinischen Praxis darauf geachtet werden sollte, dass die Insertionsstellen durch eine möglichst dünne Schleimhautdicke gekennzeichnet sind.

## 7 Literaturverzeichnis

- 1 Newton I. **Philosophiae naturalis principia mathematica**. Bd. 1. London; 1686;1726:14.
- 2 Diedrich P. **Kieferorthopädische Behandlung Erwachsener. Praxis der Zahnheilkunde Bd.12 Kieferorthopädie III. 4.Auflage** München-Jena; Urban & Fischer; 2000;174-208.
- 3 Costa A, Raffainl M, Melsen B. **Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report**. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1998;13:201-209.
- 4 Melsen B, Costa A. **Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage**. Clin Orthod Res. 2000;3:23-28.
- 5 Wilmes B, ed. **Fields of Application of Mini-implants**. in Mini-Implants in Orthodontics: Innovative Anchorage Concepts. ed. B. Ludwig, S. Baumgaertel, S.J. Bowman. Quintessence. Berlin. 2008.
- 6 Berens A, Wiechmann D, Dempf R. **Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy**. J Orofac Orthop. 2006;67:450-458.
- 7 Kanomi R. **Mini-implant for orthodontic anchorage**. J Clin Orthod. 1997;31:763-767.
- 8 Wilmes B, Drescher D. **Vertical periodontal ligament distraction—a new method for aligning ankylosed and displaced canines**. J Orofac Orthop. 2009;70:213-223.
- 9 Wilmes B, Nienkemper M, Drescher D. **Application and effectiveness of a mini-implant- and tooth-borne rapid palatal expansion device: the hybrid hyrax**. World J Orthod. 2010;11:323-330.
- 10 Nienkemper M, Wilmes B, Pauls A, Drescher D. **Multipurpose use of orthodontic miniimplants to achieve different treatment goals**. J Orofac Orthop. 2012;73:467-476.
- 11 Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. **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.

- 12 Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. **Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences.** J Orofac Orthop. 2004;65:410-418.
- 13 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.
- 14 Schatzle M, Mannchen R, Zwahlen M et al. **Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review.** Clin Oral Implants Res. 2009; 20:1351-1359.
- 15 Stanford N. **Mini-screws success rates sufficient for orthodontic treatment.** Evid Based Dent. 2011;12:19.
- 16 Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. **Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant.** Clin Oral Implants Res. 2006;17:109-114.
- 17 Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. **Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants.** Int J Oral Maxillofac Im-plants. 2007;22:779-784.
- 18 Präger TM, Mischkowski R, Laube N, Jost-Brinkmann PG, Müller-Hartwich R. **Remodeling along the bone screw interface.** J Orofac Orthop 2008;69:337-348.
- 19 Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY et al. **The use of microimplants in orthodontic anchorage.** J Maxillofac Surg 2006;64:1209-1213.
- 20 Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. **Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants.** J Orofac Orthop 2006;67:162-174.
- 21 Reicheneder C, Rottner K, Bokan I, Mai R, Lauer G, Richter G et al. **Mechanical loading of orthodontic miniscrews – significance and problems: an experimental study.** Biomed Tech 2008;53:242-245.

- 22 Park HS, Jeong SH, Kwon OW. **Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage.** Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130:18-25.
- 23 Angle EH. **Treatment of malocclusion of teeth.** 7th ed. Philadelphia: S.S White Dental Manufacturing. 1907.
- 24 Ottofy L. **Standard dental dictionary,** Chicago, Laird and Lee; 1923.
- 25 Diedrich P. **Verschiedene orthodontische Verankerungssysteme – eine kritische Betrachtung.** Fortschr Kieferorthop. 1993;54:156-171.
- 26 Delaire J, Verdon P, Flour J. **Ziele und Ergebnisse extraoraler Züge in postero-anteriorer Richtung in Anwendung einer orthopädischen Maske bei der Behandlung von Fällen der Klasse III.** J Orofac Orthop/ Fortschritte der Kieferorthopädie 1976;37:247-262.
- 27 Kloehn S. **Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face.** Angle Orthodont. 1947;17:10.
- 28 Setzer W. **Bionator-Headgear-Kombinationstherapie im Vergleich zur Bionatortherapie.** Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München. 2006.
- 29 Karaman AI, Basçiftçi FA, Gelgor IE. **Effects of the headgear, intra-oral elastic wear, and patient compliance during orthodontic treatment.** Turk J Orthod 2002;15:108-115.
- 30 Wehrbein H. **Implantate zur orthodontischen Verankerung.** In **Diedrich P (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde – Kieferorthopädie II, 4. Auflage.** Urban & Fischer, München Jena. 2000;158-188.
- 31 Schopf P. **Festsitzende Apparaturen.** In: **Curriculum Kieferorthopädie II. 3. überarbeitete und erweiterte Auflage.** Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago London. 2000; 482-484.
- 32 Kahl-Nieke B. **Kieferorthopädische Geräte.** In: **Einführung in die Kieferorthopädie. 2. Auflage.** Urban & Fischer, München/Jena. 2001;183-231.
- 33 Schmitz HJ, Kettner R, Eren S. **Implantatmaterialien.** In: **Koeck B, Wagner W (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde – Implantologie.** 1996;9-30.

- 34 Gainsforth BL, Higley LB. **A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone.** Am J Orthod. 1945;31:406-417.
- 35 Creekmore TD, Eklund MK. **The possibility of skeletal anchorage.** J Clin Orthod. 1983;4:266-269.
- 36 Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. **Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies.** Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3:81-100.
- 37 Smalley WM, Shapiro PA, Hohl TH, Kokich VG, Brånemark PI. **Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys.** Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988;94:285-295.
- 38 Turley PK, Kean C, Schur J et al. **Orthodontic force application to titanium endosseous implants.** Angle Orthod. 1988;58:151-162.
- 39 W.E. Roberts, R.K. Smith, Y. Zilberman, P.G. Mozsary, R.S. Smith. **Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants.** Am J Orthod, 1984;86:95-111.
- 40 Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. **Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site.** Angle Orthod. 1990;60:135-152.
- 41 Triaca A, Antonini M, Wintermantel E. **Ein neues Titan Flachsraubenimplantat zur orthodontischen Verankerung am anterioren Gaumen.** Inf Orthod Kieferorthop.1992;24:251-257.
- 42 Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U, Diedrich P. **The Orthosystem - a new implant system for orthodontic anchorage in the palate.** J Orofac Orthop. 1996;57:142-153.
- 43 Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J. **The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the Orthosystem.** Clin Oral Impl Res 1996;7:410-416.
- 44 Favero et al. **Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis.** Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;Jul;122(1):84-94.

- 45 Celenza F, Hochman M. **Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities.** J Clin Orthod. 2000;7:397-402.
- 46 Wiechmann D, Meyer U, Buchter A. **Success rate of mini and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study.** Clin Oral Implants. 2007;18:263-267.
- 47 Jason B. Cope. **Temporary anchorage devices (TAD) in orthodontics: A paradigm shift.** Semin Orthod 2005;11:3-9.
- 48 Ludwig B, Lietz T. **Einleitung.** In Ludwig B (Hrsg.): **Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. Innovative Verankerungskonzepte.** Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago Barcelona. 2007;1-4.
- 49 Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. **Significance of primary stability for osseointegration of dental implants.** Clin Oral Implants Res. 2006;17:244-250.
- 50 Wilmes B, Su YY, Drescher D. **Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants.** Angle Orthod. 2008;78:1065-1070.
- 51 Raghavendra S, Wood, Taylor TD. **Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature.** Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20:425-431.
- 52 Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P.I, Lindhe, Eriksson B, et al. **Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures: A 3-year longitudinal prospective study.** Int J Oral Maxillofac Surg. 1986;15:39-52.
- 53 Kälebo P, Strid KG. **Radiographic videodensitometry for quantitative monitoring of experimental bone healing.** BR J Radiol. 1989;62:883-889.
- 54 Lukas D, Schulte W. **Periotest - a dynamic procedure for the diagnosis of the human periodontium.** Clin Phys Physiol Meas. 1990;11:65-75.
- 55 Meredith N, Alleyne D, Cawley P. **Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis.** Clin Oral Implants Res 1996;7:261-267.

- 56 Nienkemper M, Wilmes B, Panayotidis A, Pauls A, Golubovic V, Schwarz F, Drescher D. **Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis.** Angle Orthod. 2013;83:230-238.
- 57 Ikumi N, Tsutsumi S. **Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study.** Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:253-260.
- 58 Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. **Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study.** Eur J Orthod. 2011;33:396-401.
- 59 Grandi T, Guazzi P, Samarani R et al. **Clinical outcome and bone healing of implants placed with high insertion torque: 12-month results from a multicenter controlled cohort study.** Int J Oral Maxillofac Surg 2013;42:516-520.
- 60 Schulte W, d'Hoedt B, Lucas D, Mühlbradt L, Scholz F, Bretsch J, Frey D, Gudat H, König M, Markl M, Quante W, Schief A, Topkaya A. **Periotest-a new measurement process for periodontal function.** Zahnärztl. Mitteilungen 1983;73:1229-1240.
- 61 Brägger U, Hugel-Pisoni C, Burgin W, Buser D, Lang NP. **Correlations between radiographic, clinical and mobility parameters after loading of oral implants with fixed partial dentures. A 2-year longitudinal study.** Clin Oral Implants Res. 1996;7:230-239.
- 62 Crum PM, Morris HF, Winkler S, DesRosiers D, Yoshino D. **Wired/Classic and Wireless/Periotest "M" instruments: an in vitro assessment of repeatability of stability measurements.** J Oral Implantol. 2014;40:15-18.
- 63 Chavez H, Ortman LF, DeFranco RL, Medige J. **Assessment of oral implant mobility.** J Prosthet Dent. 1993;70:421-426.
- 64 Maria O, Ana M, Andreu P. **Primary stability of microscrews based on their diameter, length, shape and area of insertion. An experimental study with Periotest.** Prog Orthod. 2008;9:82-88.
- 65 Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. **Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability.** Int. J.Prostodont. 1998;11:269-275.

- 66 Becker W, Gansky SA. **Periotest Comes with Many False Alarms for Predicting Early Implant Loss.** J Evid Based Dent Prac. 2007;7:125-126.
- 67 Swain R, Faulkner G, Raboud D, Wolfaardt J. **An improved impact technique for monitoring percutaneous implant integrity.** Int J Oral Maxillofac Impl. 2008;23:263-269.
- 68 Osstell™ mentor Resonance Frequency Analyser. **User's manual.** Sweden: Integration Diagnostics Ltd.
- 69 Sennerby L, Meredith N. **Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implication.** Periodontology 2008;47:51-66.
- 70 Kang IH, Kim CW, Lim YJ, Kim MJ. **A comparative study on the initial stability of different implants placed above the bone level using resonance frequency analysis.** J Adv Prosthodont. 2011;3:190-195.
- 71 Buchter A, Wiechmann D, Koerdt S et al. **Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage.** Clin Oral Implants Res. 2005;16:473-479.
- 72 Schulte, W, Lukas, D. **Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology.** Journal of Oral Implantology. 1993;19: 23-32.
- 73 Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP et al. **Interface reaction at dental implants inserted in condensed bone.** Clin Oral Implants Res. 2005;16:509-517.
- 74 Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP et al: **Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique.** Clin Oral Implants Res. 2005;16:1-8.
- 75 Buchter A, Wiechmann D, Gaertner C et al: **Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants.** Clin Oral Implants Res 2006;17:714-722.
- 76 Cehreli S, Arman-Ozcirpici A. **Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants.** Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012;141:187-95.

- 77 Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP et al. **Peri-implant bone formation around cylindrical and conical implant systems.** Mund Kiefer Gesichtschir. 2004;8:282-288.
- 78 Lachmann S, Laval JY, Jager B et al. **Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments.** Clin Oral Implants Res 2006;17:80-84.
- 79 Noguerol B, Munoz R, Mesa F et al. **Early implant failure. Prognostic capacity of Periotest: retrospective study of a large sample.** Clin Oral Implants Res 2006;17:459-464.
- 80 Oh JS<sup>1</sup>, Kim SG, Lim SC, Ong JL. **A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009;107:513-518.
- 81 Wilmes B, Drescher D. **Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants.** Angle Orthod. 2009;79:609-614.
- 82 Schulze MC, **Frikionsverhalten verschiedener selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme unter Einwirkung von Torque und Angulation,** Dissertation, Heinrich-Heine Universität Düsseldorf, 2013.
- 83 Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. **Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews.** Eur J Orthod. 2011;33:388-395.
- 84 Samrit V, Kharbanda OP, Duggal R, Seith A, Malhotra V. **Bone density and miniscrew stability in orthodontic patients.** Aust Orthod J. 2012;28:20-22.
- 85 Marquezan M, Mattos CT, Sant'Anna EF, de Souza MM, Maia LC. **Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis.** Angle Orthod. 2014;84:1093-1103.
- 86 Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Barberis F, Tournier H. **Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability.** Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012;142:228-234.

- 87 Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ, Wilmes B, Kinzinger GS, Lisson JA. **Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites.** J Clin Orthod. 2011;45(8):433-441.
- 88 Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. **Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length.** Angle Orthod. 2008;78:234–240.
- 89 Nienkemper M, Wilmes B, Pauls A, Drescher D. **Impact of mini-implant length on stability at the initial healing period: a controlled clinical study.** Head Face Med. 2013;9:30.
- 90 Chatzigianni A, Keilig L, Reimann S et al. **Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels.** Eur J Orthod. 2011;33:381-387.
- 91 Pan CY, Chou ST, Tseng YC et al. **Influence of different implant materials on the primary stability of orthodontic mini-implants.** Kaohsiung J Med Sci. 2012;28:673-678.

## Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle ganz herzlich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Erstellung meiner Promotionsarbeit unterstützt haben.

Ausdrücklich möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Dieter Drescher für die freundliche Überlassung des Themas bedanken. Er hat mir die Möglichkeit gegeben, diese Arbeit in der Poliklinik für Kieferorthopädie durchzuführen und seine wohlwollende Unterstützung war mir eine große Hilfe.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.- Doz. Dr. Manuel Nienkemper für seine engagierte, konstruktive und geduldige Betreuung. Er war und ist als unermüdlicher und ideenreicher Ansprechpartner eine große Unterstützung für mich. Insbesondere danke ich Herrn Priv.- Doz. Dr. Manuel Nienkemper, dass er als Studienleiter nach seiner erfolgreichen Habilitation das Thema auch als Betreuer übernommen hat.

Außerdem gilt mein Dank Herrn Dr. rer. nat. Dipl. Phys. Ralf Höhnscheid, der mich bei der Durchführung der Messungen und beim Versuchsaufbau angeleitet hat.

Bei meinen Eltern, meinem Bruder und meinem Ehemann Thore möchte ich mich für den uneingeschränkten, liebevollen und vielseitigen Beistand während meines Studiums und bei der Promotion besonders herzlich bedanken. Ohne Ihre Hilfe wäre dies alles nicht möglich gewesen.