Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde „Hans Moral“ der Universitätsmedizin Rostock

Direktorin: Prof. Dr. med. dent. habil. Franka Stahl

und

der Arbeitsgruppe Implantatwerkstoffe der Fakultät für Maschinenbau und Schifftechnik der Universität Rostock

Leiterin: apl. Prof. Dr.-Ing. habil. Dr. rer. nat. Mareike Warkentin

Einfluss von Schraubengeometrie und Knochenmorphologie auf das Insertionsverhalten kieferorthopädischer Minischrauben

Inauguraldissertation
zur
Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin
der
Universitätsmedizin Rostock

Vorgelegt von
Anna Kauza | geb. am 18.07.1990 in Leschnitz
aus Kirchheim
Rostock | 2024 https://doi.org/10.18453/rosdok_id00005137

Doktorarbeit
Universitätsmedizin Rostock

Universität Rostock Traditio et Innovatio

Universitätsmedizin Rostock

Gutachter:

Prof. Dr. med. dent. habil. Franka Stahl
Poliklinik für Kieferorthopädie, Universitätsmedizin Rostock

apl. Prof. Dr.-Ing. habil. Dr. rer. nat. Mareike Warkentin
AG Implantatwerkstoffe der Fakultät für Maschinenbau und Schiffstechnik, Universität Rostock

Prof. Dr. Benedict Wilmes
Poliklinik für Kieferorthopädie, Universität Düsseldorf

Jahr der Einreichung: 2024
Jahr der Verteidigung: 2025

DOKTORARBEIT

UNIVERSITÄTSMEDIZIN ROSTOCK

INHALTSVERZEICHNIS

I. EINLEITUNG UND ZIELSETZUNG 1

II. LITERATURÜBERSICHT 5

2.1 MINI-IMPLANTATE – INDIKATIONEN, AUFBAU, KLINISCHE HANDHABUNG 5

2.2 DIE STABILITÄT DER MINI-IMPLANTATE 7

2.3 PORCINER BECKENKAMM ALS KNOCHENMODELL FÜR MI 18

III. MATERIAL UND METHODEN 20

3.1 MI, KÜNSTLICHES KNOCHENMODELL UND PORCINER BECKENKAMM 21

3.2 VERMESSUNG DER MI 23

3.4 UNTERSUCHUNGEN AM KÜNSTLICHEN KNOCHENMODELL 25

3.5 UNTERSUCHUNGEN IM PORCINEN BECKENKAMM 27

3.6 STATISTIK 33

IV. ERGEBNISSE 34

4.1 VERMESSUNG DER SCHRAUBEN 34

4.2 ERGEBNISSE DER MESSUNGEN IM KUNSTKNOCHEN 35

4.3 ERGEBNISSE DER MESSUNGEN IM PORCINEN BECKENKAMM: VERSUCH MIT DREI KORTIKALISDICKEN UND DREI SCHRAUBENTYPEN 35

4.4 ERGEBNISSE DER MESSUNGEN IM PORCINEN BECKENKAMM: VERSUCH MIT DREI OPERATEUREN UND EINER KORTIKALISDICKE 50

V. DISKUSSION 51

VI. SCHLUSSFOLGERUNGEN 61

VII. ZUSAMMENFASSUNG 64

VIII. THESEN 66

IX. LITERATURVERZEICHNIS 68

X. ANHANG 82

10.1 ABBILDUNGSVERZEICHNIS 82

10.2 TABELLENVERZEICHNIS 84

10.3 EINZELNE DREHMOMENTMESSUNGEN 85

10.4 EINFLUSS DER PARAMETER DER SCHRAUBENGEOMETRIE AUF DIE DREHMOMENTE 89

10.5 EIDESSTAATLICHE VERSICHERUNG 93

10.6 DANKSAGUNG 94

10.7 LEBENSLAUF 95

I. EINLEITUNG UND ZIELSETZUNG

Die moderne Kieferorthopädie ermöglicht sowohl die Behandlung von komplexen Kieferanomalien als auch hochqualitative und schonende ästhetische Korrekturen der Zahnbögen [148]. Eines der wichtigsten Naturgesetze, welches jeder Kieferorthopäde in seiner täglichen Praxis beachten muss, ist das dritte Newtonsche Gesetz: *Actio* = *Reactio* [132]. Um die Position der Zähne bzw. der Kiefer zu ändern, ist eine Verankerung notwendig.

Der Begriff der Verankerung wurde bereits von Edward Angle im Jahr 1907 eingeführt [7]. Angle beschreibt das Konzept der Verankerung wie folgt: „Die Bewegung eines oder mehrerer Zähne in eine der verschiedenen Richtungen ist nur durch Anwendung einer Kraft möglich, die in Übereinstimmung mit den Gesetzen der Mechanik und Dynamik erfolgt. Nach den wohlbekannten Gesetzen der Physik halten sich Wirkung und Gegenwirkung das Gleichgewicht und sind einander entgegengesetzt; daraus folgt, dass der Widerstand der Verankerung größer als der des zu bewegenden Zahnes sein muss. Die ideale Verankerung wäre eine unbewegliche Basis.“ Proffit beschreibt das Konzept der Verankerung als „den Widerstand gegenüber unerwünschten Zahnbewegungen“ und als „den Umfang der tolerierbaren Bewegung der reaktiven Einheit“ [148]. Dabei stellen die Ankerzähne die reaktive Einheit und die zu bewegenden Zähne die aktive Einheit dar. Die Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche kieferorthopädische Behandlung ist der Aufbau und Erhalt einer guten Verankerung.

Bei der herkömmlichen dentalen Verankerung besteht die reaktive Einheit ausschließlich aus Zähnen [132]. Die Stärke dieser Verankerung hängt dabei von dem sogenannten desmodontalen Potenzial ab. Das desmodontale Potenzial wird durch die Größe der Wurzeloberfläche, das Attachmentniveau und die Topografie der Wurzel bestimmt. Ein mehrwurzeliger Zahn mit einer großen Wurzeloberfläche und einem gesunden Parodontium wird eine bessere Verankerung gewährleisten als ein einwurzeliger Zahn mit einer kleinen Wurzeloberfläche, der zudem parodontal geschädigt ist. Es wird schnell daraus der Schluss gezogen, dass die dentale Verankerung nicht bei allen Patienten ausreichend sein kann, z. B. bei Patienten mit Parodontalerkrankungen, Aplasien oder Zahnverlust, die nicht genug Zahnmaterial für eine ausreichende dentale Verankerung haben.

Zu intraoralen Apparaturen, welche die Verankerung verstärken, zählen ein Transpalatinalbogen, eine Nance-Apparatur, ein Lingualbogen, Klasse-II-Mechaniken und intramaxilläre Gummizüge. Die Verankerung, die man mithilfe eines Transpalatinal- oder eines Lingualbogens erzeugen kann, ist begrenzt. Eine Nance-Apparatur kann möglicherweise Irritationen der Gaumenschleimhaut bis zu Ulzerationen verursachen. Intramaxilläre Gummizüge erfordern hingegen eine sehr gute Patientenmitarbeit, verursachen dentale

Nebenwirkungen und speziell Klasse-III-Gummizüge können aufgrund des dorso-kranial gerichteten Kraftvektors zu einer Irritation und ggf. einer Schädigung der Kiefergelenke führen. Extraorale Verankerungsapparaturen hingegen, wie ein Headgear oder eine Delairemaske, erfordern eine perfekte Patientenmitarbeit und verändern deutlich das äußere Erscheinungsbild des Patienten. Diese Tatsache kann zur Einschränkung der Mitarbeit sowie zu einer sozialen Beeinträchtigung eines Patienten vor allem im Entwicklungsalter führen. Da die Apparatur extraoral angesetzt wird, kann es zu Unfällen und Verletzungen bei Patienten kommen.

Seit dem Erfolg der dentalen Implantologie steht eine weitere Möglichkeit der Verankerung zur Verfügung. Eine skelettale Verankerung, z.B. im Kieferknochen oder Gaumen, bietet eine unbewegliche Basis, um Zahn- und Kieferbewegungen zu erzielen. Sie ist zudem nicht ohne Weiteres von außen sichtbar, was die Patientenakzeptanz deutlich steigert. Auf der Basis von dentalen Implantaten wurden kleinere Schrauben entwickelt, die nicht als Zahnersatz, sondern als Verankerung für die kieferorthopädische Behandlung dienen. Da sie nur für eine begrenzte Zeit eingesetzt werden, gehören die kieferorthopädischen Mini-Implantate (MI) zu den temporären Verankerungsmethoden.

Die erste publizierte Studie mit temporären Verankerungsapparaturen wurde 1945 von Gainsforth und Higley durchgeführt [49]. Sie setzten eine 3,4 mm x 13 mm Vitallium-Schraube in den aufsteigenden Unterkieferast von sechs Hunden ein, um eine Eckzahnretraktion durchzuführen. Das Band an dem Eckzahn wurde mit einem Draht und einem elastischen Band mit dem Kopf der inserierten Schraube verbunden. Der Draht verlief zusätzlich durch ein Molarenröhrchen und die angewandte Kraft betrug 140 bis 200 g. Allerdings gingen alle Schrauben innerhalb von 16 bis 31 Tagen verloren. Im Jahr 1983 haben Creekmore und Eklund die Möglichkeit der absoluten Verankerung am Menschen demonstriert [33]. Sie haben, wie Gainsforth und Higley, eine Vitallium-Schraube verwendet und sie bei einer 25-jährigen Patientin mit einem Gummy Smile in die *Spina nasalis anterior* inseriert. Für eine Tiefbisskorrektur setzten die Autoren ein elastisches Modul von der Vitallium-Schraube zu den oberen Inzisivi zehn Tage nach Insertion der Schraube ein. Die Tiefbisskorrektur war erfolgreich und die Inzisivi konnten um 3 mm intrudiert werden.

Vierzig Jahre später können MI vom Kieferorthopäden selbst in Infiltrationsanästhesie inseriert und in topischer Anästhesie oder sogar ohne Anästhesie entfernt werden. Der Eingriff ist unkompliziert und in den klinischen Alltag jeder modernen kieferorthopädischen Praxis integrierbar. Da der Kieferorthopäde selbst die Insertion ausführt, kann er die für die spätere Belastung optimale Position des MI erzielen. Diese Tatsachen führen zu einer großen Verbreitung der MI, die mittlerweile in den klinischen Alltag der Kieferorthopädie gehören. Die

breite Verwendung der MI geht mit der Präsenz in der Fachliteratur einher. Allein in den Jahren 2012 bis 2020 wurden über 2000 wissenschaftliche Artikel zu dem Stichwort „orthodontic miniscrew implant“ publiziert [116].

Die MI erleichtern in vielen Fällen die kieferorthopädische Behandlung, führen zu besseren Ergebnissen und ermöglichen zum Teil eine rein kieferorthopädische Therapie bei Dysgnathien, die vor ein paar Jahrzehnten einen zusätzlichen umfangreichen chirurgischen Eingriff (wie z.B. eine Umstellungsosteotomie) erforderten.

Nichtdestotrotz vermeiden noch heute viele Kieferorthopäden die Nutzung von MI in der täglichen Praxis. Grund dafür sind vor allem die MI-Verlustraten, die unter Umständen bei 13,5 % liegen, und Brüche bei der Entfernung der MI (Explantation) [5, 114]. Neben patientenabhängigen Faktoren, wie z.B. schlechter Mundhygiene oder dem Tabakkonsum führen zu hohe Eindrehmomente bei der Insertion zu den hohen Verlustraten von MI [14, 95, 99]. Brüche bei der Explantation werden von zu niedrigen Ausdrehmomenten verursacht [31]. Die wichtigsten Faktoren, welche die Ein- und Ausdrehmomente bestimmen und damit für den Erfolg der MI entscheidend sind, sind die Knocheneigenschaften am Insertionsort und die Schraubengestaltung der MI [156].

Bei jeder MI-Insertion begegnet der Kieferorthopäde einer anderen klinischen Situation, die vor allem durch die Knocheneigenschaften bestimmt wird [57, 76, 94]. Um diese Knocheneigenschaften, unter denen die Kortikalisdichte und -dicke entscheidend für die Drehmomente sind, zu bestimmen, ist eine 3D-Röntgendiagnostik wie eine DVT bzw. eine CT-Aufnahme notwendig. Aus Kostengründen werden solche 3D-Aufnahmen jedoch nur selten vor einer MI-Insertion durchgeführt.

Ein weiterer wichtiger Faktor, der die Ein- und Ausdrehmomente bestimmt, ist die Schraubengeometrie [156]. Bis jetzt wurde jedoch lediglich der Einfluss der Länge und des Durchmessers der MI auf die Ein- und Ausdrehmomente ausführlich untersucht [3, 75, 90]. Die anderen Parameter der Schraubengeometrie blieben unerforscht.

Ein möglicher Weg für eine Steigerung der Erfolgsquote der MI ist zu bestimmen, wie andere Parameter der Schraubengeometrie die Ein- und Ausdrehmomente beeinflussen. Darüber hinaus ist es sinnvoll zu erforschen, welche Parameter der Schraubengeometrie zu optimalen Ein- und Ausdrehmomenten bei unterschiedlichen Knocheneigenschaften am Insertionsort führen.

Folgende Fragestellungen sollten deshalb durch die vorliegende Studie beantwortet werden:

1. Welchen Einfluss haben die Knocheneigenschaften auf die Ein- und Ausdrehmomente der MI?
2. Wie beeinflussen die einzelnen Parameter der Schraubengeometrie der MI die Ein- und Ausdrehmomente?
3. Welche Parameter der Schraubengestaltung der MI führen zu optimalen Ein- und Ausdrehmomenten an Insertionsorten mit bestimmten Knocheneigenschaften?

II. LITERATURÜBERSICHT

2.1 MINI-IMPLANTATE – INDIKATIONEN, AUFBAU, KLINISCHE HANDHABUNG

Die Indikationen für die Anwendung der kieferorthopädischen Mini-Implantate (MI) sind sehr vielseitig. Sie beziehen sich auf Korrekturen in der transversalen, der sagittalen und in der vertikalen Ebene.

Zu den Indikationen für die Anwendung der MI in der transversalen Ebene zählen unter anderem die Scherenbisskorrektur sowie die Kontrolle und die Korrektur der Mittellinie bei Asymmetrie der Zahnbogenmitten im Ober- und Unterkiefer bzw. bei asymmetrischen Extraktionen [72, 73]. Eine andere Anwendung stellt die micro-implant assisted rapid palatal expansion (MARPE) da [20, 21, 89, 153]. Diese skelettal gestützte Variante der Gaumennahterweiterung erlaubt eine transversale Expansion bei Patienten mit abgeschlossenem skelettalen Wachstum des Oberkiefers und schließt die dentalen Nebenwirkungen der dental gestützten Gaumennahterweiterung aus.

In der sagittalen Ebene ermöglicht die Anwendung der MI unter anderem eine Distalisation der Molaren z. B. bei Anwendung solcher Apparaturen wie Beneslider (PSM Medical Solutions, Gunningen), amda® (Dentaurum, Ispringen) oder Wilson Distalising Arch [15, 42, 110]. Ferner ermöglichen die MI eine Distalisation des gesamten Zahnbogens und können bei einer Molarenmesialisation verwendet werden [71, 159]. Durch eine Intrusion der Molaren ermöglichen die MI eine Unterkiefer-Anterotation bei Patienten mit einem vertikalem Schädelaufbau [19]. Bei Verwendung von festsitzenden Klasse-II-Mechaniken verhindern die MI eine häufige Nebenwirkung dieser Apparatur: die Protrusion der Schneidezähne [9, 60].

In der vertikalen Ebene werden die MI bei Behandlung von skelettal offenen Bissen und im Rahmen einer präprothetischen Behandlung für die Molarenintrusion eingesetzt [37, 64, 151]. Darüber hinaus ermöglichen sie die Korrektur einer schiefen Okklusionsebene [65]. Die MI können für vertikale Kontrolle und die Kontrolle der Kinnposition in Klasse II-Dysgnathien eingesetzt werden [128]. Die MI spielen eine wichtige Rolle in dem Knochenerhalt bei einer Behandlung von multiplen Aplasien und ermöglichen trotz den fehlenden Zahnanlagen die vertikale Entwicklung des Alveolarfortsatzes [127]. Seit dem Aufkommen der skelettalen Verankerung wird häufiger eine Entscheidung über einen kieferorthopädischen Lückenschluss bei Aplasien getroffen [101]. Die MI erleichtern unter anderem den sonst langwierigen Lückenschluss bei Aplasie von Prämolaren im Unterkiefer [51].

Kieferorthopädische Mini-Implantate (MI) werden als kieferorthopädisch genutzte Implantate mit dem Durchmesser 1,0 bis 2,3 mm und einer Länge von 4 bis 21 mm definiert [132].

Der Aufbau eines MI ist in Abb. 1 dargestellt. Den enossären Abschnitt des MI bildet ein Schaft mit Gewinde [38, 47, 76]. Der Hals liegt transgingival. Der Kopf mit einem Abutment (z.B. einer Öse, einem Bracket oder einem Knopf) befindet sich über dem Gingivaniveau. Aufgrund seiner Biokompatibilität und Bildung einer direkten Verbindung des Metalls mit dem Knochen ist heutzutage Titan Grade 5 der Goldstandard für MI.

Abb. 1 Aufbau eines MI am Beispiel eines tomas®-pin in Anlehnung an Dentaurum Germany [38]

Abhängig von der Ausführung des Gewindes werden MI als selbstschneidende und selbstbohrende Modelle konzipiert [132]. Die selbstschneidenden MI erfordern eine Pilotbohrung und zeichnen sich durch eine stumpfe Spitze und abgerundete Gewindeflanken aus. Die selbstbohrenden MI können ohne eine Pilotbohrung inseriert werden, haben eine scharfe Spitze und scharfe Gewindeflanken. Sowohl eine manuelle als auch eine maschinelle Insertion sind möglich. Bei der maschinellen Insertion beträgt die von Herstellern empfohlene maximale Drehzahl 25 U/min, 30 U/min bzw. 30 bis 50 U/min [38, 46, 123]. Eine Berieselung mit 0,9% NaCl Lösung zur Kühlung und Vermeidung von Anhaftungen wird bei den Herstellern als optional dargestellt.

Die MI können in der Regel sofort nach der Insertion mit geringen Kräften belastet werden [36, 77]. Romero-Delmastro et al. empfehlen eine initiale maximale Belastung von 25 bis 200 g und bei den nächsten Aktivationen von 300 bis 500 g [127]. Manche Hersteller empfehlen, die Krafteinleitung für 2 Monate auf ca. 100 g zu begrenzen [46]. Der Belastungsvektor soll dabei möglichst im rechten Winkel zur Längsachse des MI verlaufen. Laut Motoyoshi et al. sollen MI bei Jugendlichen mindestens 3 Monate nach der Insertion belastet werden, vorzugsweise vor der Nivellierungsphase [94].

Das Ausdrehen des MI kann manuell oder maschinell mit den gleichen Werkzeugen erfolgen, die zur Insertion verwendet wurden [38, 47]. Das Drehmoment und die Drehzahl sollen analog zur Insertion eingestellt werden. Die Explantation erfolgt durch eine vorsichtige Linksdrehung, um das MI zu lockern. Anschließend wird das MI vorsichtig ausgeschraubt.

2.2 DIE STABILITÄT DER MINI-IMPLANTATE

Über den Erfolg der kieferorthopädischen MI entscheidet deren Stabilität, die von verschiedenen Faktoren beeinflusst wird. Der Verlauf der Stabilitätsentwicklung nach der Insertion wird durch drei Begriffe erklärt: Primärstabilität, Sekundärstabilität und Osseointegration.

2.2.1 PRIMÄRSTABILITÄT, SEKUNDÄRSTABILITÄT UND OSSEOINTEGRATION

Primärstabilität ist die initiale, mechanische Stabilität eines Implantates direkt nach der Insertion durch möglichst großen Kontakt zwischen Schraubengewinde und Knochen [82, 147]. Die Primärstabilität ist ein wichtiger Faktor für den Erfolg der MI, da die MI meistens bereits belastet werden, bevor sich die Sekundärstabilität entwickelt hat [11].

Die langfristige Sekundärstabilität entwickelt sich langsam durch knöcherne Umbauvorgänge in der Einheilungsphase innerhalb der ersten vier Wochen nach Insertion [34, 53, 104, 108, 109, 147]. In den ersten drei Wochen wird hauptsächlich Geflechtknochen um das Gewinde geformt [36, 132]. Der Geflechtknochen ist ein hochzellulares und gering strukturiertes Gewebe, das mit einer hohen Geschwindigkeit (30 bis 50 µm / Tag) als eine Reaktion auf Wachstum oder Verletzung entsteht. Einige Millimeter von dem MI entfernt entsteht ein Kallus. Eine geordnete Gitterstruktur erreicht die MI-Oberfläche ca. sechs Wochen nach der MI-Insertion. Ab diesem Zeitpunkt wird der Lamellenknochen durch Kallusformation und Reifung verdichtet, wodurch die Lücken in dem Gitternetz gefüllt und der Knochen mechanisch gestärkt wird. Zwischen der sechsten und der 18. Woche findet der Übergang des Geflechtknochens zu reifen sekundären Osteonstrukturen statt. Sekundärstabilität ist entscheidend für den Erfolg der MI während der gesamten restlichen Behandlung nach der initialen Einheilungsphase.

Unter Osseointegration versteht man den im mikroskopischen Bereich sichtbaren direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen dem Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Implantats [4]. Studien an MI, die zwei Monate nach der Implantation aus menschlichen Kiefern entfernt wurden, haben gezeigt, dass Kalzium und Titanoxid innerhalb einer Diffusionsschicht zwischen MI und Knochen miteinander vermischt waren, was auf einen Verbund zwischen Knochen und MI hindeutet [62, 160]. Bei MI ist eine partielle Osseointegration anstrebenswert, um einerseits ausreichend Stabilität und anderseits eine einfache Entfernung der Schrauben zu sichern [59, 77, 143].

Während die Primärstabilität abklingt, steigt die Sekundärstabilität langsam an. Dadurch entsteht eine „Stabilitätslücke“ (Abb. 2) [147]. Die Stabilitätslücke ist ein kritischer Zeitraum für den Erhalt des MI. Bei sehr hohen Eindrehmomenten ist zwar die Primärstabilität hoch, die Umbauprozesse im Knochen werden aber während der Insertion stark gefordert [24]. Durch

eine starke Kompression des zirkumferenten Knochens treten große Ringspannungen auf, die zu Mikrotraumen in Form von Rissen, lokaler Ischämie und Knochennekrosen führen. Dadurch werden dann intensive Knochenumbauvorgänge induziert, was mit einem zeitweiligen Stabilitätsverlust einhergeht.

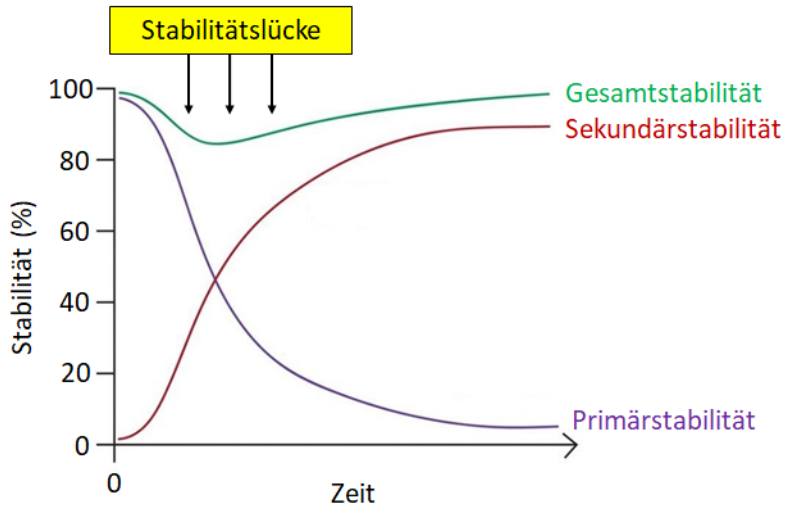


Abb. 2 Stabilität der Implantate in Anlehnung an https://abutments4life.de/en/one-abutment-the-1st-time-2/isq/ [1]

Es gibt nur wenige Erkenntnisse über Langzeitstabilität der MI nach der initialen Einheilungsphase. Nienkemper et. al. untersuchten die Langzeitstabilität der MI im anterioren Gaumen und stellten fest, dass die Stabilität in den ersten vier Wochen nach der Insertion signifikant sank und ab diesem Zeitpunkt stabil blieb [106]. Die Stabilität der MI zum Zeitpunkt der Entfernung der kieferorthopädischen Apparatur 1,7 ± 0,2 Jahre nach Insertion war wesentlich niedriger als die Primärstabilität. Dabei war der Erfolg der MI von der Relation zwischen Stabilität und Belastung abhängig.

2.2.2 EIN- UND AUSDREHMOMENTE

Zwei wichtige Parameter, die mit der Stabilität der MI sehr eng verbunden sind, sind das Ein- und das Ausdrehmoment.

Das Eindrehmoment reflektiert den Widerstand des Knochens, der bei Insertion der MI überwunden werden muss und wird als eine indirekte Messung der Primärstabilität verwendet [11]. Das Eindrehmoment darf nicht zu hoch und nicht zu niedrig sein [93]. Einerseits ist ein ausreichendes Eindrehmoment wichtig, um eventuelle Mikrobewegungen des MI zu minimieren und dadurch eine Entwicklung der Sekundärstabilität zu ermöglichen [25]. Bei zu niedrigen Eindrehmomenten hat ein MI, das meistens sofort bzw. während der Einheilungsphase belastet wird, keinen ausreichenden Halt [82]. Anderseits führt eine

Insertion bei hohen Eindrehmomenten zu mehr als einer Verdopplung der Zone von toten und sterbenden Osteozyten [24]. Daraus resultierend entstehen im periimplantären Knochen Mikrobrüche, die Knochenresorption steigt und die Knochenbildung sinkt. Zu hohe Eindrehmomente verursachen exzessiven Stress und Spannungen, die mit einer Beschädigung des periimplantären Knochens einhergehen. Damit die Funktionsfähigkeit des Knochens erhalten bleibt, sollen sie deshalb vermieden werden. Aus den Analysen von Cha et al. ergab sich ein starker Zusammenhang zwischen hohen Eindrehmomenten und Durchblutungsstörungen im Knochen, hohen Kompressionsspannungen, breiteren Apoptosezonen, ausgeprägtem Osteoklastenremodeling und Mikroschädigungen. Im Gegensatz dazu korrelierten niedrige Eindrehmomentwerte mit kleineren Kompressionsspannungen, minimalen Apoptoseraten, robuster Osteogenese und Vergrößerung der Stabilität über die Zeit.

In der Literatur herrscht keine Einigkeit bezüglich des optimalen Eindrehmoments bei einer MI-Insertion. Die ISO-Norm fordert für die MI eine Bruchfestigkeit bis 20 Ncm, deswegen empfehlen die MI-Hersteller bei der Insertion die Drehmomente auf 20 Ncm zu begrenzen [38, 41, 46, 126]. Andere Autoren nennen jedoch deutlich niedrigere optimale Werte. So empfohlen Motoyoshi et al. Eindrehmomente von 5 bis 10 Ncm [95]. In der Studie mit 124 MI, die im Ober- und Unterkiefer inseriert und sofort nach der Insertion belastet wurden, verglichen die Autoren die Erfolgsquoten in Gruppen mit Eindrehmomenten von unter 5 Ncm, 5 bis 10 Ncm und über 10 Ncm. Die mittlere Gruppe hatte die höchste Erfolgsquote von 96,2 %. In der Gruppe mit Eindrehmomenten unter 5 Ncm wurde eine Erfolgsquote von 72,7 % und in der Gruppe mit Eindrehmomenten über 10 Ncm eine Erfolgsquote von 60,9 % festgestellt. In einer anderen Studie mit 87 MI stellten Motoyoshi et al. die höchste Erfolgsquote bei Eindrehmomenten von 8 bis 10 Ncm (100%) im Vergleich zu höheren und niedrigeren Eindrehmomenten fest [98]. Mohammadi et al. stellten eine höhere Erfolgsquote bei MI fest, die bei Eindrehmomenten ≤ 10 Ncm inseriert wurden als bei MI, die bei Eindrehmomenten größer als 10 Ncm inseriert wurden ($p = 0,019$) [87]. Obwohl unter den Forschern kein Einklang bezüglich der empfohlenen Eindrehmomente herrscht, wird am häufigsten in der aktuellen Literatur die Empfehlung von Motoyoshi et al. mit 5 bis 10 Ncm angegeben [31, 94, 95, 140].

Neben dem maximalen Eindrehmoment ist das minimale Ausdrehmoment ebenfalls ein signifikanter Indikator für die Stabilität der MI [82, 86, 111]. Das Ausdrehmoment wird als die Drehkraft definiert, die notwendig ist, um ein MI zu entfernen [44, 93]. Diese Kraft steigt zusammen mit der Torsionsresistenz der MI-Knochen-Zwischenphase. Das Ausdrehmoment trifft deswegen eine Aussage über die Qualität der Verbindung des MI mit dem Knochen während und nach der kieferorthopädischen Behandlung. Das Ausdrehmoment wird gemessen, um die sich in der Zeit nach der Insertion verändernde Verankerungsfähigkeit der

MI zu bestimmen. Klinisch variiert das minimale Ausdrehmoment zwischen -4 und -16 Ncm [63, 66, 96]. Bei zu hohen Ausdrehmomenten ist die Explantation schwieriger und die Wahrscheinlichkeit eines MI-Bruchs viel höher [156]. Ein MI-Bruch zieht die Notwendigkeit eines zusätzlichen chirurgischen Eingriffs mit Knochentrepanation nach sich, was im Sinne des Patienten dringend vermieden werden sollte [44].

2.2.3 FAKTOREN, WELCHE DIE STABILITÄT DER MINI-IMPLANTATE BEEINFLUSSEN

Neben patientenabhängigen Faktoren wie Alter, Mundhygiene, Tabakkonsum, metabolischen Krankheiten und Medikamenteneinnahme, bestimmen im Wesentlichen drei Gruppen von Parametern die Stabilität der MI:

1. die Knocheneigenschaften am Insertionsort
2. die Insertionsmodalitäten und
3. die Schraubengestaltung [59, 94, 156].

Zu 1.)

Die MI-Stabilität wird zum großen Teil von den Knocheneigenschaften am Insertionsort bestimmt [22, 161]. Dabei ist die Kortikalisschicht entscheidend bei der Bestimmung der Primärstabilität [12]. Die Eigenschaften der Spongiosa hingegen haben einen sehr geringen Einfluss auf die maximalen Ein- und die minimalen Ausdrehmomente [121, 150]. Zwei Eigenschaften der Kortikalis, welche die Knochenqualität und -quantität am Insertionsort widerspiegeln und die Stabilität der MI stark beeinflussen, sind die Kortikalisdichte und die Kortikalisdicke.

Die Kortikalisdichte wird als Relation der Kortikalismasse zum Volumen definiert und kann röntgenologisch untersucht werden [32]. Die Absorption der Strahlenbelastung ist dabei proportional zum Calciumgehalt pro Volumeneinheit. Bereits Friberg et al. demonstrierten eine statistisch signifikante Korrelation zwischen dem Widerstand bei Insertion von dentalen Implantaten und der Knochendichte am Insertionsort [48]. In der Studie von Holm et al. mit 260 MI hatte die Kortikalisdichte mehr Einfluss auf das maximale Eindrehmoment als die Kortikalisdicke ($p < 0,001$) [56]. Eine hohe Kortikalisdichte steigert die Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen [82]. Diese Kontaktfläche ist für die Stabilität der Implantate entscheidend. Quantitativ wird sie als Relation der Implantatoberfläche im Kontakt mit Knochen zu der ganzen Implantatoberfläche beschrieben [31]. Im Englischen wird vom *bone to implant contact* gesprochen (BIC).

Die Kortikalisdichte an Insertionsstellen für MI wurde in mehreren Studien untersucht. Im Unterkiefer war sie dabei höher als im Oberkiefer mit der Ausnahme vom Frontzahnbereich

[22, 30, 32, 115]. In der Studie von Cassetta et al. war die Kortikalisdichte bei Männern höher als bei Frauen und bei Erwachsenen höher als bei Jugendlichen [22]. Arvind Tr & Jain stellten eine höhere Kortikalisdichte bei Patienten mit einem horizontalen Schädelaufbau im Vergleich zu einem neutralen oder einem vertikalen Schädelaufbau fest [8]. Vidalón et al. stellten hingegen keinen Unterschied in der Kortikalisdichte zwischen den Schädelaufbautypen fest [144].

Park et al. maßen im Oberkiefer durchschnittlich 812,68 (± 172,94) bis 1113,65 (± 248,19) HU (*Hounsfield unit*) mit Ausnahme des *Tuber maxillae* [115]. Am *Tuber maxillae* war die durchschnittliche Kortikalisdichte viel niedriger, 443,23 ± 211,26 bis 615,04 ± 291,41 HU. Im Unterkiefer betrug die durchschnittliche Kortikalisdichte 802,75 ± 240,69 bis 1578,42 ±°212,52 HU. Vidalón et al. fanden an Insertionsstellen am Gaumen mittlere Kortikalisdichten von 995,4 ± 450,33 HU bis 1365,68 ± 420,71 HU auf [144]. Cassetta et al. maßen Kortikalisdichten im Ober- und Unterkiefer mit Werten zwischen 75 und 2081 HU [22]. Chun und Lim untersuchten 13 interradikuläre Stellen an vier Knochentiefen und stellten an den meisten Stellen Werte von mehr als 850 HU fest [32]. Um die optimalen Insertionsorte für Implantate zu bestimmen, führte Misch eine röntgenologische Klassifikation ein (Tab. 1) [68, 85]. Für die Insertion von MI sind Knochenarten von D1 bis D3 geeignet. Knochentyp D4 wird nicht empfohlen, da er mit höheren Misserfolgsquoten korreliert. Die höchste Knochendichte weisen der anteriore Bereich des Unterkiefers und der mittlere Gaumen auf. An zweiter Stelle bezüglich der Knochendichte stehen die posterioren Bereiche des Unterkiefers sowie der anteriore Bereich des Oberkiefers (poröse Kortikalis mit engmaschiger Spongiosa). Eine geringere Knochendichte weisen die posterioren Bereiche des Oberkiefers (ab dem ersten Molaren) und das Jochbein auf.
Die Insertionen werden im Oberkiefer bukkal interradikulär, am infrazygomatischen Kamm sowie in die sogenannte T-Zone am Gaumen beziehungsweise in zahnlosen Bereichen palatinal empfohlen [115, 152]. Das *Tuber maxillae* weist die niedrigste Kortikalisdichte im Oberkiefer auf und wird daher als Insertionsort nicht empfohlen. Im Unterkiefer werden die MI interradikulär in der mittleren und posterioren Region des Unterkiefers sowie retromolar inseriert. Die retromolare Region zeichnet sich durch die höchste Knochendichte aus.

Tab. 1 Klassifikation der Knochentypen nach Misch und deren physikalische und radiographische Eigenschaften [85]

Knochen-typ	physikalische Dichte (pcf)	radiologische Dichte (HU)	übliche anatomische Stelle
D1	30 bis 40	> 1250	Unterkiefer anterior (1. PM zum 1. M)
D2	20 bis 30	850 bis 1250	Oberkiefer anterior (2. PM zum 2. M)
D3	10 bis 20	350 bis 850	Unterkiefer posterior (2. PM und M)
D4	5 bis 10	150 bis 350	Oberkiefer posterior (regio M)
D5	< 5	< 150	-

M – Molar; MM – Molaren; PM - Prämolar

Das zweite wichtige Merkmal der Kortikalis, welches die Stabilität der MI bestimmt, ist die Kortikalisdicke. Laut Studien steigt die Primärstabilität der MI zusammen mit zunehmender Kortikalisdicke [113, 121, 141, 150]. Motoyoshi et al. empfehlen die Platzierung der MI an Stellen, wo die Kortikalisdicke mindestens 1 mm beträgt [94, 98]. Bei Insertionen am Gaumen wurde in der Studie von Ichinohe et al. eine ausreichende Stabilität bei einer Kortikalisdicke von ≥ 1,5 mm gewährleistet [57]. Im Unterkiefer sind in der Regel höhere Kortikalisdicken aufzufinden als im Oberkiefer [13, 112]. Bei Männern stellt man höhere Kortikalisdicken fest als bei Frauen [22, 35, 43, 45, 78, 112]. An den meisten MI-Insertionsstellen weisen erwachsene Patienten höhere Kortikalisdicken als Jugendliche auf [43, 45]. In der Studie von Menezes et al. zeigten Patienten mit einem horizontalen Schädelaufbau höhere Kortikalisdicken an einigen MI-Insertionsstellen als Patienten mit einem neutralen oder vertikalen Schädelaufbau [81]. Die Untersuchungen von Vidalón et al. zeigten hingegen keine signifikanten Unterschiede der Kortikalisdicke zwischen den drei Schädelaufbautypen [144]. Da Costa et al. untersuchten die Kortikalisdicke am infrazygomatischen Kamm und stellten mittlere Werte zwischen 1,2 ± 0,3 mm und 1,9 ± 0,8 mm fest [35]. Viladón et al. maßen an Insertionsstellen am Gaumen durchschnittliche Kortikalisdicken zwischen 1,1 mm ± 0,5 mm und 3,0 ± 0,8 mm [144]. Ono et al. stellten mesial und distal vom ersten Molaren Mittelwerte zwischen 1,1 ± 0,3 mm und 3,2 ± 0,5 mm fest [112]. Farnsworth et al. fanden an häufig ausgewählten Insertionsstellen im Ober- und Unterkiefer Mittelwerte zwischen 0,9 ± 0,1 mm und 2,5 ± 0,3 mm auf [43]. Andere Autoren stellten an den typischen Insertionsstellen Mittelwerte von 0,7 ± 0,1 mm bis 3,3 ± 1,1 mm fest [13, 22, 43, 45, 52, 79, 81, 88].

Zu 2.)

Zu den wichtigsten Insertionsmodalitäten, welche die Stabilität der MI bestimmen, gehören die Pilotbohrung, der Insertionswinkel, die Insertionstiefe und die Entfernung zu den Wurzeln der benachbarten Zähne.

Selbst bei einem selbstbohrenden Gewinde ist eine Pilotbohrung in manchen Situationen von Vorteil [38, 123]. Die Knochenverdrängung bei einer Insertion kann ohne Pilotbohrung zu Spannungen im Knochen und einer starken Dehnung des Periosts, vor allem bei Insertionen in der Nähe des alveolären Knochenkammes (*Limbus alveolaris*), führen. Dies löst starke postoperative Schmerzen aus. Eine Pilotbohrung senkt ebenfalls signifikant die Eindrehmomente bei der Insertion [11, 149, 150]. Bei einer dicken und dichten Kortikalis steigen ohne Pilotbohrung die Eindrehmomente, was durch eine starke Torsionsbelastung zu einer Schraubenfraktur führen kann. Eine Insertion kann bei einer sehr dichten Kortikalis sogar erfolglos sein. Mit einer Pilotbohrung kann darüber hinaus die Insertionsrichtung und der Insertionswinkel viel genauer bestimmt werden [46, 76]. Baumgaertel empfiehlt eine Pilotbohrung in Abhängigkeit von der Kortikalisdicke an der Insertionsstelle (Tab. 2) [11]. Auch nach Wilmes et al. ist eine Pilotbohrung an Stellen mit hoher Knochenqualität und dünnem Zahnfleisch empfehlenswert oder wenn die MI submukosal inseriert werden soll [149].

Tab. 2 Empfehlungen für Pilotbohrung in Abhängigkeit von der Kortikalisdicke [11]

Kortikalisdicke	Empfohlenes Protokoll
< 0,5 mm	Insertion nicht empfohlen
0,5 bis 1,5 mm	keine Pilotbohrung notwendig
1,5 bis 2,5 mm	Perforation der Kortikalis mit ø1 mm rundem Bohrer
> 2,5 mm	Pilotbohrung mit Pilotbohrer ø1,1 mm und 4 mm Länge

Laut Ludwig und Böhm soll der Durchmesser der Pilotbohrung um 0,3 bis 0,7 mm kleiner sein als der MI-Durchmesser, um ausreichende Primärstabilität des MI zu gewährleisten [76]. Gantous und Phillips empfehlen 70 bis 85% des Außendurchmessers des MI [50]. In der Studie von Wilmes et al., die tomas®-pin und Dual Top Schrauben mit Durchmessern von 1,6 mm und 2 mm untersuchte, wurden Pilotbohrungen von 1,0; 1,1; 1,2 und 1,3 mm durchgeführt [156]. Die Eindrehmomente stiegen mit Ausnahme einer 2,0 x 10 mm Dual Top Schraube mit abnehmendem Vorbohrdurchmesser. Bei einem MI-Durchmesser von 1,6 mm stellten Tachibana et al. Eindrehmomente innerhalb des empfohlenen Bereichs von 5 bis 10 Ncm bei

einer Pilotbohrung mit 1,3 mm Durchmesser fest [136]. Bei kleineren Durchmessern waren die Eindrehmomente höher als die empfohlenen Werte. An Insertionsstellen mit einer erhöhten Kortikalisdicke und -dichte ist deshalb eine breitere Pilotbohrung zu empfehlen. An Stellen mit einer niedrigeren Knochenqualität sowie an Insertionsstellen mit dickem Zahnfleisch (wie der Gaumen oder *Tuber maxillae*) sollte eine schmalere Pilotbohrung durchgeführt werden [11, 150].

Neben dem Durchmesser ist die Tiefe der Pilotbohrung von Bedeutung für die MI-Stabilität. In einer Studie von Cho und Baek am Kunstknochen mit einer 3 mm starken Kortikalisschicht und 30 MI wurden Insertionen ohne Pilotbohrung, mit 1,5 mm tiefer Pilotbohrung und 3 mm tiefer Pilotbohrung verglichen [29]. Das maximale Eindrehmoment sank mit steigender Tiefe der Pilotbohrung ($p < 0,05$). Wilmes et al. erkannten ebenfalls einen starken Zusammenhang der Vorbohrtiefe zur Primärstabilität [156]. Je tiefer vorgebohrt wurde (Pilotbohrungen von 1, 2, 3, 6 und 10 mm), desto geringer erwies sich das Eindrehmoment ($p < 0,05$ und $p < 0,01$ abhängig vom Schraubentyp). Ein Einfluss der steigenden Vorbohrtiefe, die höher war als die Kortikalisdicke, war nicht mehr ausgeprägt. Die indizierte Länge der Pilotbohrung hängt somit von der Kortikalisdicke an der Insertionsstelle ab und beträgt in den meisten klinischen Situationen ≤ 4 mm [38, 156].

Ein weiterer Parameter, der die Stabilität der MI beeinflusst, ist der Insertionswinkel. Die Hersteller empfehlen eine Insertion möglichst orthogonal zur Knochenoberfläche bzw. den Insertionswinkel so zu planen, dass die spätere Belastung möglichst im rechten Winkel zur MI-Längsachse wirkt [38, 46]. In der Literatur herrscht zu diesem Thema keine Einigkeit. Manche Autoren empfehlen einen Insertionswinkel von 90°. So stellten Perillo et al. eine geringere Von-Mises-Vergleichsspannung in der Kortikalis und in der Kompakta bei einem Insertionswinkel von 90° im Vergleich zu 30°, 60°, 120° und 150° und keine Verankerungsvorteile bei einer schrägen Insertion in einer Finite-Elemente-Methode (FEM) Studie fest [118]. Maya et al. stellten höhere maximale Eindrehmomente bei Insertion bei 90° als bei 60° fest [80]. Laut Jasmine et al. (FEM-Studie) reduziert ein Insertionswinkel von 90° Spannungen im MI und im Knochen und erhöht damit die MI-Stabilität [58]. Andere Autoren hingegen empfehlen einen Insertionswinkel von 60 bzw. 70°. Çehreli et al. stellten die günstigste Spannungsverteilung bei einer lateralen konstanten Belastung der MI bei einem Insertionswinkel von 70° fest [23]. Eine schräge Insertion (30 bis 60°) kann die Primärstabilität bei einem schwachen Knochenangebot, z.B. im Oberkiefer, wo die Kortikalisdicke und -dichte geringer ist als im Unterkiefer, deutlich steigern [94, 112]. Wilmes et al. testeten Insertionswinkel von 30 bis 90° und stellten die höchste Primärstabilität bei Insertionswinkeln von 60 bis 70° fest [157]. Der Einfluss des Insertionswinkels auf die Primärstabilität der MI war statistisch signifikant. Bei sehr schrägen Insertionswinkeln (30°) stellten die Forscher eine reduzierte Primärstabilität

fest. Tatli et al. verglichen die maximalen Eindrehmomente sowie die Verankerungskraft bei Insertionswinkeln von 70° und 90° [138]. Sie stellten signifikant höhere Eindrehmomente und Werte der Verankerungskraft bei einem Insertionswinkel von 70° im Vergleich zu 90° ($p < 0,001$) fest.

Die Insertionstiefe ist für die Stabilität der MI von großer Bedeutung. Generell soll das MI so tief inseriert sein, dass der Übergang zwischen dem Gewindeschaft und dem Hals an der Grenze zwischen Knochen und Gingiva ist [38]. Es muss sichergestellt werden, dass der Anteil des MI im Knochen mindestens genauso lang bzw. länger ist als der Anteil außerhalb des Knochens. Deswegen sollten bei der Insertion Stellen mit einer dicken Gingiva vermieden werden. Kieferorthopädische MI werden meistens mit einer konstanten lateralen Kraft belastet. Eine kleinere Insertionstiefe führt zu einem längeren Hebelarm und steigert damit das Kippmoment. Dies in Verbindung mit einem kleineren BIC (*bone to implant contact*, siehe Seite 10) führt zu höheren Druckspannungen und einer niedrigeren Stabilität. Ichinohe et al. und Motyoshi stellten eine ausreichende Stabilität bei Insertionstiefen von ≥ 4,5 mm fest ($p = 0,003$) [57, 94]. Pan et al. inserierten MI in Kunstknochen mit einer 2 mm Kortikalisschicht 2, 4 und 6 mm tief [113]. Die Messung der Primärstabilität mithilfe der Resonanzfrequenzanalyse (RFA) zeigte eine höhere Stabilität bei größeren Insertionstiefen ($p < 0,0001$). Nienkemper et al. inserierten MI in Beckenkammknochen vom Landschwein mit Kortikalisdicken von 0,5 bis 2,5 mm und Tiefen von 4, 5, 6, 7 und 8 mm [105]. Sie maßen die Primärstabilität mit drei Methoden: maximales Eindrehmoment, Periotest® und RFA. Sie stellten fest, dass je mehr Gewindelänge über dem Knochen bleibt, desto weniger stabil ist das MI ($p < 0,0001$ für RFA und Periotest®). Die maximalen Eindrehmomente stiegen bis zu einer Insertionstiefe von 5 mm und änderten sich bei höheren Insertionstiefen nicht mehr signifikant. Wawrzinek et al. untersuchten, inwieweit das „Überdrehen“, also eine übermäßig tiefe Insertion von MI, die mikrostrukturelle Integrität des periimplantären kortikalen Knochens beeinflusst [147]. Das Ausmaß der Mikroschädigungen des Knochens in Umgebung von besonders tief inserierten MI ließ die Autoren vermuten, dass es hierdurch bereits zu einer Verringerung der Schraubenstabilität kommen konnte. Die intensiven Knochenumbauvorgänge, die sich einer Traumatisierung von vitalem Knochen anschließen, können laut Autoren den Halt eines MI weiter verschlechtern.

Ein weiterer Parameter, der die Stabilität der MI beeinflusst, ist die Entfernung zu den benachbarten Zahnwurzeln. Je näher das MI an den Zahnwurzeln inseriert wird, desto wahrscheinlicher ist ein MI-Verlust [12, 28, 69]. In einer klinischen Studie an 110 Patienten und mit 216 MI stellten Kuroda et al. einen klaren Zusammenhang zwischen MI-Misserfolg und Nähe zu den Wurzeln der benachbarten Zähne fest [69]. Eine FEM-Studie von Motoyoshi et al. ergab, dass ein Wurzelkontakt des MI mit höheren Spannungen im Knochen verbunden ist

[97]. Da die höheren Spannungen zu höheren Raten der Überlastungsresorption im Knochen führen, weisen die Autoren auf eine geringere Sekundärstabilität und Erfolgsquote bei MI mit Wurzelkontakt hin. Darüber hinaus sollte Wurzelkontakt vermieden werden, da er eine externe Wurzelresorption verursachen kann [94]. In einer Studie an 70 Patienten, bei denen 140 MI mit den Maßen 1,6 x 8 mm inseriert wurden, testeten Son et al. das maximale Eindrehmoment, die Mobilität der MI mithilfe von Periotest® und Wurzelkontakt auf DVT-Aufnahmen [133]. Es ergab sich kein Unterschied in der MI-Erfolgsquote zwischen den MI mit und ohne Wurzelkontakt, aber die Periotest®-Werte waren signifikant höher für MI mit Wurzelkontakt.

Zu 3.)

Der Einfluss der Schraubengeometrie auf die Stabilität der MI wurde bisher nur begrenzt untersucht. Die in der Literatur beschriebenen Parameter der Schraubengestaltung, die die Stabilität der MI beeinflussen, umfassen vor allem die Größe der MI, also die Länge und den Durchmesser, die zylindrische bzw. konische Form und das Design des Gewindes und des Halsbereiches [31].

Der MI-Durchmesser ist einer der wichtigsten Faktoren, die die maximalen Eindrehmomente und dadurch die Stabilität der MI bestimmen [27]. In einer FEM-Studie mit Anwendung der Tagutschi-Methode testeten Sadr Haghi et al. den Einfluss der verschiedenen Parameter der Schraubengeometrie auf die Stabilität der MI [130]. Eine Kraft von 2 N wurde horizontal angewendet und die Stabilität anhand der maximalen Verlagerung des MI bestimmt. Die Autoren stellten fest, dass der MI-Durchmesser einen 45%igen Einfluss auf die Primärstabilität des MI hat ($p = 0{,}000$). Tatli et al testeten die maximalen Eindrehmomente und die Verankerungskraft von 160 MI, die in bovinen Rippenknochen inseriert wurden [138]. MI mit einem größeren Durchmesser zeigten sowohl höhere Eindrehmomente als auch höhere Werte der Verankerungskraft ($p < 0{,}05$). Zahlreiche andere Autoren stellten in ihren Studien ebenfalls fest, dass die Primärstabilität der MI zusammen mit dem Durchmesser des MI steigt [3, 75, 90]. Dies kann durch den steigenden BIC erklärt werden, der für die Stabilität der MI entscheidend ist [31].

Der zweite wichtige Größenparameter, welcher die Stabilität der MI bestimmt, ist die MI-Länge. Laut Sadr Haghighi et al. hat die MI-Länge einen 53%igen positiven Einfluss auf die Primärstabilität ($p = 0{,}000$) [130]. In der Studie von Tatli et al. zeigten längere MI höhere Eindrehmomente und höhere Werte der Verankerungskraft ($p < 0{,}05$) [138]. Laut Choi et al. steigern MI-Längen von über 5 mm die Primärstabilität nicht weiter, da die Kontaktfläche mit der Spongiosa einen vernachlässigbaren Einfluss auf die MI-Stabilität hat [31].

Mit zunehmendem Durchmesser der MI steigt die Primärstabilität, gleichzeitig steigt aber auch die Gefahr von Verletzung der Wurzel der benachbarten Zähne. Aus diesem Grund wurden konische MI vorgestellt, die die Verletzungsgefahr minimieren [31]. Eine Reihe von Autoren zeigten, dass zylindrische MI eine geringere primäre Stabilität im Vergleich zu konischen MI aufweisen [25, 26, 86, 120, 121, 137]. Daher wird empfohlen, zylindrische MI erst nach der Einheilphase zu belasten. Obwohl das maximale Eindrehmoment und die Primärstabilität bei konischen MI höher sind, wurden in mehreren Studien keine Unterschiede im BIC-Wert, dem minimalen Ausdrehmoment und den Erfolgsquoten – weder an Menschen noch in Tierversuchen – festgestellt [25, 26, 164]. In der FEM-Studie von Sadr Haghighi et al., bei konstanter MI-Länge und konstantem Durchmesser, hatten der Kegelwinkel des MI-Teils mit Gewinde und der Kegelwinkel des MI-Teils ohne Gewinde einen 64%igen bzw. einen 16%igen negativen Einfluss auf die Primärstabilität der MI [130]. Mohamed stellte in einer klinischen Studie fest, dass zylindrische MI eine höhere Sekundärstabilität im Vergleich zu konischen MI aufweisen [86]. Er maß die Ausdrehmomente bei Menschen mit der Split-Mouth-Technik. Die Sekundärstabilität der sofort belasteten MI wurde nach 18 bis 24 Wochen Belastung gemessen ($p < 0,01$).

Die bereits erwähnte Studie von Sadr Hahihi et al. ergab, dass bei konstanter MI-Länge und konstantem Durchmesser, weitere Parameter wie Länge des MI-Teils ohne Gewinde (7%), Gewindesteigung (6%) und die Länge des Gewindes (2%) einen negativen Einfluss auf die Primärstabilität haben [130]. Radwan et al. inserierten vier verschiedene MI-Typen in bovinen Rippenknochen und führten anschließend den Pullout-Test und den Periotest® durch [125]. Der Periotest® ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Beim Pullout-Test wurden aber hochsignifikante Unterschiede zwischen den Gruppen und Korrelation mit den Parametern der Schraubengeometrie wie Flankenlänge, Gewindewinkel, Stirnwinkel und Steigungswinkel festgestellt ($p \leq 0,001$). Diese Faktoren beeinflussten die Primärstabilität der MI positiv.

Laut Choi et al. sind die Gewindesteigung und die Riffelung („Fluting“) die wichtigsten Faktoren des Gewindedesigns, die die Stabilität der MI bestimmen [31]. Eine geringe Steigung in der Kortikalisschicht führt zu mehr Kontakt zwischen MI und Knochen, was zu einer höheren Stabilität beiträgt [17]. Riffelung ist die auf dem Querschnitt des MI sichtbare Einwölbung, die die Knochenfragmente vom MI bei der Insertion verdrängt [31]. Die Riffelung gewährleistet eine bessere Entfernung von Knochenspinnen, die sich um das Gewinde herum akkumulieren und den Widerstand bei Insertion steigern. Mehr und längere Riffelungen senken damit das maximale Eindrehmoment [163]. Bei einer schneidenden Riffelung am schneidenden Rand des MI, ist die Schneidekraft hoch und das MI kann einfach inseriert werden.

Die bisher publizierten Studien zum Einfluss der Parameter der Schraubengeometrie sind sehr heterogen und die FEM bleibt eine mathematische Simulation der klinischen Realität. Für eine klare Feststellung der Einflüsse der einzelnen Parameter auf die Stabilität der MI sind experimentelle Versuche notwendig.

2.3 PORCINER BECKENKAMM ALS KNOCHENMODELL FÜR MI

Das ideale Material für die Untersuchungen der MI ist der menschliche Knochen selbst. Da die Verfügbarkeit einer für die statistische Relevanz der Ergebnisse ausreichenden Menge an menschlichen Knochen stark begrenzt ist, werden in der Knochenforschung häufig tierische Modelle des menschlichen Knochens eingesetzt. Das Schwein gilt dabei als Spezies der Wahl in der Knochenforschung [139]. Anatomie, Morphologie, Heilung und Remodelling des porcinen Knochens sind weitgehend vergleichbar mit menschlichem Knochen [117]. Die Makro- und die Mikrostruktur weisen eine moderate Ähnlichkeit auf, die Zusammensetzung und das Remodelling hingegen eine hohe Ähnlichkeit (Tab. 3).

Tab. 3 Attribute, die entscheidend für die Eignung als Modell des menschlichen Knochens sind[117]

	Hund	Schaf/Ziege	Schwein	Kaninchen
Makrostruktur	++	+++	++	+
Mikrostruktur	++	+	++	+
Zusammensetzung	+++	++	+++	++
Remodelling	++	++	+++	+

+ Ähnlichkeit; ++ moderate Ähnlichkeit; +++ höchste Ähnlichkeit

Das Trabekelnetzwerk vom Schwein ist dichter als das menschliche, aber die Lamellenstruktur wird als dem menschlichen sehr ähnlich bezeichnet [91, 92]. Laut Aerssens et al. weist der Hund die ähnlichste Knochenzusammensetzung auf, aber der porcine Knochen hat eine ähnliche Knochenmineraldichte und einen ähnlichen Knochenmineralgehalt [2]. Der Schweineknochen wurde als Modell des menschlichen Knochens unter anderem in Forschung zur Femurkopf-Osteonekrose, zu pädiatrischen Schädelfrakturen, zur Stammzelltherapie für Knochenregeneration und zur Knochenbildung nach Distraktionsosteogenese verwendet [55, 122, 129, 165]. Auch in der dentalen Implantologie dient der porcine Knochen als Modell des menschlichen Kieferknochens [39, 70].

In der Forschung der kieferorthopädischen MI gilt der Schweineknochen ebenfalls als das Tiermodell der Wahl. Schweinerippen, Femur und Tibia des Schweins wurden zur Untersuchung der Osseointegration, der Mikroschädigungen im Knochen nach Insertion von MI, der maximalen Eindrehmomente, der Auszugskraft, der Primärstabilität und der Bruchfestigkeit sowie der minimalen Ausdrehmomente der MI verwendet [6, 18, 61, 83, 102, 103, 119–121, 136]. Wilmes et al. untersuchten den Einfluss von Wurzelkontakt auf Eindrehmoment und Vorbohrwiderstand am porcinen Kieferknochen [158]. Die Kortikalisdicke des porcinen Kieferknochens ist jedoch höher als beim Menschen [150]. Der porcine Beckenkamm weist hingegen Kortikalisdicken auf, die charakteristisch für Insertionsorte der MI sind. Eindrehmomente in diesen Bereichen des Beckenknochens ähneln den klinischen Werten am Menschen. Nienkemper et al. testeten an porcinem Beckenkamm Methoden zur Bestimmung der MI-Stabilität [107]. Barros et al. bestimmten am porcinen Ilium den Zusammenhang zwischen MI-Durchmesser und Frakturrisiko und Eindrehmoment [10]. Wilmes et al. untersuchten an porcinem Beckenkammknochen den Einfluss des MI-Designs, des Durchmessers des Pilotbohrers und der Kortikalisdicke auf das maximale Eindrehmoment [150]. Sie beschrieben den porcinen Beckenkammknochen als eine akzeptable Simulation der Kortikalis im menschlichen Kieferknochen, auch wenn der Knochenmineralgehalt, von dem im menschlichen Kieferknochen abweicht. Der porcine Beckenknochen wurde zur Untersuchung des Einflusses der Insertionstiefe und des Durchmessers des Pilotbohrers auf das Eindrehmoment, des Einflusses des Insertionswinkels auf die maximalen Eindrehmomente und der Parameter, welche die Primärstabilität der MI bestimmen, verwendet [149, 156, 157]. Wawrzinek et al. benutzten den porcinen Beckenkamm als Modell für die Erforschung der Mikrotraumen in kortikalem Knochen nach tiefer Insertion orthodontischer Mikroschrauben [147]. Wilmes et al. prüften an porcinem Beckenkammknochen den Einfluss des Implantat-Designs auf die Primärstabilität orthodontischer MI [154].

III. MATERIAL UND METHODEN

Um den Einfluss der Schraubengeometrie auf die Ein- und Ausdrehmomente von MI zu untersuchen, wurden drei kommerziell erhältliche MI-Modelle am künstlichen Knochenmodell untersucht. Für die Berücksichtigung von Knochendichte und Kortikalisdicke sowie des Einflusses des Operateurs kam porciner Beckenkamm zum Einsatz. In Abb. 3 ist schematisch der Versuchsaufbau dargestellt. Die Versuche wurden am Lehrstuhl Werkstoffe für die Medizintechnik der Universität Rostock, in der Poliklinik für Kieferorthopädie, der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie sowie im Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, Kinder- und Neuroradiologie der medizinischen Fakultät der Universität Rostock durchgeführt.

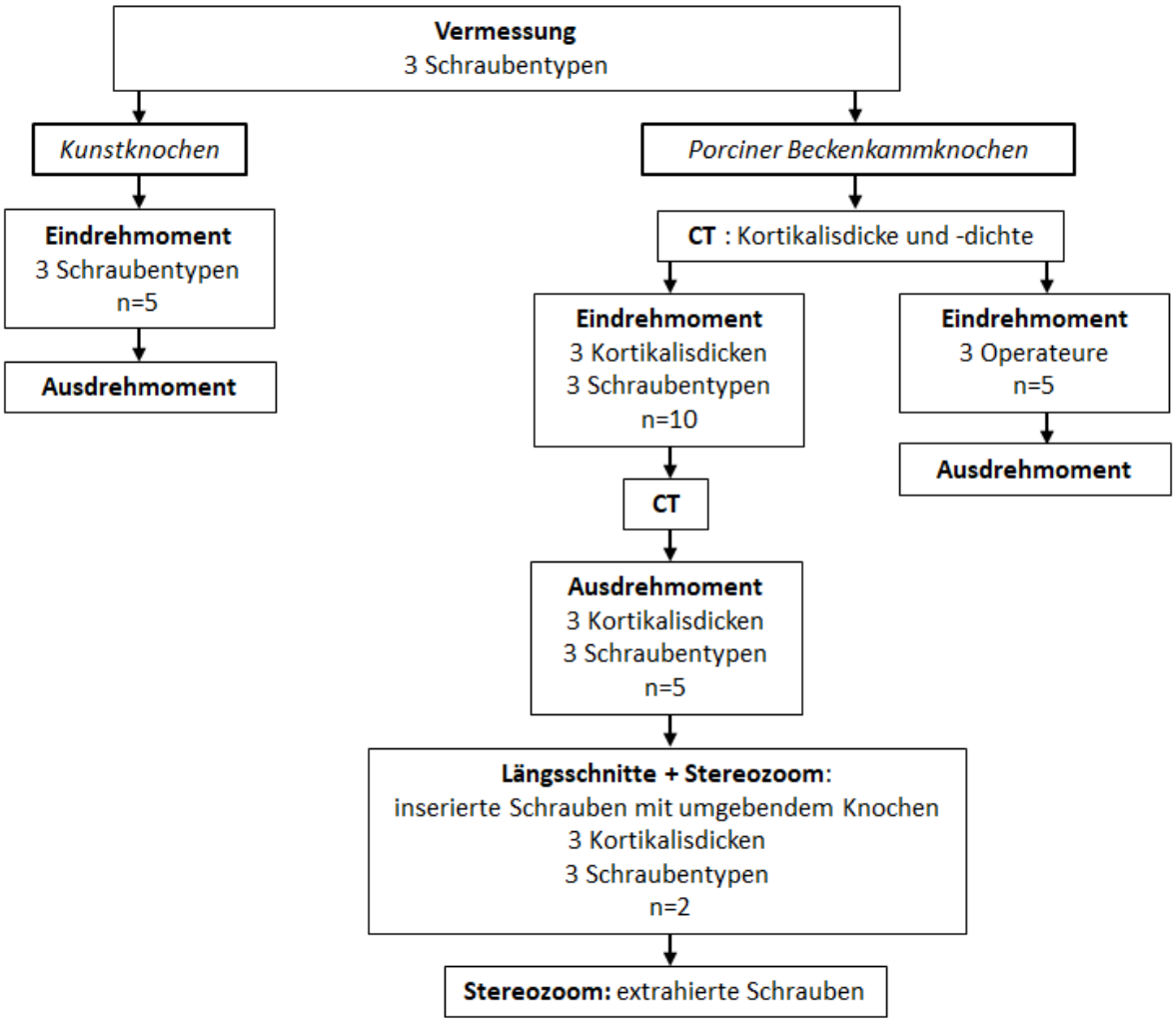


Abb. 3 Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus

3.1 MI, KÜNSTLICHES KNOCHENMODELL UND PORCINER BECKENKAMM

Für die Untersuchungen wurden die MI-Modelle OrthoEasy® (Forestadent®) Quattro® mini (PSM Solutions), und tomas®-pin (Dentaurum) ausgewählt. Die Auswahl erfolgte unter Berücksichtigung der Verfügbarkeit auf dem europäischen Markt, signifikanter Unterschiede in der Schraubengestaltung, der Verwendung in veröffentlichten Studien und eines angemessenen Preises, der eine breite Anwendung in der kieferorthopädischen Praxis unterstützt. Die im September 2019 nach nachfolgenden Suchparametern durchgeführte Pubmed-Recherche zeigte, dass 52 unterschiedliche MI-Modelle in 167 Studien genutzt worden sind. Die MI-Modelle BENEfit® / Quattro® mini und OrthoEasy® sind in elf Studien Gegenstand der Untersuchungen gewesen, was die vierthäufigste Anzahl war. Der tomas®-pin wurde in sechs Studien untersucht, was der sechsthäufigsten Anzahl entsprach.

Suchparameter für die Pubmed-Recherche: ((((((tad*[Title/Abstract]) OR mini screw*[Title/Abstract]) OR miniscrew*[Title/Abstract]) OR mini-screw*[Title/Abstract]) OR temporary anchorage device*[Title/Abstract]) OR mini implant*[Title/Abstract]) AND orthodontic*

Der Median des Außengewindedurchmessers von den in allen Studien untersuchten MI betrug 1,6 mm und der Median der Gewindelänge 8 mm. Diese Werte dienten als Grundlage für die Auswahl der Schraubenmaße für die MI Quattro® mini, OrthoEasy® und tomas®-pin. Tab. 4 enthält die Charakteristika für die ausgewählten Schrauben. Die häufig in der Literatur erwähnte BENEfit® Schraube der Firma PSM Medical Solutions wurde nicht in Betracht gezogen, da das BENEfit®-System ausschließlich für eine Insertion in den Gaumen konzipiert worden ist und diese Tatsache die Vergleichbarkeit mit OrthoEasy® und tomas®-pin gemindert hätte.

Tab. 4 Die vom Hersteller angegebenen Eigenschaften der MI-Modelle OrthoEasy®, Quattro® mini [124] und tomas®-pin [38]

Produkt	OrthoEasy®	Quattro® mini	tomas®-pin
Hersteller	Forestadent®	PSM Medical Solutions	Dentaurum
Material	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V
Gewindeart	selbstbohrend	selbstbohrend	selbstbohrend
Kopflänge	2,5 mm	k. A.	2,25 mm
Kopfdurchmesser	3 mm	k. A.	k. A.
Kragenlänge	1,5 mm	k. A.	2 mm
Kragendurchmesser	2 mm	k. A.	2,8 mm
Gewindelänge	8 mm	9 mm	8 mm
Außendurchmesser	1,7 mm	1,5 mm	1,6 mm

k. A.: keine Angabe

Die Analyse der Ein- und Ausdrehmomente erfolgte im ersten Schritt an einem künstlichen Knochenmodell, um die Einheitlichkeit des Materials zu gewährleisten. Der genutzte Kunstknochen der Firma Sawbones® Europe AB (Malmö, Schweden) ist ein vormontiertes und laminiertes Sandwich-Modell (Abb. 4), welches aufgrund der Nutzung in anderen Studien eine Vergleichbarkeit der erzielten Ergebnisse mit internationalen Studien sicherstellte.

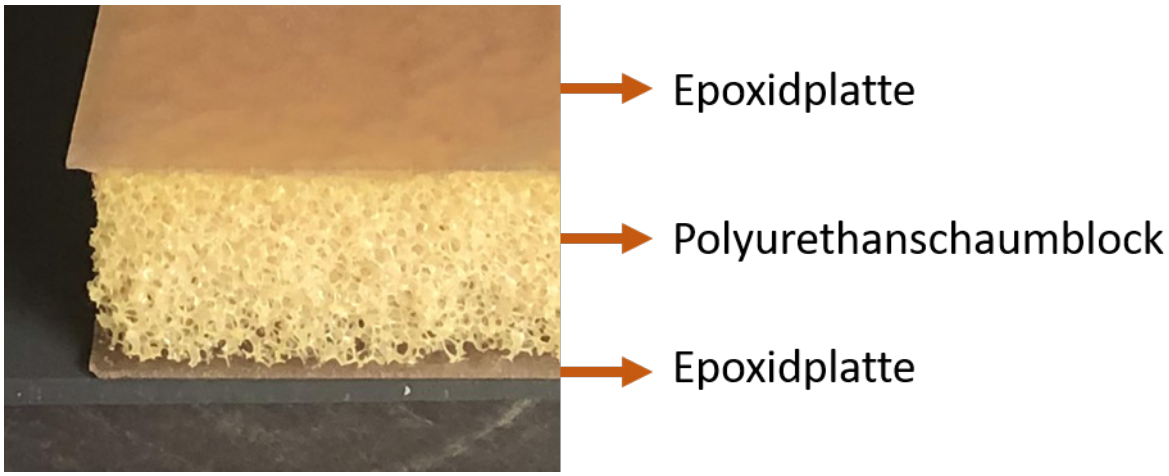


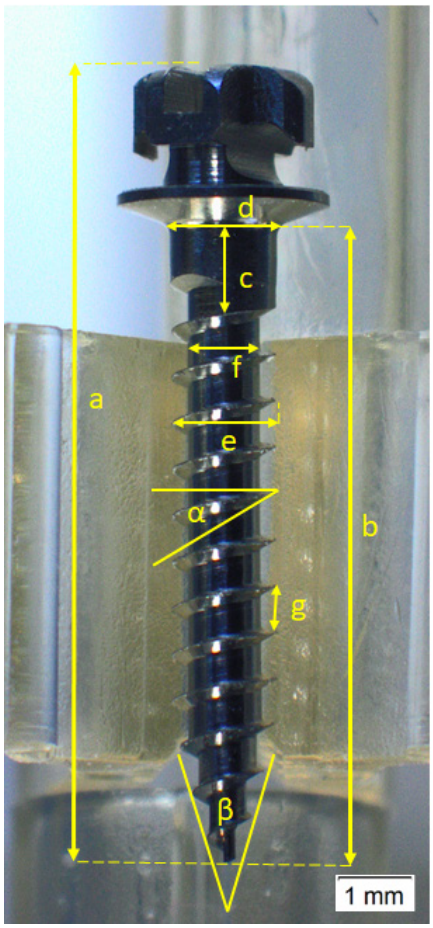
Abb. 4 Ausschnitt des Sandwich-Knochenmodells (Sawbones® Europe AB, Malmö, Schweden)

Die Mitte des Sandwich-Modells, die die Spongiosa simuliert, bestand aus einem offenporigen Polyurethanschaumblock mit den Maßen 130 x 180 x 40 mm und einer Dichte von 20 PCF (*Pounds per Cubic Foot*). Die Schaumdichte betrug ± 10 % und die Streuung der Dimensionen ±2 mm. Die Simulation der Kortikalis erfolgte durch zwei jeweils 1 mm starke faserverstärkte Epoxidplatten mit einer Dichte von 102 PCF, die die obere und untere Begrenzung des Modells darstellten. Für die Berücksichtigung der Knochenparameter Knochendichte und Kortikalisdicke erfolgten zudem Messungen der Ein- und Ausdrehmomente an Beckenkämmen, die von deutschen Edelschweinen einer lokalen Metzgerei (Landfleischerei Wiechmann, Pankelow, Deutschland) in frischem Zustand erworben worden sind. Zum Zeitpunkt der Schlachtung hatten die Schweine ein Alter von circa einem Jahr. Die Messung der Ein- und Ausdrehmomente sollte an drei definierten Kortikalisdicken stattfinden. Für die Bestimmung der relevanten Kortikalisdicken wurden, analog zur Ermittlung der Schraubenparameter, die Werte aus den Studien der oben beschriebenen Pubmed-Recherche genutzt. Die Zielwerte aus den minimalen, mittleren und maximalen Kortikalisdicken betrugen 0,8 mm; 1,5 mm und 2,8 mm.

3.2 VERMESSUNG DER MI

Die Vermessung der MI erfolgte mithilfe eines Stereomikroskops (SZX10, Olympus Europa SE & Co. KG, Hamburg, Deutschland) und unter Verwendung eines Objektivs mit 1,25-facher Vergrößerung und eines Filters (SZX2-AN, Olympus Europa SE & Co. KG). Für die Auswertung der Bilder kam die Software cellSens (Version 1.8.1, Olympus Soft Imaging Solutions GmbH, Münster, Deutschland) zum Einsatz. Beispielhaft ist in Abb. 5 eine stereomikroskopische Aufnahme eines MI dargestellt. Darin eingezeichnet sind die zu ermittelnden Messtrecken und Winkel. Als „Abschnitt ohne Gewinde“ (als AoG in Abb. 5

abgekürzt) wird der Schraubenabschnitt bezeichnet, der sich direkt über dem ersten Gewindegang befindet und in den Knochen inseriert wird. Um die Vergleichbarkeit zu gewährleisten, ist dieser Wert an der tiefsten Stelle des Übergangs zum Schraubenkragen (Abb. 5 Parameter d) gemessen worden. Weiterhin sind die Außen- und Innendurchmesser (e und f) an dem ersten vollständig sichtbaren Gewindegang ermittelt worden, der auf der stereomikroskopischen Aufnahme erkennbar war. Für die Ermittlung der Gewindesteigung (g) und dem Flankenwinkel (α) sind drei Positionen pro MI-Aufnahme ausgemessen und dann der Mittelwert zur weiteren Verwendung berechnet worden. Der Spitzenwinkel (β) ist als der Winkel definiert worden, der zwischen den Tangenten rechts und links der Schraube entlang der letzten zwei Gewindegänge über der Schraubenspitze entsteht. Jedes MI-Modell wurde dreimal ausgemessen und die Mittelwerte errechnet.



Parameter

- Gesamtlänge (mm) a
- Gewindelänge (mm) b
- Länge AoG (mm) c
- Durchmesser AoG (mm) d
- Außendurchmesser (mm) e
- Innendurchmesser (mm) f
- Durchmesser AoG-Innendurchmesser (mm) d - f
- Gewindetiefe (mm) e - f
- Gewindesteigung (mm) g
- Flankenwinkel (°) α
- Spitzenwinkel (°) β
- Anzahl der Gewindegänge

Abb. 5 Die ermittelten Parameter der Schraubengeometrie am Beispiel einer Quattro® mini Schraube; AoG: Abschnitt ohne Gewinde

3.4 UNTERSUCHUNGEN AM KÜNSTLICHEN KNOCHENMODELL

Die Untersuchungen am künstlichen Knochenmodell (Sawbones®) umfassten die Messungen der Ein- und Ausdrehmomente nach vorheriger Vorbohrung. Die Vorbohrungen erfolgten mit dem vom jeweiligen Hersteller des MI-Modells empfohlenen Pilotbohrer (Tab. 5).

Tab. 5 Dimensionen der von den Herstellern der MI-Modelle empfohlenen Pilotbohrer [38, 124]

MI-Modell	Pilotbohrer Ø (mm)	WL (mm)	Darstellung
OrthoEasy®	1,0	4,0	
Quattro® mini	1,2	8,5	
tomas®-pin	1,1	4,0	

WL: Arbeitslänge

Die Vorbohrtiefe betrug 4 mm, wobei diese Maximaltiefe beim deutlich längeren Pilotbohrer der Quattro® mini-Schraube durch einen Endostop markiert wurde. Die Tiefe von 4 mm wurde ebenfalls für die Untersuchungen am porcinen Beckenkamm gewählt, um die Vergleichbarkeit der Ergebnisse gewährleisten zu können. Im Anschluss an die Vorbohrungen wurden das maximale Ein- und das minimale Ausdrehmoment der unterschiedlich designten MI-Modelle ermittelt (n = 5 pro MI-Modell).

Dazu kam ein vom Lehrstuhl Werkstoffe für die Medizintechnik der Universität Rostock konzipierter und bereits etablierter Prüfstand zum Einsatz, der digital die Drehmomente aufzeichnet (Abb. 6).

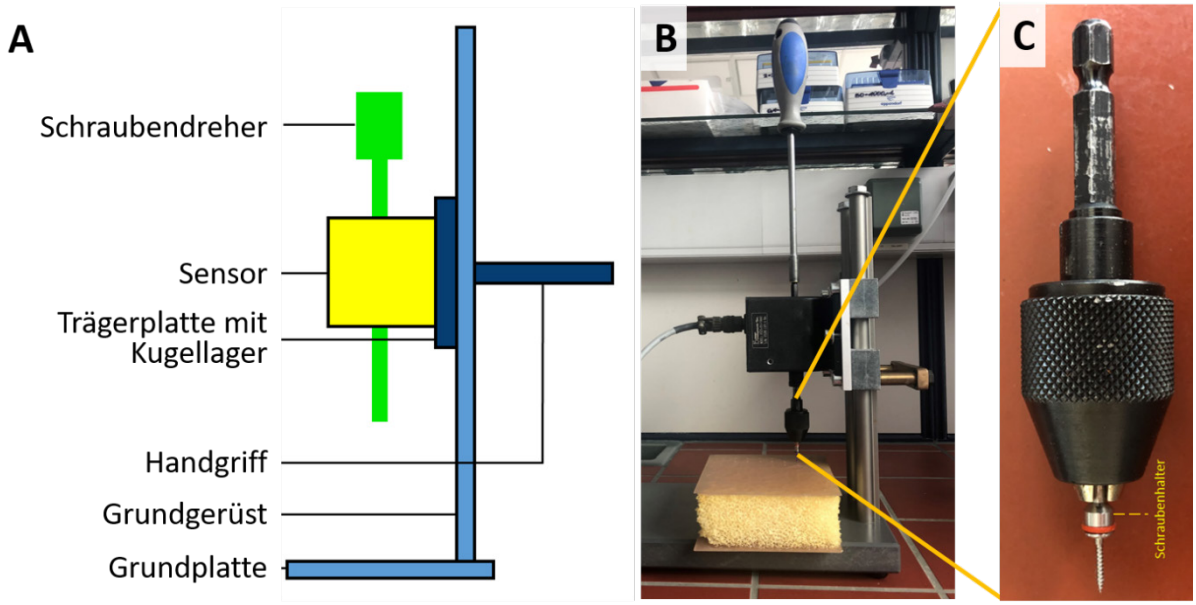


Abb. 6 A: Schematische Darstellung des Prüfstands zur Drehmomentmessung [131]
B: Fotografie des Prüfstands mit Positionierung eines Knochenmodells
C: Aufnahme mit angeschlossenem Schraubenhalter

Die Trägerplatte konnte geradlinig senkrecht an den Rohren des Grundgerüsts hoch- und herunterbewegt werden, sodass der Prozess der Insertion bzw. Explantation der einzelnen MI ohne Verkanten möglich war. Der auf der Trägerplatte befestigte Drehmomentsensor (Model 01325-051-FOAAO, Sensor Developments Inc., Michigan, USA) ermöglichte Messungen bis 6 Ncm. An die Aufnahme des Prüfstands konnte der jeweilige Schraubenhalter des MI-Modell-Herstellers montiert werden (Abb. 6 C), sodass eine einwandfreie Insertion gewährleistet war. Die Insertion aller MI (n = 5 pro MI-Modell) erfolgte durch die Autorin und durch manuelle Umdrehung des Schraubendrehers (Abb. 6 A und B). Dabei wurde darauf geachtet, dass alle MI bis zum Halsbereich, also vollständig, inseriert worden sind. Während des Insertionsvorgangs registrierte der Sensor des Prüfstands kontinuierlich das Drehmoment und wandelte es in ein elektrisches Signal um, welches an ein Notebook weitergeleitet wurde. Ein zwischen Notebook und Sensor befindlicher Regler ermöglichte es, den Nullpunkt der Drehmomentmessung zu regulieren. Die Aufzeichnung der Drehmomentmessung erfolgte mithilfe der Software TracerDAQ (Version 21.1.0, Meilhaus Electronic GmbH, Alling, Deutschland). An den Insertionsvorgang schloss sich analog der Prozess der Explantation (n = 5 pro MI-Modell) an, währenddessen ebenfalls die Drehmomente erfasst worden sind.

3.5 UNTERSUCHUNGEN IM PORCINEN BECKENKAMM

Bevor die Versuche am porcinen Beckenkamm durchgeführt werden konnten, mussten die Beckenkämme präpariert werden. Nach der Präparation lagerten sie bei -18°C und wurden 24 h vor den praktischen Versuchen aufgetaut. Mit Hilfe einer Diamantsäge wurden die Beckenkämme in Stücke vom Sakralgelenk zum Ilium geteilt und Muskel- und Faszienreste vorsichtig mit einem Skalpell entfernt. Zur Orientierung erhielt jedes Knochenstück eine mit einem Rosenbohrer durchgeführte Kennzeichnung (001, 002 usw.). Abb. 7A zeigt ein fertig präpariertes und mit einem Rosenbohrer gekennzeichnetes (rechtes Knochenende: 002) Knochenstück.

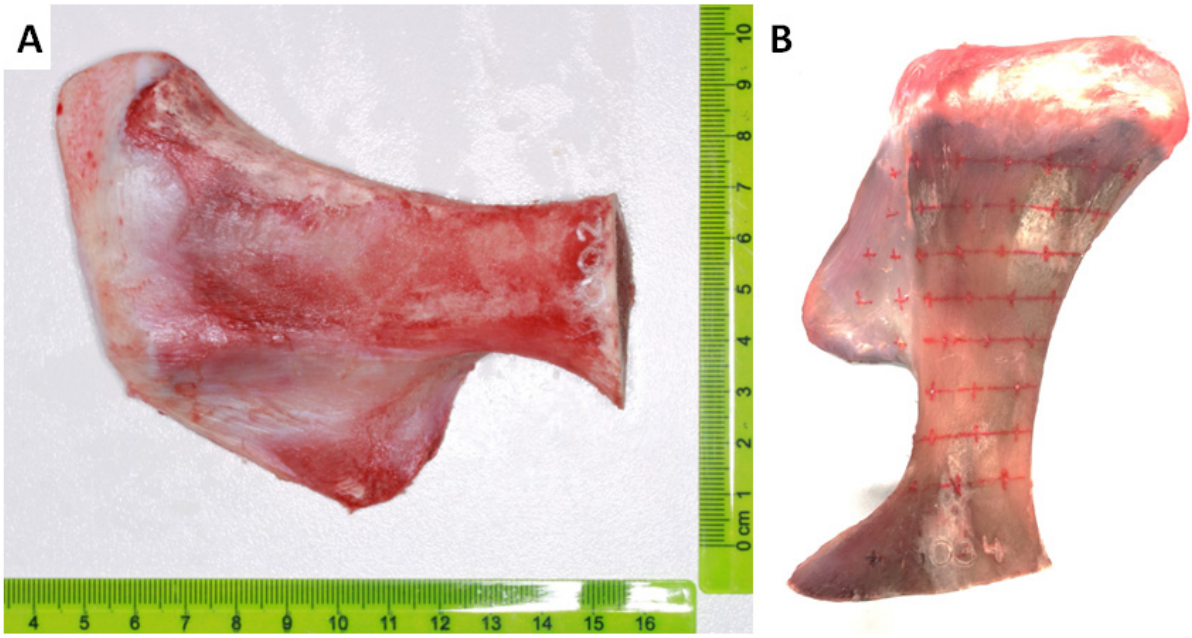


Abb. 7 A: Präparierter und mit einem Rosenbohrer gekennzeichneter Beckenkammknochen
B: Mit einem wasserfesten Marker gekennzeichnete potenzielle Insertionsstellen

Die Messungen der Ein- und Ausdrehmomente sollten an Positionen des Beckenkamms durchgeführt werden, die den durchschnittlich in der Literatur betrachteten Kortikalisdicken entsprachen (siehe Seite 21). So mussten diejenigen Positionen auf dem Beckenkamm markiert werden, die Kortikalisdicken von 0,8 mm, 1,5 mm bzw. 2,8 mm aufwiesen. Die Markierung musste sowohl bei den Computertomograph (CT)–Aufnahmen (für die Messung der Kortikalisdicke und Knochendicke) als auch bei der Durchführung der Insertionen zu sehen sein (Abb. 7B). Als praktikabel erwies sich die Markierung der Positionen mit einem Rosenbohrer (Ø = 0,5 mm, HM 1/005, "DRUX" rotierende Dentalinstrumente GmbH, Gummersbach). Der Durchmesser wurde so gewählt, dass er kleiner war als der Durchmesser der späteren Pilotbohrungen aber gut sichtbar bei der CT-Aufnahme (Abb. 7B). An den markierten Positionen erfolgte dann die Messung der Kortikalisdicke und der Knochendichte.

So wurden 1623 potenzielle Insertionsorte markiert und angebohrt. Zur Orientierung wurde jeder Position eine eindeutige Nummer zugewiesen: z.B. 0130603 → Beckenkammknochen 013, Reihe 06 Richtung Ilium zum Sacrum, Bohrloch 03 von links. Da in einem Scan mehrere Knochen untersucht worden sind, wurden vor dem Scan Fotografien angefertigt, um eine eindeutige Identifizierung jedes einzelnen Knochens zu ermöglichen.
Für alle CT-Aufnahmen wurde der Computertomograph Revolution CT der Firma General mit einer Kollimation von 256 x 0,625 mm genutzt. Diese Untersuchungen erfolgten im Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, Kinder- und Neuroradiologie der medizinischen Fakultät der Universität Rostock mit der Unterstützung von Fachärzten und medizinisch-technischen Assistenten dieses Instituts. Die Bestimmung der Aufnahmeparameter für optimale CT-Aufnahmen wurde vorab mit einem Testknochen durchgeführt. Die in Tab. 6 notierten Parameter kamen für alle durchgeführten CT-Aufnahmen zur Anwendung.

Tab. 6 Parameter, die für alle durchgeführten CT-Aufnahmen Verwendung fanden

Spannung	Stromstärke	Schichtdicke	Expositionszeit	Matrix
120 kV	281 mA	0,625 mm	1642 ms	512 x 512

Die Auswertung der Aufnahmen erfolgte mithilfe der Software Athena DICOM Essential Medical Harbour (Version 2.0, Florianópolis, Brazil) und eines Intel® Core™ i7-10510U CPU @ 1.80GHz 2.30 GHz Prozessors auf einem 24 Zoll HP V24 FHD Bildschirm bei einer Auflösung von 1920 x 1080 Pixel. Nachdem die einzelnen Knochen anhand der Fotos und der Übersichtsfunktion (Scouts) der Software identifiziert worden sind (Abb. 8A), erfolgte die Messung der Kortikalisdicke und der Knochendichte. Mithilfe der Übersichtsfunktion (Scout) in der Analysesoftware konnten alle im aktuellen Scan untersuchten Knochen sichtbar gemacht werden (rot). Zusätzlich wird der Querschnitt einer bestimmten Position im Scan angezeigt (weißer Pfeil). Die Messung erfolgte mittig von der Bohrung (Abb. 8B), die als Positionsmarkierung diente. Die Strecke, die sich senkrecht zum Kortikalisrand bis zum Beginn der gut sichtbaren Spongiosa befand, wurde mithilfe des entsprechenden Softwaretools gemessen.

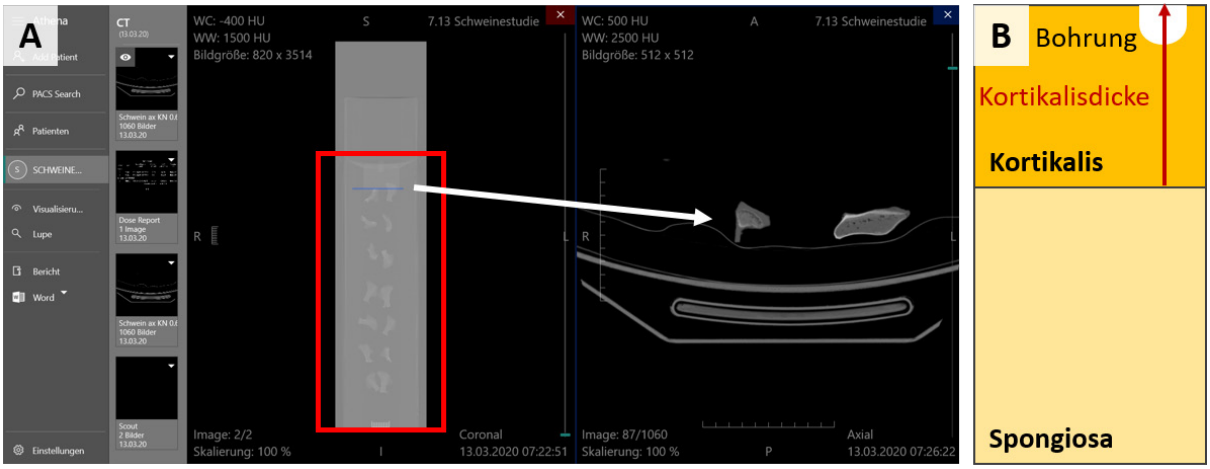


Abb. 8 A: Übersichtsfunktion (Scout) in der Analysesoftware
B: Schematische Darstellung der Kortikalisdicken-Messung

Die Messung der Kortikalisdicke erfolgte exakt mittig der Bohrung, die die Position markierte (Abb. 8B). Mit dem entsprechenden Softwaretool wurde die Strecke gemessen, die sich senkrecht bis zum Beginn der gut sichtbaren Spongiosa befand (Abb. 9A). In unmittelbarer Umgebung der Positionsmarkierung wurde die Knochendichte erfasst (Abb. 9B).

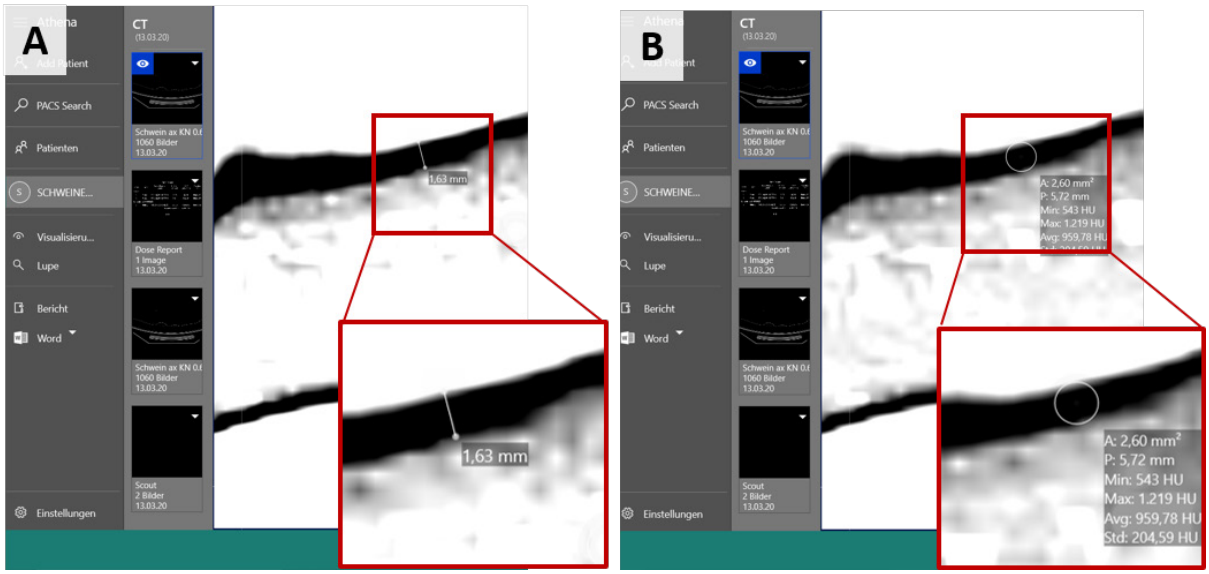


Abb. 9 CT-Aufnahme mit Darstellung der Messung der Kortikalisdicke (A) und der Knochendichte (B)

Nach der Ermittlung der Werte für alle positionsmarkierten Löcher wurden die potenziellen Insertionsstellen für die Ein- und Ausdrehversuche selektiert. Die akzeptierten Kortikalisdicken befanden sich in einer Spanne, die in Tab. 7 notiert sind. Neben den entsprechenden Kortikalisdicken mussten die Positionen ähnliche Knochendichten aufweisen, um als potenzielle Insertionsorte definiert zu werden. Auch Insertionsorte, die als Reserve dienen können, sind selektiert worden.

Tab. 7 Spanne der Kortikalisdicken, die die potenziellen Insertionslöcher aufweisen konnten, um für die Gruppe mit der Zielgröße von 0,8 mm, 1,5 mm bzw. 2,8 mm genutzt werden zu können

Zielgröße Kortikalisdicke	0,8 mm	1,5 mm	2,8 mm
Spanne	0,67 bis 0,83 mm	1,43 bis 1,59 mm	2,65 bis 2,82 mm

Von ausgewählten inserierten MI wurden Längsschnitte angefertigt. Bei diesen MI wurde darauf geachtet, dass sie sich nicht gegenseitig in unmittelbarer Nähe zueinander befanden. Es war notwendig, dass ein Knochenrand von 1 cm nach dem Schleifprozess bei jeder MI erhalten bleibt.

Für die Pilotbohrungen, die direkt vor der Insertion der MI gefertigt wurden, ist ein Chirurgie-Winkelstück (S-Max SG20, NSK Europe GmbH, Eschborn) genutzt worden. Das Ziel der Pilotbohrung besteht im Durchbohren der Kortikalis. Sie ermöglicht nicht nur die Insertion auch bei hohen Knochendichten. Zusätzlich werden zu hohe Eindrehmomente vermieden, die zu Spannungen im Knochen und Nekrosen führen können. Für den tomas®-pin wird eine Vorbohrtiefe von 4 mm empfohlen. Die Hersteller der MI OrthoEasy® und Quattro® mini geben keine Tiefen für die Pilotbohrung an. Die Arbeitslängen der Pilotbohrer für tomas®-pin und OrthoEasy® sind ohnehin nur 4 mm. So sind für alle MI Pilotbohrungen mit einer Tiefe von 4 mm gefertigt worden. Da das Vorbohren ohne Kühlung durchgeführt wurde und eine Überhitzung des umliegenden Gewebes dringend vermieden werden musste, wurde mit einer niedrigen Geschwindigkeit von 80 U/min gearbeitet. Diese Geschwindigkeit entspricht dem klinischen Insertionsprotokoll für MI der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universitätsmedizin Rostock.

Die Messung der maximalen Ein- und der minimalen Ausdrehmomente (jeweils n = 10 pro MI-Modell und Kortikalisdicke) erfolgte analog zum Insertions- bzw. Explantationsprozess, wie er für die Untersuchungen im künstlichen Knochenmodell beschrieben wurde. Beispielhaft zeigt Abb. 10 ein Knochenstück, welches sich im Drehmomentprüfstand befindet. Es sind bereits einige MI an Positionen inseriert worden, die die geeigneten Kortikalisdicken und Knochendichten aufweisen.

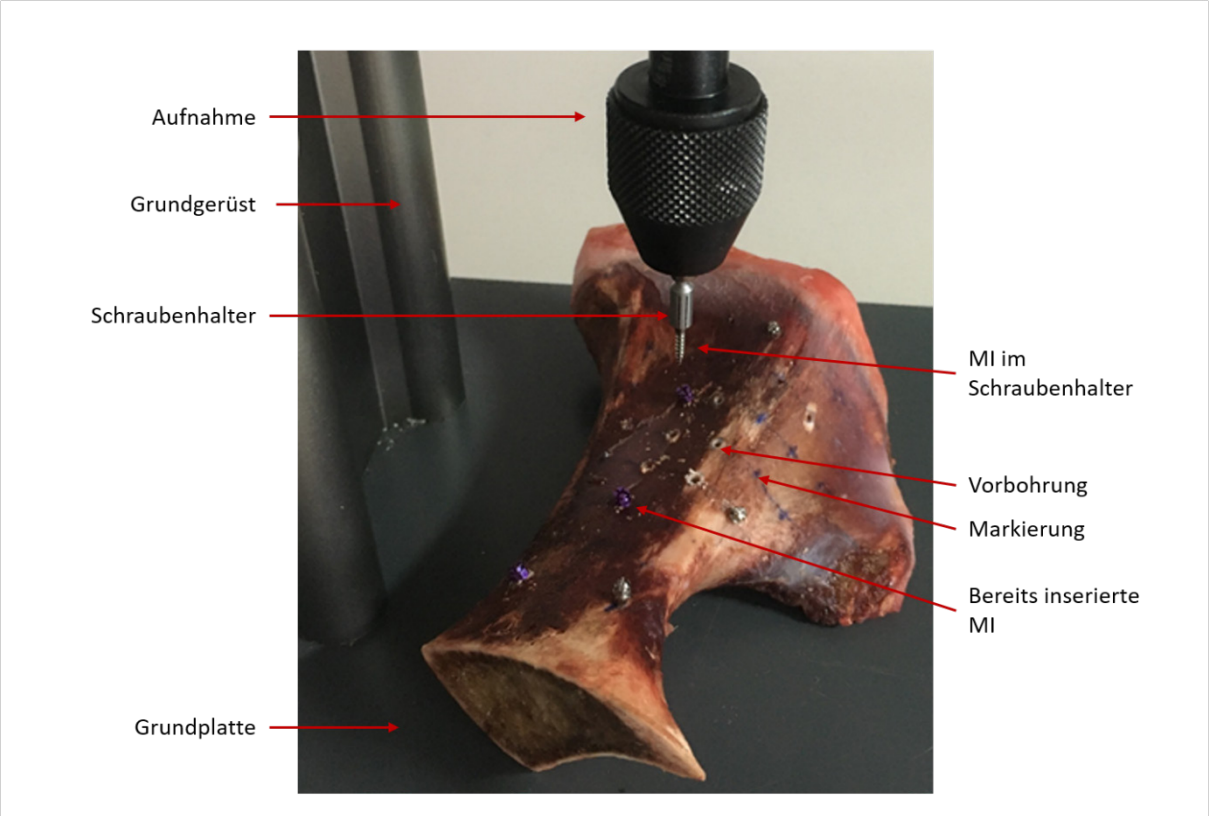


Abb. 10 Messung der Ein- und Ausdrehmomente am Beckenkamm

An den Insertionsprozess schloss sich eine erneute CT-Aufnahme der Knochen mit den inserierten Schrauben an. Dabei wurden die Schrauben auf Brüche, Risse und Verformungen hin untersucht. Auch Auffälligkeiten in dem die Schrauben umgebenden Knochen wurden dokumentiert. Für die Hälfte der MI (n = 5 pro MI-Modell und Kortikalisdicke) sind die minimalen Ausdrehmomente erhoben worden. Zusätzlich wurden die explantierten Schrauben im Stereozoom von zwei Seiten (um 180° gedreht) auf Auffälligkeiten untersucht und dokumentiert.

Von einem weiteren Teil der inserierten Schrauben (n = 2 pro MI-Modell und Kortikalisdicke) wurden Längsschliffe zur morphologischen Betrachtung im Stereozoom angefertigt. Die ausgewählten MI wurden mit einem Knochenrand von 1 cm mithilfe einer Säge aus dem Beckenkammknochen präpariert. Die Lagerung der Präparate erfolgte in 0,9%iger NaCl-Lösung, die mit 2,5% Glutardialdehyd versetzt war. Die Einbettung der Proben erfolgte mittels eines Zweikomponentenepoxidharzsystem für Kalteinbettung (EpoThin 2 Harz und Härter, Buehler, ITW-Test & Measurement GmbH, Esslingen Deutschland). Die eingebetteten Proben lagerten zur Aushärtung drei Tage bei 7 bis 8 °C, wobei eine horizontale Platzierung der Proben in den Einbettformen für den späteren Längsschliff angestrebt wurde. Die eingebetteten Proben wurden im Längsschliff mithilfe einer halbautomatischen Schleifmaschine (TegraPol-15 mit TegraForce-1 Probenbeweger, Struers GmbH, Willich

Deutschland) bearbeitet. Als Schleifmedium kam Siliciumcarbidnassschleiffolie mit folgenden Körnungen zum Einsatz: P # 120, 320, 500, 1000, 2000, 4000 nach FEPA (Federation of European Producers of Abrasives) (Firma Struers GmbH, Willich, Deutschland). In den Körnungen P # 120, 320 und 500 wurde der Probenhalter mit 300 U/min bewegt und die Andruckkraft betrug 20 N. Bei den feineren Körnungen P # 1000, 2000 und 4000 wurden 250 U/min und 30 N verwendet. Wasser diente während des Schleifvorgangs als Kühlmedium und zum Abtransport der Schleifpartikel. Nach dem Endschleifschritt mit P # 4000 wurden die Proben mit destilliertem Wasser und anschließend mit Ethanol gereinigt. Die Analyse der Längsschnitte erfolgte im Stereomikroskop, wie schon beschrieben. Auch diese Schrauben wurden auf Risse, Brüche und Verformungen und der umliegende Knochen auf Auffälligkeiten hin untersucht.

Die morphologische Betrachtung der explantierten Schrauben entsprach dem Protokoll für die Betrachtung der inserierten Schrauben. Zusätzlich wurde ein Filter SZX2-AN (Olympus Corporation, Tokyo, Japan) angewendet. Alle Schrauben wurden von zwei Seiten (um 180° rotiert) betrachtet und dokumentiert.

Abschließend sollte der individuelle Einfluss des Operateurs untersucht werden. Dazu wurden von drei Operateuren (Autorin und zwei weitere männliche Zahnärzte) insgesamt 15 MI des Modells Quattro® mini (n = 5 pro Operateur) in einen Beckenkamm inseriert und explantiert. Wie bereits beschrieben erfolgte währenddessen die Messung der Ein- und Ausdrehmomente. Die Vorbereitung der Insertionsstellen erfolgte analog zu den beschriebenen Insertionsversuchen. Es wurden Positionen im Knochen ausgewählt, die eine mittlere Kortikalisdicke von 1 mm (Spanne von 0,9 bis 1,0 mm) und ähnlicher Knochendichte aufwiesen.

3.6 STATISTIK

Die statistische Analyse der Ergebnisse erfolgte mithilfe der Software IBM SPSS Statistics Version 25 (IBM, Chicago, USA). Die deskriptive Analyse aller metrischen Variablen umfasste Mittelwert, Median, Maximum und Minimum sowie die Streuungsmaße Standardabweichung, Interquartilabstand und das 95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert. Zur Beurteilung der Normalverteilung wurden Normalverteilungsdiagramme erstellt und der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Zur Beurteilung der Varianzenhomogenität wurde der Levane-Test durchgeführt. Ab einem $p \leq 0,05$ wurden Abweichungen als statistisch signifikant angesehen. Bei multiplen Tests kam es zur Korrektur des Signifikanzniveaus nach Bonferroni-Holm.

Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Mittelwerten der maximalen Eindrehmomente bzw. der minimalen Ausdrehmomente in drei Gruppen (drei Schraubentypen, drei Kortikalisdicken, drei Operateure) wurde bei gleichen Varianzen und normalverteilten Gruppen mit dem ANOVA-Test bestimmt.

Post-hoc-Test nach Bonferroni wurde für paarweise Vergleiche der Gruppen durchgeführt.

Wenn nicht alle drei Gruppen normalverteilt waren, bzw. wenn deren Varianzen ungleich waren, wurden der Kruskal-Wallis-Test sowie paarweise Vergleiche durchgeführt.

Um die Richtung und Stärke des Zusammenhangs zwischen der Kortikalisdicke, Kortikalisdichte, den einzelnen Parametern der Schraubengeometrie und den maximalen Eindrehmomenten und minimalen Ausdrehmomenten zu bestimmen, wurde die Spearman-Rangkorrelationsanalyse durchgeführt. Die Spearman-Rangkorrelationsanalyse wurde ebenfalls durchgeführt, um die Richtung und Stärke des Zusammenhangs zwischen den maximalen Eindrehmomenten und den minimalen Ausdrehmomenten zu überprüfen.

IV. ERGEBNISSE

Die experimentellen Versuche sollten Aufschluss über den Einfluss der Knocheneigenschaften in Form von Kortikalisdicke und -dichte sowie der einzelnen Parameter der Schraubengeometrie auf die Ein- und Ausdrehmomente von MI geben. Zusätzlich sollte ermittelt werden, welche Unterschiede es zwischen den Drehmomenten gibt, wenn die Insertionen durch verschiedene Personen durchgeführt werden.

4.1 VERMESSUNG DER SCHRAUBEN

Tab. 8 Ergebnisse der Schraubenvermessung

Parameter der Schraubengeometrie	OrthoEasy®		Quattro® mini		tomas®-pin	
	Maß	SD	Maß	SD	Maß	SD
Gesamtlänge (mm)	11,53	0,06	10,93	0,02	11,98	0,03
Gewindelänge (mm)	7,49	0,05	7,95	0,03	7,58	0,03
Länge AoG (mm)	0,79	0,02	1,27	0,04	0,84	0,12
Durchmesser AoG (mm)	1,83	0,02	1,49	0,00	1,58	0,01
Außendurchmesser (mm)	1,71	0,03	1,45	0,01	1,60	0,01
Innendurchmesser (mm)	1,22	0,00	1,00	0,01	1,12	0,00
Durchmesser AoG - Innendurchmesser (mm)	0,61	0,02	0,49	0,00	0,46	0,01
Gewindetiefe (mm)	0,49	0,03	0,44	0,01	0,48	0,01
Gewindesteigung (mm)	0,82	0,01	0,62	0,01	0,87	0,02
Flankenwinkel (°)	45,40	0,91	31,24	1,21	45,30	1,78
Spitzenwinkel (°)	42,23	0,42	29,13	1,04	27,72	0,63
Anzahl der Gewindegänge	9	0	12	0	8	0

SD – Standardabweichung

AoG - Abschnitt ohne Gewinde

signifikanter Unterschied zwischen OrthoEasy® und Quattro® mini ($p \leq 0,05$)

signifikanter Unterschied zwischen OrthoEasy® und tomas®-pin ($p \leq 0,05$)

signifikanter Unterschied zwischen Quattro® mini und tomas®-pin ($p \leq 0,05$)

Die statistische Analyse der Messungen der Schraubengeometrie von jedem Typ mit n = 3 (Tab. 8) ergab signifikante Unterschiede der Parameter der Schraubengeometrie. Davon ausgenommen waren die Länge des Abschnitts ohne Gewinde, der Gewindetiefe und des Flankenwinkels. Mithilfe von paarweisen Vergleichen aus dem Kruskal-Wallis-Test heraus wurde ermittelt, zwischen welchen Schraubentypen der Unterschied besteht.
Das Gewinde des OrthoEasy® war signifikant kürzer als das von Quattro® mini, hatte jedoch einen größeren Außen-, Innen- und AoG- (Abschnitt ohne Gewinde) Durchmesser, eine größere Steigung und einen höheren Spitzenwinkel.
Tomas®-pin war länger als Quattro® mini, das Gewinde war jedoch kürzer. Tomas®-pin zeigte eine höhere Steigung und eine geringere Anzahl der Gewindegänge (8 im Vergleich zu 12).
OrthoEasy® und tomas®-pin unterschieden sich signifikant lediglich in der Differenz des Durchmessers des Abschnitts ohne Gewinde und des Innendurchmessers und in dem Spitzenwinkel. Beide Parameter waren höher bei OrthoEasy®.

4.2 ERGEBNISSE DER MESSUNGEN IM KUNSTKNOCHEN

Die Drehmomentmessungen im Kunstknochen ergaben für die drei Mi-Modelle maximale Eindrehmomente zwischen 12,7 Ncm und 21,7 Ncm (MW = 18,4 ± 2,3 Ncm) und minimale Ausdrehmomente zwischen -17,7 Ncm und -6,7 Ncm (MW = -11,7 ± 3,2°Ncm). Der höchste Median für die maximalen Eindrehmomente betrug 19,9 Ncm (IQR = 2,6 Ncm) bei der Schraube Quattro® mini und der kleinste Median von 16,7 Ncm (IQR = 4,1 Ncm) für die Schraube tomas®-pin (siehe Abb. 11). Für die minimalen Ausdrehmomente wurde der höchste Wert für den Median mit -8,7 Ncm (IQR = 4,9 Ncm) für die Schraube Quattro® mini und der niedrigste Wert für den Median mit -12,9 (IQR = 5,2 Ncm) für die Schraube OrthoEasy® festgestellt. Die statistische Analyse ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den Ausdrehmomenten bei den OrthoEasy® und Quattro® mini ($p = 0,013$). Es konnte keine signifikante Korrelation zwischen den Ein- und Ausdrehmomenten im Kunstknochen festgestellt werden ($p = 0,81$, $r = -0,1$).

4.3 ERGEBNISSE DER MESSUNGEN IM PORCINEN BECKENKAMM: VERSUCH MIT DREI KORTIKALISDICKEN UND DREI SCHRAUBENTYPEN

Die ermittelten maximalen Eindrehmomente (Tab. 10 bis 12 im Anhang) bewegten sich im Bereich von 6,8 bis 50,6 Ncm (MW = 20,2 ± 10,1 Ncm). Das höchste maximale Eindrehmoment wurde für die Schraube OrthoEasy® bei einer Kortikalisdicke von 2,8 mm mit dem Median von 39,2 Ncm (IQR = 10,8 Ncm) ermittelt. Das niedrigste maximale Eindrehmoment wurde mit dem Median 10,2 Ncm (IQR = 3,5 Ncm) für die Schraube tomas®-pin bei einer Kortikalisdicke von 0,8 mm ermittelt.

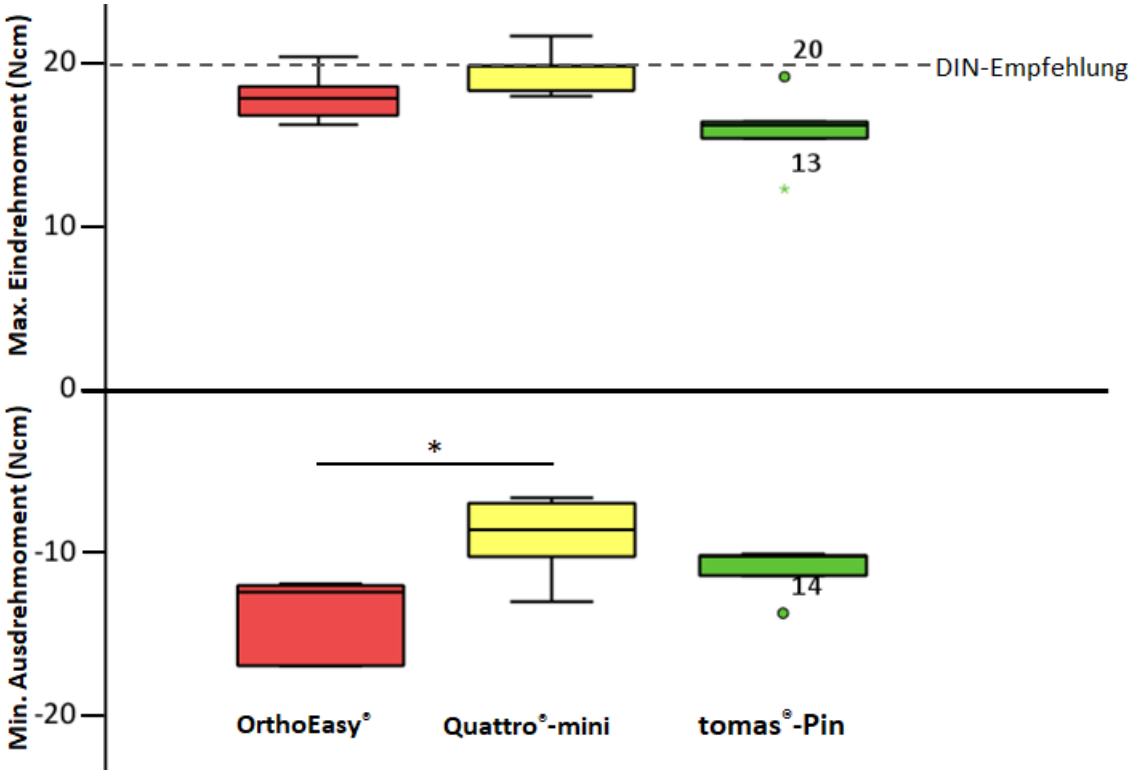


Abb. 11 Maximale Eindrehmomente und minimale Ausdrehmomente im Kunstknochen (*: p ≤ 0,05)

Die anschließende Messung der minimalen Ausdrehmomente (Tab. 10 bis 12 im Anhang) stellte Werte von -58,8 bis -3,5 Ncm (MW = -20,3 ± 15,9 Ncm) fest. Das höchste minimale Ausdrehmoment wurde für das MI-Modell tomas®-pin bei einer Kortikalisdicke von 0,8 mm mit dem Median -5,3 Ncm (IQR = 3,1 Ncm) ermittelt. Die Vermessung ergab das niedrigste minimale Ausdrehmoment mit dem Median von -50,4 Ncm (IQR = 24,7 Ncm) für das MI-Modell OrthoEasy® bei einer Kortikalisdicke von 2,8 mm.

4.3.1 EINFLUSS DER KORTIKALISDICKE AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE

Bei dem MI-Modell OrthoEasy® wurde das höchste Eindrehmoment für die Kortikalisdicke 2,8 mm mit dem Median von 39,2 Ncm (IQR = 10,8) gemessen (Abb. 12). Der kleinste Median betrug 14,20 Ncm (IQR = 7,8 Ncm) für die Kortikalisdicke 0,8 mm. Dabei ergab die statistische Analyse signifikante Unterschiede zwischen der Kortikalisdicke 0,8 mm und 2,8 mm sowie zwischen den Kortikalisdicken 1,5 mm und 2,8 mm (jeweils p = 0,000). Ein signifikanter Unterschied konnte ebenfalls zwischen den Kortikalisdicken 0,8 mm und 1,5 mm festgestellt werden (p = 0,050). Mit p = 0,002 zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den minimalen Ausdrehmomenten für die Kortikalisdicken 0,8 mm (Median -9,4 Ncm bei IQR = 3,4 Ncm) und 2,8 mm Median -50,4 Ncm (IQR = 24,7 Ncm). Hingegen waren für die

minimalen Ausdrehmomente die Unterschiede zwischen den Kortikalisdicken 0,8 mm und 1,5 mm (p = 0,1) und zwischen 1,5 mm und 2,8 mm (p = 0,11) nicht statistisch signifikant.

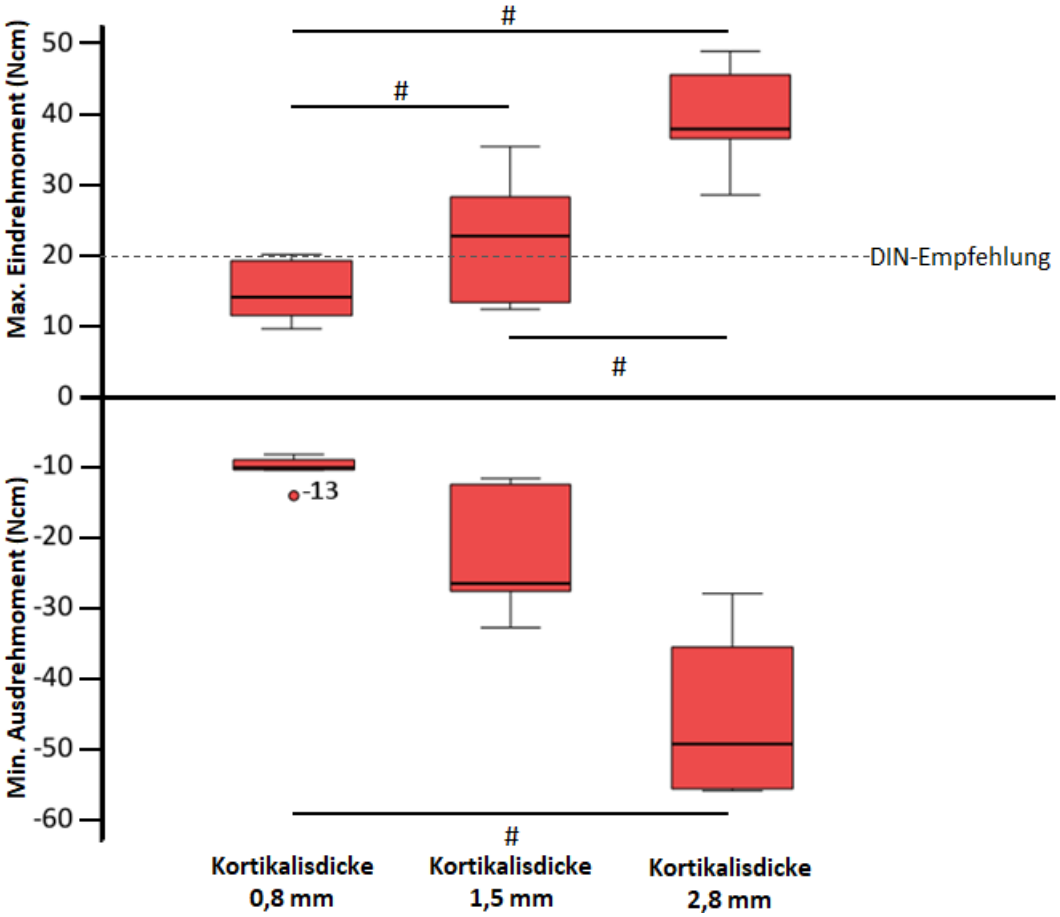


Abb. 12 MI-Modell OrthoEasy®: Maximale Eindrehmomente und minimale Ausdrehmomente in Abhängigkeit der drei Kortikalisdicken (# p ≤ 0,05)

Bei dem MI-Modell Quattro® mini wurde das höchste Eindrehmoment ebenfalls für die Kortikalisdicke 2,8 mm mit dem Median von 22,0 Ncm (IQR = 8,3 Ncm) gemessen (Abb. 13) Der kleinste Median betrug 11,4 Ncm (IQR = 5,6 Ncm) für die Kortikalisdicke 0,8 mm. Für das MI-Modell Quattro® mini ergaben sich statistisch signifikante Unterschiede bei den maximalen Eindrehmomenten zwischen den Kortikalisdicken 0,8 mm und 2,8 mm (p = 0,000) und zwischen 1,5 und 2,8 mm (p = 0,043) (Abb. 13).

Der niedrigste Median der minimalen Ausdrehmomente wurde mit -50,4 Ncm (IQR = 24,7 Ncm) für die Kortikalisdicke 2,8 mm gemessen. Der höchste Median von -9,2 Ncm (IQR = 6,8 Ncm) wurde hingegen für die Kortikalisdicke 0,8 mm festgestellt. Die Unterschiede erwiesen sich jedoch als nicht signifikant (p = 0,26).

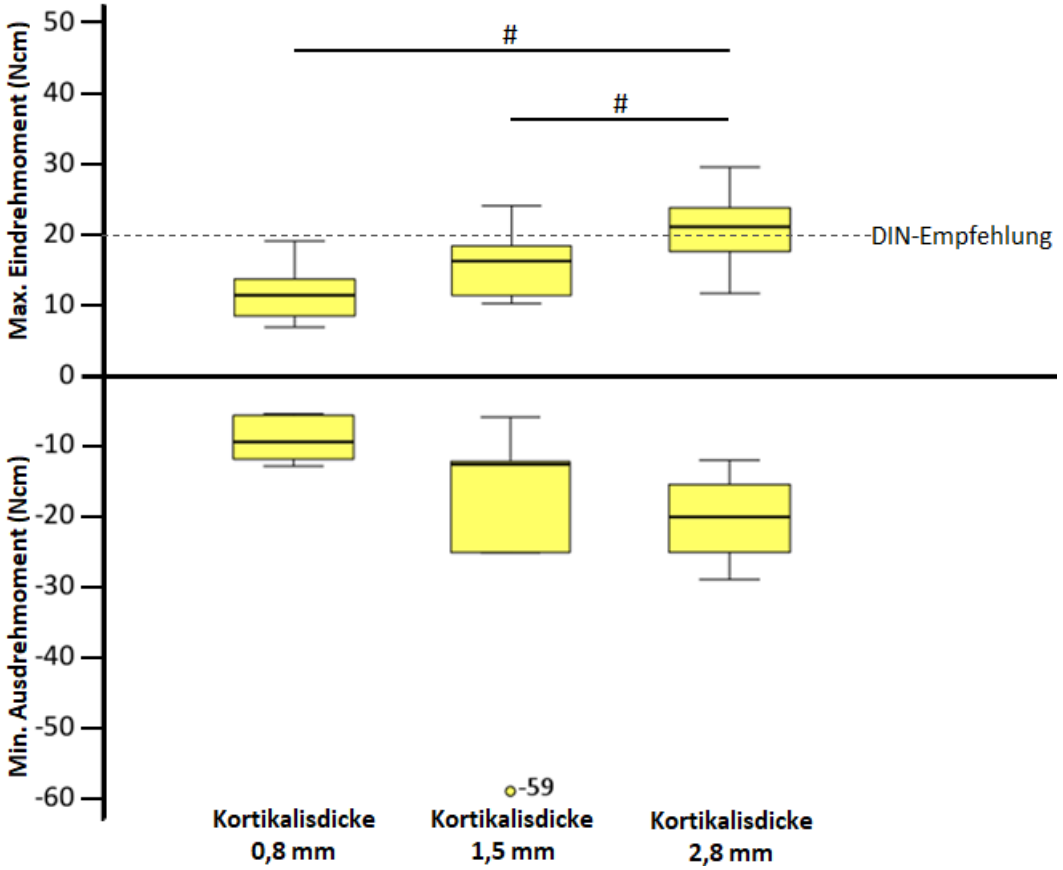


Abb. 13 MI-Modell Quattro® mini: Maximale Eindrehmomente und minimale Ausdrehmomente in Abhängigkeit der drei Kortikalisdicken (# p ≤ 0,05)

Der Median der maximalen Eindrehmomente für das MI-Modell tomas®-pin bewegte sich im Bereich 10,2 Ncm (IQR = 3,5 Ncm) für die Kortikalisdicke 0,8 mm bis 27,2 Ncm (IQR = 7,4 Ncm) für die Kortikalisdicke 2,8 mm (Abb. 14). Die Unterschiede zwischen den Kortikalisdicken erwiesen sich mit p = 0,00 zwischen 0,8 mm und 1,5 mm; p = 0,03 zwischen 1,5 mm und 2,8 mm sowie p =0,00 zwischen 0,8 mm und 2,8 mm als statistisch signifikant.
Der Median der minimalen Ausdrehmomente war für die Kortikalisdicke 0,8 mm mit -5,3 Ncm (IQR = 3,1 Ncm) am höchsten und für die Kortikalisdicke 2,8 mm mit -50,4 Ncm (IQR = 24,7 Ncm) am niedrigsten. Dabei waren die Unterschiede zwischen der Kortikalisdicke 0,8 mm und 2,8 mm mit p = 0,00 und zwischen der Kortikalisdicke 1,5 mm und 2,8 mm mit p = 0,01 statistisch signifikant. Der Unterschied zwischen der Kortikalisdicke 0,8 mm und 1,5 mm erwies sich hingegen mit p = 0,33 als statistisch nicht signifikant.

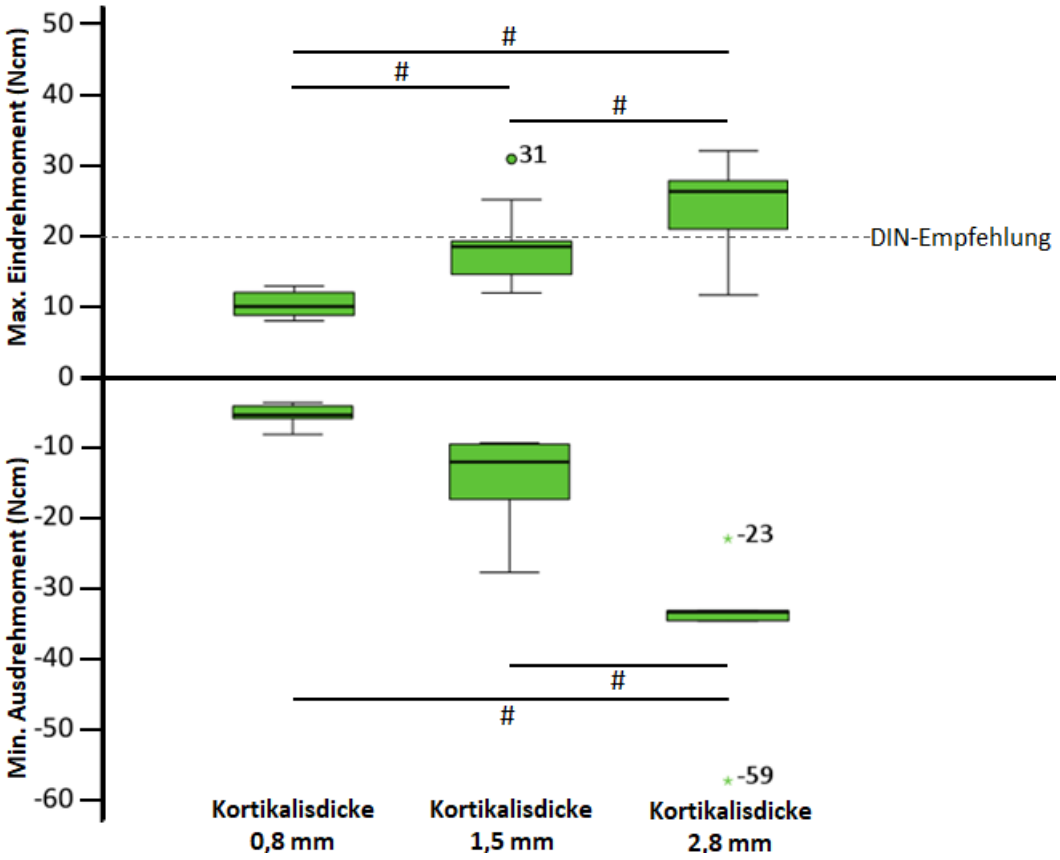


Abb. 14 MI-Modell tomas®-pin: Maximale Eindrehmomente und minimale Ausdrehmomente in Abhängigkeit der drei Kortikalisdicken (# p ≤ 0,05)

4.3.2 EINFLUSS DER KORTIKALISDICHTE AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE

Im Anschluss sollte der Einfluss der Kortikalisdichte auf die Drehmomente ermittelt werden. Die CT-Messungen der Kortikalisdichte ergaben einen MW von 1090,9 HU. Der kleinste Wert betrug 65,0 und der größte 1639,0 HU. Die statistische Auswertung ergab eine starke positive Korrelation zwischen den maximalen Eindrehmomenten und der Kortikalisdichte (r_S = 0,7; p =0,000; n = 90). Eine exponentielle Regression mit der Formel $y = 6{,}773972561122952 \times e^{0{,}0008953541551934588\,x}$ wurde als Modell dieses Zusammenhangs vorgeschlagen (Abb. 15). Die Analyse ergab ebenfalls einen deutlichen negativen Zusammenhang zwischen den minimalen Ausdrehmomenten und der Kortikalisdichte (r_S = -0,6; p =0,000; n = 43).

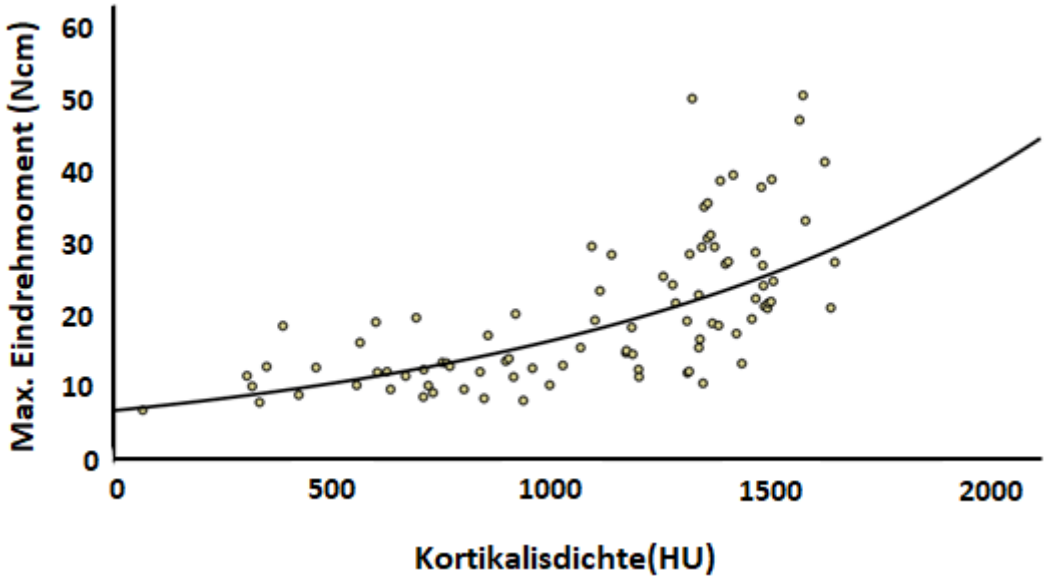


Abb. 15 Das maximale Eindrehmoment in Abhängigkeit von der Kortikalisdichte (r_S = 0,7; p =0,000; n = 90); Exponentielle Regression als Modell der Abhängigkeit (R^2 = 0,5; p = 0,000; n = 90; $y = 6{,}773972561122952 \times e^{0{,}0008953541551934588\,x}$)

4.3.3 ZUSAMMENHANG ZWISCHEN DEN MAXIMALEN EINDREHMOMENTEN UND DEN MINIMALEN AUSDREHMOMENTEN.

Die maximalen Eindrehmomente und die minimalen Ausdrehmomente korrelierten stark negativ miteinander (r_S = -0,8; p =0,000; n = 43). Als Model dieses Zusammenhangs wird eine einfache lineare Regression mit der Formel $y = 5{,}6 - 1{,}3x$ (R^2 = 0,6; p = 0,000) vorgeschlagen (Abb. 16).

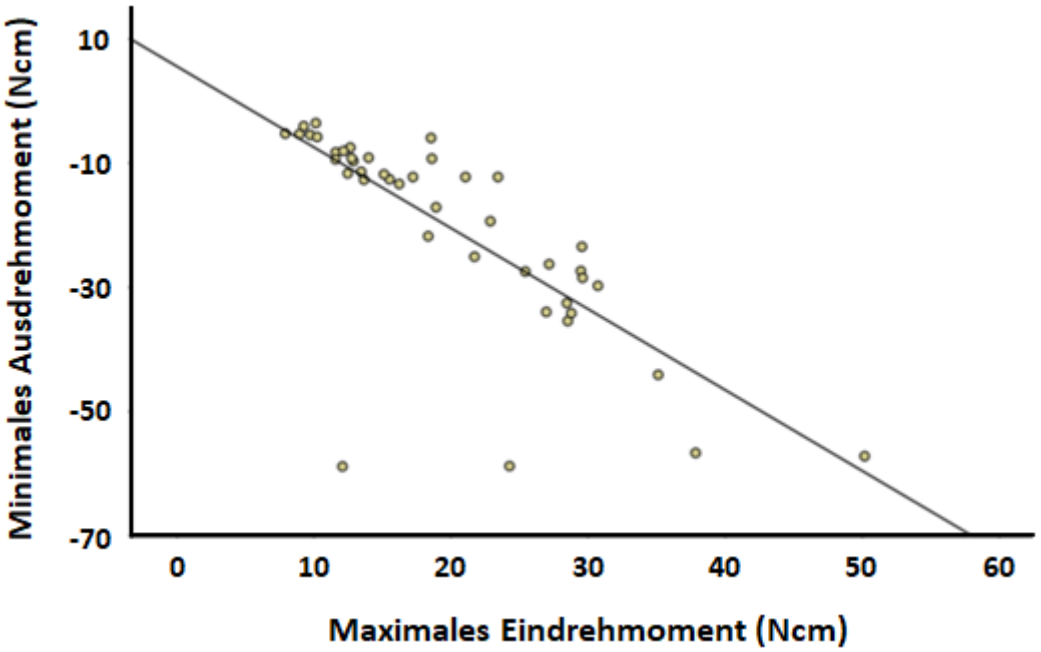


Abb. 16 Das minimale Ausdrehmoment in Abhängigkeit vom maximalen Eindrehmoment (r_S = - 0,8; p =0,000; n = 43), einfache lineare Regression als Modell dieser Abhängigkeit (R^2 = 0,6; p = 0,000; $y = 5{,}6 - 1{,}3x$)

4.3.4 UNTERSCHIEDE DER DREHMOMENTE ZWISCHEN DREI MI-MODELLEN

Anhand der ermittelten Drehmomente wurde im Anschluss untersucht, ob sich die MI-Typen hinsichtlich der maximalen Eindrehmomente und der minimalen Ausdrehmomente unterscheiden. Dies wurde für alle drei untersuchten Kortikalisdicken überprüft.

Die Messungen bei Kortikalisdicke 0,8 mm (siehe Abb. 17) ergaben maximale Eindrehmomente von 6,8 bis 20,2 Ncm (MW = 12,3 ± 3,7 Ncm). Der größte Median betrug für das MI-Modell OrthoEasy® 4,2 Ncm (IQR = 7,8 Ncm) und der kleinste Median 10,2 Ncm (IQR = 3,5 Ncm) für das MI-Modell tomas®-pin. Für Quattro® mini wurde ein Median von 11,4 (IQR = 5,6) festgestellt.

Die minimalen Ausdrehmomente bei der Kortikalisdicke 0,8 mm bewegten sich im Bereich von -13,3 bis -3,5 Ncm (MW = -7,9 ± 3,1 Ncm). Das niedrigste Ausdrehmoment wurde für OrthoEasy® mit einem Median -9,4 (IQR = 3,7) und das höchste Ausdrehmoment für tomas®-pin mit einem Median von -5,3 Ncm (IQR = 3,1 Ncm) gemessen. Das minimale Ausdrehmoment für Quattro® mini betrug -9,2 Ncm (IQR = 6,8 Ncm).

Für die Kortikalisdicke 0,8 mm konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den MI-Modellen OrthoEasy® und tomas®-pin (p = 0,012; r = 0,5) festgestellt werden. Zwischen tomas®-pin und Quattro® mini (p = 0,54) und zwischen Quattro® mini und OrthoEasy®

(p = 0,057) waren die Unterschiede nicht signifikant. Auch in Bezug auf die minimalen Ausdrehmomente bei einer Kortikalisdicke von 0,8 mm konnte mit einem p-Wert von p = 0,049 kein relevanter Unterschied festgestellt werden.

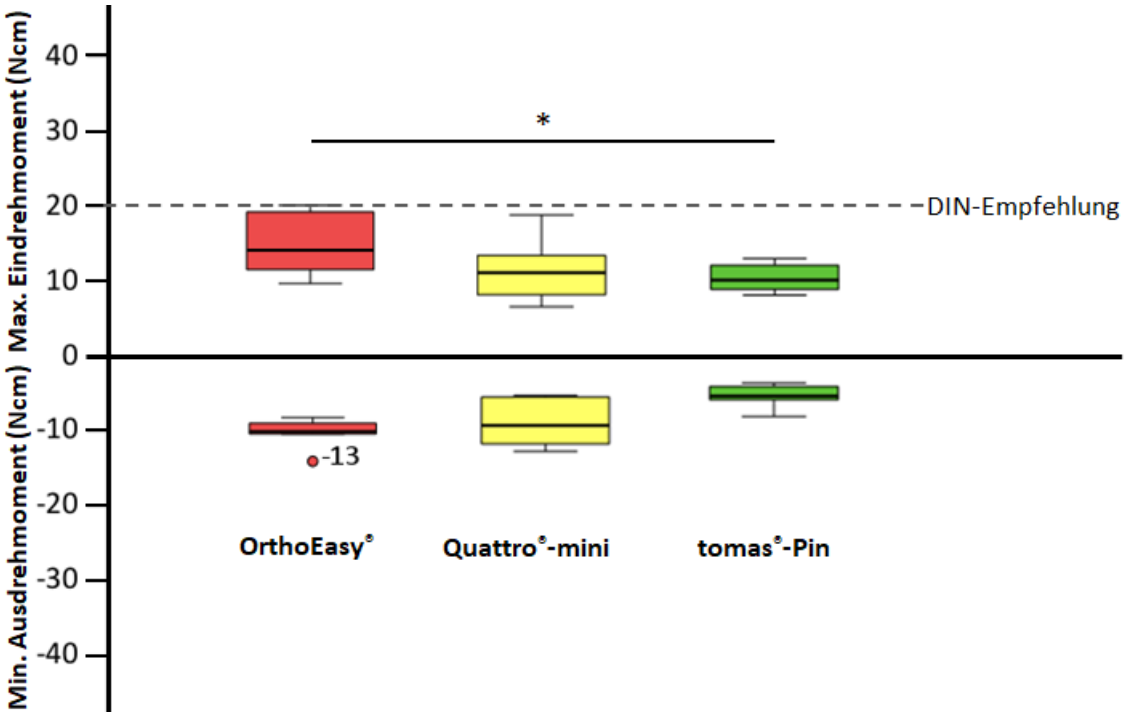


Abb. 17 Maximale Eindrehmomente und minimale Ausdrehmomente bei Kortikalisdicke 0,8 mm (* p ≤ 0,05)

Die Messungen bei der Kortikalisdicke 1,5 mm (Abb. 18) ergaben maximale Eindrehmomente von 10,3 bis 35,6 Ncm (MW = 19,0 ± 6,7 Ncm). Der größte Median betrug für OrthoEasy® 22,9 Ncm (IQR 15,3 Ncm) und der kleinste Median 16,4 Ncm (IQR = 8,1 Ncm) für Quattro® mini. Für den tomas®-pin betrug der Median 18,8 Ncm (IQR = 6,4 Ncm).

Bei der Kortikalisdicke 1,5 mm konnten minimale Ausdrehmomente von -58,8 bis-5,9 Ncm (MW = -19,9 ± 13,6 Ncm) festgestellt werden. Der niedrigste Median für das minimale Ausdrehmoment betrug für OrthoEasy® -26,3 Ncm (IQR = 18,2 Ncm) und der höchste Median für tomas®-pin -11,8 Ncm (IQR = 13,1 Ncm). Für Quattro® mini wurden minimale Ausdrehmomente mit dem Median -12,6 Ncm (IQR = 32,8) festgestellt.

Mit den p-Werten von p = 0,01 für die maximalen Eindrehmomente und p = 0,634 für die minimalen Ausdrehmomente konnten bei der Kortikalisdicke 1,5 mm keine signifikanten Unterschiede zwischen den Drehmomenten für die drei MI-Modelle festgestellt werden.

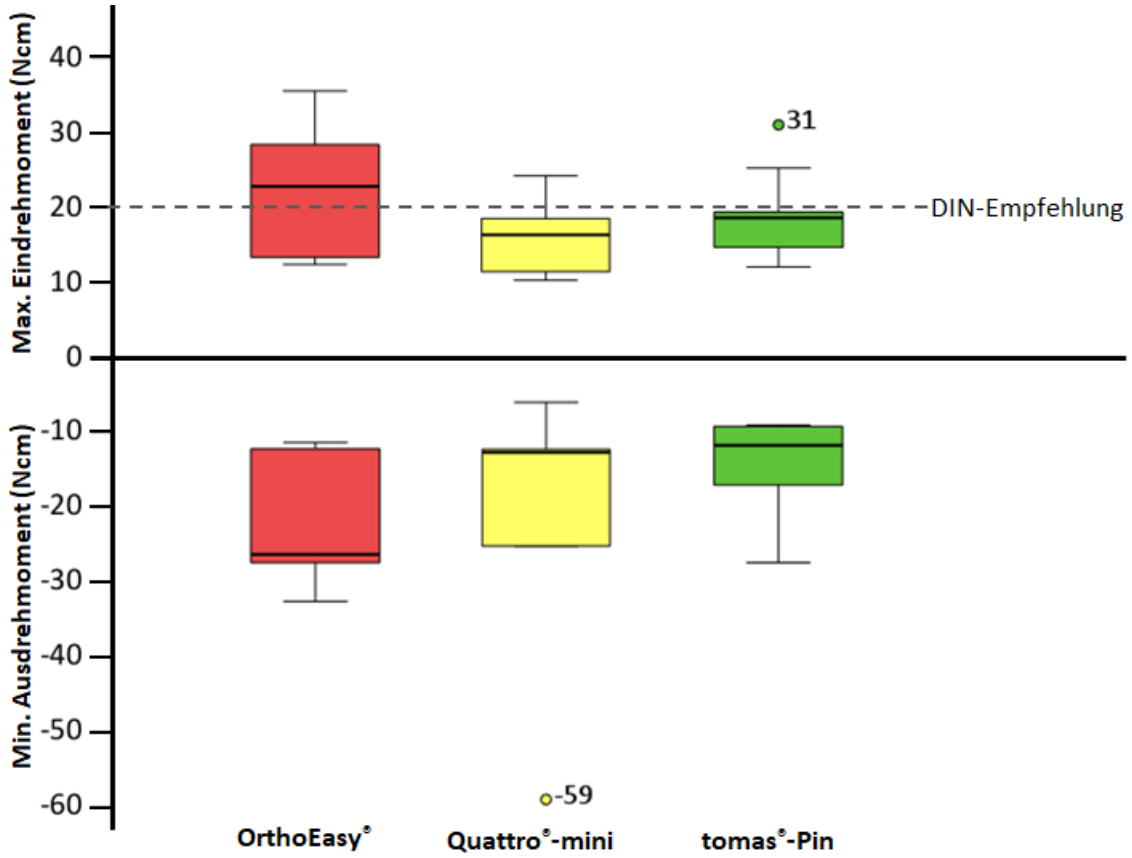


Abb. 18 Maximale Eindrehmomente und minimale Ausdrehmomente bei Kortikalisdicke 1,5 mm

Bei der Kortikalisdicke 2,8 mm (Abb. 19) wurden maximale Eindrehmomente von 12,1 bis 50,6 Ncm (MW = 29,2 ± 0,4 Ncm) gemessen. Dabei betrug der größte Median 39,2 Ncm (IQR =11,0 Ncm) für OrthoEasy® und der niedrigste Median 22,0 Ncm (IQR = 8,3 Ncm) Quattro® mini. Für den tomas®-pin wurde ein maximales Eindrehmoment mit dem Median von 27,2 Ncm (IQR = 7,4 Ncm) festgestellt.

Die minimalen Ausdrehmomente bei der Kortikalisdicke von 2,8 mm bewegten sich im Bereich von -58,8 bis -12,2 Ncm (MW = -35,0 ± 15,2 Ncm). Der niedrigste Median für das minimale Ausdrehmoment für OrthoEasy® – 50,4 Ncm (IQR = 24,9 Ncm) und der höchste -20,6 Ncm (IQR = 13,8 Ncm) für Quattro® mini. Für tomas®-pin wurden minimale Ausdrehmomente mit dem Median von -34,2 Ncm (IQR = 18,4 Ncm) gemessen.

Bei der Kortikalisdicke 2,8 mm konnten signifikante Unterschiede der Eindrehmomente zwischen den MI-Modellen OrthoEasy® und Quattro® mini sowie OrthoEasy® und tomas®-pin (jeweils p = 0,000) festgestellt werden. Die Analyse der minimalen Ausdrehmomente zeigte für die Kortikalisdicke 2,8 mm einen signifikanten Unterschied zwischen den MI-Modellen OrthoEasy® und Quattro® mini (p = 0,034). Die Unterschiede zwischen OrthoEasy® und tomas®-pin (p = 0,51) sowie zwischen Quattro® mini und tomas®-pin (p = 0,17) erwiesen sich als nicht signifikant.

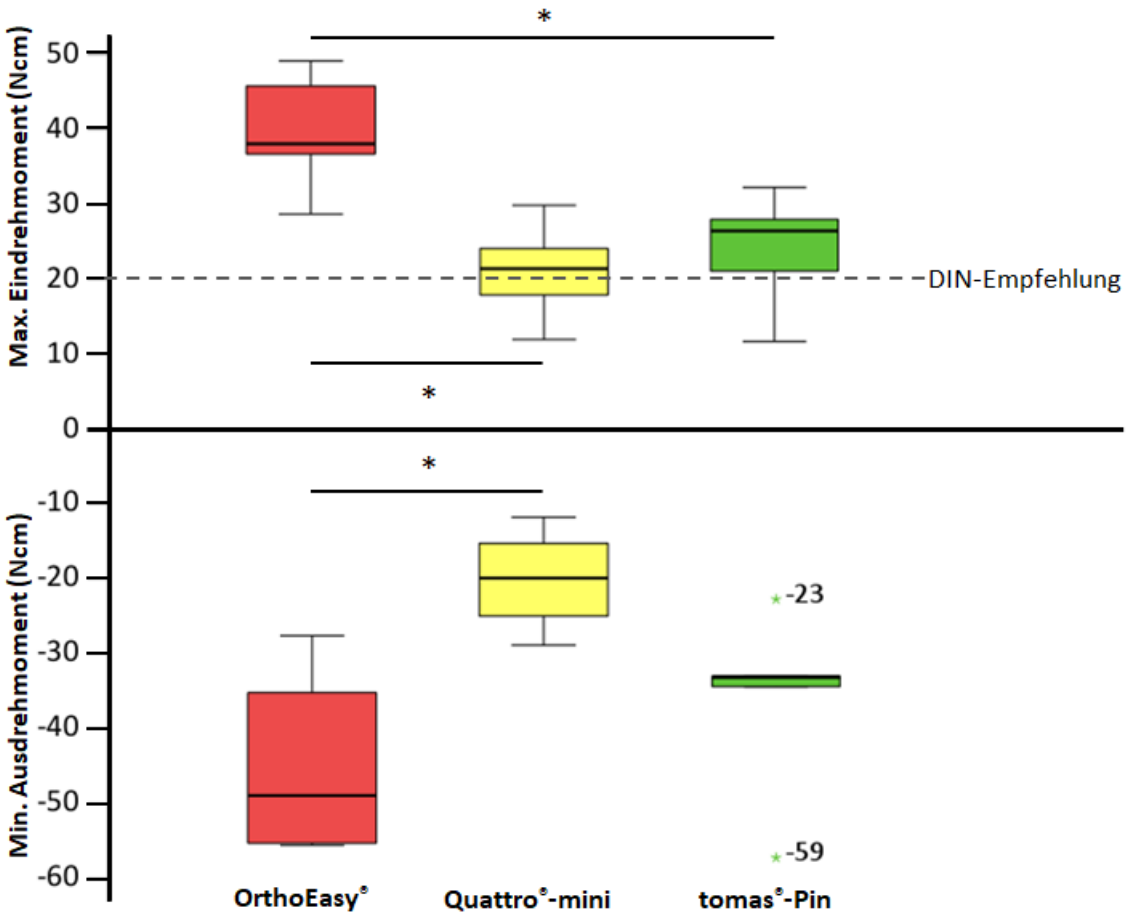


Abb. 19 Maximale Eindrehmomente und minimale Ausdrehmomente bei Kortikalisdicke 2,8 mm (* p ≤ 0,05)

Im Anschluss wurden die Zusammenhänge der einzelnen Parameter der Schraubengeometrie mit den maximalen Eindrehmomenten und den minimalen Ausdrehmomenten überprüft.

4.3.5 EINFLUSS DER PARAMETER DER SCHRAUBENGEOMETRIE AUF DIE DREHMOMENTE

Der Einfluss der Einzelnen Parametern der Schraubengeometrie auf die maximalen Eindrehmomente und auf die minimalen Ausdrehmomente wurde in Tab. 14 (siehe Anhang) dargestellt. In der Untersuchung im Kunstknochen, also im standarisierten Material, stieg das maximale Eindrehmoment mit zunehmender Anzahl der Gewindegänge (r = 0,6; p = 0,01; n = 15). Das maximale Eindrehmoment nahm hingegen mit steigender Gesamtlänge und mit steigender Gewindesteigung des MI ab (r = -0,6; p = 0,01; n = 15). Bei den Parametern Gewindelänge, Länge des AoG (Abschnittes ohne Gewinde) und Flankenwinkel wurde eine positive Korrelation mit dem minimalen Ausdrehmoment festgestellt (r = 0,7; p = 0,007, n = 15). Hingegen standen die Parameter Durchmesser AoG, Außendurchmesser, Innendurchmesser und

Gewindetiefe in einer negativen Korrelation (r = -0,7; p = 0,007; n = 15) mit dem minimalen Ausdrehmoment.

Die Untersuchung im porcinen Beckenkamm bei der Kortikalisdicke 0,8 mm ergab einen positiven Zusammenhang des Parameters AoG-Durchmesser – Innendurchmesser und Spitzenwinkel mit dem maximalen Eindrehmoment (r = 0,5, p = 0,009, n =30) und einen negativen Zusammenhang mit dem minimalen Ausdrehmoment (r = -0,6; p = 0,013; n= 15).

Bei Kortikalisdicke 1,5 mm stieg das maximale Eindrehmoment mit zunehmendem Durchmesser AoG, Außendurchmesser, Innendurchmesser und Flankenwinkel (r =0,4; p = 0,045; n = 30). Das maximale Eindrehmoment stieg hingegen mit der abnehmenden Gewindelänge des MI und mit der abnehmenden Länge AoG (r = -0,4; p = 0,045; n = 30). Bei Kortikalisdicke 1,5 mm ergaben sich keine signifikanten Zusammenhänge der einzelnen Parameter der Schraubengeometrie mit dem minimalen Ausdrehmoment.

Bei den Versuchen bei Kortikalisdicke 2,8 mm stieg das maximale Eindrehmoment zusammen mit den Parametern Durchmesser AoG, Außendurchmesser, Innendurchmesser, Gewindetiefe, Flankenwinkel, (r = 0,8; p = 0,000; n = 30) sowie AoG-Durchmesser – Innendurchmesser und Spitzenwinkel (r = 0,6, p = 0,000; n = 30). Das Eindrehmoment stieg mit abnehmenden Gewindelänge und Länge AoG (r = -0,8; p =0,000; n = 30). Bei der Kortikalisdicke 2,8 mm wurde ein positiver Zusammenhang zwischen dem minimalen Ausdrehmoment und den Perimetern Gewindelänge und Länge AoG (r = 0,7; p = 0,01; n = 13) festgestellt. Eine negative Korrelation mit den minimalen Ausdrehmomenten zeigte sich bei den Parametern Durchmesser AoG, Außendurchmesser, Innendurchmesser, AoG-Durchmesser – Innendurchmesser, Gewindetiefe und Flankenwinkel (r = -0,7; p= 0,010; n = 13).

4.3.6 RADIOLOGISCHE UND VISUELLE BETRACHTUNG DER INSERIERTEN SCHRAUBEN: CT-AUFNAHME UND STEREOZOOM

Bei der radiologischen Betrachtung und Dokumentation im Stereozoom wurden n = 5 Schrauben pro MI-Modell und pro Kortikalisdicke auf Deformationen, Brüche, Risse und Besonderheiten im umgebenden Knochen untersucht. Es konnten keine Schädigungen der Schrauben und keine Besonderheiten im Knochen festgestellt werden. Ein Beispiel für die radiologische Darstellung ist in Abb. 20 zu sehen. Auf dieser Beispielaufnahme einer OrthoEasy®-Schraube, die im Beckenkammknochen mit der Kortikalisdicke von 2,68 mm (gruppiert 2,8 mm) inseriert wurde, sind keine Deformationen der Schraube, keine Brüche, keine Metalabsplitterungen von der Schraube und keine Verbiegung zu sehen. Das Gewinde ist vollständig und intakt. Es kann also festgestellt werden, dass die Schraube nicht verdreht

ist und sich entlang der gewünschten Insertionsachse im Beckenkamm befindet. Für eine noch präzisere Betrachtung der Schrauben wurde der Stereozoom durchgeführt.

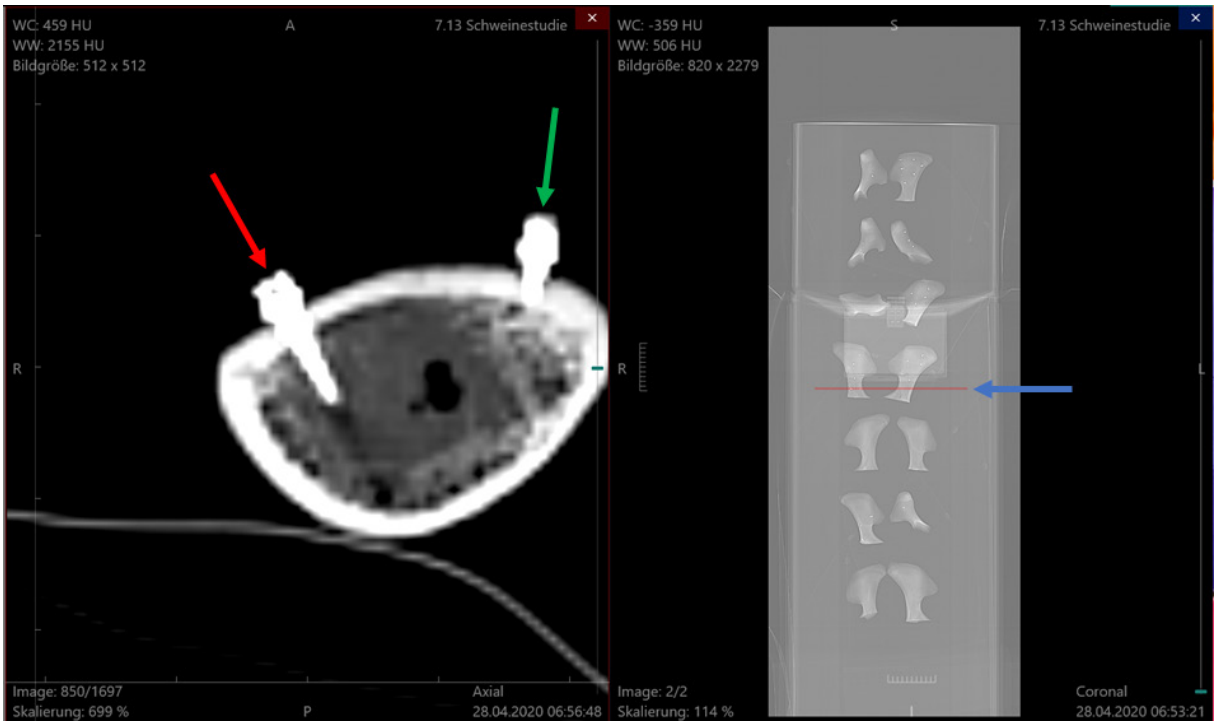


Abb. 20 Beurteilung der Unversehrtheit und Funktionalität der Schrauben: links Radiologische Betrachtung der Schraube OrthoEasy® Nr. 17801 (roter Pfeil); Schraube Nr. 170803 ebenfalls teilweise zu sehen (grüner Pfeil); rechts: die Übersichtsfunktion (Scout): Der rote Strich (blauer Pfeil) zeigt, wie der Querschnitt orientiert ist.

Im Rahmen einer morphologischen Betrachtung und Dokumentation im Stereozoom wurden n = 2 Schrauben pro MI-Modell und pro Kortikalisdicke auf Deformationen, Brüche, Risse und Besonderheiten im umgebenden Knochen untersucht. Weder Schädigungen der Schrauben noch Besonderheiten im Knochen konnten dabei festgestellt werden (Abb. 21). Auf den drei Beispielaufnahmen sind keine Deformationen der Schraube, keine Brüche und keine Verbiegung zu sehen. In dem umgebenden Knochengewebe sind zudem keine Metalabsplitterungen festzustellen. Das Gewinde sowie der die Schraube umgebende Knochen sind als intakt zu beschreiben.

4.3.7 MORPHOLOGISCHE BETRACHTUNG DER EXPLANTIERTEN SCHRAUBEN

Neben den inserierten Schrauben wurden auch n = 5 von den explantierten Schrauben qualitativ visuell betrachtet und im Stereozoom dokumentiert (Abb. 22). Zusätzlich wurden alle Schrauben untersucht, die bei der Insertion bzw. bei der Explantation gebrochen sind (Abb. 23). Dabei wurden alle Schrauben von zwei Seiten betrachtet und fotografiert. Dazu wurde die Schraube nach der ersten Aufnahme um 180° um die Längsachse rotiert. Außer bei den drei

Schraubenbrüchen konnten keine Deformierungen und Risse der Schrauben festgestellt werden.

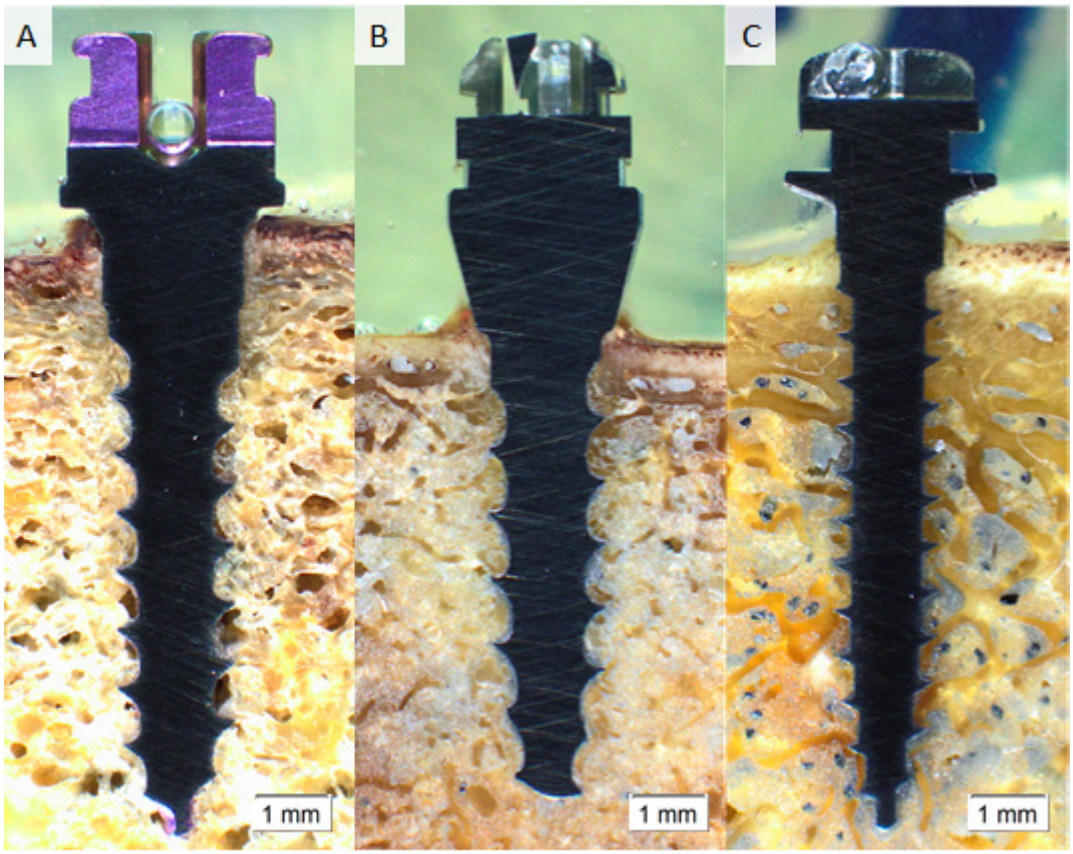


Abb. 21 Morphologische Betrachtung der inserierten Schrauben im Stereozoom (Objektiv x1,25, Vergrößerung x 0,603) A: OrthoEasy® Nr. 120204 B: Quattro® mini Nr. 160603 C: tomas®-pin Nr. 120402.

Bei allen Schrauben des MI-Modells OrthoEasy® konnte eine leichte Abnutzung der farblichen Beschichtung festgestellt werden, am deutlichsten war das auf Schraube Nr. 170402 zu erkennen (Abb. 22 B). Das maximale Eindrehmoment betrug 28,4 Ncm bei Insertion dieser Schraube und das minimale Ausdrehmoment -32,5 Ncm. Bei der Schraube wurden also keine extremen Drehmomente festgestellt. Die Kortikalisdicke an der entsprechenden Insertionsstelle betrug 1,52 mm.

Im Laufe der Untersuchung kam es zu drei Schraubenbrüchen: zwei Schrauben brachen während der Insertion und eine Schraube brach bei der Explantation (Tab. 9). Alle drei gebrochenen Schrauben waren vom Typ Quattro® mini. Die Kortikalisdicken an den drei Insertionsstellen betrugen 2,75 mm; 2,78 mm und 2,76 mm. Die Eindrehmomente bei den Brüchen während der Implantationen betrugen 24,1 Ncm und 27,4 Ncm. Das Ausdrehmoment, bei dem die Quattro® mini-Schraube brach, lag bei -29,7 Ncm.

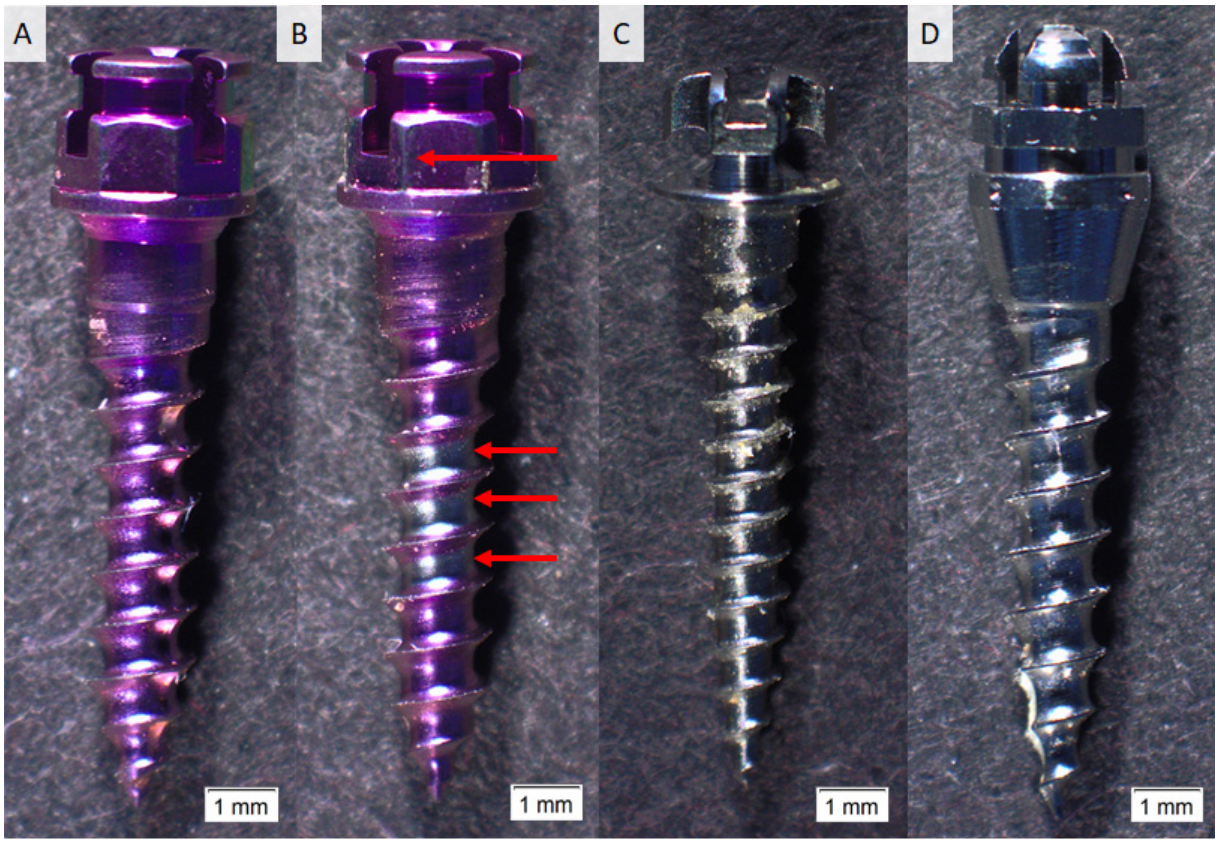


Abb. 22 Morphologische Betrachtung der explantierten Schrauben (Objektiv x1,25, Vergrößerung x 0,603) A: OrthoEasy® Nr. 12606 B: OrthoEasy® Nr. 170402 mit deutlicher Abnutzung der farblichen Beschichtung (Pfeile) C: Quattro® mini Nr. 130302 D: tomas®-pin Nr. 170401

Die Kortikalisdichte lag bei allen drei Brüchen beinahe über dem 75. Perzentil der in der Studie gemessenen Werte. Zu den Schraubenbrüchen kam es bei Drehmomenten, welche die ISO-Norm überschritten. Die maximalen Eindrehmomente bei den Schraubenbrüchen waren deutlich geringer als die ermittelten maximalen Eindrehmomente in der vorliegenden Studie. Das minimale Ausdrehmoment bei dem 3. Schraubenbruch war viel höher als das kleinste minimale Ausdrehmoment in der Studie. Eine von den Schrauben brach im mittleren Bereich des Gewindes. Die zwei anderen MI brachen im oberen Gewindebereich.

Das MI-Modell Quattro® mini zeichnet sich im Vergleich zum OrthoEasy® und zum tomas®-pin durch die kürzeste Gesamtlänge, die größte Gewindelänge (die größte Länge AoG), die kleinsten AoG-, Außen- und Innendurchmesser, die kleinste Gewindetiefe, die kleinste Gewindesteigung und durch den größten Flankenwinkel sowie die höchste Anzahl der Gewindegänge aus. Es ist vorstellbar, dass dieses MI-Modell für die hohen Eindrehmomente und niedrigen Ausdrehmomente durch seine geringen Außenmaße nicht ausreichend robust und bruchfest ist.

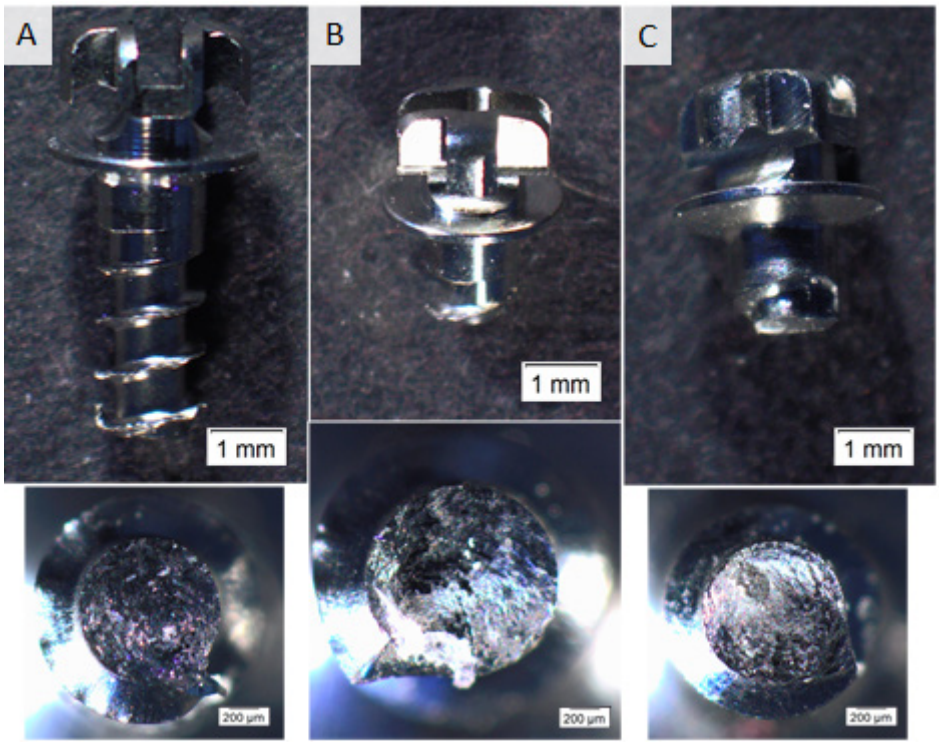


Abb. 23 Morphologische Betrachtung der gebrochenen Schrauben vom Typ Quattro® mini (Objektiv x1,25, Vergrößerung x 0,603) A: Nr. 90602, gebrochen bei der Insertion B: Nr. 130502, gebrochen bei der Insertion C: Nr. 130402, gebrochen bei der Explantation

Tab. 9 Gebrochene Schrauben: Drehmomente und Kortikaliseigenschaften.

Lochnummer	90602	130402	130502
Kortikalisdicke (mm)	2,75	2,78	2,76
Kortikalisdichte (HU)	1476	1349	1638
SD Kortikalisdichte (HU)	143	119	230
MI-Modell	Quattro® mini	Quattro® mini	Quattro® mini
max. Eindrehmoment (Ncm)	24,1	30,7	27,4
gebrochen bei Insertion	X		X
min. Ausdrehmoment (Ncm)	-	-29,7	-
gebrochen bei Explantation	-	X	-

4.4 ERGEBNISSE DER MESSUNGEN IM PORCINEN BECKENKAMM: VERSUCH MIT DREI OPERATEUREN UND EINER KORTIKALISDICKE

In einem weiteren Versuch sollte analysiert werden, welchen Einfluss der menschliche Faktor, also die inserierende Person, auf die Drehmomente haben kann. Maximale Eindrehmomente und minimale Ausdrehmomente wurden bei durch drei unterschiedliche Operateure durchgeführten Insertionen und Explantationen ermittelt. Die Zielkortikalisdicke betrug dabei 1,0 mm. Neben der Autorin waren die zwei weiteren Operateure männlich und ebenfalls Zahnärzte in der Weiterbildung zum Fachzahnarzt für Kieferorthopädie. Die maximalen Eindrehmomente bewegten sich im Bereich zwischen 5,7 und 16,5 Ncm (MW = 9,5 ± 3,6 Ncm) und die minimalen Ausdrehmomente im Bereich zwischen -15,1 und -3,6 Ncm (MW = -8,1 ± 3,3 Ncm) (Abb. 24, Tab. 13 im Anhang). Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Drehmomenten für die drei Operateure festgestellt werden.

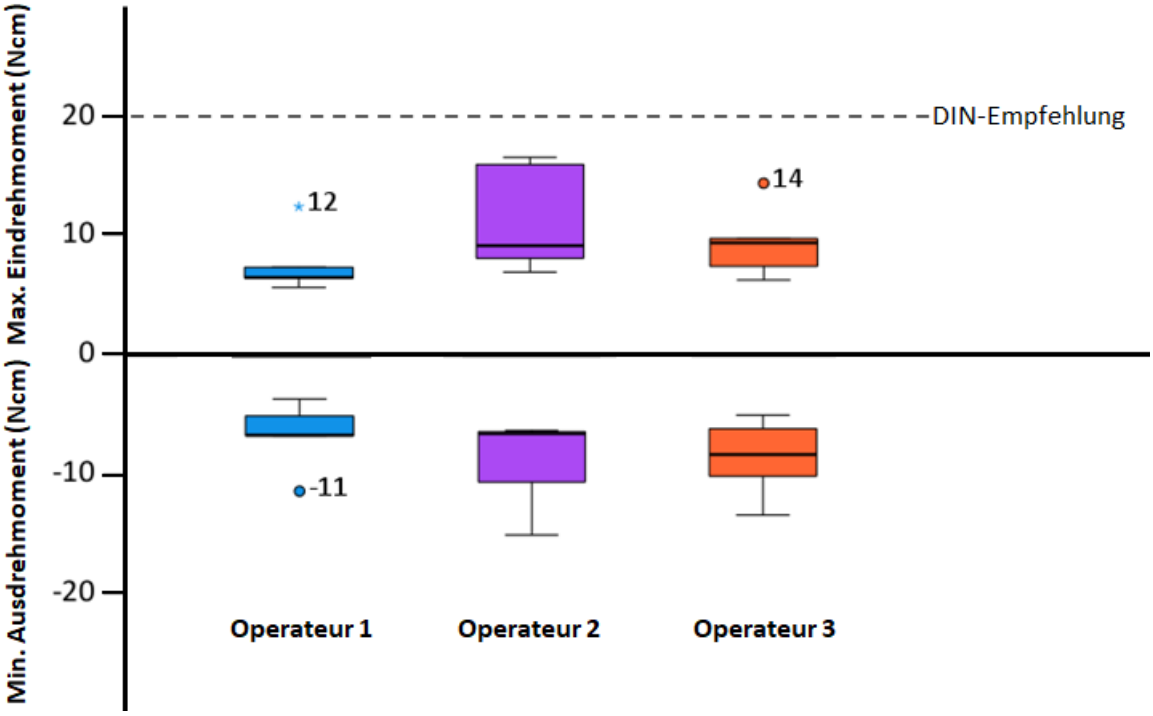


Abb. 24. Maximale Eindrehmomente und minimale Ausdrehmomente bei Operateur 1, 2 und 3

V. DISKUSSION

5.1 EINFLUSS DER KNOCHENEIGENSCHAFTEN AUF DAS INSERTIONSVERHALTEN DER MI

Kortikalisdicke

In der vorliegenden Untersuchung wurden im standardisierten Material (Kunstknochen mit einer Kortikalisschicht von 1 mm) maximale Eindrehmomente zwischen 12,6 Ncm und 21,7 Ncm (MW = 18,4 ± 2,3 Ncm) festgestellt. Im porcinen Beckenkamm mit Kortikalisdicken von 0,8 bis 2,8 mm wurden maximale Eindrehmomente zwischen 6,8 Ncm und 50,6 Ncm (MW = 20,2 ± 10,1 Ncm) ermittelt. Die am häufigsten zitierte Empfehlung bezüglich des optimalen maximalen Eindrehmoments von 5 bis 10 Ncm stammt aus der Studie von Motoyoshi et al. [95]. In dieser Studie hatten die MI, die bei Eindrehmomenten von 5 bis 10 Ncm inseriert wurden, die höchste Erfolgsquote. In einer weiteren klinischen Studie an 87 MI erreichten Motoyoshi et al. eine Erfolgsquote von 100% bei MI, die bei Eindrehmomenten von 8 bis 10 Ncm inseriert wurden [98]. Den klinischen Erfolg haben die Autoren dadurch definiert, dass die MI sechs Monate ohne Schmerzen und Mobilität im Mund verblieben sind. In der vorliegenden Studie waren die erreichten Eindrehmomente überwiegend höher als die Empfehlungen von Motoyoshi et al. Lediglich bei der Kortikalisdicke von 0,8 mm lagen einige Werte der maximalen Eindrehmomente der MI-Modelle Quattro® mini und tomas®-pin innerhalb des von diesen Autoren empfohlenen Bereiches. Der Mittelwert der maximalen Eindrehmomente im porcinen Beckenkamm lag an der Grenze der ISO-Anforderungen für die Bruchfestigkeit der MI [41]. Eine mögliche Ursache für die höheren Eindrehmomente in der vorliegenden Studie ist die unterschiedliche Kortikalisdichte im Bereich der Insertionsorte. In ihrer Studie von 2006 machten Motoyoshi et. al. keine Angaben bezüglich der Knocheneigenschaften [95]. Den Autoren zufolge wurden die MI in beiden Studien hinter den zweiten Prämolaren im Ober- und Unterkiefer inseriert [95, 98]. Im Vergleich zum anterioren Bereich des Ober- und Unterkiefers (850 bis über 1250 HU) beträgt die Knochendichte an diesen Stellen 150 bis 850 HU [85]. In der vorliegenden Studie lag die Kortikalisdichte bei 1090,9 ± 383,2 HU. Sie war möglicherweise höher als bei den beiden Studien von Motoyoshi et al. In der Studie von 2007 wurden Kortikalisdicken von 1,4- ± 0,6 mm und 1,0 ±0,3 mm benannt [98]. In der vorliegenden Studie war die Kortikalisdicke mit 2,8 mm größer.

Die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Ausdrehmomente bewegten sich im standardisierten Material im Bereich von -17,6 bis -6,7 Ncm (MW = -11,7 ± 3,2°Ncm) und zwischen -58,8 Ncm und -3,5 Ncm (MW = -20,3 ± 15,9 Ncm) im porcinen Beckenkamm.

Diese Werte liegen stark unter den Empfehlungen der Literatur. Das mittlere minimale Ausdrehmoment im porcinen Beckenkammknochen von -20,3 Ncm liegt an der Grenze der ISO-Anforderung für die Bruchfestigkeit der MI [41]. Favero et al. erreichten hingegen Ausdrehmomente von -67,9 ± 12,5 Ncm und beschrieben sie als klinisch sicher und hoch genug für eine atraumatische Explantation [44]. Die Ausdrehmomente bei den Kortikalisdicken von 1,5 mm und 2,8 mm waren in der vorliegenden Studie viel niedriger als die in anderen Studien angegebenen Werte von -4 bis -16 Ncm [63, 96]. Die Ergebnisse der aktuellen Studie beziehen sich jedoch auf In-vitro-Untersuchungen. Deswegen konnte es im Gegensatz zu den genannten In-vivo-Studien zu keinem Stabilitätsverlust aufgrund von Knochenumbauprozessen kommen [108].

Mikromorphometrische Unterschiede der Knochenstruktur

Eine andere mögliche Ursache für die im Vergleich zur Literatur höheren Eindrehmomente und niedrigeren Ausdrehmomente könnten auch mikromorphometrische Unterschiede der Knochenstruktur zwischen dem menschlichen Kiefer und porcinem Beckenkamm sein. Grundsätzlich zeigte die vorliegende Untersuchung, dass mit zunehmender Kortikalisdicke das maximale Eindrehmoment steigt und das minimale Ausdrehmoment sinkt. Diese Korrelation der Kortikalisdicke mit Ein- und Ausdrehmomenten findet Bestätigung in der Literatur. Zahlreiche Studien wiesen eine signifikante positive Korrelation der Kortikalisdicke mit Eindrehmomenten und eine negative Korrelation mit Ausdrehmomenten nach [83, 113, 120, 121, 134, 150]. So berichteten bereits vor 14 Jahren Motoyoshi et al. anhand ihrer klinischen Studie an 87 MI von einem 6,9fach wahrscheinlicheren Misserfolg der MI bei einer Kortikalisdicke von weniger als 1 mm [98]. In der Studie von Ichinohe et al. an menschlichen Probanden betrug die Erfolgsquote der MI bei einer Kortikalisdicke >1,5 mm 92,5% [57]. Im Vergleich dazu lag die Erfolgsquote bei einer Kortikalisdicke von <1,5 mm bei 50%. Auch Katić et al. haben eine positive Korrelation zwischen dem maximalen Eindrehmoment und der Kortikalisdicke ($r = 0,4$; $p < 0,001$) festgestellt [61]. Die Studie von Cha et al. an Hunden ergab eine positive Korrelation zwischen der Kortikalisdicke und dem maximalen Eindrehmoment ($r = 0,5$ $p = 0,001$) [25]. Eine lineare Regressionsanalyse basierend auf den Untersuchungen von Wilmes et al. ergab ein Bestimmtheitsmaß des maximalen Eindrehmomentes durch die Kortikalisdicke von $R^2 = 0,8$ ($p < 0,0001$) [156]. In einer Studie mit Tibiaknochen von Beagle-Hunden haben Xu et al. die Unterschiede in der MI-Stabilitätsentwicklung bei einer dünnen (1,6 ± 0,4 mm) bzw. einer dicken (2,4 ± 0,6 mm) Kortikalisschicht untersucht [160]. Die Hunde wurden 1, 3, 5 und 7 Wochen nach der MI-Insertion geopfert. Im Anschluss wurden µCT-Parameter des Knochens untersucht, die als Indikatoren der MI-Primärstabilität dienten: BV/TV (engl.: *bone volume/total volume*– Dichte

des trabekulären Knochens) und IS (engl.: *intersection surface* – Knochenfläche im Kontakt mit MI). In der Gruppe mit einer dünnen Kortikalis wurden die µCT-Parameter des Knochens umso höher, je später der Hund geopfert wurde. In der Gruppe mit einer dicken Kortikalis waren die µCT-Parameter umso niedriger, je später der Hund geopfert wurde. Knochenremodelling, -apposition, und -deposition waren signifikant höher in der Gruppe mit einer dünnen Kortikalis.

Kortikalisdichte

Die Korrelation des maximalen Eindrehmomentes mit der Kortikalisdichte findet in der Literatur Bestätigung [25, 27, 56, 83, 88, 162]. Die in dieser Studie gemessenen Kortikalisdichten von 65,0 HU bis 1638,0 HU (MW = 1090,9 ± 383,2 HU) sind den radiologischen Eigenschaften der Knochentypen an typischen Insertionsstellen der MI ähnlich [85]. In der Untersuchung ergab sich ein signifikanter Zusammenhang der maximalen Eindrehmomente mit der Kortikalisdichte (r_S = 0,8; p ≤ 0,001; n = 90). Eine exponentielle Regression wurde als Modell der Abhängigkeit des maximalen Eindrehmomentes von der Kortikalisdichte vorgeschlagen (R^2 = 0,5; p = 0,000; n = 90). Laut Holm et al. hat die Kortikalisdichte sogar einen stärkeren Einfluss auf das maximale Eindrehmoment als die Kortikalisdicke (p ≤ 0,001) [56]. Als Modell des Zusammenhanges schlagen die Autoren eine logarithmische Regression vor (p ≤ 0,001). Jedoch erhielten sie dieses Ergebnis am Kunstknochen und nicht wie in der vorliegenden Studie am porcinen Beckenkamm. In einer Studie an lebenden Beagle-Hunden stellten Cha et al. eine positive Korrelation der Kortikalisdichte mit den maximalen Eindrehmomenten (r = 0,6; p = 0,001) fest [25]. Laut diesen Autoren ist die Kortikalisdichte sogar prognostisch am entscheidendsten für das maximale Eindrehmoment.

Die Zusammenhänge zwischen dem minimalen Ausdrehmoment und der Kortikalisdichte sind bis dato nicht ausführlich untersucht worden. In der vorliegenden Studie wurde eine negative Korrelation zwischen den minimalen Ausdrehmomenten und der Kortikalisdichte festgestellt (r_S = -0,6; p ≤ 0,001; n = 43). Bei der Auswertung der festgestellten Ausdrehmomente muss jedoch betont werden, dass in vitro die Umbauprozesse im Knochen, die klinisch nach der Implantation stattfänden, vollständig ausgeschlossen werden. Dadurch sind die Werte kritisch zu beurteilen.

5.2 EIN- UND AUSDREHMOMENTE

In der vorliegenden Studie ergab sich eine negative Korrelation zwischen den minimalen Ausdrehmomenten und den maximalen Eindrehmomenten (r_S = -0,8; p ≤ 0,001; n = 43). Eine einfache lineare Regression wurde als Modell der Abhängigkeit des minimalen

Ausdrehmomentes vom maximalen Eindrehmoment vorgeschlagen ($R^2 = 0,6$; $p \leq 0,001$; $y = 5,6 – 1,3 x$). Diese Korrelation wurde auch in einer Studie von Chen et al am Kunstknochen ($r \geq 0,4$; $p = 0,001$) sowie in einer anderen Studie am Leichenknochen und am vitalen menschlichen Knochen festgestellt [27, 142]. Ueda et al. stellten dabei in ihren Versuchen niedrigere Werte bei den Ausdrehmomenten als bei den Eindrehmomenten fest [142]. Dieser Drehmomentverlust wurde in der vorliegenden Studie nicht bestätigt. Eine Erklärung ist das ausschließlich avitale Untersuchungsmaterial in der vorliegenden Studie. Laut Motoyoshi et al. besteht kein Zusammenhang zwischen den Ein- und Ausdrehmomenten [96]. In ihren Studien wurden die Ausdrehmomente jedoch an lebenden Organismen untersucht [93, 98]. Die Stabilität der MI hatte sich demzufolge bereits nach der Entwicklung der Primärstabilität aufgrund der Umbauprozesse im Knochen verändert. Da im toten Untersuchungsmaterial keine Umbauprozesse stattfinden, reflektierten in der vorliegenden Studie die Ausdrehmomente die Primärstabilität. Im Gegensatz dazu stellten Cha et al. in ihrer Studie mit 96 MI an sechs lebenden Beagle-Hunden einen signifikanten Zusammenhang ($r = 0,7$ $p = 0,001$) zwischen minimalen Ausdrehmomenten und maximalen Eindrehmomenten fest [25].

5.3 VERGLEICH DER DREHMOMENTE DER EINZELNEN MI-TYPEN

Interessant ist auch der Vergleich der Drehmomente der getesteten MI-Typen mit anderen Studienergebnissen.

So ergaben sich in der vorliegenden Studie wesentlich höhere Eindrehmomente für die 1,7 x 8 mm OrthoEasy® Schraube als in der Studie von Katić et al. [61]. Bei Kortikalisdicken von 0,7 bis 3,1 mm (MW = 1,5±0,4 mm) in porcinem Rippenknochen stellten die Autoren maximale Eindrehmomente von 11,8 bis 16,3 Ncm (MW = 14,0±1,1 Ncm) fest. In dieser Studie wurden die Insertionen manuell durchgeführt. Die Kortikalisdichte wurde nicht beschrieben. In der vorliegenden Studie wurden für die OrthoEasy® Schraube Eindrehmomente von 9,7 bis 50,6 Ncm gemessen. Der Mittelwert von 26,0 Ncm liegt damit näher an den Werten für die OrthoEasy® Schraube, welche Migliorati et al. in ihrer Studie feststellten [84]. Die Autoren untersuchten allerdings die längere Variante der Schraube von 1,7 x10 mm und führten ihre Messungen im Kunstknochen durch. Eine andere Studie ermittelte dagegen mit der OrthoEasy® Schraube 1,7 x 10 mm deutlich niedrigere Werte als in der aktuellen Studie [83]. Bei einer Kortikalisdicke von 1,1 ± 0,1 mm ergaben sich darin Eindrehmomente von 5 bis 11 Ncm (MW = 9 Ncm) Im Vergleich dazu zeigen die vorliegenden Ergebnisse für die Kortikalisdicke von 0,8 mm Mittelwerte zwischen 3,8 Ncm und 20,2 Ncm und für die Kortikalisdicke von 1,5 mm Mittelwerte zwischen 12,5 Ncm und 35,6 Ncm. Leider gaben Migliorati et al. dabei nicht an, ob die Insertionen maschinell oder

manuell durchgeführt wurden [83, 84]. Ihre betreffende Studie, in der niedrigere Werte für die Eindrehmomente festgestellt wurden, sind an Schweinerippen mit niedrigeren Kortikalisdichten durchgeführt worden [83].

Angaben zu den maximalen Drehmomentwerten für die Quattro® Mini-Schraube sind derzeit in der Literatur nicht vorhanden. Ein Vergleich ist dementsprechend nicht möglich.

Die maximalen Eindrehmomente für die tomas®-pin Schraube mit den Maßen 1,6 x 8 mm betrugen in der vorliegenden Studie 8,2 bis 33,2 Ncm (MW = 18,2 ± 7,7). Wilmes et al. stellten in ihrer Untersuchung für den gleichen Schraubentyp höhere Werte (Median 24,8 ± 16,8) fest [156]. Die Insertionen wurden in der Studie mit einem Roboter durchgeführt. Migliorati et al. ermittelten bei einer Kortikalisdicke von 1,1 mm und 2,2 mm im Kunstknochen etwas höhere Werte (MW = 19 ± 3,7 Ncm und MW = 24,8 ± 3,4 Ncm) [84]. In einer weiteren Studie hatten diese Autoren bei einer Kortikalisdicke von 0,8 ± 0,3 mm maximale Eindrehmomente von 6 bis 8 Ncm (MW = 7,5 Ncm) festgestellt [83]. Die in der vorliegenden Studie erreichten maximalen Eindrehmomente für die tomas®-pin Schraube bei einer Kortikalisdicke von 0,8 mm waren zwar höher, aber vergleichsweise niedrig: 8,2 bis 13,0 Ncm (MW = 10,5 ± 1,8) Ncm.

Der Vergleich der Drehmomente zwischen den drei MI-Modellen ergab einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem OrthoEasy® und dem tomas®-pin bei den Kortikalisdicken 0,8 mm und 2,8 mm. Bei diesen Kortikalisdicken waren die maximalen Eindrehmomente des OrthoEasy® höher als die des tomas®-pin. Diese Ergebnisse wurden von Migliorati et al. im Kunstknochen bestätigt [84]. In einer Studie am Schweinerippenknochen bei einer Kortikalisdicke von 0,8 ± 0,3 mm stellten die Autoren keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Schraubentypen fest [83].

In der vorliegenden Studie waren die maximalen Eindrehmomente der OrthoEasy®-Schraube signifikant höher als bei der Quattro® mini-Schraube bei einer Kortikalisdicke von 2,8 mm ($p \leq 0{,}001$). Weiterhin zeigte die OrthoEasy®-Schraube niedrigere Werte der minimalen Ausdrehmomente als die Quattro® mini-Schraube bei dergleichen Kortikalisdicke.

Bei der Quattro® mini-Schraube hingegen scheint der Einfluss der Kortikalisdicke auf die Ein- und Ausdrehmomente viel moderater zu sein als bei den anderen untersuchten MI-Modellen. Der Schlussfolgerung, dass dieser MI-Typ als universales MI für alle Kortikalisdicken genutzt werden könnte, steht jedoch die Tatsache entgegen, dass alle drei Brüche in der vorliegenden Studie bei diesem MI-Typ und bei der höchsten Kortikalisdicke von 2,8 mm zustande kamen.

5.4 SCHRAUBENGEOMETRIE UND DREHMOMENT

Da der Einfluss der Gesamtlänge des MI auf die Drehmomentwerte bereits umfangreich untersucht wurde, sind für die vorliegende Studie MI-Modelle mit möglichst ähnlichen Längen durchgeführt worden. Zwischen den MI-Typen Quattro® mini und tomas®-pin war der Unterschied der Gesamtlänge jedoch statistisch signifikant.

Andere Studien zeigen eine positive Korrelation zwischen der Gesamtlänge des MI und den maximalen Eindrehmomenten und zwischen der Gesamtlänge der MI und der Erfolgsquote [3, 67, 75, 90, 119, 138]. Zudem wurde in der Literatur eine negative Korrelation der Gesamtlänge der MI und der minimalen Ausdrehmomente beschrieben [67]. Gemäß anderer Studien steigert die Gesamtlänge der MI von > 5 mm die Primärstabilität nicht mehr [31, 107]. Das Ausmaß der Kontaktfläche mit der Spongiosa hat einen vernachlässigbaren Einfluss auf die MI-Stabilität.

In der vorliegenden Studie lagen die Gesamtlängen der MI alle weit über 5 mm (OrthoEasy®: 11,5 ± 0,1 mm; Quattro® mini: 10,9 ± 0,0 mm; tomas®-pin: 12,0 ±0,0 mm). Die ermittelte negative Korrelation zwischen der MI-Länge und dem Eindrehmoment im Kunstknochen könnte durch die kleine Fallzahl (n = 5 pro MI-Modell) in der vorliegenden Arbeit bedingt sein.

Die Unterschiede in der Gewindelänge zwischen den getesteten MI-Typen waren zwar statistisch signifikant, klinisch betrachtet jedoch gering (OrthoEasy® 7,5 ± 0,0 mm; Quattro® mini 8,0 ± 0,0 mm; tomas®-pin 7,6 ± 0,0 mm). In der vorliegenden Untersuchung wurde eine signifikante negative Korrelation zwischen der Gewindelänge und den maximalen Eindrehmomenten (Kortikalisdicken 1,5 mm und 2,8 mm) und eine positive Korrelation der Gewindelänge mit den minimalen Ausdrehmomenten (Kunstknochen und Kortikalisdicke 2,8 mm) festgestellt. Andere Autoren ermittelten keine signifikante Korrelation zwischen der Gewindelänge und der Stabilität der MI [61, 74]. Die Tiefe der Pilotbohrung betrug in der vorliegenden Studie 4 mm. Sie sollte demnach bei jeder Insertion die Kortikalis vollständig durchdrungen haben. Je länger das Gewinde, desto mehr Kontakt hatte das MI mit der Spongiosa (mit der niedrigeren Dichte). Dies könnte eine mögliche Erklärung für die festgestellten Zusammenhänge sein.

Aufgrund der steigenden Kontaktfläche ist auch die Länge der MI ein entscheidender Faktor für die Primärstabilität [99]. Laut Suzuki et al. sollte für eine ausreichende Primärstabilität die MI-Länge im Oberkiefer mindestens 5 mm und im Unterkiefer mindestens 6 mm betragen [135]. Jedoch ist die MI-Länge durch die anatomischen Verhältnisse am Insertionsort limitiert. Entscheidend ist dabei die Länge des MI, welche tatsächlich in den Knochen inseriert ist [99]. Die Dicke der Mundschleimhaut überschreitet am Gaumen teilweise 4 mm

[100, 146]. Anderseits beträgt die Dicke der befestigten Gingiva 0,7 bis 2,3 mm, was die erforderliche MI-Länge reduziert [100].

Der „Abschnitt ohne Gewinde“ (AoG) ist der Teil des MI, der bei einer unikortikalen vollständigen Insertion am meisten Kontakt mit der Kortikalis hat. Das maximale Eindrehmoment entsteht am Ende der Insertion, also dann, wenn AoG inseriert wird. Analog entsteht das minimale Ausdrehmoment am Anfang der Explantation. Mehr Kontaktfläche zieht mehr Knochenverdrängung und Stressaufbau im Knochen, mehr Friktion und dadurch höhere Drehmomentwerte nach sich. Es ist daher vorstellbar, dass der Durchmesser des AoG sogar entscheidend für das maximale Eindrehmoment und das minimale Ausdrehmoment sein könnte. Walter et al. haben ebenfalls eine starke positive Korrelation zwischen dem Durchmesser des AoG und dem maximalen Eindrehmoment ($r = 0,8$ $p < 0,001$) festgestellt [145]. Die vorliegende Untersuchung ergab eine signifikante negative Korrelation der Länge des AoG mit den maximalen Eindrehmomenten im porcinen Beckenkamm bei Kortikalisdicken von 1,5 mm und 2,8 mm. Es bestand zudem eine positive Korrelation der Länge des AoG mit den minimalen Ausdrehmomenten im Kunstknochen und im porcinen Beckenkammknochen bei einer Kortikalisdicke von 2,8 mm. Es ist vorstellbar, dass eine größere Länge des AoG durch die geringere Kontaktfläche zu kleineren maximalen Eindrehmomenten und größeren minimalen Ausdrehmomenten führt. Holm et al. dagegen wiesen keine signifikante Korrelation zwischen der Länge AoG mit den maximalen Eindrehmomenten nach [56].

Zwischen dem Durchmesser des AoG und den maximalen Eindrehmomenten (Kortikalisdicke 1,5 mm und Kortikalisdicke 2,8 mm) wurde eine positive Korrelation ermittelt. Zwischen dem Durchmesser des AoG und den minimalen Ausdrehmomenten (Kunstknochen und Kortikalisdicke 2,8 mm) wurde eine negative Korrelation festgestellt.

In der vorliegenden Studie wurde ein positiver Zusammenhang des Außendurchmessers bei fast allen Kortikalisdicken in porcinem Beckenkammknochen und eine negative Korrelation mit dem minimalen Ausdrehmoment im Kunstknochen sowie in porcinem Beckenkammknochen bei Kortikalisdicke 2,8 mm festgestellt. Der Außendurchmesser ist neben der MI-Länge ein entscheidender Faktor für die Primärstabilität der MI [99]. Laut Suzuki et al. sollte für ausreichende Primärstabilität der Außendurchmesser der MI mindestens 1,3 mm betragen [135]. Nichtdestotrotz sind im Gegensatz zur dentalen Implantologie der Platz zum Inserieren der MI zwischen den Wurzeln der benachbarten Zähne begrenzt [99]. Die meisten MI werden sogar intraradikulär inseriert. Frühere Studien zeigten eine positive Korrelation zwischen dem Außendurchmesser und den Eindrehmomenten [27, 61, 74, 138, 145, 154]. Barros et al. haben bspw. eine sehr starke

Korrelation der beiden Variablen im Kunstknochen ($r = 1,0$ $p < 0,001$) und im porcinen Beckenkamm ($r = 1,0$; $p < 0,001$) festgestellt [10].

Für den Innendurchmesser wurde hier eine positive Korrelation mit dem maximalen Eindrehmoment (Kortikalisdicken 1,5 mm und 2,8 mm) sowie eine negative Korrelation mit dem Ausdrehmoment (Kunstknochen und Kortikalisdicke 2,8 mm) ermittelt. Dagegen wurde in anderen Studien keine signifikante Korrelation zwischen dem Innendurchmesser des MI und den Drehmomenten gefunden [56, 74].

Laut Wilmes et al. ist das Verhältnis des AoG-Durchmessers zum Gesamtdurchmesser ein Faktor, der die Primärstabilität/Eindrehmoment beeinflusst [156]. Wenn ein breiter AoG in den Knochen eindringt, nachdem das schmale Gewinde den Weg vorgebohrt hat, sind die Spannungen höher. Dies führt zu einem größeren Eindrehmoment und einer hohen Primärstabilität. Für den Parameter AoG-Durchmesser – Innendurchmesser wurde in vorliegender Studie eine positive Korrelation mit dem maximalen Eindrehmoment und eine negative Korrelation mit dem minimalen Ausdrehmoment (beide bei Kortikalisdicken von 0,8 mm und 2,8 mm) festgestellt.

In Bezug auf die Gewindetiefe wurde mit dieser Untersuchung ein positiver Zusammenhang mit dem maximalen Eindrehmoment und eine negative Korrelation mit dem minimalen Ausdrehmoment gefunden. Dies wird durch andere Studienergebnisse bestätigt. So fanden z. B. Katić et al. eine positive Korrelation zwischen der Gewindetiefe und dem maximalen Eindrehmoment ($r = 0,4$ $p < 0,001$) [61]. Auch Migliorati et al. stellten eine positive Korrelation der Gewindetiefe mit dem maximalen Eindrehmoment (Kortikalisdicke 1,1 mm: $r = 0,8$ $p = 0,001$ und Kortikalisdicke 2,2 mm: $r = 0,9$ $p = 0,000$) fest [84]. Eine mögliche Erklärung für die positive Korrelation der Gewindetiefe mit dem maximalen Eindrehmoment und für eine negative Korrelation mit dem minimalen Ausdrehmoment könnten die aggressivere Verdrängung des Knochenmaterials und die daraus entstehenden höheren Spannungen im Knochen sein.

Über den Zusammenhang zwischen Gewindesteigung und maximalem Eindrehmoment existieren unterschiedliche Ergebnisse in der Literatur. Eine geringe Gewindesteigung in der Kortikalisschicht führt zu mehr Kontakt zwischen MI und Knochen, was zu einer höheren Stabilität beiträgt [31]. Migliorati et al. fanden eine negative Korrelation der Gewindesteigung mit dem maximalen Eindrehmoment ($r =-0,5$ $p = 0,015$) [83]. Im Gegensatz dazu wurde in anderen Studien eine positive Korrelation zwischen den beiden Variablen beschrieben [84, 145]. Andere Untersuchungen wiederum ermittelten keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der Gewindesteigung und der Primärstabilität der MI [17, 74]. In der vorliegenden

Studie wurde ein negativer Zusammenhang zwischen der Gewindesteigung und dem maximalen Eindrehmoment im Kunstknochen festgestellt.

Es ist denkbar, dass bei einem geringeren Flankenwinkel mehr Knochen mit dem scharfen Gewinde geschnitten und verdrängt wird. Dadurch steigen die Spannungen im Knochen und das maximale Eindrehmoment. In der vorliegenden Studie wurde eine positive Korrelation des Flankenwinkels (Kortikalisdicken 1,5 mm und 2,8 mm) mit den maximalen Eindrehmomenten und eine negative Korrelation zwischen dem Flankenwinkel und den minimalen Ausdrehmomenten (Kortikalisdicke 2,8 mm) gefunden. Dies wird durch die Ergebnisse von Walter et al. bestätigt [145].

In Bezug auf den Spitzenwinkel ist es vorstellbar, dass die Knochenscherben bzw. die Knochensubstanz bei einem kleineren Spitzenwinkel aggressiver nach außen verdrängt werden, was die Knochenresistenz senkt. Im Gegensatz dazu könnte ein größerer Spitzenwinkel mit einer höheren Knochenresistenz und somit steigenden maximalen Eindrehmomenten und sinkenden Ausdrehmomenten einhergehen. In der vorliegenden Studie wurden eine positive Korrelation des Spitzenwinkels mit dem maximalen Eindrehmoment (Kortikalisdicken 0,8 mm und 2,8 mm) sowie eine negative Korrelation mit dem minimalen Ausdrehmoment (Kortikalisdicke 0,8 mm) gefunden. Bis dato wurden die Zusammenhänge zwischen dem Spitzenwinkel des MI und dem maximalen Eindrehmoment sowie dem minimalen Ausdrehmoment in anderen Studien nicht untersucht.

5.5 ANALYSE DER SCHRAUBENBRÜCHE WÄHREND DER UNTERSUCHUNG

Laut der Studie von Walter et al. ist das Bruchdrehmoment von der Form des MI abhängig (höheres Bruchdrehmoment bei konischen MI ($p = 0,0$) und korreliert positiv mit dem Flankenwinkel ($r = 0,4$ mittlerer Effekt $p = 0,0$) [145]. Das spiegeln die Ergebnisse dieser Studie nicht wieder, da die Quattro® min-Schraube den größten Flankenwinkel der getesteten MI aufweist. Laut Walter et al. korreliert auch die Gewindesteigung positiv ($r = 0,3$ $p = 0,0$) mit dem Bruchdrehmoment. Dies wird durch die vorliegenden Ergebnisse bestätigt. Auch die von Walter et al. und Barros et al. beschriebene Korrelation zwischen dem Durchmesser des Abschnitts ohne Gewinde (AoG), dem Außendurchmesser und dem Bruchdrehmoment ($r = 0,9$; $p = 0,0$ und $r = 0$; $p = 0,0$) wurde durch die vorliegenden Ergebnisse bestätigt [10, 145]. Zu den Brüchen kam es während der vorliegenden Untersuchung bei Drehmomenten von 24,1; -29,7 und 27,4 Ncm. Der Außendurchmesser der gebrochenen Schrauben vom Typ Quattro® mini betrug 1,5 mm. Auch die Ergebnisse von Wilmes et al., die für verschiedene MI-Modelle mit Durchmesser 1,5 mm ein Bruchdrehmoment mit einem Median von 20,6 Ncm (SD =3,8 Ncm) festgestellt haben,

können durch die vorliegende Studie bestätigt werden. Für den OrthoEasy® mit den Maßen 1,7 x 8 mm ermittelten die Autoren ein Bruchdrehmoment mit dem Median von 28,2 Ncm (SD = 0,7 Ncm). Demgegenüber kam es in der vorliegenden Untersuchung bei den Drehmomenten, die diese Werte weit überschritten, zu keinen Brüchen der MI dieser Art. Für den tomas®-pin mit den Maßen 1,6 x 8 mm stellten Wilmes et al. ein Bruchdrehmoment mit dem Median von 31,5 Ncm (SD = 2,0 Ncm) fest [155]. So hohe Drehmomente wurden in der vorliegenden Studie nur in wenigen Fällen erreicht. Dabei kam es zu keinerlei Brüchen. Wilmes et al. empfohlen eine Drehmomentbegrenzung von 20 Ncm als Vorsichtsmaßnahme [150, 156]. Andererseits reicht das Eindrehmoment unter 20 Ncm bei einer guten Knochenqualität für eine erfolgreiche Insertion nicht aus. Die Bruchdrehmomente der drei in der vorliegenden Studie untersuchten MI-Modelle analysierten andere Autoren ebenfalls und stellten die folgenden Mittelwerte fest: OrthoEasy® 43,2 ±4,5 Ncm, Quattro® mini 43 ± 12,8 Ncm, tomas®-pin 47,9 ±5,1 Ncm [126]. Für die OrthoEasy®- und tomas®-pin-MI stimmen diese Ergebnisse mit der vorliegenden Studie überein, da es bei diesen MI-Modellen zu keinen Brüchen kam. Für den Quattro® mini lassen die vorliegenden Ergebnisse jedoch ein niedrigeres Bruchdrehmoment vermuten.

VI. SCHLUSSFOLGERUNGEN

Schlussfolgernd bestätigt die Studie einerseits den starken Einfluss der Knocheneigenschaften: der Kortikalisdicke und -dichte auf den Insertionsprozess ($p = 0{,}000$). Anderseits zeigen die Daten einen MI-abhängigen und damit Design-abhängigen signifikanten Einfluss der Geometrie auf das Eindrehmoment. Mit steigender Kortikalisdicke wurde deutlich, dass die auftretenden Kräfte bei Insertion und Explantation von immer mehr Geometrieparametern signifikant beeinflusst wurden. Während nur zwei Parameter bei einer Kortikalisdicke von 0,8 mm einen Einfluss auf die Drehmomente zeigen, waren bei der Kortikalisdicke von 2,8 mm neun von zwölf Parametern relevant.

6.1 EMPFEHLUNGEN FÜR DIE INDUSTRIE

Da der starke Einfluss von verschiedenen Parametern der Schraubengeometrie auf die Ein- und Ausdrehmomente nachgewiesen werden konnte, ist es zu empfehlen, dass die Hersteller der MI auch diese Parameter der Schraubengeometrie benennen, damit der Anwender das optimale MI-Modell für einen bestimmten Insertionsort auswählen kann. Bis jetzt geben die MI-Hersteller nur den Durchmesser und die Länge des MI bekannt [38, 46, 47, 124, 145].

6.2 EMPFEHLUNGEN FÜR DIE KLINIK

Eine weitere Schlussfolgerung aus den vorliegenden Ergebnissen ist die dringende Empfehlung für eine 3D-Röntgendiagnostik vor jeder MI-Insertion. Diese ist aufgrund der hohen individuellen Variabilität der Kortikaliseigenschaften notwendig. So können Insertionen an Orten mit einer nicht ausreichenden Knochenqualität verhindert und die Verwendung von zu kleinen Schrauben an Orten, wo die Knochenqualität sehr hoch ist, vermeiden werden. Dies führt zu einer erheblichen Steigung der Erfolgsquote.

Um zu hohe Ein- und zu niedrige Ausdrehmomente zu vermeiden, sollten bei niedrigen Kortikalisdicken (in der aktuellen Untersuchung 0,8 mm) MI-Modelle mit nicht zu hohen Parametern AoG-Durchmesser – Innendurchmesser und Spitzenwinkel gewählt werden.

Bei einer mittleren Kortikalisdicke (in der vorliegenden Studie 1,5 mm) wäre möglicherweise ein MI-Modell mit geringen Werten der Parameter Durchmesser AoG, Außendurchmesser, Innendurchmesser und Flankenwinkel zu empfehlen. Gleichzeitig sollten die Gewindelänge und die Länge AoG möglichst hoch sein.

Bei hohen Kortikalisdicken (in der aktuellen Studie 2,8 mm) sollte ein MI-Modell mit ausreichenden Außenmaßen (Gesamtlänge und Außendurchmesser) gewählt werden, um bei der Insertion bzw. Explantation einen Bruch zu verhindern. Für möglichst geringe Ein- und

möglichst hohe Ausdrehmomente bei einer hohen Kortikalisdicke am Insertionsort wären geringe Werte der Parameter Außendurchmesser, Durchmesser AoG, Innendurchmesser, Gewindetiefe, Flankenwinkel, sowie AoG-Durchmesser – Innendurchmesser und Spitzenwinkel zu empfehlen. Gleichzeitig sollten die Parameter Gewindelänge und Länge AoG möglichst hoch sein.

6.3 EMPFEHLUNGEN FÜR DIE FORSCHUNG

Höhere Fallzahl

Die Fallzahl bei den Eindrehmomentmessungen im porcinen Beckenkamm betrug in der vorliegenden Studie n = 10 pro MI-Modell und pro Kortikalisdicke. Jedoch in den Ausdrehmomentmessungen betrug die Fallzahl nur n = 5 pro Kortikalisdicke pro MI-Typ. Bei allen Versuchen im künstlichen Knochenmodell war die Fallzahl ebenfalls n = 5: Die vorliegenden Ergebnisse suggerieren neue Zusammenhänge der Ein- und Ausdrehmomente mit bis dato nicht untersuchten Parametern der Schraubengeometrie und das in Abhängigkeit von den Knocheneigenschaften am Insertionsort. Daher wäre in der Zukunft ein zweiter Versuch mit einer höheren Fallzahl empfehlenswert.

Individuell hergestellte MI

Die Verknüpfung der Parameter der Schraubengeometrie in der aktuellen Studie sowie in der MI-Forschung allgemein scheint die korrekte Interpretation der Zusammenhänge zu erschweren. In der Zukunft sollten Studien mit maßangefertigten Schrauben, die sich nur in einer Schraubeneigenschaft unterscheiden, durchgeführt werden. Eine Alternative stellen FEM-Studien dar, die aber im Gegensatz zu den experimentellen Studien ein mathematisches Modell der komplexen klinischen Realität abbilden. Für weiterführende Studien sollten individuell hergestellte MI mit gleichen Längen und Außendurchmessern verwendet werden.

Untersuchung am menschlichen Gewebe

Für weiterführenden Studien sind unter Verwendung der gleichen Parameter der Schraubengeometrie am menschlichen Knochen empfehlenswert. Der porcine Beckenkammknochen wurde für die Insertionen ausgewählt, weil er als Tiermodell des menschlichen Kieferknochens etabliert ist [147, 154, 156]. Eine Studie am menschlichen Gewebe würde die klinische Realität besser widerspiegeln.

Auftauen in NaCl-Lösung

Für die Untersuchung wurde Beckenkammknochen in der lokalen Fleischerei in frischem Zustand erworben und direkt präpariert. Zwischen den Versuchen wurde der Knochen bei -18°C eingefroren und 24 h vor den praktischen Versuchen bei Raumtemperatur aufgetaut. Eine frühere Studie hat gezeigt, dass das Einfrieren bei -20°C und das Auftauen von Rattentibiae die mechanischen Eigenschaften des Knochens nicht beeinträchtigten [40]. Eine mögliche Optimierung der Methodik für zukünftige Studien wäre, den Knochen in einer 0,9%igen NaCl-Lösung aufzutauen [54, 136]. Dies schützt den Knochen besser vor dem Austrocknen.

Durchtrennung der Proben in kleinere Teile

Andere Autoren betteten die Knochenproben in ihren Untersuchungen in Acryl oder andere Kunststoffe ein, um eine stabilere Position des Knochens bei der Insertion und Explantation von MI sicherzustellen [125, 149, 150, 154, 156, 157]. Da Kunststoff stark röntgenopak ist, würde so eine Vorgehensweise eine Auswertung der CT-Aufnahmen nahezu unmöglich machen. Deshalb wurde diese Option in der vorliegenden Arbeit verworfen. Zur Erhaltung der Stabilität des Knochens wäre auch eine Durchtrennung in kleinere Teile mit einer Diamantsäge vor den Insertionen und die Fixierung in einem Schraubstock möglich. Dabei ist jedoch zu bedenken, dass die Knochenoberfläche nicht ebenmäßig flach ist. Eine Fixierung des Knochens würde deswegen eine zur Knochenoberfläche eine senkrechte Insertion ausschließen.

Nutzung eines Roboters

Um den Einfluss des menschlichen Faktors in der vorliegenden Studie zu minimieren, wurden die Insertionen immer von dem gleichen Operateur (der Autorin) durchgeführt und die Fallzahl war ausreichend hoch. Für weiterführende Untersuchungen ist die Nutzung eines Roboters für die Insertionen sinnvoll, damit der individuelle Fehler minimiert wird [16, 134, 149, 154–158].

Mikro-CT

Die Benutzung eines Mikro-CTs anstatt eines CT-Gerätes ist ebenfalls eine Überlegung wert. Ein Mikro-CT-Gerät ermöglicht eine höhere Auflösung und Reduktion der Voxelgröße. Das würde eine genauere Analyse der eingedrehten Schrauben und eine noch genauere Messung der Kortikalisdicken ermöglichen [90, 150]. Das erforderte jedoch das Schneiden der Knochen in viel kleinere Segmente, was wiederum zu einer kleineren Anzahl der Löcher mit einer bestimmten Kortikalisdicke führen würde.

VII. ZUSAMMENFASSUNG

Eins der wichtigsten Mittel, um die Verankerung in der modernen Kieferorthopädie zu gewährleisten, d.h. ungewünschte Zahnbewegungen zu vermeiden, sind die kieferorthopädischen Mini-Implantate (MI). Die Erfolgsrate der MI hängt vom Insertionsprozess ab. MI-Brüche bei der Entfernung sind nachteilig für die Patienten. Neben den Knocheneigenschaften am Insertionsort beeinflusst das MI-Design das Insertions- und das Entfernungsprozess. In dieser Studie sollte die Bedeutung verschiedener Parameter des Schraubendesigns auf das Insertionsverhalten von kieferorthopädischen Miniimplantaten (MI) untersucht werden.

In der vorliegenden Studie wurden zwölf Parameter der Schraubengeometrie von drei selbstbohrenden MI-Typen: OrthoEasy® (1,7 x 8 mm) Quattro® mini (1,5 x 9 mm) und tomas®-pin (1,6 x 8 mm) bestimmt. Im Anschluss erfolgten Eindrehmomentmessungen im Kunstknochen mit einer Kortikalisdicke von 1,0 mm (n = 5 je MI-Modell) und im porcinen Beckenkamm bei in CT-Untersuchungen definierten Kortikalisdicken von 0,8 mm, 1,5 mm und 2,8 mm (n = 10 je MI-Modell). An den Insertionsprozess schloss sich eine erneute CT-Aufnahme der Knochen mit den inserierten Schrauben an. Dabei wurden die Schrauben auf Brüche, Risse und Verformungen hin untersucht. Für die Hälfte der MI (n = 5 pro MI-Modell und Kortikalisdicke) sind die minimalen Ausdrehmomente erhoben worden. Ein Teil der inserierten Schrauben (n = 2 pro MI-Modell und Kortikalisdicke) und die explantierten Schrauben wurden im Stereozoom auf Auffälligkeiten untersucht. Um den Einfluss des Operateurs auf die Drehmomente zu bestimmen, wurden in einem zusätzlichen Versuch n = 5 Quattro® mini Schrauben durch drei Operateure in einen Beckenkamm bei einer Kortikalisdicke von 1 mm inseriert und explantiert. Für die statistische Auswertung wurde Kruskal-Wallis-Test bzw. ANOVA und Spearman-Rangkorrelation berechnet. Das Signifikanzniveau lag bei 0,05.

Die Untersuchungen im Kunstknochen zeigten einen signifikanten Einfluss von zehn untersuchten Parametern der Schraubengeometrie auf die Drehmomente. Unabhängig vom MI-Modell lagen die maximalen Eindrehmomente im porcinen Beckenkammknochen zwischen 12,3 Ncm und 29,2 Ncm und die minimalen Ausdrehmomente zwischen -7,9 Ncm und -35 Ncm. Alle MI-Modelle zeigten signifikante Unterschiede der Eindrehmomente zwischen den Kortikalisdicken 0,8 und 2,8 mm sowie 1,5 und 2,8 mm. Tomas®-pin zeigte ebenfalls einen signifikanten Unterschied der Eindrehmomente zwischen 0,8 mm und 1,5 mm. Bei den MI-Modellen OrthoEasy® und tomas®-pin waren Momente bei Kortikalisdicke 2,8 mm signifikant niedriger als bei 0,8 mm. Bei tomas®-pin war der Unterschied zwischen den minimalen Ausdrehmomenten bei Kortikalisdicke 1,5 mm und 2,8 mm ebenfalls signifikant. Das maximale Eindrehmoment korrelierte positiv und das minimale Ausdrehmoment negativ mit der Knochendichte. Das maximale Eindrehmoment und das minimale Ausdrehmoment korrelierten

negativ miteinander. Mit steigender Kortikalisdicke wurden die von immer mehr Geometrieparametern beeinflusst. Bei der Kortikalisdicke 0,8 mm ergab sich ein positiver Zusammenhang des Parameters AoG (Abschnitt ohne Gewinde)-Durchmesser – Innendurchmesser und Spitzenwinkel mit dem maximalen Eindrehmoment und ein negativer Zusammenhang mit dem minimalen Ausdrehmoment. Bei Kortikalisdicke 1,5 mm stieg das maximale Eindrehmoment mit zunehmendem Durchmesser AoG, Außendurchmesser, Innendurchmesser und Flankenwinkel. Das maximale Eindrehmoment stieg hingegen mit der abnehmenden Gewindelänge des MI und mit der abnehmenden Länge AoG. Bei den Versuchen bei Kortikalisdicke 2,8 mm stieg das maximale Eindrehmoment zusammen mit den Parametern Durchmesser AoG, Außendurchmesser, Innendurchmesser, Gewindetiefe, Flankenwinkel, sowie AoG-Durchmesser – Innendurchmesser und Spitzenwinkel. Außer dem Spitzenwinkel zeigten alle diese Parameter ebenfalls eine negative Korrelation mit den minimalen Ausdrehmomenten. Bei der Kortikalisdicke 2,8 mm zeigten Gewindelänge und Länge AoG eine negative Korrelation mit den maximalen Eindrehmomenten und eine positive Korrelation mit den minimalen Ausdrehmomenten. Sowohl die radiologische und die visuelle Betrachtung der inserierten Schrauben im Stereozoom als auch die Betrachtung der explantierten Schrauben zeigten keine Schädigungen der Schrauben. Es wurden keine Besonderheiten im umgebenden Knochen festgestellt. Während der Untersuchung kam es zu zwei Schraubenbrüchen bei der Insertion und zu einem Bruch bei der Explantation. Alle drei Schrauben waren vom Typ Quattro® mini bei der Kortikalisdicke 2,8 mm. Aufgrund von einer geringen Fallzahl konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Drehmomenten für drei Operateure festgestellt werden.

In der Studie wurde ein steigender Einfluss des MI-Designs auf das Insertionsverhalten bei steigenden Kortikalisdicke am Insertionsort gezeigt. Es ist daher zu empfehlen, dass die Hersteller der MI die Parameter der Schraubengeometrie benennen, damit der Anwender das optimale MI-Modell für einen bestimmten Insertionsort auswählen kann. Um die Knocheneigenschaften am Insertionsort zu bestimmen, ist eine 3D-Röntgendiagnostik vor jeder MI-Insertion dringend notwendig. Zukünftige Studien mit einer höheren Fallzahl, individuell hergestellten MI und am menschlichen Knochen sind zielführend.

VIII. THESEN

1. Die kieferorthopädischen Mini-Implantate (MI) erweitern wesentlich die Möglichkeiten der modernen Kieferorthopädie, indem sie die skelettale Verankerung zur Umsetzung von Zahn- und Kieferbewegungen ermöglichen.

2. Die Größe der Ein- und die der Ausdrehmomente sind wichtige Indikatoren für die MI-Stabilität. Dabei sollten sie laut der ISO-Bruchfestigkeitsnorm DIN EN ISO 19023:2018 20 Ncm nicht überschreiten. Die höchsten MI-Erfolgsquoten wurden in der Literatur bei Eindrehmomenten von 5 bis 10 Ncm festgestellt.

3. Die Größe der Drehmomente hängt neben den Insertionsmodalitäten von den Knocheneigenschaften und der Schraubengestaltung ab. In der Literatur wurde in der Vergangenheit überwiegend der Einfluss der MI-Länge und des MI-Durchmessers untersucht. Parameter des Schraubendesigns wurden weniger erforscht.

4. In der vorliegenden Studie sollte daher der Einfluss zusätzlicher Parameter des Schraubendesigns auf die Drehmomente bei Berücksichtigung der Knocheneigenschaften im Kunstknochen und im porcinen Beckenkamm untersucht werden.

5. Unabhängig vom MI-Modell lagen die maximalen Eindrehmomente im porcinen Beckenkammknochen zwischen 12,3 Ncm und 29,2 Ncm und die minimalen Ausdrehmomente zwischen -7,9 Ncm und -35 Ncm.

6. Die Studie bestätigt den starken Einfluss der Kortikalisdicke und der Kortikalisdichte auf den Insertionsprozess ($p = 0{,}000$).

7. Während der Untersuchung kam es zu zwei Schraubenbrüchen bei der Insertion und zu einem bei der Explantation. Alle drei Schraubenbrüche traten bei Mini-Implantaten vom Typ Quattro® mini bei der Kortikalisdicke von 2,8 mm auf.

8. Bei hohen Kortikalisdicken sollten stets MI mit ausreichendem Außendurchmesser und ausreichender Länge inseriert werden.

9. Bei der Analyse der Drehmomente in Abhängigkeit von den Parametern der Schraubengeometrie entstand ein differenzierteres Bild. Mit steigender Kortikalisdicke wurde festgestellt, dass die auftretenden Kräfte bei Insertion und Explantation von zunehmend mehr Geometrieparametern signifikant beeinflusst werden.

10. Zu den Parametern, welche die Drehmomentwerte erhöhen, zählen: Durchmesser des Abschnitts ohne Gewinde (AoG), Außendurchmesser, Innendurchmesser, AoG-Durchmesser – Innendurchmesser, Gewindetiefe, Flankenwinkel und Spitzenwinkel. Die Drehmomentwerte sinken hingegen bei steigender Gewindelänge und größer werdender AoG-Länge.

11. Weitere klinische Untersuchungen mit den gleichen Parametern der Schraubengeometrie am menschlichen Knochen sind empfehlenswert, um die Ergebnisse der in vitro Versuche klinisch zu bestätigen.

12. Weitere Untersuchungen mit einer größeren Fallzahl bei den niedrigen, mittleren und hohen Kortikalisdicken könnten zu einer Weiterentwicklung der verfügbaren MI-Modelle zur Verwendung bei spezifischen Kortikalisdicken führen. Damit ließen sich die MI-Erfolgsquoten erhöhen.

IX. LITERATURVERZEICHNIS

1. https://abutments4life.de/en/one-abutment-the-1st-time-2/isq/
2. Aerssens J, Boonen S, Lowet G et al. (1998) Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. Endocrinology 139(2): 663–670. doi: 10.1210/endo.139.2.5751
3. Afrashtehfar KI (2016) Patient and miniscrew implant factors influence the success of orthodontic miniscrew implants. Evid Based Dent 17(4): 109–110. doi: 10.1038/sj.ebd.6401202
4. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA et al. (1981) Osseointegrated titanium implants. Require-ments for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthopaedica Scandinavica 52(2): 155–170. doi: 10.3109/17453678108991776
5. Alharbi F, Almuzian M, Bearn D (2018) Miniscrews failure rate in orthodontics: systematic review and meta-analysis. The European Journal of Orthodontics 40(5): 519–530. doi: 10.1093/ejo/cjx093
6. Alves A, Cacho A, San Roman F et al. (2019) Mini implants osseointegration, molar intrusion and root resorption in Sinclair minipigs. Int Orthod 17(4): 733–743. doi: 10.1016/j.ortho.2019.08.012
7. Angle EH (1907) Treatment of Malocclusion of the Teeth
8. Arvind Tr P, Jain RK (2021) Computed tomography assessment of maxillary bone density for ortho-dontic mini-implant placement with respect to vertical growth patterns. J Orthod 48(4): 392–402. doi: 10.1177/14653125211020015
9. Aslan BI, Kucukkaraca E, Turkoz C et al. (2014) Treatment effects of the Forsus Fatigue Resistant Device used with miniscrew anchorage. Angle Orthod 84(1): 76–87. doi: 10.2319/032613-240.1
10. Barros SE, Janson G, Chiqueto K et al. (2011) Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. Am J Orthod Dentofacial Orthop 140(4): e181-92. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.06.016
11. Baumgaertel S (2010) Predrilling of the implant site: Is it necessary for orthodontic mini-implants? Am J Orthod Dentofacial Orthop 137(6): 825–829. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.06.038
12. Baumgaertel S (2020) Implant Site Selection. In: Temporary Anchorage Devices in Clinical Ortho-dontics. John Wiley & Sons, Ltd, pp 107–113
13. Baumgaertel S, Hans MG (2009) Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 136(2): 230–235. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.10.045

14. Bayat E, Bauss O (2010) Effect of smoking on the failure rates of orthodontic miniscrews. Fort-schritte der Kieferorthopädie 71(2): 117–124. doi: 10.1007/s00056-010-9936-8
15. Bayome M, Park JH, Bay C et al. (2021) Distalization of maxillary molars using temporary skeletal anchorage devices: A systematic review and meta-analysis. Orthod Craniofac Res 24 Suppl 1: 103–112. doi: 10.1111/ocr.12470
16. Becker K, Schwarz F, Rauch NJ et al. (2019) Can implants move in bone? A longitudinal in vivo mi-cro-CT analysis of implants under constant forces in rat vertebrae. Clin Oral Implants Res 30(12): 1179–1189. doi: 10.1111/clr.13531
17. Brinley CL, Behrents R, Kim KB et al. (2009) Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. Angle Orthod 79(6): 1156–1161. doi: 10.2319/103108-554R.1
18. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S et al. (2005) Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. Clin Oral Implants Res 16(4): 473–479. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01149.x
19. Buschang PH, Tadlock L (2020) Treating Skeletal Class II Hyperdivergent Patients. In: Park JH (ed) Temporary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 115–132
20. Cantarella D, Dominguez-Mompell R, Mallya SM et al. (2017) Changes in the midpalatal and ptery-gopalatine sutures induced by micro-implant-supported skeletal expander, analyzed with a novel 3D method based on CBCT imaging. Prog Orthod. 18(1): 34. doi: 10.1186/s40510-017-0188-7
21. Cantarella D, Dominguez-Mompell R, Moschik C et al. (2018) Zygomaticomaxillary modifications in the horizontal plane induced by micro-implant-supported skeletal expander, analyzed with CBCT images. Prog Orthod. 19(1): 41. doi: 10.1186/s40510-018-0240-2
22. Cassetta M, Sofan AA, Altieri F et al. (2013) Evaluation of alveolar cortical bone thickness and den-sity for orthodontic mini-implant placement. J Clin Exp Dent 5(5): e245-52. doi: 10.4317/jced.51228
23. Çehreli S, Özçırpıcı AA, Yılmaz A (2013) Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis. The European Journal of Orthodontics 35(5): 563–567. doi: 10.1093/ejo/cjr070
24. Cha JY, Pereira MD, Smith AA et al. (2015) Multiscale analyses of the bone-implant interface. Jour-nal of Dental Research 94(3): 482–490. doi: 10.1177/0022034514566029

25. Cha J-Y, Kil J-K, Yoon T-M et al. (2010) Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. Am J Orthod Dentofacial Orthop 137(1): 73–79. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.03.024
26. Cha J-Y, Takano-Yamamoto T, Hwang C-J (2010) The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants 25(4): 777–783
27. Chen Y, Kyung HM, Gao L et al. (2010) Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. Angle Orthod 80(5): 821–827. doi: 10.2319/103009-607.1
28. Chen Y-H, Chang H-H, Chen Y-J et al. (2008) Root contact during insertion of miniscrews for or-thodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. Clin. Oral Impl. Res. 19(1): 99–106. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01418.x
29. Cho K-C, Baek S-H (2012) Effects of predrilling depth and implant shape on the mechanical proper-ties of orthodontic mini-implants during the insertion procedure. Angle Orthod 82(4): 618–624. doi: 10.2319/080911-503.1
30. Choi J-H, Park C-H, Yi S-W et al. (2009) Bone density measurement in interdental areas with simu-lated placement of orthodontic miniscrew implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 136(6): 766.e1-12; discussion 766-7. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.04.019
31. Choi S-H, Hwang C-J (2020) Factors Affecting the Failure of TADs and Efforts to Improve the Bio-mechanical Stability of TADs. In: Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics. John Wiley & Sons, Ltd, pp 61–67
32. Chun YS, Lim WH (2009) Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement. Orthod Craniofac Res 12(1): 25–32. doi: 10.1111/j.1601-6343.2008.01434.x
33. Creekmore TD, Eklund MK (1983) The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod 17(4): 266–269
34. Cunha AC, Da Veiga AMA, Masterson D et al. (2017) How do geometry-related parameters influ-ence the clinical performance of orthodontic mini-implants? A systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg 46(12): 1539–1551. doi: 10.1016/j.ijom.2017.06.010
35. Da Costa JV, Ramos AL, Iwaki Filho L (2021) Zygomatic-maxillary cortical bone thickness in hyper, normo and hypodivergent patients. Dental Press J Orthod 26(1): e211965. doi: 10.1590/2177-6709.26.1.e211965.oar
36. Deguchi T (2020) Histological Aspects During the Healing Process with TADs. In: Temporary An-chorage Devices in Clinical Orthodontics. John Wiley & Sons, Ltd, pp 37–44

37. Deguchi T, Watanabe K (2020) Clinical Outcomes with TADs and Conventional Mechanics in Adult Skeletal Open Bite and Class II Patients. In: Park JH (ed) Temporary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 271–283
38. Dentaurum Germany (2016) tomas®. Das Handbuch
39. Deppe H, Wolff C, Bauer F et al. (2018) Dental implant surfaces after insertion in bone: an in vitro study in four commercial implant systems. Clin Oral Invest 22(3): 1593–1600. doi: 10.1007/s00784-017-2262-4
40. Diefenbeck M, Mückley T, Zankovych S et al. (2011) Freezing of rat tibiae at -20°c does not affect the mechanical properties of intramedullary bone/implant-interface: brief report. TOORTHJ 5(1): 219–222. doi: 10.2174/1874325001105010219
41. DIN Deutsches Institut für Normung e. V. (2018) DIN EN ISO 19023
42. El-Bialy T, Kusnoto B (2020) The Use of TADs with a Wilson Distalizing Arch. In: Park JH (ed) Tem-porary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 161–167
43. Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF et al. (2011) Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. Am J Orthod Dentofacial Orthop 139(4): 495–503. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.03.057
44. Favero LG, Pisoni A, Paganelli C (2007) Removal torque of osseointegrated mini-implants: an in vivo evaluation. Eur J Orthod 29(5): 443–448. doi: 10.1093/ejo/cjm062
45. Fayed MMS, Pazera P, Katsaros C (2010) Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. Angle Orthod 80(5): 939–951. doi: 10.2319/121009-709.1
46. Forestadent® (2015) OrthoEasy®Pin System. Instructions for use, warnings and precautions
47. Forestadent® (2020) Orthoeasy®
48. Friberg B, Sennerby L, Roos J et al. (1995) Identification of bone quality in conjunction with inser-tion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. Clin. Oral Impl. Res. 6(4): 213–219. doi: 10.1034/j.1600-0501.1995.060403.x
49. Gainsforth B, Higley L (1945) A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. Ameri-can Journal of Orthodontics and Oral Surgery 31(8): 406–417. doi: 10.1016/0096-6347(45)90025-1
50. Gantous A, Phillips JH (1995) The effects of varying pilot hole size on the holding power of minis-crews and microscrews. Plastic and Reconstructive Surgery 95(7): 1165–1169. doi: 10.1097/00006534-199506000-00004

51. Giancotti A, Paoncelli F, Germano F (2017) Management of missing second premolars using minis-crews: an elective solution for critical anchorage conditions. J Orthod 44(2): 126–136. doi: 10.1080/14653125.2017.1311983
52. Golshah A, Salahshour M, Nikkerdar N (2021) Interradicular distance and alveolar bone thickness for miniscrew insertion: a CBCT study of Persian adults with different sagittal skeletal patterns. BMC Oral Health 21(1): 534. doi: 10.1186/s12903-021-01891-8
53. Gomes JB, Campos FE, Marin C et al. (2013) Implant biomechanical stability variation at early im-plantation times in vivo: an experimental study in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants 28(3): e128-34. doi: 10.11607/jomi.2885
54. Gurdán Z, Vajta L, Tóth Á et al. (2017) Effect of pre-drilling on intraosseous temperature during self-drilling mini-implant placement in a porcine mandible model. J Oral Sci 59(1): 47–53. doi: 10.2334/josnusd.16-0316
55. Haut RC, Wei F (2017) Biomechanical Studies on Patterns of Cranial Bone Fracture Using the Im-mature Porcine Model. J Biomech Eng 139(2). doi: 10.1115/1.4034430
56. Holm L, Cunningham SJ, Petrie A et al. (2012) An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. Angle Orthod 82(6): 1022–1028. doi: 10.2319/011912-47.1
57. Ichinohe M, Motoyoshi M, Inaba M et al. (2019) Risk factors for failure of orthodontic mini-screws placed in the median palate. J Oral Sci 61(1): 13–18. doi: 10.2334/josnusd.17-0377
58. Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F et al. (2012) Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angula-tions: a 3-dimensional finite element analysis study. American journal of orthodontics and den-tofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constit-uent societies, and the American Board of Orthodontics 141(1): 71–80. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.06.031
59. Jing Chen, Karolina Kister, Sunil Wadhwa (2020) The Effects of TADs on the Alveolar Bone. In: Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics. John Wiley & Sons, Ltd, pp 45–52
60. Jung M-H (2020) Class II Correction with Skeletal Anchorage and Forsus. In: Park JH (ed) Tempo-rary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 133–141
61. Katić V, Kamenar E, Blažević D et al. (2014) Geometrical design characteristics of orthodontic mini-implants predicting maximum insertion torque. Korean J Orthod 44(4): 177–183. doi: 10.4041/kjod.2014.44.4.177

62. Kim J-S, Ahn J-P, Kim Y-H et al. (2019) Atomic layout of an orthodontic titanium mini-implant in human tissue: Insights into the possible mechanisms during osseointegration. Angle Orthod 89(2): 292–298. doi: 10.2319/051418-354.1
63. Kim S-H, Cho J-H, Chung K-R et al. (2008) Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop 134(1): 36–43. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.07.038
64. Kim T-W (2020) Anterior Open Bite Correction with One Midpalatal TAD. In: Park JH (ed) Tempo-rary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 297–307
65. Kim T-W (2020) Correction of Occlusal Canting with TADs. In: Park JH (ed) Temporary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 587–601
66. Kim YH, Yang S-M, Kim S et al. (2010) Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success. Am J Orthod Dentofacial Orthop 137(1): 66–72. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.11.036
67. Kim Y-K, Kim Y-J, Yun P-Y et al. (2009) Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. Angle Orthod 79(5): 908–914. doi: 10.2319/071808-374.1
68. Kravitz ND, Kusnoto B (2007) Risks and complications of orthodontic miniscrews. Am J Orthod Dentofacial Orthop 131(4 Suppl): S43-51. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.04.027
69. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T et al. (2007) Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 131(4 Suppl): S68-73. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.06.017
70. Lee D, Park S, Noh W-C et al. (2017) Photoacoustic imaging of dental implants in a porcine jaw-bone ex vivo. Opt Lett 42(9): 1760–1763. doi: 10.1364/OL.42.001760
71. Lee JY, Chae HS, Kim YH (2020) Total Arch Distalization and Control of Transverse Discrepancy with TADs. In: Park JH (ed) Temporary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Ho-boken, NJ, pp 213–221
72. Lee JY, Chae HS, Kim YH (2020) Total Arch Distalization and Control of Transverse Discrepancy with TADs. In: Park JH (ed) Temporary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Ho-boken, NJ, pp 213–221
73. Lee K-M, Lim S-H, Lee G-H et al. (2020) Scissor Bite Correction with TADs. In: Park JH (ed) Tempo-rary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 259–270

74. Lim H-J, Eun C-S, Cho J-H et al. (2009) Factors associated with initial stability of miniscrews for orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 136(2): 236–242. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.07.030
75. Lim S-A, Cha J-Y, Hwang C-J (2008) Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. Angle Orthod 78(2): 234–240. doi: 10.2319/121206-507.1
76. Ludwig B, Böhm B (eds) (2007) Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. Innovative Verankerungs-konzepte. Quintessenz, Berlin
77. Maino B, Mura P, Bednar J (2005) Miniscrew implants: The Spider Screw anchorage system. Semi-nars in Orthodontics 11(1): 40–46. doi: 10.1053/j.sodo.2004.11.007
78. Mallick S, Murali PS, Kuttappa MN et al. (2019) Mapping of palatal bone thickness using computed tomography for placement of mini screws — A comparative study between genders, adolescents and adults. Orthodontic Waves 78(1): 18–25. doi: 10.1016/j.odw.2018.11.001
79. Mallick S, Murali PS, Kuttappa MN et al. (2021) Optimal sites for mini-implant insertion in the lin-gual or palatal alveolar cortical bone as assessed by cone beam computed tomography in South Indian population. Orthod Craniofac Res 24(1): 121–129. doi: 10.1111/ocr.12415
80. Maya RR, Pinzan-Vercelino CRM, Gurgel JdA (2016) Effect of vertical placement angle on the inser-tion torque of mini-implants in human alveolar bone. Dental Press J Orthod 21(5): 47–52. doi: 10.1590/2177-6709.21.5.047-052.oar
81. Menezes CC de, Barros SE, Tonello DL et al. (2020) Influence of the growth pattern on cortical bone thickness and mini-implant stability. Dental Press J Orthod 25(6): 33–42. doi: 10.1590/2177-6709.25.6.033-042.oar
82. Meredith N (1998) Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont 11(5): 491–501
83. Migliorati M, Benedicenti S, Signori A et al. (2012) Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability. Am J Orthod Dentofacial Orthop 142(2): 228–234. doi: 10.1016/j.ajodo.2012.03.029
84. Migliorati M, Benedicenti S, Signori A et al. (2013) Thread shape factor: evaluation of three differ-ent orthodontic miniscrews stability. Eur J Orthod 35(3): 401–405. doi: 10.1093/ejo/cjr145
85. Misch CE (1999) Contemporary Implant Dentistry. Implant Dentistry 8(1): 90. doi: 10.1097/00008505-199901000-00013
86. Mohamed MF (2019) Removal Torque Analyses of Two Self-drilling Orthodontic Temporary An-chorage Devices (TADs). DRM: 64–67. doi: 10.33805/2572-6978.130

87. Mohammadi A, Keshavarz Meshkinfam S, Foroughi Moghaddam S (2015) Factors Associated with the Success of Orthodontic Miniscrews. J Periodontol Implant Dent 7(2): 55–60. doi: 10.15171/jpid.2015.011
88. Möhlhenrich SC, Heussen N, Winterhalder P et al. (2019) Predicting primary stability of orthodontic mini-implants, according to position, screw-size, and bone quality, in the maxilla of aged patients: a cadaveric study. Eur J Oral Sci 127(5): 462–471. doi: 10.1111/eos.12651
89. Moon W (2020) Maxillary Expansion in Skeletally Mature Patients with TADs. In: Park JH (ed) Tem-porary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 223–232
90. Mortensen MG, Buschang PH, Oliver DR et al. (2009) Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs--a pilot study. American journal of orthodontics and dentofa-cial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics 136(2): 251–259. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.03.016
91. Mosekilde L, Kragstrup J, Richards A (1987) Compressive strength, ash weight, and volume of ver-tebral trabecular bone in experimental fluorosis in pigs. Calcif Tissue Int 40(6): 318–322. doi: 10.1007/BF02556693
92. Mosekilde L, Weisbrode SE, Safron JA et al. (1993) Calcium-restricted ovariectomized sinclair S-1 minipigs: An animal model of osteopenia and trabecular plate perforation. Bone 14(3): 379–382. doi: 10.1016/8756-3282(93)90167-9
93. Motoyoshi M (2011) Clinical indices for orthodontic mini-implants. J Oral Sci 53(4): 407–412. doi: 10.2334/josnusd.53.407
94. Motoyoshi M (2020) Clinical, Mechanical, and Diagnostic Indices for the Placement of TADs. In: Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics. John Wiley & Sons, Ltd, pp 77–82
95. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M et al. (2006) Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. Clin Oral Implants Res 17(1): 109–114. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01211.x
96. Motoyoshi M, Uemura M, Ono A et al. (2010) Factors affecting the long-term stability of ortho-dontic mini-implants. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publi-cation of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics 137(5): 588.e1-5; discussion 588-9. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.05.019
97. Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K et al. (2009) Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth--3D finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Surg 38(4): 363–368. doi: 10.1016/j.ijom.2009.02.011

98. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A et al. (2007) Effect of cortical bone thickness and implant place-ment torque on stability of orthodontic mini-implants. Int J Oral Maxillofac Implants 22(5): 779–784

99. Motro M, Will LA (2020) Success with TADs. In: Park JH (ed) Temporary anchorage devices in clini-cal orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 747–755

100. Müller HP, Schaller N, Eger T et al. (2000) Thickness of masticatory mucosa. J Clin Periodontol 27(6): 431–436. doi: 10.1034/j.1600-051x.2000.027006431.x

101. Naoum S, Allan Z, Yeap CK et al. (2021) Trends in orthodontic management strategies for patients with congenitally missing lateral incisors and premolars. Angle Orthod 91(4): 477–483. doi: 10.2319/092320-809.1

102. Nguyen MV, Codrington J, Fletcher L et al. (2017) Influence of cortical bone thickness on minis-crew microcrack formation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 152(3): 301–311. doi: 10.1016/j.ajodo.2016.12.028

103. Nguyen MV, Codrington J, Fletcher L et al. (2018) The influence of miniscrew insertion torque. Eur J Orthod 40(1): 37–44. doi: 10.1093/ejo/cjx026

104. Nienkemper M, Pauls A, Ludwig B et al. (2015) Stability of paramedian inserted palatal mini-implants at the initial healing period: a controlled clinical study. Clin Oral Implants Res 26(8): 870–875. doi: 10.1111/clr.12321

105. Nienkemper M, Santel N, Hönscheid R et al. (2016) Stabilität orthodontischer Mini-Implantate bei verschiedenen Insertionstiefen : Sensitivität dreier Stabilitätsmessmethoden (Orthodontic mini-implant stability at different insertion depths : Sensitivity of three stability measurement methods). J Orofac Orthop 77(4): 296–303. doi: 10.1007/s00056-016-0036-2

106. Nienkemper M, Willmann JH, Drescher D (2020) Long-term stability behavior of paramedian pala-tal mini-implants: A repeated cross-sectional study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 157(2): 165–171. doi: 10.1016/j.ajodo.2019.01.028

107. Nienkemper M, Wilmes B, Panayotidis A et al. (2013) Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. Angle Orthod 83(2): 230–238. doi: 10.2319/043012-354.1

108. Nienkemper M, Wilmes B, Pauls A et al. (2013) Impact of mini-implant length on stability at the initial healing period: a controlled clinical study. Head Face Med 9(1): 30. doi: 10.1186/1746-160x-9-30

109. Nienkemper M, Wilmes B, Pauls A et al. (2014) Mini-implant stability at the initial healing period: a clinical pilot study. Angle Orthod 84(1): 127–133. doi: 10.2319/040813-271.1

110. Nienkemper M, Wilmes B, Pauls A et al. (2014) Treatment efficiency of mini-implant-borne distali-zation depending on age and second-molar eruption. Fortschritte der Kieferorthopädie 75(2): 118–132. doi: 10.1007/s00056-013-0199-z
111. Okazaki J, Komasa Y, Sakai D et al. (2008) A torque removal study on the primary stability of or-thodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs. Int J Oral Maxillofac Surg 37(7): 647–650. doi: 10.1016/j.ijom.2008.04.007
112. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N (2008) Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. Int J Oral Maxillofac Surg 37(4): 334–340. doi: 10.1016/j.ijom.2008.01.005
113. Pan C-Y, Chou S-T, Tseng Y-C et al. (2012) Influence of different implant materials on the primary stability of orthodontic mini-implants. Kaohsiung J Med Sci 28(12): 673–678. doi: 10.1016/j.kjms.2012.04.037
114. Papageorgiou SN, Zogakis IP, Papadopoulos MA (2012) Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 142(5): 577-595.e7. doi: 10.1016/j.ajodo.2012.05.016
115. Park H-S, Lee Y-J, Jeong S-H et al. (2008) Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. Am J Orthod Dentofacial Orthop 133(1): 30–37. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.01.044
116. Park JH (ed) (2020) Temporary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hobo-ken, NJ
117. Pearce AI, Richards RG, Milz S et al. (2007) Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. Eur Cell Mater 13: 1–10. doi: 10.22203/eCM.v013a01
118. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A et al. (2015) Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. Eur J Orthod 37(1): 56–59. doi: 10.1093/ejo/cju006
119. Pithon MM, Figueiredo DSF, Oliveira DD (2013) Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. J Oral Maxillofac Surg 71(3): 479–486. doi: 10.1016/j.joms.2012.10.002
120. Pithon MM, Nojima MG, Nojima LI (2011) In vitro evaluation of insertion and removal torques of orthodontic mini-implants. Int J Oral Maxillofac Surg 40(1): 80–85. doi: 10.1016/j.ijom.2010.09.013
121. Pithon MM, Nojima MG, Nojima LI (2012) Primary stability of orthodontic mini-implants inserted into maxilla and mandible of swine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 113(6): 748–754. doi: 10.1016/j.tripleo.2011.06.021
122. Poignard A, Lebouvier A, Cavet M et al. (2014) New preclinical porcine model of femoral head osteonecrosis to test mesenchymal stromal cell efficiency in

regenerative medicine. Int Orthop 38(9): 1837–1844. doi: 10.1007/s00264-014-2352-8

123. PSM Medical Solutions BENEFIT-System. Kurzanleitung Insertion

124. PSM Medical Solutions (2019) quattro®.KFO

125. Radwan ES, Montasser MA, Maher A (2018) Einfluss des geometrischen Designs auf die Primärsta-bilität von kieferorthopädischen Minischrauben (Influence of geometric design characteristics on primary stability of orthodontic miniscrews). J Orofac Orthop 79(3): 191–203. doi: 10.1007/s00056-018-0131-7

126. Reimann S, Ayubi M, McDonald F et al. (2016) Experimentelle Untersuchungen zum Bruch-drehmoment kieferorthopädischer Minischrauben (Experimental investigation of the fracture torque of orthodontic anchorage screws). J Orofac Orthop 77(4): 272–280. doi: 10.1007/s00056-016-0032-6

127. Romero-Delmastro, Kadioglu, Currier (2020) Considerations for the Placement of TADs. In: Tem-porary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics. John Wiley & Sons, Ltd, pp 83–89

128. Rossouw PE, Michelogiannakis D, Hintz G (2020) Control of Vertical Dimension and Chin Position in Class II Malocclusion with Miniscrew Implants. In: Park JH (ed) Temporary anchorage devices in clinical orthodontics. Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, pp 285–295

129. Rubessa M, Polkoff K, Bionaz M et al. (2017) Use of Pig as a Model for Mesenchymal Stem Cell Therapies for Bone Regeneration. Anim Biotechnol 28(4): 275–287. doi: 10.1080/10495398.2017.1279169

130. Sadr Haghighi AH, Pouyafar V, Navid A et al. (2019) Investigation of the optimal design of ortho-dontic mini-implants based on the primary stability: A finite element analysis. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects 13(2): 85–89. doi: 10.15171/joddd.2019.013

131. Salbach A, Ketschmar S, Redanz S et al. (2013) Funktionalitätstestung temporärer kieferorthopädi-scher Minischrauben. Sonderband der Praktischen Merallographie der Deutschen Gesellschaft für Materialkunde(45): 133–138

132. Sander FM, Schwenzer N, Ehrenfeld M (2011) Kieferorthopädie, 2. Aufl. Georg Thieme Verlag KG, s.l.

133. Son S, Motoyoshi M, Uchida Y et al. (2014) Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent so-cieties, and the American Board of Orthodontics 145(4): 480–485. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.12.020

134. Song Y-Y, Cha J-Y, Hwang C-J (2007) Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. Angle Orthod 77(6): 979–985. doi: 10.2319/090606-363.1

135. Suzuki M, Deguchi T, Watanabe H et al. (2013) Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics 144(2): 251–259. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.03.021

136. Tachibana R, Motoyoshi M, Shinohara A et al. (2012) Safe placement techniques for self-drilling orthodontic mini-implants. Int J Oral Maxillofac Surg 41(11): 1439–1444. doi: 10.1016/j.ijom.2012.05.031

137. Tardelli J, da Costa Valente ML, Macedo AP et al. (2021) Evaluation of biomechanical and stress distribution of different dental implant designs: Primary stability and photoelastic analysis. IRBM. doi: 10.1016/j.irbm.2021.01.003

138. Tatli U, Alraawi M, Toroğlu MS (2019) Effects of size and insertion angle of orthodontic mini-implants on skeletal anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 156(2): 220–228. doi: 10.1016/j.ajodo.2018.08.026

139. Thorwarth M, Schultze-Mosgau S, Kessler P et al. (2005) Bone regeneration in osseous defects using a resorbable nanoparticular hydroxyapatite. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 63(11): 1626–1633. doi: 10.1016/j.joms.2005.06.010

140. Toru Deguchi, Do-Gyoon Kim (2020) Mechanical Aspects of TADs. In: Temporary Anchorage De-vices in Clinical Orthodontics. John Wiley & Sons, Ltd, pp 53–60

141. TSAI M-T, YU W-P, HUANG H-L et al. (2019) Effect of bone quality on initial stability of orthodontic miniscrews. J. Mech. Med. Biol. 19(02): 1940013. doi: 10.1142/S021951941940013X

142. Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M et al. (1991) Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. Int J Oral Maxillofac Implants 6(4): 442–447

143. Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H et al. (2007) Osseointegration of miniscrews: a histo-morphometric evaluation. Eur J Orthod 29(5): 437–442. doi: 10.1093/ejo/cjm078

144. Vidalón JA, Liñan C, Tay LY et al. (2021) Evaluation of the palatal bone in different facial patterns for orthodontic mini-implants insertion: A cone-beam computed tomography study. Dental Press J Orthod 26(1): e2119204. doi: 10.1590/2177-6709.26.1.e2119204.oar

145. Walter A, Winsauer H, Marcé-Nogué J et al. (2013) Design characteristics, primary stability and risk of fracture of orthodontic mini-implants: pilot scan electron

microscope and mechanical studies. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 18(5): e804-10. doi: 10.4317/medoral.18674

146. Wara-aswapati N, Pitiphat W, Chandrapho N et al. (2001) Thickness of palatal masticatory mucosa associated with age. J Periodontol 72(10): 1407–1412. doi: 10.1902/jop.2001.72.10.1407
147. Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H (2008) Microdamage in cortical bone due to the over-tightening of orthodontic microscrews. J Orofac Orthop 69(2): 121–134
148. William R Proffit, Dds PhD, Henry Fields, Dds MS Msd, Larson B et al. (2019) Contemporary Ortho-dontics, 6e: South Asia Edition-E-Book. Elsevier Health Sciences
149. Wilmes B, Drescher D (2009) Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. Angle Orthod 79(4): 609–614. doi: 10.2319/071708-373.1
150. Wilmes B, Drescher D (2011) Impact of bone quality, implant type, and implantation site prepara-tion on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Surg 40(7): 697–703. doi: 10.1016/j.ijom.2010.08.008
151. Wilmes B, Drescher D (2019) Präprothetische Intrusion elongierter oberer Molaren mittels „Mini-Mausefalle“. Inf Orthod Kieferorthop 51(02): 126–130. doi: 10.1055/a-0860-4024
152. Wilmes B, Ludwig B, Vasudavan S et al. (2016) The T-Zone: Median vs. Paramedian Insertion of Palatal Mini-Implants. J Clin Orthod 50(9): 543–551
153. Wilmes B, Nienkemper M, Drescher D (2010) Application and effectiveness of a mini-implant- and tooth-borne rapid palatal expansion device: the hybrid hyrax. World J Orthod 11(4): 323–330
154. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su Y-Y et al. (2008) Impact of implant design on primary stability of or-thodontic mini-implants. J Orofac Orthop 69(1): 42–50. doi: 10.1007/s00056-008-0727-4
155. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D (2011) Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. Eur J Orthod 33(4): 396–401. doi: 10.1093/ejo/cjq151
156. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G et al. (2006) Parameters affecting primary stability of ortho-dontic mini-implants. Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie 67(3): 162–174. doi: 10.1007/s00056-006-0611-z

157. Wilmes B, Su Y-Y, Drescher D (2008) Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. Angle Orthod 78(6): 1065–1070. doi: 10.2319/100707-484.1

158. Wilmes B, Su Y-Y, Sadigh L et al. (2008) Pre-drilling force and insertion torques during orthodontic mini-implant insertion in relation to root contact. J Orofac Orthop 69(1): 51–58. doi: 10.1007/s00056-008-0726-5

159. Wilmes B, Vasudavan S, Drescher D (2019) Maxillary molar mesialization with the use of palatal mini-implants for direct anchorage in an adolescent patient. Am J Orthod Dentofacial Orthop 155(5): 725–732. doi: 10.1016/j.ajodo.2019.01.011

160. Xu Z, Zhao L, Wu Y et al. (2014) Histomorphometric and biomechanical analyses of the osseointe-gration of loaded orthodontic microscrews inserted at different cortical bone thickness sites. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 118(2): 157–165. doi: 10.1016/j.oooo.2012.06.007

161. Yadav S, Sachs E, Vishwanath M et al. (2018) Gender and growth variation in palatal bone thick-ness and density for mini-implant placement. Prog Orthod. 19(1): 43. doi: 10.1186/s40510-018-0241-1

162. Yanosky MR, Holmes JD (2008) Mini-implant temporary anchorage devices: orthodontic applica-tions. Compend Contin Educ Dent 29(1): 12-20; quiz 21, 30

163. Yerby S, Scott CC, Evans NJ et al. (2001) Effect of Cutting Flute Design on Cortical Bone Screw Insertion Torque and Pullout Strength. Journal of Orthopaedic Trauma 15(3): 216

164. Yoo S-H, Park Y-C, Hwang C-J et al. (2014) A comparison of tapered and cylindrical miniscrew sta-bility. The European Journal of Orthodontics 36(5): 557–562. doi: 10.1093/ejo/cjt092

165. Zimmermann CE, Thurmüller P, Troulis MJ et al. (2005) Histology of the porcine mandibular dis-traction wound. Int J Oral Maxillofac Surg 34(4): 411–419. doi: 10.1016/j.ijom.2004.09.002

X. ANHANG

10.1 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

ABB. 1 AUFBAU EINES MI AM BEISPIEL EINES TOMAS®-PIN IN ANLEHNUNG AN DENTAURUM GERMANY [37].....6

ABB. 2 STABILITÄT DER IMPLANTATE IN ANLEHNUNG AN HTTPS://ABUTMENTS4LIFE.DE/EN/ONE-ABUTMENT-THE-1ST-TIME-2/ISQ/ [1].....8

ABB. 3 SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES VERSUCHSAUFBAUS 20

ABB. 4 AUSSCHNITT DES SANDWICH-KNOCHENMODELLS (SAWBONES® EUROPE AB, MALMÖ, SCHWEDEN) 23

ABB. 5 DIE ERMITTELTEN PARAMETER DER SCHRAUBENGEOMETRIE AM BEISPIEL EINER QUATTRO® MINI SCHRAUBE; AOG: ABSCHNITT OHNE GEWINDE.....24

ABB. 6 A: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES PRÜFSTANDS ZUR DREHMOMENTMESSUNG [128] B: FOTOGRAFIE DES PRÜFSTANDS MIT POSITIONIERUNG EINES KNOCHENMODELLS C: AUFNAHME MIT ANGESCHLOSSENEM SCHRAUBENHALTER 26

ABB. 7 A: PRÄPARIERTER UND MIT EINEM ROSENBOHRER GEKENNZEICHNETER BECKENKAMMKNOCHEN B: MIT EINEM WASSERFESTEN MARKER GEKENNZEICHNETE POTENZIELLE INSERTIONSSTELLEN.....27

ABB. 8 A: ÜBERSICHTSFUNKTION (SCOUT) IN DER ANALYSESOFTWARE B: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER KORTIKALISDICKEN-MESSUNG 29

ABB. 9 CT-AUFNAHME MIT DARSTELLUNG DER MESSUNG DER KORTIKALISDICKE (A) UND DER KNOCHENDICHTE (B)....29

ABB. 10 MESSUNG DER EIN- UND AUSDREHMOMENTE AM BECKENKAMM 31

ABB. 11 MAXIMALE EINDREHMOMENTE UND MINIMALE AUSDREHMOMENTE IM KUNSTKNOCHEN (*: P ≤ 0,05) 36

ABB. 12 MI-MODELL ORTHOEASY®: MAXIMALE EINDREHMOMENTE UND MINIMALE AUSDREHMOMENTE IN ABHÄNGIGKEIT DER DREI KORTIKALISDICKEN (# P ≤ 0,05).....37

ABB. 13 MI-MODELL QUATTRO® MINI: MAXIMALE EINDREHMOMENTE UND MINIMALE AUSDREHMOMENTE IN ABHÄNGIGKEIT DER DREI KORTIKALISDICKEN (# P ≤ 0,05).....38

ABB. 14 MI-MODELL TOMAS®-PIN: MAXIMALE EINDREHMOMENTE UND MINIMALE AUSDREHMOMENTE IN ABHÄNGIGKEIT DER DREI KORTIKALISDICKEN (# P ≤ 0,05).....39

ABB. 15 DAS MAXIMALE EINDREHMOMENT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KORTIKALISDICHTE (R_S = 0,7; P =0,000; N = 90); EXPONENTIELLE REGRESSION ALS MODELL DER ABHÄNGIGKEIT (R^2 = 0,5; P = 0,000; N = 90; $y = 6{,}773972561122952 \times e^{0{,}0008953541551934588\,x}$).....40

ABB. 16 DAS MINIMALE AUSDREHMOMENT IN ABHÄNGIGKEIT VOM MAXIMALEN EINDREHMOMENT (R_S = - 0,8; P =0,000; N = 43), EINFACHE LINEARE REGRESSION ALS MODELL DIESER ABHÄNGIGKEIT (R^2 = 0,6; P = 0,000; $y = 5{,}6 - 1{,}3x$) 41

ABB. 17 MAXIMALE EINDREHMOMENTE UND MINIMALE AUSDREHMOMENTE BEI KORTIKALISDICKE 0,8 MM (* P ≤ 0,05) 42

ABB. 18 MAXIMALE EINDREHMOMENTE UND MINIMALE AUSDREHMOMENTE BEI KORTIKALISDICKE 1,5 MM 43

ABB. 19 MAXIMALE EINDREHMOMENTE UND MINIMALE AUSDREHMOMENTE BEI KORTIKALISDICKE 2,8 MM (* P ≤ 0,05) 44

ABB. 20 BEURTEILUNG DER UNVERSEHRTHEIT UND FUNKTIONALITÄT DER SCHRAUBEN: LINKS RADIOLOGISCHE BETRACHTUNG DER SCHRAUBE ORTHOEASY® NR. 17801 (ROTER PFEIL); SCHRAUBE NR. 170803 EBENFALLS TEILWEISE ZU SEHEN (GRÜNER PFEIL); RECHTS: DIE ÜBERSICHTSFUNKTION (SCOUT): DER ROTE STRICH (BLAUER PFEIL) ZEIGT, WIE DER QUERSCHNITT ORIENTIERT IST. 46

ABB. 21 MORPHOLOGISCHE BETRACHTUNG DER INSERIERTEN SCHRAUBEN IM STEREOZOOM (OBJEKTIV X1,25, VERGRÖßERUNG X 0,603) A: ORTHOEASY® NR. 120204 B: QUATTRO® MINI NR. 160603 C: TOMAS®-PIN NR. 120402. 47

ABB. 22 MORPHOLOGISCHE BETRACHTUNG DER EXPLANTIERTEN SCHRAUBEN (OBJEKTIV X1,25, VERGRÖßERUNG X 0,603) A: ORTHOEASY® NR. 12606 B: ORTHOEASY® NR. 170402 MIT DEUTLICHER ABNUTZUNG DER FARBLICHEN BESCHICHTUNG (PFEILE) C: QUATTRO® MINI NR. 130302 D: TOMAS®-PIN NR. 170401 48

ABB. 23 MORPHOLOGISCHE BETRACHTUNG DER GEBROCHENEN SCHRAUBEN VOM TYP QUATTRO® MINI (OBJEKTIV X1,25, VERGRÖßERUNG X 0,603) A: NR. 90602, GEBROCHEN BEI DER INSERTION B: NR. 130502, GEBROCHEN BEI DER INSERTION C: NR. 130402, GEBROCHEN BEI DER EXPLANTATION 49

ABB. 24. MAXIMALE EINDREHMOMENTE UND MINIMALE AUSDREHMOMENTE BEI OPERATEUR 1, 2 UND 3 50

10.2 TABELLENVERZEICHNIS

TAB. 1 KLASSIFIKATION DER KNOCHENTYPEN NACH MISCH UND DEREN PHYSIKALISCHE UND RADIOGRAPHISCHE EIGENSCHAFTEN [83] 12

TAB. 2 EMPFEHLUNGEN FÜR PILOTBOHRUNG IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KORTIKALISDICKE [11]....13

TAB. 3 ATTRIBUTE, DIE ENTSCHEIDEND FÜR DIE EIGNUNG ALS MODELL DES MENSCHLICHEN KNOCHENS SIND[115] 18

TAB. 4 DIE VOM HERSTELLER ANGEGEBENEN EIGENSCHAFTEN DER MI-MODELLE ORTHOEASY®, QUATTRO® MINI [122] UND TOMAS®-PIN [37] 22

TAB. 5 DIMENSIONEN DER VON DEN HERSTELLERN DER MI-MODELLE EMPFOHLENEN PILOTBOHRER [37, 122] 25

TAB. 6 PARAMETER, DIE FÜR ALLE DURCHGEFÜHRTEN CT-AUFNAHMEN VERWENDUNG FANDEN 28

TAB. 7 SPANNE DER KORTIKALISDICKEN, DIE DIE POTENZIELLEN INSERTIONSLÖCHER AUFWEISEN KONNTEN, UM FÜR DIE GRUPPE MIT DER ZIELGRÖßE VON 0,8 MM, 1,5 MM BZW. 2,8 MM GENUTZT WERDEN ZU KÖNNEN....30

TAB. 8 ERGEBNISSE DER SCHRAUBENVERMESSUNG....34

TAB. 9 GEBROCHENE SCHRAUBEN: DREHMOMENTE UND KORTIKALISEIGENSCHAFTEN....49

TAB. 10 EIN- UND AUSDREHMOMENTMESSUNGEN BEI KORTIKALISDICKE 0,8 MM 85

TAB. 11 EIN- UND AUSDREHMOMENTMESSUNGEN BEI KORTIKALISDICKE 1,5 MM 86

TAB. 12 EIN- UND AUSDREHMOMENTMESSUNGEN BEI KORTIKALISDICKE 2,8 MM 87

TAB. 13 EIN- UND AUSDREHMOMENTMESSUNGEN BEI 3 VERSCHIEDENEN OPERATEUREN....88

TAB. 14 EINFLUSS DER GESAMTLÄNGE AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE 89

TAB. 15 EINFLUSS DER GEWINDELÄNGE AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE....89

TAB. 16 EINFLUSS DER LÄNGE DES ABSCHNITTS OHNE GEWINDE AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE 89

TAB. 17 EINFLUSS DES DURCHMESSERS DES ABSCHNITTS OHNE GEWINDE AUF DIE EIN- 90

TAB. 18 EINFLUSS DES AUßENDURCHMESSERS AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE....90

TAB. 19 EINFLUSS DES INNENDURCHMESSERS AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE....90

TAB. 20 EINFLUSS DES UNTERSCHIEDS ZWISCHEN DEM DURCHMESSER DES ABSCHNITTES OHNE GEWINDE UND DEM INNENDURCHMESSER AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE....91

TAB. 21 EINFLUSS DER GEWINDETIEFE AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE 91

TAB. 22 EINFLUSS DER GEWINDESTEIGUNG AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE....91

TAB. 23 EINFLUSS DES FLANKENWINKELS AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE 92

TAB. 24 EINFLUSS DES SPITZENWINKELS AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE 92

TAB. 25 EINFLUSS DER ANZAHL DER GEWINDEGÄNGE AUF DIE EIN- UND AUSDREHMOMENTE 92

10.3 EINZELNE DREHMOMENTMESSUNGEN

Tab. 10 Ein- und Ausdrehmomentmessungen bei Kortikalisdicke 0,8 mm

Loch	Kortikalisdicke [mm]	Kortikalisdichte [HU]	SD Kortikalisdichte [HU]	Schraubentyp	max. Eindrehmoment [Ncm]	MW max. Eindrehmoment [Ncm]	gebrochen bei Insertion	min. Ausdrehmoment [Ncm]	MW min. Ausdrehmoment [Ncm]	gebrochen bei Extraktion
20207	0,73	559	176	o	16,2			-13,3		
220201	0,77	347	123	o	12,9			-9,7		
120303	0,81	663	144	o	11,6			-9,4	-9,6	
180303	0,74	302	148	o	11,6			-8,3		
120304	0,73	951	220	o	12,6			-7,5		
140203	0,74	628	97	o	9,7	14,9		-		
20306	0,75	1060	234	o	15,5			-		
70202	0,75	912	210	o	20,2			-		
170302	0,76	1093	307	o	19,3			-		
120306	0,77	687	210	o	19,7			-		
170303	0,82	890	158	q	13,7			-12,7		
160301	0,79	704	238	q	12,5			-11,6		
110203	0,77	459	54	q	12,7			-9,2	-8,8	
170104	0,72	795	64	q	9,7			-5,4		
100103	0,77	331	106	q	7,9			-5,2		
20307	0,73	1179	213	q	14,6	11,6		-		
90304	0,75	595	152	q	19,1			-		
80105	0,76	841	154	q	8,5			-		
120201	0,76	65	126	q	6,8			-		
220202	0,81	990	324	q	10,3			-		
170204	0,74	832	136	t	12,2			-8,0		
120305	0,67	714	156	t	10,2			-5,8		
50202	0,73	420	144	t	8,9			-5,3	-5,3	
160305	0,81	725	249	t	9,3			-4,0		
180203	0,74	314	133	t	10,1			-3,5		
180407	0,74	930	274	t	8,2	10,5		-		
30203	0,75	1020	107	t	13,1			-		
80301	0,75	908	304	t	11,4			-		
180205	0,76	703	98	t	8,7			-		
120403	0,83	763	203	t	12,9			-		

o: OrthoEasy®; q: Quattro® mini; t: tomas®-pin

Tab. 11 Ein- und Ausdrehmomentmessungen bei Kortikalisdicke 1,5 mm

Loch	Kortikalisdicke [mm]	Kortikalisdichte [HU]	SD Kortikalisdichte [HU]	Schraubentyp	max. Eindrehmoment [Ncm]	MW max. Eindrehmoment [Ncm]	gebrochen bei Insertion	min. Ausdrehmoment [Ncm]	MW min. Ausdrehmoment [Ncm]	gebrochen bei Extraktion
170402	1,52	1131	176	o	28,4			-32,5		
160502	1,43	1336	142	o	29,5			-27,4		
120606	1,47	1389	174	o	27,2			-26,3	-22,0	
20403	1,49	1104	268	o	23,4			-12,2		
210205	1,53	746	283	o	13,4			-11,4		
100403	1,47	1349	364	o	35,6	22,2		-		
80402	1,49	1458	172	o	22,3			-		
40202	1,50	1331	285	o	16,7			-		
120505	1,52	1192	79	o	12,5			-		
120204	1,55	755	68	o	13,4			-		
70303	1,54	1269	105	q	24,3			-58,8		
170403	1,49	1276	167	q	21,7			-25,1		
120605	1,47	1329	289	q	15,5			-12,6	-22,9	
130302	1,45	850	143	q	17,2			-12,2		
160206	1,45	384	109	q	18,5			-5,9		
180404	1,48	1303	271	q	12,0	15,9		-		
80203	1,50	1338	88	q	10,6			-		
80403	1,50	1414	284	q	17,5			-		
170105	1,50	551	99	q	10,3			-		
160402	1,52	1193	291	q	11,5			-		
150305	1,53	1248	121	t	25,4			-27,4		
170401	1,54	1360	130	t	18,9			-17,1		
120503	1,47	1164	202	t	15,1			-11,8	-14,9	
30303	1,47	1374	266	t	18,6			-9,3		
150301	1,46	897	176	t	14,0			-9,1		
110403	1,47	1302	108	t	19,2	18,9		-		
140403	1,50	1356	157	t	31,2			-		
160205	1,50	620	187	t	12,2			-		
180505	1,53	1450	177	t	19,5			-		
160405	1,59	1163	295	t	14,8			-		

o: OrthoEasy®; q: Quattro® mini; t: tomas®-pin

Tab. 12 Ein- und Ausdrehmomentmessungen bei Kortikalisdicke 2,8 mm

Loch	Kortikalisdicke [mm]	Kortikalisdichte [HU]	SD Kortikalisdichte [HU]	Schraubentyp	max. Eindrehmoment [Ncm]	MW max. Eindrehmoment [Ncm]	gebrochen bei Insertion	min. Ausdrehmoment [Ncm]	MW min. Ausdrehmoment [Ncm]	gebrochen bei Extraktion
100402	2,79	1314	72	o	50,2	40,9		-57,2	-46,6	
170503	2,70	1471	122	o	37,8			-56,6		
60404	2,67	1341	118	o	35,1			-44,1		
160505	2,78	1086	372	o	29,6			-28,5		
160701	2,81	1566	74	o	50,6			-		
170801	2,68	1615	138	o	41,3			-		
211001	2,74	1495	197	o	38,9			-		
170602	2,78	1407	85	o	39,5			-		
180803	2,78	1558	102	o	47,2			-		
140503	2,79	1378	137	o	38,7			-		
130402	2,78	1349	119	q	30,7	21,6		-29,7	-20,8	x
160506	2,81	1176	282	q	18,3			-21,8		
130503	2,70	1329	93	q	22,9			-19,3		
170701	2,68	1629	102	q	21,1			-12,2		
90602	2,75	1476	143	q	24,1		x	-		
130603	2,68	1498	160	q	24,8			-		
180702	2,75	1485	106	q	21,0			-		
130502	2,76	1638	230	q	27,4		x	-		
170504	2,77	1307	213	q	12,2			-		
160603	2,82	1427	155	q	13,3			-		
210202	2,78	598	179	t	12,1	25,1		-58,8	-37,2	
170502	2,71	1308	60	t	28,5			-35,4		
120801	2,82	1458	134	t	28,8			-34,2		
160602	2,65	1474	126	t	26,9			-34,0		
180603	2,70	1365	268	t	29,5			-23,4		
120701	2,69	1487	190	t	21,7			-		
20603	2,74	1396	170	t	27,5			-		
210504	2,74	1478	157	t	21,3			-		
210701	2,74	1571	118	t	33,2			-		
170803	2,77	1493	164	t	21,9			-		

o: OrthoEasy®; q: Quattro® mini; t: tomas®-pin

Tab. 13 Ein- und Ausdrehmomentmessungen bei 3 verschiedenen Operateuren

Loch	Operateur	Kortikalisdicke [mm]	MW Kortikalisdicke [mm]	Kortikalisdichte [HU]	SD Kortikalisdichte [HU]	Mittelwert Kortikalisdichte [HU]	max. Eindrehmoment [Ncm]	MW Eindrehmoment [Ncm]	min. Ausdrehmoment [Ncm]	MW min. Ausdrehmoment [Ncm]
190305	1	0,98		687	182		7,3		-6,7	
190306	1	1,01		773	287		5,6		-3,6	
230204	1	0,93	1,00	600	87	173	6,4	7,7	-5,0	-6,7
230303	1	1,04		1009	171		6,5		-6,7	
230306	1	1,04		899	138		12,4		-11,4	
200102	2	1,03		585	153		6,9		-6,4	
200201	2	1,04		546	105		8,1		-6,5	
200303	2	1,01	1,01	1252	138	157	16,5	11,3	-15,1	-9,0
230304	2	0,98		667	79		9,1		-6,3	
230403	2	0,97		1188	312		15,9		-10,6	
190205	3	0,98		565	137		6,2		-5,0	
200203	3	1,02		933	160		9,7		-10,1	
200301	3	1,00	1,00	1163	226	197	9,3	9,4	-8,3	-8,6
230206	3	0,97		469	247		7,4		-6,2	
230404	3	1,04		1294	215		14,4		-13,4	

10.4 EINFLUSS DER PARAMETER DER SCHRAUBENGEOMETRIE AUF DIE DREHMOMENTE

Tab. 14 Einfluss der Gesamtlänge auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	-0,643**	0,010	15	0,246	0,377
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	-0,113	0,551	15	0,454	0,089
	1,5 mm	30	0,241	0,200	15	0,161	0,567
	2,8 mm	30	0,179	0,343	13	-0,530	0,062
	insgesamt	90	0,075	0,483	43	0,016	0,921

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 15 Einfluss der Gewindelänge auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	0,151	0,591	15	0,662**	0,007
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	-0,354	0,055	15	0,170	0,544
	1,5 mm	30	-0,368*	0,045	15	0,132	0,638
	2,8 mm	30	-0,783**	0,000	13	0,681*	0,010
	insgesamt	90	-0,332**	0,001	43	0,160	0,305

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 16 Einfluss der Länge des Abschnitts ohne Gewinde auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	0,151	0,591	15	0,662**	0,007
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	0,354	0,055	15	0,170	0,544
	1,5 mm	30	-0,368**	0,045	15	0,132	0,638
	2,8 mm	30	-0,783**	0,000	13	0,681*	0,010
	insgesamt	90	-0,332**	0,001	43	0,160	0,305

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 17 Einfluss des Durchmessers des Abschnitts ohne Gewinde auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	-0,151	0,591	15	-0,662**	0,007
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	0,354	0,055	15	-0,170	0,544
	1,5 mm	30	0,368*	0,045	15	-0,132	0,638
	2,8 mm	30	0,783**	0,000	13	-0,681*	0,010
	insgesamt	90	0,332**	0,001	43	-0,160	0,305

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 18 Einfluss des Außendurchmessers auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	-0,151	0,591	15	-0,662**	0,007
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	0,354	0,055	15	-0,170	0,544
	1,5 mm	30	0,368*	0,045	15	-0,132	0,638
	2,8 mm	30	0,783**	0,000	13	-0,681*	0,010
	insgesamt	90	0,332**	0,001	43	-0,160	0,305

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 19 Einfluss des Innendurchmessers auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	-0,151	0,591	15	-0,662**	0,007
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	0,354	0,055	15	-0,170	0,544
	1,5 mm	30	0,368*	0,045	15	-0,132	0,638
	2,8 mm	30	0,783**	0,000	13	-0,681*	0,010
	insgesamt	90	0,332**	0,001	43	-0,160	0,305

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 20 Einfluss des Unterschieds zwischen dem Durchmesser des Abschnittes ohne Gewinde und dem Innendurchmesser auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	0,491	0,063	15	-0,416	0,123
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	0,467**	0,009	15	-0,624*	0,013
	1,5 mm	30	0,127	0,502	15	-0,293	0,289
	2,8 mm	30	0,604**	0,000	13	-0,681*	0,010
	insgesamt	90	0,257*	0,014	43	-0,170	0,275

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 21 Einfluss der Gewindetiefe auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	-0,151	0,591	15	-0,662**	0,007
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	0,354	0,055	15	-0,170	0,544
	1,5 mm	30	0,368*	0,045	15	-0,132	0,638
	2,8 mm	30	0,783**	0,000	13	-0,681*	0,010
	insgesamt	90	0,332**	0,001	43	-0,160	0,305

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 22 Einfluss der Gewindesteigung auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	-0,643**	0,010	15	-0,246	0,377
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	-0,113	0,551	15	0,454	0,089
	1,5 mm	30	0,241	0,200	15	0,161	0,567
	2,8 mm	30	0,179	0,343	13	-0,530	0,062
	insgesamt	90	0,075	0,483	43	0,016	0,921

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 23 Einfluss des Flankenwinkels auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	-0,151	0,591	15	0,662**	0,007
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	0,354	0,055	15	-0,170	0,544
	1,5 mm	30	0,368*	0,045	15	-0,132	0,638
	2,8 mm	30	0,783**	0,000	13	-0,681*	0,010
	insgesamt	90	0,332**	0,001	43	-0,160	0,305

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 24 Einfluss des Spitzenwinkels auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	0,491	0,063	15	-0,416	0,123
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	0,467**	0,009	15	-0,624*	0,013
	1,5 mm	30	0,127	0,502	15	-0,293	0,289
	2,8 mm	30	0,604**	0,000	13	-0,076	0,806
	insgesamt	90	0,257*	0,014	43	-0,170	0,275

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

Tab. 25 Einfluss der Anzahl der Gewindegänge auf die Ein- und Ausdrehmomente

		maximales Eindrehmoment			minimales Ausdrehmoment		
		n	r	p-Wert	n	r	p-Wert
Kunstknochen		15	0,643**	0,010	15	0,246	0,377
porciner Beckenkamm/ Kortikalisdicke	0,8 mm	30	0,113	0,551	15	-0,454	0,089
	1,5 mm	30	-0,241	0,200	15	-0,161	0,567
	2,8 mm	30	-0,179	0,343	13	0,530	0,062
	insgesamt	90	-0,075	0,483	43	-0,016	0,921

*: $p \leq 0,05$; **: $p \leq 0,01$

10.5 EIDESSTAATLICHE VERSICHERUNG

Ich versichere eidesstattlich durch eigenhändige Unterschrift, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Veröffentlichungen entnommen sind, habe ich als solche kenntlich gemacht.

Die Arbeit ist noch nicht veröffentlicht und ist in gleicher oder ähnlicher Weise noch nicht als Studienleistung zur Anerkennung oder Bewertung vorgelegt worden. Ich weiß, dass bei Abgabe einer falschen Versicherung die Prüfung als nicht bestanden zu gelten hat.

Rostock _____ _____

(Abgabedatum) (Vollständige Unterschrift)

10.6 DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich allen Personen meinen tiefsten Dank aussprechen, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.
Mein Dank gilt zunächst Frau Prof. Dr. med. dent. habil. Franka Stahl, die mir die Durchführung dieser Forschung unter ihrer Leitung ermöglicht hat.
Ich danke Frau apl. Prof. Dr.-Ing. habil. Dr. rer. nat. Mareike Warkentin und Frau Dr. Kathrin Duske für die hilfsbereite und wissenschaftliche Betreuung dieser Doktorarbeit.
Mein Dank gilt auch Frau Dipl.-Ing. Claudia Oehlschläger und Herrn Daniel Wolter für ihre Hilfe bei der Durchführung der Laborarbeiten.
Des Weiteren möchte ich mich bei Prof. Dr. med. Marc-André Weber und seinen Mitarbeitern, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Kinder- und Neuroradiologie, für die Nutzung der CT-Geräte und die technische Unterstützung bei den Aufnahmen bedanken.
Ich danke Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Bernhard Frerich für den Zugang zu den Räumlichkeiten und Geräten der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie.
Für die finanzielle Unterstützung des Projektes möchte ich der Mecklenburg-Vorpommerschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an den Universitäten Greifswald und Rostock meinen Dank ausdrücken.

10.7 LEBENSLAUF

Persönliche Angaben:

Name:	Anna Kauza
Geburtsdatum:	18.07.1990
Geburtsort:	Leschnitz, Oberschlesien
Staatsangehörigkeit:	Deutsch

Beruflicher Werdegang:

08/2020 – dato	Angestellte Kieferorthopädin in kieferorthopädischen Fachpraxen
08/2020	Erlangung der Gebietsbezeichnung „Fachzahnärztin für Kieferorthopädie“
05/2019 – 05/2020	Weiterbildungsassistentin in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universitätsmedizin Rostock
11/2016 - 05/2019	Weiterbildungsassistentin in kieferorthopädischen Fachpraxen
07/2015 - 10/2016	Assistenzzahnärztin in kieferorthopädischer Fachpraxis
10/2014 - 09/2015	Vorbereitungsassistentin in allgemeinzahnärztlicher Praxis

Universitärer Werdegang:

10/2009 - 07/2014	Zahnmedizinstudium (Abschlussnote: gut minus) Medizinische Universität, Posen
09/2013 - 01/2014	Zahnmedizinstudium, Hacettepe Universität, Ankara

Schulischer Werdegang:

09/2007 - 06/2009	International Baccalaureate Diploma (Note: 41/45) Jakub-Jasiński-Lyzeum, Breslau