

# **Abscherfestigkeit von kieferorthopädischen Minischrauben**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn

Mustafa Ayubi  
aus Arnsberg  
2013

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. rer. nat. Jörg Meister

Tag der Mündlichen Prüfung: 14.11.2013

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften

Direktor: Prof. Dr. med. Stark

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Prof. Dr. rer. nat. Bourauel

## Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>5</b>
1.1	Das Problem der Verankerung .....	5
1.2	Minischrauben .....	5
1.3	Klassische Verankerungstechniken.....	15
<b>2.</b>	<b>Fragestellung und Zielsetzung</b> .....	<b>25</b>
<b>3.</b>	<b>Material und Methode</b> .....	<b>26</b>
3.1	Material.....	26
3.2	Methode.....	26
3.3	Prüfgerät zur Bestimmung der Torsionsfestigkeit.....	28
3.4	Herstellung des Probekörpers .....	28
3.5	Positionierung der Probekörper.....	29
3.6	Versuchsdurchführung .....	29
3.7	Fotografische Darstellung der Bruchflächen .....	30
3.8	Datenanalyse und Statistische Auswertung .....	31
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>32</b>
4.1	LOMAS L-A: 1,5 mm x 9 mm.....	32
4.2	LOMAS L-B: 1,5 mm x 11 mm.....	33
4.3	LOMAS L-C: 1,5 mm x 15 mm .....	34
4.4	LOMAS L-D: 2,0 mm x 9 mm .....	34
4.5	LOMAS L-E: 2,0 mm x 11 mm.....	35
4.6	LOMAS L-F: 2,0 mm x 15 mm.....	36
4.7	BENEFIT System W: 2,0 mm x 9 mm .....	37
4.8	OrthoEasy <sup>®</sup> Pin O : 1,7 mm x 8 mm .....	38
4.9	Abso Anchor <sup>®</sup> A: 1,6 mm x 8 mm .....	39
4.10	Infinitas <sup>™</sup> I: 1,5 mm x 9 mm .....	40
4.11	Vector-TAS <sup>™</sup> V: 1,4 mm x 8 mm .....	41
4.12	tomas <sup>®</sup> Pin T: 1,6 mm x 8 mm.....	42
4.13	Unitek <sup>™</sup> Temporary Anchorage Device (TAD) U: 1,8 mm x 8 mm .....	43
4.14	LOMAS „Dummy“ D-A: 1,5 mm x 9 mm .....	44

4.15	LOMAS “Dummy” D-B: 2,0 mm x 9 mm .....	45
4.16	Dual-Top™ Anchor-Systems B: 1,6 mm x 8 mm.....	46
4.17	Darstellung von Bruchdrehmomenten und Fliessdrehmomenten .....	47
4.18	Vergleich von Schraubenlänge und Bruchdrehmoment.....	48
4.19	Vergleich von Schraubendurchmesser und Bruchdrehmoment.....	49
4.20	Photographische Darstellung .....	50
4.21	Signifikanzen .....	51
<b>5.</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>54</b>
5.1	Diskussion der Fragestellung .....	54
5.2	Diskussion des Materials.....	54
5.3	Diskussion des Versuchsaufbaus.....	56
5.4	Diskussion der Ergebnisse .....	57
5.5	Klinische Schlussfolgerung.....	64
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>65</b>
<b>7.</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>67</b>
<b>8.</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>76</b>

# 1. Einleitung

## 1.1 Das Problem der Verankerung

Dem Newtonschen Axiom (Newton, 1687)  $actio = reactio$  folgend reagieren prinzipiell alle Hart- und Weichgewebe, wenn eine Kraft ausgeübt wird. Für die Kieferorthopädie ergibt sich daraus die Notwendigkeit, Zähne, bei denen keine Bewegung gewünscht ist entweder überhaupt nicht zu belasten, was oft kaum möglich ist, oder sie adäquat zu verankern. Insbesondere sind häufig Verankerungsmaßnahmen notwendig, wenn bei Bewegungen der Front die Position der Seitenzähne nicht verändert werden soll. Bei der Verankerung wird zwischen maximale, geringfügige und minimale Arten unterschieden. Unter der maximalen Verankerung versteht man, dass beispielsweise die Seitenzähne bei einem Lückenschluss von mesial an ihrem Ort bleiben. Bei einer geringfügigen Verankerung kann beispielweise ein Lückenschluss reziprok geschehen und bei einer minimalen Verankerung soll eine Extraktionslücke nur von distal geschlossen werden. Es gibt unterschiedliche Methoden, um das Ziel der maximalen Verankerung annähernd zu erreichen. Hierbei wird zwischen intra- und extraoralen Apparaturen unterschieden.

## 1.2 Minischrauben

In der modernen Kieferorthopädie ist der Einsatz von temporären Verankerungselementen nicht mehr wegzudenken. Mit den Minischrauben ist eine maximale Verankerung möglich, so dass die Verankerungseinheit ortstabil bleibt (Ludwig und Böhm, 2007). Bei diesen handelt es sich um eine temporäre skelettale Verankerung (Cope, 2005). Um die Materialeigenschaften von Minischrauben besser zu verstehen, soll hier kurz eine allgemeine Erläuterung über das physikalische Verhalten gegeben werden.

Reale Körper sind nie völlig starr und zeigen unter Belastung eine Formveränderung. Diese Formveränderung kann bei Druck-, Zug- und Torsionskräften auftreten. Wenn auf einen Körper eine Belastung einwirkt, entstehen dadurch Spannungen und Dehnungen. Diese sind materialspezifisch und unterliegen physikalischen Gesetzen, welche als Grundlage in der Elastizitätstheorie angewandt werden. Es lassen sich diese Spannungen und Dehnungen in einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm auftragen. Der Verlauf

der Kurve stellt die Materialeigenschaften des zu untersuchenden Körpers dar, wenn eine Belastung auf diesen wirkt (Abb.1).

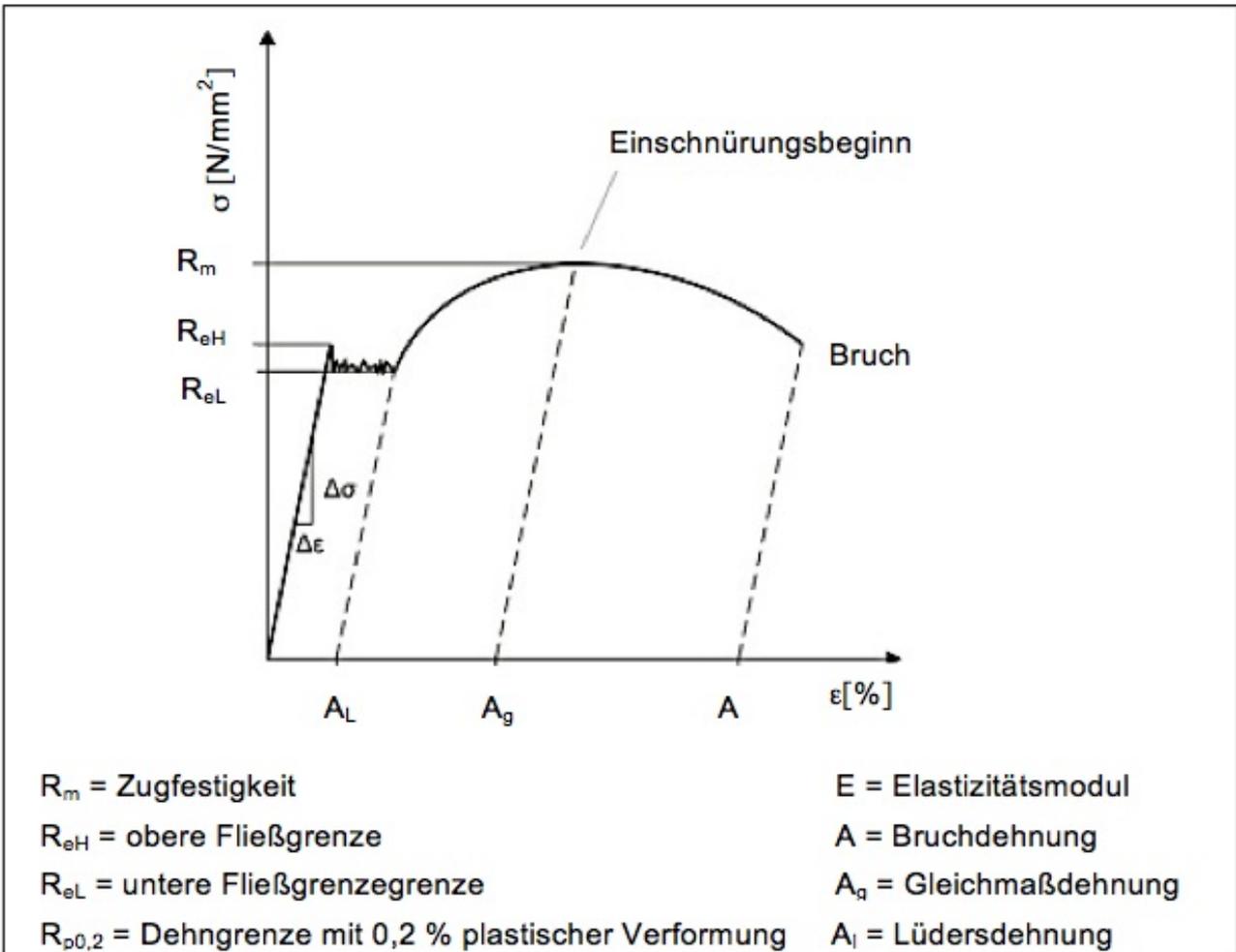


Abb. 1: Spannungs-Dehnungs-Diagramm für Stahl. Es lässt sich bis zum Punkt  $R_{eH}$  einen linearen Anstieg erkennen. Ab diesem Bereich beginnt das Material zu fließen, bis es zum Bruch kommt

Bis zum Punkt  $R_{eH}$  (obere Fließgrenze) zeigt die Kurve einen linearen Zusammenhang. In diesem Bereich gilt das Hookesche Gesetz, weshalb man auch von der Hookeschen Gerade spricht. Dabei ist die elastische Dehnung proportional zur Spannung. Dieser Bereich wird auch als linear-elastischer Bereich bezeichnet. Der Elastizitätsmodul (E-Modul) ist ein Materialkennwert aus der Werkstofftechnik, der den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung beschreibt. Der E-Modul ist als Steigung des Graphen im Spannungs-Dehnungs-Diagramm innerhalb des linearen Elastizitätsbereiches definiert.

Anschließend folgt ein nichtlinear-elastischer Bereich, in welchem die Verformung noch reversibel ist, aber nicht mehr proportional zur Spannung. Die Fließgrenze ist der Bereich, bei dem das Material vom „elastischen Gedehtwerden“ zum „Fließen“ übergeht. Zuletzt folgt der plastische Bereich. Hier ist die Verformung plastisch, also irreversibel. Wenn die Elastizitätsgrenze überschritten wird, entstehen im Bauteil (in diesem Fall also der Minischraube) bleibende Deformationen aufgrund von Versetzungsbewegungen, die temperatur- und dehnratenabhängig sind.

Als Material wird für Minischrauben reines Titan (Titan Grade 1) oder die Titanlegierung Titan-6-Aluminium-4-Vanadium (Titan Grade 5) verwendet (Ludwig und Böhm, 2007). Der Vorteil von Titan liegt in seiner Biokompatibilität, es ist somit korrosionsbeständig und hat eine hohe Affinität zu Sauerstoff. Dies ermöglicht die Bildung einer passiven Oxidschicht, was für die Osseointegration nötig ist. Es gibt zwar auch auf dem Markt Minischrauben aus Edelstahl, diese sind allerdings nicht zu empfehlen (Ludwig und Böhm, 2007). Sie sind zwar auch biokompatibel, allerdings bildet sich um die Schraube eine Schicht von Bindegewebe, so dass die Sekundärstabilität im Knochen geringer ist (Albrektsson et al., 1987). Ludwig und Böhm (2007) sehen als einzigen Vorteil von Edelstahl im Vergleich zu Titan seinen höheren Elastizitätsmodul. Eine andere Studie hat ausschliesslich die mechanischen Eigenschaften von Edelstahl-Minischrauben untersucht und kam zu dem Ergebnis, dass sie in Bezug auf Fließverhalten und Bruchgrenzen denen der herkömmlichen Titanschrauben überlegen sind. Es wurden Stahlschrauben mit 1,5 mm und 2,0 mm Durchmesser untersucht. Dabei wurden Fließgrenzen von 26,5 Ncm bei den Schrauben mit 1,5 mm Durchmesser und 48,3 Ncm bei denen mit 2,0 mm Durchmesser gemessen. Bruchereignisse fanden bei den dünneren Schrauben bei 105,4 Ncm statt und bei den 2,0 mm dicken Schrauben bei 216,7 Ncm (Francioli et al., 2010). Werte für Titanschrauben wurden bislang nicht berichtet.

Minischrauben bestehen aus einem Schaft, transgingivalem Anteil und dem Schraubenkopf. Abbildung 2 zeigt die einzelnen Bereiche. Die einzelnen Bereiche sind in der Abbildung über ihre Längen zu identifizieren (Schaft der Länge  $l_2$ , transgingivaler Anteil oder Hals der Länge  $k_2$  sowie Kopf der Länge  $k_2$ ).

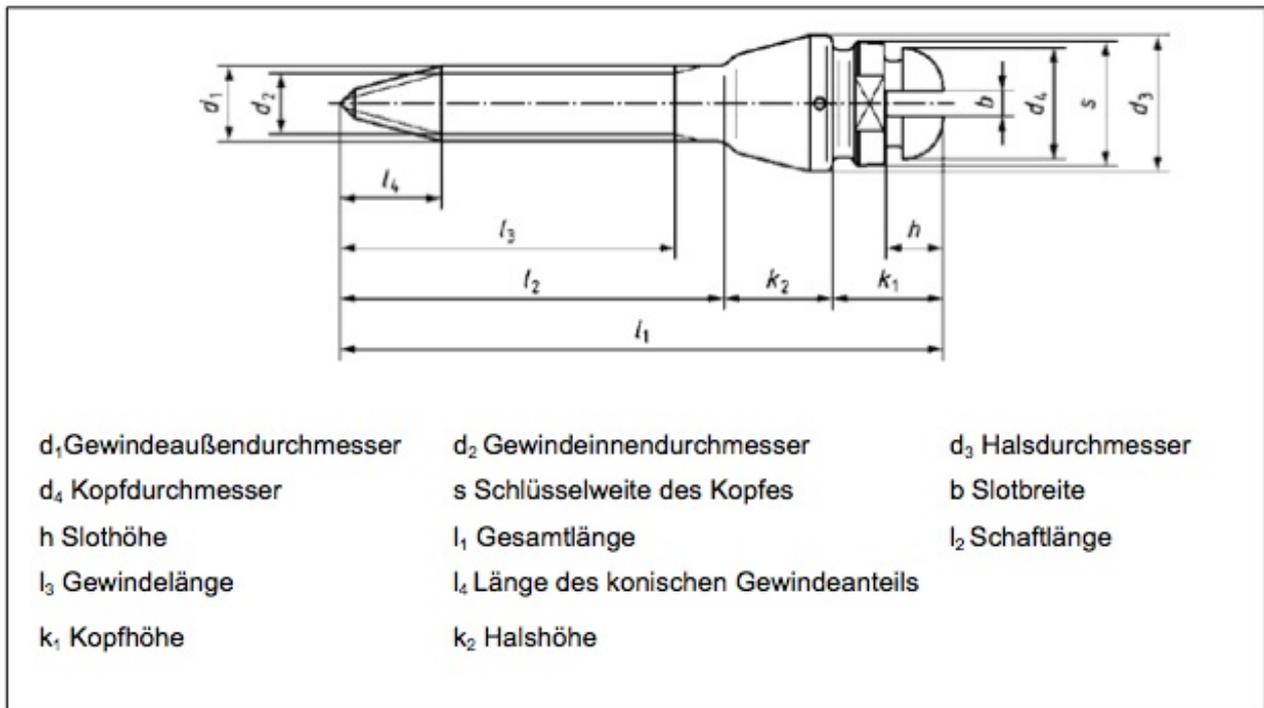


Abb. 2: Maßangaben für kieferorthopädische Minischrauben (DIN, 2010). Jede Schraube besteht aus einem Kopf ( $k_1$ ), Hals ( $k_2$ ) und Schaft ( $l_2$ ). Weitere Informationen siehe Text

Die Länge von kieferorthopädischen Minischrauben variiert zwischen 4 mm und 15 mm, die Durchmesser liegen zwischen 1,2 mm und 2,3 mm (Ludwig und Böhm, 2007). Durch diese Vielfalt soll für jede Situation bezüglich Knochenangebot und Platzverhältnissen eine passende Schraube vorhanden sein. In einer Studie wurden die Längen von Minischrauben bezüglich Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften untersucht. Dabei wurden 405 Schrauben des gleichen Herstellers in drei Gruppen unterteilt, mit den Längen von 6, 8 und 10 mm. Anschließend wurden diese Schrauben in Schweineknöchel inseriert mit unterschiedlicher Kortikalisdicke von 1,0 bis 6,0 mm. Mit einem digitalen Torquemessgerät wurde die Deformation bis zum Bruch der Schrauben gemessen. Es wurde festgestellt, dass das Drehmoment beim Eindrehen in den Knochen mit zunehmender Schraubenlänge und Kortikalisdicke höher lag. Allerdings gab es keinen Unterschied zwischen den Schraubenlängen und benötigten Drehmomenten bis die Schrauben frakturierten. Somit haben längere Schrauben keine höheren mechanischen Eigenschaften, können aber die initiale Primärstabilität erhöhen (Pithon et al., 2013).

Unter dem Schaft der Schraube wird der Teil verstanden, der mit einem Gewinde versehen ist. Hier gibt es zwei Formen auf dem Markt: konische und zylindrische Formen. Bei konischen Schrauben verjüngt sich der Schaft nach apikal. Durch diese Verjüngung wird die Gefahr von Wurzelverletzungen im Vergleich zu zylindrischen Schrauben verringert (Poggio et al., 2006). Konische Schrauben weisen weiterhin eine bessere Primärstabilität auf als zylindrische Schrauben (Wilmes et al., 2008b) und zeigen ein höheres Ein Drehmoment (Florvaag et al., 2010). Weiterhin haben konischen Schrauben eine höhere Kontaktfläche zwischen Knochen und Schraube (Yano et al., 2006).

Zylindrische Schrauben zeichnen sich dadurch aus, dass sie den umliegenden Knochen gleichmäßig komprimieren und es somit zu geringeren Spannungen kommt. Die biomechanischen Eigenschaften von zylindrischen Schrauben sollen auch den konischen Schrauben überlegen sein (Carano et al., 2005). Bei Ausreißversuchen sind die zylindrischen Schraubentypen denen der konischen bis zu einem gewissen Winkel überlegen (Florvaag et al., 2010). Pithon et al. (2012) haben allerdings in ihrer Studie eine höhere Primärstabilität bei zylindrischen Schrauben festgestellt. Dabei spielte die Insertionsregion eine wichtige Rolle. Minischrauben, die in die Gaumennaht inseriert wurden, zeigten eine deutlich geringere Primärstabilität, als wenn sie im Oberkiefer im Bereich von Prämolaren und Molaren platziert wurden. Somit sind die Form (konisch oder zylindrisch) und der Insertionsort entscheidend für die Primärstabilität (Pithon et al., 2012).

Weiterhin werden zwei Schraubenarten unterschieden: Selbstschneidend und selbstbohrend. Als selbstschneidend werden Schraubengewinde bezeichnet, die sich nach einer Vorbohrung mit einem Pilotbohrer mit ihren Gewindeflanken selbst ihren Weg in den Knochen einschneiden. Typisch sind hier die abgerundeten Gewindeflanken und die stumpfe Schaftspitze. Im Vergleich hierzu benötigen selbstbohrende Minischrauben keine Vorbohrung. Die Schaftspitze ist hier scharfkantig und es gibt stark auslaufende Gewindeflanken, wodurch die Insertion ermöglicht wird.

Wilmes und Drescher (2011a) führten eine Untersuchung durch, bei der das Drehmoment von 30 Minischrauben (jeweils tomas<sup>®</sup> Pin, Dentaurum, Deutschland, 8 und 10 mm; Dual-Top<sup>™</sup>, Jeil, Korea, 1,6 mm x 8 und 10 mm plus 2,0 mm x 10 mm) untersucht

wurden. In der Studie sollte die Korrelation zwischen dem Implantattyp, Einfluss der Knochenqualität und Vorbohrung untersucht werden. Dabei wurde Schweineknöchel (Hüfte) in Segmente geschnitten und in Kunstharz eingebettet. Die Knochenqualität ähnelt der des Unterkiefers und Oberkiefers des Menschen. Es wurden Vorbohrungen unterschiedlicher Durchmesser vorgenommen in denen die Minischrauben eingedreht wurden. Mittels eines Mikro-Computertomographs wurde die Dicke der Kompakta bestimmt. Einige Schrauben sind bei 23 Ncm gebrochen. Die Dicke der Kompakta, das Implantatdesign und eine Vorbohrung beeinflussten das Insertionsdrehmoment entscheidend und somit auch die Primärstabilität. Um Frakturen zu vermeiden, ist eine Vorbohrung optimalen Durchmessers zu empfehlen.

Gupta et al. (2012) haben in einer klinischen Studie selbstschneidende und selbstbohrende Minischrauben verglichen. 20 Patienten benötigten eine Retraktion der Oberkieferfrontzähne. Es wurden jeweils eine selbstschneidende Minischraube auf der einen Kieferseite inseriert und auf der kontralateralen Seite eine selbstbohrende zwischen dem ersten Molaren und dem zweiten Prämolaren. Nach sechs Monaten konnte eine Erfolgsrate von 77,5 % erzielt werden, wobei es keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Schraubentypen gab. Lockerung der Schrauben wurde bei beiden Typen gefunden. Nach Gupta et al. (2012) sind beide Schraubentypen effektive Verankerungselemente, allerdings haben die selbstbohrenden Schrauben den Vorteil, dass sie Zeit sparen, weniger Hitzeentwicklung im Knochen verursachen und weniger Patientendiskomfort mitbringen. Trotzdem sind selbstschneidende Schrauben weiterhin bei hoher Knochendichte mit dicker Kompakta zu empfehlen (Gupta et al., 2012).

Kravitz und Kusnoto (2007) empfehlen, Minischrauben um ein bis zwei Umdrehungen zurückzudrehen, um die Komplikationsrate bei dichter dicker Kompakta niedrig zu halten und um somit das Drehmoment zu reduzieren. Komplikationen können sowohl Frakturen am Schraubenhals, als auch im naheliegenden Knochen sein. Ein erhöhtes Drehmoment während des Eindrehens einer Minischraube, kann zu Verbiegung oder auch Bruch der Schraube führen bzw. Mikrorissen im umliegenden Knochen, was einen Einfluss auf die Stabilität hat (Heidemann et al., 1998; Phillips und Rahn, 1989; Trisi und Rebaudi, 2002).

Ein Großteil der Schrauben hat einen maschinenpolierten Schraubenschaft, allerdings gibt es auch welche, die entweder grob sandgestrahlt sind oder eine säuregeätzte Oberfläche (SLA) aufweisen (Ludwig und Böhm, 2007). Chaddad et al. (2008) haben in einer klinischen Studie die Erfolgsraten zweier Minischrauben mit unterschiedlichen Oberflächen verglichen. Es gab hierbei keine statistisch signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Erfolgsrate, allerdings hatten die Schrauben mit der SLA-Oberfläche ein höheres Drehmoment bei der Explantation im Vergleich zu den maschinenpolierten Schrauben aufgewiesen (Chaddad et al., 2008). Dies sei auf einen höheren Grad der Osseointegration zurückzuführen, so dass Minischrauben mit SLA-Oberfläche im Gebiet mit verminderter Knochenqualität empfohlen werden. Hier sollte aber auch erst nach sechs bis acht Wochen die Minischraube belastet werden, um erst eine initiale Osseointegration zu erreichen.

Damit es nicht zum Gaumenimplantatverlust kommt, sollte die Osseointegration eine grundlegende Voraussetzung sein (Wehrbein und Göllner, 2007). Cope (2005) vertritt die These, dass die Minischrauben durch Makroretention ihren Halt finden, und unterteilt diese in zwei Gruppen; einmal in die der osseointegrierten sowie in die makroretentive Verankerung. Es ist noch nicht geklärt worden, was für ein Grad der Ossifikation vorliegen muss, um einerseits eine Positionsstabilität zu haben, andererseits aber ein sicheres Explantieren noch gewährleistet wird (Wehrbein und Göllner, 2007).

Wu et al. (2009) haben 414 Minischrauben bei Patienten bezüglich Implantatverlust bzw. Primärstabilität untersucht. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass die Verlustrate nicht von der Schraubenlänge, Form oder Patientenalter abhängig ist. Ebenso spielt das Geschlecht auch keine Rolle. Stattdessen spielt die Wahl des richtigen Durchmesser für die spezifische Insertionsstelle eine entscheidende Rolle. Im Oberkiefer wird ein Durchmesser von 1,4 mm oder kleiner empfohlen und im Unterkiefer größer als 1,4 mm für eine stärkere Verankerung. Ihre Erfolgsraten lag bei 89,9 %.

Reynders et al. (2009) haben sich mit einer Literaturstudie über Minischrauben beschäftigt und behaupten, dass allgemein dieses Thema noch im Anfangsstadium steht. Es gibt zwar viele Studien darüber, aber viele Ergebnisse seien unklar bezüglich der Me-

thodik, wie diese untersucht worden sind. Es wird beispielsweise nach Patientenakzeptanz gefragt, wobei der eigentliche Erfolg unbeantwortet bleibt.

Der mittlere Teil einer Minischraube ist der sogenannte transgingivale Anteil oder Hals. Dieser Bereich liegt in der Schicht der Mukosa und sollte möglichst dicht mit dem umliegenden Gewebe abschliessen, um eine mögliche Infektionspforte zu vermeiden. Diese kritische Stelle kann ein Grund für eine Perimukositis oder Periimplantitis darstellen. Somit ist die Erfolgsrate entscheidend von der Beziehung zwischen Schraubenhals und Mukosa abhängig (Miyawaki et al., 2003; Park et al., 2003; Park et al., 2006). Der transgingivale Anteil kann unterschiedliche Formen aufweisen. Diese können zylindrisch oder konisch sein, rund oder mehrkantig. Bei manchen Schrauben reicht der Schaft mit seinem Gewinde bis zum Kopf, so dass der Hals nicht abzugrenzen ist. Bei den meisten Schrauben ist der Durchmesser des Halses gleich dem des Schaftdurchmessers. Das bedeutet, dass keine suprapariostale Auflage vorhanden ist, die als Tiefenstopp bei der Insertion dienen könnte. Es wurde allerdings festgestellt, dass ein Tiefenstopp eine positive Auswirkung auf die Knochenstruktur hat, was zu einer schnelleren Heilung und Festigung führt (Gedrange et al., 2003). Ein weiteres Merkmal des transgingivalen Halses ist der Durchmesser in Bezug zum Kopf der Schraube. Vorteilhaft ist, wenn der Kopfdurchmesser kleiner ist als der Hals, weil dann aus prophylaktischer Sicht eine bessere Reinigung gewährleistet wird. Ist der Kopf jedoch breiter, so bildet sich eine Retentionsnische, was eine Reinigung erschwert und somit eine gute Voraussetzung für eine Perimukositis darstellt. Letztendlich erhöht dies die Verlustrate der Schraube. Weiterhin ist zu erwähnen, dass der transgingivale Anteil der Bereich ist, wo hauptsächlich Frakturen der Schrauben zu beobachten sind, wenn das Ein- oder Ausdrehmoment die Belastungsgrenze überschreitet (Casaglia et al., 2010).

Der letzte Teil der Schraube ist der Kopf. Dieser stellt den entscheidenden Teil dar, da hier die Verbindung zur kieferorthopädischen Apparatur entsteht. Der Schraubenkopf kann verschiedene Formen haben, welche für eine bestimmte Indikation genutzt werden kann. Er kann aus einem Haken, einer Kugel, Ösen, Bohrungen, einem Slot oder einem Kreuzslot bestehen oder sich aus Kombinationen der verschiedenen Elemente zusammensetzen (Ludwig und Böhm, 2007). Schrauben mit Haken werden eingesetzt, um

Zähne zu mesialisieren, distalisieren und zum Teil auch zu intrudieren. Durch den Haken können Kopplungselemente, wie beispielsweise Zugfedern oder Gummiketten, eingesetzt werden. Allerdings besteht die Schwierigkeit darin, dass der Haken in die entgegengesetzte Zugrichtung ausgerichtet werden muss. Wenn der Haken nicht funktionsfähig sein sollte z.B. durch Bruch, kann die Schraube als skelettale Verankerung nicht mehr gebraucht werden und sollte entfernt werden (Ludwig und Böhm, 2007).

Schrauben mit Kugelköpfen haben ähnliche Einsatzgebiete wie die mit Haken. Auch hier können Kopplungselemente wie Zugfedern, Gummiketten oder Runddrähte angebracht werden. Ein Vorteil ist hierbei, dass es keine Ausrichtung des Kopfes gibt im Hinblick auf die Zugrichtung. Allerdings besteht die Gefahr der Fraktur im Bereich der Verjüngung zum Hals hin, die noch verstärkt werden kann, indem vom Hersteller noch eine Bohrung vorgenommen wird und somit der Kopfbereich zusätzlich geschwächt wird (Ludwig und Böhm, 2007). Bei der Kombination mit Bohrung bzw. Ösen ist die Ausrichtung der Öffnung für das Einbringen eines Runddrahtes zu beachten. Oft werden aber zwei senkrecht zueinander laufende Bohrungen angeboten, so dass das Problem gelöst werden kann. Für das Nutzen einer direkten Verankerung wird oft dieses Design gewählt, so dass die Zähne über aktive Kopplungselemente mit der Schraube verbunden sind (Papadopoulos und Tarawneh, 2007). Weiterhin gibt es Schraubenköpfe, die einen Slot haben. Hier kann zusätzlich der Einsatz von Vierkantbögen kommen. Durch diesen Slot ist eine dreidimensionale Kontrolle in Bezug auf Zahnbewegung und Verankerung möglich. Dieser Designtyp erlaubt sowohl eine direkte, als auch eine indirekte Verankerung (Papadopoulos und Tarawneh, 2007). Es gibt neben dem einfachen Slot auch einen Kreuzslot, was den Einsatzbereich erweitert, ähnlich wie bei der Öse mit Doppelbohrung.

Allgemein ist der klinische Einsatzbereich für Minischrauben vielfältig. Sie können zur selektiven Zahnbewegung eingesetzt werden, wie Intrusion von Front- und Seitenzähnen, Einstellung von retinierten Zähnen, En-Masse-Retraktion der Front (Upadhyay et al., 2008), Mittellinienkorrekturen (Youn, 2006), Mesialisieren und Distalisieren von Seitenzähnen, isolierten Behandlungsaufgaben (z.B. Molarenaufrichtung) oder ein kieferor-

thopädischer Lückenschluss (Al-Falahi et al., 2012; Musilli et al., 2010; Park et al., 2004; Reddy et al., 2013; Wehrbein und Göllner, 2007).

Nach Papadopoulos und Tarawneh (2007) stehen als Insertionsorte von Minischrauben im Oberkiefer der supraapikale und infrazygomatikale Bereich zur Verfügung, sowie der mediane oder paramediane Gaumen, der Tuber und der Alveolarkamm. Im Unterkiefer stellen die Symphyse, Parasymphyse, der retromolare Bereich und der zahnlose Alveolarkamm die Insertionsorte dar (Wehrbein und Göllner, 2007). Nach Poggio et al. (2006) und Carano et al. (2004) stellt im Oberkiefer der Bereich zwischen dem ersten Molar und zweiten Prämolare interradikular palatinal aufgrund des guten Knochenangebotes ein sicheres Insertionsgebiet dar. Ebenso gilt das Gebiet zwischen dem ersten und zweiten Molar in einer Höhe von 6 mm bis 8 mm von der Alveolarkammspitze als sicher (Ishii et al., 2004). Im Unterkiefer stellt der posteriore Bereich zwischen dem ersten und zweiten Molar die sicherste Insertionsstelle dar (Hernandez et al., 2008). Zwischen dem ersten und zweiten Prämolare ist auch eine sichere Insertion möglich (Poggio et al., 2006). Allerdings sollte nach Poggio et al. (2006) die Insertion im Tuberbereich bzw. im Unterkiefer zwischen Eckzahn und erstem Prämolare vermieden werden, da hier das geringste Knochenangebot besteht. Prognostisch ist in Bezug auf die Erfolgsrate die Insertion im Oberkiefer günstiger als im Unterkiefer. Dies wird durch die höhere okklusale Belastung und Einlagerung von Speiseresten begründet (Chen et al., 2006). Die Gefahr, anatomische Strukturen, wie Nerven oder Blutgefäße, zu schädigen, ist am geringsten, je mehr man anteriorer und apikaler inseriert (Poggio et al., 2006). Minischrauben können in Abhängigkeit von der individuellen kieferorthopädischen Behandlungsaufgaben an unterschiedlichen anatomischen Orten inseriert werden. Dabei kommen die interradikulären Septen der Bukkal- bzw. Palatinalflächen im Ober- und Unterkiefer in Frage, die Gaumenmitte (Ziebura et al., 2012) sowie der retromolare Bereich im Unterkiefer. Die Tuberregion, Subnasalregion und die Symphyse bieten aus anatomischer Sicht ausreichende Knochendicke zur Verankerung (Melsen und Lang, 2001), allerdings findet die Insertion aber entweder wegen der mobilen Schleimhaut (Subnasal und Symphyse), der spongiösen Knochenstruktur (Tuber) oder auch der schlechten Zugänglichkeit (lingual, palatinal) Grenzen (Lee et al., 2001).

Es werden verschiedene Anforderungen an die orthodontische Minischrauben gestellt (Berens et al., (2006); Cope (2005); Fritz et al., (2004); Gray und Smith (2000); Kanomi (1997); Miyawaki et al., (2003); Prabhu und Cousley, (2006):

- Biokompatibilität
- Geringe Dimension
- Einfach zu platzieren
- Primärstabilität
- Sofort belastbar
- Ausreichend Widerstand gegen orthodontische Kräfte
- Nutzbar mit den bekannten kieferorthopädischen Mechaniken
- Unabhängig von der Kooperation des Patienten
- Klinisch gleichwertige oder bessere Ergebnisse im Vergleich zu herkömmlichen Verankerungsvarianten
- Einfach zu entfernen
- Kostengünstig

### 1.3 Klassische Verankerungstechniken

Es werden grundsätzlich extra- und intraorale Verankerungen unterschieden: Zur extraoralen Verankerung zählen Apparaturen, die sich ausserhalb des Mundes befinden. Diese haben gemeinsam, dass sie über Verbindungselemente, wie z.B. Gummizüge, ihre Kraftwirkung auf intraorale Geräte oder Apparaturen übertragen. Extraorale Geräte gehören zur Gruppe der herausnehmbaren Apparaturen. Nach Proffit et al. (2013) haben diese zwei Vorteile: Erstens werden sie im Labor hergestellt und ausserhalb des Mundes angepasst, was bedeutet, dass der Kieferorthopäde und der Patient eine geringere Stuhlzeit haben. Der zweite Vorteil ist, dass der Patient auch mal die Apparatur nicht tragen braucht, wenn dies aus sozialen Gründen hinderlich wäre.

Der Nachteil aller extraoralen Geräte liegt darin, dass der Therapieerfolg von der Mitarbeit des Patienten abhängig ist (Proffit et al., 2013). Außerdem stellen sie ein soziales/ästhetisches Problem dar (Chaddad et al., 2008). Bei unsachgemäßer Anwendung,

kann es zu Augenverletzungen kommen (Holland et al., 1985; Booth-Mason und Birnie, 1988). Im Folgenden werden einige Apparaturen vorgestellt.

### Headgear

Der Headgear besteht aus einem Metallbügel und einem Nackenband, welche über einen elastischen Zug miteinander verbunden sind. Der Metallbügel besteht aus einem inneren und äußeren Bogen. Der innere Bogen ist in der Regel an den Röhrrchen der Oberkiefer-Molarenbänder befestigt, kann aber auch mit herausnehmbaren Apparaturen verbunden werden. Der äußere Bogen befindet sich außerhalb des Mundes und ist jeweils mit einem Haken versehen, um die Federlasche des Nackenbandes daran zu befestigen (Abb. 3). Da der Bogen von außen sichtbar ist, wird er zu den extraoralen Apparaturen gezählt.

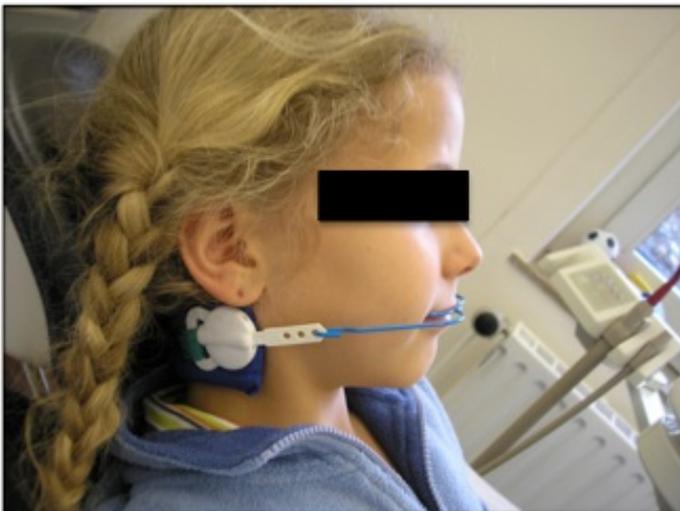


Abb. 3: Headgear mit zervikaler Zugrichtung. Oberkiefermolaren können auf diese Weise stationär verankert oder distalisiert werden

Die Methode des Headgears wurde erstmals von Kingsley (1880) beschrieben. Oppenheim (1936) führte sie als kieferorthopädische Methode in den USA ein. Der Headgear, so wie er heute verwendet wird, wurde von Kloehn (1947) beschrieben. Eine Funktion des Headgears ist, die oberen ersten Molaren zu distalisieren oder zu verankern. Je nach therapeutischem Ziel kann man den Headgear in vier Klassen unterteilen: Zervikal, kranial (high-pull), okzipital oder eine Kombination aus diesen. Verschiedene Studien wurden durchgeführt, um die Wirksamkeit des Headgears in Bezug auf Verankerung, Intrusion, Extrusion und Molarendistalisation zu untersuchen. Er wird auch erfolgreich eingesetzt als Inhibitor beim Oberkieferwachstum, wenn eine skeletale Prognathie vor-

liegt. Da der Headgear bei Patienten jedoch nicht beliebt ist (Clemmer und Hayes, 1979; Egolf et al., 1990), nimmt der Einsatz von festsitzenden intraoralen Geräten mehr an Bedeutung zu, weil diese nicht von der Mitarbeit des Patienten abhängig sind.

In einer klinischen Studie wurden Verankerungen mittels Minischrauben und Headgear bei Erwachsenen untersucht, die eine Retraktion der Oberkieferfrontzähne benötigten. Dabei wurde das Patientengut von 47 Erwachsenen in zwei Gruppen unterteilt ( $n_1 = 25$  und  $n_2 = 22$ ). Die eine Gruppe bekam eine klassische Verankerung mittels Headgear kombiniert mit einem Transpalatinalbogen und die andere Gruppe wurde mittels Minischrauben verankert. Ergebnis war, dass die skeletale Verankerung mittels Minischrauben denen des Headgear bezüglich Verankerungsverlust der Molaren, größerer Retraktion der Oberkieferfront und Zeit (Yao et al., 2008) überlegen ist.

Seit einigen Jahren werden Minischrauben dazu benutzt, um bei intraoralen Geräten die zur Distalisation vorgesehen sind, eine maximale Verankerung zu erzielen (Byloff et al., 2000; Kinzinger et al., 2008). Der Beneslider (PSM Medical Solutions, Tuttlingen, Deutschland) ist eine intraorale Apparatur zur Distalisation von Oberkiefermolaren. Das Gerät ist auf ein oder zwei Benefit-Minischrauben (PSM Medical Solutions, Tuttlingen, Deutschland) im anterioren Gaumen abgestützt (Wilmes, 2008a, 2008b; Wilmes und Drescher, 2008a, 2009, 2010b). An den Minischrauben setzt eine Distalisationsmechanik an (Abb. 4), die mittels zwei Druckfedern auf die Molaren kontinuierlich eine Kraft appliziert (Wilmes et al., 2012).



Abb. 4: Beneslider, der auf zwei Minischrauben abgestützt ist und mittels Federn die Oberkiefermolaren distalisieren soll (Wilmes et al., 2012)

### Delaire-Maske

Die Delaire-Maske ist eine abnehmbare Behandlungsapparatur. Sie wird sowohl am Kinn als auch an der Stirn abgestützt und ist vertikal miteinander verbunden. Die vertikale Verbindung hat weiterhin eine horizontale Metallstrebe, an der Gummizüge befestigt werden. Diese Gummizüge sind an einem Oberkieferlabialbogen befestigt, der jeweils die beiden ersten Molaren miteinander verbindet (Abb. 5).



Abb. 5: Delaire-Maske, die auf der Stirn und Kinn abgestützt ist. Mit Hilfe von Gummizügen wird der Oberkiefer nach anterior gezogen. a: Frontale Ansicht, b: seitliche Ansicht

Delaire et al. (1978) sehen den therapeutischen Einsatz in der Nachentwicklung von Mittelgesichtshypoplasien und Folgeanomalien bei Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Patienten. Weiterhin findet die Maske Einsatz beim Schließen von Zahnlücken nach Extraktionen bei Patienten mit konkavem Gesichtsprofil, um das sogenannte „Dish-face“ zu verhindern. Bei Erwachsenen Patienten kann es als Retentionsgerät benutzt werden, nach chirurgischer Vorverlagerungsosteotomie bei retrognather Maxilla (Schmuth, 1994).

De Clerck et al. (2012) haben die Behandlung von Klasse III-Patienten mittels Miniplatten untersucht. Patienten die sich noch im Wachstum befinden und ein unterentwickeltes Mittelgesicht bzw. Maxilla aufweisen, bekamen jeweils zwei Miniplatten (Bollard ge-

nannt) im anterioren Bereich der Mandibula und zwei Miniplatten in der Maxilla im Bereich des Processus infrazygomaticus. Die Miniplatten wurden mit Minischrauben befestigt. An diesen Miniplatten wurden intermaxilläre Klasse III-Gummizüge getragen, um eine Protraktion der Maxilla zu erreichen (Abb. 6).

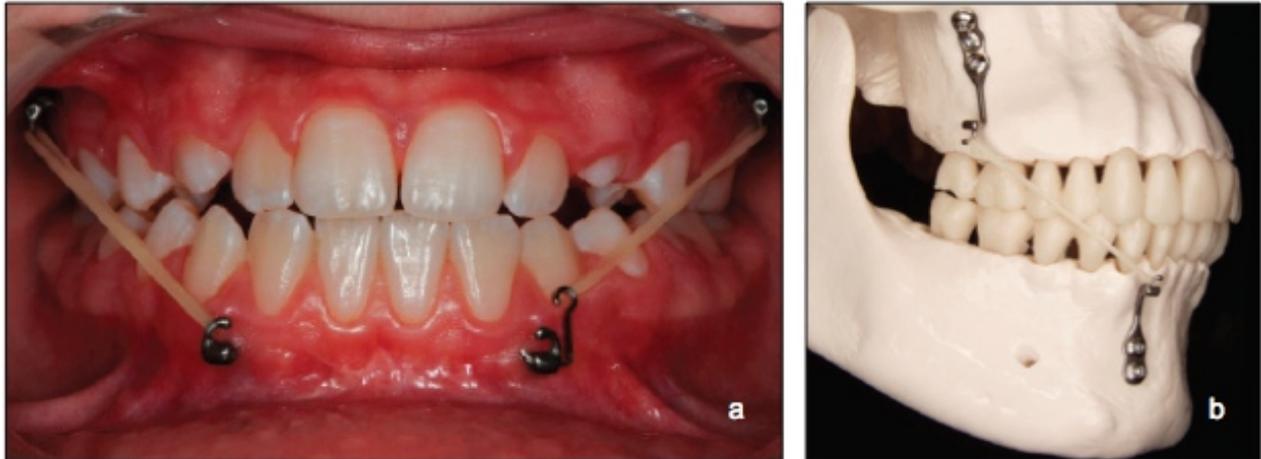


Abb. 6: a) Eingesetzte „Bollard“ Anker (modifizierte Miniplatten) um eine Protraktion im Oberkiefer zu erreichen. In diesem Fall wurde an dem unteren linken Bollard ein Vierkantbogen mit Schlaufe eingesetzt, um den intermaxillären Vektor für die Traktion zu verändern und so Gingivairritationen zu vermeiden. b) Die oberen Miniplatten sind mit drei Minischrauben monokortikal im Bereich des Processus infrazygomaticus befestigt und die unteren Platten mit zwei Minischrauben zwischen den seitlichen Schneidezähne und dem Eckzahn (De Clerck et al., 2012)

Bei dieser Studie wurde der Einfluss auf die Mandibula und die Kiefergelenkpfanne untersucht. Es wurden nach posterior gerichtete Umbauprozesse des Ramus Mandibulae und anteriore Apposition mit posteriorer Resorption in der Fossa Glenoid festgestellt (De Clerck et al., 2012). Diese neue Methode bei Klasse III-Patienten mit unterentwickeltem Mittelgesicht könnte eine Alternative zur Delaire-Maske darstellen, bedarf allerdings noch Langzeitstudien, um beide Behandlungsmethoden besser vergleichen zu können (De Clerck et al., 2012).

### Grummons-Maske

Diese Maske ähnelt der Delaire-Maske, hat aber den entscheidenden Unterschied, dass anstelle des Kinns die Jochbögen zur Abstützung dienen. Dies hat den Vorteil, dass keine dorsalen Belastungsvektoren auf die Kondylen appliziert werden und somit eventuelle Kiefergelenksprobleme vermieden werden können. Von der Wirkungsweise ist sie

genauso wie die Delaire-Maske auf eine Ventral- und Vertikalbeeinflussung des Oberkiefers ausgelegt (Kahl-Nieke, 2001).

Intraorale Geräte sind Apparaturen, die sich im Mund des Patienten befinden und von Außen nicht zu sehen sind. Der Vorteil liegt darin, dass dies Compliance-unabhängige Apparaturen sind. Der Nachteil ist, dass es temporär einer Gewöhnungszeit bedarf und zusätzlich die Prophylaxe erschwert wird. Zur Verankerung werden hier Muskulatur, Knochen, Schleimhaut, Zahnreihen und Okklusion genutzt. Viele Apparaturen nutzen dabei Kombinationen von diesen. Zudem beschreibt Ricketts (1976) im Rahmen der bioprogressiven Technik die sogenannte „kortikale Verankerung“. Dieses Prinzip beruht auf der Theorie, dass die Kortikalis langsameren Umbauprozessen unterliegt. In diesem Bereich kommt es zu einer Drosselung der Blutzufuhr und Verhinderung der physiologischen Aktivität des Knochens, was die Folge hat, dass eine weitere Zahnbewegung verhindert wird (Kahl-Nieke, 2001; Schmuth, 1994). Durch eine gezielte Bewegung der Molarenwurzeln in diese Region soll die Bewegung der bukkalen Segmente gegenüber den anterioren verlangsamt und so die Verankerung gestärkt werden. Dazu werden mit Hilfe einer Multibracketapparatur die Wurzeln der Molaren gegen die Kortikalis des Knochens bewegt. Hierzu wird ein Wurzeltorque in den Bogen eingebracht.

### Nance-Apparatur

Die Nance-Apparatur dient zur Verankerung der Molaren am Ort, um eine mesiale Aufwanderung der oberen Seitenzähne, etwa bei Retraktion der Eckzähne, zu verhindern (Nance, 1947). Die Nance-Apparatur besteht aus einem Gaumenbügel, der an den Molarenbändern verlötet oder in Palatinalschlössern befestigt wird. Zur Abstützung am Gaumen dient ein Kunststoffplättchen (Abb. 7).

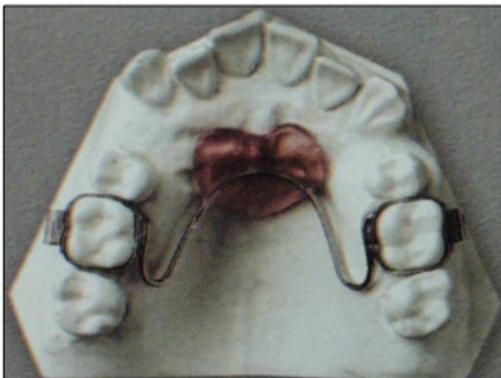


Abb. 7: Nance-Apparatur welche mit Kunststoffplättchen am Gaumen abgestützt und über einen Gaumenbügel mit dem Oberkiefer 6er verbunden ist

Nachteil des Nance ist, dass die Mundhygiene erschwert ist und dass es zu Einlagerung am Gaumen kommen kann, bis hin zu Ulzerationen bei zu hoher Kraftapplikation (Abb. 8) (Diedrich et al., 2000; Ludwig und Böhm, 2007; Singh und Cox, 2009). Vorteil ist, dass diese Mitarbeit nicht von der Mitarbeit des Patienten abhängig ist.



Abb. 8: Ulzerierte und eingedrückte Gingiva hinter den oberen Schneidezähnen mit zusätzlichem Erythema, nach Nance-Entfernung (Singh und Cox, 2009)

### Lingualbogen

Der Lingualbogen ist ein lingual verlaufender Bogen, der an den ersten großen Molaren befestigt ist und einmal komplett von Zahn 36 nach 46 verläuft. Er ist an der Unterkieferfront abgestützt (Abb. 9). Dabei wird eine Mesialisierung der 6-Jahres-Molaren verhindert. Auch eine leichte Expansion kann erreicht werden. Zusätzlich kann ein Lingualbogen auch benutzt werden, um im Wechselgebiss einen frontalen Engstand aufzulösen (Almeida et al., 2011; Brennan und Gianelly, 2000).

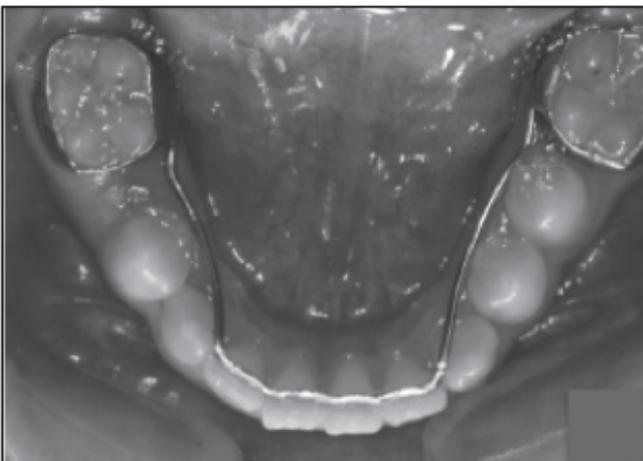


Abb. 9: Lingualbogen, der von 36 nach 46 verläuft und an den Molarenbändern befestigt ist. Er soll das Mesialisieren der 6er verhindern (Almeida et al., 2011)

## Transpalatinalbogen

Der Transpalatinalbogen (TPA), auch Goshgarian genannt, wird an den Palatinalschlösser der Oberkiefermolaren befestigt (Abb. 10). Dabei kann dieser Bogen zur Aktivierung herausgenommen werden. Neben der Verankerung liegt das Einsatzgebiet in der Expansion und Korrektur der Molarenrotation (Kahl-Nieke, 2001).



Abb. 10: Goshgarian-Transpalatinalbogen um ein Aufwandern der Oberkiefer-Molaren zu verhindern

Sharma et al. (2012) haben die Verankerung der ersten oberen Molaren mittels TPA und Minischrauben untersucht. Bei Extraktionen der oberen ersten Prämolaren mit anschließender Retraktion der Eckzähne ist eine stabile Verankerung der Oberkiefer-6er gefragt. Dabei wurden zwei Patientengruppen mit den zwei unterschiedlichen Verankerungsapparaturen (TPA vs. temporary anchorage device, TAD) untersucht. Die Eckzähne wurden jeweils mit Nickel-Titan-(NiTi)-Zugfedern distalisiert (Abb. 11). Als Ergebnis zeigte sich, dass die Patienten mit den eingesetzten TPA eine durchschnittliche mesiale Molarenbewegung von 2,5 mm zeigten. Im Vergleich hierzu hatten die Patienten mit den eingesetzten Minischrauben nur eine minimale mesiale Molarenbewegung, so dass man von absoluter Verankerung bei Eckzahnretraktion sprechen kann (Sharma et al., 2012).



Abb. 11: Eckzahnretraktion mit einer NiTi-Zugfeder, die an einer Minischraube verankert ist. Der eingesetzte Bogen ist ein 0,019 x 0,025 Inch Stahlbogen (Sharma et al., 2012)

## Pendulum-Apparatur

Die Pendulum-Apparatur ist ein kooperationsunabhängiges Gerät und gehört zu den Molarendistalisationsgeräten (Abb.12). Es wird bei Platzmangel im Oberkieferseitenzahnbereich angewandt und dient der Distalbewegung der oberen Molaren (6er). Die Abstützung der Pendulum-Apparatur erfolgt am Gaumen über ein Kunststoffplättchen, das über Verbindungsdrähte mit den Prämolaren verblockt ist. In das Kunststoffplättchen werden Federn aus Beta-Titanium-Draht (TMA) eingelassen, die über Palatinalschlösser mit den ersten Molaren verbunden sind, um diese zu distalisieren. Nachteilig ist das Vorhandensein anteriorer Verankerungszähne (Kinzinger und Diedrich, 2002).

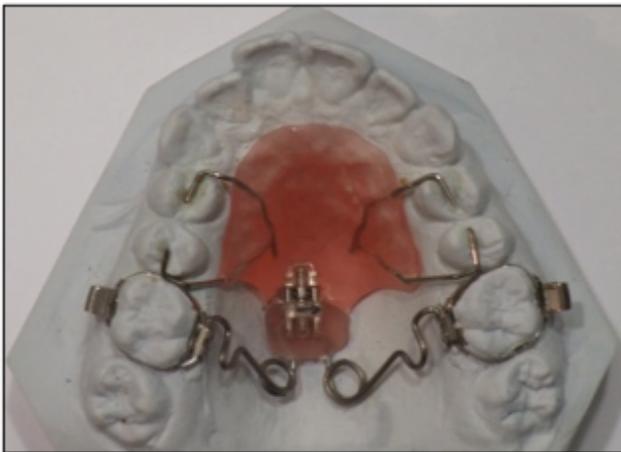


Abb. 12: Pendulum-Apparatur, die mit einem Kunststoffplättchen am Gaumen abgestützt ist. Über einen Federmechanismus werden die Oberkiefermolaren distalisiert

Alternativ können bei genauer Indikation auch Minischrauben zum Einsatz kommen. Es ist möglich, die Oberkiefermolaren mittels im Gaumen verankerter Minischrauben zu distalisieren. Dies stellt besonders im Erwachsenenalter eine Alternative zu Extraktionen dar (Choi et al., 2011). Abbildung 13 zeigt eine modifizierte Pendulum-Apparatur, die mittels einer Minischraube am Gaumen verankert ist. Man kann schon nach fünf Monaten deutliche Erfolge, bezüglich des Distalisationsfortschrittes sehen (Choi et al., 2011).



Abb. 13: Modifizierte Pendulum-Apparatur welche auf Minischrauben am Gaumen abgestützt ist. Man sieht hier nach fünf Monaten schon den erfolgten Distalisionseffekt zwischen den oberen 6ern und 7ern (Choi et al., 2011)

## Lipbumper

Der Lipbumper ist eine im Unterkiefer liegende Kunststoffpelotte, welche mit einem Drahtbogen mit den Molaren verbunden ist (Abb. 14). Durch Abhalten der perioralen Muskulatur kommt es zu einer Erhöhung des Muskeltonus, welche die Kraft über die Pelotte auf die Molaren überträgt. Dadurch können die Molaren an ihrem Ort verankert oder bestenfalls distalisiert werden (Agarwal et al., 2013). Falls es zur Distalisierung der ersten Molaren kommt, kann es sogar einen negativen Einfluss auf den Durchbruch der zweiten Molaren haben (Ferro et al., 2011). Zusätzlich wurde in der Literatur durch das Abhalten des bukkalen Wangendruckes ein Einfluss auf die transversale Erweiterung im Bereich der Prämolaren bzw. Molaren erwähnt (Nevant et al., 1991). Der Erfolg dieser Apparatur ist ebenfalls abhängig von der Mitarbeit des Patienten, da der vordere Teil, der die Kunststoffbeschichtung trägt, vom Patienten herausnehmbar ist (Abb. 14).

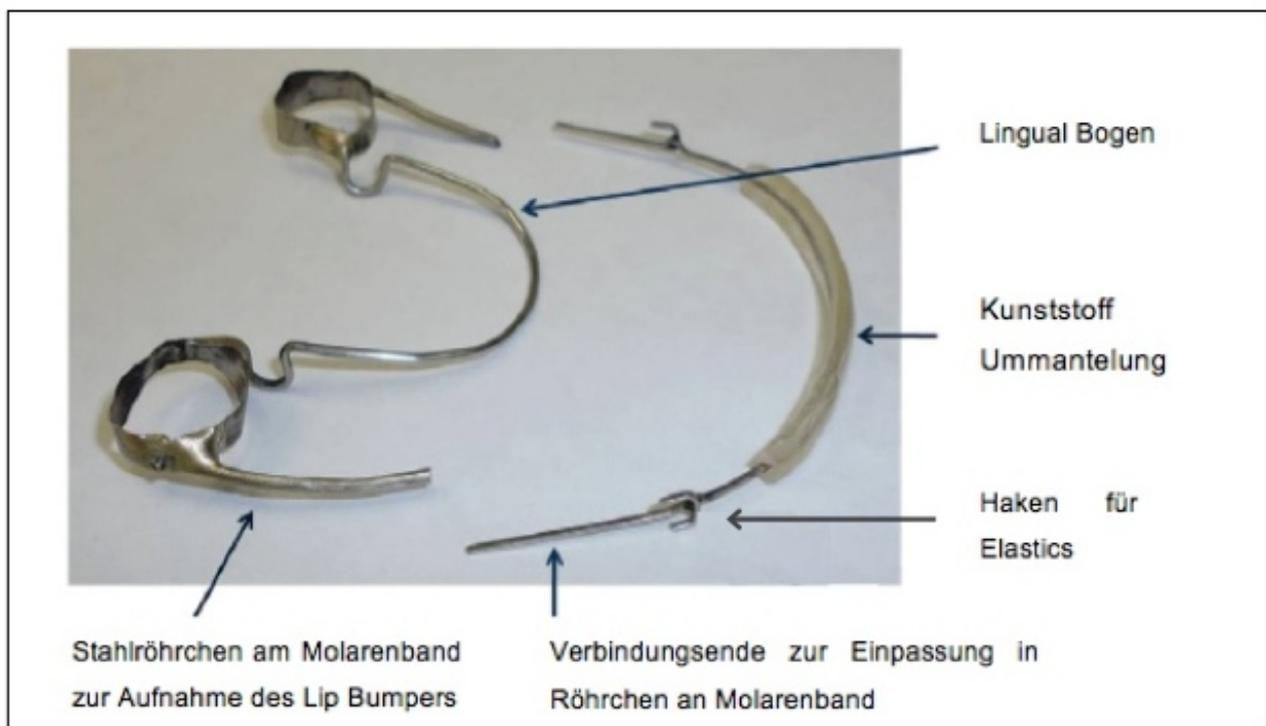


Abb. 14: Lipbumper zur Verankerung von Unterkiefermolaren. Der Muskeltonus der Lippe überträgt die Kraft über die distalen Arme auf die Molaren (Agarwal et al., 2013)

## 2. Fragestellung und Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist es festzustellen, ab welchem Drehmoment kieferorthopädische Minischrauben frakturieren. Dies stellt für den Kliniker und den Patienten eine Komplikation dar und um dies zu vermeiden, wurde hier im Versuch das maximale Drehmoment, bevor es zum spontanen Spannungsabfall und zur Fraktur kommt, gemessen.

Gerade weil Minischrauben zum Teil länger im Knochen verweilen, als vorgesehen, kommt es zur Osseointegration. Da vom Hersteller durchschnittlich 20 Ncm als Grenze empfohlen wird, soll hier untersucht werden, inwieweit das mit denen in dieser Arbeit ermittelten Werten übereinstimmt. Auch soll untersucht werden, inwieweit die Länge und Durchmesser einer Minischraube Einfluss auf das Bruchdrehmoment hat.

Bevor jede Minischraube, aufgrund Überschreitens der maximalen Drehmomentgrenze, bricht, beginnt allerdings das Material schon vorher an zu fließen. Diese klinisch kritische Phase soll hier auch untersucht werden, da dies ein Bereich ist, wo das Material unvorhersehbar reagiert.

Folgende Aspekte sollten dabei genauer analysiert werden:

- Bruchdrehmoment > 20 Ncm ?
- Fließgrenze ?
- Unterscheiden sich die Schrauben und gibt es charakteristische Eigenschaften der einzelnen Schrauben?

### 3. Material und Methode

#### 3.1 Material

In dieser Arbeit wurde die Abscherfestigkeit von kieferorthopädischen Minischrauben untersucht. Insgesamt standen 16 Minischraubentypen verschiedener Hersteller zur Verfügung. Diese werden in Tabelle 1 genauer beschrieben. Die Schrauben haben sich zum Teil in der Länge und Durchmesser voneinander unterschieden. Die Messungen wurden an bis zu zehn Schrauben pro Charge durchgeführt. Insgesamt wurden somit bis zu 160 Schrauben auf das Drehmomentverhalten in Abhängigkeit zum Drehwinkel untersucht. Tabelle 1 zeigt die verwendete Schraubensysteme. Alle Schrauben gehören der Gruppe Titan Grade 5 an und waren entweder selbstbohrend, selbstschneidend oder eine Kombination aus diesen beiden.

#### 3.2 Methode

Jede Minischraube wurde in einem dafür entwickelten Probenhalter mit Kunststoff eingebettet. Dazu wurde jeder Probenhalter von der Innenseite mit einer dünnen Schicht Vaseline isoliert, um dessen Entfernen nach Versuchsdurchführung zu ermöglichen.

Schrauben System	Hersteller	Maße	Typ	Legierung	Abk.
LOMAS	PSM Medical Solution, Deutschland	1,5 mm x 9 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	L-A
LOMAS	PSM Medical Solution, Deutschland	1,5 mm x 11 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	L-B

Tab. 1: Aufgeführt sind die Schraubensysteme mit den in dieser Arbeit verwendeten Abkürzungen unterschiedlicher Hersteller, die sich sowohl in Länge und Durchmesser als auch in selbstschneidend und selbstbohrend unterscheiden

Schrauben System	Hersteller	Maße	Typ	Legierung	Abk.
LOMAS	PSM Medical Solution, Deutschland	1,5 mm x 9 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	L-A
LOMAS	PSM Medical Solution, Deutschland	1,5 mm x 11 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	L-B
LOMAS	PSM Medical Solution, Deutschland	1,5 mm x 15 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	L-C
LOMAS	PSM Medical Solution, Deutschland	2,0 mm x 9 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	L-D
LOMAS	PSM Medical Solution, Deutschland	2,0 mm x 11 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	L-E
LOMAS	PSM Medical Solution, Deutschland	2,0 mm x 15 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	L-F
BENEFIT System	PSM Medical Solution, Deutschland	2,0 mm x 9 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	W
OrthoEasy®	Forestadent, Deutschland	1,7 mm x 8 mm	Selbstbohrend	Ti6Al4V	O
AbsoAnchor®	Dentos Inc., Korea	1,6 mm x 8 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	A
Infinitas™	DB Orthodontics, UK	1,5 mm x 9 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	I
Vector-TAS™	Ormco Europe, Niederlande	1,4 mm x 8 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	V

Tab. 1: Fortsetzung

Schrauben System	Hersteller	Maße	Typ	Legierung	Abk.
tomas®	Dentaurum, Deutschland	1,6 mm x 8 mm	Selbstbohrend, selbstschneidend	Ti6Al4V	T
Unitek™ Temporary Anchorage Device (TAD)	3M Unitek, Deutschland	1,8 mm x 8 mm	Selbstschneidend	Ti6Al4V	U
LOMAS "Dummy"	PSM Medical Solution, Deutschland	1,5 mm x 9 mm	Selbstschneidend	Ti6Al4V	D-A
LOMAS "Dummy"	PSM Medical Solution, Deutschland	2,0 mm x 9 mm	Selbstschneidend	Ti6Al4V	D-B
OrthoLox Mi- nischraube	Promedia Medizin-technik, Deutschland	1,6 mm x 8 mm	Selbstschneidend	Ti6Al4V	B

Tab. 1: Fortsetzung

### 3.3 Prüfgerät zur Bestimmung der Torsionsfestigkeit

Es wurde eine eigens entwickelte Messeinrichtung der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie der Universität Bonn benutzt. Diese Messeinrichtung besteht aus einem kalibrierten Drehmomentmessgerät PCE-TM 80 (PCE Instruments, Meschede, Deutschland) und einem Sensor zur Bestimmung des Drehwinkels (ASM Automation Sensorik Messtechnik GmbH, Moosinning, Deutschland). Es wurden die Drehmomente [Ncm] und Winkelgrade [°] gemessen und gegeneinander kontinuierlich aufgezeichnet. An dem Drehmomentmessgerät wurde für jede Schraube ihre spezifische Klinge des Einschraubinstrumentes angebracht.

### 3.4 Herstellung des Probekörpers

Bei dem zum Einbetten der Probekörper benutzten Kunststoff Technovit 4004 der Firma Heraeus Kulzer GmbH (Wehrheim/Deutschland) handelt es sich um ein Kaltpolymerisat aus einem 2-Komponentenkunststoffgemisch auf einer Methylmethacrylatbasis. Dieser

transparente Kunststoff wurde in einem Silikonanmischbecher im Verhältnis 2:1 (Pulver:Flüssigkeit) angemischt. Die Aushärtezeit betrug ca. 12 Minuten. Während der Aushärtung wurde Wärme freigesetzt. Abbildung 15 zeigt eine kieferorthopädische Minischraube, eingebettet in Kunststoff, welche im Probenhalter gefasst ist.

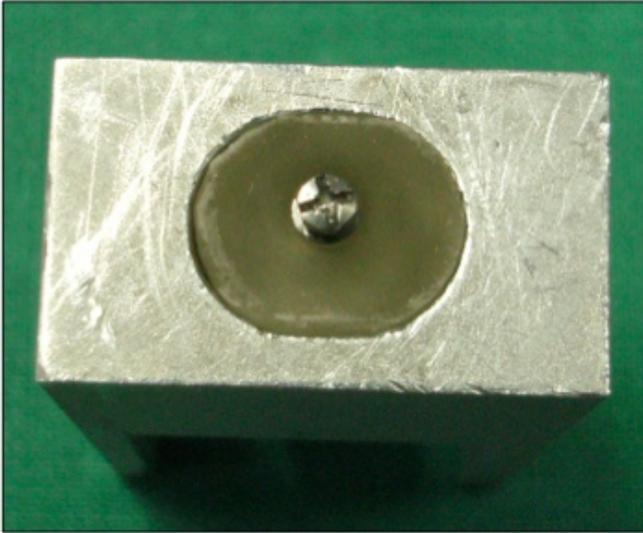


Abb. 15: Minischraube, eingebettet mit Technovit 4004 Kunststoff in einem metallischen Probenhalter

### 3.5 Positionierung der Probekörper

Die Spitze der Minischraube zeigte senkrecht auf eine Gegenschraube, welche von unten in den Probenhalter eingedreht wurde. Die Gegenschraube muss eine Härte zwischen 450 und 570 HV haben. Der Probenhalter wurde anschließend mit dem Kunststoff Technovit 4004 bis zum letzten Gewindegang aufgefüllt. Sowohl Schraubenhals als auch der Schraubenkopf lagen frei. Nachdem der Kunststoff ausgehärtet (E-Modul: 2,3 GPa) war, wurden die Proben mittels eines Stiftes markiert, um später eine genaue Repositionierung zu haben.

### 3.6 Versuchsdurchführung

Das Drehmomentmessgerät wurde auf die Einheit „Ncm“ eingestellt, ebenso auf „fast“ und die Anzeige auf Null gesetzt. Der Sensor zur Bestimmung des Drehwinkels wurde ebenfalls auf Null gesetzt. Es wurde per Hand gleichmäßig solange gedreht, bis die Messkurve einen plötzlichen Drehmomentabfall zeigte. Die ermittelten Daten wurden von einer Computersoftware (LabVIEW, National Instruments, München, Deutschland) festgehalten. Die Werte, welche die Software aufgezeichnet hat, bestanden aus Dreh-

moment und Drehwinkel. Diese wurde anschließend in das Programm Excel übertragen. Abbildung 16 und 17 zeigen den Versuchsaufbau.



Abb. 16: Abdrehen der Minischraube per Hand. Es wurde kontinuierlich gedreht, bis es spürbar zu einem Drehmomentabfall kam

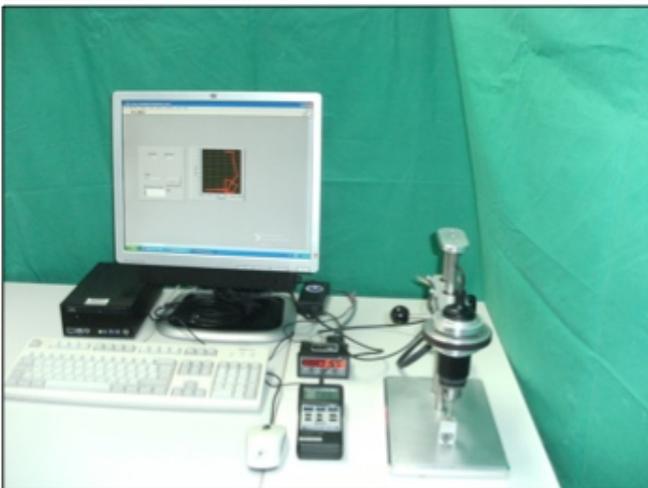


Abb. 17: Prüfeinrichtung zur Bestimmung der Torsionsfestigkeit. Ein kalibriertes Drehmomentmessgerät mit digitalem Drehwinkelsensor zeichnete die Drehmomente und Winkelgrade gleichzeitig auf

Nach Abdrehen der Minischrauben wurden die Probekörper aus dem Probenhalter entnommen und nummeriert, um später die Proben den gemessenen Daten zuordnen zu können.

### 3.7 Fotografische Darstellung der Bruchflächen

Jede Schraube wurde nach Versuchsdurchführung von drei Seiten fotografiert. Wichtig war hier zu sehen, wie die beiden Bruchflächen aussahen und auch wie und ob sich die Schraubenspitzen verändert haben. Insgesamt sind etwa 480 Fotoaufnahmen angefertigt worden. Die Fotos wurden im Labor unter einem Stereomikroskop (Wild Heerbrugg, Heerbrugg, Schweiz) aufgenommen. Abbildung 18 zeigt das Mikroskop mit der Kamera-Verbindung zum Computer.

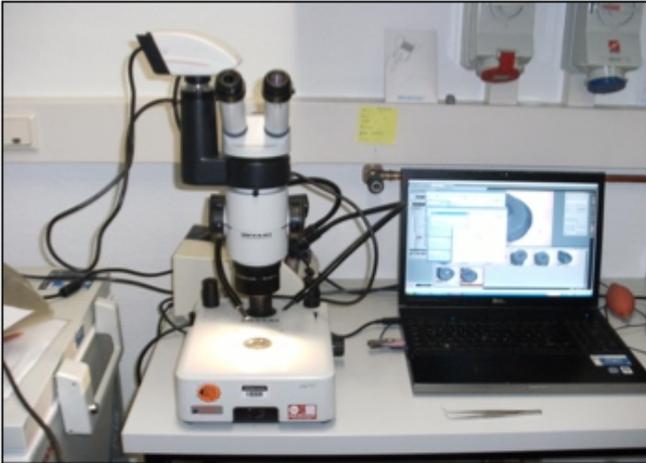


Abb. 18: Stereomikroskop der Firma Wild Heerbrugg. Jede Minischraube wurde sowohl an den Bruchflächen als auch an den Schraubenspitzen unter dem Mikroskop begutachtet und photographisch festgehalten

### 3.8 Datenanalyse und Statistische Auswertung

Aus den Drehmoment/Drehwinkel-Diagrammen der einzelnen Messungen jeder kieferorthopädischen Minischraube wurden die Messwerte für Fließdrehmoment, Bruchdrehmoment jeder Einzelmessung bestimmt und in das Grafik- und Statistik-programm Excel übertragen. Aus den 10 einzelnen Messwerten wurden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet und in Säulendiagrammen aufgetragen. Die beiden für die kieferorthopädische Anwendung relevanten Messwerte, Fließdrehmoment und Bruchdrehmoment, wurden weiterhin mittels chi-quadrat-Test auf Normalverteilung überprüft. Anschließend erfolgte ein paarweiser t-Test auf statistische Signifikanz. Diese Tests wurden mit dem statistischen Erweiterungsprogramm WinSTAT für Excel Version 2005.1 (R. Fitch Software, Bad Krotzingen) durchgeführt. Die statistischen Signifikanzen wurden mittels gepaarter t-Tests bestimmt. Der p-Wert für die Signifikanzschwelle wurde mit  $p=0,05$  festgelegt.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 LOMAS L-A: 1,5 mm x 9 mm

Bei der LOMAS-Schraube mit einem Durchmesser von 1,5 mm und einer Länge von 9 mm wurden 10 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 43 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 247 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 16 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 60,6 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 12,8 Ncm (30 %).

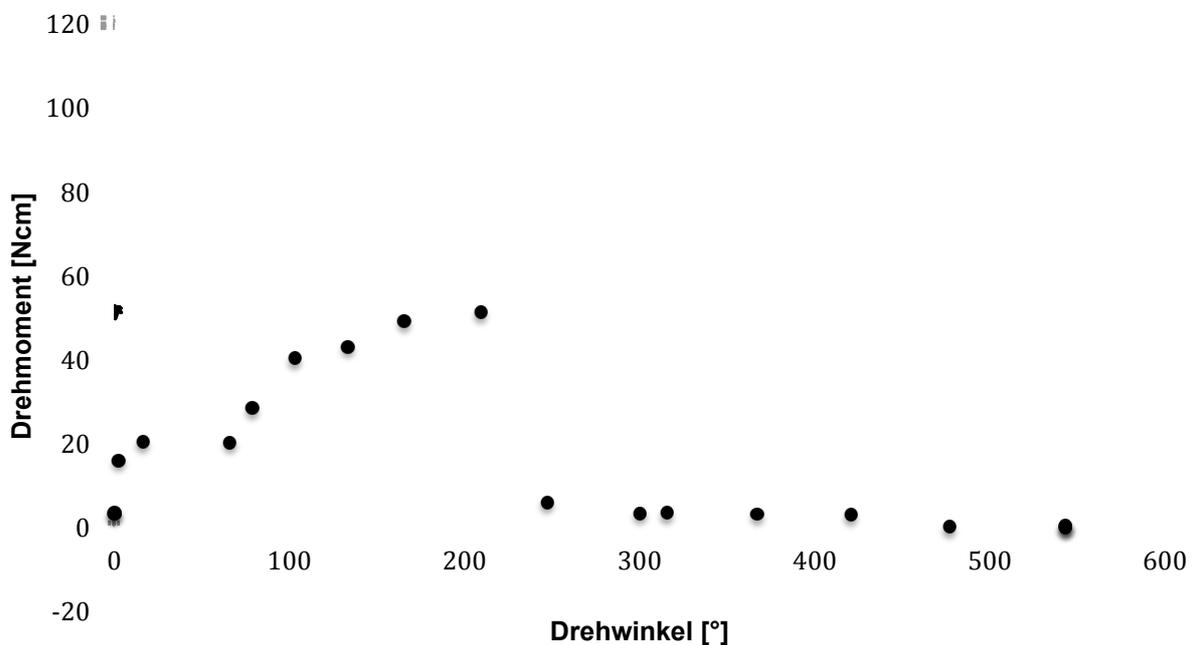


Abb. 19: Eine LOMAS Schraube (1,5 mm x 9 mm) die bei 20 Ncm beginnt zu fließen und bei 50,9 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

Die LOMAS Schraube hat bei einem Mittelwert von 20,8 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 25°. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 9,5 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 34,0 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 8,1 Ncm (39 %). Abb. 19 zeigt eine typische Kurve für eine LOMAS 1,5 mm x 9 mm-Schraube. Die Lücken in den Graphen sind ein Resultat durch das Entfernen der Daten, die beim Umgreifen entstanden sind.

Bei zwei der Proben hat sich beim Eindrehen Kunststoff zwischen letztem Gewindegang und transgingivalem Anteil rausgedrückt.

#### 4.2 LOMAS L-B: 1,5 mm x 11 mm

Bei der LOMAS-Schraube mit einem Durchmesser von 1,5 mm und einer Länge von 11 mm wurden 5 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 27,5 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 133 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 22,9 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 31,6 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 3,8 Ncm (14 %).

Die LOMAS-Schraube hat bei einem Mittelwert von 20,5 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 52 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 12,5 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 25,6 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 5,0 Ncm (24 %). Abb. 20 zeigt eine typische Kurve für eine LOMAS 1,5 mm x 11 mm Schraube.

Bei drei der Proben hat sich beim Eindrehen Kunststoff zwischen letztem Gewindegang und transgingivalem Anteil rausgedrückt.

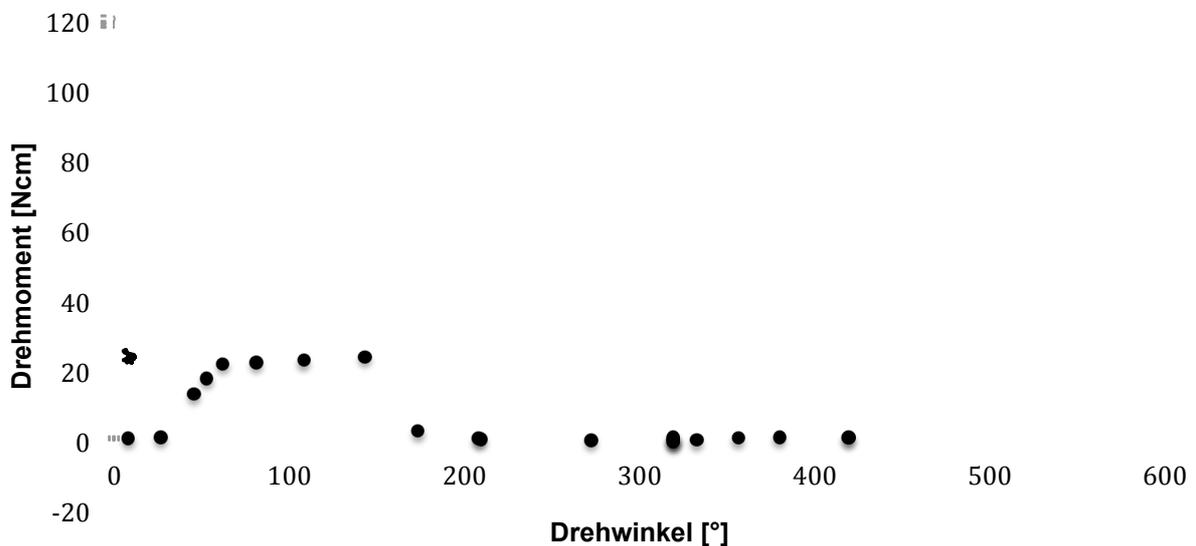


Abb. 20: LOMAS-Schraube (1,5 mm x 11 mm) die bei 22,4 Ncm beginnt zu fließen und bei 24,1 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.3 LOMAS L-C: 1,5 mm x 15 mm

Bei der LOMAS-Schraube mit einem Durchmesser von 1,5 mm und einer Länge von 15 mm wurden 5 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 36,2 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 169°. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 32,7 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 41,9 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 4,1 Ncm (11 %).

Die LOMAS-Schraube hat bei einem Mittelwert von 24,1 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 53°. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 19 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 30,3 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 4,6 Ncm (19 %). Abb. 21 zeigt eine typische Kurve für eine LOMAS 1,5 mm x 15 mm-Schraube.

Bei einer der Proben hat sich beim Eindrehen Kunststoff zwischen dem letzten Gewindegang und dem transgingivalen Anteil herausgedrückt und zusätzlich war noch ein Haarriss im Probekörper zu sehen (Kunststoff).

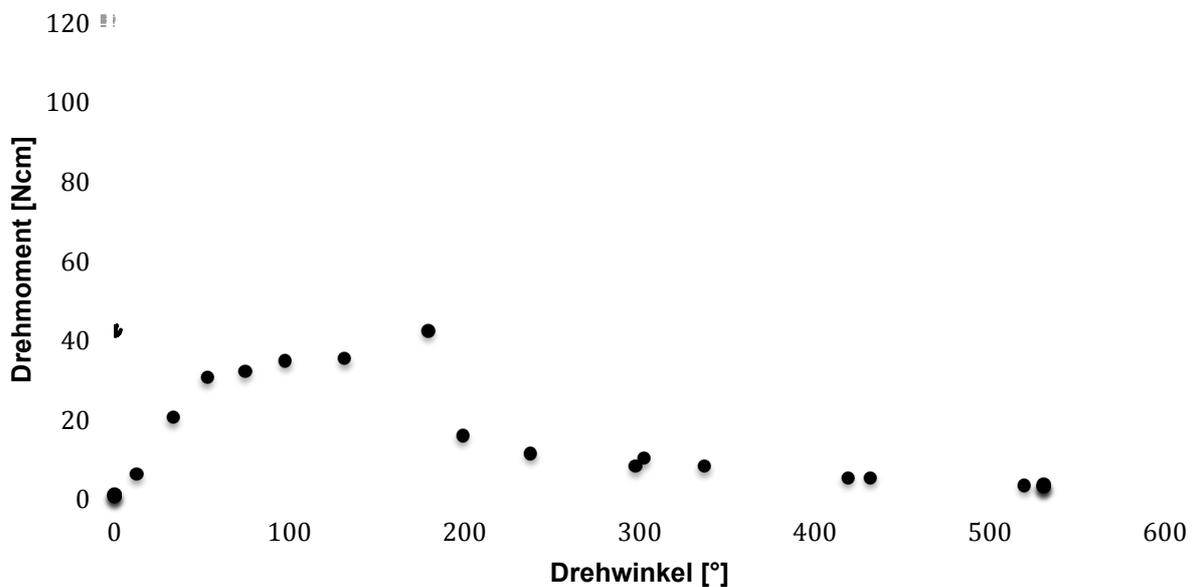


Abb. 21: LOMAS Schraube (1,5 mm x15 mm) die bei 41,9 Ncm beginnt zu fließen und bei 30,3 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.4 LOMAS L-D: 2,0 mm x 9 mm

Bei der LOMAS-Schraube mit einem Durchmesser von 2,0 mm und einer Länge von 9 mm wurden 10 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei

einem Mittelwert von 82,3 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 307 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 63,5 Ncm und die höchste bei 107,2 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 14,4 Ncm (17 %). Diese LOMAS-Schraube hat bei einem Mittelwert von 31,2 Ncm zu fließen begonnen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 27 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 13,9 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 73,6 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 18,7 Ncm (60 %). Bei drei der Proben hat sich beim Eindrehen Kunststoff zwischen dem letzten Gewindegang und dem transgingivalen Anteil rausgedrückt und zusätzlich ist bei einer Probe der Kopf mit der Schraube verbunden geblieben. Abb. 22 zeigt eine typische Kurve für eine LOMAS 2,0 mm x 9 mm.

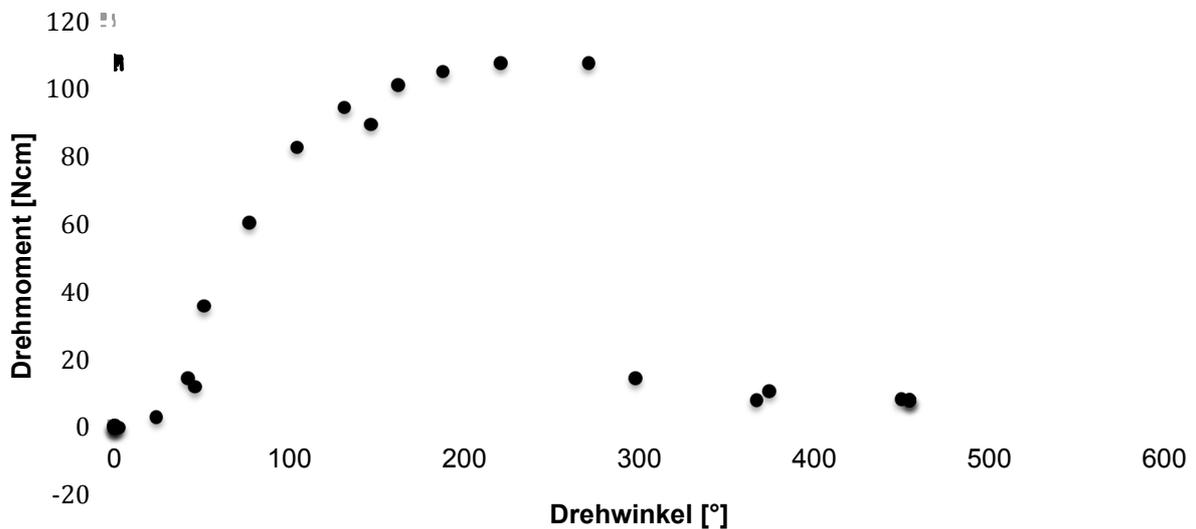


Abb. 22: LOMAS Schraube (2,0 mm x 9 mm) die bei 35,3 Ncm beginnt zu fließen und bei 107,2 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.5 LOMAS L-E: 2,0 mm x 11 mm

Bei der LOMAS-Schraube mit einem Durchmesser von 2,0 mm und einer Länge von 11 mm wurden 5 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 90,0 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 241 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 76,5 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 101,5 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 11,8 Ncm (13 %).

Die LOMAS Schraube hat bei einem Mittelwert von 27,2 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 46 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 15,1 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 41,4 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 10,3 Ncm (38 %). Abb. 23 zeigt eine typische Kurve für eine LOMAS 2,0 mm x 11 mm Schraube. Bei drei der Proben hat sich beim Eindrehen Kunststoff zwischen dem letzten Gewindegang und transgingivalen Anteil herausgedrückt und bei einer Probe hat sich ein Haarriss gebildet.

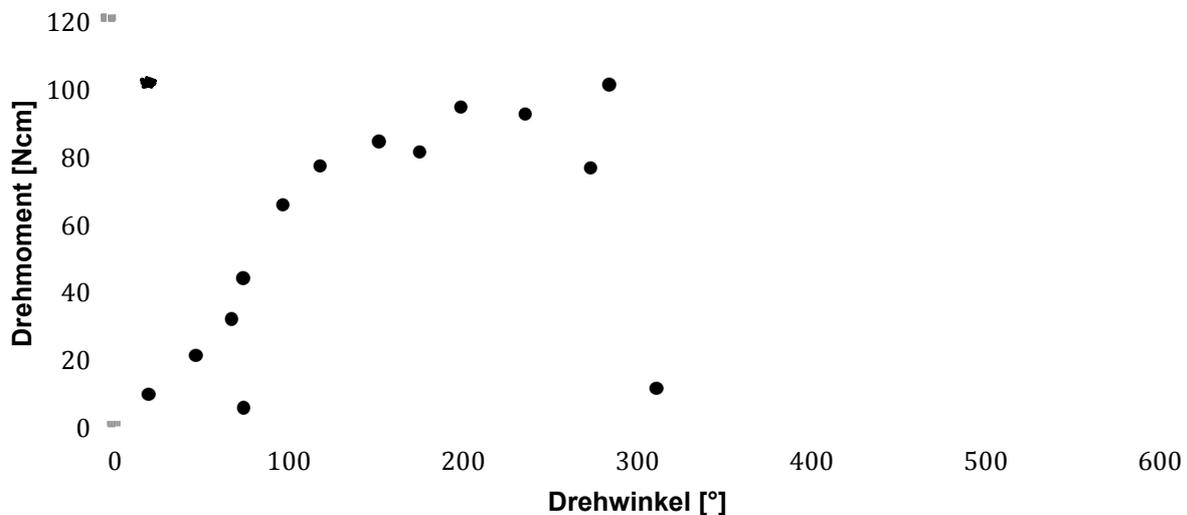


Abb. 23: LOMAS Schraube (2,0 mm x 11 mm) die bei 31,8 Ncm beginnt zu fließen und bei 101 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.6 LOMAS L-F: 2,0 mm x 15 mm

Bei der LOMAS-Schraube mit einem Durchmesser von 2,0 mm und einer Länge von 15 mm wurden 5 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 85,8 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 185 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 71,6 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 96,4 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 9,2 Ncm (11 %).

Die LOMAS-Schraube hat bei einem Mittelwert von 23,6 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 15 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 19,4 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 26,4 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 2,6 Ncm (11 %). Abb. 24 zeigt eine typische Kurve für eine LOMAS 2,0 mm x 15 mm

Schraube. Bei allen Proben hat sich beim Eindrehen Kunststoff zwischen dem letzten Gewindegang und transgingivalem Anteil herausgedrückt.

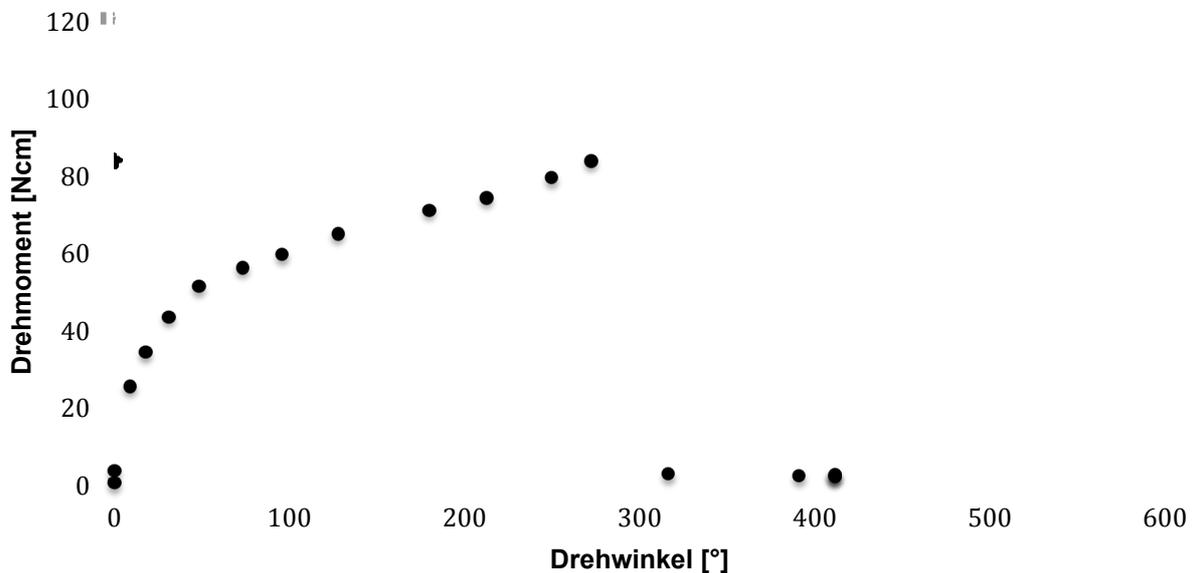


Abb. 24: LOMAS Schraube (2 mm x 15 mm) die bei 25,1 Ncm beginnt zu fließen und bei 83,5 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.7 BENEFIT System W: 2,0 mm x 9 mm

Beim Benefit-Schraubensystem mit der Länge von 9 mm und dem Durchmesser von 2,0 mm wurden 10 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 76,2 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 372 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 52 Ncm und die höchste bei 95,4 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 13,6 Ncm (18 %). Die BENEFIT Schraube hat bei einem Mittelwert von 26,1 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 29 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 10,2 Ncm (Abb. 25) und die höchste Fließgrenze bei 78,2 Ncm. Die Standardabweichung betrug 19,3 Ncm (74 %).

Bei vier der Proben hat sich beim Eindrehen Kunststoff zwischen letztem Gewindegang und transgingivalem Anteil herausgedrückt, wobei eine Schraubenspitze sich an der Gegenschraube plattgedrückt hat. Bei einem der Proben ist der Probekörper (Kunststoff) gebrochen und die Schraube ist intakt geblieben. Zwei weitere Schrauben sind ebenfalls intakt geblieben, allerdings gab es in einem Probekörper einen Haarriss.

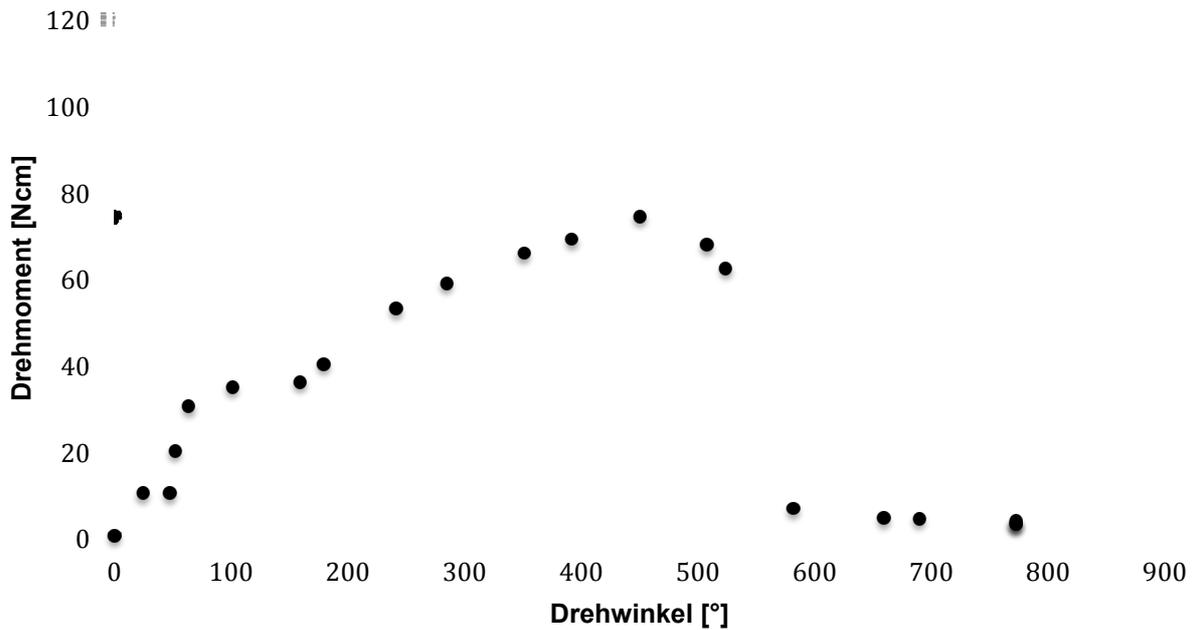


Abb. 25: Benefit Schraube (2,0 mm x 9 mm) die bei 10,2 Ncm beginnt zu fließen und bei 74,3 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.8 OrthoEasy® Pin O : 1,7 mm x 8 mm

Bei der OrthoEasy® Pin-Schraube mit einem Durchmesser von 1,7 mm und einer Länge von 8 mm wurden 6 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 43,2 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 202 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 37,2 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 48,7 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 4,5 Ncm (10 %).

Die OrthoEasy® Pin-Schraube hat bei einem Mittelwert von 22,6 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 18 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 12,7 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 27,7 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 5,2 Ncm (23 %). Abb. 26 zeigt eine typische Kurve für eine OrthoEasy® Pin 1,7 mm x 8 mm.

Bei einer der Proben hat sich beim Eindrehen Kunststoff zwischen letztem Gewindegang und transgingivalem Anteil herausgedrückt, verbunden mit einem Haarriss in demselben Probekörper. Zwei weitere Probekörper sind gebrochen und die Schrauben sind intakt geblieben.

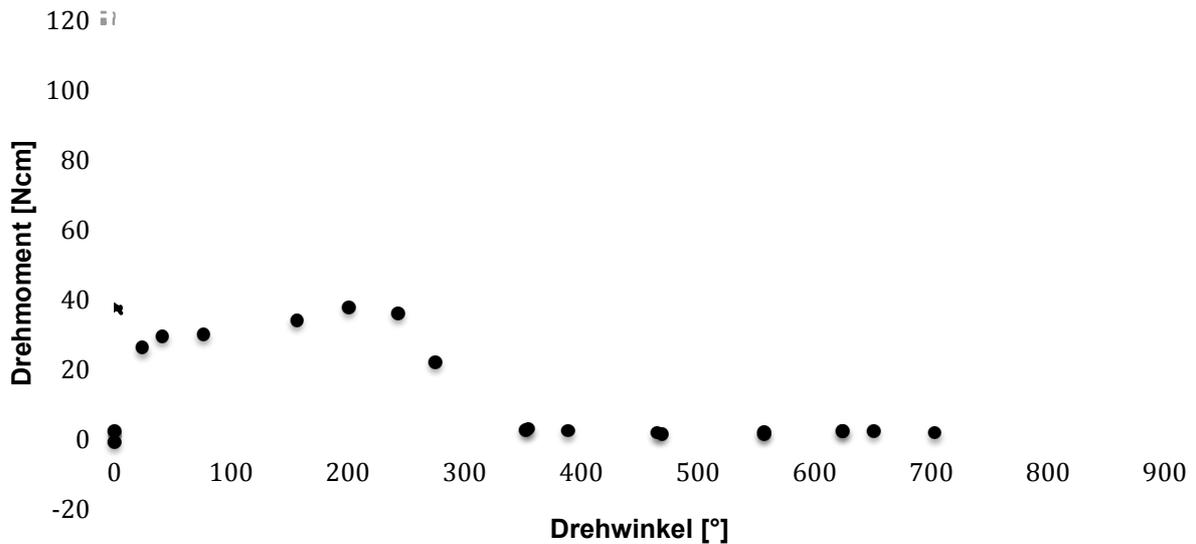


Abb. 26: OrthoEasy<sup>®</sup> Pin-Schraube (1,7 mm x 8 mm) die bei 25,7 Ncm beginnt zu fließen und bei 37,2 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.9 Abso Anchor<sup>®</sup> A: 1,6 mm x 8 mm

Bei der AbsoAnchor<sup>®</sup>-Schraube mit einem Durchmesser von 1,6 mm und einer Länge von 8 mm wurden 10 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 22,7 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 340 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 15,3 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 30 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 6,1 (27 %).

Die AbsoAnchor<sup>®</sup> Schraube hat bei einem Mittelwert von 12,8 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 23°. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 4,3 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 26 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 6,3 Ncm (49 %). Abb. 27 zeigt eine typische Kurve für eine AbsoAnchor<sup>®</sup> Schraube 1,6 mm x 8 mm Schraube. Bei drei der Proben blieb nach dem Abdrehen der Schraubenkopf mit der Schraube verbunden und bei einem Probekörper entstand ein Haarriss im Kunststoff.

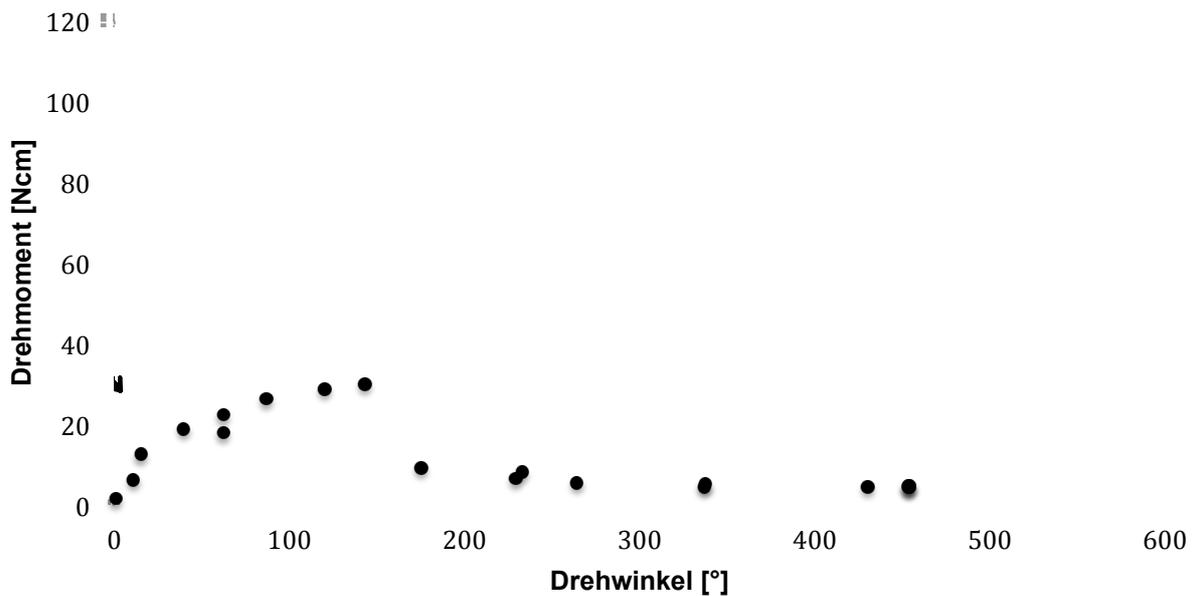


Abb. 27: AbsoAnchor<sup>®</sup>-Schraube (1,6 mm x 8 mm) die bei 12,6 Ncm beginnt zu fließen und bei 30 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.10 Infinitas<sup>TM</sup> I: 1,5 mm x 9 mm

Bei der Infinitas<sup>TM</sup>-Schraube mit einem Durchmesser von 1,5 mm und einer Länge von 9 mm wurden 10 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 34,2 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 137 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 18,0 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 52,9 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 11,6 Ncm (34 %).

Die Infinitas<sup>TM</sup> Schraube hat bei einem Mittelwert von 22,1 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 21 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 16,1 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 37,1 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 6,9 Ncm (31 %). Abb. 28 zeigt eine typische Kurve für eine Infinitas<sup>TM</sup> 1,5 mm x 9 mm-Schraube. Bei fünf der Probekörper hat sich ein Haariss im Kunststoff gebildet.

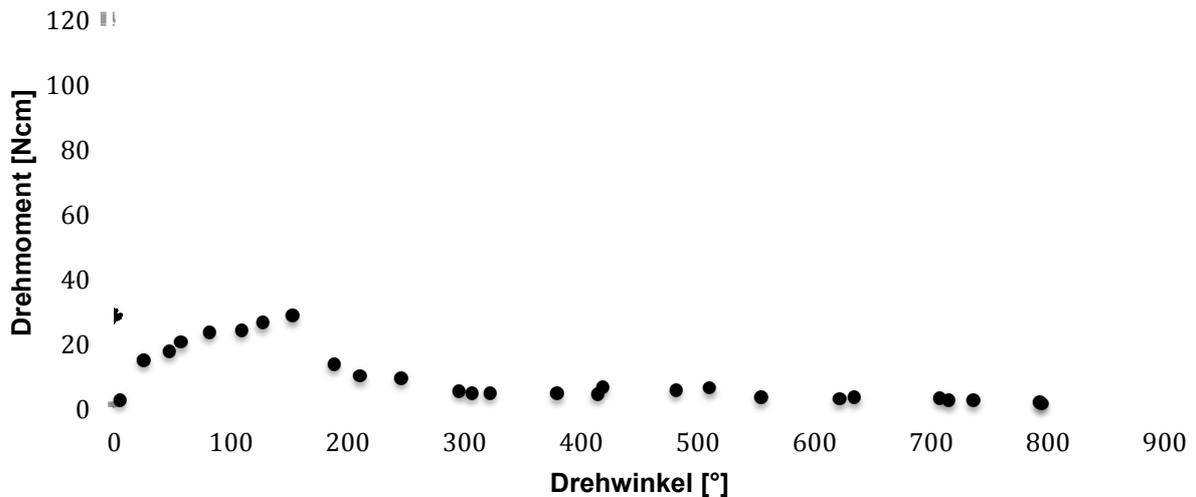


Abb. 28: Infinitas™ Schraube (1,5 mm x 9 mm) die bei 14,5 Ncm beginnt zu fließen und bei 28,2 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.11 Vector-TAS™ V: 1,4 mm x 8 mm

Bei der Vector-TAS™-Schraube mit einem Durchmesser von 1,4 mm und einer Länge von 8 mm wurden 10 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 36,2 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 387 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 31,7 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 41,7 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 3,0 Ncm (8 %).

Die Vector-TAS™-Schraube hat bei einem Mittelwert von 11,5 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 6 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 3,5 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 16,4 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 4,5 Ncm (39 %). Abb. 29 zeigt eine typische Kurve für eine Vector-TAS™ 1,4 mm x 8 mm - Schraube. Es bildete sich in einem Probekörper ein Haarriss, wobei die Schraube intakt blieb. Weiterhin ist ein Probekörper quer gebrochen und eine Schraubenspitze wurde platt gedreht. Bei zwei weiteren Proben entstanden Haarrisse und bei einem Probekörper hat sich Kunststoff herausgedrückt.

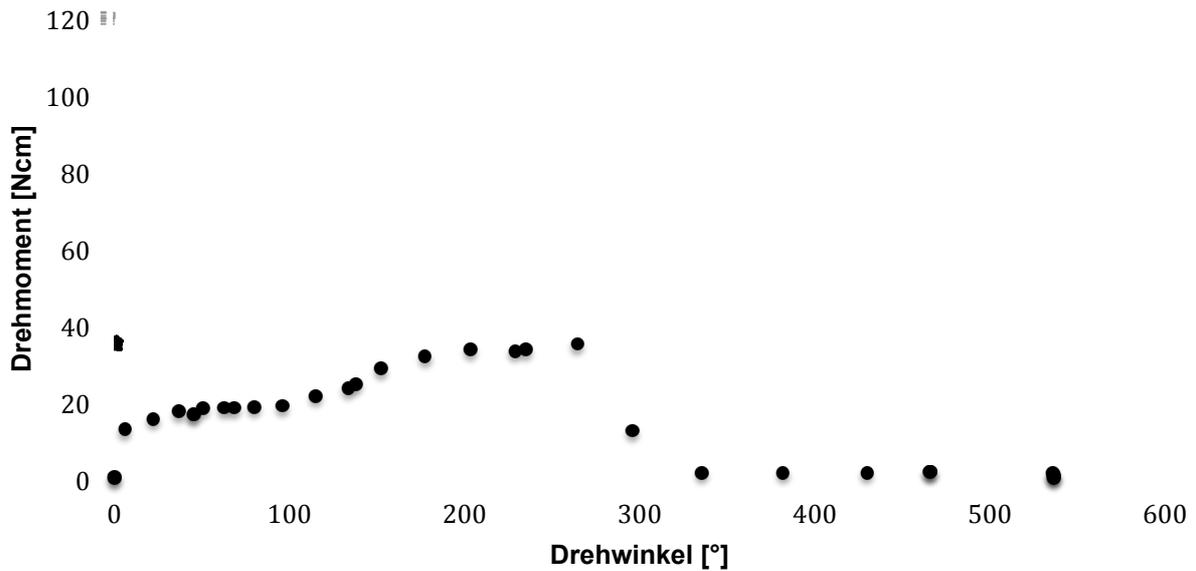


Abb 29: Vector-TAS™-Schraube (1,4 mm x 8 mm) die bei 12,9 Ncm beginnt zu fließen und bei 35,3 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.12 tomas® Pin T: 1,6 mm x 8 mm

Bei der tomas®-Schraube mit einem Durchmesser von 1,6 mm und einer Länge von 8 mm wurden 6 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 46,1 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 274 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 44,1 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 58,7 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 2,0 Ncm (4 %).

Die tomas® Schraube hat bei einem Mittelwert von 11,6 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 18 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 3,0 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 31,2 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 10,1 Ncm (87 %). Abb. 30 zeigt eine typische Kurve für eine tomas® 1,6 mm x 8 mm-Schraube. Bei einem Probekörper entstand ein Haarriss und bei einem anderen hat sich im Bereich des transgingivalen Anteils Kunststoff herausgepresst in Kombination mit einer plattgedrückten Schraubenspitze.

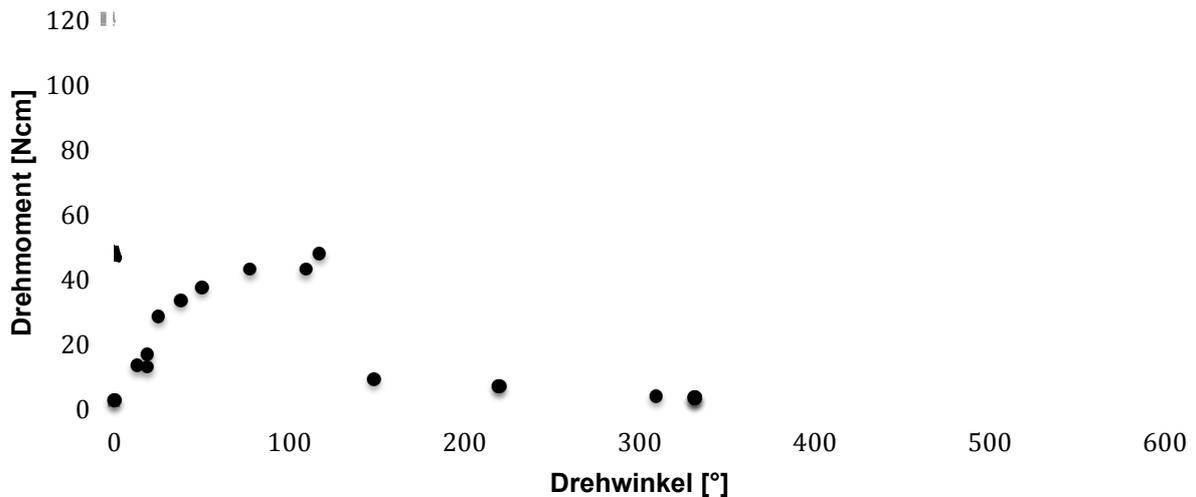


Abb. 30: tomas<sup>®</sup>-Schraube (1,6 mm x 8 mm) die bei 12,9 Ncm beginnt zu fließen und bei 47,4 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.13 Unitek<sup>™</sup> Temporary Anchorage Device (TAD) U: 1,8 mm x 8 mm

Bei der Unitek<sup>™</sup>-Schraube mit einem Durchmesser von 1,8 mm und einer Länge von 8 mm wurden 10 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 83,6 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 938 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 64,7 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 96,4 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 9,8 Ncm (12 %).

Die Unitek<sup>™</sup>-Schraube hat bei einem Mittelwert von 15,3 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 18°. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 10,4 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 23,5 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 3,5 Ncm (23 %). Abb. 31 zeigt eine typische Kurve für eine Unitek<sup>™</sup> 1,8 mm x 8 mm-Schraube. Acht der Schraubenspitzen wurden platt gedrückt, zwei der Probekörper sind gebrochen, wobei die Schrauben intakt geblieben sind und bei einem ist der Schraubenkopf mit der Schraube verbunden geblieben.

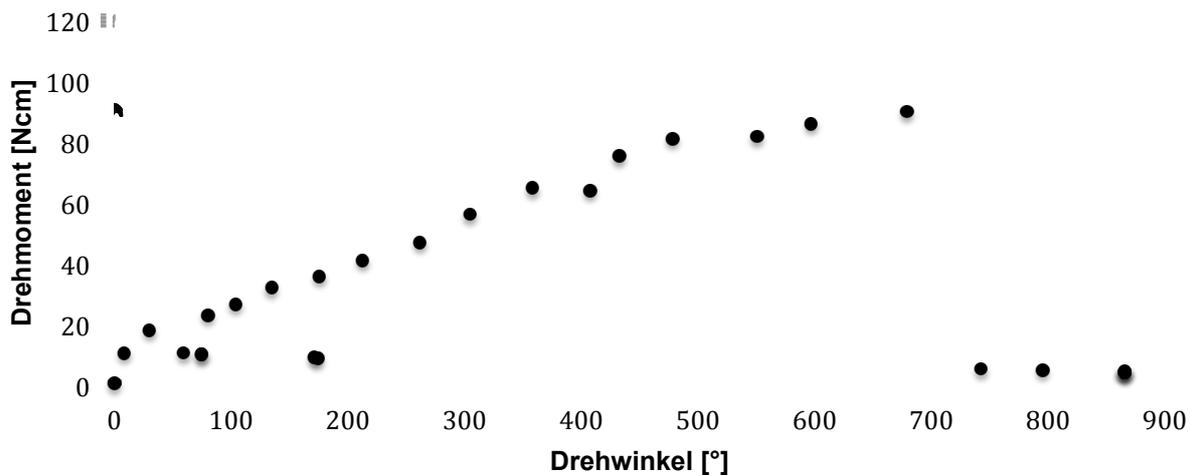


Abb. 31: Unitek™-Schraube (1,8 mm x 8 mm) die bei 10,4 Ncm beginnt zu fließen und bei 90,1 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.14 LOMAS „Dummy“ D-A: 1,5 mm x 9 mm

Bei der LOMAS „Dummy“-Schraube mit einem Durchmesser von 1,5 mm und einer Länge von 9 mm wurden 7 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 32,3 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 316 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 24,5 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 38,9 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 4,6 Ncm (14 %).

Die LOMAS „Dummy“ 1,5 mm x 9 mm - Schraube hat bei einem Mittelwert von 15,5 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 14 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 10,3 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 26,2 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 5,6 Ncm (36 %). Abb. 32 zeigt eine typische Kurve für eine LOMAS „Dummy“ 1,5 mm x 9 mm Schraube. Bei einem Probekörper hat sich Kunststoff herausgedrückt, verbunden mit einem Haarriss in der Kunststoffeinfassung.

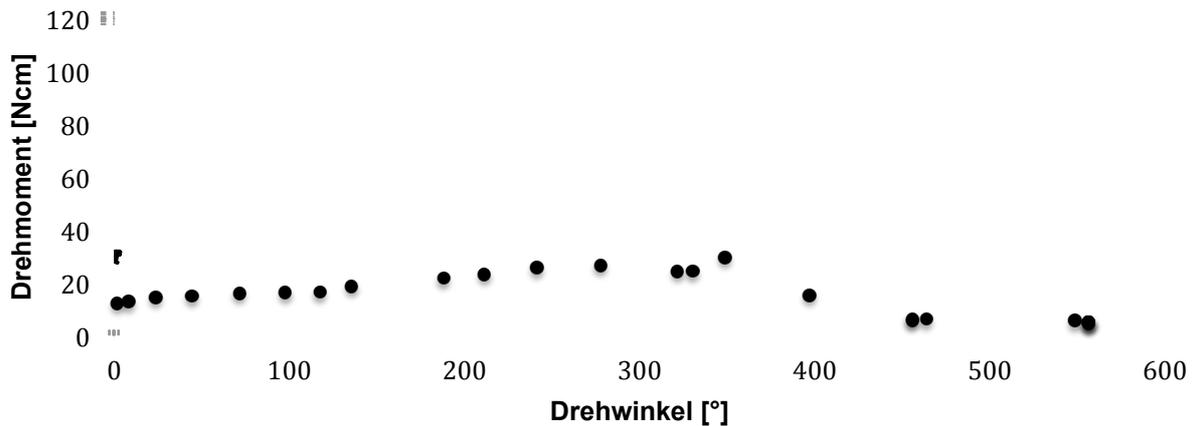


Abb. 32: LOMAS „Dummy“ Schraube (1,5 mm x 9 mm) die bei 12,7 Ncm beginnt zu fließen und bei 29,6 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.15 LOMAS „Dummy“ D-B: 2,0 mm x 9 mm

Bei der LOMAS „Dummy“-Schraube mit einem Durchmesser von 2,0 mm und einer Länge von 9 mm wurden 10 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 78,2 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 332 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 59,5 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 100,8 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 14,8 Ncm (19 %).

Diese LOMAS „Dummy“ 2,0 mm x 9 mm-Schraube hat bei einem Mittelwert von 20,7 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 19 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 4,8 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 45,6 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 11,7 Ncm (57 %). Abb. 33 zeigt eine typische Kurve für eine LOMAS „Dummy“ 2,0 mm x 9 mm Schraube. Zwei der Probekörper sind beim Abdrehen gebrochen und bei zwei weiteren entstanden jeweils ein Haarriss, wobei der Schraubenkopf nicht abbrach. Bei einem weiteren Probekörper hat sich der Kunststoff herausgepreßt und ein Haarriss trat im Kunststoff auf.

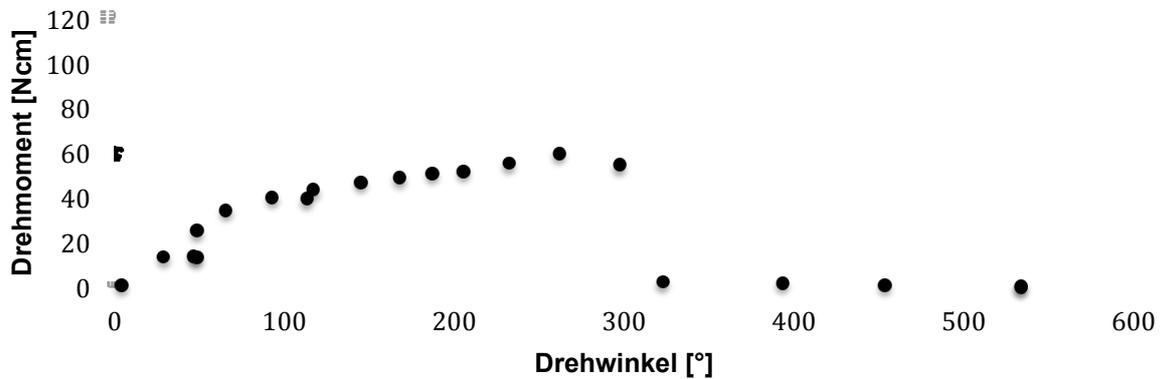


Abb. 33: LOMAS „Dummy“ Schraube (2 mm x 9 mm) die bei 13,3 Ncm beginnt zu fließen und bei 59,5 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.16 Dual-Top™ Anchor-Systems B: 1,6 mm x 8 mm

Bei der Dual-Top™-Schraube mit einem Durchmesser von 1,6 mm und einer Länge von 8 mm wurden 10 Proben auf das Abdrehverhalten untersucht. Die Schrauben sind bei einem Mittelwert von 55,7 Ncm gebrochen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag bei 300 °. Dabei lag die niedrigste Bruchgrenze bei 35,5 Ncm und die höchste Bruchgrenze bei 78,4 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 13,3 Ncm (24 %).

Die Dual-Top™ 1,6 mm x 8 mm-Schraube hat bei einem Mittelwert von 20,8 Ncm begonnen zu fließen. Der durchschnittliche Drehwinkel lag hier bei 30 °. Die niedrigste Fließgrenze lag bei 8,6 Ncm und die höchste Fließgrenze bei 34,1 Ncm. Die Standardabweichung lag bei 7,8 Ncm (38 %). Abb. 34 zeigt eine typische Kurve für eine Dual-Top™ 1,6 mm x 8 mm Schraube. Zwei der Probekörper sind gebrochen, wobei die Schrauben intakt geblieben sind. Bei drei anderen Probekörper sind Haarrisse entstanden.

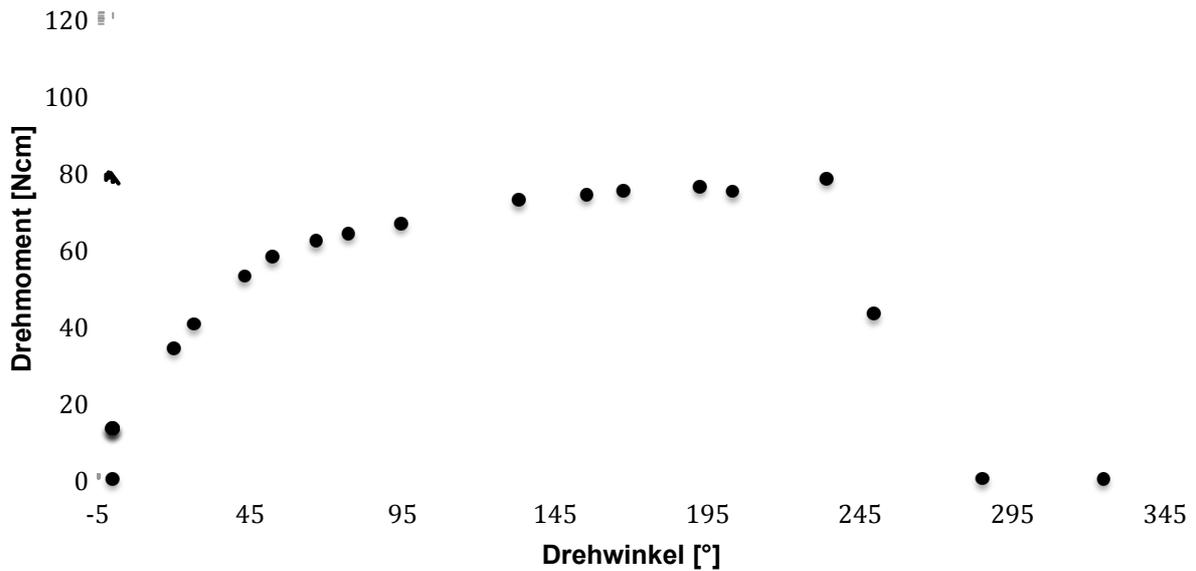


Abb. 34: Dual-Top™ Schraube (1,6 mm x 8 mm) bei 34,1 Ncm beginnt zu fließen und bei 78,4 Ncm seine Bruchgrenze erreicht hat

#### 4.17 Darstellung von Bruchdrehmomenten und Fließdrehmomenten

Eine Zusammenfassung der Bruchdrehmomente aller Schrauben ist in Abb. 35 dargestellt. Dabei werden Maximal- und Minimalbruchdrehmomente sowie der Mittelwert grafisch dargestellt. Der Mittelwert ist mit den Standardabweichungen versehen.

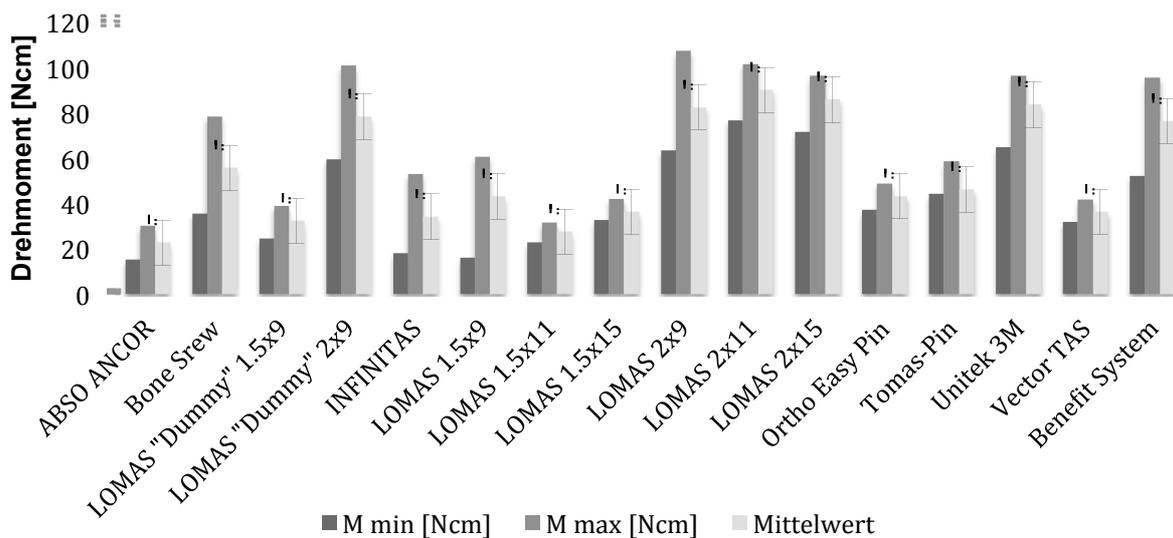


Abb. 35: Vergleich der Bruchdrehmomente aller untersuchten Schrauben dar. Es sind das Minimal-, Maximaldrehmoment sowie der Mittelwert mit Standardabweichung dargestellt

Die Zusammenfassung der Fliebsdrehmomente stellt Abb. 36 dar. Hier sind die Mittelwerte mit Fehlerindikator aller untersuchten Schrauben dargestellt. Es ist zu erkennen, dass es Unterschiede in den Fliebsdrehmomenten gibt. Das niedrigste Fliebsdrehmoment liegt bei Vector TAS™ mit 11,5 Ncm und das höchste Fliebsdrehmoment liegt bei LOMAS 2,0 mm x 9 mm mit 31,2 Ncm.

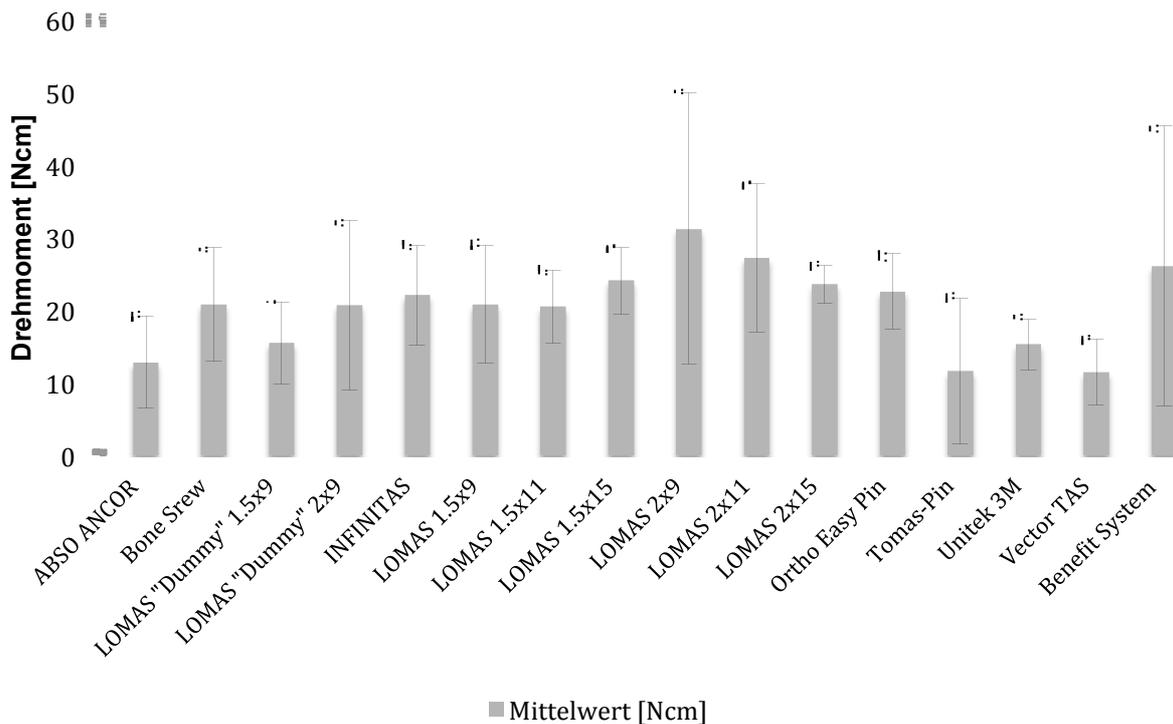


Abb. 36: Mittelwert der Fliebsdrehmomente aller Schrauben mit deren Standardabweichungen

#### 4.18 Vergleich von Schraubenlänge und Bruchdrehmoment

Bei den untersuchten Schrauben gab es Längenunterschiede von 8 mm bis 15 mm, die sich wie folgt aufteilten: Sechs Schrauben waren 8 mm lang, sechs waren 9 mm lang, zwei waren 11 mm lang und zwei waren 15 mm lang. Abb. 37 zeigt, die Aufschlüsselung dieser unterschiedlichen Längen in Korrelation zu deren Bruchdrehmoment. Es sind die jeweiligen Mittelwerte jeder Schraube eingetragen.

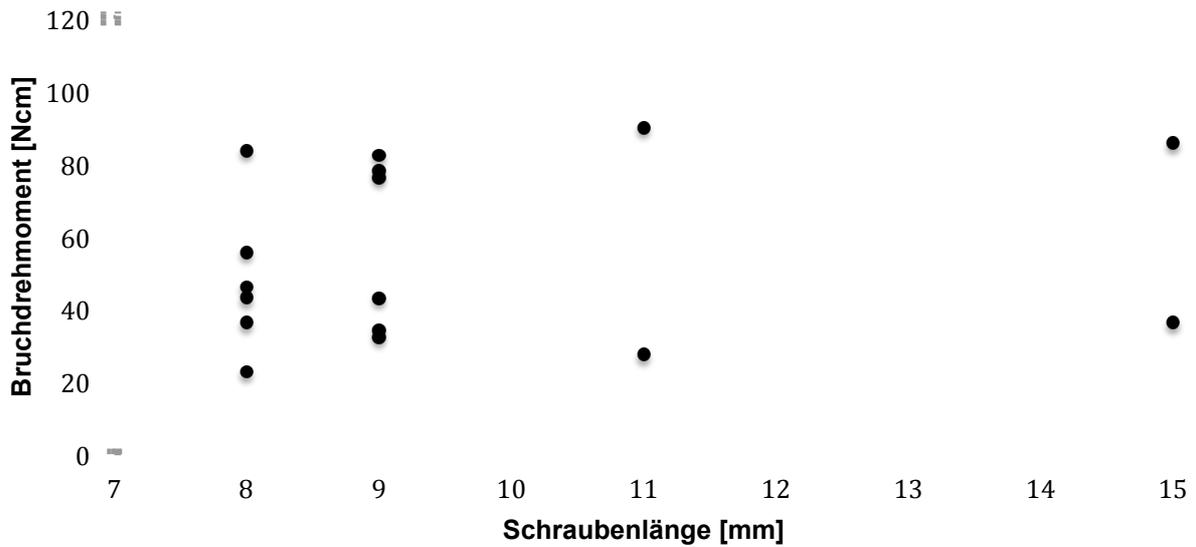


Abb. 37: Zusammenhang von Schraubenlänge und Bruchdrehmoment. Sowohl kurze als auch lange Schrauben können hohe Bruchdrehmomente erreichen

#### 4.19 Vergleich von Schraubendurchmesser und Bruchdrehmoment

Eine Schraube hatte einen Durchmesser von 1,4 mm, fünf Schrauben hatten einen Durchmesser 1,5 mm, drei hatten einen Durchmesser von 1,6 mm, eine Schraube war jeweils 1,7 mm und 1,8 mm dick und fünf Schrauben hatten einen Durchmesser von 2,0 mm. Abb. 38 zeigt die Korrelation zwischen den Durchmessern und deren Bruchdrehmomenten.

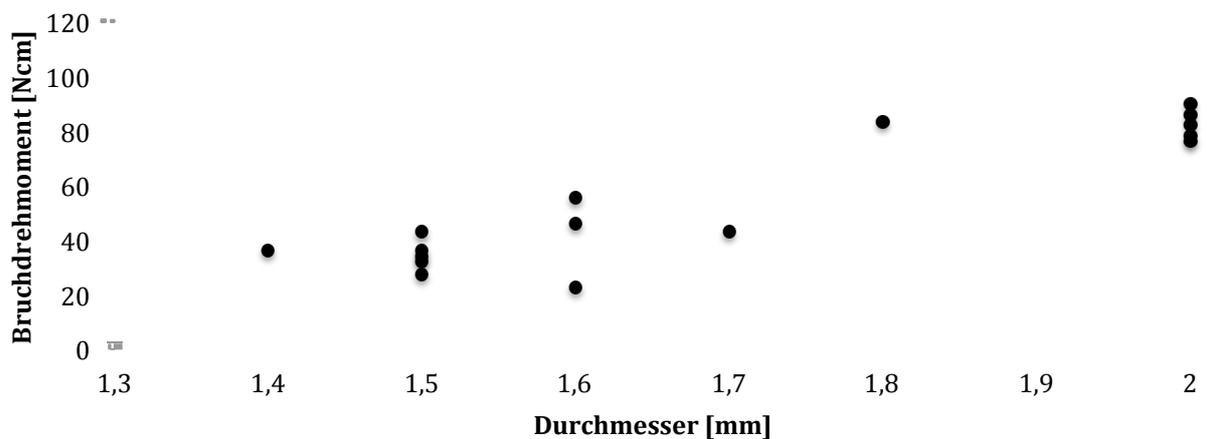


Abb. 38: Zusammenhang von Schraubendurchmesser und Bruchdrehmoment. Es lässt sich eine Tendenz erkennen, dass mit zunehmendem Durchmesser, das Bruchdrehmoment ansteigt

#### 4.20 Fotografische Darstellung

Ausser Frakturen wurden Haarrissbildung oder Brüche der Probekörper (Kunststoffeinfbettung) beobachtet. Ebenso hat sich Kunststoff am transgingivalen Anteil beim Eindrehen herausgedrückt. Auch gab es Fälle, wo die Schraubenspitze platt gedrückt wurde. Alle Bruchflächen wurden unter dem Lichtmikroskop fotografisch festgehalten. Abbildungen 39a-b und 40a-d zeigen eine Zusammenfassung der Ereignisse.

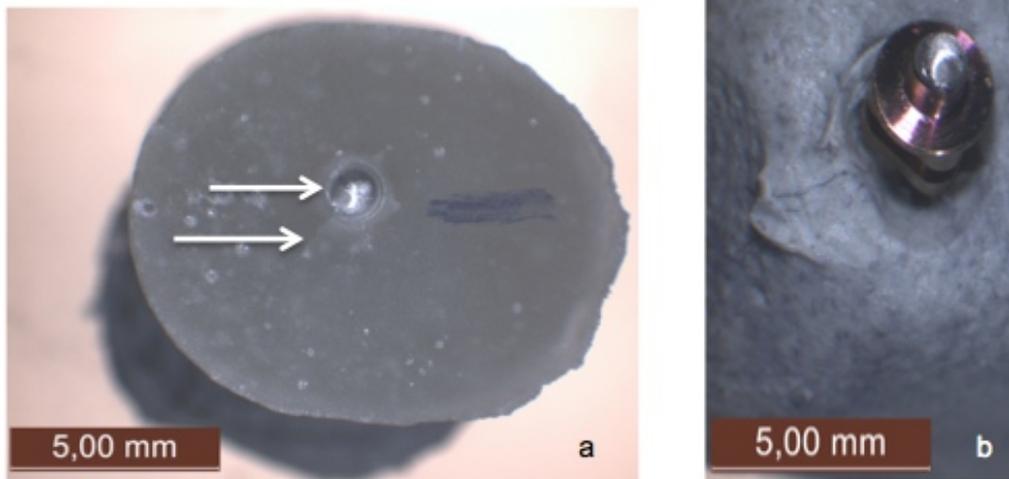


Abb. 39: a) Haarriss und Bruchfläche des Schraubenschaftes (Pfeil), b) zugehörige Bruchfläche des Schraubenkopfes bei gleicher Vergrößerung von unten aufgenommen. Es lässt sich erkennen, dass zum ersten Gewindegang die Schraube frakturiert ist. Als Beispiel wird hier eine Vector-TAS™ 1,4 mm x 8 mm Schraube gezeigt.

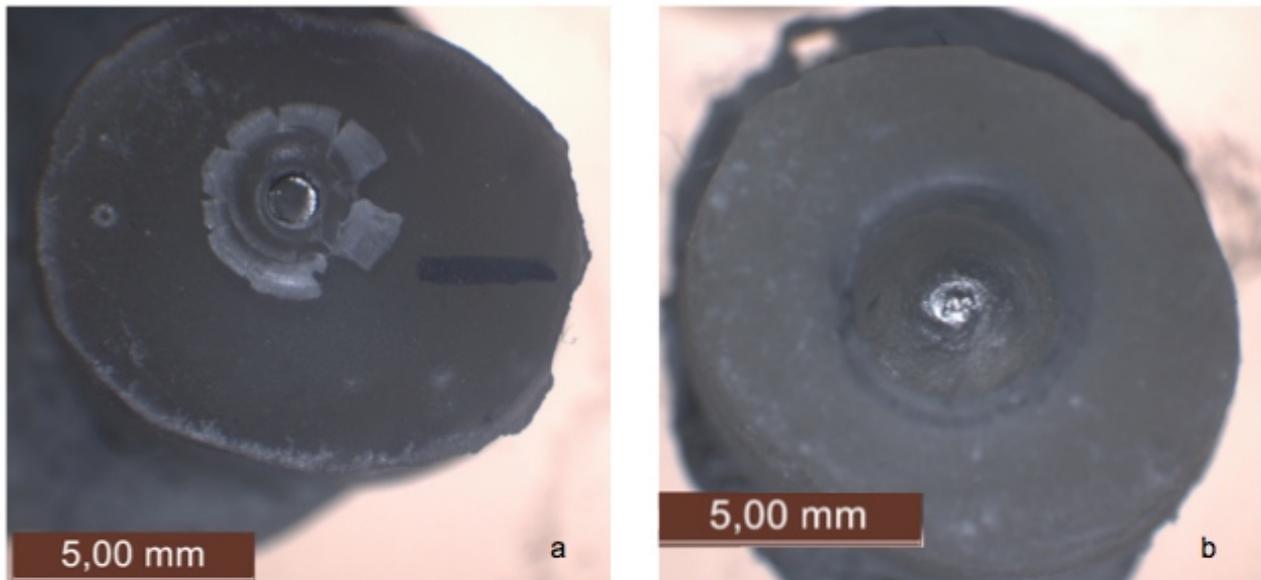


Abb. 40: a) Kunststoff wurde nach Abdrehen einer Minischraube aus dem Probekörper herausgedrückt. Als Beispiel wurde LOMAS 1,5 mm x 9 mm Schraube genommen. b) Schraubenspitze wurde beim Eindrehen auf der Gegenschraube plattgedrückt. Als Beispiel wurde eine Benefit 2,0 mm x 9 mm Schraube genommen

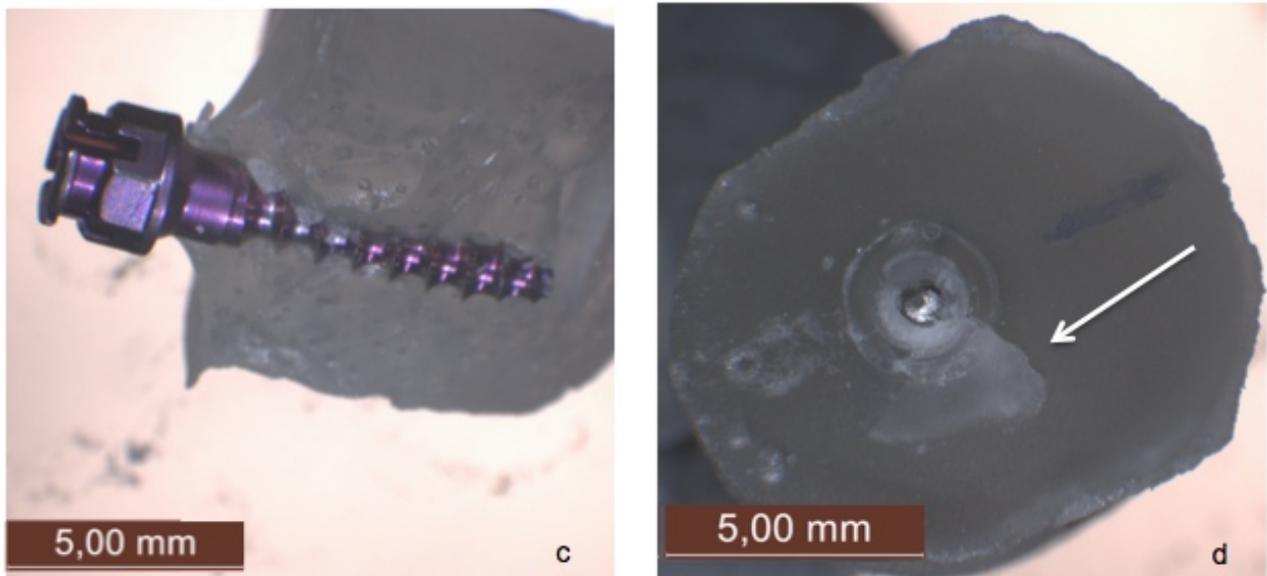


Abb. 40: c) Zustand eines gebrochenen Probekörpers nach Eindrehen der Minischraube. Als Beispiel wurde eine OrthoEasy® Pin Schraube 1,7 mm x 8 mm genommen d) Haariss im Kunststoff (Pfeil) ausgehend von der Bruchfläche der Minischraube. Als Beispiel wurde eine Infinitas™ 1,5 mm x 9 mm genommen

#### 4.21 Signifikanzen

Die gewonnenen Daten wurden mittels gepaarter t-Tests auf ihre Signifikanz überprüft. Die folgenden Tabellen (Tab. 2 und Tab. 3) geben für Fließdrehmoment und Bruchdrehmoment an, welche Werte statistisch signifikant unterschiedlich sind. P-Wert für Signifikanzschwelle wurde zu 0,05 gewählt.

Tab. 2: Übersicht aller Signifikanzniveaus für das ermittelte Fließdrehmoment je Schraubentyp. Mit \* gekennzeichnete Felder zeigen Ergebnisse, die zum gewählten Niveau signifikant sind

Minischraube	AbsoAnchor® 1,6x8	Dual-Top 1,6x8	LOMAS "Dummy" 1,5x9	LOMAS "Dummy" 2x9	INFINITAS 1,5x9	LOMAS 1,5x9	LOMAS 1,5x11	LOMAS 1,5x15	LOMAS 2x9	LOMAS 2x11	LOMAS 2x15	Ortho Easy Pin 1,7x8	tomas® 1,6x8	TAD 1,8x8	Vector TAS 1,4x8	Benefit System 2,0x9	OrthoLox 1,6x8
Mittelwert [Ncm]		12,7	20,8	15,5	19,5	22,1	20,8	20,5	24,1	22,4	27,2	23,6	22,6	13,7	15,3	11,5	27,3
Stabw		6,0	7,8	5,6	10,7	6,9	8,1	5,0	4,6	17,6	10,3	2,6	5,2	10,8	3,5	4,2	17,8
#Prüfkörper		10	10	7	10	10	10	5	5	10	5	5	5	6	10	10	10

Signifikanzniveau: 0,01

\* = signifikant zum obigen Niveau

	AbsoAnchor® 1,6x8	Dual-Top 1,6x8	LOMAS "Dummy" 1,5x9	LOMAS "Dummy" 2x9	INFINITAS 1,5x9	LOMAS 1,5x9	LOMAS 1,5x11	LOMAS 1,5x15	LOMAS 2x9	LOMAS 2x11	LOMAS 2x15	Ortho Easy Pin 1,7x8	tomas® 1,6x8	TAD 1,8x8	Vector TAS 1,4x8	Benefit System 2,0x9
AbsoAnchor® 1,6x8					*		*	*		*	*	*				
Dual-Top OrthoLox 1,6x8																*
LOMAS "Dummy" 1,5x9												*				
LOMAS "Dummy" 2x9																
INFINITAS 1,5x9																*
LOMAS 1,5x9																*
LOMAS 1,5x11																*
LOMAS 1,5x15														*		*
LOMAS 2x9																*
LOMAS 2x11																*
LOMAS 2x15																*
Ortho Easy Pin 1,7x8																*
tomas® 1,6x8																*
TAD 1,8x8																*
Vector TAS 1,4x8																*
Benefit System 2,0x9																*

Tab. 3: Übersicht aller Signifikanzniveaus für das ermittelte Bruchdrehmoment je Schraubentyp. Mit \* gekennzeichnete Felder zeigen Ergebnisse, die zum gewählten Niveau signifikant sind

	AbsoAnchor® 1,6x8	Dual-Top 1,6x8	LOMAS "Dummy" 1,5x9	LOMAS "Dummy" 2x9	INFINITAS 1,5x9	LOMAS 1,5x9	LOMAS 1,5x11	LOMAS 1,5x15	LOMAS 2x9	LOMAS 2x11	LOMAS 2x15	Ortho Easy Pin 1,7x8	tomas® 1,6x8	TAD 1,8x8	Vector TAS 1,4x8	Benefit System 2,0x9	OrthoLox 1,6 x 8
Minischraube	21,9	55,7	32,3	78,8	31,0	43,0	27,5	36,2	83,4	90,0	85,8	43,2	47,9	83,6	34,4	77,4	48,9
Mittelwert	6,4	13,4	4,6	13,3	7,9	12,8	3,8	4,1	13,5	11,8	9,2	4,5	5,1	9,8	6,5	12,8	0,8
#Prüfkörper	10	10	7	10	10	10	5	5	10	5	5	5	6	10	10	10	

Signifikanzniveau: 0,01

\* = signifikant zum obigen Niveau

	AbsoAnchor® 1,6x8	Dual-Top 1,6x8	LOMAS "Dummy" 1,5x9	LOMAS "Dummy" 2x9	INFINITAS 1,5x9	LOMAS 1,5x9	LOMAS 1,5x11	LOMAS 1,5x15	LOMAS 2x9	LOMAS 2x11	LOMAS 2x15	Ortho Easy Pin 1,7x8	tomas® 1,6x8	TAD 1,8x8	Vector TAS 1,4x8	Benefit System 2,0x9	
AbsoAnchor® 1,6x8		*	*	*		*		*	*	*	*	*	*	*	*	*	
Dual-Top 1,6x8			*	*	*		*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	
LOMAS "Dummy" 1,5x9				*				*	*	*	*	*	*	*	*	*	
LOMAS "Dummy" 2x9					*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	
INFINITAS 1,5x9						*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	
LOMAS 1,5x9							*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	
LOMAS 1,5x11								*	*	*	*	*	*	*	*	*	
LOMAS 1,5x15									*	*	*	*	*	*	*	*	
LOMAS 2x9										*	*	*	*	*	*	*	
LOMAS 2x11											*	*	*	*	*	*	
LOMAS 2x15												*	*	*	*	*	
Ortho Easy Pin 1,7x8													*	*	*	*	
tomas® 1,6x8														*	*	*	
TAD 1,8x8															*	*	
Vector TAS 1,4x8																*	
Benefit System 2,0x9																	*

## 5. Diskussion

### 5.1 Diskussion der Fragestellung

Temporäre skelettale Verankerungselemente haben in den letzten Jahren verstärktes Interesse erweckt. Allerdings sollten auch die Nebenwirkungen und Gefahren nicht unberücksichtigt bleiben. Ziel dieser Arbeit war es herauszufinden, ab welchen Belastungsverhältnissen kieferorthopädische Minischrauben beim Abdrehen frakturieren. Der Hintergrund dieser Fragestellung liegt darin, dass es zu Osseointegration kommen kann, da die Schrauben zum Teil länger im Knochen verweilen als vorgesehen (Chaddad et al., 2008; Wehrbein und Göllner, 2007). Denn nicht nur beim Eindrehen in den Knochen kommt es zu einem Anstieg der Scherspannung auf das Material, sondern auch beim Ausdrehen. Die Spannung beim Ausdrehen ist abhängig vom Grad der Osseointegration. Nicht nur dem Schraubenmaterial muss hier Aufmerksamkeit gewidmet werden, sondern auch dem umliegenden Knochen. Dieser ist ebenso betroffen, weil dort indirekt Spannungen und Verzerrungen entstehen können, die sich von Mikrorissen bis Makrorissen darstellen können. Diese Situation kann durchaus zu einer Überraschung sowohl für den Behandler, als auch für den Patienten führen, die berücksichtigt werden sollte.

### 5.2 Diskussion des Materials

Zum Einbetten der Minischrauben wurde ein Polymer verwendet. Dies ist ein durchaus gebräuchlicher Ansatz, den unter anderem auch Wilmes et al. (2011b) und Jolley und Chung (2007) in ihren Minischraubenstudien verwendeten. Es sind keine negativen Erfahrungen dieses Ansatzes beschrieben worden. Bei dem in dieser Studie verwendeten Kunststoff handelte es sich um Technovit 4004 mit einem knochenähnlichen E-Modul von 2,3 GPa. Nach Stahl et al. (2009) weist Kortikalis einen E-Modul von 20 GPa und Spongiosa einen E-Modul von 0,1 bis 1,0 GPa auf. Bei der Polymerisation dieses Kunststoffes entsteht eine exotherme Reaktion. Während dieser Wärmeentwicklung können sich im Kunststoff leichte Luftblasen bilden. Dadurch haben die Schrauben keine vollständige Kontaktfläche zum Kunststoff. Beim menschlichen Knochen ist aufgrund der trabekulären spongiösen Strukturen ähnliches zu finden. Da allerdings die Blasenbildungen mal mehr und einmal weniger stark ausgeprägt ist, bedeutet dies auch, dass

die Schrauben unterschiedlich stark mit dem Kunststoff verbunden sind. Auch wenn der Kunststoff Technovit 4004 menschlichem Knochen nur ähnelt, besteht er jedoch aus einer homogenen Struktur, was bezüglich des Materials eine reproduzierbare und vergleichbare Durchführung ermöglicht. Wie hoch letztendlich die Kontaktfläche zwischen Schraube und Kunststoff gewesen ist, war für unsere Studie nicht relevant, da unsere Fragestellung sich mit dem Abdrehverhalten kieferorthopädischer Minischrauben befasst hat. Mit einem Micro-CT bzw. mit der Finite-Elemente-Methode könnte dies jedoch ermittelt werden.

Die verwendeten Minischrauben bestanden ausnahmslos aus Titanlegierungen (Grad 5). Anders als in der dentalen Implantologie sind diese Schrauben maschinengepoliert und nicht mit einer rauen Oberfläche versehen, um eine Osseointegration zu vermeiden (Melson und Verna, 2005; Papadopoulos und Tarawneh, 2007). Reintitan wird nicht mehr auf dem Markt angeboten, aufgrund der Frakturanfälligkeit (Lietz, 2008). Hinsichtlich der Materialeigenschaften schlagen Carano et al. (2005) und Lietz (2008) jedoch vor statt Titanlegierungen Stahl als Schraubenmaterial zu verwenden. Sie begründen dies mit einem geringeren Frakturrisiko, da Stahl einem höheren Drehmoment standhält. Die vorliegende Studie konnte jedoch zeigen, dass auch Titanlegierungen bereits die vorgegebene DIN-Norm von 20 Ncm hinsichtlich Drehmomenten erfüllt und teilweise sogar deutlich übersteigt. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass um den Drehmomentvorteil von Stahl gegenüber Titanlegierungen zu erreichen, Kräfte appliziert werden müssten, die mittelbar zu einer höheren Verlustrate führen würden. So kam es teilweise zur Haarrissbildung oder zum Bruch des Kunststoffs. Genau dies beobachtete auch Frost (2004) in einer Untersuchung zu Belastungsreaktionen natürlicher Kortikalis. Er konnte ab einer Knochendehnung von über 1500 Microstrain bereits Mikrorisse und Mikrorisse feststellen. Dies in Kombination mit der von Lietz (2008) beschriebenen fehlenden Osseointegrationsfähigkeit von Stahl stellt eine mittelfristige Stabilität von Stahlschrauben in Frage.

Während Frost (2004) diese Reaktionen allein durch verschiedene maximale Kraftgrößen provoziert hat, kann in der vorliegenden Studie nicht ein möglicher Einfluss durch die Positionierung der Minischraube ausgeschlossen werden. Diese war nicht immer

absolut senkrecht zur Längsachse, wodurch teilweise minimales Spiel zwischen Schraubenkopf und Klinge entstand. Dadurch entstehen sowohl auf das Schraubenmaterial als auch dem Prüfkörper (Kunststoff) extraaxiale Kräfte, was zum schnelleren Bruch beider Strukturen führen kann (Reicheneder et al., 2008).

### 5.3 Diskussion des Versuchsaufbaus

Mit dem verwendeten Versuchsaufbau sollte die klinische Situation einer Minischraubenfraktur durch Abdrehen bei bestehender Osseointegration labortechnisch nachgebildet werden. Es handelt sich jedoch um einen experimentellen Aufbau, der nur teilweise auf die klinische Situation übertragen werden kann. So konnten durch das stählerne Widerlager, die stabile Führung und die direkte Kraftapplikation auf den Schraubenkopf Kraftgrößen erreicht werden, die am Patienten so nicht möglich sind. Dies ist zum Beispiel in Form von einzelnen plastisch verformten Schraubenspitzen veranschaulicht.

Die stabile Führung sollte, ähnlich der von Lima et al. (2011) entwickelten Kapsel, das Auftreten von lateralen Kräften eigentlich verhindern. Reicheneder et al. (2008) hatten nämlich Kippungen und Flexionen als das Bruchrisiko erhöhende Faktoren identifiziert (Reicheneder et al., 2008). Dennoch konnten diese in einzelnen Fällen durch minimales Spiel zwischen Schraubenlängsachse im Kunststofflager und Klinge beobachtet werden. Da die ursprünglich angestrebte Stabilität der Führung jedoch klinisch ohnehin nicht auftritt, ist dieser Kritikpunkt vor dem Hintergrund der klinischen Relevanz zu vernachlässigen.

Das Abdrehen aller Minischrauben wurde per Hand durchgeführt. Das heißt, man konnte eine Drehung von maximal  $180^\circ$  erreichen. Wenn die Schraube bis zum Ende eines solchen Rotationsintervalls noch nicht frakturiert war, musste entsprechend wieder neu gefasst und weitergedreht werden. Nach Umgreifen kam es dabei bei einzelnen Probekörpern zu initialem Drehmomentabfall zwischen Schraube und Kunststoff, was beispielsweise in Abb. 41 veranschaulicht wird.

Durch das Drehen der Schrauben per Hand wurde jede Schraube nie mit der exakt gleichen Geschwindigkeit abgedreht. Beim klinischen Einsatz treten auch Unterschiede bezüglich der Umdrehungsgeschwindigkeiten und des Anpressdruckes auf, wenn per Handdreher inseriert wird. Jede Durchführung kann somit nicht exakt reproduziert werden, was dem klinischen Einsatz am Patienten ähnelt.

Um Schraubenfrakturen durch unkontrollierte Applikation exzessiver Kräfte zu minimieren, ist das Benutzen von drehmomentgesteuerten Einbringhilfen oder Ratschen zu empfehlen, die von einigen Herstellern angeboten werden und sowohl auf Rechts- als auch Linkslauf geschaltet werden können. Gegenüber regulären Klingen, die oftmals Schraubendrehern ähneln, kann hier oftmals nur mit den Fingerspitzen das Instrument geführt werden. Dadurch soll zudem eine irrtümliche und weniger feinfühligere Rotation aus dem Arm verhindert werden. Hinsichtlich der Drehmomentbegrenzung verlässlicher, sind chirurgische Einheiten mit elektronischem Torquemesser, bei denen jedoch Restriktionen hinsichtlich der Drehmomentkontrolle im Linkslauf bestehen (Paul et al., 2013). Hier muss zudem das Instrument lediglich gehalten werden, während das Gerät die Rotation ausführt. Ist hier die eingestellte Drehmomentgrenze erreicht, stoppt der Motor automatisch. Da die vorliegende Studie der Erforschung materialeseitiger Grenzen diente, sind diese vermeintlichen Nachteile der verwendeten Klingen bei der gegebenen stabilen Führung eher notwendige Voraussetzungen, den Materialbruch zu ermöglichen. Nach dem oben Dargestellten ist der Versuchsaufbau vor dem Hintergrund der Erforschung der reinen werkstofflichen Grenzen gerechtfertigt. Nur so konnten die Schrauben tatsächlich bis zu ihrer Grenzen belastet werden.

#### 5.4 Diskussion der Ergebnisse

Durch den mit dem An- und Absetzen beim Abdrehen durch Umgreifen verbundenen Drehmomentabfall ist der vereinzelt zickzackförmige Verlauf im Drehmoment-Drehwinkel-Diagramm zu erklären. In keinem der beobachteten Fälle wurde die Steigung des Gesamtkurvenverlaufs dadurch beeinträchtigt. Lediglich ist durch das Verrutschen eine Niveauabflachung entstanden, da der Drehwinkel verändert wurde. Dies

zeigt die Kurve in Abb. 23 sehr schön. Ebenfalls korreliert in keinem Fall eine Stelle von Drehmomentabfall unmittel- oder mittelbar mit einer Bruchstelle.

Alle 16 Schraubentypen haben das in der DIN-Norm vorgegebene Mindestdrehmoment von 20 Ncm erreicht, bevor es zum Bruch kam. Die Unterschiede waren hier groß, zwischen 22,7 Ncm (Abso-Ancor 1,6 mm x 8 mm) und 90,0 Ncm (LOMAS 2,0 mm x 11 mm). Laut Literaturangaben schwanken die Drehmomentwerte beim Entfernen von Minischrauben zwischen 11 und 22,6 Ncm (Chen et al., 2006; Kim et al., 2008; Suzuki und Suzuki, 2011). Demgegenüber konnten bei osseointegrierten Miniimplantaten bei der manuellen Entfernung Drehmomente von  $67,9 \pm 12,5$  Ncm gemessen werden (Favero et al., 2007). Konische Miniimplantate zeigen ein höheres maximales Ausdrehmoment auf, als zylindrische (Pithon et al., 2011).

In der vorliegenden Arbeit sind 16 verschiedene Minischrauben unterschiedlicher Dimensionen untersucht worden. Dabei haben sich sowohl die Durchmesser als auch Längen deutlich voneinander unterschieden. Die dünnsten Minischrauben betragen 1,4 mm im Durchmesser (Vector TAS<sup>TM</sup> 1,4 mm x 8 mm, Ormco Europe, Niederlande) und die dicksten Schrauben betragen 2,0 mm (LOMAS PSM Medical Solution, Deutschland 2,0 x 9 mm; 2,0 mm x 11 mm und 2,0 mm x 15 mm; Benefit System 2,0 mm x 9 mm). Die dünnste Schraube hatte aber mit 36,2 Ncm nicht die niedrigste Bruchgrenze, sondern dies war die AbsoAnchor<sup>®</sup>-Schraube (1,6 mm x 8 mm) mit 22,6 Ncm. Es lässt sich nicht eindeutig feststellen, dass mit steigendem Durchmesser die Bruchgrenze steigt. Zum Vergleich stehen hier beispielsweise Vector TAS<sup>TM</sup> (1,4 mm x 8 mm) mit 36,2 Ncm und AbsoAnchor<sup>®</sup> (1,6 mm x 8 mm) mit 22,6 Ncm. Wie in der Studie von Walter et al. (2013) haben auch das Gewindedesign, wie z.B. der Gewindeschneidewinkel, und die Konizität Einfluss auf das Frakturverhalten der Minischrauben. Auch dieses wird von den Herstellern nicht angegeben, würde aber dem Kliniker Zusatzinformationen liefern bezüglich der biomechanischen Eigenschaften der Minischrauben. Für den Kliniker sind hohe Ausdrehmomente der Schrauben vorteilhaft, um frühzeitige Schraubenfrakturen am Patienten zu verhindern. Allerdings muss auch beachtet werden, dass zu hohe Drehmomente zu hohen Spannungen im umliegenden Knochen führen, wie in der

Studie von Stahl et al. (2009) bereits in einer FE-Simulation gezeigt, was nach Frost (2004) zu Brüchen im Knochen führen kann.

Bei Betrachtung der Drehwinkel in Relation zu den unterschiedlichen Bruchdrehmomenten fällt auf, dass es auch hier erhebliche Unterschiede gibt. So betrug der niedrigste Drehwinkel  $133^\circ$  für ein Bruchereignis bei 27,5 Ncm (LOMAS 1,5 mm x 11 mm) und der höchste Drehwinkel  $938^\circ$  für ein Bruchereignis bei 83,6 Ncm (Unitek™ TAD 1,8 mm x 8 mm). Klinisch ist, wie bereits erwähnt, ein relativ hohes Drehmoment wünschenswert, um frühzeitige Frakturen zu verhindern, allerdings sind Drehwinkel, die mehr als  $180^\circ$  betragen, als nicht vorteilhaft zu sehen. Der Grund liegt darin, dass unter Kostanthaltung des Drehmomentes umgegriffen werden müsste. Da teilweise sowieso ein erheblicher Platzmangel im Patientenmund besteht, ist das Umgreifen für Behandler als auch Patient unangenehm. Zusätzlich wurde in unserer Versuchsdurchführung deutlich, dass nicht immer eine absolute Kraftschluss zwischen Klinge und Schraubenkopf bestand. Vor dem Hintergrund, dass klinisch auch eine filigrane schraubendreherähnliche Klinge benutzt wird, welche mit Zeigefinger und Daumen gehalten wird, besteht auch die Gefahr, dass beim Umgreifen die Klinge aus der Hand fallen könnte. Der Mittelwert aller Drehwinkel bei Bruchereignis betrug  $299^\circ$ . Die Abweichungen der einzelnen Werte liegen in den unterschiedlichen E-Moduls.

Die Ergebnisse haben ebenfalls bestätigt, dass sowohl Durchmesser als auch Länge der Schraube einen wesentlichen Einfluss auf die Frakturstabilität haben. So waren alle 1,8 mm starken Schrauben stabiler, als alle mit geringerem Durchmesser und ebenfalls alle 2,0 mm starken Schrauben stabiler, als alle mit geringerem Durchmesser. Dies war unabhängig von der Länge. Bei identischem Durchmesser ist die Länge bei der untersuchten Schraubenauswahl entscheidend.

Dies bestätigt eine aktuelle Studie von Wilmes et al. (2011b). Auch hier gab es signifikante Unterschiede in den Bruchdrehmomenten. Die 41 unterschiedlichen Schrauben sind zwischen 10,9 und 64,9 Ncm gebrochen. Der Durchmesser hatte einen Haupteinfluss auf das Bruchverhalten und die Bruchstelle war ebenfalls zwischen Schraubenkopf und erstem Gewindegang. Wilmes et al. (2011a) folgerten zudem, dass größere Durch-

messer nicht nur zu einem höheren Bruchdrehmoment führen, sondern auch die Primärstabilität erhöhen. Diese Folgerung konnte für Miniimplantate bereits durch Chatzigianni et al. (2011a) nachgewiesen werden. Sie zeigten, dass die Länge und der Durchmesser bei einer Kraftapplikation größer 1 N, einen deutlichen Einfluss auf die Primärstabilität von Minischrauben haben. Da in den Versuchen Kräfte zwischen 0,5 N und 2,5 N mit einer geschlossenen Feder appliziert wurden, lässt sich ein Schwellenwert von 1 N ableiten. Ab diesem Wert zeigen Minischrauben, je länger und je größer sie im Durchmesser sind, eine signifikant höhere Primärstabilität auf. Kleinere Kräfte von 0,5 N machen keinen Unterschied auf die Primärstabilität bezüglich Implantatlänge und Durchmesser. Chatzigianni et al. (2011a, 2011b) haben in ihrem Vergleich zwischen der numerischen und experimentellen Untersuchung keinen signifikanten Unterschied gefunden bezüglich der Daten, die in den FE-Modellen ermittelt wurden. Es konnte gezeigt werden, dass die FE-Simulation eine zuverlässige und präzise Untersuchung ist, verglichen mit den experimentellen Untersuchungen. Sowohl experimentell als auch numerisch konnte gezeigt werden, dass bei einer geringen Kraftapplikation von 0,5 N Implantatlänge und -durchmesser keinen Einfluss auf die Primärstabilität haben. Die Finite-Element-Methode ist eine vielversprechende und verlässliche Alternative zu den in-vitro-Versuchen.

Das Ausmaß der Verzerrungen im Knochen sind sowohl von der aufgebrauchten Belastung als auch von den biomechanischen Eigenschaften des Knochens abhängig (Isidor, 2006). Zu hohe Drehmomente können zu höheren Verlusten führen, weil der Knochen komprimiert wird und es dadurch zu Mikrorissen kommen kann (Wawrzinek et al., 2008). Nach ausführlicher Literaturrecherche in den bekannten Datenbanken konnte keine Studie gefunden werden, die zeigt wie oft Minischrauben im klinischen Einsatz frakturieren.

Lima et al. (2011) berichteten, dass Frakturen, die während der Insertion von Minischrauben auftreten, in der Literatur mit 4 % beschrieben werden. Der Grund hierfür liegt in der Anwendung exzessiver Kräfte und der Unfähigkeit des Implantats, rotierenden Kräften zu widerstehen. Die Erklärung für die niedrigen Frakturnraten mag daran liegen, dass bei den meisten Patienten eine Vorbohrung durchgeführt wird. Büchter et al.

(2005) haben berichtet, dass es bei acht von 200 Miniimplantaten zu Frakturen bei der Insertion im Tierexperiment kam und zu zwei Frakturen beim Herausdrehen. Einige Kliniker berichten von Frakturen beim Herausdrehen am Patienten, besonders wenn reines Titan benutzt worden ist (Wilmes et al., 2011a). Auf Grund dieser Frakturanfälligkeit gibt es heute auf dem Markt keine Minischrauben mehr aus Reintitan, so dass eine Titanlegierung benutzt wird, meist aus Titan Grade 5 (Lietz, 2008).

In der vorliegenden Untersuchung wurde neben dem Drehmoment beim Bruch auch die Fließgrenze näher untersucht, um mögliche Warnsignale vor Fraktur für den Behandler ableiten zu können. Dies ist vor dem Hintergrund, dass Frakturen von Minischrauben eine aufwändige Komplikation darstellen, eine sinnvolle Anforderung. In der vorliegenden Studie sind die Schrauben immer im Bereich des Kopfes, zum Übergang zum ersten Gewindegang gebrochen. Dies wurde in anderen Studien ebenso festgestellt (Wilmes et al., 2006; Wilmes et al., 2011b). Dieser Umstand eröffnet entweder die Möglichkeit, den verbliebenen Schaft als Aufsetzpunkt für einen Trepanbohrer zu nutzen, oder – wie es von Wilmes et al. (2011b) beschrieben wird – das verbliebene Fragment in Situ zu belassen. Wird zur Korrektur zusätzliches chirurgisches Equipment, wie z.B. ein Trepanbohrer verwendet, bedeutet dies einen zusätzlichen Knochenverlust, gesteigerte Unannehmlichkeiten sowie ein Risiko für den Patienten (Jolley und Chung, 2007; Kravitz und Kusnoto, 2007).

Bei zehn Schraubentypen lagen die Fließgrenzen über der vom Hersteller vorgegebenen Mindestbruchgrenze von 20 Ncm, was den Einsatz dieser Schrauben als sicher gelten lässt. Allerdings haben sechs Schraubentypen ihre Fließgrenzen unter den 20 Ncm. Zwischen Fließgrenze und Bruchgrenze liegt ein gemittelter Faktor von 3,4 bei diesen sechs Schrauben. Dies bedeutet, dass ab dem Fließbeginn eine dreifache Steigerung des Fließdrehmomentes erreicht werden kann, bis die Bruchgrenze erreicht wird. Somit sollte die Fließgrenze als mögliche Sicherheitsgrenze betrachtet werden, um dem Kliniker einen möglichen Sicherheitspuffer zu gewähren.

Auch ist in unserem Versuch der Beginn der plastischen Verformung spürbar gewesen. Durch das Abdrehen von etwa 160 Minischrauben konnte durch die Taktilität zwischen unterschiedlichen Drehmomenten unterschieden werden. Dies ist jedoch eine subjektive

Wahrnehmung und somit wissenschaftlich nicht aussagekräftig. Als Vorsichtsmaßnahme wäre es herstellerseits sinnvoll, sowohl Fließdrehmoment als auch Bruchdrehmoment auf der Verpackung anzugeben. Die Fließgrenzen geben das Moment an, bei dem es zu plastischen Veränderungen im Schraubenmaterial kommt. Daher können diese Minischrauben evtl. beim Extrahieren zu früh brechen. Dies ist aber in unserer Studie nicht vorgekommen. Typisch sind für alle Schrauben, dass sie initial einen steilen Anstieg des Drehmoments haben, bei geringer Steigerung des Drehwinkels. Es lässt sich in Abb. 15 erkennen, dass zwischen Probekörper und Probenhalter ein minimaler Spalt zu sehen ist. Dieser Spalt resultiert aus der Isolierungsschicht, die bei der Herstellung der Probekörper in den Probekörperhalter gegeben wurde. Die dünne Schicht Vaseline sollte sicher stellen, dass nach Durchführung des Experiments der Probekörper wieder aus dem Halter entfernt werden konnte, resultierte schließlich aber in einem schmalen Spalt, der bei Überschreiten eines gewissen Drehmoments zu einer Rotation der Probe im Halter führen konnte. Weiterhin ist eine Polymerisationsschrumpfung des Kunststoffes nicht auszuschließen, die auch zu einer zusätzlichen Rotation des Probekörpers führen kann.

Durch diese beiden Effekte kann der lineare Verlauf zu Beginn des Messvorgangs nach überschreiten eines Grenzdrehmoments unkontrolliert in ein geringfügiges Rutschen der Probe im Probenhalter übergehen. Dies überdeckt sich gegebenenfalls weiterhin mit dem Beginn des Fließens des Werkstoffs. In diesem plastischen Bereich nimmt nunmehr das Drehmoment nur noch langsam zu, während der Drehwinkel stark erhöht werden muss.

Nach ausführlicher Literaturrecherche in den bekannten Datenbanken konnten keine weiteren Studien gefunden werden, in denen die Fließgrenzen kieferorthopädischer Minischrauben aus Titan ermittelt wurden. Es lag lediglich eine Studie vor, bei der an Stahlschrauben Fließdrehmomente von 26,5 Ncm für die Schrauben mit 1,5 mm Durchmesser und 48,3 Ncm für solche mit 2,0 mm Durchmesser ermittelt wurden (Francioli et al., 2010).

Suzuki und Suzuki (2011) haben gezeigt, dass es insbesondere bei Gaumenimplantaten zu sehr hohen Torquewerten beim Ein- und Ausdrehen kommt. Dabei konnten sie ein inverses Verhältnis zwischen der Größe von Ein- und Ausdrehmoment feststellen. Beim Eindrehen waren die selbstbohrenden Minischrauben mit 14,5 Ncm höheren Drehmomenten ausgesetzt als die selbstschneidenden mit 9,2 Ncm. Umgekehrt wurden beim Entfernen der Schrauben für die selbstbohrenden 17,6 Ncm und die selbstschneidenden 22,6 Ncm gemessen. Die höheren Drehmomentwerte beim Explantieren nach erfolgreicher Verweildauer im Knochen ist auf die Osseointegration zurückzuführen (Jolley und Chung, 2007; Kravitz und Kusnoto, 2007). Dennoch zeigen Studien, dass Minischrauben beim Herausdrehen frakturieren, wenn das Drehmoment die vom Hersteller angegebenen Werte überschreitet (Jolley und Chung, 2007; Okazaki et al., 2008; Vande Vannet et al., 2007). Dies konnte durch die vorliegende Studie insofern bestätigt werden, als dass alle Schrauben sowohl den durch die DIN-Norm geforderten, als auch die vom Hersteller angegebenen Drehmomentwerte standhielten.

An Beagle-Hunden konnte im Tierexperiment gezeigt werden, dass es zu einer Osseointegration von 75 % nach sechs Monaten im Unterkiefer kommt (Vande Vannet et al., 2007). Beim Menschen wird eine Knochen-Miniimplantat-Kontaktfläche von 52,6 % beschrieben (Seo et al., 2009). Zur Vermeidung von Osseointegration empfehlen einige Autoren die sofortige Belastung von kieferorthopädischen Minischrauben nach Erreichen der Primärstabilität (Chen et al., 2006). Allerdings haben andere Studien zeigen können, dass auch dies kein adäquates Mittel zur Vermeidung von Osseointegration ist. Es kam selbst nach sofortiger Belastung von kieferorthopädischen Minischrauben zur teilweisen Osseointegration bei unterschiedlichem Knochen-Implantat-Interface (Favero et al., 2007; Okazaki et al., 2008; Vande et al., 2007), da die Schrauben im Durchschnitt  $44 \pm 11$  Wochen im Knochen verweilen (Suzuki und Suzuki, 2011). Kim et al. (2005) haben in ihrer histomorphologischen und mechanischen Untersuchung gezeigt, dass Knochenumbau und Osseointegration schon früh bei kieferorthopädischen Kräften an Titanlegierungen auftreten können.

### 5.5 Klinische Schlussfolgerung

Als klinische Schlussfolgerung kann gesagt werden, dass kieferorthopädische Minischrauben als Sicher einzustufen sind, selbst vor dem Hintergrund einer möglichen Osseointegration. Alle Schrauben lagen über die vom Hersteller vorgegebenen Mindestdrehmomentgrenze von 20,0 Ncm.

## 6. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, die Abscherfestigkeit von kieferorthopädischen Minischrauben zu untersuchen, da Minischrauben zum Teil länger als vom Hersteller im Knochen verweilen, und somit zu Osseointegration kommen kann.

Insgesamt wurden 16 verschiedene kieferorthopädische Minischrauben von verschiedenen Herstellern getestet. Die Schrauben haben sich zum Teil in der Länge und Durchmesser voneinander unterschieden und bestanden alle aus dem Material Titan Grade 5. Die Messungen wurden an bis zu zehn Schrauben pro Charge durchgeführt. Insgesamt wurden somit etwa 160 Schrauben auf das Drehmomentverhalten in Abhängigkeit vom Drehwinkel untersucht. Jede Schraube wurde senkrecht in einem metallischen Probenhalter auf einer Gegenschraube platziert. Anschliessend wurde jede Schraube bis zum Schraubenhals mit dem Kunststoff Technovit 4004 aufgefüllt. Nach Aushärten des Probekörpers wurde jeder Probenhalter in eine eigens entwickelte Messvorrichtung eingespannt. Diese Vorrichtung beinhaltete ein Drehmoment- und ein Drehwinkelmessgerät, die herstellereigene Klinge für jede Schraube und eine extra geschriebene Messsoftware.

Die Klinge wurde auf dem Schraubenkopf senkrecht positioniert und arretiert und der Schraubenkopf wurde anschließend per Hand im Uhrzeigersinn abgedreht. Dabei kam es zumeist zur Schraubenfraktur bzw. zum Bruch des Probekörpers. Die Schrauben sind meistens am Übergang vom transgingivalen Anteil zum Schaft gebrochen. Das Drehmoment und der Drehwinkel wurden dabei gleichzeitig aufgezeichnet. Jede Schraubenbruchfläche und Schraubenspitze wurde nach Versuchsdurchführung fotografiert. Die Daten, die aus Drehmoment und Drehwinkel bestanden, wurden am Computer in einem Diagramm als Graph dargestellt. Anhand des Graphen wurden Fließdrehmoment und Bruchdrehmoment bestimmt.

Alle kieferorthopädischen Minischrauben haben die vom Hersteller vorgegebene Mindestgrenze von 20,0 Ncm überschritten. Dabei gab es große Unterschiede zwischen

22,7 Ncm und 90 Ncm. Es konnte gezeigt werden, dass mit zunehmendem Durchmesser das Bruchdrehmoment ansteigt.

Alle kieferorthopädischen Minischrauben sind als sicher einzustufen, wenn die Mindestbruchgrenze des Herstellers als Referenz betrachtet wird. Allerdings konnte gezeigt werden, dass das Material schon ab 11,5 Ncm beginnen kann zu fließen. Fließereignisse stellen einen kritischen Zustand des Materials dar, da nicht vorhersagbar ist, wann das Material letztendlich frakturiert. Drehmomentmessgeräte sind eine sinnvolle Ergänzung sowohl beim Inserieren also auch beim Entfernen von Minischrauben.

## 7. Literaturverzeichnis

Agarwal S, Yadav S, Shah N, Valiathan A, Uribe F, Nanda R. Correction of bilateral impacted mandibular canines with a lip bumper for anchorage reinforcement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143: 393-403

Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 597-607

Al-Falahi B, Hammad S, El-Kenawy M, Fouda M. Intrusion of maxillary incisors by mini-screw anchorage of Angle Class II division 2 malocclusion cases. *Int J Orthod Milwaukee* 2012; 23: 29-35

Almeida R, Oltramari-Navarro P, Almeida M, Conti A, Navarro Rde L, Pacenko M. The nance lingual arch: an auxiliary device in solving lower anterior crowding. *Braz Dent J* 2011; 22: 329-333

Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop* 2006; 67: 450-458

Booth-Mason S, Birnie D. Penetrating eye injury from orthodontic headgear a case report. *European Journal of Orthodontics* 1988; 10: 111-114

Brennan M, Gianelly A. The use of the lingual arch in the mixed dentition to resolve incisor crowding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117: 81-85

Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann H, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clinical Oral Implants Research* 2005; 16: 473-479

Byloff F, Kärcher H, Clar E, Stoff F. An implant to eliminate anchorage loss during molar distalization: A case report involving the Graz implant-supported pendulum, *IntJ Adult Orthod Orthog Surg* 2000; 15: 129-137

Casaglia A, Dominici F, Pachì F, Turlà R, Cerroni L. Morphological observations and Fractological considerations on orthodontics miniscrews. *Minerva Stomatol* 2010; 59: 465-476

- Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod* 2004; 5: 212-235
- Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2005; 6: 82-97
- Chaddad K, Ferreira A, Geurs N, Reddy M. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod* 2008; 78: 107-113
- Chatzigianni A, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Bourauel C. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. *Eur J Orthod* 2011 a; 33: 381-387
- Chatzigianni A, Keilig L, Duschner H, Götz H, Eliades T, Bourauel C. Comparative analysis of numerical and experimental data of orthodontic mini-implants. *Eur J Orthod* 2011 b; 33: 468-475
- Chen C, Chang C, Hsieh C, Tseng Y, Shen Y, Huang I, Yang C, Chen C. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64: 1209-1213
- Chen Y, Chen Y, Lin L, Yao C. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 283-289
- Choi Y, Lee J, Cha J, Park Y. Total distalization of the maxillary arch in a patient with skeletal Class II malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139: 823-833
- Clemmer E, Hayes E. Patient cooperation in wearing orthodontic headgear. *Am J Orthod* 1979; 75: 517-524
- Cope J. Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. *Semin Orthod* 2005; 11: 3-9
- De Clerck H, Nguyen T, de Paula L, Cevidane L. Three-dimensional assessment of mandibular and glenoid fossa changes after bone-anchored Class III intermaxillary traction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142: 25-31
- Delaire J, Verdon P, Flour Nantes J, übersetzt von Korkhaus G. Möglichkeiten und Grenzen extraoraler Kräfte in postero-anteriorer Richtung unter Verwendung der orthopädischen Maske. *Fortschr Kieferorthop* 1978; 39: 27-45

- Diedrich P, Bauer W, Berg R. Kieferorthopädie II. München: Urban & Fischer, 2000 DIN 13997: 2010-04
- Egolf R, BeGole E, Upshaw H. Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *Am J Orthod* 1990; 97: 336-348
- Favero L, Pisoni A, Paganelli C. Removal torque of osseointegrated mini-implants: an in vivo evaluation. *Eur J Orthod* 2007; 29: 443-448
- Ferro F, Funiciello G, Perillo L, Chiodini P. Mandibular lip bumper treatment and second molar eruption disturbances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139: 622-627
- Florvaag B, Kneuertz P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, Mischkowski RA. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *J Orofac Orthop* 2010; 71: 53-67
- Francioli D, Ruggiero G, Giorgetti R. Mechanical properties evaluation of an orthodontic miniscrew system for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2010; 11: 98-104
- Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop* 2004; 65: 410-418
- Frost H. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 2004; 74: 3-15
- Gedrange T, Bourauel C, Kobel C, Harzer W. Simulation of bone strain by orthodontic implants using the finite element method. *Biomed Tech (Berl)* 2003; 48: 287-290
- Gray J, Smith R. Transitional implants for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 2000; 34: 659-666
- Gupta N, Kotrashetti S, Naik V. A comparative clinical study between self tapping and drill free screws as a source of rigid orthodontic anchorage. *J Maxillofac Oral Surg* 2012; 11: 29-33
- Heidemann W, Gerlach K, Grobel K, Kollner H. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pull- out analysis of osteosynthesis screws. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26: 50-55

- Hernandez L, Montoto G, Puente Rodriguez M, Galban L, Martinez V. 'Bone map' for a safe placement of miniscrews generated by computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 576-581
- Holland G, Wallace D, Mondino B, Cole S, Ryan S. Severe Ocular Injuries From Orthodontic Headgear. *Arch Ophthalmol* 1985; 103: 649-651
- Ishii T, Nojima K, Nishii Y, Takaki T, Yamaguchi H. Evaluation of the implantation position of mini-screws for orthodontic treatment in the maxillary molar area by a micro CT. *Bull Tokyo Dent Coll* 2004; 45: 165-172
- Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17: 8-18
- Jolley T, Chung C. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *J Clin Orthod* 2007; 41: 326-328
- Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. München: Urban & Fischer, 2001
- Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31: 763-767
- Kim S, Cho J, Chung K, Kook Y, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 36-43
- Kingsley, N. Oral deformities. New York, D. Appleton Co., 1880
- Kinzinger G, Diedrich P. Pendelapparaturen zur kooperationsunabhängigen Molarendistalisation im Oberkiefer. *Inf Orthod Kieferorthop* 2002; 34: 17-34
- Kinzinger G, Gülden N, Yildizhan F, Hermanns-Sachweh B, Diedrich P. Anchorage efficacy of palatally-inserted miniscrews in molar distalization with a periodontally/mini-screw-anchored Distal Jet. *J Orofac Orthop* 2008; 69: 110-120
- Kloehn S. Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. *Angle Orthod* 1947; 17: 10-33
- Kravitz N, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 43-51
- Lee J, Park H, Kyung H. Micro-implant anchorage for lingual treatment of a skeletal Class II malocclusion. *J Clin Orthod* 2001; 35: 643-647

- Lietz T. Mini-screws—aspects of assessment and selection among different systems. In: Ludwig B, Baumgaertel S, Bowman J, editors. Mini-implants in orthodontics. London: Quintessence; 2008. p. 11-72
- Lima G, Soares M, Penha S, Romano M. Comparison of the fracture torque of different Brazilian mini-implants. *Braz Oral Res* 2011; 25: 116-121
- Ludwig B, Böhm B. Mini-Implantate in der Kieferorthopädie: innovative Verankerungskonzepte. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2007
- Melsen B, Lang N. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 144-152
- Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Semin Orthod* 2005; 11: 24-31
- Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 373-378
- Musilli M, Marsico M, Romanucci A, Grampone F. Molar uprighting with mini screws: comparison among different systems and relative biomechanical analysis. *Prog Orthod* 2010; 11: 166-173
- Nance H. The limitation of orthodontic treatment. *Am J Orthod Oral Surg* 1947; 33: 253-301
- Nevant C, Buschang P, Alexander R, Steffen J. Lip bumper therapy for gaining arch length. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 330-336
- Newton I. *Philosophiae naturalis principia mathematica*. Bd.1: Tomus Primus, 1739 S.23
- Nicolas G, Bart V. Aspects in post-orthodontic removal of Orthosystem implants. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 1290-1294
- Okazaki J, Komasa Y, Sakai D, Kamada A, Ikeo T, Toda I. A torque removal study on the primary stability of orthodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37: 647-650
- Oppenheim, A.: *Biology Orthodontic Therapy and Reality*. *Angle Orthod* 1936; 6: 153-183

- Papadopoulos M, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: e6-e15
- Park H, Kwon T, Sung J. Nonextraction treatment with microscrew implants. *Angle Orthod* 2003; 74: 539-549
- Park H, Kwon O, Sung J. Uprighting second molars with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2004; 38: 100-103
- Park H, Jeong S, Kwon O. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 18-25
- Pauls A, Nienkemper M, Drescher D. Accuracy of torque-limiting devices for mini-implant removal: an in vitro study. *J Orofac Orthop* 2013; 74: 205-216
- Phillips J, Rahn B. Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped screws. *Plast Reconstr Surg* 1989; 83: 447-456
- Pithon M, Nojima M, Nojima L. In vitro evaluation of insertion and removal torques of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011; 40: 80-85
- Pithon M, Nojima M, Nojima L. Primary stability of orthodontic mini-implants inserted into maxilla and mandible of swine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012; 113: 748-754
- Pithon M, Figueiredo D, Oliveira D. Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *J Oral Maxillofac Surg* 2013; 71: 479-486
- Poggio P, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006; 76: 191-197
- Prabhu J, Cousley R. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod* 2006; 33: 288-307
- Präger T, Mischkowski R, Laube N, Jost-Brinkmann P, Müller-Hartwich R. Remodeling along the bone-screw interface. *J Orofac Orthop* 2008; 69: 337-348
- Proffit W, Fields H, Sarver D. *Contemporary Orthodontics*. Mosby: Elsevier, 2013

- Reddy V, Parmar R, Jamadar I, Reddy R, Reddy D. A simple mini-screw assembly for simultaneous molar uprighting and distalization a case of adjunctive adult orthodontics. *Int J Orthod Milwaukee* 2013; 24: 25-28
- Reicheneder C, Rottner K, Bokan I, Mai R, Lauer G, Richter G, Gedrange T, Proff P. Mechanical loading of orthodontic miniscrews—significance and problems: an experimental study. *Biomedical Equipment Technician Berlin* 2008; 53: 242-245
- Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 564
- Ricketts R. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part II. *Am J Orthod* 1976; 70: 359-397
- Schmuth G. *Kieferorthopädie: 20 Tabellen*. Stuttgart; New York: Thieme, 1994
- Seo W, Kim S, Chung K, Nelson G. A pilot study of the osseointegration potential of a surface-treated mini-implant: bone contact of implants retrieved from patients. *World J Orthod* 2009; 10: 202-210
- Sharma M, Sharma V, Khanna B. Mini-screw implant or transpalatal arch-mediated anchorage reinforcement during canine retraction: a randomized clinical trial. *J Orthod* 2012; 39: 102-110
- Singh P, Cox S. Nance palatal arch: a cautionary tale. *J Orthod* 2009; 36: 272-276
- Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jäger A, Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J Orofac Orthop* 2009; 70: 115-127
- Suzuki E, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139: 669-678
- Trisi P, Rebaudi A. Progressive bone adaptation of titanium implants during and after orthodontic load in humans. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; 22: 31-43
- Upadhyay M, Yadav S, Patil S. Mini-implant anchorage for en-masse retraction of maxillary anterior teeth: a clinical cephalometric study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 803-810

- Vande Vannet B, Sabzevar M, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod* 2007; 29: 437-442
- Walter A, Winsauer H, Marcé-Nogue J, Mojal S, Puigdollers A. Design Characteristics, Primary Stability and Risk of Fracture of Orthodontic Mini-Implants: Pilot Scan Electron Microscope and Mechanical Studies. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2013
- Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the over-tightening of orthodontic microscrews. *Journal of Orofacial Orthopedics* 2008; 69: 121-134
- Wehrbein H, Göllner P. Skeletal anchorage in orthodontics - basics and clinical application. *J Orofac Orthop* 2007; 68: 443-461
- Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics* 2006; 67: 162-174
- Wilmes B, Ottenstreuer S, Su Y, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2008 a; 69: 42-50
- Wilmes B. Fields of application of mini-implants, in *Mini-Implants in Orthodontics: Innovative Anchorage Concepts*, ed. Ludwig B., Baumgaertel S., Bowman S.J., Quintessence Publishing, London, 2008 b, 91
- Wilmes B, Drescher D, Nienkemper M. A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 2009 ; 43: 494-501
- Wilmes B, Drescher D. Application and effectiveness of the Beneslider: a device to move molars distally. *World J Orthod* 2010 a; 11: 331-340
- Wilmes B, Nienkemper M, Drescher D. Application and effectiveness of a mini-implant- and tooth-borne rapid palatal expansion device: the hybrid hyrax. *World J Orthod* 2010 b; 11: 323-330
- Wilmes B, Drescher D. Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011 a; 40: 697–703
- Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. *Eur J Orthod* 2011 b; 33: 396-401

Wilmes B, Nienkemper M, Ludwig B, Kau CH, Pauls A, Drescher D. Esthetic Class II treatment with the Beneslider and aligners. *J Clin Orthod* 2012; 46: 390-398

Wu T, Kuang S, Wu C. Factors associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: a study of 414 samples in Taiwan. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67: 1595-1599

Yao C, Lai E, Chang J, Chen I, Chen Y. Comparison of treatment outcomes between skeletal anchorage and extraoral anchorage in adults with maxillary dentoalveolar protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 615-624

Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur J Orthod* 2006; 28: 541-546

Youn S. Midline correction with mini-screw anchorage and lingual appliances. *J Clin Orthod* 2006; 40: 314-322

Ziebura T, Flieger S, Wiechmann D. Mini-implants in the palatal slope a retrospective analysis of implant survival and tissue reaction. *Head Face Med* 2012; 8: 32