

Aus der Gemeinschaftspraxis für Kieferorthopädie  
Prof. Dr. Axel Bumann – Dr. Kerstin Wiemer  
Berlin

DISSERTATION

**Untersuchungen zur Primärstabilität von tomas<sup>®</sup>-Pins  
– Eine In-vitro-Studie –**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Anja Gummelt

aus Bad Saarow

Gutachter: 1. Prof. Dr. A. Bumann  
2. Prof. Dr. R. J. Radlanski  
3. Prof. Dr. Dr. H. Wehrbein

Datum der Promotion: 07.12.2007

*Für Stefan*

1. Einleitung	7
2. Literaturüberblick	9
2.1. Begriffsdefinitionen	9
2.2. Historie der Implantate und Minischrauben in der Kieferorthopädie	9
2.3. Indikationen implantatgestützter Verankerung	11
2.4. Vor- und Nachteile osseointegrierter orthodontischer Implantate	12
2.4.1. Vorteile osseointegrierter orthodontischer Implantate	12
2.4.2. Nachteile osseointegrierter orthodontischer Implantate	12
2.5. Minischrauben in der Kieferorthopädie	12
2.6. Vor- und Nachteile der Minischrauben	14
2.6.1. Vorteile der Minischrauben	14
2.6.2. Nachteile und Komplikationen der Minischrauben	14
2.7. Ursachen für den Verlust der Minischrauben	14
3. Fragestellungen	17
4. Material und Methoden	18
4.1. Eindreh- und Ausdrehmomentmessung	18
4.1.1. Auswahl der Minischrauben	18
4.1.2. Zusätzlich benötigte Instrumente zum Inserieren des Pins	19
4.1.3. Auswahl und Vorbereitung der Knochenstücke	20
4.1.4. Das Torque-Mess-System	21
4.1.5. Durchführung der Eindreh- und Ausdrehmomentmessung	22
4.2. Ausreißkraftmessung der Pins aus dem Knochen	23
4.2.1. Vorbereitung der Messungen	23
4.2.2. Durchführung der Messungen	23
4.3. Ausreißkraftmessung des Bogens aus dem Pin	24
4.3.1. Auswahl der Adhäsive	24
4.3.2. Vorbereitung und Durchführung der Kraftmessungen	25
4.4. Statistische Auswertung	26
4.4.1. Eindreh- und Ausdrehmomente	26
4.4.2. Ausreißkraftmessung der Pins aus dem Knochen	27
4.4.3. Ausreißkraftmessung des Bogens aus dem Pin	27

5. Ergebnisse	29
5.1. Drehmomentmessung	29
5.1.1. Durchschnittliches Eindrehmoment	29
5.1.1.1. Vergleich zwischen Pin 8 mm und 10 mm	32
5.1.1.2. Vergleich zwischen den Vorbohrergrößen	32
5.1.1.3. Vergleich zwischen den Kortikalisgruppen	33
5.1.2. Maximales Eindrehmoment	34
5.1.3. Durchschnittliches Ausdrehmoment	35
5.1.3.1. Vergleich zwischen Pin 8 mm und 10 mm	38
5.1.3.2. Vergleich zwischen den Vorbohrern	38
5.1.3.3. Vergleich zwischen den Kortikalisgruppen	39
5.1.4. Maximales Ausdrehmoment	40
5.2. Ausreißkraft der Pins aus dem Knochen	42
5.2.1. Vergleich zwischen Pin 8 mm und Pin 10 mm	43
5.2.2. Vergleich zwischen den Vorbohrergrößen	44
5.2.3. Vergleich zwischen den Kortikalisgruppen	45
5.3. Ausreißkraftmessung des Drahtes aus dem Pin	46
5.3.1. Kraftmessung in Achsenrichtung des Pins	46
5.3.2. Kraftmessung senkrecht zur Achsenrichtung des Pins	46
6. Diskussion	49
6.1. Drehmomentversuche	49
6.1.1. Material und Methoden	49
6.1.2. Ergebnisse	50
6.2. Ausreißkraftmessung der Pins aus dem Knochen	53
6.2.1. Material und Methode	53
6.2.2. Ergebnisse	53
6.3. Ausreißkraftmessung des Bogens aus dem Pin	55
6.3.1. Material und Methode	55
6.3.2. Ergebnisse	55
7. Schlussfolgerungen	57
8. Zusammenfassungen	58
8.1. Zusammenfassung	58
8.2. Summary	60

9. Literaturverzeichnis	63
10. Anhang	70
10.1. Danksagung	70
10.2. Lebenslauf	71
10.3. Eidesstattliche Erklärung	72

### 1. Einleitung

Schöne und gerade stehende Zähne werden heutzutage mit Gesundheit und Attraktivität gleichgesetzt. So wundert es nicht, dass die Zahl der erwachsenen Patienten, die sich einer kieferorthopädischen Behandlung unterziehen, in den letzten Jahren stark zugenommen hat. Eine konventionelle Zahnkorrektur ist hier nicht immer ohne Probleme möglich, da aufgrund der oft reduzierten Zahnzahl und durch Parodontitis verursachten Abbau des desmodontalen Halteapparates, die Nutzung der natürlichen Dentition zur kieferorthopädischen Verankerung nur eingeschränkt möglich ist. Außerdem werden konventionelle Apparaturen wie zum Beispiel der Headgear von den Patienten aus ästhetischen Gründen abgelehnt und können sogar mit erheblichen Nachteilen verbunden sein. Gerade das diskontinuierliche Tragen des Headgears führt nach *Diedrich* [19] durch den Wechsel von rein desmodontaler und der Kombinationsverankerung Desmodont/Headgear zu einem Jiggling-Effekt an den Ankerzähnen, aus dem ein desmodontales Trauma mit einer Hyalinisierung des Desmodontalspaltes resultieren kann. Weitere Nachteile des Headgears sind das wenig definierte Kraftsystem und die Verletzungsgefahr bei unsachgemäßer Handhabung der Apparatur [19]. Der Begriff der Verankerung wurde von *Angle* [1] in die Kieferorthopädie eingeführt. In seinem 1907 publiziertem Buch "Treatment of malocclusion of teeth" formulierte *Angle*: "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." An anderer Stelle schreibt *Angle*: "Die idealste Verankerung wäre natürlich eine unbewegliche Basis" [1].

Nach *Diedrich* versteht man heutzutage unter Verankerung das Abfangen (stationäre Verankerung) oder den kontrollierten Einsatz (reziproke Verankerung) reaktiver Kräfte und Momente in den drei Raumebenen [19]. Dabei ist das von *Newton* aufgestellte Gesetz über die Kraftverhältnisse im statischen Gleichgewicht von Bedeutung, das besagt, dass die Summe aller innerhalb des Gleichgewichts auftretenden Kräfte gleich null ist und  $actio = reactio$  gilt. Das bedeutet, dass die Kraftapplikation auf die zu bewegende Einheit eine reaktive entgegengesetzt gerichtete gleich große Bewegung der Verankerungseinheit verursacht. Grundsätzlich wird die biologische Verankerungsqualität der Zähne durch zahlreiche Faktoren wie Größe der Wurzeloberfläche, Attachmentniveau, Dichte und Struktur des Alveolarknochens, Muskelaktivität/okklusale Kräfte und Art der geplanten Zahnbewegung beeinflusst.

Durch die Entwicklung positionstabiler osseointegrierter Titanimplantate konnten orthodontische Behandlungskonzepte verbessert, erweitert und *Angles* Verankerungsideal verwirklicht werden. Minischrauben stellen eine Weiterentwicklung der konventionellen dentalen Implantate dar, werden ausschließlich für orthodontische Verankerungszwecke eingesetzt und bieten den Vorteil einer compliance-unabhängigen Behandlung.

Wird zur Verankerung ein Implantat oder eine Minischraube benutzt, so gibt es nach *Celenza* und *Hochman* zwei Arten der Verankerung [11]:

➤ Direkte Verankerung

Bei der direkten Verankerung werden die zu bewegenden Zähne mit Hilfe elastischer Ketten oder Federn direkt mit dem Implantat verbunden und in die gewünschte Richtung bewegt. Von Vorteil sind hierbei nach *Wehrbein*, dass die am Implantat angreifenden Kräfte und Momente kalkulierbar sind, dass die Einbeziehung von Zähnen entfällt und die reaktive Verankerungsbelastung unmittelbar auf das Implantat übertragen wird [89].

➤ Indirekte Verankerung

Die indirekte Verankerung kommt zum Beispiel in Extraktionsfällen zur Anwendung, wenn eine maximale Verankerung der Seitenzähne gewünscht wird, um die Frontzähne zu retrahieren. *Wehrbein* stabilisiert die Seitenzähne über einen Transpalatinalbogen, der mit einem Gaumenimplantat verbunden ist [4, 94].



## 2. Literaturüberblick

### 2.1. Begriffsdefinitionen

➤ dentale Implantologie:

Die Verankerung alloplastischer Materialien im Bereich des Kiefers zur Schaffung von Halte- und Stützelementen für den Ersatz verlorengegangener Kaueinheiten.

➤ Osseointegration:

Nach *Brånemark* versteht man hierunter den lichtmikroskopisch nachweisbaren direkten Verbund zwischen dem organisiertem lebenden Knochen und der Oberfläche eines körperfremden alloplastischen Materials [8].

➤ Implantatmaterialien:

Anhand der Gewebereaktion werden die Biomaterialien in bioreaktive, bioinerte und biotolerierte Werkstoffe eingeteilt:

- bioreaktiv: Glaskeramik, Aluminiumoxidkeramik
- bioinert: Titanlegierung, Carbon
- biotoleriert: Edelstahl, Kobalt-Chrom-Legierung

### 2.2. Historie der Implantate und Minischrauben in der Kieferorthopädie

1945 versuchten *Gainsforth* und *Highley* als Erste, mit Hilfe der bereits in der Unfallchirurgie bewährten Vitalliumschrauben eine intraorale Verankerungsmöglichkeit zu schaffen [28]. In einer tierexperimentellen Studie inserierten sie Vitalliumschrauben (Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung) in die Unterkiefer von Hunden und benutzten sie als Verankerungseinheit zur körperlichen Bewegung von Molaren. Unter der orthodontischen Belastung fielen alle Schrauben nach 16 bis 31 Tagen aus. 1969 benutzte *Linkow* ein enossales Blattimplantat zur Verankerung von Gummizügen, mit denen er Oberkieferfrontzähne retrahierte, machte aber zur Langzeitstabilität der Implantate keine Angaben [51]. *Sherman* inserierte 1978 Implantate aus gläsernem Karbon in die Kieferknochen von Hunden und belastete diese anschließend orthodontisch. Nur zwei der sechs Implantate blieben stabil und waren als Verankerungselemente nutzbar [83].

*Creekmore* und *Eklund* untersuchten 1983 in einem klinischen Experiment das Verankerungspotential eines Schraubenimplantates aus Vitallium, das sie unterhalb der anterioren Spina nasalis inserierten, um Frontzähne zu intrudieren. Aufgrund der Größe des Implantats in Verbindung mit dem ungünstigen Insertionsort erlangte dieses Implantat keine klinische

Relevanz [16]. *Gray et al.* inserierten 1983 zylinderförmige keramikbeschichtete und reine Vitallium-Implantate in Kaninchenfemuren und belasteten diese mit 0,6 N, 1,2 N bzw. 1,8 N über einen Zeitraum von 28 Tagen. Die meisten Implantate blieben in der kurzen Zeit zwar positionsstabil, waren aber mit Bindegewebe ummantelt, so dass keine Osseointegration nachgewiesen werden konnte [34]. Keines der genannten Implantatsysteme war aufgrund mangelnder Stabilität als orthodontisches Verankerungselement nutzbar.

Mit den Erkenntnissen *Brånemarks* über die Osseointegration von Titanimplantaten konnte *Roberts* anhand zweier Studien nachweisen, dass bei orthodontisch belasteten osseointegrierten Titanimplantaten ein festes knöchernes Interface aufgebaut wird und bei kontinuierlicher Belastung stabil im Knochen bleiben [78, 79]. Ein Knochen-Implantat-Interface von 10 % der Gesamtoberfläche eines 10 mm langen schraubenförmigen Implantates kann für orthodontische Verankerungszwecke ausreichen [79]. Andere experimentelle Studien und Fallberichte von *Shapiro* und *Kokich, Turley, Roberts, Pauw* bewiesen ebenfalls, dass enossale Titanimplantate stationäre Verankerungseigenschaften unter orthodontischer und orthopädischer Kraftapplikation besitzen [83, 88, 76, 80].

*Wehrbein* zeigte darüber hinaus, dass osseointegrierte Titanimplantate auch über lange Belastungsphasen (Kraftapplikationsdauer: 26 Wochen) positionsstabil bleiben. Weiterhin wurde die Quantität des mineralisierten Knochens in unmittelbarer Nähe zum Implantat sowie der direkte Knochenkontakt an der Implantatoberfläche untersucht und festgestellt, dass die Umbauprozesse im Knochen unter orthodontischer Belastung eine vermehrte Stabilisierung des Implantats bewirken, was bei späterer prothetischer Nutzung des Implantats von Vorteil sein kann [89]. Die Verbreiterung des periimplantären Knochens, Verdichtung der Spongiosa und Ausbildung funktionell orientierter Trabekel werden hierbei als Remodellations- und Umbauvorgänge genannt.

*Majzoub et al.* untersuchten im Tierexperiment den Effekt der frühen Belastung auf die Stabilität und das Knochen-Implantat-Interface von Titanimplantaten, die nach zweiwöchiger Einheilung und achtwöchiger Belastung positionsstabil waren und einen Knochen-Implantat-Kontakt von 75 % bei den belasteten und 68 % bei den unbelasteten Implantaten zeigten [56].

*Melsen* stellte fest, dass die Kraftapplikation die Umbaurate und die Dichte des Knochens in der Umgebung eines orthodontisch belasteten Implantats beeinflusst, der Grad der Osseointegration aber nicht von der Belastung abhängig ist. Eine zu große Belastung ( $>6700 \mu\text{strain}$ ) führt zu einer negativen Balance zwischen Knochenresorption und Knochenapposition und damit zum möglichen Verlust des Implantats [58].

Die Insertion eines orthodontisch und prothetisch genutzten Implantats bedarf einer sorgfältigen

Planung und Zusammenarbeit mit dem Oralchirurgen und dem Prothetiker, da sich der Insertionsort nach der späteren prothetischen Versorgung richtet [43].

Im vollbezahnten Patienten ist die Anwendung konventioneller, in den Alveolarkamm inserierter Implantate nicht möglich, was die Entwicklung rein orthodontisch nutzbarer Implantate vorantrieb. 1996 entwickelte *Wehrbein* das Orthosystem-Implantat, das zur Insertion in das anteriore Gaumendach konzipiert wurde und über einen Transpalatinalbogen als indirekte Verankerung dient. Aufgrund des geringeren vertikalen Knochenangebots können hier nur kürzere Implantate mit einer Länge von 4 bis 6 mm angewendet werden [93]. Es folgten zahlreiche Studien von *Wehrbein*, *Gedrange*, *Block* und *Hoffmann*, *Triaca*, die belegen, dass auch kürzere Implantate während orthodontischer Belastung positionsstabil bleiben [5, 28, 30, 87, 89-92, 94].

Verschiedene Implantatsysteme wurden für den Gaumenbereich entwickelt und werden auch heute noch verwendet [4]:

- Transmukosales Implantatsystem (Orthosystem, *Wehrbein*)
- Gedeckt einheilendes Implantatsystem (*Brånemark*)
- Subperiostales Implantatsystem (Onplantsystem, *Block* und *Hoffmann*)

Um die chirurgische Entfernung der Implantate nach erfolgter Behandlung zu vermeiden, wurden von *Glatzmeier* et al. als Alternative ein resorbierbares Implantat (BIOS-System) entwickelt, was aber nur für 6-12 Monate Stabilität bietet [32].

### 2.3. Indikationen implantatgestützter Verankerung

*Fritz*, *Carano* und *Huang* [25, 10, 38] geben folgende Indikationen für eine implantatgestützte Verankerung an:

- Unzureichende desmodontale Verankerungsqualität durch reduzierte Zahnzahl und/oder fortgeschrittenem Attachmentverlust der Ankerzähne
- Nichtakzeptanz extraoraler Verankerungshilfen (z.B. Headgear, Delairemaske)
- Übertragung orthopädischer Kräfte bei kraniofazialen Dysgnathien
- Intrusion und Extrusion von Zähnen [10, 81, 85]
- Präprothetische Korrektur von Ankerzähnen z.B. Aufrichten und Mesialisieren von Molaren [80]
- Lückenschluss ohne Verankerungsverlust [10]
- Intermaxilläre Verankerung [10]

### 2.4. Vor- und Nachteile osseointegrierter orthodontischer Implantate

#### 2.4.1. Vorteile osseointegrierter orthodontischer Implantate

- Positionsstabilität der Implantate auch bei kontinuierlicher orthodontischer Kraftapplikation [5, 28, 30, 56, 76, 78-80, 83, 87-92]
- der positive Effekt einer vermehrten Stabilisierung des Implantats im Sinne einer zusätzlichen periimplantären Knochenapposition [25, 56, 58, 89, 92]. Dieser Umstand ist für die prothetisch-orthodontisch genutzten Implantate von besonderer Bedeutung.

#### 2.4.2. Nachteile osseointegrierter orthodontischer Implantate [25]

- aufgrund der Größe limitierter Insertionsort (Gaumen, Retromolarregion, zahnlose Kieferabschnitte)
- relativ großer chirurgischer Aufwand zum Inserieren und Entfernen, damit stärkerer Belastung für den Patienten
- Kraftapplikation erst nach Einheilphase (3 bis 6 Monate) möglich
- vergleichsweise hohe Kosten
- evtl. Sprechbehinderung bei Gaumenimplantaten
- Gaumenimplantate in der Sutur nur bei ausgewachsenen Jugendlichen und Erwachsenen anwendbar (*Bernhart, Gedrange*) [4, 28]

### 2.5. Minischrauben in der Kieferorthopädie

Um die Nachteile der osseointegrierten Implantate zu umgehen, wurden die in der Kieferchirurgie zur Fixation von Osteosyntheseplatten verwendeten Schrauben weiterentwickelt. Im Gegensatz zu den osseointegrierten Implantaten sind die Minischrauben schmaler im Durchmesser und besitzen eine glatte Oberfläche, was das einfache Entfernen nach der kieferorthopädischen Behandlung begünstigt. Die Schrauben sind größtenteils aus einer Titanlegierung gefertigt und können direkt nach der Insertion belastet werden. Anfänglich gab es unterschiedliche Konzepte für den optimalen Zeitpunkt und Höhe der Kraftapplikation. *Kanomi* benutzte 1997 erstmals eine chirurgische Minischraube ( $\varnothing$  1,2 mm und Länge: 6 mm) zur direkten Verankerung. Er belastete diese nicht sofort, sondern wartete die Einheilphase und Osseointegration ab [40]. Auch *Ohmae* et al. warteten sechs Wochen, bevor die Minischrauben mit 150 Gramm belastet wurden [66]. *Deguchi* et al. applizierten nach 3 Wochen etwas höhere Kräfte von 200 bis 300 Gramm [19]. Erst *Costa* und *Melsen* belasteten die Minischrauben sofort

nach Insertion mit maximal 50 Gramm und testeten deren Verankerungsmöglichkeiten. Im Verlauf der Studien stellten sie fest, dass es zum Verlust der Minischrauben kommen kann, wenn Kräftesysteme entstehen, die ein Drehmoment entgegen der Eindrehrichtung erzeugen [3, 14]. Alle erwähnten Studien kamen zu dem Ergebnis, dass Minischrauben erfolgreich für Verankerungszwecke eingesetzt und sofort oder kurz nach Insertion belastet werden können.

Es folgten zahlreiche Studien, die hauptsächlich die vielseitigen klinischen Einsatzmöglichkeiten der Minischrauben dokumentierten [2, 12, 19, 24, 32, 35, 40, 46-48, 50, 66-75, 81, 86]. Mittlerweile stehen dem Praktiker zahlreiche Schraubensysteme zur Verfügung, wobei hier zwischen selbstschneidenden (self-tapping) und selbstbohrenden Schrauben (self-drilling) unterschieden werden kann. Je nach Hersteller variiert der Schraubendurchmesser zwischen 1,2 mm und 2,7 mm; schmalere Schrauben werden aufgrund der Bruchgefahr während des Ein- und Ausdrehens nicht verwendet [55, 61]. Das Design ist sehr vielseitig, wobei sich ein bracketähnlicher Kopf mit einem 0.022" Slot für das Einligieren eines Vierkantdrahtes bewährt hat, da er eine dreidimensionale Kontrolle der Kräfte ermöglicht [55, 60]. Die Stabilisierung des Drahtes im Slot erfolgt entweder mit Drahtligaturen oder mit lichthärtenden Adhäsiven.

Im Gegensatz zu den selbstbohrenden Schrauben muss für die selbstschneidenden Schrauben eine Vorbohrung über die volle Schraubenlänge im Knochen angelegt werden, da sich diese nicht durch alleinige Drehung den Weg durch die Spongiosa bahnen können [95]. Allerdings wird bei Insertion in sehr dichten Knochen mit dicker Kortikalisschicht, wie zum Beispiel in der Retromolar- und Symphysenregion des Unterkiefers, von *Melsen* und *Wilmes* auch für die selbstbohrenden Minischrauben eine Kompaktaschwächung empfohlen, um die Gefahr einer Schraubenfraktur zu umgehen [60, 95]. Um eine Nekrose des Knochens durch Hitze zu vermeiden, sollte bei 800 bis max. 1500 Umdrehungen/min und externer Kühlung mit physiologischer Kochsalzlösung vorgebohrt werden [55]. Je nach Schraubensystem und der Erfahrung des Behandlers werden unterschiedliche Empfehlungen bezüglich der Bohrachse gegeben, denen aber gemeinsam ist, dass sie den Kontakt zwischen Schraube und kortikalem Knochen erhöhen und die Gefahr der Schädigung von Nachbarstrukturen reduzieren sollen. *Mah*, *Berens* und *Boyle* empfehlen, auf Höhe des apikalen Drittels der Zähne und senkrecht zur Knochenoberfläche zu inserieren [3, 7, 55]. Dagegen setzt *Kyung* im Oberkiefer die Schrauben im Winkel von 40°-60° zur Knochenoberfläche [44]. Das Eindrehen der Minischrauben erfolgt entweder mit einem Schraubendreher, Torqueratsche oder drehzahlbegrenztem Winkelstück, wobei ein maximales Eindrehmoment von 20 Ncm wegen der Frakturgefahr nicht überschritten werden sollte [55, 60, 95]. Die Anwendung eines Übertragungstrays kann die Gefahr der Schädigung von Nachbarstrukturen minimieren [42, 62].

### 2.6. Vor- und Nachteile der Minischrauben

#### 2.6.1. Vorteile der Minischrauben (Costa, Fritz) [14, 25, 26]:

- einfache und minimalinvasive Insertion und Entfernung
- breites Anwendungsspektrum
- variabler Insertionsort
- günstige Kosten-Nutzen-Relation und geringe Belastung des Patienten
- Minimierung des apparativen Aufwandes mit verkürzter Behandlungszeit
- sofortige Belastung möglich, da die Stabilität hauptsächlich durch mechanische Retention und nicht durch Osseointegration erreicht wird
- bei Verlust sofort ersetzbar

#### 2.6.2. Nachteile und Komplikationen (Costa, Fritz) [14, 25]:

- lokale Entzündungsreaktionen
- mögliche Beschädigung anatomischer Strukturen (Kieferhöhle, Zahnwurzeln, Nerven)
- mögliche Fraktur der Schraube

### 2.7. Ursachen für den Verlust der Minischrauben

Die in den bisher durchgeführten Studien ermittelten Verlustraten sind mit 15 bis 40 % als sehr hoch einzuschätzen [55]. Eine mögliche Ursache für den Verlust von Minischrauben sind periimplantäre Entzündungsreaktionen [60, 61, 63]. Um diese zu vermeiden, wird empfohlen, die Patienten vor Insertion der Schrauben mit einer Chlorhexidinlösung spülen zu lassen und wenn möglich in der befestigten Gingiva zu inserieren. Bei Insertion in den Bereich der beweglichen Schleimhaut sollte nach *Costa* und *Melsen* der Schraubenkopf unter der Schleimhaut liegen und eine Feder oder Ligatur durch die Mukosa zum Zahnbogen geführt werden [14, 60]. Eine radiologische Studie von *Schnelle* et al. zeigte, dass die meisten untersuchten Stellen, an denen interradikulär ausreichend Knochen zur Insertion vorhanden ist, ohne die Wurzeln der Nachbarzähne zu gefährden, im Bereich von unbefestigter Gingiva liegen [82].

Eine weitere mögliche Ursache für den Verlust von Minischrauben wird in der Größe der applizierten Kräfte gesehen [23, 63, 95]. *Miyawaki* et al. empfehlen, eine maximale Kraft von 2 N nicht zu überschreiten [61]. *Liou* et al. stellten radiologisch Bewegungen des Schrauben-

kopfes von bis zu 0,4 mm fest, nachdem diese mit 400 cN belastet wurden [52]. Nach *Melsen* und *Fortini* sollten die Minischrauben unmittelbar nach Insertion nur mit kleinen Kräften bis maximal 100 cN belastet werden, da höhere Kräfte vor allem bei dünner Kortikalis und geringer Knochendichte zu Mikrofrakturen im Knochen führen und die Schrauben dadurch verloren gehen könnten [18, 23, 60]. In einer anderen Untersuchung konnte *Melsen* feststellen, dass durch Kräfte von 50 cN die mechanische Stabilität der Schrauben erhöht wird, da aufgrund des positiven Turnovers eine Verdichtung des Knochens in unmittelbarer Umgebung der Schraube stattfindet [59]. *Daimaruya* konnte ebenfalls nachweisen, dass bei den belasteten Schrauben ein stärkerer Knochen-Implantat-Kontakt vorhanden ist als bei den unbelasteten Schrauben [17]. *Büchter* et al. zeigten in einer experimentellen Studie, dass es bei relativ dicker Mukosa und zu hohen Kräften aufgrund des großen Hebelarms (Anteil der Schraube, der nicht im Knochen verankert ist) zu ungünstigen Kippmomenten kommen kann, die zur Lockerung der Schrauben führen [9].

Die Hauptursache für den Verlust von Verankerungsschrauben ist aber eine unzureichende Primärstabilität. Darunter versteht man die Festigkeit eines Implantats direkt nach der Insertion. Grundsätzlich wird diese durch drei wesentliche Faktoren bestimmt [61, 95]:

- Knochenqualität
- Implantatdesign
- Insertionsmodalitäten

Nach *Präger* et al. weisen selbstbohrende Schrauben einen stärkeren Knochen-Implantat-Kontakt auf als konventionelle Schrauben [77]. *Kim* et al. konnten histologisch ebenfalls einen stärkeren Kontakt zwischen Knochen und Schraubenoberfläche bei selbstbohrenden Schrauben feststellen, die auch im Periotest weniger Mobilität zeigten [41]. *Motoyoshi* untersuchte mit Hilfe der Finite-Elemente-Analyse den Einfluss der Gewindesteigung auf die Stressbildung im Knochen und Stabilität von Minischrauben. Der geringsten Stresswerte wurden bei der kleinsten Gewindesteigung ermittelt [63].

*Berens* et al. fanden beim klinischen Vergleich zweier Minischraubensysteme eine Abhängigkeit der Verlustrate von Insertionsort, Schraubendurchmesser und -länge. Auf der lingualen Seite des Unterkiefers wurde bei der selbstbohrenden Schraube eine 100%ige Verlustrate festgestellt, was mit der schwierigen Insertion und der Beeinflussung durch die Zunge erklärt wird. Im vestibulären Unterkieferbereich zeigten die Minischrauben mit einem Durchmesser von 2,0 mm und im vestibulären Oberkiefer die Schrauben mit dem Durchmesser von 1,3 mm die geringsten Verlustraten. Eine Schraubenlänge von 10 mm erzielte im Oberkiefer bessere Ergebnisse als die 8 mm Schraube. [3]. Im Gegensatz zu *Berens* konnten *Miyawaki* et al. keinen Zusammenhang

zwischen der Erfolgsrate und der Schraubenlänge feststellen. Aber auch hier war ein geringer Schraubendurchmesser in Verbindung mit einer dünnen Kortikalisschicht mit höheren Verlustraten verbunden. Da der mechanische Kontakt zwischen Schraube und kortikalem Knochen als wichtiger Faktor für die Stabilität angesehen wird, empfiehlt *Miyawaki*, bei dünner Kortikalis eine Schraube mit größerem Durchmesser zu wählen [61]. Auch *Melsen* sieht bei geringer Knochendichte und dünner Kortikalisschicht (kleiner als 0,5 mm) weniger Erfolgchancen [60]. *Fritz* und *Lin* verzichteten aufgrund des dünnen kortikalen Knochens im Oberkiefer grundsätzlich auf die Pilotbohrung [26, 51].

In mehreren Untersuchungen wurde gezeigt, dass die auftretenden Eindrehmomente beim Inserieren und damit die Primärstabilität der Minischrauben neben der Knochenqualität und der Schraubenkonfiguration von der Größe der Vorbohrung abhängt [7, 36, 37, 64, 95]. So ermittelten *Heidemann* et al. mit Hilfe von Drehmoment- und Haltekraftmessungen eine ungenügende Primärstabilität ab einer Vorbohrergröße von 85 % des externen Schraubendurchmessers [36]. *Wilmes* et al. stellten wie *Heidemann* et al. fest, dass selbstbohrende Schrauben höhere Eindrehmomente aufweisen. Weiterhin stiegen bei den selbstschneidenden Schrauben die Eindrehmomente mit kleinerem Vorbohrerdurchmesser und geringerer Vorbohrtiefe an [37, 95]. *Boyle* ermittelte zusätzlich zu den Eindrehmomenten von selbstschneidenden Schrauben die Drehmomente, die bei Überdrehung der Schrauben auftraten (Zerstörung des Gewindes). Eine große Differenz zwischen beiden Größen bedeutete eine höhere Primärstabilität und damit eine bessere Prognose [7].

In den erwähnten Untersuchungen werden höhere Eindrehmomente mit größerer Primärstabilität gleichgesetzt. Dabei können zu hohe Werte einerseits zur Fraktur der Schraube führen oder andererseits zu großen Stress im Knochen erzeugen, was zu Nekrosen und Degeneration des Knochens und damit zum späteren Verlust der Schraube führen kann. Nach *Motoyoshi* sollten die Eindrehmomente im Bereich von 5 und 10 Ncm liegen, um die größte Primärstabilität der Minischrauben (Ø 1,6 mm, Länge: 8 mm) zu erreichen. Die meisten Verluste traten bei Eindrehmomenten über 13 Ncm in der Gruppe mit mittlerer und hoher Knochendichte auf [64].



### 3. Fragestellungen

Bei Verwendung von Minischrauben zur skelettalen Verankerung werden immer noch relativ hohe Verlustraten angegeben. Zur Minimierung der Verlustrate ist eine ausreichende Primärstabilität unerlässlich. Mit der vorliegenden Studie sollte experimentell erarbeitet werden, inwieweit der Behandler durch die geeignete Auswahl von Vorbohrer und Schraubenlänge bei gegebener nicht beeinflussbarer Knochendichte und Kortikalisstärke die Primärstabilität und damit die Erfolgsrate der tomas<sup>®</sup>-pins erhöhen kann. In Anlehnung an die Studie von *Motoyoshi et al.*, die für die Eindrehmomente einen optimalen Bereich von 5 bis 10 Ncm angegeben hatten, sollten im ersten Versuch die Eindreh- und Ausdrehmomente in Abhängigkeit von der Kortikalisstärke, Vorbohrergröße und Schraubenlänge ermittelt werden.

Im zweiten Versuch zur Primärstabilität von tomas<sup>®</sup>-pins sollte im Ausreißkraftversuch untersucht werden, inwieweit die Haltekraft der Minischrauben durch die Parameter Kortikalisstärke, Vorbohrergröße und Schraubenlänge beeinflusst wird.

Im dritten Versuch wurden drei zufällig ausgewählte lichthärtende Adhäsive, die für die Befestigung von kieferorthopädischen Drähten im Slot des tomas<sup>®</sup>-pins verwendet werden können, auf ihre Widerstandskraft beim Ausreißen des Bogens aus dem Slot getestet.

## 4. Material und Methoden

### 4.1. Eindreh- und Ausdrehmomentmessung

#### 4.1.1. Auswahl der Minischrauben

Für die Untersuchung kamen tomas<sup>®</sup>-pins (temporary orthodontic micro anchorage system, Dentaforum) zur Anwendung, die speziell zur enossalen Insertion in Ober- und Unterkiefer entwickelt wurden und ein selbstschneidendes Gewinde besitzen (siehe Abb. 1). Diese Minischrauben besitzen eine zylindrische Form und bestehen aus Titan Grade 5 nach ASTM (American Society for Testing Materials), das aufgrund seiner hohen Biokompatibilität seit Jahren erfolgreich in der Implantologie angewendet wird. Das Titan bildet in Gegenwart von Wasser und Luft eine passivierende Deckschicht aus Titanoxid, das für das träge biologische Reaktionsverhalten verantwortlich gemacht wird. Durch den engen Kontakt zwischen Knochengewebe und Implantatoberfläche kommt es in Folge dessen zur Osseointegration des Implantats. Im Gegensatz dazu wird aufgrund der speziellen Oberflächenbehandlung des tomas<sup>®</sup>-pins dessen Osseointegration verzögert, um ein leichteres Entfernen nach der Behandlung zu erreichen.

Der externe Durchmesser der Minischraube beträgt 1,6 mm, der sich aus der Gewindehöhe (0,2 mm) und dem Durchmesser des Zylinderkörpers (1,2 mm) zusammensetzt. Die tomas<sup>®</sup>-pins stehen in zwei Arbeitslängen von 8 mm und 10 mm zur Verfügung.

Ein Sechskant zwischen Kragen und Kopf des Pins ermöglicht eine einfache Handhabung bei der Applikation. Der Kragen im epithelialen Bereich ist maschinenpoliert, um eine optimale Anlagerung der Weichgewebe zu gewährleisten und eine Irritation der Gingiva durch Plaqueretention und -akkumulation zu vermeiden.

Der Kopf des tomas<sup>®</sup>-pins besitzt einen bracketähnlichen Kreuzslot mit der Abmessung 0,022" x 0,028" (0,56 mm x 0,71 mm) und einen Unterschnitt, die das Einligieren oder Befestigen von kieferorthopädischen Drähten mit einem handelsüblichen Bracketadhäsiv ermöglichen.

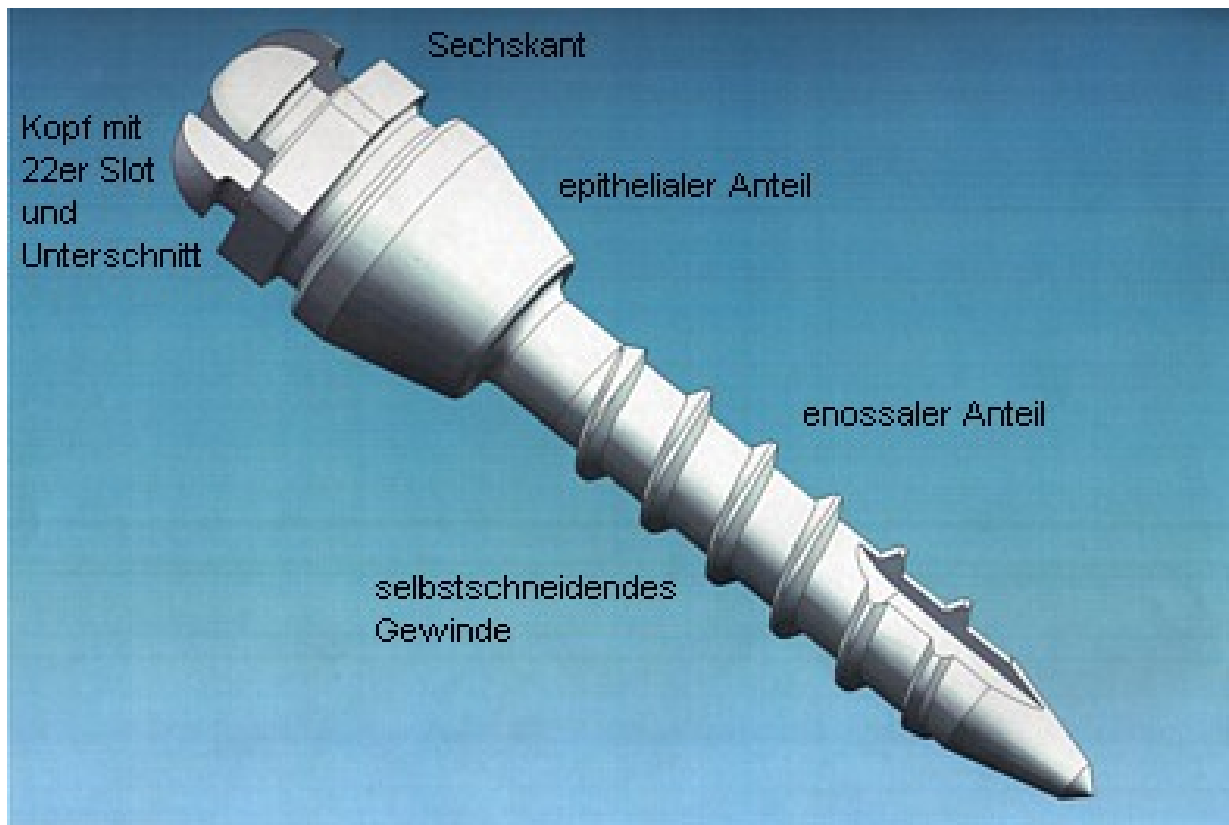


Abb. 1: Aufbau des tomas<sup>®</sup>-pins

#### 4.1.2. Zusätzlich benötigte Instrumente zum Inserieren des Pins

Zur atraumatischen Aufbereitung des Knochenlagers werden spezielle Pilotbohrer (tomas<sup>®</sup>-drills) mit drei unterschiedlichen Durchmessern und der Tiefenmarkierung von 8 mm und 10 mm angeboten. In dieser Studie wurden folgende Vorbohrerdurchmesser verwendet:

- 1,0 mm
- 1,1 mm
- 1,2 mm

Mit speziellen Eindrehinstrumenten, dem tomas<sup>®</sup>-applicator und dem tomas<sup>®</sup>-wheel, werden die Minischauben manuell in den Knochen gedreht.

### 4.1.3. Auswahl und Vorbereitung der Knochenstücke

180 Knochenstücke vom Beckenknochen frisch geschlachteter Schweine wurden mit Hilfe einer Mess-Schiebelehre in drei Gruppen unterschiedlicher Kortikalisstärken eingeteilt:

- 1,0 mm
- 1,5 mm
- 2,0 mm

Die Knochenstücke wurden so präpariert, dass eine reibungslose Passung in einer u-förmigen Halterung möglich war (Abbildung 2). Diese Halterung ist Bestandteil des Torque-Mess-Systems (siehe Kapitel 4.2.3.) und kann ebenfalls in eine für die Vorbohrungen verwendete Drehmaschine eingespannt werden. So konnte sichergestellt werden, dass die Bohrachse beim Vorbohren mit der Eindreh- und Ausdrehachse des tomas<sup>®</sup>-pins im Torque-Mess-System übereinstimmt. Mit einer Drehmaschine und den bereits erwähnten tomas<sup>®</sup>-drills wurden bei 1200 Umdrehungen/min die jeweiligen Vorbohrungen senkrecht zur Knochenoberfläche bei externer Kühlung mit physiologischer Kochsalzlösung angelegt. Anschließend erfolgte die manuelle Vorinsertion der Minischrauben bei Verwendung der Eindrehinstrumente. Die letzten 1,5 mm bis zur definitiven Versenktiefe (Kontakt der Knochenoberfläche mit dem Kragen des Pins) wurden dann für die Drehmomentmessungen berücksichtigt.



Abb. 2: u-förmige Halterung für die Knochenstücke

## 4.1.4. Das Torque-Mess-System

Für die Drehmomentmessungen kam das von der Firma Dentaurum entwickelte Torque-Mess-System zur Anwendung, dessen Messprinzip in Abbildung 3 schematisch dargestellt ist. Das Prinzip der Apparatur besteht darin, dass auftretende Drehmomente in Abhängigkeit des Drehwinkels gemessen und mit einem X-Y-Schreiber (siehe Abbildung 5) aufgezeichnet werden.

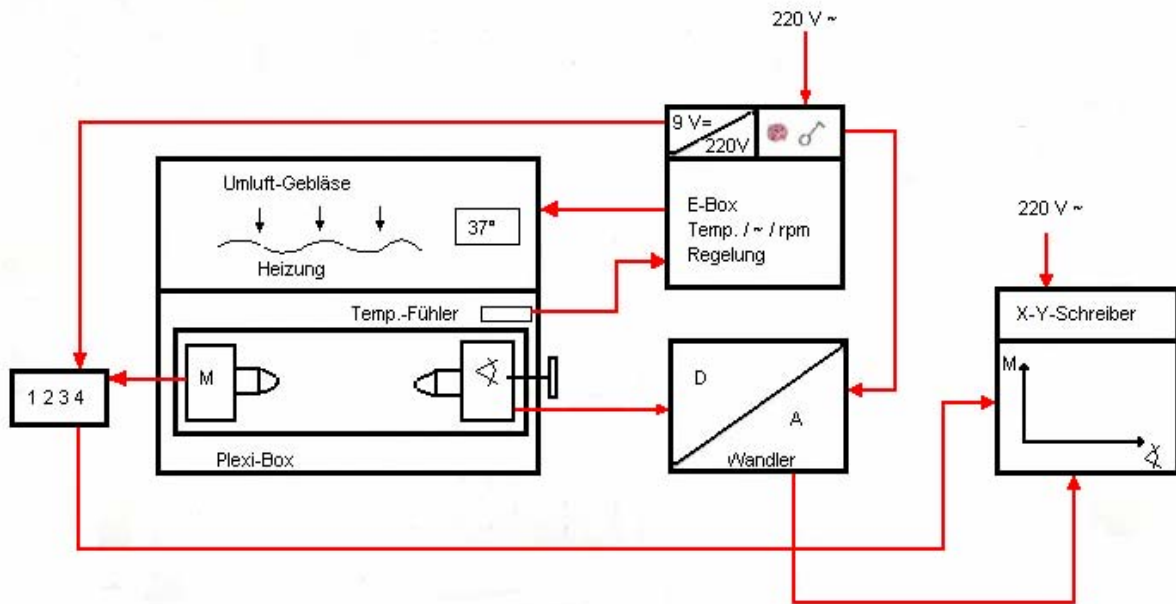


Abb. 3: schematische Darstellung des Torque-Mess-Systems

Das Torque-Mess-System besteht aus einer Plexi-Box, in der eine Temperatur von  $37^{\circ}$  aufrechterhalten wird, einer E-Box zur Temperatur und Stromregelung, einem Digital/Analog-Wandler und einem DIN-A3 X-Y-Tintenschreiber. In der Plexi-Box befindet sich das Torque-Messgerät (Torque-Chek der Firma Ametek, siehe Abbildung 4), ein Umluftgebläse mit Heizung, ein Temperaturfühler und eine Einspannvorrichtung für die u-förmige Halterung mit integrierter Kurbel, die eine Winkelmarkierung von  $90^{\circ}$  besitzt. Diese Kurbel ist mit dem Digital/Analog-Wandler verbunden, der wiederum die Information über den Drehwinkel an den X-Y-Tintenschreiber weiterleitet und die Abszisse im Koordinatensystem darstellt. Das Torque-Chek-Gerät misst die auftretenden Drehmomente und zeigt diese digital am Gerät an (in Abbildung 3 mit den Zahlen 1234 gekennzeichnet). Diese Information wird ebenfalls an den Schreiber weitergeleitet und im Koordinatensystem als Ordinate dargestellt.

### 4.1.5. Durchführung der Eindreh- und Ausdrehmomentmessung

Hierzu wurden die Knochenstücke mit den vorinserierten tomas<sup>®</sup>-pins in der u-förmigen Halterung fixiert und in die Einspannvorrichtung der Handkurbel mit Winkelmarkierung eingespannt. Über den Sechskant des tomas<sup>®</sup>-pins wurde die Verbindung mit dem im Torque-Check-Gerät eingespannten Winkelstückapplikator hergestellt (siehe Abbildung 6). Der mit einem roten Stift bestückte X-Y-Schreiber wurde auf den Nullpunkt des Koordinatensystems eingestellt. Durch die manuell im Uhrzeigersinn betätigte Kurbel wurde der Pin bis zur definitiven Versenktiefe in den Knochen hineingeschraubt. Die auftretenden Drehmomente wurden vom Torque-Messgerät registriert und im Koordinatensystem des X-Y-Schreibers aufgezeichnet. Nach dem Eindrehen des Pins wurde der rote Schreiber wieder auf den Nullpunkt des Koordinatensystems zurückgesetzt und gegen einen blauen Stift ausgetauscht. Zur Ermittlung der Ausdrehmomente wurde anschließend an der Kurbel gegen den Uhrzeigersinn gedreht.

Die Auswertung erfolgte anhand der aufgezeichneten Kurvendiagramme.



Abb. 4: Torque-Check der Firma Ametek



Abb. 5: X-Y-Tintenschreiber

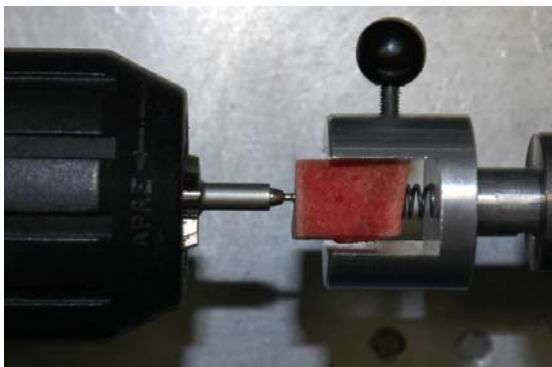


Abb. 6: Darstellung der u-förmigen Halterung mit vorinseriertem und mit dem Torque-Check verbundenem Pin.

### 4.2. Ausreißkraftmessung der Pins aus dem Knochen

#### 4.2.1. Vorbereitung der Messungen

Wie im Versuch 4.1. wurden tomas<sup>®</sup>-pins und Schweinebeckenknochen verwendet. Die wiederum in drei Kortikalisgruppen eingeteilten Knochenstücke (1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm) wurden in chemisch härtenden Kunststoff (Orthocryl<sup>®</sup>, Dentaureum, Deutschland) eingebettet und um eine Überhitzung des Knochens durch die Polymerisationswärme zu vermeiden, im Wasserbad ausgehärtet. Die Knochenoberfläche wurde senkrecht zur Tischebene in der für das Einbetten verwendeten Silikonform ausgerichtet. Mit Hilfe einer Standbohrmaschine und den tomas<sup>®</sup>-drills (Durchmesser: 1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm) wurden die Pilotbohrungen bei 1200 Umdrehungen pro Minute angelegt. Die Tiefe der Vorbohrung betrug je nach Pinlänge 8 mm bzw. 10 mm. Anschließend erfolgte die vollständige manuelle Insertion der Pins senkrecht zur Knochenoberfläche bis zur definitiven Insertionstiefe.



Abb. 7: Orthocryl<sup>®</sup>-Block

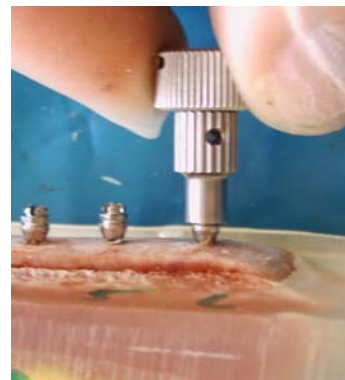


Abb. 8: manuelle Insertion der Pins

#### 4.2.2. Durchführung der Messungen

Mit Hilfe der Zwick-Prüfmaschine (BZ020/TH2A, Zwick GmbH & Co., Ulm, Deutschland) wurden die auftretenden Kräfte beim Herausziehen der tomas<sup>®</sup>-pins aus dem Knochen ermittelt. Dazu wurden die einzelnen Orthocryl<sup>®</sup>-Blöcke in die Zwick-Maschine eingespannt und ausgerichtet, so dass mit einer Prüfgeschwindigkeit von 2 mm/min an den Pins in axialer Richtung bis zum Herauslösen aus dem Knochen gezogen werden konnte. Der in der Zwick-Maschine integrierte Computer speicherte die maximalen Kraftwerte und stellte den Anstieg der applizierten Zugkräfte in einem Kurvendiagramm für jeden Pin dar.

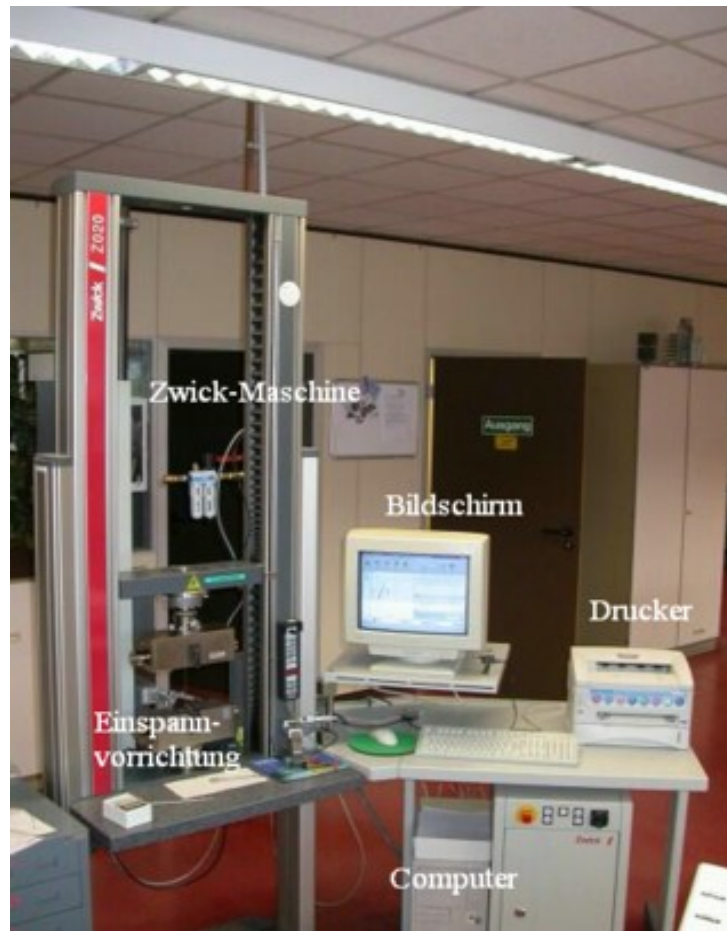


Abb. 9: Aufbau der Zwick-Maschine BZ020/TH2A

### 4.3. Ausreißkraftmessung des Bogens aus dem Pin

#### 4.3.1. Auswahl der Adhäsive

Die tomas<sup>®</sup>-pins besitzen einen bracketähnlichen Kreuzslot, der das Einligieren von kieferorthopädischen Drähten ermöglicht. Zur Fixierung des Drahtes im Slot eignen sich besonders gut lichthärtende Bracketadhäsive.

In der vorliegenden Studie wurden folgende drei zufällig ausgewählte Bracketadhäsive verwendet, um einen Stahldraht (remanium<sup>®</sup>, Dentaurum, Deutschland) der Dimension 0,55 mm x 0,64 mm im Slot des tomas<sup>®</sup>-pins zu befestigen:



- Contec LC (Dentaurum, Deutschland, LOT 29891)
- Heliosit® Orthodontic (Ivoclar, Vivadent, Deutschland, LOT H08659)
- Transbond™ XT (3M Unitek, U.S.A., LOT 5NJ)

Diese wurden bezüglich ihrer Widerstandskraft bis zum Ablösen des Drahtes aus dem Slot miteinander verglichen. Für jedes Adhäsiv wurden 20 Messungen durchgeführt.

### 4.3.2. Vorbereitung und Durchführung der Kraftmessungen

Zur Messung der Ausreißkräfte in Achsenrichtung des Pins wurde der remanium®-Stangendraht in 1 cm lange Stücke geteilt. Diese Drahtstücke wurden im Slot des Pinkopfes mit dem jeweiligen Adhäsiv befestigt, wobei darauf geachtet wurde, dass der Pinkopf vollständig mit dem Adhäsiv bedeckt war. Mit Hilfe eines Messingblocks, der mit zwei Bohrungen für jeweils einen Pin versehen war, konnte eine Zwei-Punkt-Auflage für den Draht geschaffen werden, um eine exakte Positionierung des Drahtes senkrecht zur Achse des Pins zu gewährleisten (siehe Abbildung 10). Der Draht wurde in beide Slots gelegt, das Adhäsiv aufgetragen und mit einer Halogenlampe (Contec Light, Dentaurum, Deutschland) anschließend 20 Sekunden ausgehärtet. Die Pins wurden nacheinander in die Zwick-Prüfmaschine (BZ020/TH2A, Zwick GmbH & Co., Ulm, Deutschland) eingespannt und der Vierkantdraht senkrecht zur Zugrichtung ausgerichtet. Mit einer Prüfgeschwindigkeit von 2 mm/min wurde dann am Drahtstück in Achsenrichtung des Pins gezogen bis es zum Ablösen des Bogens aus dem Slot kam. Die maximalen Ausreißkräfte wurden von dem integrierten Computer gespeichert und der Anstieg der Kräfte in einem Kurvendiagramm dargestellt.

Zur Bestimmung der Ausreißkräfte senkrecht zur Pinachse wurde der remanium®-Draht in 5 cm lange Stücke geteilt. Mit Hilfe des Messingblockes wurden die Drahtstücke im Slot ebenfalls senkrecht zur Achse des Pins positioniert und wie oben beschrieben mit dem jeweiligen Adhäsiv fixiert.

Jeweils ein Pin pro Messung wurde dann in eine Bohrung des Messingblockes gesetzt. Anschließend wurde der Messingblock in die Zwick-Prüfmaschine eingespannt und der Draht so ausgerichtet, dass an dem Draht senkrecht zur Achse des Pins gezogen werden konnte. Die Prüfgeschwindigkeit betrug ebenfalls 2 mm/min. Die Speicherung und Darstellung der ermittelten maximalen Ausreißkräfte erfolgte wiederum mit dem integrierten Computer.



Abb. 10: Messingblock mit Pins und Draht



Abb. 11: fixierter Draht im Slot des Pins

#### 4.4. Statistische Auswertung

##### 4.4.1. Eindreh- und Ausdrehmomente

Für das durchschnittliche Eindreh- und Ausdrehmoment wurde anhand der aufgezeichneten Kurvendiagramme der Minimalwert und der aufgetretene Maximalwert jeder Messung abgelesen und daraus das arithmetische Mittel errechnet. Insgesamt wurden 180 Messungen durchgeführt und statistisch mit dem Programm SPSS für Windows ausgewertet.

Zuerst wurden aus den 10 Messungen je Gruppe die Mittelwerte und Standardabweichungen errechnet. Da aufgrund der geringen Probenzahl je Gruppe ( $n=10$ ) eine Normalverteilung der Werte nicht zuverlässig nachzuweisen ist, wurden zum Vergleich der Eindreh- und Ausdrehmomente non-parametrische Tests durchgeführt. Mit dem Kruskal-Wallis-Test wurden beim Vergleich der Vorbohrerdurchmesser je Kortikalisgruppe die Eindreh- und Ausdrehmomente auf signifikante Unterschiede überprüft. Stellte der Globaltest einen signifikanten Unterschied fest, wurde der Mann-Whitney-Tests für die Einzelvergleiche angewendet.

Das Signifikanzniveau wurde mit Ausnahme des Mann-Whitney-Tests mit 5 % (Irrtumswahrscheinlichkeit für den Fehler 1. Art  $\alpha \leq 5 \% \leq 0,05$ ) festgelegt. Beim Mann-Whitney-Test wurde eine  $\alpha$ -Adjustierung nach Bonferroni vorgenommen. Aufgrund der drei zu überprüfenden Vorbohrerdurchmesser wurde das Signifikanzniveau für signifikante Unterschiede mit  $\alpha \leq 1,7 \% \leq 0,017$  und für hochsignifikante Unterschiede mit  $\alpha \leq 0,3 \% \leq 0,003$  festgelegt.

Die grafische Darstellung der ermittelten Ein- und Ausdrehmomente für jede Gruppe erfolgte mittels „Box-Whisker-Plots“. Diese stellen einen Kasten, Ober- und Untergrenzen außerhalb des Kastens, einen Median, Ausreißer und Extremwerte dar. Der Kasten enthält 50 % des Werte-

bereiches. Die oberen und unteren 25 % der Messwerte werden dabei nicht berücksichtigt. Der Median wird innerhalb des Kastens durch eine horizontale Linie dargestellt. Die Ober- und Untergrenzen (whisker) beschreiben jeweils das 1,5-fache der Kastenlänge. Befindet sich an diesem theoretischen Wert kein Messwert, verschiebt sich die Ober-, Untergrenze zum nächstgelegenen Messwert in Richtung des Kastens. Ausreißer werden als Kreise dargestellt. Sie beschreiben die Messwerte, die um das 1,5 bis 3-fache der Kastenlänge von dem oberen oder unteren Kastenende abweichen.

Extremwerte werden als Sterne dargestellt. Sie beschreiben die Messwerte, die um mehr als das dreifache der Kastenlänge von dem Kastenende abweichen.

### 4.4.2. Ausreißkraftmessung der Pins aus dem Knochen

Insgesamt wurden 180 Messungen durchgeführt und statistisch ausgewertet. Aus den jeweils 10 Messungen je Gruppe wurden zuerst die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Wie in Versuch 2.4.1. ist aufgrund der geringen Probenzahl je Gruppe ( $n=10$ ) eine Normalverteilung der Werte nicht zuverlässig nachzuweisen. Es wurden zum Vergleich der Ausreißkräfte non-parametrische Tests durchgeführt. Falls der Kruskal-Wallis-Test beim Vergleich der Vorbohrerdurchmesser je Kortikalisgruppe signifikante Unterschiede feststellte, wurde der Mann-Whitney-Tests für die Einzelvergleiche angewendet. Die Irrtumswahrscheinlichkeit der Tests wurde mit Ausnahme des Mann-Whitney-Tests auf 5 % festgelegt. Beim Mann-Whitney-Test wurde eine  $\alpha$ -Adjustierung nach Bonferroni vorgenommen und das Signifikanzniveau aufgrund der drei zu überprüfenden Vorbohrerdurchmesser mit  $\alpha \leq 1,7 \% \leq 0,017$  für signifikante und mit  $\alpha \leq 0,3 \% \leq 0,003$  für hochsignifikante Unterschiede festgelegt.

Die grafische Darstellung der Ausreißkräfte erfolgte mit Hilfe von „Box-Whisker-Plots“.

### 4.4.3. Ausreißkraftmessung des Bogens aus dem Pin

Es wurden je Versuch 20 Messungen für jedes Adhäsiv durchgeführt und statistisch ausgewertet. Zuerst wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen aus den Messungen je Adhäsiv errechnet. Dann erfolgte aufgrund der geringen Probenzahl je Gruppe ( $n = 20$ ) der Vergleich der Ausreißkräfte global mit dem non-parametrischen Kruskal-Wallis-Test. Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha \leq 5 \% \leq 0,05$  festgelegt. Bei signifikanten Unterschieden erfolgte der Einzelvergleich mit dem Mann-Whitney-Test. Hier wurde die Signifikanzschranke aufgrund der drei

zu untersuchenden Adhäsive für signifikante Unterschiede auf  $\alpha \leq 1,7 \% \leq 0,017$  und für hochsignifikante Unterschiede auf  $\alpha \leq 0,3 \% \leq 0,003$  festgelegt.

Die grafische Darstellung der Ausreißkräfte erfolgte mit Hilfe von „Box-Whisker-Plots“.

### 5. Ergebnisse

#### 5.1. Drehmomentmessung

##### 5.1.1. Durchschnittliches Eindrehmoment

Die ermittelten Werte für das durchschnittliche Eindrehmoment lagen je nach Pin, Vorbohrer und Kortikalisstärke zwischen 3 Nmm und 197 Nmm. In Tabelle 1 sind die durchschnittlichen Eindrehmomente nach Kortikalisstärke, Pinlänge und Vorbohrerdurchmesser unterteilt und zusammenfassend aufgelistet.

Aus der Tabelle 1, Abbildung 12 und 13 lässt sich entnehmen, dass mit stärkerer Kortikalis auch höhere Eindrehmomentwerte auftraten und diese eine stärkere Streuung aufwiesen. Bei Verwendung des 1,2 mm Vorbohrerdurchmessers waren die Eindrehmomentwerte im Vergleich zu den anderen Vorbohrern deutlich geringer.

Ausgehend von der Fragestellung lagen die durchschnittlichen Eindrehmomente des 8 mm Pins bei Verwendung aller drei Vorbohrer in dem Bereich von 50 Nmm bis 100 Nmm, wenn in 1,5 mm oder 2,0 mm starke Kortikalis inseriert wurde. Bei Insertion in 1,0 mm starke Kortikalis waren alle Werte kleiner als 50 Nmm.

Die durchschnittlichen Eindrehmomentwerte des 10 mm Pins waren insgesamt etwas kleiner als die des 8 mm Pins. So lagen die Werte nur bei Insertion in 2,0 mm starke Kortikalis bzw. in 1,5 mm starke Kortikalis beim Vorbohrer 1,1 mm zwischen 50 und 100 Nmm.

## 5. Ergebnisse

Kortikalisstärke in mm	Vorbohrerdurch- messer in mm	Pinlänge in mm	Mittelwert in Nmm	Standardabweichung
1,00	1,00	8	33,90	14,78
		10	32,70	18,42
	1,10	8	34,50	17,34
		10	29,00	12,63
	1,20	8	22,25	9,38
		10	15,11	6,25
1,50	1,00	8	44,56	24,98
		10	32,22	19,07
	1,10	8	77,90	35,43
		10	33,90	33,65
	1,20	8	37,00	21,54
		10	15,33	11,38
2,00	1,00	8	120,70	51,28
		10	45,78	19,52
	1,10	8	117,80	47,98
		10	60,20	29,82
	1,20	8	52,50	18,19
		10	44,11	21,27

Tab. 1: Mittelwerte für das durchschnittliche Eindrehmoment, unterteilt nach Kortikalisstärke, Vorbohrerdurchmesser und Pin

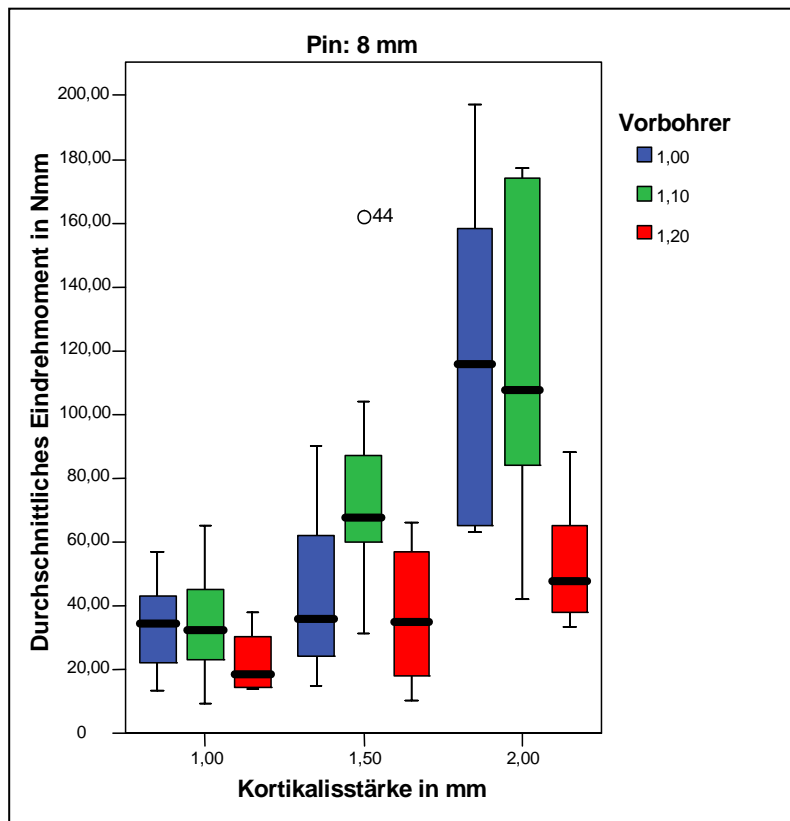


Abb. 12: Darstellung der durchschnittlichen Eindrehmomente für den 8 mm Pin

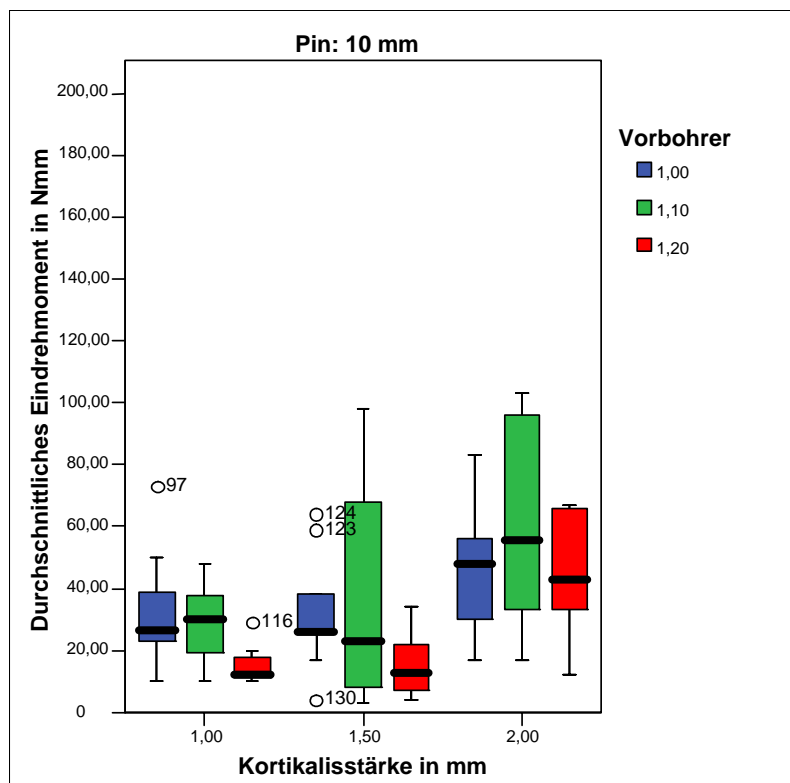


Abb. 13: Darstellung der durchschnittlichen Eindrehmomente für den 10 mm Pin

5.1.1.1. Vergleich zwischen Pin 8 mm und 10 mm

Die durchschnittlichen Eindrehmomente waren beim Inserieren der 10 mm Pins im Vergleich zu den 8 mm Pins geringfügig kleiner. Die auf statistische Signifikanz untersuchten Unterschiede sind in Tabelle 2 zusammengefasst. Bei Verwendung des 1,2 mm Vorbohrerdurchmessers waren die Werte des 10 mm Pins in der Kortikalisgruppe 1,0 mm und 1,5 mm statistisch signifikant geringer. Beim 1,1 mm Vorbohrer waren die Werte in der Kortikalisgruppe 1,5 mm und 2,0 mm ebenfalls signifikant kleiner. Der 1,0 mm Vorbohrerdurchmesser bewirkte in der Kortikalisgruppe 2,0 mm signifikant geringere Werte für den 10 mm Pin.

Vorbohrer	Pin	Kortikalisstärke 1,0 mm	Kortikalisstärke 1,5 mm	Kortikalisstärke 2,0 mm
Ø 1,0 mm	8 mm			*
	10 mm			
Ø 1,1 mm	8 mm		*	*
	10 mm			
Ø 1,2 mm	8 mm	*	*	
	10 mm			

Tab. 2: Signifikanztabelle für den Vergleich der durchschnittlichen Eindrehmomente zwischen den 8 mm und 10 mm Pins (\* statistische Signifikanz zwischen den durch die Balkenenden verbundenen Pins)

5.1.1.2. Vergleich zwischen den Vorbohrergrößen

Mit größerem Vorbohrerdurchmesser wurden kleinere durchschnittliche Eindrehmomente gemessen. Der Vorbohrerdurchmesser 1,2 mm erzielte dabei im Vergleich zu den anderen Vorbohrergrößen die geringsten Werte. Die statistische Auswertung (siehe Tabelle 3) ergab, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen dem 1,0 mm und dem 1,1 mm Vorbohrerdurchmesser gibt.

Beim Inserieren des 10 mm Pins in 1,0 mm starke Kortikalis waren die Werte des Vorbohrers 1,2 mm statistisch signifikant kleiner als die der anderen Vorbohrer. In den jeweils anderen Kortikalisgruppen unterschieden sich die durchschnittlichen Eindrehmomente zwischen den



Vorbohrern nicht signifikant voneinander.

Ebenso gibt es beim Eindrehen des 8 mm Pins in 1,0 mm starke Kortikalis keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Vorbohrern. Die durchschnittlichen Eindrehmomente des 1,2 mm Vorbohrers sind in der Kortikalisgruppe 1,5 mm signifikant und in der Kortikalisgruppe 2,0 mm hochsignifikant kleiner als die des 1,1 mm bzw. 1,0 mm Vorbohrers.

Pin	Vorbohrer	Kortikalis 1,0 mm	Kortikalis 1,5 mm	Kortikalis 2,0 mm
8	Ø 1,0 mm			**
8	Ø 1,1 mm		*	**
8	Ø 1,2 mm			
10	Ø 1,0 mm	*		
10	Ø 1,1 mm			
10	Ø 1,2 mm			

Tab. 3: Signifikanztabelle für den Vergleich der durchschnittlichen Eindrehmomente zwischen den Vorbohrern in jeder Kortikalisgruppe, nach Pins getrennt. (\* signifikanter, \*\* hochsignifikanter Unterschied zwischen den mit Balken verbundenen Vorbohrern)

### 5.1.1.3. Vergleich zwischen den Kortikalisgruppen

Mit ansteigender Kortikalisdicke wurden für jeden Vorbohrer größere durchschnittliche Eindrehmomente ermittelt. Jedoch ergab die statistische Auswertung (siehe Tabelle 4), dass es beim Inserieren des 10 mm Pins in 1,0 mm vorgebohrten Knochen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Kortikalisgruppen gibt. Bei Verwendung des 1,1 mm Vorbohrerdurchmessers sind die Werte in der Kortikalisgruppe 2,0 mm im Vergleich mit der Kortikalisgruppe 1,0 mm signifikant und beim 1,2 mm Vorbohrer hochsignifikant größer.

Die durchschnittlichen Eindrehmomente des 8 mm Pins sind in 1,0 mm vorgebohrten Knochen in der Kortikalisgruppe 2,0 mm hochsignifikant größer als die Werte in den Kortikalisgruppen 1,0 mm bzw. 1,5 mm.

Bei Verwendung des 1,1 mm Vorbohrerdurchmessers sind die durchschnittlichen Eindrehmomente in der Kortikalisgruppe 1,0 mm hochsignifikant kleiner als die Werte in der Kortikalisgruppe 1,5 mm bzw. 2,0 mm. Betrachtet man den Vorbohrerdurchmesser 1,2 mm, so wurden in der Kortikalisgruppe 2,0 mm hochsignifikant größerer Eindrehmomentwerte ermittelt

als in der Kortikalisgruppe 1,0 mm.

Pin		Vorbohrer Ø 1,0 mm	Vorbohrer Ø 1,1 mm	Vorbohrer Ø 1,2 mm
8	Kortikalis 1,0 mm	**	**    **	**
8	Kortikalis 1,5 mm	**		
8	Kortikalis 2,0 mm			
10	Kortikalis 1,0 mm		*	**
10	Kortikalis 1,5 mm			
10	Kortikalis 2,0 mm			

Tab. 4: Signifikanztabelle für den Vergleich der durchschnittlichen Eindrehmomente zwischen den Kortikalisstärken jeweils eines Vorbohrers nach Pins getrennt (\* signifikante, \*\* hochsignifikante Unterschiede zwischen den mit den Balkenenden verbundenen Kortikalisstärken)

#### 5.1.2. Maximales Eindrehmoment

Die gemessenen Werte lagen zwischen 5 Nmm und 249 Nmm und stehen für die maximalen Werte, die bei Beginn der Einschraubbewegung gemessen wurden. In Tabelle 5 sind die Mittelwerte für die maximalen Eindrehmomente zusammengefasst. Diese Werte sind insofern von Bedeutung, da vom Hersteller des tomas<sup>®</sup>-pins eine Drehmomentbegrenzung von 20 Ncm vorgegeben wird. In dieser Studie wurde dieser Wert nur vereinzelt erreicht bzw. überschritten. Die größten Werte wurden beim Inserieren des 8 mm Pins in 1,0 mm vorgebohrten Knochen mit 2,0 mm starker Kortikalisschicht gemessen. Zum Bruch der verwendeten Minischrauben ist es in keinem Fall gekommen.

Kortikalisstärke in mm	Vorbohrerdurch- messer in mm	Pinlänge in mm	Mittelwert in Nmm	Standardabweichung
1,00	1,00	8	42,00	17,61
		10	38,60	19,22
	1,10	8	43,00	17,91
		10	35,25	13,04
	1,20	8	30,25	10,19
		10	18,44	7,83
1,50	1,00	8	54,55	27,46
		10	41,11	22,50
	1,10	8	98,70	44,82
		10	40,10	36,12
	1,20	8	47,75	23,24
		10	19,33	11,91
2,00	1,00	8	146,10	66,66
		10	58,67	20,41
	1,10	8	146,10	56,00
		10	82,90	38,93
	1,20	8	68,70	21,65
		10	60,11	27,51

Tab. 5: Mittelwerte für das maximale Eindrehmoment unterteilt nach Kortikalisstärke, Pinlänge und Vorbohrerdurchmesser

### 5.1.3. Durchschnittliches Ausdrehmoment

Beim Herausdrehen der Pins aus dem Knochen wurden je nach Kortikalisstärke, Pinlänge und verwendetem Vorbohrer Ausdrehmomentwerte von 10 Nmm bis 260 Nmm ermittelt (Tabelle 6). Diese waren im Vergleich zu den durchschnittlichen Eindrehmomenten insgesamt etwas größer. Mit dickerer Kortikalisschicht und abnehmenden Vorbohrerdurchmesser stiegen die durchschnittlichen Ausdrehmomentwerte an. Die kleinsten Werte wurden bei Verwendung des 1,2 mm Vorbohrerdurchmessers in der jeweiligen Kortikalisgruppe gemessen.

Die Ausdrehmomentwerte der 8 mm Pins lagen in der Kortikalisgruppe 1,0 mm je nach Vorbohrer zwischen 20 Nmm und 75 Nmm. In der Kortikalisgruppe 1,5 mm variierten die Werte zwischen 40 Nmm und 190 Nmm. In der dritten Kortikalisgruppe 2,0 mm wurden Ausdrehmomentwerte zwischen 60 Nmm und 260 Nmm gemessen.

Die Ausdrehmomentwerte für den 10 mm Pin waren im Vergleich zum 8 mm Pin etwas kleiner und lagen im Bereich von 20 Nmm bis 250 Nmm. In der Kortikalisgruppe 1,0 mm wurden Werte zwischen 20 Nmm und 90 Nmm gemessen. In der Kortikalisgruppe 1,5 mm lagen die Werte zwischen 25 Nmm und 140 Nmm, in der Kortikalisgruppe 2,0 mm zwischen 60 Nmm und 250 Nmm.

Kortikalisstärke in mm	Vorbohrerdurchmesser in mm	Pinlänge in mm	Mittelwert in Nmm	Standardabweichung
1,00	1,00	8	56,20	12,72
		10	52,00	16,47
	1,10	8	57,10	17,30
		10	52,13	18,50
	1,20	8	27,63	7,95
		10	24,33	7,38
1,50	1,00	8	83,33	26,81
		10	89,89	29,84
	1,10	8	105,90	48,93
		10	58,20	19,28
	1,20	8	64,63	22,95
		10	42,83	9,58
2,00	1,00	8	153,70	59,09
		10	114,22	25,47
	1,10	8	161,90	37,70
		10	132,60	60,82
	1,20	8	105,60	25,21
		10	90,44	28,09

Tab. 6: Mittelwerte für das durchschnittliche Ausdrehmoment, unterteilt nach Kortikalisstärke, Pin und Vorbohrerdurchmesser

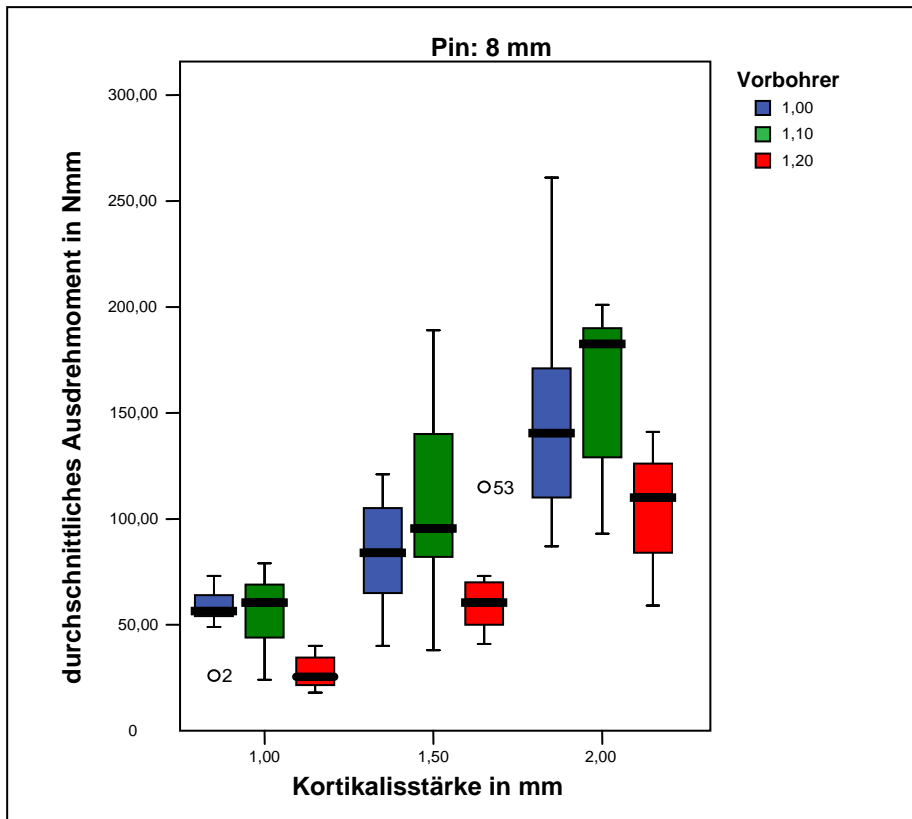


Abb. 14: Darstellung der durchschnittlichen Ausdrehmomente für den 8 mm Pin

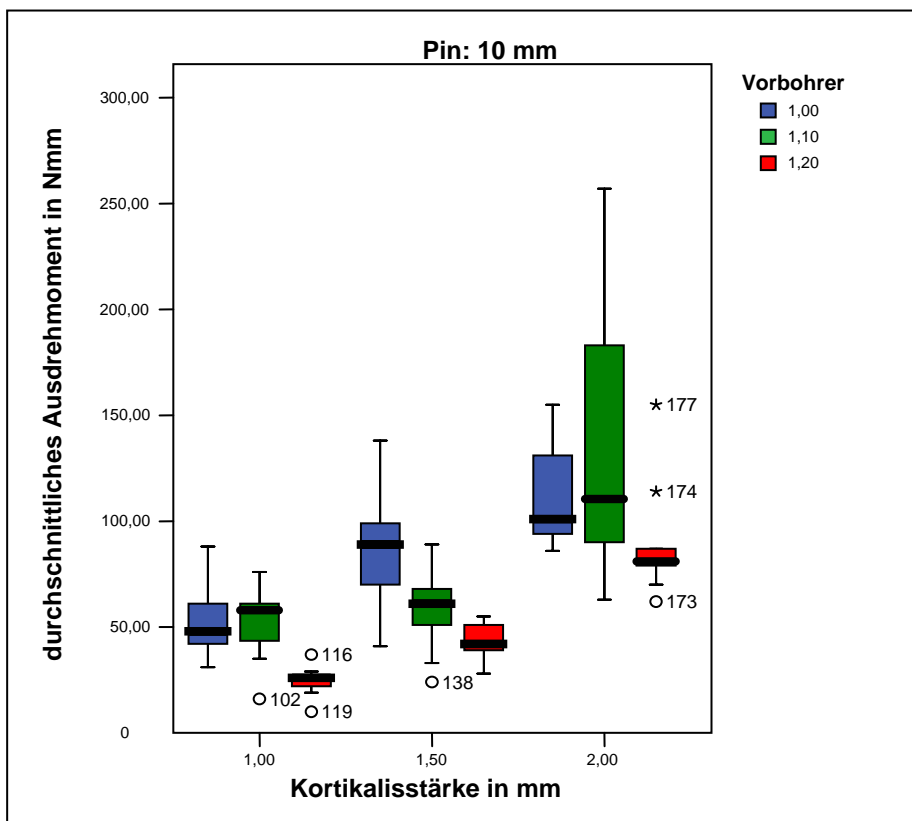


Abb. 15: Darstellung der durchschnittlichen Ausdrehmomente für den 10 mm Pin

## 5.1.3.1. Vergleich zwischen Pin 8 mm und 10 mm

Die durchschnittlichen Ausdrehmomentwerte waren beim Herausdrehen des 10 mm Pins im Vergleich zu den 8 mm Pins geringfügig kleiner und nur in der Kortikalisgruppe 1,5 mm beim Vorbohrerdurchmesser 1,1 mm bzw. 1,2 mm statistisch signifikant (siehe Tabelle 7).

Vorbohrer	Pin	Kortikalisstärke	Kortikalisstärke	Kortikalisstärke
		1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm
Ø 1,0 mm	8 mm			
	10 mm			
Ø 1,1 mm	8 mm		*	
	10 mm			
Ø 1,2 mm	8 mm		*	
	10 mm			

Tab. 7: Signifikanztabelle zum Vergleich der durchschnittlichen Ausdrehmomente zwischen Pin 8 und 10 mm (\* signifikante, \*\* hochsignifikante Unterschiede zwischen den mit den Balkenenden verbundenen Pins)

## 5.1.3.2. Vergleich zwischen den Vorbohrern

Mit größerem Vorbohrerdurchmesser wurden kleinere durchschnittliche Ausdrehmomente gemessen. Der Vorbohrerdurchmesser 1,2 mm erzielte dabei im Vergleich zu den anderen Vorbohrergrößen die geringsten Werte.

Die statistische Auswertung (siehe Tabelle 8) ergab, dass sich die Ausdrehmomentwerte des 1,0 mm Vorbohrers nicht signifikant von den Werten des 1,1 mm Vorbohrerdurchmessers unterscheiden. Nur in der Kortikalisgruppe 1,5 mm beim Herausdrehen des 10 mm Pins waren die Werte des 1,0 mm Vorbohrers signifikant größer.

Beim Herausdrehen des 8 mm Pins gab es in der Kortikalisgruppe 1,5 mm keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den drei verwendeten Vorbohrern. In den Kortikalisgruppen 1,0 mm bzw. 2,0 mm sind die durchschnittlichen Ausdrehmomente des 1,2 mm Vorbohrers hochsignifikant bzw. signifikant kleiner als die der anderen Vorbohrer.

Beim Herausdrehen der 10 mm Pins konnten in der Kortikalisgruppe 2,0 mm keine signifikanten

Unterschiede zwischen den Vorbohrern festgestellt werden. Hingegen waren die durchschnittlichen Ausdrehmomente des 1,2 mm Vorbohrers in der Kortikalisgruppe 1,0 mm bzw. 1,5 mm signifikant kleiner als die des Vorbohrers 1,1 mm bzw. hochsignifikant kleiner als die Werte des 1,0 mm Vorbohrers.

Pin	Vorbohrer	Kortikalis 1,0 mm	Kortikalis 1,5 mm	Kortikalis 2,0 mm
8	Ø 1,0 mm		**	
8	Ø 1,1 mm	**		*
8	Ø 1,2 mm			
10	Ø 1,0 mm		**	
10	Ø 1,1 mm	*	*	*
10	Ø 1,2 mm			

Tab. 8: Signifikanztabelle für den Vergleich der durchschnittlichen Ausdrehmomente zwischen den Vorbohrern, nach Pins getrennt (\* signifikante, \*\* hochsignifikante Unterschiede zwischen den mit den Balkenenden verbundenen Vorbohrergrößen)

### 5.1.3.3. Vergleich zwischen den Kortikalisgruppen

Die statistische Auswertung (siehe Tabelle 9) ergab, dass beim Herausdrehen der 8 mm Pins die ermittelten Ausdrehmomentwerte in jeder Vorbohrergruppe mit ansteigender Kortikalisdicke statistisch signifikant grösser wurden, außer beim 1,0 mm Vorbohrer, wo die Werte in der Kortikalisgruppe 1,5 mm nicht signifikant größer ausfielen als in der Kortikalisgruppe 1,0 mm. Für alle Vorbohrer war der Unterschied zwischen den Kortikalisstärken 1,0 mm und 2,0 mm hochsignifikant.

Beim Herausdrehen der 10 mm Pins wurden die durchschnittlichen Ausdrehmomentwerte des 1,2 mm Vorbohrers mit stärkerer Kortikalisschicht hochsignifikant größer. Für den 1,1 mm Vorbohrer waren die Werte in der Kortikalisgruppe 2,0 mm hochsignifikant größer als die Werte in der Kortikalisgruppe 1,0 mm bzw. 1,5 mm. Beim 1,0 mm Vorbohrer unterscheiden sich die durchschnittlichen Ausdrehmomente in der Kortikalisgruppe 1,5 mm und 2,0 mm nicht signifikant voneinander.

Pin	Kortikalis	Vorbohrer Ø 1,0 mm	Vorbohrer Ø 1,1 mm	Vorbohrer Ø 1,2 mm
8	1,0 mm	**	* **	** **
8	1,5 mm	*	*	*
8	2,0 mm			
10	1,0 mm	* **	**	** **
10	1,5 mm		**	**
10	2,0 mm			

Tab. 9: Signifikanztabelle für den Vergleich der durchschnittlichen Ausdrehmomente zwischen den Kortikalisstärken, nach Pins getrennt (\* signifikante, \*\* hochsignifikante Unterschiede zwischen den mit den Balkenenden verbundenen Kortikalisstärken)

#### 5.1.4. Maximales Ausdrehmoment

Die gemessenen Ausdrehmomente lagen zwischen 17 Nmm und 309 Nmm und stehen für die maximalen Werte, die bei Beginn des Herausdrehens gemessen wurden. In Tabelle 10 sind die Mittelwerte für die maximalen Ausdrehmomente zusammengefasst. Diese Werte sind insofern von Bedeutung, da die vom Hersteller angegebene Drehmomentgrenze von 20 Ncm nicht überschritten werden sollte. Werte über 200 Nmm wurden beim Herausdrehen des 8 mm Pins aus 1,0 mm und 1,1 mm vorgebohrten Knochen mit 2,0 mm starker Kortikalisschicht gemessen. Außerdem wurden beim Herausschrauben von 10 mm Pins aus 1,1 mm vorgebohrten Knochen mit 2,0 mm starker Kortikalisschicht Ausdrehmomentwerte von über 200 Nmm ermittelt.



## 5. Ergebnisse

Kortikalisstärke in mm	Vorbohrerdurchmesser in mm	Pinlänge in mm	Mittelwert in Nmm	Standardabweichung	
1,00	1,00	8	66,56	18,73	
		10	62,70	24,36	
	1,10	8	67,70	18,60	
		10	61,88	19,69	
	1,20	8	42,25	9,84	
		10	28,78	8,20	
	1,50	1,00	8	94,33	27,55
			10	99,00	31,13
1,10		8	124,30	55,94	
		10	64,90	19,43	
1,20		8	77,88	24,37	
		10	50,83	11,72	
2,00		1,00	8	181,20	71,99
			10	124,67	28,39
	1,10	8	188,10	47,08	
		10	147,20	65,83	
	1,20	8	120,20	29,57	
		10	99,22	33,18	

Tab. 10: Mittelwerte für das maximale Ausdrehmoment unterteilt nach Kortikalisstärke, Vorbohrerdurchmesser und Pinlänge

## 5.2. Ausreißkraft der Pins aus dem Knochen

In Tabelle 11 sind die Mittelwerte der Ausreißkräfte nach Kortikalisstärke, Vorbohrer und Pinlänge unterteilt und zusammengefasst. Aus der Tabelle 11 und der Abbildung 16 kann man entnehmen, dass mit steigender Kortikalisstärke höhere Kräfte nötig sind, die eingedrehten tomas<sup>®</sup>-pins aus dem Knochen herauszuziehen. Die gemessenen Werte für die Ausreißkräfte lagen je nach Vorbohrer und Kortikalisstärke zwischen 83 N und 674 N. Die kleinsten Werte wurden jeweils in der Kortikalisgruppe 1,0 mm gemessen, in der die Ausreißkräfte zwischen 90 N und 380 N lagen. In der Kortikalisgruppe 1,5 mm wurden Werte zwischen 190 N und 660 N und in der Kortikalisgruppe 2,0 mm Werte zwischen 230 N und 670 N ermittelt.

Kortikalisstärke in mm	Vorbohrerdurchmesser in mm	Pinlänge in mm	Mittelwert in N	Standardabweichung
1,00	1,00	8	223,10	95,27
		10	163,70	57,00
	1,10	8	236,80	66,32
		10	218,50	29,57
	1,20	8	121,80	33,64
		10	256,90	59,56
1,50	1,00	8	341,10	146,35
		10	447,30	108,25
	1,10	8	337,30	118,73
		10	288,40	94,62
	1,20	8	270,60	85,09
		10	260,10	50,57
2,00	1,00	8	309,20	88,73
		10	522,90	69,99
	1,10	8	416,00	60,36
		10	443,70	117,25
	1,20	8	478,20	112,71
		10	451,90	117,54

Tab. 11: Mittelwerte für die Ausreißkräfte aus dem Knochen, nach Kortikalisstärke, Pinlänge und Vorbohrerdurchmesser unterteilt

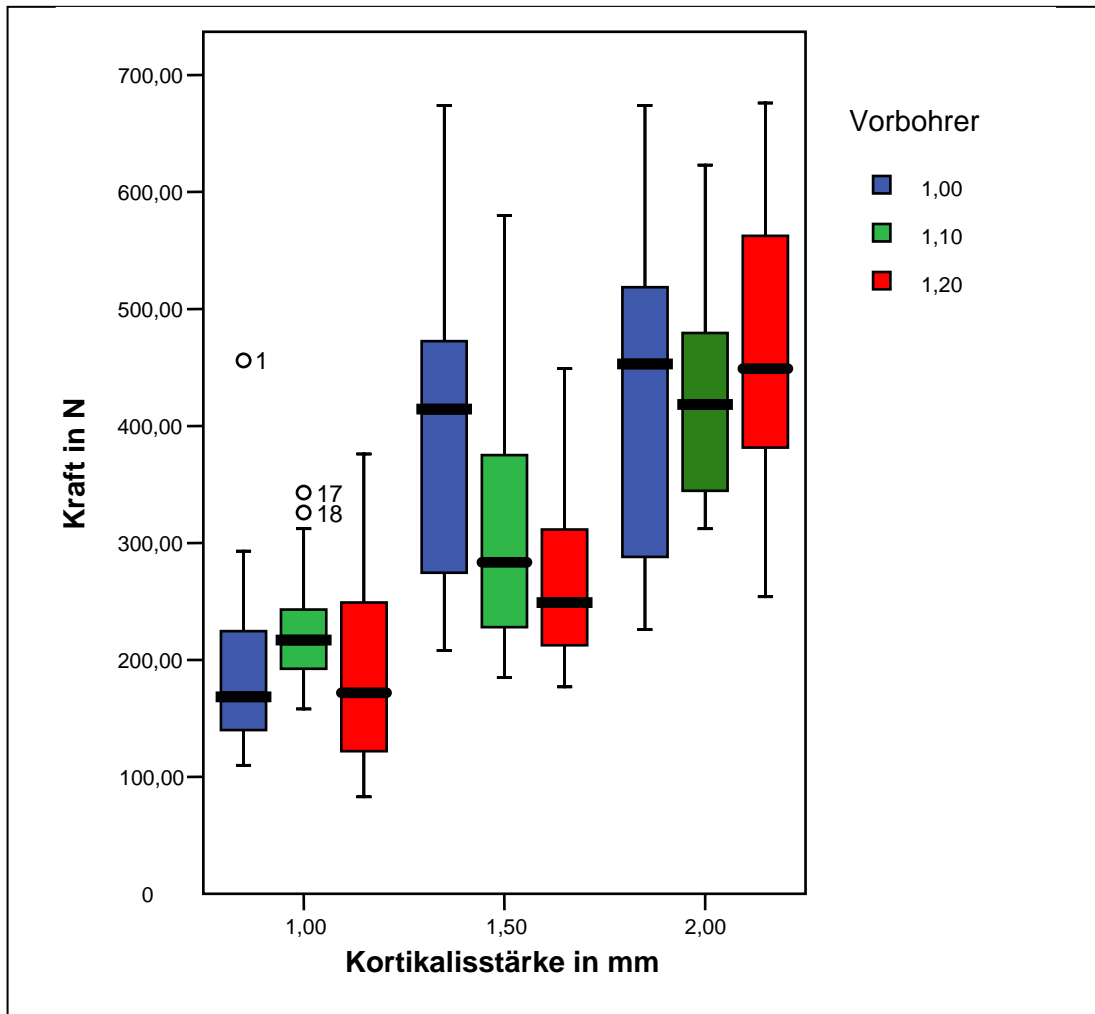


Abb. 16: Darstellung der Ausreißkräfte aus dem Knochen für beide Pins

### 5.2.1. Vergleich zwischen Pin 8 mm und Pin 10 mm

Die gemessenen Ausreißkräfte waren bei Vergleich der beiden Pinlängen in der jeweiligen Kortikalisgruppe annähernd gleich groß. Signifikant höhere Werte erzielte der 10 mm Pin nur in der Kortikalisgruppe 1,0 mm beim 1,2 mm Vorbohrerdurchmesser und in der Kortikalisgruppe 2,0 mm beim 1,0 mm Vorbohrer (Siehe Tab. 12, Abb. 16). Im Gegensatz dazu waren die Ausreißkraftwerte des 8 mm Pins in der Kortikalisgruppe 1,5 mm beim Vorbohrer 1,1 mm signifikant größer als die des 10 mm langen Pins.

Vorbohrer	Pin	Kortikalisstärke	Kortikalisstärke	Kortikalisstärke
		1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm
Ø 1,0 mm	8 mm			*
	10 mm			
Ø 1,1 mm	8 mm		*	
	10 mm			
Ø 1,2 mm	8 mm	*		
	10 mm			

Tab. 12: Signifikanztabelle für den Vergleich der unterschiedlichen Ausreißkräfte zwischen den Pins (\* signifikante, \*\* hochsignifikante Unterschiede zwischen den mit den Balkenenden verbundenen Pins)

#### 5.2.2. Vergleich zwischen den Vorbohrergrößen

Mit der statistischen Auswertung (siehe Tabelle 13) wurde festgestellt, dass für den 8 mm Pin in der Kortikalisgruppe 1,0 mm mit größerem Vorbohrerdurchmesser signifikant kleinere Ausreißkräfte gemessen wurden. In der Kortikalisgruppe 1,5 mm waren die Ausreißkraftwerte für alle drei Vorbohrer nicht signifikant unterschiedlich. Die Werte des 1,1 mm und 1,2 mm Vorbohrers waren in der Kortikalisgruppe 2,0 mm ebenfalls nicht signifikant unterschiedlich.

Beim Herausziehen des 10 mm Pins konnte festgestellt werden, dass in den Kortikalisgruppen 1,0 mm und 1,5 mm mit größerem Vorbohrerdurchmesser geringere Ausreißkräfte gemessen wurden, obwohl die Unterschiede zwischen dem 1,1 mm und 1,2 mm Vorbohrer nicht signifikant ausfielen. In der Kortikalisgruppe 2,0 mm sind zwischen allen drei Vorbohrern keine signifikanten Unterschiede feststellbar.

Pin	Vorbohrer	Kortikalis 1,0 mm	Kortikalis 1,5 mm	Kortikalis 2,0 mm
8	Ø 1,0 mm		**	* **
8	Ø 1,1 mm	**		
8	Ø 1,2 mm			
10	Ø 1,0 mm	* *	* **	
10	Ø 1,1 mm			
10	Ø 1,2 mm			

Tab. 13: Signifikanztabelle für den Vergleich der Ausreißkräfte zwischen den Vorbohrern, nach Pins getrennt (\* signifikante, \*\* hochsignifikante Unterschiede zwischen den mit den Balkenenden verbundenen Vorbohrern)

### 5.2.3. Vergleich zwischen den Kortikalisgruppen

Die statistische Auswertung (siehe Tabelle 14) lässt erkennen, dass mit stärkerer Kortikalisschicht die Ausreißkräfte bei Betrachtung jeweils eines Vorbohrers ansteigen. Die Ausreißkräfte für den 8 mm Pin waren beim Vorbohrerdurchmesser 1,0 mm bzw. 1,1 mm in der Kortikalisgruppe 2,0 mm signifikant bzw. hochsignifikant größer als in den beiden anderen Kortikalisgruppen. Beim 1,2 mm Vorbohrer stiegen die ermittelten Ausreißkräfte mit dickerer Kortikalisschicht hochsignifikant an.

Für den 10 mm Pin wurden beim 1,0 mm Vorbohrer mit stärkerer Kortikalisschicht größere Ausreißkräfte gemessen, wobei die Unterschiede zwischen der Kortikalisgruppe 1,5 mm und 2,0 mm nicht signifikant waren. Auch bei Verwendung des 1,1 mm Vorbohrers wurden in der Kortikalisgruppe 2,0 mm signifikant und beim 1,2 mm Vorbohrer hochsignifikant größere Ausreißkraftwerte ermittelt als in den anderen Kortikalisgruppen.

Pin	Kortikalis- stärke	Vorbohrer Ø 1,0 mm	Vorbohrer Ø 1,1 mm	Vorbohrer Ø 1,2 mm
8	1,0 mm	*	**	**
8	1,5 mm			**
8	2,0 mm			
10	1,0 mm	**	**	**
10	1,5 mm		*	**
10	2,0 mm			

Tab. 14: Signifikanztabelle für den Vergleich der Ausreißkräfte zwischen den Kortikalisstärken, nach Pins getrennt (\* signifikante, \*\* hochsignifikante Unterschiede zwischen den mit den Balkenenden verbundenen Kortikalisstärken)

### 5.3. Ausreißkraftmessung des Drahtes aus dem Pin

#### 5.3.1. Kraftmessung in Achsenrichtung des Pins

Die ermittelten Werte für die Ausreißkräfte lagen je nach Adhäsiv zwischen 59 N und 263 N. Aus der Tabelle 15 und der Abbildung 17 kann entnommen werden, dass die größten Ausreißkraftwerte bei Transbond™ XT gemessen wurden und zwischen 120 N und 260 N lagen. Im Vergleich zu Contec LC und Heliosit® waren diese statistisch signifikant größer. Für Contec LC und Heliosit® wurden annähernd gleich große Werte ermittelt.

#### 5.3.2. Kraftmessung senkrecht zur Achsenrichtung des Pins

Die ermittelten Werte für die Ausreißkräfte lagen je nach untersuchtem Adhäsiv zwischen 8,4 N und 47,7 N. Insgesamt sind diese Werte kleiner als die Ausreißkräfte in Achsenrichtung des Pins. Aus der Tabelle 15 und der Abbildung 18 ist erkenntlich, dass die Ausreißkräfte bei Contec LC und Heliosit® nicht stark voneinander abweichen, aber geringer sind als die gemessenen Ausreißkräfte bei Transbond™ XT. Zwischen den Ausreißkraftwerten von Transbond™ XT und Contec LC konnten aber keine statistisch signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden. Die ermittelten Werte für Heliosit® sind signifikant kleiner als die Werte für Transbond™ XT.

5. Ergebnisse

Bracketadhäsiv		F axial in N	F längs in N
Contec LC	Mittelwert in N	100,84	23,18
	Standardabweichung	21,98	10,59
Heliosit <sup>®</sup>	Mittelwert in N	94,65	18,27
	Standardabweichung	19,10	4,17
Transbond <sup>™</sup> XT	Mittelwert in N	175,27	28,71
	Standardabweichung	40,87	7,41

Tab. 15: Mittelwerte für Ausreißkräfte in Achsenrichtung und senkrecht zur Achse des Pins (F axial = Kraft in Achsenrichtung des Pins ; F längs = Kraft senkrecht zur Achse des Pin )

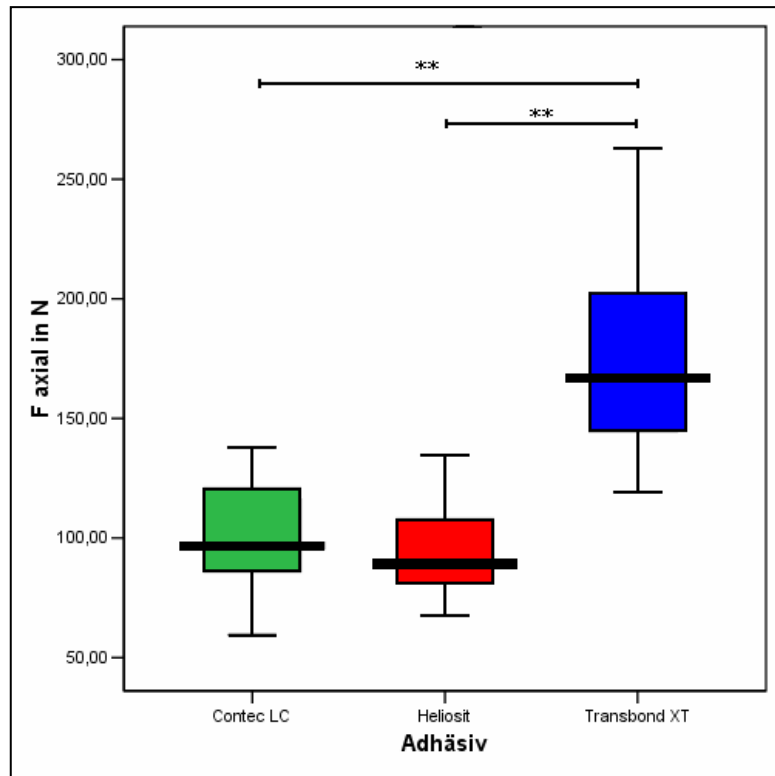


Abb. 17: Ausreißkraft in Achsenrichtung des Pins (\*\* statistisch hochsignifikante Unterschiede zwischen den mit den Balkenenden verbundenen Adhäsiven)

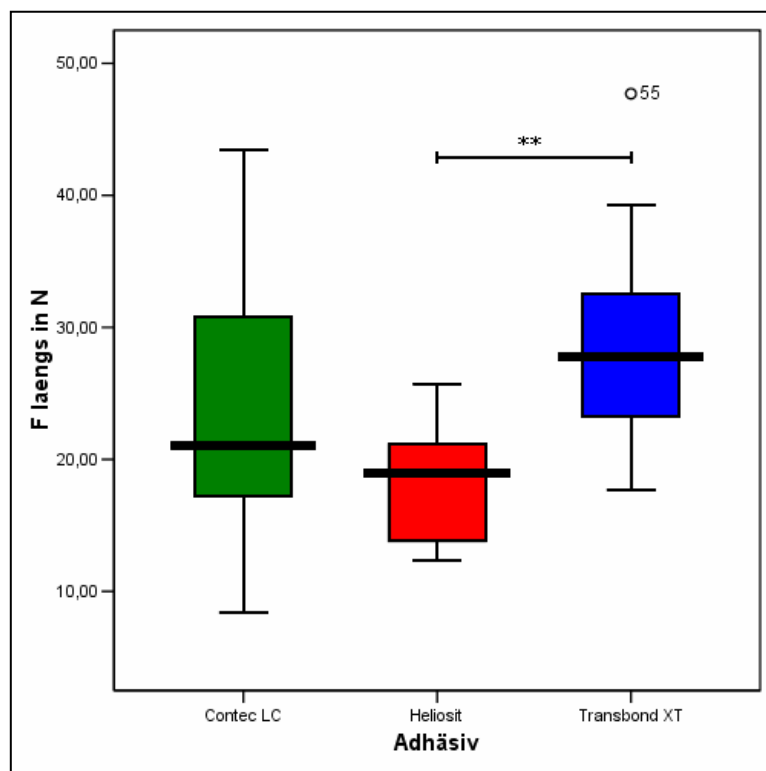


Abb. 18: Ausreißkraft senkrecht zur Achse des Pins (\*\* statistisch hochsignifikante Unterschiede zwischen den mit den Balkenenden verbundenen Adhäsiven)



## 6. Diskussion

### 6.1. Drehmomentversuche

#### 6.1.1. Material und Methoden

Zur Ermittlung der Primärstabilität von Minischrauben eignen sich neben histologischen Untersuchungen, Periotests, Ausreißkraftmessungen und die Resonanzfrequenzanalyse (RFA) vor allem Eindreh- und Ausdrehmomentmessungen [7, 30, 36, 37, 39, 41, 95]. In der vorliegenden Studie wurde Beckenknochen frisch geschlachteter Schweine verwendet, da er leicht zu beschaffen und zu bearbeiten war und aufgrund der annähernd gleichen Kortikalisdicken für die Simulation der Knochenverhältnisse im menschlichen Kieferknochen geeignet erschien. In der Literatur finden sich zahlreiche In-vitro-Studien, die Schweineknöchel für Haltekraft- und Drehmomentversuche verwendeten [7, 9, 36, 37, 95].

Im Gegensatz zu *Büchter* [9], der die Kortikalisdicke nicht gemessen hat und *Boyle* [7], der die Kompaktadicke nach durchgeführter Vorbohrung direkt im Bohrloch gemessen, aber keine Gruppen gebildet hat, wurden in der vorliegenden Studie die Knochenstücke mit Hilfe einer Mess-Schiebelehre visuell in drei Kortikalisdickengruppen (1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm) eingeteilt, um den Einfluss der Kortikalisdicke auf die Drehmomente besser beurteilen zu können. *Heidemann et al.* verglichen dagegen Eindrehmomente in Holz und PVC mit dickeren Kortikalisdicken (2,0 mm, 3,0 mm, 4,0 mm), die aber nur die Knochenverhältnisse im Unterkiefer simulieren [36, 37]. *Wilmes et al.* [95] bedienten sich zur Messung der Kompaktadicke eines Mikro-Computertomogramms, das sicherlich genauere Werte liefert, was aber nur einen geringen Einfluss auf die Streuung der Werte haben könnte.

Die Auswahl der Vorbohrerdurchmesser erfolgte nach Herstellerangaben des *tomas*<sup>®</sup>-pins. In Anlehnung an *Heidemann et al.* [36], der bei einem Vorbohrerdurchmesser grösser als 85 % des externen Schraubendurchmessers keine ausreichende Primärstabilität mehr feststellen konnte, betragen die Vorbohrerdurchmesser 75 % ( $\varnothing$  1,2 mm), 69 % ( $\varnothing$  1,1 mm) und 63 % ( $\varnothing$  1,0 mm) des externen Schraubendurchmessers.

Das Torque-Mess-System wurde von der Firma Dentauro (Deutschland) zur Verfügung gestellt und schon für ähnliche Drehmomentversuche angewendet. Die u-förmige Halterung für die einzelnen Knochenstücke war Bestandteil der für die Vorbohrungen genutzten Drehmaschine und des Torque-Mess-Systems. So war sichergestellt, dass die Vorbohrung und die Insertion des

Pins jeweils senkrecht zur Knochenoberfläche durchgeführt wurden und die Achsen des Pins und des Vorbohrers übereinstimmten. Durch die manuelle Betätigung der Kurbel während der Drehmomentmessungen wurde keine konstante Geschwindigkeit wie bei einer computer-gesteuerten Insertion erreicht, was Schwankungen der Werte und deren Streuung verursachen könnte. Andererseits werden dadurch die klinischen Bedingungen des manuellen Inserierens durch den Behandler besser simuliert.

Der Messfehler des Tintenschreibers wird vom Hersteller mit + 0,25 %, der des Torque-Check-Gerätes mit 0,5 % angegeben und sind als gering einzustufen.

### 6.1.2. Ergebnisse

Die Ergebnisse der Messungen zeigen, dass die Knochenqualität, die Auswahl des Vorbohrers und der Schraubenlänge die Eindreh- und Ausdrehmomente von orthodontischen Verankerungsschrauben und damit deren Primärstabilität beeinflussen können.

#### Eindrehmomente

Beim Inserieren von tomas<sup>®</sup>-pins in Schweine-Beckenknochen variierten die Eindrehmomente je nach Durchmesser der Pilotbohrung, Kortikalisstärke und Pinlänge zwischen 3 Nmm und 249 Nmm. Ähnliche Werte wurden von *Boyle et al.*, *Heidemann et al.*, *Motoyoshi et al.* und *Wilmes et al.* ermittelt [7, 36, 64, 95].

Die in der vorliegenden Studie gemessenen Eindrehmomentwerte zeigten eine hohe Abhängigkeit von der Kortikalisstärke. Je dicker die Kompakta war, desto höhere Werte wurden gemessen. Ab einer Kortikalisstärke von 2 mm stiegen die Werte und deren Streuung stark an, erreichten aber die vom Hersteller angegebene Drehmomentgrenze von 200 Nmm nur in Einzelfällen. Die größere Streuung der Werte bei dickerer Kortikalis konnte auch von *Heidemann et al.* und *Boyle et al.* festgestellt werden [7, 36].

Obwohl die gemessenen Eindrehmomente mit abnehmenden Vorbohrerdurchmesser anstiegen, waren die Unterschiede zwischen den Vorbohrerdurchmessern 1,0 mm und 1,1 mm wie in der Studie von *Wilmes et al.* [95] statistisch nicht signifikant. Bei Verwendung des Vorbohrerdurchmessers von 1,2 mm fallen die Eindrehmomentwerte im Vergleich zu den anderen Vorbohrern deutlich geringer aus. Daher empfiehlt es sich, bei dünner Kortikalis ( $\leq 1,0$  mm), wie sie oft auf der bukkalen Seite des Oberkieferalveolarfortsatzes vorkommt, nur den 1,1 mm oder den 1,0 mm Vorbohrerdurchmesser zu verwenden. Andererseits sollte im Unterkiefer aufgrund der dickeren Kortikalisschicht der Vorbohrerdurchmesser nicht kleiner als

1,2 mm sein, um die Gefahr des Schraubenbruches zu minimieren.

Im Gegensatz zu *Wilmes et al.*, die neben dem Vorbohrerdurchmesser auch den Einfluss unterschiedlicher Bohrtiefen untersuchten, wurden in der vorliegenden Studie geringere Drehmomente für den 10 mm langen Pin ermittelt. Eine Ursache könnte in der Tiefe der Vorbohrung und damit in einer stärkeren Erweiterung des Bohrloches liegen, denn *Wilmes et al.* stellten die Bohrtiefe auch beim 8 mm langen Pin auf 10 mm ein, was insgesamt geringere Werte für diesen Pin ergeben könnte [95].

Da in der vorliegenden Studie nur die zwei Schraubentypen des tomas<sup>®</sup>-Systems untersucht wurden, lassen sich die Erkenntnisse nur bedingt auf andere Schraubentypen übertragen. Die selbstbohrenden Schrauben weisen aufgrund der fehlenden Vorbohrung höhere Drehmomente auf wie *Wilmes et al.* und *Heidemann et al.* in ihren Studien zeigten [36, 37, 95].

Auch Präger fand in seinen Untersuchungen eine größere Primärstabilität bei den selbstbohrenden Schrauben [77].

#### Ausdrehmomente

Beim Herausdrehen der tomas<sup>®</sup>-pins aus dem Knochen wurden Ausdrehmomentwerte von 10 Nmm bis 309 Nmm gemessen. Die Ausdrehmomente waren insgesamt etwas höher als die Eindrehmomente. Vergleichbare Werte sind in der Literatur in der Studie von *Büchter et al.* beschrieben [9]. Sie verglichen die Ausdrehmomente zweier Minischrauben in Abhängigkeit der Dauer und Höhe der Kraftapplikation. Die selbstbohrenden Schrauben (110 Nmm) zeigten leicht höhere Ausdrehmomente als die selbstschneidenden Schrauben (30 Nmm). Im Gegensatz dazu haben *Chen et al.* in einer In-vivo-Studie beim Herausdrehen von Minischrauben am Patienten weitaus höhere Ausdrehmomente (8 Ncm) gemessen. Allerdings waren dort die Schrauben länger (11 bis 17 mm). Die längeren Schrauben erzeugten dabei abhängig vom Insertionsort höhere Ausdrehmomente [13].

Wie bei den Eindrehmomentmessungen konnten mit steigender Kortikalisstärke auch höhere Ausdrehmomentwerte ermittelt werden. Bei Verwendung des Vorbohrerdurchmessers 1,2 mm wurden in der jeweiligen Kortikalisgruppe die kleinsten Ausdrehmomentwerte im Vergleich zu den anderen Vorbohrergrößen gemessen. Zwischen den Vorbohrerdurchmessern 1,0 und 1,1 mm konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden (außer beim Herausdrehen des 10 mm Pin aus 1,5 mm dicker Kompakta). Die Ausdrehmomentwerte des 10 mm Pins sind nur geringfügig kleiner als die des 8 mm Pins. Was bei diesen Messungen unberücksichtigt bleibt, ist, dass klinisch noch höhere Ausdrehmomente auftreten, wie *Chen et al.* in ihrer Studie zeigten [13]. Die Minischrauben werden normalerweise erst nach einer bestimmten

Gebrauchsperiode entfernt. So kann es zur teilweisen Osseointegration kommen, obwohl durch die spezielle Oberfläche der Minischrauben eine Anlagerung des Knochens erschwert wird. *Melsen* beschrieb, dass durch applizierte Kräfte von 50 cN die mechanische Stabilität der Schrauben erhöht wird, da aufgrund des positiven Turnovers eine Verdichtung des Knochens in unmittelbarer Umgebung der Schraube stattfindet [59]. *Daimaruya* konnte ebenfalls nachweisen, dass bei den belasteten Schrauben ein stärkerer Knochen-Implantat-Kontakt vorhanden ist als bei den unbelasteten Schrauben [17].

Problematisch ist die Verwendung von Minischrauben beispielsweise zur Aufrichtung von Molaren, da hier im ungünstigen Fall Drehmomente entstehen, die zum Herausdrehen und Lockern der Minischrauben führen könnten.

Die am Schweine-Beckenknochen ermittelten Ein- und Ausdrehmomente des tomas<sup>®</sup>-pins weichen deutlich von den klinischen Werten am Patienten ab. Die am Menschen gemessenen Drehmomente für tomas<sup>®</sup>-pins liegen zwischen 9 und 23 Ncm und sind damit wesentlich höher als die Werte, die experimentell am Schweine-Beckenknochen gemessen wurden [Bumann 2007, unveröffentlichte Daten]. Demnach ist zu vermuten, dass die Übertragung der in der Studie von Wilmes et al. [95] ermittelten höheren Drehmomentwerte für Dual-Top-Schrauben auf den menschlichen Kiefer zu deutlich höheren Drehmomenten führt, die dann im Bereich der Schraubenfrakturen liegen. Diese logische Konsequenz wird gestützt durch die klinische Erfahrung, dass Dual-Top-Schrauben im klinischen Einsatz am Menschen häufig frakturieren. Es scheint, dass nicht nur die untersuchten Parameter (Vorbohrergröße, Kortikalisdicke, Pinlänge) einen Einfluss auf die Drehmomente ausüben, sondern auch die Knochendichte eine sehr große Rolle spielt. Alles deutet darauf hin, dass die Knochenqualität des Schweine-Beckenknochens mit der des humanen Kieferknochens nicht vergleichbar ist. Daher können die hier gemessenen Drehmomente nicht auf den Menschen übertragen werden. Retrospektiv betrachtet, ist das Beckenknochenmodell vom Schwein für Drehmomentversuche von kieferorthopädischen Verankerungsschrauben als sehr fragwürdig einzustufen.

## 6.2. Ausreißkraftmessung der Pins aus dem Knochen

### 6.2.1. Material und Methode

Ein weiteres Verfahren zur Untersuchung der Primärstabilität ist die Evaluierung der Haltekraft im Zugversuch, die direkt nach der Insertion der Minischrauben erfolgt. Eine Einheilung und eventuelle Osseointegration kann somit ausgeschlossen werden [39, 77]. Ausreißkraftmessungen wurden schon zahlreich in der Chirurgie und Orthopädie angewendet, um die biomechanischen Eigenschaften von Schrauben zu untersuchen [7, 36, 37, 39].

Es wurde wie im Drehmomentversuch Beckenknochen frisch geschlachteter Schweine verwendet. Aufgrund der annähernd gleichen Kortikalisstärken sollte er die Knochenverhältnisse im humanen Kieferknochen simulieren. In der Literatur finden sich einige In-vitro-Studien, die Schweineknochen für Ausreißkraftversuche verwendeten [7, 36, 37]. Die Haltekraftmessungen sollten bei axialer Zugrichtung erfolgen, da die nicht-axialen Messungen keine standardisierten und reproduzierbaren Ergebnisse liefern und eine grössere Streuung der Werte auftreten würde [39].

Die in drei Kortikalisgruppen eingeteilten Knochenstücke (1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm) wurden in chemisch härtenden Kunststoff (Orthocryl<sup>®</sup>) eingebettet, um eine exakte Positionierung in der Zwick-Prüfmaschine zu gewährleisten. Die Aushärtung erfolgte wie schon *Wilmes* et al. [95] beschrieben im Wasserbad, um eine Überhitzung des Knochens durch die Polymerisationswärme zu vermeiden. Nach Vorbohrung senkrecht zur Knochenoberfläche und manueller Insertion der Minischrauben wurden die Orthocryl<sup>®</sup>-Blöcke in die Zwick-Prüfmaschine eingespannt und ausgerichtet, so dass an den Pins in axialer Richtung gezogen werden konnte. Die Geschwindigkeit betrug 2 mm/min bei einer Vorkraft von 2 N. Die Vorkraft sollte Schwankungen und einen eventuellen Kraftabfall im unteren Bereich überbrücken und somit Fehlmessungen vermeiden. Der Messfehler der Zwickmaschine wird vom Hersteller mit 0,1% angegeben und ist als vernachlässigbar einzustufen.

### 6.2.2. Ergebnisse

Die in der Studie ermittelten Ausreißkräfte der tomas<sup>®</sup>-pins zeigten eine hohe Abhängigkeit von der Kortikalisstärke und vom Vorbohrer. Die Werte lagen je nach Vorbohrer und Kortikalisstärke zwischen 83 N und 674 N. Mit ansteigender Kompaktadicke zeigten sich höhere Ausreißkräfte. Die Unterschiede zwischen dem 8 mm und 10 mm langen Pin waren gering und

statistisch nicht signifikant (Ausnahme: kleinere Werte für den 8 mm Pin beim Vorbohrer 1,2 mm, Kortikalisstärke 1,0 mm und beim Vorbohrer 1,0 mm, Kortikalisstärke 2,0 mm). Der Einfluss des Vorbohrers lässt sich aufgrund der ermittelten Werte nicht klar definieren. In der Kortikalisgruppe 1,0 mm und 2,0 mm wurden annähernd gleichgroße Werte für alle Vorbohrer gemessen, obwohl vermutet wurde, dass die Ausreißkräfte mit abnehmenden Vorbohrerdurchmesser ansteigen wie in der Kortikalisgruppe 1,5 mm.

Beim Ausreißversuch von *Boyle et al.*, die Schrauben gleichen Durchmessers (2,0 mm) aber unterschiedlichen Gewindeaufbaus untersuchten, lagen die maximalen Zugkräfte im Mittel bei 200 N [7]. Diese Werte lassen sich mit denen des 1,2 mm Vorbohrers in dieser Studie vergleichen (Verhältnis von Vorbohrergröße zu Schraubendurchmesser beträgt 75 %) und sind annähernd gleich groß. *Heidemann et al.* untersuchte ebenfalls den Einfluss der Vorbohrergröße auf die Ausreißkräfte einer mit dem tomas<sup>®</sup>-pin vergleichbaren Schraube (Ø 1,5 mm, Länge: 7 mm) und ermittelte in Kompaktadicken von 2 mm Werte um 300 N. Ein starker Abfall der Werte konnte ab einem Vorbohrerdurchmesser von 1,3 mm festgestellt werden [36]. In einer anderen Studie von *Heidemann* zeigte sich, dass in 2 mm starker Kortikalis die selbstbohrenden Schrauben geringere Ausreißkräfte aufwiesen als die selbstschneidenden Schrauben, andererseits höhere Eindrehmomente für die selbstbohrenden Schrauben gemessen wurden [37]. *Huja et al.* ermittelten im Hunderversuch Kräfte zwischen 130 N in der anterioren Region des Unterkiefers (Kortikalis < 1,5 mm) und 400 N in der posterioren Region des Unterkiefers (Kortikalis ≤ 2,5 mm)[39].

Alle ermittelten Werte sind um ein Vielfaches größer als die in der Kieferorthopädie für Zahnbewegungen üblicherweise applizierten Kräfte. Hinzu kommt, dass in der klinischen Anwendung die Pins weniger in axialer Richtung sondern eher tangential belastet werden.

### 6.3. Ausreißkraftmessung des Bogens aus dem Pin

#### 6.3.1. Material und Methode

Zug- oder Ausreißkraftversuche sind anerkannte Verfahren, um die mechanischen Eigenschaften verschiedenster Materialien zu testen. In der vorliegenden Studie wurden drei zufällig ausgewählte lighthärtende Bracketadhäsive getestet, die zur Stabilisierung des kieferorthopädischen Drahtes im Slot des Pins empfohlen werden. Vergleichbare Studien gibt es in der Literatur zu diesem Thema nicht.

Um reproduzierbare und aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, wurde senkrecht zur Längsachse des Drahtes und in axialer Richtung am Draht gezogen. Ein Messingblock mit zwei Bohrungen zur Schaffung einer Zwei-Punkt-Auflage für den Draht ermöglichte die exakte Positionierung des Drahtes im Slot (senkrecht zur Pinachse). Eine gleichgroße Menge Adhäsiv wurde aufgetragen und der Pinkopf vollständig damit bedeckt. Durch das unterschiedliche Fließverhalten der Adhäsive kann es aber zu unterschiedlich starken Schichten gekommen sein, was eine Beeinflussung der Werte zur Folge haben kann. Heliosit<sup>®</sup> ließ sich aufgrund seiner geringen Viskosität am leichtesten mit dem Heidemannspatel auftragen. Die Messungen wurden dann mit der Zwick-Prüfmaschine (BZ020/TH2A, Zwick GmbH & Co., Ulm, Deutschland) durchgeführt. Der Messfehler der Zwickmaschine wird vom Hersteller mit 0,1% angegeben und ist als vernachlässigbar einzustufen. Da nur eine Drahtlegierung verwendet wurde, hat die Federkraft des Drahtes keinen entscheidenden Einfluss auf die unterschiedliche Haltekraft der Adhäsive.

#### 6.3.2. Ergebnisse

In Achsenrichtung des Pins liegen die Ausreißkraftwerte je nach Adhäsiv zwischen 59 N und 263 N und in Längsrichtung des Drahtes zwischen 8,4 N und 47,7 N. Die Ausreißkräfte für Transbond<sup>™</sup> XT sind in beiden Tests größer als die Werte für Contec LC und Heliosit<sup>®</sup>, die sich in Ihren Werten kaum unterscheiden. Insgesamt sind die Ausreißkraftwerte des Drahtes in Achsenrichtung des Pins grösser als die Werte, die in Längsrichtung des Drahtes ermittelt wurden. Das kann damit zusammenhängen, dass beim Versuch in Achsenrichtung des Pins die Federkraft des Drahtes überwunden werden muss, bevor sich das Adhäsiv vom Pin und Draht löst. Weiterhin wird das Ablösen des Drahtes vom Pin durch das Einfließen des Adhäsivs in die Unterschnitte des Pins erschwert. Wird in Längsrichtung am Draht gezogen, spielt die Federkraft

des Drahtes eine untergeordnete Rolle, da der Draht nicht verbogen wird. Weitere Faktoren sind der Füllgehalt, Viskosität und der Aushärtegrad des Adhäsivs, der die mechanischen Eigenschaften beeinflussen kann. Alle Kunststoffe wurden 20 Sekunden mit einer Halogenlampe ausgehärtet. Des Weiteren kann es durch Verunreinigungen der Drahtoberfläche zu einer geringeren Haftung des Adhäsivs gekommen sein, dass für die Streuung der Werte ursächlich sein kann.

Das Befestigen der kieferorthopädischen Drähte mit Bracketadhäsiven hat folgende Vorteile: Es kann eine relativ starre Verbindung zwischen Draht und Pin hergestellt werden, so dass sich der Draht nicht aus dem Slot lösen oder herausrutschen kann. Durch die glatte Oberfläche kann der Komfort für den Patienten maximiert und Irritationen der Gingiva minimiert werden. Zusätzlich wird durch die Verwendung lichthärtender Adhäsive die Behandlungszeit am Stuhl im Vergleich zu Ligaturen drastisch verkürzt.

Alle ermittelten Werte sind grösser als die in der Kieferorthopädie für Zahnbewegungen üblicherweise angewendeten Kräfte. Demzufolge können alle drei Adhäsive zur Befestigung von kieferorthopädischen Drähten verwendet werden. Die Applikation von Heliosit<sup>®</sup> ist aufgrund seiner leicht fließenden Konsistenz besonders einfach.



### 7. Schlussfolgerungen

Der Durchmesser des Pilotbohrers, die Kortikalisstärke und die Pinlänge können die Eindreh- und Ausdrehmomente und damit die Primärstabilität der tomas<sup>®</sup>-pins beeinflussen.

Um eine ausreichende Primärstabilität zu gewährleisten, empfiehlt es sich daher bei Insertion in dünnere Kortikalisschichten wie sie z.B. im Oberkiefer vorkommen, einen Vorbohrer von 1,0 mm bis 1,1 mm Durchmesser zu wählen. Eine selbstbohrende Schraube würde hier zwar höhere Eindrehmomente erzeugen, aber gleichzeitig die Knochendestruktion und den Patientendiskomfort erhöhen. Dagegen ist im Unterkiefer, wo dickere Kompaktaschichten anzutreffen sind, ein Vorbohrerdurchmesser von 1,2 mm angemessen, um die Gefahr eines Schraubenbruches aufgrund der größeren Drehmomente zu minimieren.

Jedoch scheinen die Drehmomente nicht nur von den in dieser Studie untersuchten Parametern sondern auch von der Knochendichte abhängig zu sein. Retrospektiv betrachtet, ist das Beckenknochenmodell vom Schwein für Drehmomentversuche von kieferorthopädischen Verankerungsschrauben als sehr fragwürdig einzustufen, da die am Schweine-Beckenknochen ermittelten Drehmomentwerte mindestens 10 Ncm niedriger sind als die klinisch am Menschen gemessenen Werte.

Die im Ausreißkraftversuch der Pins aus dem Schweine-Beckenknochen ermittelten Werte zeigen, dass die tomas<sup>®</sup>-pins für alle getesteten Vorbohrergrößen, Kortikalisstärken und Pinlängen eine ausreichende Primärstabilität besitzen, um den kieferorthopädischen Kräften, die üblicherweise für Zahnbewegungen appliziert werden, zu widerstehen. Da die Pins aber meist nicht axial belastet werden, sondern auch Drehmomente entstehen können, sollte der Behandler die Biomechanik sorgfältig planen.

Alle drei lighthärtende Adhäsive eignen sich zur Befestigung von kieferorthopädischen Drähten im Slot des Schraubenkopfes. Die gemessenen Kräfte im Ausreißversuch sind höher als die in der Kieferorthopädie angewendeten Kräfte zur Zahnbewegung. Für Transbond XT wurden die größten Ausreißkräfte gemessen. Heliosit<sup>®</sup> lässt sich aber aufgrund seiner leicht fließenden Konsistenz subjektiv am besten verarbeiten.

## 8. Zusammenfassungen

### 8.1. Zusammenfassung

Seit einigen Jahren werden Minischrauben zur kortikalen Verankerung in der kieferorthopädischen Therapie verwendet. Deren Verlustrate scheint von der Primärstabilität nach der Insertion abhängig zu sein. Die vorliegende Studie umfasste drei Teilbereiche.

Erstens sollte der Einfluss des Durchmessers der Pilotbohrung, der Kortikalisstärke und der Schraubenlänge auf die Eindreh- und Ausdrehmomente des tomas<sup>®</sup>-pins untersucht werden.

Hierzu wurden 180 Schweine-Beckenknochen präpariert und in drei Gruppen unterschiedlicher Kortikalisstärken eingeteilt (1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm). Für die Vorbohrungen wurden drei Pilotbohrer (Ø 1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm; Länge: 8 mm, 10 mm) verwendet. Nach manueller Vorinsertion der Minischrauben wurden mit Hilfe eines speziellen Torque-Messgerätes (Dentaurum, Deutschland) die Eindrehmomente für die letzten 1,5 mm bis zur definitiven Versenkentiefe (Kontakt des Kragens mit der Knochenoberfläche) ermittelt und als Funktion zum Drehwinkel aufgezeichnet. Anschließend erfolgte die Messung der Ausdrehmomente.

Ergebnisse:

- Je nach Durchmesser der Pilotbohrung, der Kortikalisstärke und der Pinlänge lagen die Eindrehmomente zwischen 3 Nmm und 249 Nmm, die Ausdrehmomente zwischen 10 Nmm und 309 Nmm.
- Mit abnehmendem Vorbohrerdurchmesser stiegen die Eindreh- und Ausdrehmomente an, obwohl die Unterschiede zwischen dem Durchmesser 1,0 mm und 1,1 mm statistisch nicht signifikant waren.
- Mit ansteigender Kompaktadicke zeigten sich höhere Eindreh- und Ausdrehmomente.
- Für den 10 mm langen Pin wurden geringfügig kleinere Drehmomente gemessen als für den 8 mm langen Pin

Die ermittelten Eindreh- und Ausdrehmomente scheinen nicht nur von den in dieser Studie untersuchten Parametern sondern auch von der gegebenen Knochendichte abhängig zu sein. Alles deutet darauf hin, dass die Knochenqualität des Schweine-Beckenknochens mit der des humanen Kieferknochens nicht vergleichbar ist. Retrospektiv betrachtet, ist das Beckenknochenmodell vom Schwein für Drehmomentversuche von kieferorthopädischen Verankerungsschrauben als sehr fragwürdig einzustufen, da die am Schweine-Beckenknochen ermittelten Drehmomentwerte mindestens 10 Ncm niedriger sind als die klinisch am Menschen

gemessenen Werte.

Im zweiten Versuch sollte der Einfluss der Vorbohrergröße, der Kortikalisstärke und der Pinlänge auf die Ausreißkräfte des tomas<sup>®</sup>-pins in axialer Zugrichtung ermittelt werden.

Es wurden wiederum 180 Schweine-Beckenknochen präpariert, in drei Kortikalisgruppen eingeteilt und in chemisch härtenden Kunststoff eingebettet. Nach Vorbohrung ( $\varnothing$  1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm; Länge: 8 mm und 10 mm) und manueller Insertion der tomas<sup>®</sup>-pins wurde mit Hilfe der Zwick-Prüfmaschine in axialer Richtung an den Pins gezogen und die Ausreißkräfte gemessen.

Ergebnisse:

- Je nach Vorbohrung, Kortikalisstärke und Pinlänge wurden Ausreißkräfte zwischen 83 N und 674 N gemessen
- Mit ansteigender Kompaktadicke zeigten sich höhere Ausreißkräfte.
- Die Unterschiede zwischen den Ausreißkräften des 8 mm und 10 mm langen Pins waren gering und statistisch nicht signifikant.
- Die Vorbohrergröße hatte einen geringeren Einfluss auf die Ausreißkräfte als die Kortikalisstärke. In den Kortikalisgruppen 1,0 mm und 2,0 mm wurden annähernd gleichgroße Werte für alle Vorbohrergrößen gemessen.

Die im Ausreißkraftversuch der Pins aus dem Schweine-Beckenknochen ermittelten Werte zeigen, dass die tomas<sup>®</sup>-pins für alle getesteten Vorbohrergrößen, Kortikalisstärken und Pinlängen eine ausreichende Primärstabilität besitzen, um den Kräften, die in der Kieferorthopädie üblicherweise für Zahnbewegungen appliziert werden, zu widerstehen.

Im dritten Teilbereich interessierte die Widerstandsfähigkeit der für die Befestigung von kieferorthopädischen Drähten im Slot des Schraubenkopfes verwendeten Adhäsive gegenüber Ausreißkräften.

Dazu wurden kieferorthopädische Drähte aus einer Stahllegierung (remanium<sup>®</sup>) mit drei zufällig ausgewählten lichthärtenden Adhäsiven (Contec LC, Transbond<sup>™</sup> XT, Heliosit<sup>®</sup>) im Slot des Pins befestigt. Mit der Zwick-Prüfmaschine wurde am Draht in axialer Richtung zum Pin und senkrecht zur Pinachse gezogen und die Ausreißkräfte gemessen.

Ergebnisse:

- Die Ausreißkräfte in Achsenrichtung des Pins lagen zwischen 59 N und 263 N und waren insgesamt höher als die senkrecht zur Pinachse gemessenen Werte (8 N bis 48 N)
- Transbond<sup>™</sup> XT erzielte in beiden Versuchen die größten Werte

Die gemessenen Kräfte im Ausreißversuch des Bogens sind höher als die in der Kieferorthopädie üblicherweise angewendeten Kräfte zur Zahnbewegung. Alle drei getesteten Adhäsive eignen sich daher für die Befestigung von kieferorthopädischen Drähten im Slot des Pins.

## 8.2. Summary

Over the past years orthodontic mini screws have been used for anchorage during orthodontic treatment. The failure rate seems to depend on the initial stability at the moment of insertion. This experimental examination was divided into three parts.

The first study should determine the influence of the diameter of the pilot-drill, the thickness of the cortical bone and the length of the pins on the insertional and removal torques of tomas<sup>®</sup>-pins.

180 pieces of pigs hip bone were prepared and divided into three groups of different cortical bone thicknesses (1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm). Three different pilot-drills (diameters: 1.0 mm, 1.1 mm, 1.2 mm; lengths: 8 mm and 10 mm) were used to prepare a pilot hole for each pin. The miniscrews were inserted manually and the last 1.5 mm before the collar touched the surface of the cortical bone were analysed by a specific torque measuring instrument (Dentaurum, Germany). The insertional and removal torques were determined as a function of the angle of rotation.

### Results:

- According to the pilot hole, cortical bone thickness and pin length the insertional torque values for tomas<sup>®</sup>-pins ranged from 3 Nmm to 249 Nmm and the removal torque values from 10 Nmm to 309 Nmm.
- The insertional and removal torques decreased with increasing pilot-drill diameter. There was no statistically significant difference between the pilot-drill diameters 1.0 mm and 1.1 mm.
- Increased cortical bone thickness resulted in increased torque values.
- The insertional and removal torques of the 10 mm pins were slightly lower than the values of the 8 mm pins.

The pilot-drill diameter, the cortical bone thickness and the pin length have an effect on the placement torque of miniscrews. However, the torque is not only depending on those parameters but also on the bone density. Everything points to the fact that the quality of pigs hip bone is not comparable to human jaws. Retrospectively the hip bone model of pigs is not suitable for torque

measurements of miniscrews for anchorage finding that the measured values in this investigation were 10 times lower than the values measured clinically in human jaws.

The second study should determine the influence of pilot-drill diameter, cortical bone thickness and pin length on the pullout forces of tomas<sup>®</sup>-pins in an axial pullout-analysis.

180 pieces of pigs hip bone were divided into three groups of different cortical bone thicknesses (1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm) and embedded in resin. After pilot drilling (diameters: 1.0 mm, 1.1 mm, 1.2 mm; lengths: 8 mm and 10 mm) and manual insertion of the tomas<sup>®</sup>-pins the pullout-values in the axial direction to the pin were determined with a testing machine (Zwick BZ020/TH2A, Ulm, Germany).

Results:

- According to the pilot-drilling diameter, thickness of cortical bone and pin-length the pullout values varied between 83 N and 674 N.
- With increasing thickness of cortical bone higher pullout values were measured.
- We found slight but no significant differences between the 8 and 10 mm pin.
- The pullout values were less influenced by the diameter of the pilot-drill than by the thickness of the cortical bone. In the cortical bone group 1.0 mm and 2.0 mm the values for all pilot drills were approximately similar.

Our results show that tomas<sup>®</sup>-pins have a sufficient primary stability for all tested pilot-drill diameters, thickness of cortical bone and pin-lengths to resist orthodontic forces used for tooth movements.

The aim of the third study was to analyse the mechanical stability of the connection between wire and tomas<sup>®</sup>-pin. Three light-curing adhesives (Contec LC, Transbond<sup>™</sup> XT, Heliosit<sup>®</sup>) were chosen to fix a stainless steel wire (remanium<sup>®</sup>, Dentaaurum, Germany) with a dimension of 0,55 mm x 0,64 mm in the slot perpendicular to the longitudinal axis of the pin.

Forty testing objects for each adhesive were prepared. A testing-machine (Zwick GmbH & Co., Ulm, Germany) was used to measure the pullout-strength of the fixed wire in the axial direction of the pin and longitudinal direction of the wire.

Results:

The measured pullout-strength values of the wire varied between 8 N and 263 N depending on the adhesive and direction of the applied tension. The values of Transbond<sup>™</sup> XT were significantly higher than the values of Heliosit<sup>®</sup> and Contec LC, which are almost similar. Altogether the pullout-test in the longitudinal direction to the wire showed lower values than the

pullout-test in the axial direction of the pin.

All three light-curing adhesives are suitable to fix a wire to a miniscrew. The connection between the wire and the pin is stable enough to resist the applied forces during orthodontic treatment. The application of Heliosit<sup>®</sup> is very simple because of its flowability. Adhesives minimize patients' discomfort and irritations of the gingiva.

## 9. Literaturverzeichnis

1. Angle, E: Treatment of malocclusion of teeth. 7th ed. S.S. White Dental Manufacturing Comp., Philadelphia 1907.
2. Bae, S-M; Park, H-S; Kyung, H-M; Kwon, O-W; Sung, J-H: Clinical Application of Micro-Implant Anchorage. *J Clin Orthod* 36:298-302, 2002.
3. Berens, A.; Wiechmann, D.; Rüdiger, J.: Erfolgsraten von Mini- und Mikroschrauben zur skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie. *Inf Orthod Kieferorthop* 37:283-287, 2005.
4. Bernhart, T; Dörtbudak, O; Wehrbein, H; Baier, C; Bantleon, HP; Kucher, G: Das Gaumenimplantat. *Inf Orthod Kieferorthop* 32:209-229, 2000.
5. Block, MS; Hoffman, DR: A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 107:251-258, 1995.
6. Bousquet, F; Bousquet, P; Mauran, G; Pargel, P: Use of an Impacted Post for Anchorage. *J Clin Orthod* 30:261-265, 1996.
7. Boyle, J; Frost, D; Foley M; Grady, J: Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and emergency screws. *J Oral Maxillofac Surg* 51:45-50, 1993.
8. Branemark, P; Hansson, B; Adell, R; Breine, U; Lindström, J; Hallen, O; Öhmann, A: Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Scand J Plast Reconst Surg* 11; 1977.
9. Büchter, A.; Wiechmann, D.; Koerdt, S.; Wiesmann, H. P.; Piffko, J.; Meyer, U.: Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Impl Res* 16:473-479, 2005.
10. Carano, A.; Velo, S.; Leone, P.; Siciliani, G.: Clinical Applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod* 39:9-24, 2005.
11. Celenza, F.; Hochman, M.: Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. *J Clin Orthod* 34:397-402, 2000.
12. Chang, Y-J; Lee, H-S; Chun, Y-S: Microscrew Anchorage for Molar Intrusion. *J Clin Orthod* 38:325-330, 2004.
13. Chen, Y-J; Chen, Y-H; Lin, L-D; Yao, C-C: Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage-A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21:238-289, 2006.
14. Chung, K-R; Kim, S-H; Kook, Y-A: The C-Orthodontic Micro-Implantat. *J Clin Orthod*; 38: 478-486, 2004.

15. Costa, A.; Raffaini, M.; Melsen, B.: Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 13:201-209, 1998.
16. Creekmore, TD; Eklund, MK: The Possibility of Skeletal Anchorage. *J Clin Orthod* 17: 266-269, 1983.
17. Daimaruya, T.; Nagasaka, H.; Umemori, M.; Sugawara, J.; Mitani, H.: The influence of molar intrusion on the inferior alveolar neurovascular bundle and root using the skeletal anchorage system in dogs. *Angle Orthod* 71:60-70, 2001.
18. Dalstra, M.; Cattaneo, P.; Melsen, B.: Load transfer of Miniscrews for Orthodontic Anchorage. *Orthodontics* 1:53-62, 2004.
19. Deguchi, T; Takano-Yamamoto, T; Kanomi, R; Hartsfield, JK; Roberts, WE; Garetto, LP: The Use of Small Titanium Screws. *J Dent Res* 82:377-381, 2003.
20. Diedrich, P: Verschiedene orthodontische Verankerungssysteme. *Fortschr Kieferorthop* 54: 156-171, 1993.
21. Favero, L; Brollo, P; Bressan, E: Orthodontic anchorage with specific fixtures: Related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122:84-94, 2002.
22. Favero, L; Winkler, A; Stellini, E: Das TTA-System nach Favero: eine innovative implantatgestützte Therapie der Klasse II. *Inf Orthod Kieferorthop* 35:141-146, 2003.
23. Fortini, A; Cacciafesta, V; Sfondrini, MF; Cambi, S; Lupoli, M: Clinical Applications and Efficiency of Miniscrews for Extradental Anchorage. *Orthodontics* 1:87-98, 2004.
24. Freudenthaler, J.W.; Haas, Robert; Bantleon, H.-P.: Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Impl Res* 12:358-363, 2001.
25. Fritz, U.; Diedrich P.; Ehmer, A.: Implantatgestützte orthodontische Verankerung. *Zahnärztliche Mitteilungen* 22, 2003.
26. Fritz, U; Diedrich, P; Kinzinger, G; Al-Said, M: Die Verankerungsqualität von Miniimplantaten gegenüber Zug- und Extrusionskräften. *J Orofac Orthop* 64:293-304, 2003.
27. Fritz, U., Ehmer, A., Diedrich, P.: Klinische Eignung von Mikrotitanschrauben zur orthodontischen Verankerung- erste Erfahrungen. *J Orofac Orthop* 65:410-418, 2004.
28. Gainsforth, BL; Higley, LB: A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthop Oral Surg* 31:406-417, 1945.
29. Gedrange, T.; Köbel, C.; Harzer, W.: Hard palate deformation in an animal model following quasi-static loading to stimulate that of orthodontic anchorage implants. *Eur J Orthod* 23: 349-354, 2001.



30. Gedrange, T; Hietschold, V; Mai, R; Wolf, P; Niecklisch, M; Harzer, W: An Evaluation of resonance frequency analysis for the determination of primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin Oral Impl Res* 16:425-431, 2005.
31. Giancotti, A; Muzzi, F; Santini, F; Arcuri, C. Miniscrew Treatment of Ectopic Mandibular Molars. *J Clin Orthod* 37:380-383, 2003.
32. Giancotti, A; Arcuri, C; Barlattani, A: Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126:113-117, 2004.
33. Glatzmaier, J; Wehrbein, H; Diedrich, P: Die Entwicklung des resorbierbaren Implantat-systems zur orthodontischen Verankerung. Das BIOS-Implantatsystem. *Fortschr Kieferorthop* 56:175-181, 1995.
34. Gray, JB; Steen, ME; King, GJ; Clark, AE: Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 83:311-317, 1983.
35. Gray, JB; Smith, R: Transitional Implants for Orthodontic Anchorage. *J Clin Orthod* 34: 659-666, 2000.
36. Heidemann, W.; Gerlach, K.; Gröbel, K.-H.; Köllner, H.-G.: Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws *J Cranio-Maxillofac Surg* 26:50-55, 1998.
37. Heidemann, W.; Gerlach, K.; Gröbel, K.-H.; Köllner, H.-G.: Drill Free Screw: a new form of osteosynthesis screw. *J Cranio-Maxillofac Surg* 26:163-168, 1998.
38. Huang, L-H.; Shotwell, J.L.; Wang, H-L.: Dental implants for orthodontic anchorage. *Am. J Orthod Dentofacial Orthop* 127:713-722, 2005.
39. Huja, S. ; Litsky, A. ; Beck, M.; Johnson, K.; Larsen, P.: Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127: 307-313, 2005.
40. Kanomi, R: Mini-Implant for Orthodontic Anchorage. *J Clin Orthod* 31:763-767, 1997.
41. Kim, J.-W.; Ahn, S.-J.; Chang, Y.-I.: Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128:190-194, 2005
42. Kitai, N; Yasuda, Y.; Takada, T.: A stent fabricated on a selectively colored stereolitho-graphic model for placement of orthodontic mini-implants. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 17:264-266, 2002.
43. Kokich, V: Implantate zur orthodontischen Verankerung und prothetischen Versorgung - Aspekte der interdisziplinären Zusammenarbeit. *Kieferorthop* 14:279-290, 2000.

44. Kyung, HM; Park, CS; Sung, JH: Die Verankerung mit Miniscrews bei der Behandlung der schweren Lippenprotrusion mit Lingualtechnik. *Inf Orthod Kieferorthop* 35:259-265, 2003.
45. Kyung, HM; Park, HS; Bae, SM; Sung, JH; Kim, IB: Overview Development of Orthodontic Micro-Implants for Intraoral Anchorage. *J Clin Orthod* 37:321-328, 2003.
46. Kyung, H-M; Park, H-S; Bae, S-M; Sung, J-H; Kim, I-B: The Lingual Plain-Wire System with Micro-Implant Anchorage. *J Clin Orthod* 38:388-395, 2004.
47. Kyung, S-H; Hong, SG; Park, YC: Distalization of Maxillary Molars with a Mid-palatal Miniscrew. *J Clin Orthod* 37:22-26, 2003.
48. Kyung, S-H; Choi, J-H; Park, Y-C: Miniscrew Anchorage Used to Protract Lower Second Molars into First Molar Extraction Sites. *J Clin Orthod* 37:575-579, 2003.
49. Kyung, S-H; Choi, H-W; Kim, K-H; Park, Y-C: Bonding Orthodontic Attachments to Miniscrew Heads. *J Clin Orthod* 39:348-353, 2005.
50. Lee, JS; Park, H-S; Kyung, H-M: Micro-Implant Anchorage for Lingual Treatment of a Skeletal Class II Malocclusion. *J Clin Orthod* 35:643-647, 2001.
51. Lin, J., Liou, E.: A New Bone Screw for Orthodontic Anchorage. *J Clin Orthod* 37:676-681, 2003.
52. Linkow, LI: The endosseus blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod* 18: 149-154, 1969.
53. Liou, E.; Pai, B.; Lin, J.: Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126:42-47, 2004.
54. Londa, G.: Die Verankerungsqualität von Mikrotitanplatten mit kurzen Mikroschrauben bei kieferorthopädischen Verankerungsaufgaben. *J Orofac Orthop* 66:67-77, 2005.
55. Mah, J; Bergstrand, F: Temporary Anchorage Devices: A Status Report. *J Clin Orthod* 39: 132-136, 2005.
56. Maino, BG; Bednar, J; Pagin, P; Mura, P: The Spider Screw. *J Clin Orthod* 37:90-97, 2003.
57. Majzoub, Z; Finotti, M; Miotti, F; Giardino, R; Aldini, NN; Cordioli, G: Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod* 21:223-230, 1999.
58. Melsen, B; Lang, NP: Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res* 12:144-152, 2001.
59. Melsen, B; Garbo, D: Treating the "Impossible Case" with the Use of the Aarhus Anchorage System. *Orthodontics* 1:13-20, 2004.
60. Melsen, B: Mini-Implants: Where are we? *J Clin Orthod* 39:539-547, 2005.

61. Miyawaki, S; Koyama, I; Inoue, M; Mishima, K.; Sugahara, T.; Takana-Yamamoto, T.: Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124:373-378, 2003.
62. Morea, C; Dominguez, GC; Wuo, ADV; Tortamano, A: Surgical Guide for Optimal Positioning of Mini-Implants. *J Clin Orthod* 39:317-321, 2005.
63. Motoyoshi, M.; Yano, S.; Tsuruoka, T.; Shimizu, N.: Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. *Clin Oral Impl Res* 16:480-485, 2005.
64. Motoyoshi, M; Hirabayashi, M; Uemura, M; Shimizu, N: Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Impl Res* 17:109-114, 2006.
65. Ödman, J; Lekholm, U; Jemt, T; Thilander, B: Osseointegrated implants as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adult patients. *Eur J Orthod* 16:187-201, 1994.
66. Ohmae, M; Saito, S; Morohashi, T; Seki, K; Qu, H; Kanomi, R; Yamasaki, K-i; Okano, T; Yamada, S; Shibasaki, Y: A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119: 489-497, 2001.
67. Oyonarte, R; Pilliar, RM; Deporter, D; Woodside, DG: Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 1. A histomorphometric study of the effects of implant surface design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128:173-181, 2005.
68. Paik, C-H; Woo, YJ; Kim, J; Park, J-U: Use of Miniscrews for Intermaxillary Fixation of Lingual-Orthodontic Surgical Patients. *J Clin Orthod* 36:132-136, 2002.
69. Paik, C-H; Woo, YJ; Boyd: Treatment of an Adult Patient with Vertical Maxillary Excess Using Miniscrew Fixation. *J Clin Orthod* 37:423-428, 2003.
70. Park, H-S; Kyung, H-M; Sung, J-H: A Simple Method of Molar Uprighting with Micro-Implant Anchorage. *J Clin Orthod* 36:592-596, 2002.
71. Park, H-S; Kwon, O-W; Sung, J-H: Uprighting Second Molars with Micro-Implant Anchorage. *J Clin Orthod* 38:100-103, 2004.
72. Park, H-S; Kwon, O-W; Sung, J-H: Micro-Implant Anchorage for Forced Eruption of Impacted Canines. *J Clin Orthod* 38:297-302, 2004.
73. Park, H-S; Kwon, T-G; Kwon, O-W: Treatment of open bite with microscrew implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126:627-636, 2004.
74. Park, Y-C; Lee, S-Y; Kim, D-H; Jee, S-H: Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:690-694, 2003.

75. Park, Y-C; Chu, J-H; Choi, Y-J; Choi, N-C: Extraction Space Closure with Vacuum-Formed Splints and Miniscrew Anchorage. *J Clin Orthod* 39:76-79, 2005.
76. Pauw, G.; Dermaut, L.; De Bruyn, H.; Johansson, C.: stability of implants as anchorage for orthopedic traction. *Angle Orthod* 68:401-407, 1999.
77. Präger, T.; Holtgrave, E.-A.: Primäry stability of self-drilling and conventional screw implants for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 82:B-301. 2319, 2003.
78. Roberts, WE; Smith, RK; Zilberman, Y; Mozsary, PG; Smith, RS: Osseous adaption to continuos loading of rigid endosseus implants. *Am J Orthod* 86: 95-111, 1984.
79. Roberts, WE; Helm, FR; Marshall, KJ; Gongloff, RK: Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopaedic anchorage. *Angle Orthod* 59:247-255, 1989.
80. Roberts, WE; Marshall, KJ; Mozsary, PG: Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 60:135-151, 1989.
81. Roth, A.; Yildirim, M; Diedrich, P: Forcierte Extrusion mit Mikroschrauben-Verankerung zur präprothetischen Harmonisierung des Gingivaverlaufs. *J Orofac Orthod* 65: 513-519, 2004.
82. Schnelle, M.A.; Beck, F.M.; Jaynes, R.M., Huja, S.S.: A Radiographic Evaluation of the Availability of Bone for Placement of Miniscrews. *Angle Orthod* 74:832-837, 2004.
83. Shapiro, PA; Kokich, VG: Uses of implants in orthodontics. *Dent Clin North Am* 32: 539-550, 1988.
84. Sherman, AJ: Bone reaction to orthodontic forces on vitreous carbon dental implants. *Am J Orthod* 74:79-87, 1978.
85. Sherwood, K; Burch, J; Thompson, W: Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122:593-600, 2002.
86. Sugawara, J; Daimaruya, T; Umemori, M; Nagasaki, H; Takahashi, I; Kawamura, H; Mitani, H: Distal movement of mandibular molars in adult patients with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125:130-38, 2004.
87. Triaca, A; Antonini, M; Wintermantel, E: Ein neues Titan-Flachschrauben-Implantat zur orthodontischen Verankerung am anterioren Gaumen. *Inf Orthod Kieferorthop* 2:251-257, 1992.
88. Turley, P.K.; Kean, C.; Schur, J; Stefanac, J.; Gray, J.; Hennes, J; Poon, L.C.: Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 58:151-62, 1988.
89. Wehrbein, H: Enossale Titanimplantate als orthodontische Verankerungselemente. Experimentelle Untersuchungen und klinische Anwendungen. *Fortschr Kieferorthop* 55: 236-250, 1994.

90. Wehrbein, H; Glatzmaier, J; Yildirim, M: Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. Clin Oral Impl Res 8:131-141, 1997.
91. Wehrbein, H.; Feifel, H.; Diedrich, P.: Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: a prospective study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 116:678-685, 1999.
92. Wehrbein, H; Yildirim, M; Diedrich, P: Osteodynamik um orthodontisch belastete kurze maxilläre Implantate. Eine experimentelle Pilotstudie. J Orofac Orthop 60:409-415, 1999.
93. Wehrbein, H; Merz, B; Diedrich, P: Palatal bone support for orthodontic implant anchorage – a clinical and radiological study. Eur J Orthod 21:65-70, 1999.
94. Wehrbein, H; Hövel, P; Kinzinger, G; Stefan, B: Belastungsdeflexionsverhalten von an orthodontischen Gaumenimplantaten fixierten Transpalatinalbügel. J Orofac Orthop 65:312-320, 2004.
95. Wilmes, B; Rademacher, C; Olthoff, G; Drescher D: Einfluss der Insertionsparameter auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate. J Orofac Orthop 67:162-74, 2006.

## **10. Anhang**

### **10.1. Danksagung**

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. A. Bumann für die Überlassung des Dissertationsthemas und die freundliche, stets motivierende Betreuung.

Herrn Dr. T. Lietz, Herrn A. Brauer und Herrn W. Schindler der Firma Dentaurum möchte ich für die Bereitstellung der Materialien und Messapparaturen sowie für die Unterstützung und technische Hilfe bei der Durchführung der Untersuchungen danken.

Herrn Prof. Dr. Dr. W. Hopfenmüller danke ich für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Daten.

Bei meiner Familie möchte ich mich ganz herzlich für Ihr Vertrauen und liebevolle Unterstützung bedanken.

Mein besonderer Dank gebührt Stefan, der mich in jeder Phase der Entstehung dieser Arbeit motivierte, mir Halt gibt und mit seiner Liebe mein Leben bereichert.

## **10.2. Lebenslauf**

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

### **10.3. Eidesstattliche Erklärung**

„Ich, Anja Gummelt, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: Untersuchungen zur Primärstabilität von tomas<sup>®</sup>-Pins – Eine In-vitro-Studie – selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

05.05.2007